



TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO ECOLÓGICO DEL
PERFIL MULTI-UBICACIÓN DE
CARGA EXTERNA EN BALONCESTO
MEDIANTE ACELEROMETRÍA**

CARLOS DAVID GÓMEZ CARMONA

PROGRAMA DE DOCTORADO EN CIENCIAS DEL DEPORTE

2022



TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO ECOLÓGICO DEL
PERFIL MULTI-UBICACIÓN DE
CARGA EXTERNA EN BALONCESTO
MEDIANTE ACELEROMETRÍA**

CARLOS DAVID GÓMEZ CARMONA

PROGRAMA DE DOCTORADO EN CIENCIAS DEL DEPORTE

CONFORMIDAD DE LOS DIRECTORES

SERGIO JOSÉ IBÁÑEZ GODOY
JOSÉ PINO ORTEGA

**La conformidad de los directores de la tesis consta en
el original en papel de esta Tesis Doctoral**

2022

UNIVERSIDAD DE  EXTREMADURA

TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO ECOLÓGICO DEL
PERFIL MULTI-UBICACIÓN DE
CARGA EXTERNA EN BALONCESTO
MEDIANTE ACELEROMETRÍA**

CARLOS DAVID GÓMEZ CARMONA

PROGRAMA DE DOCTORADO EN CIENCIAS DEL DEPORTE

2022

Dedicado a...

Mis padres, D. Juan Carlos Gómez Caparrós y Dña. Pilar Carmona de Maya, por ser la luz que guía mi camino, por su apoyo incondicional, su comprensión y ser mi ejemplo, transmitirme los valores del deporte, la entrega, el sacrificio, la constancia y la valentía necesaria para continuar en esta travesía y llegar hasta la cima. Espero que estéis orgullosos de mí.

Mi pareja, mi amiga, mi compañera, mi amor, Papu, has hecho de mí una persona que nunca me hubiese imaginado que podría ser. Por aparecer y rescatarme, y por disfrutar juntos de los buenos momentos y apoyarme en los malos cuando más lo necesitaba. Gracias por confiar en mí.

Mi abuelo, por sus consejos, sus vivencias y su forma de entender la vida, desde el cielo espero que estés orgulloso de tu nieto mayor.

AGRADECIMIENTOS

La presente tesis doctoral surgió como surgen las grandes ideas de la humanidad, en el momento más inesperado, cuando personas inquietas se juntan en un chiringuito de la playa granadina a confrontar y reflexionar sus ideas y pensamientos que finalmente quedaron plasmados con el boli de las comandas del camarero en un mantel de papel. Normalmente, se suelen manchar de comida y líquidos espirituosos, pero en este caso se llenó de conceptos interconectados que dieron como germen esta tesis doctoral.

Por todo ello, quiero agradecer en primer lugar a mis **directores de tesis**, al Catedrático Dr. Sergio José Ibáñez Godoy, así como al Dr. José Pino Ortega. **Sergio**, he aprendido mucho de ti, más de lo que te puedes imaginar, y no sólo en lo académico. Gracias por tus consejos mañaneros, y sobre todo por la paciencia que has tenido conmigo, me costó al principio pero al final he conseguido ver el bosque, con algún “reset” de por medio que se quedará entre nosotros. **Pepe**, agradecer todo tu apoyo y ayuda que me has mostrado siempre en la distancia, incluso en los malos momentos donde me ayudaste a seguir adelante a pesar de todos los imprevistos que iban surgiendo. Gracias por tu comprensión y paciencia, y por confiar en mí cuando las fuerzas flaqueaban. Sin vuestro apoyo, ni estas ni otras muchas realidades hubieran sido posibles.

A mis **compañeros del Grupo de Optimización del Entrenamiento y del Rendimiento Deportivo (GOERD) de la Universidad de Extremadura**. En primer lugar a **David Mancha**, eres grande por fuera pero mucho más en tu interior, encontrarme contigo ha sido una de las mejores casualidades, tus valores, tu pasión, tu entrega y tu compañerismo me han hecho mejor académica y personalmente. Una gran parte de este trabajo es tuyo. A **María Reina**, gracias a tu cercanía y amabilidad, me llevo a una gran persona y profesional de un deporte en el que no era experto, pero tú has contribuido enormemente a ayudarme en su comprensión y a disfrutar del mismo. A **Laura Cáceres**, llegaste la última en este viaje pero sin ti los desayunos y las mañanas no serán lo mismo, siempre alegre y dispuesta a colaborar en todo lo que se propone. Además, hacer extensible el agradecimiento a todos los

doctorandos y alumnos de grado/máster que habéis trabajado codo con codo durante este proceso, un pedacito de este trabajo también es vuestro. Finalmente, agradecer a los **profesores integrantes del grupo**: Sebastián Feu Molina, Antonio Antúnez Medina, Jesús Muñoz Jiménez, Kiko León Guzmán, Luis Gonzalo Córdoba, Javier García Rubio y José Martín Gamonales.

Agradecer a todos los profesores durante mi estancia de investigación en la Universidad Nacional de Costa Rica, y en especial al director de la escuela **Braulio Sánchez**, al jefe del Centro de Investigación y Diagnóstico en Salud y Deporte **Randall Gutiérrez**, y a mi compañero y amigo **Daniel Rojas**, por su amabilidad y predisposición a ayudarme en mi formación durante mi estancia de investigación, además de enseñarme todos los rincones de ese maravilloso país del que me traigo un grato recuerdo. Por todo ello, os estaré siempre agradecido.

A los clubes **San Antonio Cáceres Basket** y **Club Baloncesto Al-Qazeres**, gracias por permitirme evaluar a vuestros jugadores de donde han partido los estudios de aplicación práctica de esta tesis doctoral, tan necesarios para el conocimiento de la carga física que suponen las acciones específicas del baloncesto.

Por último, agradecer a **Alejandro Bastida Castillo**, fuiste mi compañero de piso durante el grado, eres mi compañero de investigación y serás por siempre un gran apoyo durante mi vida. Nuestras experiencias juntos marcan nuestra relación personal y profesional, tu compañía me ha hecho ser mejor investigador y persona, y en este trayecto no podría pedir mejor persona a mi lado. Gracias por tu lealtad incondicional.

“Reunirse es un comienzo, permanecer juntos es un progreso y trabajar juntos constituye el éxito”

Henry Ford

AGRADECIMIENTOS INSTITUCIONALES

Trabajo desarrollado dentro del Grupo de Optimización del Entrenamiento y Rendimiento Deportivo (G.O.E.R.D.) de la Facultad de Ciencias del Deporte de la Universidad de Extremadura.



Este trabajo ha sido parcialmente subvencionado por la Ayuda a los Grupos de Investigación (GR18170) del Gobierno de Extremadura (Consejería de Empleo, Empresa e Innovación); con la aportación de la Unión Europea a través de los Fondos Europeos de Desarrollo Regional.



El doctorando Carlos D. Gómez Carmona ha realizado la presente Tesis Doctoral gracias a las Ayudas para la Formación del Profesorado Universitario (FPU) con identificación de proyecto FPU17/00407 del Ministerio de Innovación, Ciencia y Universidades del Gobierno de España.





ÍNDICES

Estudio Ecológico del Perfil Multi-Ubicación de Carga Externa en Baloncesto mediante Acelerometría

“La distancia entre tus sueños y tu realidad se llama acción”

Anónimo

Índice de Contenidos

Índice de Contenidos	I
Índice de Figuras	VII
Índice de Tablas	XI
Índice de Ecuaciones	XIII
Índice de Abreviaturas	XV
<hr/>	
Resumen	5
Abstract	7
<hr/>	
CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN	13
<hr/>	
CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO	23
2.1. Deporte, clasificación y modalidades deportivas de invasión	24
2.1.1. Definición de deporte	24
2.1.2. Clasificación del deporte	25
2.1.3. Indicadores de rendimiento en los deportes de invasión	27
2.2. Demandas físico-fisiológicas en los deportes de invasión	28
2.2.1. ¿Qué es la carga de trabajo? Diferencias entre carga interna y externa.	28
2.2.2. Métodos para la cuantificación de la carga interna y externa	30
2.2.3. Cuantificación de la carga de trabajo en baloncesto	32
2.3. Métodos para la cuantificación de la carga externa en los deportes de invasión	35
2.3.1. Análisis observacional	36
2.3.1.1. Descripción e inicio de la técnica	36
2.3.1.2. Aspectos a tener en cuenta en el uso del análisis observacional	36
2.3.2. Seguimiento basado en sistemas ópticos	39
2.3.2.1. Descripción y principios de funcionamiento	39
2.3.2.2. Consideraciones en el uso del seguimiento basado en sistemas ópticos	40
2.3.3. Sistemas de navegación por satélite	41
2.3.3.1. Descripción y principios de funcionamiento	41
2.3.3.2. Consideraciones en el uso de la tecnología de seguimiento por satélite	43
2.3.4. Sistemas de seguimiento por radiofrecuencia	46
2.3.4.1. Descripción y principios de funcionamiento	46
2.3.4.2. Consideraciones del uso de la tecnología de seguimiento por radiofrecuencia	48
2.3.5. Microtecnología	50
2.3.5.1. Definición y descripción de los microsensores utilizados para el registro en las ciencias del deporte	50
2.3.5.2. Aplicaciones de la microtecnología en el deporte	51
2.3.5.3. Consideraciones para el uso de los microsensores	52
2.3.6. Ventajas e inconvenientes de las diferentes tecnologías para la cuantificación de la carga externa en los deportes de invasión	53
2.4. Uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga externa	57
2.4.1. ¿Qué es un acelerómetro?	57
2.4.2. Tipos y principios bajo los que actúan	58
2.4.3. Cuantificación de la carga mediante acelerometría en los deportes de invasión	60

2.4.4. Aspectos a destacar para el análisis de la carga basada en la acelerometría	61
2.4.4.1. Ubicación del dispositivo	61
2.4.4.2. Validez y Fiabilidad	63
2.4.4.3. Frecuencia de muestreo	65
2.4.4.4. Temperatura de funcionamiento	66
2.4.5. Consideraciones de uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga en el deporte	66
2.5. Transmisión de la carga externa a través de las estructuras musculoesqueléticas	68
2.5.1. Carga fisiológica vs Carga biomecánica: Implicación en el rendimiento deportivo	68
2.5.2. ¿Cómo se comporta el cuerpo humano durante el movimiento?	71
2.5.3. Factores internos y externos que influyen en la transmisión de cargas por el cuerpo humano	73
<hr/>	
CAPÍTULO 3. OBJETIVOS	79
3.1. Origen y planteamiento de la investigación	79
3.2. Objetivos generales	80
<hr/>	
CAPÍTULO 4. INSTRUMENTOS	87
4.1. Dispositivo inercial WIMU PRO™	88
4.2. Traje integral para la evaluación multi-ubicación	90
4.3. Sistema de seguimiento por radiofrecuencia de ultra banda ancha	92
4.4. Células fotoeléctricas con emisión mediante pulsador de Ant+	93
4.5. Software SVIVO™	95
4.6. Software SPRO™	96
4.7. Registro antropométricos y composición corporal	97
4.8. Batería de test para la evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa	98
<hr/>	
CAPÍTULO 5. ESTUDIOS DESARROLLADOS	105
5.1. Objetivo I. Conocer el estado actual del conocimiento científico acerca del uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga en los deportes de invasión, con la finalidad de concluir recomendaciones para su aplicación práctica y la investigación	105
5.1.1. Estudio I: Accelerometry as a method for external workload monitoring in invasion team sports. A systematic review	106
5.1.1.1. Justificación	106
5.1.1.2. Objetivos	107
5.1.1.3. Método	107
5.1.1.4. Resultados	111
5.2. Objetivo II. Analizar la precisión de los acelerómetros a utilizar para la evaluación de la carga externa en múltiples ubicaciones anatómicas, así como determinar el efecto de diferentes aspectos en la medición (indicador de carga y frecuencia de muestreo).	119
5.2.1. Estudio II. Static and dynamic reliability of WIMU PRO™ accelerometers according to anatomical placement	119
5.2.1.1. Justificación	119
5.2.1.2. Objetivos	119
5.2.1.3. Método	120
5.2.1.4. Resultados	125
5.2.2. Estudio III. Accelerometry-based external load indicators in sport: too many options, same practical outcome?	130
5.2.2.1. Justificación	130
5.2.2.2. Objetivos	131
5.2.2.3. Método	131
5.2.2.4. Resultados	136

5.2.3. Estudio IV. What is the most suitable sampling frequency to register accelerometry-based workload? A case study in soccer	140
5.2.3.1. <i>Justificación</i>	140
5.2.3.2. <i>Objetivos</i>	141
5.2.3.3. <i>Método</i>	141
5.2.3.4. <i>Resultados</i>	145
5.3. Objetivo III. Diseñar y validar una batería de test de campo que permita la evaluación multi-ubicación de carga externa en los deportes de invasión	148
5.3.1. Estudio V: Design and validity of a field test battery for assessing multi-location external load profile in invasion team sports	148
5.3.1.1. <i>Justificación</i>	148
5.3.1.2. <i>Objetivos</i>	149
5.3.1.3. <i>Método</i>	149
5.3.1.4. <i>Resultados</i>	155
5.4. Objetivo IV. Caracterizar el perfil multi-ubicación de la carga externa durante test de laboratorio y test de campo que simulen las exigencias de la competición, comparando la carga soportada en función de las ubicaciones anatómicas, segmentos corporales, lateralidad y sexo con un análisis inter e intra-sujeto.	176
5.4.1. <i>Justificación</i>	176
5.4.2. <i>Método</i>	178
5.4.2.1. <i>Diseño</i>	178
5.4.2.2. <i>Participantes</i>	178
5.4.2.3. <i>Variables analizadas</i>	180
5.4.2.4. <i>Pruebas utilizadas para la evaluación multi-ubicación</i>	182
5.4.2.5. <i>Procedimiento</i>	186
5.4.3. Estudio VI: Multi-location external workload profile in U-18 soccer players	189
5.4.3.1. <i>Objetivos</i>	189
5.4.3.2. <i>Análisis estadístico</i>	190
5.4.3.3. <i>Resultados</i>	192
5.4.4. Estudio VII: Assessment of the Multi-Location External Workload Profile in the Most Common Movements in Basketball	195
5.4.4.1. <i>Objetivos</i>	195
5.4.4.2. <i>Análisis estadístico</i>	195
5.4.4.3. <i>Resultados</i>	196
5.4.5. Estudio VIII: Multi-Location External Workload Profile in Women's Basketball Players. A Case Study at the Semiprofessional-Level	201
5.4.5.1. <i>Objetivos</i>	201
5.4.5.2. <i>Análisis estadístico</i>	201
5.4.5.3. <i>Resultados</i>	202
5.4.6. Estudio IX: Characterization and Sex-Related Differences on the Multi-Location External Workload Profile In Semiprofessional Basketball Players. A Cross-Sectional Study	207
5.4.6.1. <i>Objetivos</i>	207
5.4.6.2. <i>Análisis estadístico</i>	207
5.4.6.3. <i>Resultados</i>	208
5.4.7. Estudio X: Effect of isolated vs in-game curvilinear displacements in multi-location external workload profile. A case study in semiprofessional basketball players.	213
5.4.7.1. <i>Objetivos</i>	213
5.4.7.2. <i>Análisis estadístico</i>	213
5.4.7.3. <i>Resultados</i>	214
5.4.8. Estudio XI: Exploring Physical Fitness Profile of Male and Female Semi-professional Basketball Players through Principal Component Analysis. A Case Study.	218
5.4.8.1. <i>Objetivos</i>	218
5.4.8.2. <i>Análisis estadístico</i>	218
5.4.8.3. <i>Resultados</i>	219
5.5. Resumen de los resultados obtenidos en los estudios que componen la presente Tesis Doctoral.	222

CAPÍTULO 6. DISCUSIÓN	231
6.1. Objetivo I. Conocer el estado actual del conocimiento científico acerca del uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga en los deportes de invasión, con la finalidad de concluir recomendaciones para su aplicación práctica	232
6.1.1. Competición vs Entrenamiento	232
6.1.2. Ubicación del dispositivo	235
6.1.3. Indicadores de carga basados en la acelerometría	237
6.1.4. Características técnicas de los acelerómetros	240
6.1.5. Modalidades deportivas, sexo y categoría	242
6.2. Objetivo II. Analizar la precisión de los acelerómetros a utilizar para la evaluación de la carga externa en múltiples ubicaciones anatómicas, así como determinar el efecto de diferentes aspectos en la medición (indicador de carga y frecuencia de muestreo).	245
6.2.1. Precisión del sensor acelerómetro	245
6.2.1.1. Evaluación de laboratorio	246
6.2.1.2. Evaluación del esfuerzo continuo e intermitente	247
6.2.2. Indicadores de carga basados en la acelerometría	249
6.2.3. Frecuencia de muestreo	253
6.3. Objetivo III. Diseñar y validar una batería de test de campo que permita la evaluación multi-ubicación de carga externa en los deportes de invasión	256
6.4. Objetivo IV. Caracterizar el perfil multi-ubicación de la carga externa durante test de laboratorio y test de campo que simulen las exigencias de la competición, comparando la carga soportada en función de las ubicaciones anatómicas, segmentos corporales, lateralidad y sexo con un análisis inter e intra-sujeto.	259
6.4.1. Caracterización del perfil multi-ubicación de carga externa durante un test incremental de carrera a pie en condiciones de laboratorio	259
6.4.2. Representación del perfil multi-ubicación de carga externa durante los desplazamientos más comunes en baloncesto en jugadores masculinos	264
6.4.3. Determinación del perfil multi-ubicación de carga externa durante los desplazamientos más comunes en baloncesto en jugadoras femeninas	269
6.4.4. Comparación del perfil multi-ubicación de carga externa durante los desplazamientos más comunes en baloncesto según el sexo	273
6.4.5. Análisis del perfil multi-ubicación de carga externa durante los desplazamientos curvilíneos aislados y el juego real	279
6.4.6. Identificación del perfil físico en los desplazamientos más comunes en baloncesto en función del sexo mediante análisis de componentes principales	283
6.5. Discusión global de los objetivos de la presente Tesis Doctoral	288
CAPÍTULO 7. CONCLUSIONES Y APLICACIONES PRÁCTICAS	299
7.1. Conclusiones y Aplicaciones Prácticas	299
7.1.1. Objetivo I. Conocer el estado actual del conocimiento científico acerca del uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga en los deportes de invasión, con la finalidad de concluir recomendaciones para su aplicación práctica	299
7.1.2. Objetivo II. Analizar la precisión de los acelerómetros a utilizar para la evaluación de la carga externa en múltiples ubicaciones anatómicas, así como determinar el efecto de diferentes aspectos en la medición como el indicador de carga utilizado y la frecuencia de muestreo.	302
7.1.2.1. Análisis de la precisión de la herramienta	302
7.1.2.2. Indicadores de carga basados en la acelerometría	303
7.1.2.3. Frecuencia de muestreo	304

7.1.3. Objetivo III. Diseñar y validar una batería de test de campo que permita la evaluación multi-ubicación de carga externa en los deportes de invasión	306
7.1.4. Objetivo IV. Caracterizar el perfil multi-ubicación de la carga externa durante test de laboratorio y test de campo que simulen las exigencias de la competición, comparando la carga soportada en función de las ubicaciones anatómicas, segmentos corporales, lateralidad y sexo con un análisis inter e intra-sujeto.	307
7.1.4.1. <i>Caracterización del perfil multi-ubicación de carga externa durante un test incremental de carrera a pie en condiciones de laboratorio</i>	307
7.1.4.2. <i>Representación del perfil multi-ubicación de carga externa durante los desplazamientos más comunes en baloncesto en jugadores masculinos</i>	308
7.1.4.3. <i>Descripción del perfil multi-ubicación de carga externa durante los desplazamientos más comunes en baloncesto en jugadoras femeninas</i>	309
7.1.4.4. <i>Comparación del perfil multi-ubicación de carga externa durante los desplazamientos más comunes en baloncesto en función del sexo</i>	310
7.1.4.5. <i>Análisis del perfil multi-ubicación de carga externa durante los desplazamientos curvilíneos aislados y durante el juego real en baloncesto</i>	312
7.1.4.6. <i>Identificación del perfil físico en los desplazamientos más comunes en baloncesto en función del sexo mediante análisis de componentes principales</i>	313
7.1.5. Resumen de las conclusiones obtenidas en la Tesis Doctoral	315
7.2. Conclusions and Practical Applications	318
7.2.1. Objective I. To know the current state of scientific knowledge about the use of accelerometry for load quantification in invasion sports, to conclude recommendations for its practical application.	318
7.2.2. Objective II. To analyse the precision of the accelerometers for assessing external load in multiple anatomical locations, as well as to determine the effect of different aspects in the measurement such as accelerometry-based index and sampling frequency.	320
7.2.2.1. <i>Tool precision analysis</i>	320
7.2.2.2. <i>Accelerometry-based external load indexes</i>	321
7.2.2.3. <i>Sampling frequency</i>	322
7.2.3. Objective III. Design and validate a field test battery that allows multi-location evaluation of external load in invasion sports	323
7.2.4. Objective IV. To characterize the multi-location external load profile during laboratory and field tests that simulate the demands of competition, comparing the load supported regarding anatomical locations, body segments, laterality and sex with an inter and intra-subject analysis.	324
7.2.4.1. <i>Characterization of the multi-location external load profile during an incremental running test under laboratory conditions</i>	324
7.2.4.2. <i>Representation of the multi-location external load profile of the most common movements in male basketball players</i>	325
7.2.4.3. <i>Description of the multi-location external load profile during the most common movements in female basketball players</i>	326
7.2.4.4. <i>Comparison of the multi-location profile of external load during the most common displacements in basketball according to gender.</i>	327
7.2.4.5. <i>Analysis of the multi-location external load profile during isolated curvilinear displacements and basketball game</i>	328
7.2.4.6. <i>Identification of the physical profile in the most common movements in basketball according to sex through principal component analysis.</i>	329
7.2.5. Summary of the conclusions obtained in the Doctoral Thesis	331

CAPÍTULO 8. FORTALEZAS, LIMITACIONES Y PROSPECTIVAS DE FUTURO	339
8.1. <i>Fortalezas</i>	339
8.2. <i>Limitaciones</i>	340
8.3. <i>Prospectivas de futuro</i>	341
CAPÍTULO 9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	347
CAPÍTULO 10. ARTÍCULOS COMPLETOS	385
10.1. <i>Estudio I: Accelerometry as a method for external workload monitoring in invasion team sports. A systematic Review</i>	385
10.2. <i>Estudio II. Static and dynamic reliability of WIMU PRO™ accelerometers according to anatomical placement</i>	411
10.3. <i>Estudio III. Accelerometry-based external load indicators in sport: too many options, same practical outcome?</i>	423
10.4. <i>Estudio IV. What is the most suitable sampling frequency to register accelerometry-based workload? A case study in soccer</i>	437
10.5. <i>Estudio V. Design and validity of a field test battery for assessing multi-location external load profile in invasion team sports</i>	445
10.6. <i>Estudio VI. Multi-location external workload profile in U-18 soccer players</i>	471
10.7. <i>Estudio VII. Assessment of the Multi-Location External Workload Profile in the Most Common Movements in Basketball</i>	487
10.8. <i>Estudio VIII. Multi-Location External Workload Profile in Women's Basketball Players. A Case Study at the Semiprofessional-Level</i>	499
10.9. <i>Estudio IX. Characterization and Sex-Related Differences on the Multi-Location External Workload Profile in Semiprofessional Basketball Players. A Cross-Sectional Study</i>	513
10.10. <i>Estudio X. Effect of isolated vs in-game curvilinear displacements in multi-location external workload profile. A case study in semiprofessional basketball players</i>	533
10.11. <i>Estudio XI. Exploring Physical Fitness Profile of Male and Female Semi-professional Basketball Players through Principal Component Analysis. A Case Study.</i>	543
CAPÍTULO 11. ANEXOS	561
11.1. <i>Informe del Comité de Bioética de la Universidad de Extremadura (67/2017)</i>	561
11.2. <i>Informe del Comité de Bioética de la Universidad de Extremadura (232/2019)</i>	562
11.3. <i>Certificado de Estancia Internacional en la Universidad Nacional de Costa Rica</i>	563
11.4. <i>Certificado de Estancia Nacional en la Universidad de Murcia</i>	564

Índice de Figuras

Figura 1.	Proceso seguido durante el desarrollo de la Tesis Doctoral	14
Figura 2.	Clasificación de los deportes formales propuesta por Read y Edwards (1992).	26
Figura 3.	Esquema teórico del proceso de entrenamiento (adaptado de Impellizzeri et al., 2019)	29
Figura 4.	Ilustración del seguimiento basado en sistemas ópticos mediante un sistema de 16 cámaras en un terreno de juego de fútbol (elaboración propia).	39
Figura 5.	Representación gráfica (a) del funcionamiento de la tecnología de seguimiento por satélite y de los diferentes aspectos que influyen en la precisión (b) dilución horizontal, (c) algoritmos de filtrado, (d) frecuencia de muestreo, (e) condiciones climáticas y estructuras alrededor de la zona de registro y (f) ubicación del receptor (elaboración propia).	45
Figura 6.	Representación gráfica de la situación de los nodos (antenas) y la comunicación entre las mismos en un sistema de seguimiento por radiofrecuencia mediante la tecnología de ultra-banda ancha (UWB) con 8 antenas (elaboración propia).	46
Figura 7.	Microsensores comerciales (a) acelerómetro, (b) giróscopo, y (c) magnetómetro.	51
Figura 8.	La aceleración neta que actúa a lo largo del eje sensible medida por un acelerómetro (extraído de Mathie et al., 2004).	58
Figura 9.	Un modelo de un sistema dinamómetro-masa (extraído de Mathie et al., 2004).	59
Figura 10.	Sensores que componen el dispositivo inercial WIMU PRO™ (elaborado a partir https://wimu.es/wp-content/uploads/2021/08/DOSSIER-FINAL_.pdf).	61
Figura 11.	Dirección de los ejes vertical, medio-lateral y antero-posterior con respecto al cuerpo humano (extraído de Mathie et al., 2004).	63
Figura 12.	Carga de trabajo fisiológica vs carga de trabajo biomecánica (adaptado de Vanrenterghem et al. (2017).	71
Figura 13.	Representación gráfica del (A) modelo masa-muelle durante la carrera, (B) modelo complejo masa-muelle y (C) modelo simple masa-muelle.	72
Figura 14.	Relación de la finalidad de la Tesis Doctoral con los correspondientes objetivos de los estudios en cuantificación multi-ubicación de carga externa en los deportes de invasión.	81
Figura 15.	Ubicación de los dispositivos (A) forma individual y (B) mediante mono integral	91
Figura 16.	Representación gráfica de la situación de los nodos (antenas) y la comunicación entre las mismos en el sistema de seguimiento por radiofrecuencia mediante la tecnología de ultra-banda ancha (UWB) del dispositivo WIMU PRO™ compuesto por 8 antenas.	92
Figura 17.	Sistema de células fotoeléctricas Chronojump.	94
Figura 18.	Modificación del sistema de células fotoeléctricas con un pulsador de Ant+ (a) sistema completo, (b) reflectante, (c) célula fotoeléctrica, (d) pulsador Ant+ y (e) cable RCA para conectar célula fotoeléctrica y pulsador Ant+ (adaptado de Bastida-Castillo et al., 2017).	94
Figura 19.	Software SVIVO™.	95
Figura 20.	Software SPRO™.	96
Figura 21.	Tallímetro de pared y monitor de composición corporal.	97

Figura 22.	Pruebas que conforman la batería específica para la evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa en deportes de invasión.	99
Figura 23.	Diagrama de flujo PRISMA donde se muestra la identificación, filtrado, elegibilidad y selección de los estudios relevantes en esta revisión sistemática.	111
Figura 24.	(a) Evolución de las publicaciones científicas, (b) revistas científicas, (c) tipo de sesión, (d) nivel competitivo (e) y sexo de los participantes en los estudios seleccionados que utilizan los indicadores de carga basados en la acelerometría para la monitorización de carga en los deportes de invasión.	114
Figura 25.	Clasificación de los estudios seleccionados en relación a la localización anatómica, modelo del dispositivo y compañía, índice de carga basado en la acelerometría y deporte colectivo de invasión analizado.	116
Figura 26.	Visualización de la señal de datos AceIT durante la prueba SAFT ⁹⁰ a través del software S PRO TM .	121
Figura 27.	Fijación del dispositivo en uno de los participantes en la presente investigación.	124
Figura 28.	Gráficos de regresión lineal entre dos dispositivos inerciales para cuantificar la variable AceIT en la prueba de carrera incremental en la prueba de carrera incremental en cinta rodante y la prueba SAFT ⁹⁰	128
Figura 29.	Gráficos de Bland-Altman que representan el grado de acuerdo entre dos dispositivos inerciales para cuantificar la variable AceIT en la prueba de carrera incremental en cinta rodante y la prueba SAFT ⁹⁰	129
Figura 30.	Gráficos de Bland-Altman para analizar las diferencias entre frecuencias de muestro registradas en periodos de 5 minutos del indicador de carga basado en la acelerometría PlayerLoad _{RT} en jugadores jóvenes de fútbol.	147
Figura 31.	Diseño de la prueba 30-15 IFT (tomado de Buchheit, 2018)	159
Figura 32.	Diseño para la evaluación de la habilidad de esprint repetidos en la versión (a) global, (b) fútbol, (c) baloncesto, y (d) balonmano.	162
Figura 33.	Diseño de los test para la valoración del desplazamiento curvilíneo en las modalidades deportivas de (a) fútbol, (b) baloncesto, y (c) balonmano.	164
Figura 34.	Diseño de los juegos reducidos en función de la modalidad deportiva analizada (a) fútbol, (b) baloncesto y (c) balonmano.	167
Figura 35.	Secuencia en la ejecución del test de Abalakov.	171
Figura 36.	Representación gráfica de la simulación de los resultados obtenidos por un jugador en los test realizados.	174
Figura 37.	Deportista realizando la prueba incremental de carrera a pie en tapiz rodante con cuatro dispositivos inerciales.	183
Figura 38.	Diseño experimental de los estudios VII, VIII, IX, X y XI.	188
Figura 39.	Dinámica del PlayerLoad _{RT} de todos los participantes en las articulaciones analizadas entre 8-16 km/h.	192
Figura 40.	Dinámicas del PlayerLoad _{RT} de todos los participantes en los segmentos corporales analizados entre 8-16 km/h.	193
Figura 41.	Gráfica de puntos de dispersión con media (línea negra), bigotes (desviación estándar) y puntos (jugadores de baloncesto) para representar el perfil de carga de trabajo externo en múltiples ubicaciones de jugadores de baloncesto masculino semiprofesionales en desplazamientos curvilíneos ((A) dirección izquierda y (B) derecha) y cambios de velocidad ((C) aceleración y (D) desaceleración).	198

Figura 42.	Gráfica de puntos de dispersión con media (línea negra), bigotes (desviación estándar) y puntos (jugadores de baloncesto) para representar el perfil de carga de trabajo externo en múltiples ubicaciones de jugadores de baloncesto masculino semiprofesionales en (A) saltos, (B) desplazamientos lineales y (C) juegos reducidos.	199
Figura 43.	Perfil de carga de trabajo externo en múltiples ubicaciones de jugadoras de baloncesto semiprofesionales en locomoción curvilínea ((A) dirección izquierda y (B) derecha) y cambios de velocidad ((C) aceleración y (D) desaceleración).	203
Figura 44.	Perfil de carga de trabajo externo en múltiples ubicaciones de jugadoras de baloncesto semiprofesionales en (A) saltos, (B) locomoción lineal y (C) juegos reducidos.	204
Figura 45.	Diferencias verticales y horizontales en el perfil de carga externa en jugadores semiprofesionales masculinos y femeninos de baloncesto. Los ejes laterales representan el PlayerLoad_{RT} total generado durante las pruebas.	209
Figura 46.	Distribución de componentes principales rotada del perfil de aptitud física en (A) jugadores de baloncesto semiprofesionales (A) masculinos y (B) femeninos.	221
Figura 47.	Representación de los componentes principales según el sexo de los jugadores.	284
Figura 48.	Diagrama de flujo de las conclusiones de la Tesis Doctoral	317
Figura 49.	Flow diagram of the conclusions obtained in the Doctoral Thesis.	333

Índice de Tablas

Tabla 1.	Estructura de la Tesis Doctoral.	15
Tabla 2.	Resumen de las exigencias de carga interna y externa en los deportes de invasión fútbol, baloncesto y balonmano (Elaboración propia).	34
Tabla 3.	Resumen de las ventajas y limitaciones de las tecnologías para la monitorización de la carga externa en los deportes de invasión	54
Tabla 4.	Consideraciones de uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga en el deporte (modificada de Camomilla et al., 2018).	67
Tabla 5.	Factores internos y externos que modifican la transmisión de la carga externa por parte de las estructuras musculoesqueléticas.	73
Tabla 6.	Sensores y características del dispositivo inercial WIMU PRO™.	89
Tabla 7.	Criterios de calidad utilizados para el análisis cuantitativo de las publicaciones (extraído de Law et al. 1998).	110
Tabla 8.	Indicadores de carga externa basados en la acelerometría utilizados en los estudios seleccionados en esta revisión sistemática.	117
Tabla 9.	Análisis de la fiabilidad inter e intra-unidad para la variable AcelT.	126
Tabla 10.	Resultados de fiabilidad inter-sesiones de la variable AcelT.	127
Tabla 11.	Análisis descriptivo (Media \pm DS; 95%CI en paréntesis) de los indicadores de carga externa basados en acelerometría (ABELI) en jugadores de fútbol juvenil.	137
Tabla 12.	Grado de acuerdo de los indicadores de carga externa basados en acelerometría (ABELI) en jugadores de fútbol juvenil, dividido por periodo de juego (datos absolutos).	139
Tabla 13.	Grado de acuerdo de los indicadores de carga externa basados en acelerometría (ABELI) en jugadores de fútbol juvenil, dividido por periodo de juego (datos escalados y centrados).	140
Tabla 14.	Análisis del acuerdo del indicador de carga basado en la acelerometría (PlayerLoad _{RT}) dependiendo de la frecuencia de muestreo en jugadores jóvenes de fútbol durante una sesión de entrenamiento (períodos de 5 minutos).	146
Tabla 15.	Características de los participantes seleccionados como jueces expertos para la evaluación de la batería de test.	152
Tabla 16.	Resultados del coeficiente de V de Aiken e IC de las batería de pruebas para la evaluación del perfil multiarticular de carga externa.	155
Tabla 17.	Valoraciones cualitativas emitidas por los jueces expertos.	156
Tabla 18.	Distribución temporal de las evaluaciones de las que se compone la batería.	157

Tabla 19. Características de los juegos reducidos empleados en el presente estudio.	166
Tabla 20. Métodos de evaluación para cada una de las pruebas realizadas.	175
Tabla 21. Composición corporal y características antropométricas de los jugadores de baloncesto evaluados en la presente Tesis Doctoral.	179
Tabla 22. Análisis Descriptivo y comparación entre participantes en la variable PL_{RT} en función de la ubicación del acelerómetro en las diferentes velocidades.	191
Tabla 23. Diferencias intra-sujeto de medidas repetidas. Porcentaje de diferencias, p valor, rangos y tamaño del efecto mediante la d de Cohen en la dinámica de $PlayerLoad_{RT}$ en relación a los segmentos corporales durante un test incremental en tapiz rodante.	194
Tabla 24. Diferencias en el perfil multiubicación de carga externa en los desplazamientos más habituales del baloncesto.	200
Tabla 25. Diferencias en el perfil de carga de trabajo externo vertical y horizontal en los movimientos más habituales en baloncesto.	206
Tabla 26. Diferencias en el perfil vertical y horizontal de carga externa durante los movimientos más comunes en baloncesto entre jugadores masculinos y femeninos.	212
Tabla 27. Análisis descriptivo y comparativo del PL_{RT} y $Cent_F$ durante desplazamientos lineales y curvilíneos en los juegos reducidos.	216
Tabla 28. Análisis descriptivo y comparativo del PL_{RT} y $Cent_F$ durante los desplazamientos curvilíneos en la prueba de 6.75-m en línea recta.	216
Tabla 29. Análisis correlacional entre la carga externa de trabajo entre las localizaciones anatómicas y la fuerza centrípeta durante los desplazamientos curvilíneos.	217
Tabla 30. Análisis descriptivo e inferencial de las diferencias relacionadas con el sexo en el perfil de aptitud física de los jugadores de baloncesto semiprofesionales.	219
Tabla 31. Análisis de componentes principales por sexo con sus respectivos valores propios, varianzas y % de varianza explicados.	220

Índice de Ecuaciones

Ecuación 1.	Cálculo del coeficiente de V de Aiken (Penfield & Giacobbi, 2004)	38
Ecuación 2.	Ecuación para el cálculo del vector resultante de la aceleración en los 3 ejes. Donde: z, aceleración antero-posterior; x, aceleración medio-lateral; y, aceleración vertical.	57
Ecuación 3.	Ley de Hook.	59
Ecuación 4.	Segunda Ley de Newton.	59
Ecuación 5.	Combinación de la segunda ley de Newton y la ley de Hook.	59
Ecuación 6.	Fórmula de la variable aceleración total	134
Ecuación 7.	Fórmula de la variable Player Load por RealTrack Systems	134
Ecuación 8.	Fórmula de la variable Player Load por Catapult Sports	134
Ecuación 9.	Fórmula de la variable Impulse Load	134
Ecuación 10.	Fórmula de la variable Player Load por ZXY SportTracking	135
Ecuación 11.	Fórmula de la variable Total Load	135
Ecuación 12.	Fórmula para el cálculo de los intervalos de confianza de la V de Aiken mediante el método <i>score</i> (Penfield & Giacobbi, 2004).	154
Ecuación 13.	Fórmula para el cálculo del indicador Z-Score	173

Índice de Abreviaturas

2D	2 dimensiones (ejes x, y)	LPS	Sistemas de Posicionamiento Local
3D	Tres dimensiones (ejes x, y, z)	MEMS	Sensores microelectromecánicos
a.u.	Unidad arbitraria	NFC	Tecnología de comunicación de campo cercano
ABELI	Indicador de carga basado en la acelerometría	OLED	Diodo orgánico de emisión de luz
AcelT o a(t)	Aceleración Total	p	Significancia
Ant+	Tecnología de red inalámbrica de sensores	PC	Componente principal
AOA	Ángulo de llegada de la señal inalámbrica	PL2D	Player Load por Catapult Sports en dos dimensiones (x, y)
Beidou	Sistema de Navegación por Satélite de China	PL_{RE}	Player Load por ZXY SporTracking
BL	Body Load	PL_{RT}	Player Load por RealTrack Systems
BL2D	BL en 2 dimensiones (x, y)	PLslow	Player Load por Catapult Sports generado por debajo de 2G
Bluetooth	Tecnología de comunicación inalámbrica	PLTM	Player Load por Catapult Sports
COD	Cambio de dirección	PL_x	Player Load por Catapult Sports (eje x)
d	Tamaño del efecto de Cohen	PL_y	Player Load por Catapult Sports (eje y)
DSER/ EPTS	Dispositivos de Seguimiento Electrónicos del Rendimiento	PL_z	Player Load por Catapult Sports (eje z)
DSL	Carga de Estrés Dinámico	r	Valor r de Pearson
FC o HR	Frecuencia cardíaca	RAW	Datos en bruto, sin tratamiento.
FCmax	Frecuencia cardíaca máxima	RCA	Tipo de conector para transmisión de impulsos eléctricos
FDOA	Diferencia de frecuencia de llegada de la señal inalámbrica o Doppler diferencial	RFID	Identificación por radiofrecuencia
G	Fuerza G, 1 unidad equivale a 9.81 m/s ²	RPE	Percepción subjetiva del esfuerzo
Galileo	Sistema de Navegación por Satélite de la Unión Europea	sRPE	Índice de percepción subjetiva del esfuerzo durante la sesión
GLONASS	Sistema de Navegación por Satélite de Rusia	t	Valor t de student
GNSS	Sistemas de Navegación Global por Satélite	TDOA	Tiempo de diferencia de llegada de la señal inalámbrica
GPS	Sistema de Navegación por Satélite de los Estados Unidos	TOF	Tiempo de vuelo de una señal inalámbrica
HDOP	Dilución horizontal de los satélites operativos	TRIMP	Training Impulse
HRR	Frecuencia cardíaca de recuperación	USB	Puerto Universal en Serie
HRV	Variabilidad de la frecuencia cardíaca	UWB	Seguimiento por Radiofrecuencia de Ultra-Banda Ancha
Hz	Hercios	V	V de Aiken
IC	Intervalo de confianza	VID	Sistemas ópticos de seguimiento
ICC	Índice de correlación intraclass	VO2	Consumo de oxígeno
IL	Impulse Load	Wi-Fi	Fidelidad Inalámbrica, tecnología de comunicación
IMU	Dispositivos inercial o Unidad inercial de movimiento	ω_p^2	Omega parcial al cuadrado



RESUMEN / ABSTRACT

Estudio Ecológico del Perfil Multi-Ubicación de Carga Externa en Baloncesto mediante Acelerometría

“El punto de salida hacia todo logro es el deseo”

Napoleón Hill

RESUMEN

El objetivo principal de la presente Tesis Doctoral fue el análisis mediante acelerometría de la carga externa que soportan múltiples ubicaciones corporales de forma simultánea en los desplazamientos más comunes realizados en baloncesto. Para ello, ha sido necesario desarrollar cuatro objetivos específicos: **Objetivo 1.** Conocer el estado actual del conocimiento científico acerca del uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga en los deportes de invasión, con la finalidad de concluir recomendaciones para su aplicación práctica y la investigación científica; **Objetivo 2.** Analizar la precisión y fiabilidad de los acelerómetros a utilizar para la evaluación de la carga externa en múltiples ubicaciones anatómicas, así como estudiar los diferentes aspectos que pueden tener efecto en la medición como el indicador de carga utilizado y la frecuencia de muestreo; **Objetivo 3.** Diseñar y validar una batería de test de campo que permita la evaluación multi-ubicación de carga externa en los deportes de invasión; y el último, **Objetivo 4.** Caracterizar el perfil multi-ubicación de la carga externa durante test de laboratorio y test de campo que simulen las exigencias de la competición, comparando la carga soportada en función de las ubicaciones anatómicas, segmentos corporales, lateralidad y sexo con un análisis inter e intra-sujeto.

Estos objetivos son el punto de partida para aumentar y avanzar en el conocimiento de la carga acelerométrica en los deportes de invasión, proponer recomendaciones durante su uso, y extraer información para la gestión de la carga de trabajo y la prevención de lesiones. Para cumplir con los objetivos propuestos en esta Tesis Doctoral, se han desarrollado **once estudios**.

En el **primer trabajo** se realizó una revisión de la literatura para conocer el estado actual del uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga externa. En el **segundo estudio**, se analizó la fiabilidad de los acelerómetros que componen el instrumento de medición en test estáticos y dinámicos en situaciones de laboratorio y campo. En el **tercer trabajo**, se analizó la influencia del cálculo de los diferentes indicadores de carga basados en la acelerometría en la medición final para determinar el más idóneo en la medición. El **cuarto estudio**, trató de evaluar el efecto de la frecuencia de

muestreo en la medición de la carga externa para identificar cual es la mínima frecuencia suficiente para la detección del movimiento humano en los deportes de invasión.

Tras determinar los aspectos fundamentales del uso de la acelerometría para cuantificar la carga en el deporte, en el **quinto estudio** se diseñó una batería de pruebas para la evaluación de los desplazamientos más comunes en los deportes de invasión. Posteriormente, en el **sexto, séptimo, octavo, noveno y décimo estudio** se evaluó el perfil multi-ubicación de carga externa mediante la batería propuesta en baloncesto, comparando los resultados obtenidos según ubicaciones anatómicas, segmentos corporales, lateralidad, tipo de desplazamiento y sexo del deportista. Finalmente, el **undécimo estudio** exploró los perfiles físicos de los jugadores de baloncesto en función del sexo en base al rendimiento físico en la batería propuesta.

En este sentido, la presente Tesis Doctoral tiene importantes implicaciones en el conocimiento del uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga externa en baloncesto: (a) la acelerometría es un método adecuado, preciso y válido para la medición de la carga externa en los deportes de invasión, (b) es necesaria una evaluación previa de la validez y fiabilidad del sensor utilizado, (c) las variables PL^{TM} y PL^{RT} se demuestran como las más sensibles para la cuantificación, (d) la frecuencia de muestreo mínima recomendada es de 100 Hz, (e) la medición multi-ubicación de la carga externa con varios dispositivos de forma simultánea encontró diferencias tanto en la magnitud de los impactos recibidos como en la absorción musculoesquelética dependiendo del tipo de desplazamiento, localización anatómica, segmento corporal, lateralidad y sexo de los participantes, y (f) el perfil físico más determinante en hombres y mujeres difiere por lo que la planificación del entrenamiento, los programas de prevención de lesiones y los procesos de readaptación deben ser específicos a lo largo de la temporada en función de las características individuales de los deportistas.

ABSTRACT

The main purpose of this Doctoral Thesis was the analysis through accelerometry of the external workload suffered by multiple body locations simultaneously in the most common movements realized in basketball. For this, it has been necessary to establish four objectives: **Objective 1.** To reflect the current state of knowledge about accelerometry as a method of workload monitoring in invasion team sports, in order to conclude recommendations for application and scientific investigations; **Objective 2.** To analyse the accuracy and reliability of the accelerometers to be used for assessing external workload in multiple anatomical locations, as well as to study the different aspects that could influence the measurement such as accelerometry-based index and sampling frequency; **Objective 3.** To design and validate a field test battery that allows the multi-location external workload assessment in invasion sports; and finally, **Objective 4.** To characterize the multi-location external workload profile during laboratory and field tests that simulate the demands of the competition, comparing the workload suffered according to anatomical locations, body segments, laterality and sex through a within and between-subject analysis.

These objectives are the starting point for increasing and improving the knowledge of the accelerometry-based workload in invasion team sports, proposing recommendations during its use, and extracting information for workload management and injury prevention. To fulfil the objectives proposed in this Doctoral Thesis, **eleven studies** have been carried out.

In the **first study**, a systematic review of the literature was performed that aimed to determine the current status of the use of accelerometry for the external workload quantification. In the **second study**, the reliability of the accelerometers that composed the inertial device was analysed in static and dynamic tests in laboratory and field conditions. In the **third study**, the influence of the use of the different accelerometry-based load indexes on the final measurement was analysed to determine which was the most suitable for the measurement. The **fourth study** attempted to evaluate the effect of sampling frequency on the measurement of external load to identify which is the minimum frequency necessary for the human movement detection in sports.

After determining the fundamental aspects of the use of accelerometry to quantify the workload in invasion sports, the **fifth study** designed a tests battery to evaluate the most common displacements in invasion sports. Subsequently, in the **sixth, seventh, eighth, ninth and tenth studies**, the multi-location external workload profile was evaluated using the proposed battery in basketball, comparing the results obtained according to the athlete's anatomical locations, body segments, laterality, type of movement and sex. Finally, the **eleventh** study explored the physical profiles of basketball players according to sex, based on the physical performance values obtained in the proposed battery.

In this sense, this Doctoral Thesis has important implications for the knowledge of the use of accelerometry for the quantification of external load in basketball: (a) accelerometry is an adequate, precise and valid method for the measurement of external load in invasion sports, (b) it is necessary a previous evaluation of the validity and reliability of the sensor used, (c) the PL^{TM} and PL_{RT} variables are shown to be the most sensitive for quantification, (d) the recommended sampling frequency is 100 Hz, (e) the multi-location assessment of the external load with six devices simultaneously found differences in the magnitude of the impacts suffered and the musculoskeletal absorption depending on the type of displacement, anatomical location, body segment, laterality and sex of the participants; and (f) the most determinant physical profile in men and women differs so that the training design, the injury prevention programs and return-to-play processes must be specific throughout the season based on the individual characteristics of the players.



CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

“Ten el coraje de seguir a tu corazón e intuición. De algún modo, ellos ya saben lo que realmente quieres ser. Todo lo demás es secundario.”

Steve Jobs

Capítulo 1. Introducción

La presente Tesis Doctoral ha sido desarrollada con el objetivo de mejorar el conocimiento científico en relación con el uso de la acelerometría como un método para la cuantificación de carga en el deporte, teniendo un especial énfasis en su aplicación en el baloncesto. Este documento será el punto de partida para la mejora de la investigación y del rigor práctico cuando se utilice la acelerometría para la cuantificación de la carga, con un desarrollo en profundidad y con detalle, siendo el acceso a su contenido sencillo, a la vez que riguroso.

De acuerdo con la normativa vigente de doctorado de la Universidad de Extremadura, el documento de Tesis Doctoral ha sido diseñado por compendio de publicaciones (*Art. 46. Tesis Doctorales presentadas como compendio de publicaciones*), y tiene por título **“Estudio Ecológico del Perfil Multi-Ubicación de Carga Externa en Baloncesto mediante Acelerometría”**. El manuscrito de Tesis Doctoral consta de *“una introducción general, en la que se presenten temáticamente las publicaciones y se justifique la coherencia e importancia unitaria de la tesis”* y está formada por **11 artículos**, siendo el candidato a doctor el primer autor y autor de correspondencia en todos ellos, así como unas conclusiones de todo el proceso de investigación desarrollado.

Para la realización de la presente Tesis Doctoral ha sido necesario seguir un proceso coherente y lógico el cual se muestra en la Figura 1. En esta figura se muestra el cronograma de realización de actividades durante el programa de Doctorado con el objetivo de seguir el plan marcado y alcanzar los plazos establecidos en tiempo y forma, así como para enriquecer a nivel académico y de experiencia al futuro doctor. Además, durante el desarrollo se fueron modelando los cuatro objetivos de la tesis doctoral que culminaron en cuatro grandes etapas, pertenecientes a los diferentes cursos académicos.



Figura 1. Proceso seguido durante el desarrollo de la Tesis Doctoral.

Todos los artículos incluidos en la presente Tesis Doctoral están cronológicamente ordenados y siguen una estructura coherente y lógica con el fin de favorecer la lectura y la comprensión por parte del lector. En este sentido, este documento pretende ser una guía para el uso de la acelerometría en la cuantificación de la carga en el deporte, con la finalidad de concluir recomendaciones para su aplicación práctica y la investigación científica específicamente en baloncesto. También, servirá de base para que otros estudios futuros puedan aumentar el conocimiento acerca del uso de esta tecnología, tanto a nivel académico-científico como empírico en otras modalidades deportivas tanto individuales como colectivas. En la tabla 1, se muestran los estudios que estructuran la presente Tesis Doctoral.

Tabla 1. Estructura de la Tesis Doctoral.

Objetivo	Descripción	Estudio	Índex	F.I.	Q
1	Revisión bibliográfica	Gómez-Carmona, C.D., Bastida-Castillo, A., Ibáñez, S.J., & Pino-Ortega, J. (2020). Accelerometry as a method for external workload monitoring in invasion team sports. A systematic review. <i>PLoS One</i> , 15(8), e0236643	JCR	3.24	Q1
2	Análisis de precisión de la herramienta y factores que influyen en la medición	Gómez-Carmona, C.D., Bastida-Castillo, A., García-Rubio, J., Ibáñez, S.J., & Pino-Ortega, J. (2019). Static and dynamic reliability of WIMU PRO™ accelerometers according to anatomical placement. <i>Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology</i> , 233(2), 238-248.	JCR	1.26	Q3
		Gómez-Carmona, C. D., Pino-Ortega, J., Sánchez-Ureña, B., Ibáñez, S. J., & Rojas-Valverde, D. (2019). Accelerometry-Based External Load Indicators in Sport: Too Many Options, Same Practical Outcome?. <i>International Journal of Environmental Research and Public Health</i> , 16(24), 5101.	JCR	3.39	Q1
		Gómez-Carmona, C.D., Rojas-Valverde, D., Rico-González, M., Ibáñez, S.J., & Pino-Ortega, J. (2020). What is the most suitable sampling frequency to register accelerometry-based workload indexes? A case study in soccer. <i>Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology</i> , 235(2), 114-121.	JCR	1.26	Q3
3	Diseño batería de evaluación	Gómez-Carmona, C. D., Pino-Ortega, J., & Ibáñez, S. J. (2020). Design and validity of a field test battery for assessing multi-location external load profile in invasion team sports. <i>E-balonmano.com</i> , 16(1), 23-48.	SJR	*	Q4
4	Caracterización del perfil multi-ubicación	Gómez-Carmona, C. D., Bastida-Castillo, A., Moreno-Pérez, V., Ibáñez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2021). Multi-location external workload profile in U-18 soccer players. <i>RICYDE-Revista Internacional de Ciencias del Deporte</i> . 17(64), 124-139.	SJR	0.28	Q3
		Gómez-Carmona, C. D., Feu, S., Pino-Ortega, J., & Ibáñez, S. J. (2021). Assessment of the Multi-Location External Workload Profile in the Most Common Movements in Basketball. <i>Sensors</i> , 21(10), 3441.	JCR	3.58	Q1
		Gómez-Carmona, C. D., Mancha-Triguero, D., Pino-Ortega, J., & Ibáñez, S. J. (2021). Multi-Location External Workload Profile in Women's Basketball Players. A Case Study at the Semiprofessional-Level. <i>Sensors</i> , 21(13), 4277.	JCR	3.58	Q1
		Gómez-Carmona, C.D., Mancha-Triguero, D., Pino-Ortega, J., & Ibáñez, S. J. (2021). Characterization and Sex-Related Differences on the Multi-Location External Workload Profile in Semiprofessional Basketball Players. A Cross-Sectional Study. <i>European Journal of Sport Science</i> , Epub: Ahead of print.	JCR	4.05	Q1
		Gómez-Carmona, C.D., Reina, M., Pino-Ortega, J., & Ibáñez, S. J. (2021). Effect of isolated vs in-game curvilinear displacements in multi-location external workload profile. A case study in semiprofessional basketball players. <i>Revista de Psicología del Deporte</i> , 30(2), 309-317.	JCR	1.17	Q4
		Gómez-Carmona, C.D., Mancha-Triguero, D., Pino-Ortega, J., & Ibáñez, S. J. (2021). Exploring Physical Fitness Profile of Male and Female Semi-professional Basketball Players through Principal Component Analysis. A Case Study. <i>Journal of Functional Morphology and Kinesiology</i> , 6(3), 67.	SJR	0.45	Q2

Nota. Índex: Base de datos de indexación; F.I: Factor de impacto; Q: Cuartil; JCR: Journal Citation Reports; SJR: Scimago Journal Ranking; * Pendiente de asignación de factor de impacto en 2022.

Además, para seguir una estructura que ayude al lector en la consulta del trabajo, se han detallado algunos apartados específicos estructurados en torno a once grandes capítulos: (i) Introducción; (ii) Marco teórico; (iii) Objetivos generales y específicos de los estudios; (iv) Instrumentos; (v) Estudios desarrollados (objetivos, método y resultados); (vi) Discusión de los estudios realizados; (vii) Conclusiones y aplicaciones prácticas (en castellano e inglés); (viii) Fortalezas de la investigación, limitaciones de los estudios y perspectivas de futuro; (ix) Referencias bibliográficas; (x) Estudios completos incluidos en el compendio de publicaciones; y (xi) Anexos.

En el **Capítulo 1, Introducción**, se realiza una contextualización de la línea de investigación llevada a cabo de forma precisa con la finalidad de dar forma a la presente Tesis Doctoral, así como facilitar su lectura.

En el **Capítulo 2**, se expone el **Marco Teórico**, que sustenta la Tesis Doctoral, donde se aborda en primer lugar las demandas específicas en los deportes de invasión, y específicamente el baloncesto. Seguidamente, se desarrollan los principales métodos utilizados en la literatura científica para la cuantificación de la carga externa. En tercer lugar se realiza una descripción minuciosa de las características del sensor utilizado en la presente Tesis Doctoral para la cuantificación de la carga externa en múltiples ubicaciones de forma simultánea, el acelerómetro. Finalmente, se expondrán las diferentes aplicaciones que la acelerometría ha tenido desde su aplicación para la cuantificación de la carga, siendo la que presentamos en esta Tesis Doctoral un nuevo área de trabajo que será de interés futuro en la práctica deportiva y en la investigación en las Ciencias del Deporte.

Seguidamente, en el **Capítulo 3**, se presentan los **Objetivos Generales** de la Tesis Doctoral, los cuales han sido la base y propósitos por la que se utiliza la acelerometría para la cuantificación de la carga en múltiples ubicaciones de forma simultánea. Estos objetivos han sido formulados con relación al propósito principal del estudio y cumpliendo las premisas de específicos, medibles, alcanzables, relevantes y temporizados (en inglés, specific, measurable, attainable, realistic and timely, SMART), por lo que son presentados en orden cronológico siguiendo el desarrollo de los estudios.

En el **Capítulo 4** se presenta el instrumental que se ha empleado para la recolección e interpretación de los resultados. La creación de este capítulo se debe a que en todos los artículos, excepto en la revisión sistemática, se ha utilizado el mismo material para la obtención de los resultados. De esta forma, su descripción queda agrupada facilitando su comprensión.

En el **Capítulo 5. Estudios desarrollados**, se muestran en orden cronológico los estudios de investigación que conforman la Tesis Doctoral. En cada uno de ellos, se incorpora el conocimiento científico previo sobre la temática y el planteamiento del problema de investigación, los objetivos específicos del trabajo, así como el método utilizado y los resultados obtenidos en cada uno de ellos. Este capítulo consta de cinco secciones. La primera sección está constituida por el Estudio I, donde se presenta una revisión sistemática en base al uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga en los deportes de invasión. La segunda sección está constituida por el Estudio II donde se realiza un análisis de la precisión del instrumento empleado, así como los Estudios III y IV donde se abordan diferentes aspectos técnicos sobre el uso de esta tecnología en el deporte, como el indicador de carga utilizado y la frecuencia de muestreo. La tercera sección está compuesta por el Estudio V donde se realiza el diseño y validación de una batería de test de campo para la evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa en los deportes de invasión. Seguidamente, la cuarta sección compuesta por seis trabajos (VI, VII, VIII, IX, X y XI) está en relación con la aplicación práctica de la batería de test previamente diseñada para la evaluación multi-ubicación de la carga externa mediante acelerometría, así como para identificar los perfiles físicos específicos en baloncesto. Finalmente, la quinta sección realiza un resumen de los resultados obtenidos en los estudios realizados en la Tesis Doctoral.

Posteriormente, en el **Capítulo 6** se realiza una **Discusión** de los estudios realizados e interpretación de los resultados encontrados. Para ello, todo ha sido realizado abordando las diferentes publicaciones científicas en el campo de actuación más recientes. Además, para favorecer la lectura del documento, la discusión se ha estructurado siguiendo los estudios previamente desarrollados en el Capítulo 4, finalizando con una discusión general de todos los estudios incluidos.

En el **Capítulo 7**, se muestran las **principales conclusiones** del estudio, así como las aplicaciones prácticas de los mismos para su uso tanto en la investigación como en los equipos deportivos durante el entrenamiento y la competición. Esta sección se realiza en castellano e inglés para poder optar a la Mención Internacional. Al finalizar este capítulo, se expone un resumen de las conclusiones de la presente Tesis Doctoral.

Tras la descripción de las principales conclusiones, en el **Capítulo 8**, se describen las fortalezas de la investigación, limitaciones encontradas en los diferentes estudios, y finalmente, se exponen las perspectivas futuras para continuar en esta línea de investigación.

Respecto al **Capítulo 9**, se muestran todas las **referencias bibliográficas** utilizadas para el desarrollo de la Tesis Doctoral. Seguidamente, en el **Capítulo 10** se adjuntan los **artículos originales** que conforman esta Tesis Doctoral en el formato de compendio de artículos. Los trabajos incluidos han sido aceptados por revistas científicas, previo a su proceso de revisión por pares, siendo publicados o estando pendientes de publicación.

Finalmente, en el **Capítulo 11**, se incluyen los Informes del Comité de Bioética de Investigación de la Universidad de Extremadura en relación con los diferentes estudios realizados para la evaluación de deportistas, así como los certificados de estancia internacional y nacional llevados a cabo durante el desarrollo de la Tesis Doctoral.



CAPÍTULO 2

MARCO TEÓRICO

Estudio Ecológico del Perfil Multi-Ubicación de Carga Externa en Baloncesto mediante Acelerometría

*“Cuando un hombre sabe a donde va, el mundo entero se aparta para dejarle
paso”*

Bertrand Russell

Capítulo 2. Marco Teórico

El trabajo de investigación realizado en la presente Tesis Doctoral se enmarca en el uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga en baloncesto. Desde el desarrollo de la acelerometría en la década de 1920 cuando McCollum y Peters desarrollaron el primer sensor para medir aceleraciones en dinamómetros, aviones y puentes (Walter, 2007), los avances tecnológicos y su uso se han incrementado de forma exponencial, permitiendo su aplicación a una gran variedad de situaciones como ingeniería (Meng, Dodson & Roberts, 2007), tecnología médica (Otto, Milenkovic, Sanders & Jovanov, 2006), artículos electrónicos (Liu, Zhong, Wickramasuriya & Vasudevan, 2009), investigación en actividad física (Bonomi, Goris, Yin & Westerterp, 2009), y más recientemente, en deportes colectivos (Cunniffe, Proctor, Baker & Davies, 2009). En los deportes colectivos, los acelerómetros nos ofrecen un nuevo método de cuantificación de cargas, válido y fiable, experimentado un crecimiento desde el año 2010 (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Ibáñez & Pino-Ortega, 2020), dando un nuevo potencial para beneficiar a jugadores, entrenadores y equipos.

Además, es necesario describir los requerimientos físico-fisiológicos en el baloncesto y los métodos utilizados para la cuantificación de la carga que nos darán una perspectiva global sobre el porqué del uso de la acelerometría para este propósito. Concretamente, exponer las exigencias específicas de carga externa cinemática y neuromuscular, los métodos utilizados para su cuantificación desde el análisis notacional, hasta la tecnología de microsensores, pasando por los sistemas de seguimiento mediante cámaras (video), satélites (Sistemas de Navegación Global por Satélite, GNSS) o radiofrecuencia (Sistemas de Posicionamiento Local, LPS), así como tratar los aspectos fundamentales sobre la acelerometría, características y particularidades, además de sus principales aplicaciones en las Ciencias del Deporte y la Salud. Finalmente, siendo objetivo principal de esta tesis doctoral, se realizará una breve introducción a la transmisión de carga externa a través de las estructuras musculoesqueléticas, los modelos utilizados para su estudio, así como diferentes factores que pueden influir en el mismo.

2.1. Deporte, clasificación y modalidades deportivas de invasión

En este primer apartado, se describirá el objeto de actuación que está centrado en el estudio del deporte. A partir de su definición, se expondrán las principales clasificaciones realizadas a lo largo del tiempo de las modalidades deportivas, para finalmente centrarse en la realizada por Read & Edwards (1992a) y en especial en los deportes de invasión donde se engloba el baloncesto como tópico de estudio en esta presente Tesis Doctoral.

2.1.1. Definición de deporte

El término deporte ha adquirido una multitud de significados debido a que cada autor lo ha definido según el prisma desde el cual lo visualizaba (psicología, pedagogía, antropología, etc.) debido a que influye en numerosos aspectos de la vida humana (política, económica, social, etc.). La Real Academia Española en la versión 23.4 del año 2020 lo define como: “una actividad física que es ejercida por medio de una competición y cuya práctica requiere de entrenamiento y normas”. Aunque, una de las definiciones más aceptadas y utilizadas actualmente es la mostrada en la Carta Europea del Deporte (Consejo de Europa, 1992), la cual define deporte como “todas las formas de actividades que, a través de una participación, organizada o no, tienen por objetivo la expresión o la mejora de la condición física y psíquica, el desarrollo de las relaciones sociales y la obtención de resultados en competición de todos los niveles.

Sus principales características fueron definidas por García-Ferrando (1990) identificando que toda taxonomía del deporte debía integrar tres elementos: (1) actividad física e intelectual humana, (2) de naturaleza competitiva, y (3) gobernada por reglas institucionalizadas. Siendo posteriormente, modificadas por Hernández-Moreno (1994) integrando los siguientes aspectos: (1) Situación motriz, debido a que requiere una acción o movimiento en relación al comportamiento propio o del compañero/oponente; (2) Juego, donde hay una participación voluntaria y libre; (3) Competición, por lo que está basada en el deseo de superarse, progresar y conseguir el máximo

rendimiento; (4) Reglas, que definen las características y condiciones de la actividad y son imprescindibles para el desarrollo; y (5) Institucionalización, lo que requiere el control y reconocimiento de una organización que condiciona el desarrollo y establece la reglamentación que rige su funcionamiento. Este tercer aspecto, centrado en el deseo de superarse, progresar y conseguir el máximo rendimiento es en el que se encuentra enmarcado esta Tesis Doctoral, siendo necesario la monitorización del deportista para obtener información objetiva del mismo. Ya que, siguiendo a Deming (1943) *“sin datos, no es usted más que otra persona con una opinión”*.

2.1.2. Clasificación del deporte

De igual forma que el concepto deporte adquiere varios significados según la orientación desde la que se define, existen una gran variedad de clasificaciones de los diferentes tipos de deportes. Las más utilizadas son las definidas por Abad-Robles (2005) y por González-Herrero (1996). Abad-Robles (2005) identifica tres grandes grupos:

- **Deportes individuales:** aquellas que son practicadas por una persona y que son divididas en dos grupos, las que presentan oponentes no simultáneos (ej. halterofilia, gimnasia artística, saltos y lanzamientos en atletismo, etc.) y las que presentan oponentes simultáneos (ej. natación, ciclismo, carreras en atletismo, etc.).
- **Deportes de adversarios o de oposición:** modalidades deportivas donde cada participante se enfrenta a otro u otros en el juego, dividiéndose en relación próxima como los deportes de lucha o en espacios amplios de relación como el tenis y el tenis de mesa.
- **Deportes colectivos:** aquellos donde dos o más miembros de un equipo se enfrentan a otro equipo, clasificándose en espacios de acción separada como voleibol o tenis en modalidad de dobles y en espacios de acción común como fútbol, baloncesto o balonmano.

Por el contrario, González-Herrero (1996) realiza otra clasificación con ocho categorías con relación a la estructura y lógica interna de los mismos: (1) juegos de blanco y diana, (2) juegos de muro o pared, (3) juegos de invasión de

territorios, (4) juegos de persecución, (5) juegos de relevos, (6) juegos de cancha dividida, (7) juegos de campo y bate, y (8) juegos de invasión con balón.

Finalmente, para la presente investigación, se siguió la propuesta diseñada por Read & Edwards (1992a) donde los deportes se clasifican en tres grandes grupos en función de la estructura formal y se muestra en la figura 2.

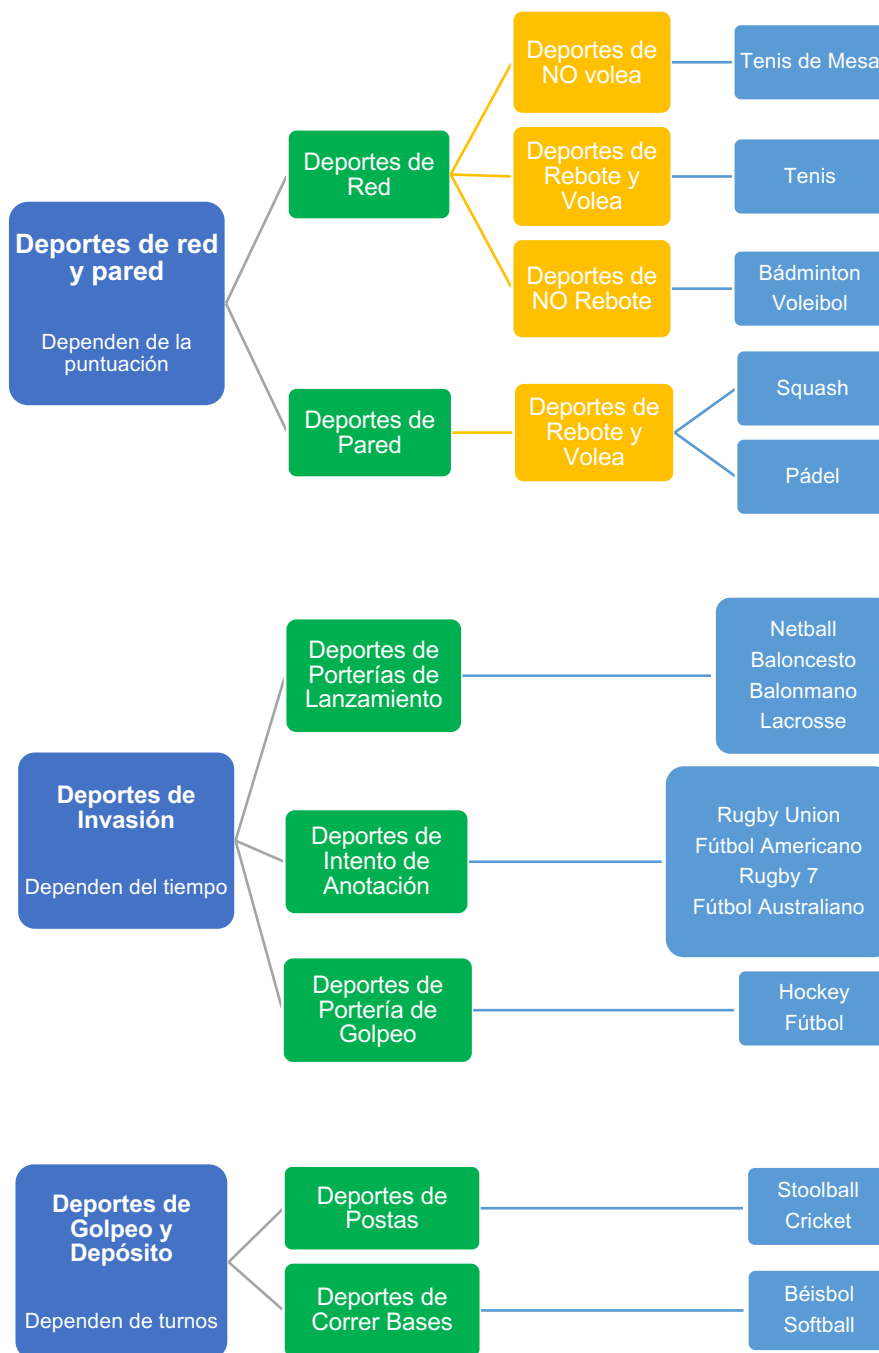


Figura 2. Clasificación de los deportes formales propuesta por Read & Edwards (1992a).

2.1.3. Indicadores de rendimiento en los deportes de invasión

Los deportes de invasión se definen como aquellas modalidades deportivas donde se enfrentan dos equipos compuestos por más de dos jugadores que tratan de conquistar el terreno de juego del equipo rival con el objetivo de alcanzar su meta el mayor número de veces posibles con el objetivo de puntuar y a su vez defender su meta propia. Todos los deportes de invasión presentan diferentes indicadores de rendimiento los cuales se clasifican en 3 niveles (Read & Edwards, 1992a):

1. Indicadores de *Clasificación del partido*: Analiza y compara los datos entre el equipo rival y el propio equipo. Los más estudiados han sido el resultado final, el resultado parcial o por períodos, número total de lanzamientos, número de ataques y número de contraataques.
2. Indicadores *Biomecánicos*: Comparan los modelos de ejecución del deportista y el equipo, con los oponentes o modelos previamente fijados. En este apartado podríamos encontrar velocidad de desplazamiento, análisis biomecánico del lanzamiento/tiro, altura de salto, equilibrio y coordinación.
3. Indicadores *Técnico-Tácticos*: Representan las variables de acción y se presentan en número total, añadiendo también la eficacia de estas en porcentaje sobre el total. Entre los más analizados se encuentra duración de la posesión/ataque, eficacia de pases y lanzamientos, intercepciones, disposición táctica o acciones de estrategia.

En definitiva, para que todos estos aspectos se puedan entrenar y realizar posteriormente en la competición con el mayor éxito y el menor riesgo de lesión es necesaria una preparación específica e individualizada, tomando como punto de partida el rendimiento actual del deportista mediante la monitorización de variables físicas y fisiológicas que se desarrollarán en el siguiente apartado.

2.2. Demandas físico-fisiológicas en los deportes de invasión.

Para el control del estado físico-fisiológico del deportista a lo largo de la temporada es necesaria la cuantificación de la carga, diferenciando entre los requerimientos cinemáticos del movimiento (carga externa) y su efecto en las demandas fisiológicas que este requiere (carga interna). A partir del conocimiento de los diferentes parámetros para su análisis, es necesario comprender los requerimientos de forma general en los deportes de invasión, y de manera específica en el baloncesto.

2.2.1. ¿Qué es la carga de trabajo? Diferencias entre carga interna y carga externa.

El entrenamiento deportivo es definido como el proceso de ejecución sistemático de ejercicios para la mejora de las capacidades físicas y las habilidades deportivas específicas (Bourdon et al., 2017). Por ende, la carga de trabajo ha sido descrita como la variable objeto de manipulación para conseguir las adaptaciones deseadas, considerándose como el total de estímulos al que exponemos al deportista durante el entrenamiento y la competición (Coutts, Crowcroft & Kempton, 2018). Esta carga puede ser clasificada como interna o externa, dependiendo de si los aspectos medibles de las mismas tienen efectos internos o externos en el atleta, siendo importante su cuantificación para obtener valores objetivos sobre las adaptaciones físicas y fisiológicas del deportista (McLaren et al., 2018). Este aspecto es importante debido a que la respuesta del deportista ante un estímulo es específica según la naturaleza, intensidad, duración y tarea a realizar (Fox, Stanton, Sargent, Wintour & Scanlan, 2018)

El diseño de la carga de trabajo es plasmado en carga externa ya que es aquella modificable y programable (Halson, 2014). Independientemente del método que se utilice para la cuantificación de la carga, los entrenadores prescriben el entrenamiento de acuerdo a la carga externa con el objetivo de obtener una respuesta psicofisiológica deseada (Impellizzeri, Marcora & Coutts, 2019). Por ello, la carga externa es definida como el estrés mecánico y locomotor que sufre un atleta durante la actividad (Boyd, Ball & Aughey, 2013),

mientras que la carga interna es la reacción biológica del cuerpo del atleta al estímulo de carga externa durante las sesiones de entrenamiento y la competición, y que puede ser abordado desde el punto de vista fisiológico y psicológico (Halsón, 2014). Su organización, calidad y cantidad (plan de trabajo) determina la carga externa total a la que está sometido el deportista (Coutts et al., 2018) (ver Figura 3).

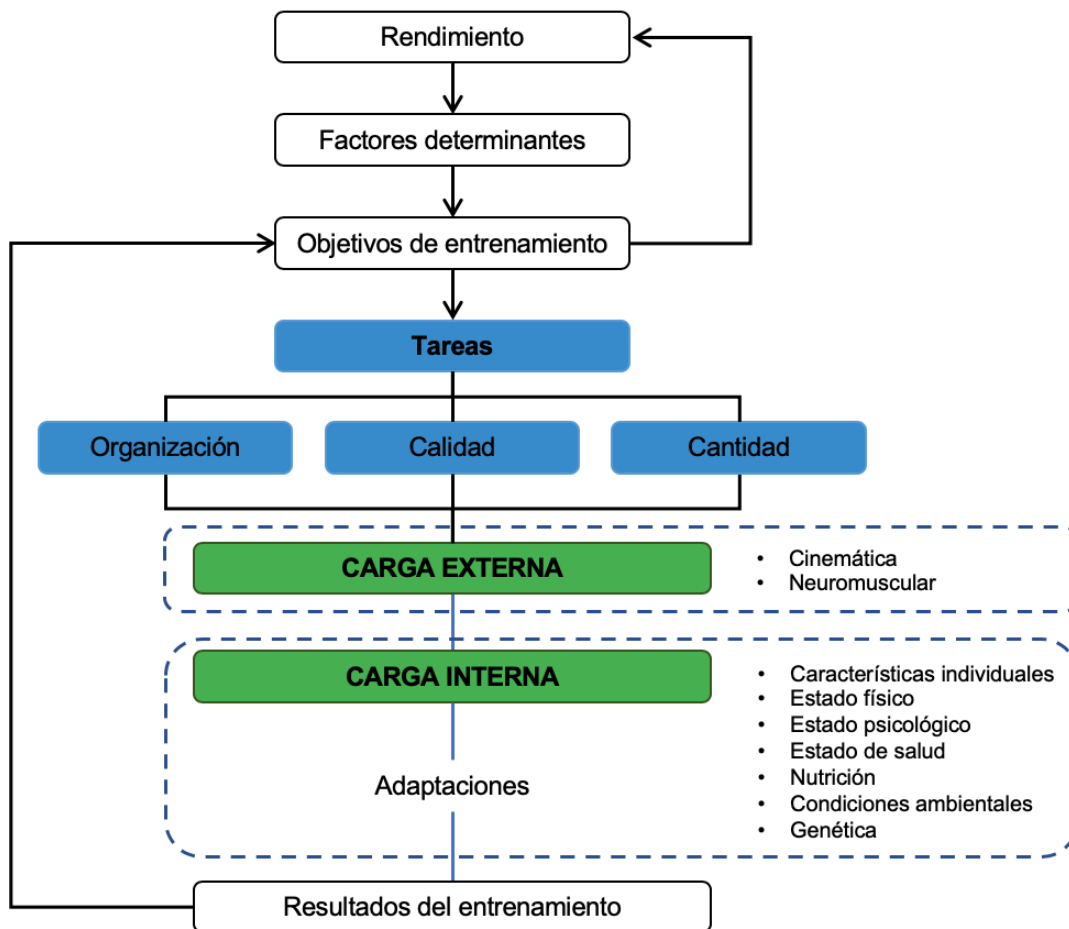


Figura 3. Esquema teórico del proceso de entrenamiento (adaptado de Impellizzeri et al., 2019)

2.2.2. Métodos para la cuantificación de la carga interna y externa

Para la cuantificación de la carga interna, los métodos más estudiados han sido las variables fisiológicas frecuencia cardíaca (FC) y consumo máximo de oxígeno, encontrando relaciones con la fatiga y el sobreentrenamiento (Achten & Jeukendrup, 2003; Saw, Main & Gatin, 2016). Aún así, diferentes métodos han sido desarrollados, clasificándose en tres grandes grupos: psicológica (subjetiva), fisiológica y bioquímica. Entre los métodos de carga psicológica (subjetiva) encontramos la percepción del esfuerzo (RPE) en escala de 6-20 o de 0-10 o el índice de percepción de esfuerzo durante la sesión (sRPE) que es obtenido a partir de la multiplicación de la RPE respecto a la duración total de la sesión (Borg, 1982; Foster et al., 2001). Además, se proponen cuestionarios para la valoración global del estado del deportista mediante variables como la calidad del sueño, dolor muscular, nivel de estrés, humor/talante y fatiga general (McLean, Coutts, Kelly, McGuigan & Cormack, 2010).

Respecto a métodos que utilicen variables fisiológicas, los más utilizados están basados en la FC como el ratio FC-RPE o "Training Impulse" (TRIMP) el cual asigna un valor a cada una de las zonas de frecuencia cardíaca y se multiplica por el tiempo de duración en cada una de las zonas (Manzi, Bovenzi, Impellizzeri, Carminati & Castagna, 2013; Martin & Andersen, 2000). Otros métodos también utilizados son el análisis de la FC de recuperación (HRR) definida como el tiempo que tarda el organismo en reducir la FC tras la finalización de la actividad o la variabilidad de la FC (HRV) identificada como la variabilidad del tiempo entre latido y latido, siendo ambos métodos sugeridos como un marcador de la función autónoma y el estado de entrenamiento del deportista que indica las adaptaciones positivas y negativas a los estímulos de entrenamiento (Plews, Laursen, Stanley, Kilding & Buchheit, 2013; Shetler et al., 2001). Actualmente, otro método no invasivo que está utilizándose para la monitorización de la carga interna es la saturación de oxígeno muscular, que ha obtenido altas correlaciones con el consumo de oxígeno (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo & Pino-Ortega, 2019).

Finalmente, en el grupo de variables bioquímicas para la cuantificación de la carga interna el más extendido es el análisis de lactato, pero presenta numerosas limitaciones como las diferencias inter- e intra-sujeto en la acumulación de lactato, además de ser altamente influenciado por condiciones externas como la hidratación, dieta, ejercicio previo, masa muscular utilizada en la actividad, hora del día y temperatura, entre otros (Borresen & Lambert, 2008). Otros métodos que están comenzando a utilizarse para mejorar la aplicabilidad del lactato son la creatin-kinasa, el cortisol o la inmunoglobulina salival (Rojas-Valverde, Sánchez-Ureña, et al., 2019; Schelling, Calleja-González, Torres-Ronda & Terrados, 2015).

Respecto a la carga externa, existe una diferenciación de los indicadores según el tipo de entrenamiento que se lleve a cabo. En el entrenamiento de fuerza, la carga es normalmente considerada como el volumen de peso desplazado, o actualmente como la velocidad media propulsiva alcanzada durante la ejecución (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Rojas-Valverde et al., 2020; González-Badillo & Sánchez-Medina, 2010; Sheppard & Triplett, 2016). Por el contrario, la carga externa en el entrenamiento de resistencia se divide en carga cinemática y carga neuromuscular (Buchheit, Lacombe, Cholley & Simpson, 2018).

La carga cinemática está relacionada con las demandas de desplazamiento y la intensidad de los mismos que pueden ser registradas a través de tecnologías de seguimiento en interior y exterior, obteniendo variables como la distancia recorrida, la velocidad a la que se recorre esta distancia, el número de desplazamientos a alta intensidad y la capacidad de repetirlos, el número de cambios de dirección realizados y la fuerza generada durante los mismos, así como el número de aceleraciones y desaceleraciones ejecutados y la intensidad de los mismos (Gómez-Carmona, Gamonales, Pino-Ortega, & Ibáñez, 2018; Granero-Gil et al., 2020; Oliva-Lozano, Rojas-Valverde, Gómez-Carmona, Fortes & Pino-Ortega, 2020; Oliva-Lozano, Rojas-Valverde, Gómez-Carmona, Fortes & Pino-Ortega, 2021; Reche-Soto et al., 2019; Reina, García-Rubio, Pino-Ortega & Ibáñez, 2019). Por el contrario, la carga neuromuscular es definida como la fuerza ejecutada por el atleta, como

resultado de la interacción con la gravedad y los compañeros/oponentes que puede ser registrada mediante acelerómetros triaxiales, obteniendo variables como saltos, impactos, fuerza de reacción contra el suelo o indicadores de carga acumulada de la sesión como Player Load (Boyd et al., 2013; Cormack, Mooney, Morgan & McGuigan, 2013; Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, García-Rubio, Ibáñez & Pino-Ortega, 2019).

2.2.3. Cuantificación de la carga de trabajo en baloncesto

En los últimos años, se ha producido un incremento en el interés de investigación de las diferentes modalidades deportivas debido al desarrollo de dispositivos para la monitorización no invasivos que permiten la medición de forma precisa del movimiento humano durante el entrenamiento y la competición (Vanrenterghem, Nedergaard, Robinson & Drust, 2017). Previamente, la información de la competición era registrada de forma manual o mediante herramientas de seguimiento óptico que son muy costosas y de difícil manejo. Pero, a partir del año 2001, esta cuantificación de forma objetiva se ha desarrollado de forma considerable gracias al diseño de un dispositivo único y no invasivo para la monitorización en tiempo real mediante el proyecto denominado “Tecnologías de comunicación para la monitorización de los atletas” llevado a cabo por el Centro Australiano de Investigación Microtecnológica (Wu, Zhang et al., 2007). La aplicación de los dispositivos inerciales en su inicio se centró en los deportes más populares en el país que son fútbol australiano y rugby para la detección de los desplazamientos y las habilidades específicas de la competición (Gabbett, 2013; McLellan & Lovell, 2012; Suárez-Arrones, Portillo, González-Ravé, Muñoz & Sánchez, 2012). Más tarde, a partir de los resultados obtenidos, esta tecnología ha comenzado a utilizarse en los deportes más populares en Europa y Estados Unidos como el fútbol y el baloncesto (Beenham et al., 2017; Pino-Ortega, Rojas-Valverde, et al., 2019; Svilar, Castellano, & Jukic, 2018a). A continuación, se exponen las demandas de cada una de las modalidades de equipo de invasión analizadas en el presente estudio.

El baloncesto es un deporte colectivo practicado en pista donde multitud de acciones intermitentes son realizadas durante el juego, debido a su

dinámica de transiciones ofensivas y defensivas continuas que implican cambios frecuentes en los desplazamientos realizados (Stojanović et al., 2018). Debido a las dinámicas de juego en el baloncesto, el perfil de actividad combina periodos de actividad de alta intensidad con periodos de baja intensidad en todos los niveles competitivos y sexos (Ferioli et al., 2020; Fernández-Leo, Gómez-Carmona, García-Rubio & Ibáñez, 2020; Reina, García-Rubio, Feu & Ibáñez, 2018). Recientes investigaciones realizadas por Svilar et al. (2018a) y Pino-Ortega, Gómez-Carmona, Nakamura & Rojas-Valverde (2020) en jugadores elite en categorías senior y juvenil han determinado que los requerimientos físicos más determinantes en el rendimiento en baloncesto son los cambios de velocidad (aceleraciones y deceleraciones), cambios de dirección, saltos y desplazamientos a alta intensidad y esprint mediante el análisis de componentes principales. Por lo tanto, el análisis de estas acciones durante la competición, tanto volumen como intensidad de las mismas, son necesarias para identificar el perfil físico específico del atleta y diseñar sesiones de entrenamiento acordes a estas demandas (Fox, Stanton, & Scanlan, 2018).

En baloncesto masculino de alto nivel, los deportistas realizan entre 5-6 km de desplazamiento total, siendo la mayoría de estos por debajo de los 13 km/h (Stojanović et al., 2018). Los desplazamientos a máxima intensidad (>25 km/h) se realizan entre un 1-3% de la distancia total recorrida, para lo que se generan entre 35-40 aceleraciones que superan los 3 m/s² (Abdelkrim, El Fazaa, El Ati & Tabka, 2007; Vázquez-Guerrero, Suarez-Arrones, Casamichana-Gómez & Rodas, 2018). Respecto a los cambios de dirección, se realizan un total de 400-500, siendo un 10% de los mismos a alta intensidad (Svilar, Castellano, & Jukic, 2018b). La carga acelerométrica acumulada supone valores entre 450-650 a.u. en PlayerLoad por Catapult Sports (PLTM) y entre 45-55 a.u. en PlayerLoad por RealTrack Systems (PL_{RT}) (Pino-Ortega, Rojas-Valverde, et al., 2019; Svilar et al., 2018b). Finalmente, respecto a la carga interna, la frecuencia cardíaca se encuentra entre el 90-95% de la FC_{MAX} y soportan concentraciones de lactato entre los 4-6 mmol (Stojanović et al., 2018).

En cuanto al baloncesto femenino de alto nivel, las distancias recorridas son similares al baloncesto masculino comprendiendo entre los 4-6 km, siendo la mayoría de los desplazamientos por debajo de los 13 km/h (Reina, García-Rubio & Ibáñez, 2020). Los desplazamientos a máxima intensidad (>25 km/h) se realizan entorno a un 2% de la distancia total recorrida, para lo que se generan entre 10-20 aceleraciones que superan los 3 m/s² (Reina, García-Rubio, et al., 2019). En baloncesto femenino, se encontraron entre 576-652 cambios de dirección, pero ninguna investigación ha evaluado la intensidad de los mismos (Ostojic, Mazic & Dikic, 2006; Ziv & Lidor, 2009). Respecto a la carga acelerométrica acumulada, se encontraron valores entre 580-650 a.u en PLTM (Ransdell et al., 2020). Finalmente, respecto a la carga interna se encontraron porcentajes de la FC_{MAX} entre 82.4-92.5% y concentraciones de lactato entre 3.7-5.2 mmol (Reina et al., 2020).

El baloncesto presenta demandas similares a deportes de invasión en interior como el balonmano (Tabla 2), pero inferiores respecto a practicados en exterior como el fútbol. Los valores encontrados sugieren que el deporte femenino obtiene menores demandas de alta intensidad respecto al masculino, mientras que el volumen y carga interna son similares para ambos sexos.

Tabla 2. Tabla resumen de las exigencias de carga interna y externa en los deportes de invasión fútbol, baloncesto y balonmano (Elaboración propia).

	Fútbol		Baloncesto		Balonmano	
	Masculino	Femenino	Masculino	Femenino	Masculino	Femenino
Distancia total (km)	10-12	8-10	5-6	4-6	3.5-4	4.5-5
Velocidad media de los desplazamientos (km/h)	<18	<13	<13	<13	<10	<10
Distancia >25 km (m)	300-500	100-200	75-150	50-100	50-100	25-75
Aceleraciones de alta intensidad (>3 m/s ²) (n)	27-35	7-12	35-40	10-20	20-40	10-20
Ratio Distancia >25 km/h / Distancia total (%)	1-10	5	1-3	2	1	1
Cambios de dirección totales	600-650	600-1000	400-500	576-652	850 ^a	100-120
Cambios de dirección >16 km/h (%)	15	10	10	-	-	-
Cambios de dirección >21 km/h (%)	5	-	-	-	-	-
Carga Acelerométrica (PL TM / PL _{RT})	1000-1200 100-120	1000-1200 100-120	450-650 45-65	580-650 55-65	400-500 40-50	300-400 30-40
FC _{MAX} (%)	85-90	85-90	90-95	82.4-92.5	75-80	80-85
Concentración lactato (mmol)	5-7	3-5	4-6	3.7-5.2	3-7	4-6

^a Total de cambios de actividad (aceleraciones, deceleraciones y cambios de dirección realizados).

2.3. Métodos para la cuantificación de la carga externa en los deportes de invasión

La monitorización de la carga de trabajo en el entrenamiento y la competición esta incrementándose rápidamente en los deportes de invasión, con especial énfasis en el análisis del volumen, intensidad y frecuencia de las demandas respecto a la condición física de los jugadores y la incidencia en las lesiones deportivas (Bowen, Gross, Gimpel & Li, 2017). Para este fin es necesario disponer de instrumentos que midan de forma precisa las variables de rendimiento físico-fisiológico (Fox, Scanlan & Stanton, 2017), debido a que existe una alta variabilidad de la respuesta individual del deportista ante los estímulos que este recibe durante el entrenamiento y la competición (Gabbett, Whyte, Hartwig, Wescombe & Naughton, 2014).

En el inicio de la monitorización de la carga en los deportes de invasión, los sistemas mayormente empleados evaluaban la carga interna del deportista a través de variables fisiológicas (HR, VO₂), bioquímicas (lactato) o perceptivas (RPE) (Montgomery, Pyne & Minahan et al., 2010; Stølen, Chamari, Castagna & Wisløff, 2005). Sin embargo, diferentes estudios han identificado que la carga interna por sí sola no identifica el rendimiento en deportes colectivos, siendo necesario integrar carga interna y externa (Impellizzeri et al., 2019).

Para la cuantificación de la carga externa, las tecnologías utilizadas se dividen en dos grandes grupos: (a) dispositivos de seguimiento y (b) microtecnología. Respecto al primer grupo, recientemente la Federación Internacional de Fútbol Asociado (FIFA) ha definido a todos estos sistemas como Dispositivos de Seguimiento Electrónicos del Rendimiento (DSER); (en inglés, Electronic Performance and Tracking Systems, EPTS) (FIFA, 2019). Dentro de las tecnologías que integran este grupo podemos encontrar: (1) Sistemas de Navegación Global por Satélite (GNSS), (2) sistemas ópticos (VID), y (3) sistemas posicionamiento local (LPS). Por otro lado, el segundo grupo está compuesto por dispositivos microelectromecánicos entre los que se encuentran acelerómetros, giróscopos y magnetómetros, entre otros sensores. A continuación, se desarrolla cada uno de estos sistemas.

2.3.1. Análisis observacional

2.3.1.1. Descripción e inicio de la técnica

El análisis observacional fue la primera técnica utilizada para el registro de la carga externa en los deportes de invasión. Esta técnica tiene como objetivo el registro y análisis del contexto deportivo por uno o varios observadores de forma sistematizada durante el tiempo real o posteriormente a través del análisis de la imagen (Hughes & Franks, 2004), lo que permite dar una retroalimentación cuantitativa y cualitativa, así como proporcionar datos relevantes (número de acciones, eficacia, calidad de ejecución, etc.) del deporte analizado (Anguera & Mendo, 2013). Puede definirse como una forma objetiva para el registro del rendimiento deportivo, y cuantificar elementos claves del mismo de manera válida y fiable (Nevill, Atkinson & Hughes, 2008).

La gran mayoría de estas sistematizaciones de recogida de la información realizada por entrenadores y científicos deportivos no han sido publicadas en revistas científicas, formando parte únicamente de su trabajo diario, pero en la actualidad es utilizada como metodología de investigación (O'Donoghue, 2010). Su utilización se remonta al año 1912 donde Fullerton exploró la probabilidad de los jugadores de béisbol en conseguir éxito en las acciones de batear, lanzamiento y carreras. Posteriormente, esta técnica fue utilizada por Messersmith y Bucher en el año 1939 quienes intentaron registrar la distancia cubierta a diferentes intensidades en baloncesto por puestos específicos durante la competición. Aunque, el auge de esta técnica se produce en la década de los sesenta y setenta, teniendo una alta popularidad en fútbol americano. Actualmente son utilizados en la mayoría de los deportes de invasión (Hughes & Franks, 2004).

2.3.1.2. Aspectos a tener en cuenta en el uso del análisis observacional

Para el uso del análisis observacional para la detección de los indicadores de rendimiento, es necesario llevar a cabo un proceso riguroso y sistemático que se divide en dos partes: (a) validación de la herramienta de evaluación y (b) formación de los codificadores.

En primer lugar, para seleccionar los ítems que componen la hoja de observación de forma objetiva, es necesario que los mismos pasen un proceso de validez a partir de una valoración cuantitativa y cualitativa mediante el procedimiento de jueces expertos (Wiersma, 2001). Este procedimiento evalúa la validez de contenido definida como el grado en el que los ítems seleccionados representan adecuadamente al instrumento objeto de medición (Escobar-Pérez & Cuervo-Martínez, 2008). Estos jueces expertos deben ser personas que den una opinión informada y habrán de tener una amplia trayectoria profesional y académica en el tema de estudios (Escobar-Pérez y Cuervo-Martínez, 2008). Esta debe ser realizada por diez o más sujetos para ofrecer una estimación aceptable para la validez de contenido de una herramienta o instrumento de evaluación (Wiersma, 2001). Los jueces expertos valorarán los apartados de adecuación, elaboración e importancia de cada uno de los ítems a través de una escala cuantitativa de tipo *Likert* de 1 a 10. Además, se requirió a los jueces expertos que realizaran valoraciones cualitativas sobre cada una de las tareas. A continuación se muestran los aspectos a valor de cada uno de los ítems:

- *Grado de Pertinencia*. Valoración cuantitativa emitida por cada experto para conocer la adecuación de cada test incluido en la batería.
- *Grado de Univocidad*. Cada experto valoró cuantitativamente la elaboración y redacción de las pruebas que componen la batería.
- *Grado de Importancia*. Valoración de la relevancia de la realización de la prueba dentro de la batería.
- *Grado de Valoración Cualitativa*. Se recogieron las propuestas emitidas por los jueces expertos de cada prueba con el fin de mejorarse.

Para valorar de forma cuantitativa la validez de contenido de los ítems diseñados en la hoja de observación, se utiliza el cálculo denominado coeficiente de *V de Aiken* (Aiken, 1985). Dicho coeficiente permite cuantificar la relevancia de un ítem de acuerdo a la opinión de un grupo de jueces expertos, obteniendo un valor entre 0 y 1. La interpretación se realiza de la siguiente forma: (1) el valor es mayor de 0.80, se mantiene el ítem definido; (2) valor entre 0.80 y 0.60, el ítem se modifica y se reevalúa; (3) valor menor de 0.60, el

ítem se elimina (Penfield & Giacobbi, 2004). Para el cálculo del coeficiente de *V de Aiken* se emplea la Ecuación 1 modificada por Penfield & Giacobbi (2004), donde X es la media de calificaciones de los jueces en la muestra, l es la calificación más baja posible, y k es el rango de los valores posibles de la escala Likert utilizada.

$$V = \frac{X - l}{k}$$

Ecuación 1. Cálculo del coeficiente de *V de Aiken* (Penfield & Giacobbi, 2004)

Cuando la hoja de observación ha finalizado el proceso de validación, es cuando comienza el proceso de análisis de fiabilidad de la herramienta. La *fiabilidad* es la reproducibilidad de una medida en el instrumento (Atkinson & Nevill, 1998). Para que esta sea elevada, en primer lugar se debe realizar una formación previa de los codificadores, dónde se identifiquen los ítems a evaluar. Este procedimiento tiene dos partes siguiendo la propuesta realizada por Medina & Noguera (1999):

1. Fase preparatoria: donde se familiariza al observador con la conducta o comportamiento a observar, dividiéndose en formación teórica donde adquiere los conocimientos acerca del tópico de investigación además de las categorías de la herramienta y una formación práctica donde realizarán ejercicios de observación y codificación en la herramienta.
2. Fase de Observación: Esta fase tiene solo un carácter práctico, que debe progresar de menor a mayor complejidad desde observaciones de grabaciones parciales hasta una situación real de la conducta. En este proceso, se identificará la evolución de la fiabilidad del observador hasta que alcance los valores recomendados.

Para la evaluación del grado de confiabilidad inter-observador, la prueba estadística utilizada se denomina *Multirater Kappa free* (Randolph, 2005), variante del coeficiente *Kappa* condicionada por el número de jueces. Es una herramienta diseñada para valorar la fiabilidad cuando existen más de dos codificadores que tienen que observar variables con más de dos categorías. Randolph (2005) señala que un valor de 0.70 o superior indica un alto grado de acuerdo entre codificadores.

2.3.2. Seguimiento basado en sistemas ópticos

2.3.2.1. Descripción y principios de funcionamiento

Son el primer método utilizado para el seguimiento tanto en condiciones de interior y exterior. Este método de seguimiento semi-automático sustituye a los sistemas GNSS en situaciones de interior. Esta tecnología es no invasiva y está basada en un sistema de cámaras que se encuentran situadas alrededor del terreno de juego (Barris & Button, 2008) (Figura 4). Cada una de las cámaras están calibradas para cubrir una zona específica del terreno de juego para finalmente integrar todas las imágenes mediante un sistema de reconstrucción (Rico-González, Los Arcos, Nakamura, Moura & Pino-Ortega, 2020). Para calibrar las cámaras, cada una registra información sobre los puntos que enfoca debido a que conoce su posicionamiento (D’Orazio & Leo, 2010). Para integrar toda la información, los sistemas de video análisis desarrollan algoritmos de procesamiento de imágenes (Alarifi et al., 2016).

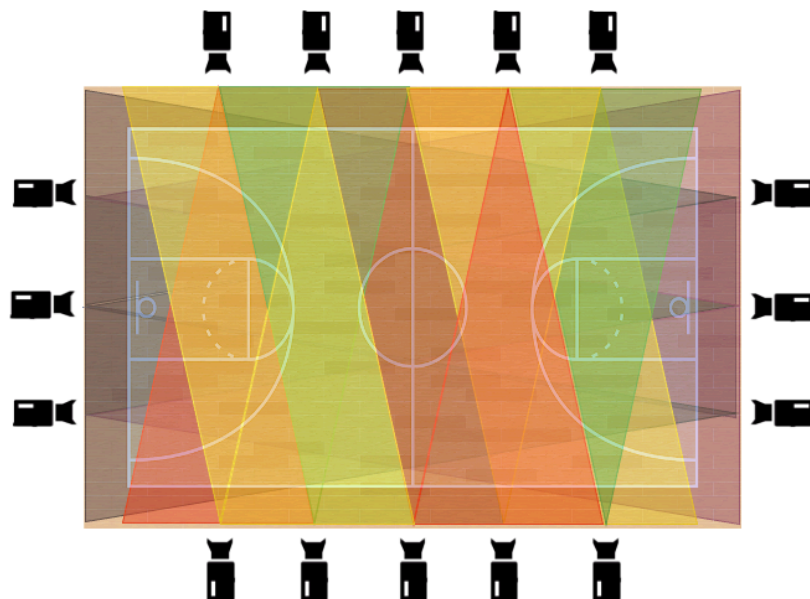


Figura 4. Ilustración del seguimiento basado en sistemas ópticos mediante un sistema de 16 cámaras en un terreno de juego de fútbol (elaboración propia).

Estos sistemas tienen el potencial del registro simultáneo de la información de los jugadores y del balón. En cambio, a diferencia de los sistemas de navegación por radiofrecuencia y microtecnología no dan la posibilidad de añadir otros sensores y por tanto no pueden registrar datos de carga fisiológica (ej. frecuencia cardíaca, oxigenación muscular) y/o

neuromuscular (ej. sensores inerciales). Esta tecnología, en función de los algoritmos utilizados, se clasifica en 3 tipos dependiendo de la interacción del operador en la selección de los objetos a identificar durante el seguimiento (Maggio & Cavallaro, 2011):

- a) Manual: Cuando el seguimiento del objeto es directamente realizado por el operador. Este sistema se utiliza cuando se requiere una alta precisión (ej. en una película cuando el contorno del carácter es seleccionado y su evolución es monitorizada frame a frame).
- b) Automático: Todo el seguimiento del objeto es directamente realizado por un algoritmo. Este sistema se utiliza cuando no existen muchos objetos a seguir y los caracteres están muy bien diferenciadas (ej. entradas al entorno laboral).
- c) Interactivo o semi-automático: Se realiza una combinación entre seguimiento por algoritmo de forma automática con correcciones realizadas por operador. Este proceso se realiza en dos fases: una primera fase donde se realiza el seguimiento completo de forma automática y una segunda fase donde se realiza un procesado de la información y corrección de esta si es necesaria (ej. monitorización de la carga en el deporte profesional. Este sistema también permite complementar los datos registrando las acciones de los jugadores (ej. pases completados, lanzamientos realizados, etc.).

2.3.2.2. Consideraciones en el uso del seguimiento basado en sistemas ópticos

Respecto al resto de tecnologías, diferentes consideraciones deben ser tenidas en cuenta cuando la monitorización es realizada mediante sistemas ópticos:

- Tienen limitaciones respecto al seguimiento preciso de más de un jugador. Sobre todo, estos problemas son encontrados durante los periodos de congestión de jugadores en una misma zona del campo, como por ejemplo la situación de lanzamientos de esquina en fútbol o las melés en rugby (Barros et al., 2007). Por el contrario, los jugadores más aislados del juego como los guardametas tienen los registros más precisos. Para intentar

solucionar este problema, las diferentes empresas han incluido un mayor número de cámaras para tener un mayor área registrada e intentar eliminar la oclusión, o cambiar la ubicación de las mismas para mejorar la precisión (D'Orazio & Leo, 2010).

- Para solucionar este inconveniente, las empresas además pueden mejorar la calidad del dato con sistemas semi-automáticos mediante la corrección de operadores. Este aspecto puede ser positivo pero también puede ser negativo ya que las modificaciones de los operadores pueden no ser del todo precisas (Thomas, Gade, Moeslund, Carr & Hilton, 2017).
- Otro aspecto que considerar es el algoritmo utilizado. La problemática es que cada una de las empresas tiene un algoritmo propio de procesamiento que impide la comparación de datos entre tecnologías (Barris & Button, 2008).
- Finalmente, el sistema es muy complejo en su instalación y funcionamiento además de ser fijo. El proceso de colocación de las cámaras, orientación y calibración de las mismas debe ser realizado por personal experto, por lo que limita su aplicación (D'Orazio & Leo, 2010).

2.3.3. Sistemas de navegación por satélite

2.3.3.1. Descripción y principios de funcionamiento

Los sistemas de navegación por satélite tienen un origen militar y se desarrollaron con el objetivo del seguimiento en exterior, calculando el posicionamiento de personas u objetos tomando como referencia un sistema de posicionamiento conocido (satélites) y un objeto de posición desconocido a través de radiofrecuencia (Larsson, 2003) (Figura 5a). Actualmente, existen 4 constelaciones de satélites en función de las naciones que los desarrollan:

- GPS: desarrollado por el gobierno americano con 31 satélites disponibles.
- Galileo: desarrollado por las naciones europeas y con 4 satélites en órbita.
- GLONASS: desarrollado por el gobierno ruso con 29 satélites en uso.
- Beidou: desarrollado por el gobierno chino y con 15 satélites en órbita.

De los sistemas de seguimiento por satélite mencionados, al necesitar un mínimo de 24 satélites para que puedan ser utilizados de manera válida, solamente el sistema GPS y el sistema GLONASS pueden ser utilizados. Para que el posicionamiento del jugador pueda ser obtenido, tanto los satélites como el receptor deben incorporar un reloj de muy alta precisión (reloj atómico) de forma sincronizada. Este aspecto es muy importante, ya que si la luz viaja a 300 metros cada microsegundo, un error de un microsegundo supondría un error de posicionamiento de 300 metros (Larsson, 2003).

El funcionamiento de la tecnología es el siguiente: (1) un satélite envía una señal a la velocidad de la luz indicando el momento de salida de la misma, (2) el receptor calcula el tiempo que tarda en llegar y lo multiplica por la velocidad (distancia = velocidad * tiempo), (3) conociendo el radio (distancia), se establece una esfera que indica que el posicionamiento del jugador puede estar en el interior de cualquiera de los puntos que la esfera refleja en la superficie terrestre, (4) para mejorar la precisión se traza un segundo círculo por la información de un segundo satélite, para así determinar que la posición del jugador se encuentra en el espacio comprendido entre los dos círculos, (5) debido a que el espacio sigue siendo amplio, se traza un tercer círculo y el punto donde el círculo proyectado por los satélites 1, 2 y 3 se cruza es la posición del jugador. Esta técnica para el registro del posicionamiento se denomina trigonometría. Finalmente, debido al alto coste económico de la incorporación de un reloj de alta precisión en los dispositivos de seguimiento, para el cálculo de la posición del jugador se integra la señal de un cuarto satélite que se utiliza como incógnita en el tiempo para el cálculo junto con las coordenadas espaciales.

Para el cálculo de la distancia y la velocidad existen dos métodos mediante el uso de la tecnología GPS: (a) diferencia de posicionamiento y (b) efecto Doppler. El primero calcula la posición (latitud y longitud) usando información de la distancia de cada satélite respecto al dispositivo y posteriormente triangula su posición. Por tanto, la distancia se puede calcular mediante la diferencia posicional (cambio en la localización en cada señal), y a partir de este la velocidad puede ser derivada (distancia recorrida en función

del intervalo de tiempo) (Townshend, Worringham & Stewart, 2008). En cambio, el efecto Doppler calcula la velocidad mediante el cambio de frecuencia aparente de una onda producido por el movimiento relativo de los satélites respecto al receptor, derivando la distancia mediante la multiplicación de la velocidad por el tiempo (Schutz & Herren, 2000).

Para el cálculo de la velocidad, el efecto Doppler ha mostrado un mayor nivel de precisión y menos error respecto al método de diferencia de posicionamiento. En este sentido, se ha adoptado por las marcas comerciales de tecnologías de seguimiento el uso de efecto Doppler para el cálculo de la velocidad instantánea, mientras que para la distancia se utiliza el método de diferencia de posicionamiento (Malone, Lovell, Varley & Coutts, 2017).

2.3.3.2. Consideraciones en el uso de la tecnología de seguimiento por satélite

Actualmente, existen diferentes aspectos para tener en cuenta en la precisión de los sistemas de posicionamiento por satélite:

- **Número de satélites:** La conexión del dispositivo receptor a un mayor número de satélites mejora la precisión del dato registrado. Investigaciones previas han determinado que, aunque se requieran un mínimo de 4 satélites para una conexión adecuada, la calidad de la señal es pobre si el receptor está conectado a un número menor de 6 satélites (Witte & Wilson, 2004) (Figura 5a).
- **Dilución horizontal de los satélites conectados (HDOP):** Esta característica analiza la distribución horizontal de los satélites determinados por la organización geométrica de los satélites. En este sentido, cuando los satélites están posicionados juntos, el valor de HDOP es elevado y la precisión es peor; por el contrario cuando los satélites están separados, el valor de HDOP es menor y la precisión es mejor. Los valores de esta variable tienen un rango entre 0 y 50, siendo considerado ideal un valor por debajo de 1 (Williams & Morgan, 2009) (Figura 5b).
- **Algoritmos de procesamiento de la información:** Comúnmente las empresas desarrolladoras de dispositivos tecnológicos incluyen algoritmos para la

identificación de datos de peor calidad para corregirlos mediante interpolación, suavizado o eliminación de la información (Malone et al., 2017). Este aspecto puede ser de ayuda para realizar una rápida evaluación del entrenamiento y la competición, pero puede ser contraproducente debido a que cada empresa emplea sus propios algoritmos y la comparación entre tecnologías no puede ser posible (Terziotti, Sim & Polglaze, 2018). Este aspecto también ocurre con diferentes versiones de dispositivos de la misma marca comercial, por lo que tras cada actualización es necesario evaluar el dispositivo utilizado para determinar la precisión en la medida (Kempton, Sullivan, Bilsborough, Cordy & Coutts, 2015) (Figura 5c).

- Frecuencia de muestreo: Esta característica identifica el número de datos por segundo que es capaz de registrar el dispositivo. Una mayor frecuencia de muestreo generalmente está relacionada con una mayor calidad del dato, sobre todo en deportes colectivos donde existe una gran variación del posicionamiento. Este aspecto también depende de cómo se obtenga ese mayor número de datos, para lo que existen dos métodos: (a) obtención directa e (b) interpolación de la información mediante algoritmos matemáticos (Johnston, Watsford, Kelly, Pine & Spurrs, 2014; Scott, Scott & Kelly, 2016) (Figura 5d). Es necesario considerar que una mayor frecuencia de muestreo conlleva un mayor ruido en la señal, siendo necesario la implementación de algoritmos para su solución (Malone et al., 2017).
- Condiciones climáticas y edificaciones: Ambos aspectos tienen una influencia directa en la calidad de los datos obtenidos. La problemática que pueden presentar es la oclusión de la recepción de la señal por parte de los satélites, debido a que estos envían la señal en línea recta. Por este motivo, los grandes estadios con estructuras de hormigón o los días lluviosos o con niebla densa impiden la comunicación entre el emisor (satélite) y receptor (dispositivo) (Beekhuizen, Kromhout, Huss & Vermeulen, 2013) (Figura 5e). Para solucionar este inconveniente, recientemente se están integrando algoritmos basados en la señal de la acelerometría (Buchheit et al., 2014)
- Ubicación del dispositivo en el deportista: Al igual que en el caso anterior, el cuerpo también puede actuar como mecanismo de oclusión. Para una mejor calidad del dato en cuanto a la señal GPS, numerosas investigaciones han acordado su colocación en la línea interescapular, para eliminar el cuerpo

del atleta como factor en la recepción directa de la señal (Akenhead & Nassis, 2016) (Figura 5f).

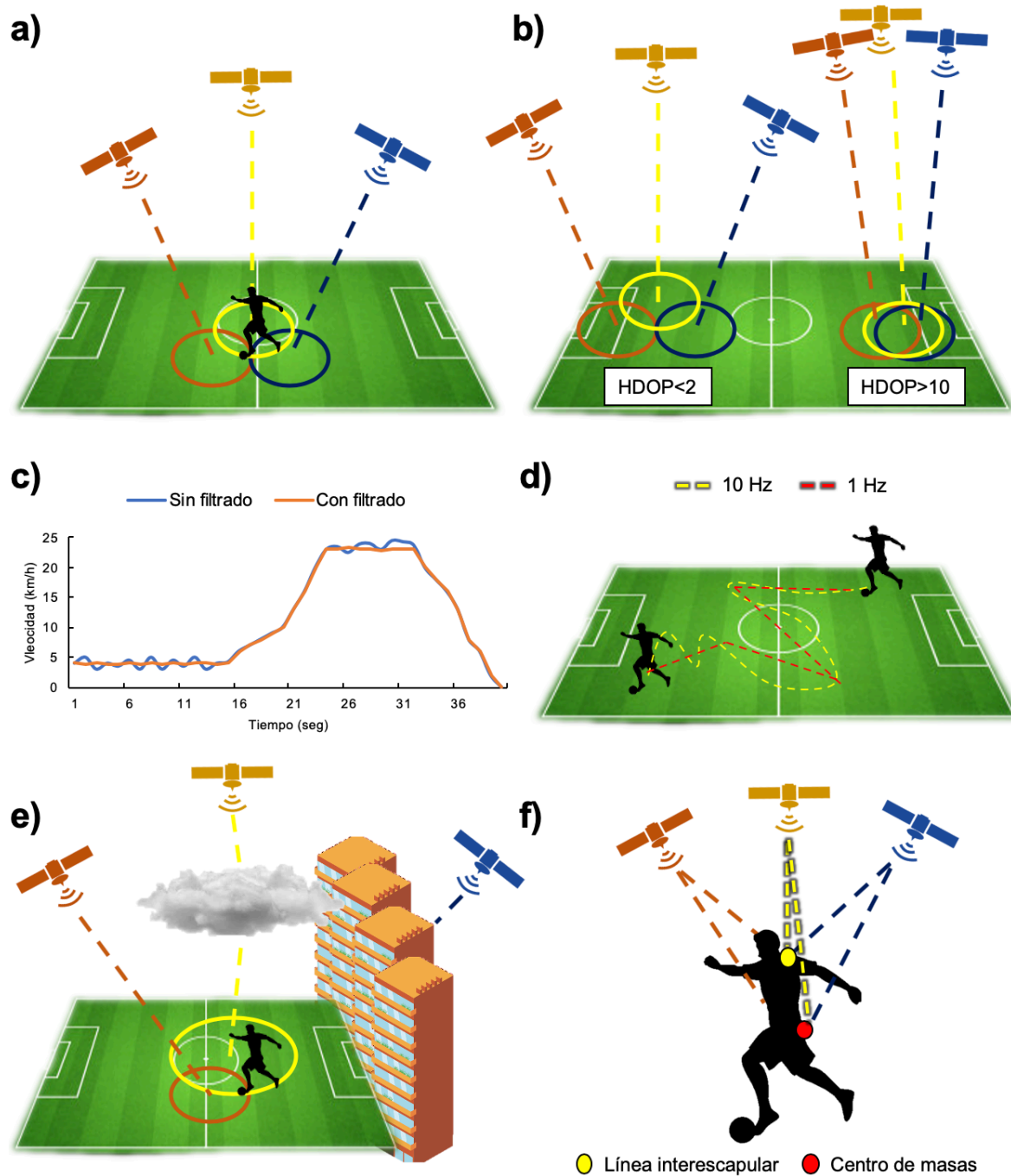


Figura 5. Representación gráfica (a) del funcionamiento de la tecnología de seguimiento por satélite y de los diferentes aspectos que influyen en la precisión (b) dilución horizontal, (c) algoritmos de filtrado, (d) frecuencia de muestreo, (e) condiciones climáticas y estructuras alrededor de la zona de registro y (f) ubicación del receptor (elaboración propia).

2.3.4. Sistemas de seguimiento por radiofrecuencia

2.3.4.1. Descripción y principios de funcionamiento

Los sistemas de seguimiento por radiofrecuencia, también denominados sistemas de posicionamiento local (LPS) surgen debido a la incapacidad de monitorización de los sistemas de seguimiento por satélite en los espacios de interior por no poder penetrar paredes o obstáculos (ver apartado 2.3.3.2. para más información) (Liu & Chen, 2018). Estos sistemas están basados en los mismos principios que los sistemas de navegación por satélite, sustituyendo en este caso los satélites por antenas que se colocan alrededor del espacio de medición como sistema de referencia, reduciendo así el efecto de factores ambientales en la medición (ver figura 6 para más detalle) (Bastida-Castillo, Gómez-Carmona, De la Cruz Sánchez, Reche-Royo et al., 2019). Debido a la alta demanda actual en la monitorización en espacios en interior, este tópico de investigación está desarrollándose y proponiendo soluciones para la mejora del posicionamiento (Jekabsons, Kairish & Zuravlyov, 2011)

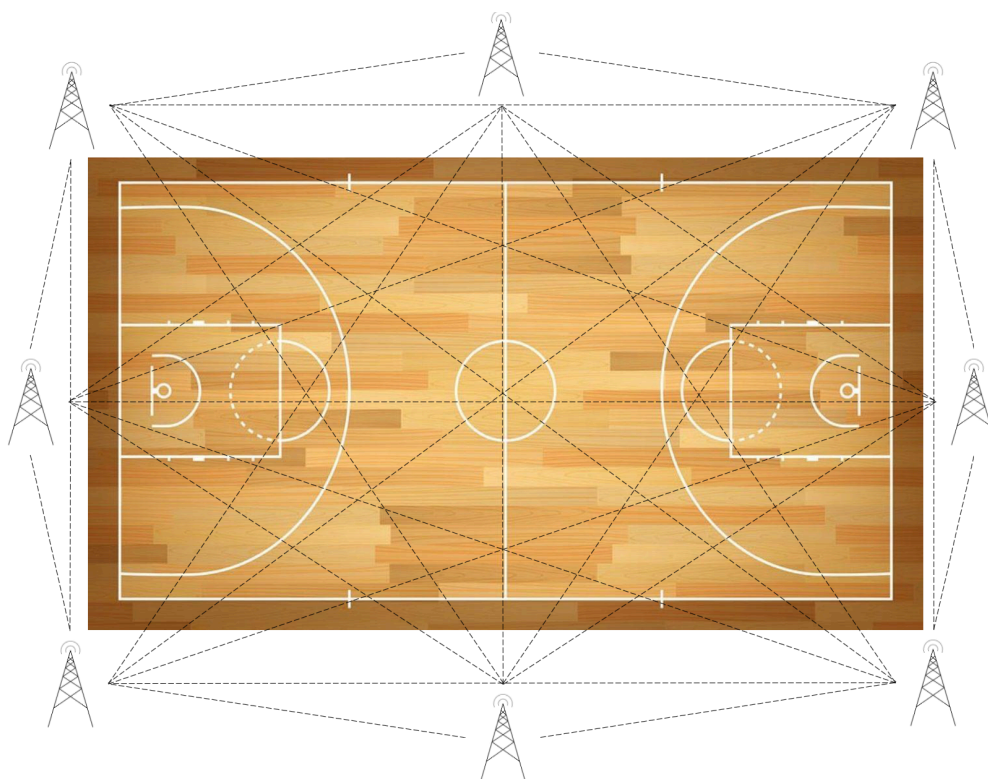


Figura 6. Representación gráfica de la situación de los nodos (antenas) y la comunicación entre las mismas en un sistema de seguimiento por radiofrecuencia mediante la tecnología de ultra-banda ancha (UWB) con 8 antenas (elaboración propia).

Para la localización en interior, pueden clasificarse en seis tipos de tecnología: (a) infrarrojos, (b) ultrasonidos, (c) radio frecuencia (RFID, Wi-Fi, Bluetooth, sistema de posicionamiento local o LPS, y ultra-banda ancha o UWB), (d) tecnologías magnéticas, (e) sistemas ópticos y (f) sistemas de sonidos audibles (Alarifi et al., 2016). Para el cálculo de posicionamiento de los jugadores, las tecnologías anteriormente mencionadas utilizan diferentes tipos de algoritmos: (1) tiempo de vuelo (en inglés *time of flight*, TOF), (2) tiempo de diferencia de llegada (en inglés *time difference of arrival*, TDOA), (3) ángulo de llegada (en inglés *angle of arrival*, AOA), (4) diferencia de frecuencia de llegada o Doppler diferencial (en inglés *frequency difference of arrival or differential Doppler*, FDOA), y (5) algoritmos híbridos que combinan más de un método de los anteriormente mencionados (Al-Jazzar, Muchkaev, Al-Nimrat & Smadi, 2011; Gezici et al., 2005; Reddy & Sujatha, 2011).

Dentro de estas tecnologías, la más desarrollada es la tecnología de ultra-banda ancha (UWB) por su alta precisión y efectividad (Al-Ammar et al., 2014). UWB es una señal de radiofrecuencia que tiene un ancho de banda mayor a 500 MHz. UWB es un canal de comunicación que difunde información en una gran parte del espectro de frecuencia, lo que permite que los transmisores UWB transmitan grandes cantidades de datos mientras consumen poca energía de transmisión (Alarifi et al., 2016). Para el cálculo de posicionamiento de los jugadores mediante tecnología UWB, el dispositivo WIMU PRO™, utilizado en la presente tesis doctoral, integra el algoritmo de tiempo de diferencia de llegada (TDOA) de las señales de radiofrecuencia para obtener la distancia entre el punto de referencia y el receptor (Leser, Schleindlhuber, Lyons & Baca, 2014). Este algoritmo es el que presenta mejor precisión respecto al resto de algoritmos debido a un mayor tiempo de resolución (Shen, Zetik & Thoma, 2008). Para su funcionamiento, el algoritmo calcula el delta en el tiempo entre la llegada de la señal a múltiples nodos de referencia (antenas) y las diferencias de tiempo se asignan a múltiples hipérbolas intersectadas. Para el posicionamiento 2D necesita al menos tres antenas y para el posicionamiento 3D al menos cuatro antenas. Para su funcionamiento, solo los nodos de referencia deben sincronizarse (Reddy & Sujatha, 2011).

2.3.4.2. Consideraciones del uso de la tecnología de seguimiento por radiofrecuencia

La tecnología UWB, presenta una serie de ventajas respecto al uso de la tecnología GNSS: (a) mayor frecuencia de muestreo, lo que incrementa potencialmente la validez y fiabilidad para la medición de los movimientos determinantes en los deportes individuales y colectivos; (b) permite la medición en entornos tanto interiores como exteriores, tanto a través de sistemas fijos como de antenas móviles; (c) detecta de forma más precisa la posición del jugador (error <10 cm); (d) los receptores son más pequeños que en la tecnología GNSS y por tanto, podrían integrarse tanto en dispositivos inerciales como dentro de los implementos utilizados en los deportes (ej. balón); y (e) tiene una mayor calidad en el análisis táctico en los deportes de invasión por obtener datos de posicionamiento más precisos (Bastida-Castillo, Gómez-Carmona, de la Cruz Sánchez & Pino-Ortega, 2019; Luteberget, Spencer & Gilgien, 2018; Sathyan, Shuttleworth, Hedley & Davids, 2012).

En cuanto a las consideraciones del uso de la tecnología de seguimiento por radiofrecuencia en interior y exterior nos encontramos cinco aspectos principales que debemos tener en cuenta:

1. *Validez y fiabilidad del sistema:* Según la tecnología utilizada y el algoritmo para la detección de la posición, este influirá en el dato obtenido. La tecnología UWB y los algoritmos TOA y TDOA los que mayor precisión presentan (Shen et al., 2008).
2. *Cobertura y resolución:* La cobertura de estos dispositivos varía desde 50 hasta 250 metros según la tecnología y la resolución también se presenta en un rango entre los 10 y los 100 Hz, la elección de estos dos parámetros dependerá del deporte y las acciones a registrar siendo comúnmente utilizados sistemas de hasta 150 metros y con una resolución entre 20 y 50 Hz (Alarifi et al., 2016).

3. *Latencia en la actualización de la ubicación*: Este parámetro debe tenerse en cuenta en el diseño del sistema para garantizar que este pueda hacer frente a una óptima precisión y al número de usuarios requeridos, y por otro lado, que proporcione una velocidad de datos adecuada para la comunicación con un razonable nivel de complejidad. Este aspecto es importante debido a que una mayor latencia de actualización de posición influye de forma negativa en la precisión del posicionamiento, especialmente al rastrear usuarios móviles (Chóliz, Hernández-Solana & Valdovinos, 2011).
4. *Impacto de la infraestructura del edificio*: Es una tecnología potente debido a que detecta trayectos múltiples severos como los producidos en los deportes colectivos. Además, atraviesa paredes, equipos y cualquier otro obstáculo, y no interferirá con los sistemas de radiofrecuencia existentes si está diseñado adecuadamente. Aunque su susceptibilidad a la interferencia con otras tecnologías es baja, presenta una debilidad ya que las estructuras con materiales metálicos causan interferencias en la señal (Liu & Chen, 2018).
5. *Efecto de errores aleatorios* en el sistema como los causados por la interferencia y reflexión de la señal (Wu, Marshall & Yu, 2007).

2.3.5. Microtecnología

2.3.5.1. Definición y descripción de los microsensores utilizados para el registro en las ciencias del deporte

Los microsensores son dispositivos de tamaño reducido que están capacitados para detectar acciones o estímulos externos específicos. Esta tecnología está en un continuo desarrollo y su aplicación en el ámbito de las ciencias del deporte es exponencial, tanto en deportes individuales como colectivos (Cummins, Orr, O'Connor & West, 2013). Los microsensores más empleados son acelerómetros, giróscopos y magnetómetros, los cuales pueden ser utilizados de forma independiente o combinados en unidades denominadas sensores microelectromecánicos (MEMS). Cuando estos sensores se integran dentro de dispositivos que implementan tecnologías de seguimiento y tecnologías de comunicación con otros sensores de carga interna y externa se denominan dispositivos inerciales (IMUs) (Chambers, Gabbett, Cole & Beard, 2015). A continuación, se describen cada uno de estos sensores:

- **Acelerómetros:** Dispositivos eléctricos que detectan la aceleración aplicada que actúa a lo largo de un eje sensible (Derrick & Robertson, 2014; Mathie, Coster, Lovell, & Celler, 2004; Winter, 2009) (Figura 7a). Es un sensor capaz de medir aceleración uniaxial (un eje), biaxial (dos ejes) o triaxial (tres ejes) para detectar el movimiento durante la actividad y su orientación (Pelham, Robinson & Holt, 2006). Se expresa en metros por segundo al cuadrado (m/s^2) o fuerza g (aceleración con relación a la gravedad).
- **Giróscopos:** Dispositivos mecánicos que sirven para medir, mantener o cambiar la orientación en el espacio de un objeto (Holleczek, Schoch, Amrich & Tröster, 2010) (Figura 7b). Esencialmente detectan la velocidad angular en su giro a través del principio de Coriolis, utilizándolo para medir la orientación y proyección del cuerpo, movimiento angular o posición específica (Passaro, Cuccovillo, Vaiani, De Carlo & Campanella, 2017). Se expresa en grados por segundo ($^{\circ}/s$).
- **Magnetómetros:** Dispositivos que sirven para cuantificar la fuerza o dirección de una señal magnética en un objeto (Barnes, Clark, Rees, Stratton & Summers, 2018) (Figura 7c). Normalmente son combinados para la mejora

de la señal de los acelerómetros o giróscopos de los dispositivos inerciales, complementando a estos mediante el filtrado de la orientación de los movimientos (Brunner, Lauffenburger, Changey & Basset, 2015). Se expresa en Tesla (T).

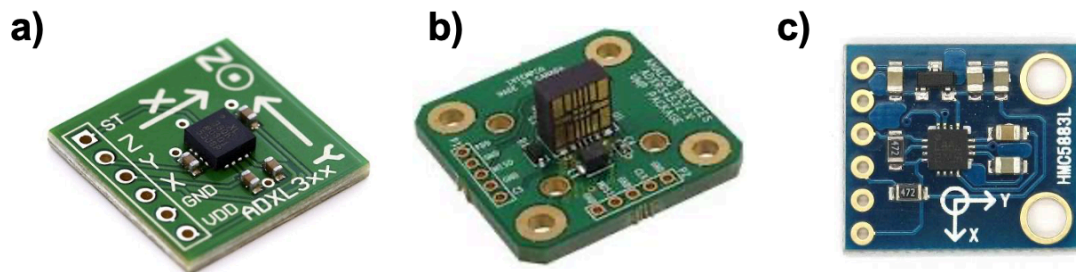


Figura 7. *Microsensores comerciales (a) acelerómetro, (b) giróscopo, y (c) magnetómetro.*

2.3.5.2. Aplicaciones de la microtecnología en el deporte

Principalmente, en las Ciencias del Deporte, se utiliza la combinación de las señal de los tres sensores para el análisis del rendimiento deportivo, tanto en deportes individuales como en deportes de equipo. Estos sensores tienen la capacidad de tener una alta sensibilidad debido a su alta frecuencia de muestreo, lo que permite la detección y análisis de movimientos que no podrían ser fácilmente detectados por los entrenadores (Chambers et al., 2015). En este sentido, se muestran a modo de ejemplo diferentes investigaciones previas que han conseguido evaluar diferentes aspectos del rendimiento en deportes individuales:

- Detectar eventos de golpeo en tenis (derecha, revés y servicio) colocando un sensor inercial en el brazo. El acelerómetro únicamente detecta la aceleración del movimiento en los tres planos, pero la integración del giróscopo para la detección del ángulo de golpeo y el magnetómetro para la corrección de la señal de ambos sensores a través de la integración de un algoritmo detecta el movimiento con una precisión superior al 90% (Connaghan et al., 2011).
- Evaluar el levantamiento en halterofilia con tres microsensores colocados en tobillo, espalda baja y muñeca. Gracias a la integración de acelerómetro, giróscopo y magnetómetro mediante un algoritmo específico se detecta angulación y velocidad de ejecución ideal para evitar el sobreentrenamiento

y la mala ejecución técnica durante la acción, con una fiabilidad del 93% (Ghasemzadeh, Loseu & Jafari, 2009).

- Inspeccionar los desplazamientos legales e ilegales en corredores de marcha mediante un MEMs en la parte baja de la espalda, con una precisión del 91% (Adelsberger & Tröster, 2013).

Respecto a los deportes colectivos, su uso ha sido realizado en dos vertientes: (a) detección de eventos/acciones técnicas individuales y (b) cuantificación de la carga acumulada. En la evaluación de eventos/acciones individuales ha sido utilizado el análisis del golpeo en jugadores de béisbol (Ghasemzadeh & Jafari, 2011), para la detección de los eventos de bolos rápidos (McNamara, Gabbett, Chapman, Naughton & Farhart, 2015) o para la detección de impactos o colisiones en rugby (Gabbett, Jenkins & Abernethy, 2010). El uso más extendido de los microsensores en los deportes colectivos es para la cuantificación de la carga acumulada en entrenamiento y/o competición con diferentes fórmulas específicas de las marcas comerciales que diseñan los dispositivos inerciales, siendo la más conocida PlayerLoad™ de la empresa australiana Catapult Sports (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Ibáñez & Pino-Ortega, 2020).

2.2.5.3. Consideraciones para el uso de los microsensores

A continuación, se muestran las diferentes consideraciones en el uso de la tecnología de microsensores para la cuantificación de la carga en los deportes individuales y colectivos, que serán ampliadas posteriormente en el *Apartado 2.3. Uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga externa*, ya que son comunes para todos los microsensores:

1. **Validez y fiabilidad** de los microsensores para la unidad específica de medida, ya sea carga acumulada, carga pico o detección de un evento deportivo concreto. Una baja validez y fiabilidad determinará no poder comparar los resultados entre sesiones y obtener valores erróneos que no tendrán utilidad como referencia para el entrenamiento de las demandas específicas de la competición.

2. **Frecuencia de muestreo:** Determina la cantidad de datos por segundo que puede registrar el sensor. Una mayor frecuencia de muestreo es necesaria cuando el movimiento a evaluar se realice en un muy corto período de tiempo, mientras que una menor frecuencia de muestreo es suficiente para la cuantificación acumulada en largos períodos de tiempo. Investigaciones recientes recomiendan 100 Hz como frecuencia de muestreo mínima para el registro de la carga externa en el deporte.
3. **Ubicación del dispositivo:** Como se expone en la definición de microsensor, están capacitados para detectar acciones o estímulos externos específicos en el objeto o parte del cuerpo humano donde estén adheridos. Por tanto, una incorrecta ubicación del sensor determinará una evaluación errónea de la carga del deportista (infraestimación o subestimación).
4. **Características técnicas de funcionamiento:** Es imprescindible que antes de realizar cualquier registro el sensor tenga las condiciones óptimas de funcionamiento: (a) calibración del sensor por lo que estático debe obtener valores de 1 ± 0.01 G en el acelerómetro y de 0 ± 0.30 °/s en el giróscopo, además de que la suma vectorial de los tres canales del magnetómetro no debe oscilar en más de 100 unidades cuando se rota; y (b) alcanzar la temperatura óptima de funcionamiento, la cual se encuentra entre los 32 y los 40° centígrados.
5. **Procesamiento de la información:** El conocimiento de este aspecto es fundamental cuando queremos realizar la comparación de la medición obtenida entre diferentes dispositivos. Puede existir el caso de que dos marcas comerciales empleen el mismo acelerómetro pero que empleen diferentes algoritmos para el procesado de la información por lo que el valor final va a ser diferentes entre ambos.

2.3.6. Ventajas e inconvenientes de las diferentes tecnologías para la cuantificación de la carga externa en los deportes de invasión

En la tabla 3, se muestra de forma resumida, las ventajas e inconvenientes del uso de cada una de las tecnologías para la cuantificación de la carga externa en los deportes de invasión.

Tabla 3. Resumen de las ventajas y limitaciones de las tecnologías para la monitorización de la carga externa en los deportes de invasión.

Tecnología	Ventajas	Limitaciones	Variables / Consideraciones
Análisis observacional	<ul style="list-style-type: none"> • Es un método no invasivo para el deportista, ya que no necesita portar ningún dispositivo. • El coste de su aplicación es mínimo (video-cámara y hoja de anotación) • Permite el registro de las acciones del juego en tiempo real o posteriormente con el procesamiento de la imagen. • Permite el análisis de situaciones tácticas y de habilidades técnicas concretas. 	<ul style="list-style-type: none"> • Aunque el sistema de obtención de la información es sistemático, existe el error humano debido a que el mismo no es automático. • Se necesita de una formación previa del observador muy extensa para el registro de la información. • Existe una alta variabilidad inter-observador en la recogida de la información. 	<p><i>Variables</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Acciones técnicas: pases, lanzamientos, intercepciones, entradas... • Acciones tácticas y eficacia: porcentaje/duración de las posesiones, fases ataque o defensa, disposición táctica ofensiva-defensiva, acciones de estrategia, etc.
Sistemas de seguimiento óptico	<ul style="list-style-type: none"> • Es un método no invasivo para el deportista, ya que no necesita portar ningún dispositivo. • Es comúnmente utilizado para la monitorización de los deportistas en interior y exterior en las competiciones de nivel élite. • Tiene una muy alta frecuencia de muestreo y una alta precisión para la monitorización de los desplazamientos de los deportistas, por lo que es considerado el patrón de oro. • Posibilita el seguimiento de la posición del balón durante el juego 	<ul style="list-style-type: none"> • El sistema tiene una limitación del número de mediciones simultáneas que puede realizar. • Al ser un sistema semiautomático que trabaja por reconocimiento de patrones, requiere de correcciones manuales cuando existen pérdidas del seguimiento por identificación incorrecta. • El tiempo de instalación es demasiado alto, además de ser fijo. • El coste es demasiado elevado y se necesita de un alto nivel de especialización para el manejo de la tecnología. 	<p><i>Variables</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Análisis cinemático: distancia, velocidad. • Análisis táctico: disposición de tu equipo, el equipo rival, interacción entre ambos y el balón. <p><i>Consideraciones</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Presenta una elevada precisión tanto para análisis cinemático como táctico.

Tabla 3. Resumen de las ventajas y limitaciones de las tecnologías para la monitorización de la carga externa en los deportes de invasión.

Tecnología	Ventajas	Limitaciones	Variabes / Consideraciones
Sistemas de navegación por satélite	<ul style="list-style-type: none"> Se puede monitorizar a un alto número de deportistas de forma simultánea, ya que cada deportista porta su propio dispositivo. El tiempo de instalación es muy corto, únicamente el que se necesite para colocar al jugador la prenda específica para llevar el dispositivo a la altura de la línea interescapular. Durante la ejecución de la actividad, no se necesita ningún técnico-operador que corrija los datos obtenidos del seguimiento. 	<ul style="list-style-type: none"> El dispositivo debe ser adherido al jugador mediante una prenda específica. El uso de esta prenda y el tamaño del dispositivo son aspectos que pueden ser incómodos para la monitorización tanto en entrenamiento como en competición. La línea de visión entre el receptor y los satélites en grandes estadios se ve muy comprometida. La precisión de la tecnología es variable en función de numerosos aspectos como: frecuencia de muestreo, meteorología, dilución horizontal, número de satélites disponibles, etc. No posibilita el seguimiento de la posición del balón durante el juego 	<p><i>Variabes</i></p> <ul style="list-style-type: none"> Análisis cinemático: distancia, velocidad. Análisis táctico: disposición de tu equipo, el equipo rival, interacción entre ambos y el balón. <p><i>Consideraciones</i></p> <ul style="list-style-type: none"> Presenta una elevada precisión para análisis cinemático, pero debido a un mayor error en la detección del posicionamiento subestima las demandas tácticas.
Sistemas de posicionamiento local	<ul style="list-style-type: none"> Se puede monitorizar a un alto número de deportistas de forma simultánea, ya que cada deportista porta su propio dispositivo. La precisión de la tecnología es mayor que en los sistemas por satélite, reduciendo el factor ambiental mediante la colocación de un sistema de referencia con antenas fijas o portátiles alrededor del espacio de medición. Si la instalación es portátil, permite medir en cualquier lugar de entrenamiento y/o competición. 	<ul style="list-style-type: none"> El dispositivo debe ser adherido al jugador mediante una prenda específica. El uso de esta prenda y el tamaño del dispositivo son aspectos que pueden ser incómodos para la monitorización tanto en entrenamiento como en competición. Esta tecnología dispone de instalaciones fijas o móviles. Si éstas son fijas, solo permiten la medición en la instalación donde se ubican. La presencia de estructuras metálicas en la instalación en interior de registro puede influir en la calidad de la medición. 	<p><i>Variabes</i></p> <ul style="list-style-type: none"> Análisis cinemático: distancia, velocidad. Análisis táctico: disposición de tu equipo, el equipo rival e interacción entre ambos. <p><i>Consideraciones</i></p> <ul style="list-style-type: none"> Presenta una elevada precisión tanto para análisis cinemático como táctico.

Tabla 3. Resumen de las ventajas y limitaciones de las tecnologías para la monitorización de la carga externa en los deportes de invasión.

Tecnología	Ventajas	Limitaciones	Variables / Consideraciones
	<ul style="list-style-type: none"> • Durante la ejecución de la actividad, no se necesita ningún técnico-operador que corrija los datos obtenidos del seguimiento. 	<ul style="list-style-type: none"> • El tiempo de instalación es moderado (1-2 horas). • No posibilita el seguimiento de la posición del balón durante el juego 	
Microtecnología (Sensores inerciales)	<ul style="list-style-type: none"> • Se puede monitorizar a un alto número de deportistas de forma simultánea, ya que cada deportista porta su propio dispositivo. • La precisión de la tecnología es muy alta tanto para el dato procesado como para el dato real debido a una muy alta frecuencia de muestreo para la monitorización de la fuerza generada en los desplazamientos de los deportistas en relación a la gravedad. • El tiempo de instalación es muy corto, únicamente el que se necesite para colocar al jugador la prenda específica para llevar el dispositivo. • Durante la ejecución de la actividad, no se necesita ningún técnico-operador que corrija los datos obtenidos del seguimiento. 	<ul style="list-style-type: none"> • El dispositivo debe ser adherido al jugador mediante una prenda específica. El uso de esta prenda y el tamaño del dispositivo son aspectos que pueden ser incómodos para la monitorización tanto en entrenamiento como en competición. • Está tecnología no provee el posicionamiento del equipo ni el balón, por lo que no posibilita el análisis táctico. • La tecnología estima la carga cinemática a partir de los datos obtenidos del movimiento del deportista, pero no provee de valores específicos de distancia y velocidad debido a que el sensor no detecta el posicionamiento. 	<p><i>Variables</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • Análisis cinemático: pasos, saltos, impactos, colisiones, etc. • Análisis neuromuscular: fuerza generada por el jugador en relación a la gravedad a través de carga acumulada y carga pico (Player Load, GRF, etc.) <p><i>Consideraciones</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • La tecnología presenta una alta fiabilidad y validez para la detección de movimientos específicos tanto en condiciones de interior como exterior.

2.4. Uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga externa

2.4.1. ¿Qué es un acelerómetro?

Los acelerómetros son dispositivos eléctricos que detectan la aceleración aplicada que actúa a lo largo de un eje sensible (Derrick & Robertson, 2014; Mathie et al., 2004; Winter, 2009). La aceleración (a) es definida como un cambio en la velocidad con respecto al tiempo ($a = \text{metros por segundo al cuadrado [m*s}^2\text{]}$) y es medida en unidades de aceleración gravitatoria (g , $1 g = 9,81 \text{ m*s}^2$) (Chen & Bassett, 2005; Hall, 2014; Pelham et al., 2006).

Los datos obtenidos a través de la acelerometría son bidireccionales. Esto significa que los sensores pueden supervisar la aceleración en ambas direcciones a lo largo del eje sensible. La mayoría de los acelerómetros son biaxiales o triaxiales, por lo tanto sensibles al movimiento en dos o tres ejes ortogonales (Winter, 2009). Debido a que los acelerómetros triaxiales detectan las aceleraciones producidas en los tres ejes, se consideran más precisos para medir el movimiento humano que los acelerómetros uniaxiales (un eje) o biaxiales (dos ejes) (Chen & Bassett, 2005; Pelham et al., 2006). Los datos del acelerómetro triaxial también pueden combinarse en un único parámetro de resultado resumido, denominado magnitud de aceleración o vector resultante como se muestra en la Ecuación 2 (Waldron, Twist, Highton, Worsfold & Daniels, 2011).

$$\text{Vector resultante} = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$$

Ecuación 2. Ecuación para el cálculo del vector resultante de la aceleración en los 3 ejes.
Donde: z , aceleración antero-posterior; x , aceleración medio-lateral; y , aceleración vertical.

La aceleración total registrada por el acelerómetro es el producto de la fuerza de la gravedad (eje y), cambios en el movimiento horizontal (eje x) y fuerzas relacionadas con los movimientos de rotación (eje z) de un segmento corporal u objeto al que el acelerómetro este fijado (Kunze, Bahle, Lukowicz & Partridge, 2010; O'Donovan, Kamnik, O'Keeffe & Lyons, 2007). Por ejemplo,

cuando un objeto está sin movimiento, la aceleración que está detectando es cercana a -1.0 g (-9.81 m/s^2) en el eje que está influido por la gravedad (pudiendo sufrir variaciones en función del punto geográfico en el que nos encontremos), mientras que si se encuentra invertido la aceleración es cercana a 1.0 g (9.81 m/s^2) (Kavanagh & Menz, 2008). En estos tipos de acelerómetros, cuando el movimiento ocurre, tanto el componente lineal como el componente rotacional se combinan junto con el componente gravitacional para componer la señal de la aceleración, la cual está influenciada por la localización geográfica (Figura 8) (Mathie et al., 2004).

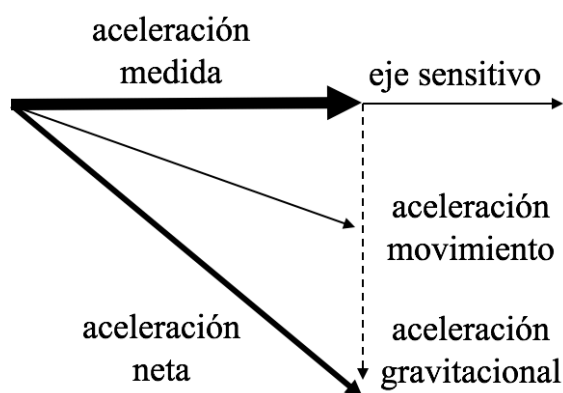


Figura 8. La aceleración neta que actúa a lo largo del eje sensible medida por un acelerómetro (extraído de Mathie et al., 2004).

2.4.2. Tipos y principios bajo los que actúan

Existen diferentes tipos de acelerómetro: electrostático, reluctancia magnética, inductivo, potenciométrico, capacitancia variable, balance de fuerza y balance de movimiento, piezoeléctrico, piezorresistivo (Mathie et al., 2004), convección térmica mediante gas (MEMS) (Ladin & Wu, 1991) y medidores de deformación (Derrick & Robertson, 2014). Los acelerómetros más utilizados para el estudio del movimiento humano son los piezorresistivos, de capacitancia variable (Sijtsma et al., 2013), MEMS (Busa & McGregor, 2008) y los piezoeléctricos (Murphy, 2009). Aunque cada uno utiliza diferentes mecanismos, diseños y técnicas de fabricación, en teoría, todas son variaciones del sistema dinamómetro-masa que se muestra en la Figura 9 (Mathie et al., 2004).

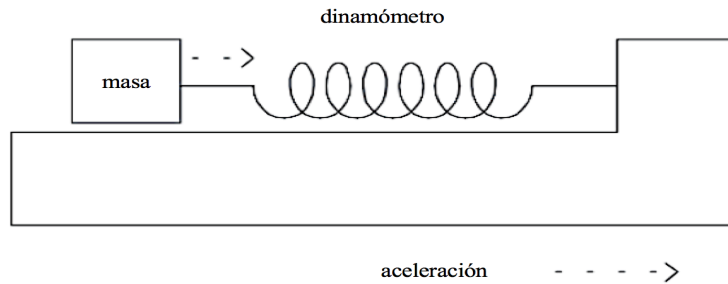


Figura 9. Un modelo de un sistema dinamómetro-masa (extraído de Mathie et al., 2004).

La aceleración aplicada puede ser calculada mediante el desplazamiento del dinamómetro, que es proporcional a la fuerza que se le aplica (Kavanagh & Menz, 2008; Mathie et al., 2004). Los acelerómetros específicamente operan bajo los principios de la ley de Hook (Ecuación 3) y la segunda ley de Newton (Ecuación 4) (Kavanagh & Menz, 2008). Dado que la rigidez del muelle y la masa pueden controlarse, la aceleración resultante de la masa puede determinarse a partir de las características de su desplazamiento (Ecuación 5) (Kavanagh & Menz, 2008). Como la aceleración es directamente proporcional a la fuerza externa neta impuesta al objeto, es posible medir el movimiento humano con acelerómetros (Chen & Bassett, 2005).

$$F = k * x$$

Ecuación 3. Ley de Hook. Donde: F , fuerza; k , constante del dinamómetro; x , desplazamiento del dinamómetro.

$$F = m * a$$

Ecuación 4. Segunda Ley de Newton. Donde: F , fuerza; m , masa; a , aceleración.

$$F = k * x = m * a, \text{ por lo tanto, } a = (k * x) / m$$

Ecuación 5. Combinación de la segunda ley de Newton y la ley de Hook. Donde: F , fuerza; m , masa; a , aceleración; k , constante del dinamómetro; x , deformación del dinamómetro.

2.4.3. Cuantificación de la carga mediante acelerometría en los deportes de invasión

El desarrollo de la acelerometría para la cuantificación de la carga en los deportes de invasión es relativamente reciente, ya que existe un crecimiento exponencial de su aplicación a partir del año 2010 (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Ibáñez et al., 2020). Este crecimiento es debido a que es un método de bajo coste y que puede ser utilizado tanto en interior como en exterior además de presentar una mayor validez y fiabilidad por su precisión y su alta frecuencia de muestreo en comparación con el resto de tecnologías para la cuantificación de la carga externa como sistemas ópticos, sistemas de seguimiento por radiofrecuencia o satélite (Fox et al., 2017). Este sensor puede utilizarse de forma aislada, en un dispositivo con combinación de sensores microelectromecánicos denominados (MEMs) o en un dispositivo que integre los sensores MEMs junto con tecnologías de posicionamiento (GNSS y/o LPS), y detección de variables de carga interna como la HR denominándose dispositivos inerciales (IMUs). La cuantificación de la carga mediante acelerometría se puede dividir en dos grandes grupos: (a) detección de eventos/acciones técnicas específicas y (b) cuantificación de la carga acumulada en una sesión.

Respecto a la detección de eventos/acciones específicas, las investigaciones se han centrado en la evaluación de las colisiones en rugby, fútbol australiano y fútbol americano (Gabbett et al., 2010; McLellan & Lovell, 2012; Roe, Halkier, Beggs, Till & Jones, 2016). Otra variable ampliamente utilizada es la detección del número de impactos en función de un determinado umbral en fuerza G, que puede dividirse en niveles de intensidad: muy ligero (5,0-6,0 g), ligero (6,0-6,5 g), moderado (6,5-7,0 g), fuerte (7,0-8,0 g), muy fuerte (8,0-10,0 g) y severo (+10 g), como recomiendan los fabricantes de dispositivos (Cunniffe, Proctor, Baker & Davies, 2009).

Por otro lado, la cuantificación de la carga acumulada en una sesión es detectada a partir de indicadores de carga basados en la acelerometría (ABELIs). Estos indicadores dependen de la marca comercial que desarrolla el dispositivo inercial donde van integrados (para más información ver apartado

4.1 Estudio I y apartado 4.3 Estudio III de la presente Tesis Doctoral), proporcionando otra variable más a las que pueden obtener por el resto de sensores como sistemas de posicionamiento global por satélite (GNSS), tecnologías de seguimiento por radiofrecuencia (LPS), acelerómetros, sensores de frecuencia cardíaca (FC), giróscopos y magnetómetros. Así, el tiempo, la posición, la distancia, la velocidad, la aceleración, la frecuencia cardíaca, la velocidad angular y la orientación se pueden registrar de forma sincronizada en el tiempo. En la figura 10 se muestran los diferentes sensores que utiliza el dispositivo inercial WIMU PRO™ de la empresa RealTrack Systems.

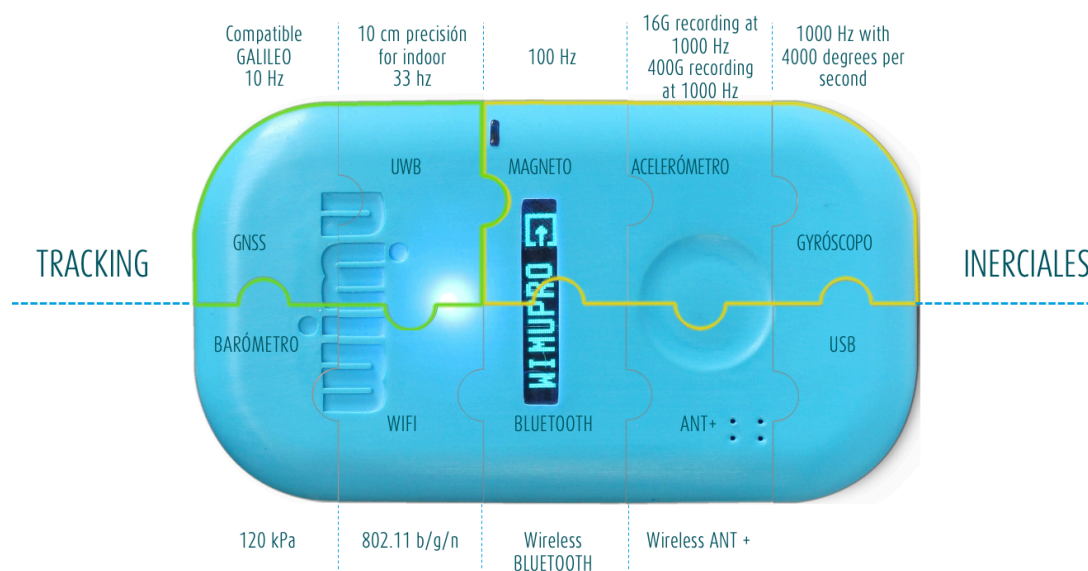


Figura 10. Sensores que componen el dispositivo inercial WIMU PRO™ (elaborado a partir de https://wimu.es/wp-content/uploads/2021/08/DOSSIER-FINAL_.pdf).

2.4.4. Aspectos a destacar para el análisis de la carga basada en la acelerometría

2.4.4.1. Ubicación del dispositivo

La localización del acelerómetro es importante en la investigación del movimiento humano (Mathie et al., 2004). El acelerómetro está típicamente anexionado al objeto o segmento corporal de análisis (Hall, 2014) y está alineado con los ejes anatómicos del cuerpo, como se muestra en la figura 11, cuando este está posicionado en el centro de masas (zona lumbar, L3). Los acelerómetros han sido colocados en la investigación en el pecho (Ermes,

Parkka, Mantyjarvi & Korhonen, 2008), piernas y pies (Zhang, Werner, Sun, Pi-Sunyer & Boozer, 2003), cintura o cadera (Leutheuser, Schuldhaus & Eskofier, 2013; Mathie et al., 2004), tibia (Oudre, Doron & Simon, 2016), tobillo, muslo (Preece, Goulermas, Kenney & Howard, 2009), zona lumbar (Mitchell, Monaghan & O'Connor, 2013), muñeca, entre escápulas, y también ha sido colocado en objetos que portaban los participantes como una mochila (Parkka et al., 2006). Como resultado, uno o múltiples acelerómetros se situaron en una variedad de posiciones anatómicas en el cuerpo.

Las aceleraciones generadas durante el movimiento humano varían a través del cuerpo y dependen no sólo de la ubicación del acelerómetro (Bhattacharya, McCutcheon, Shvartz, & Greenleaf, 1980; Mathie et al., 2004), del tipo (Mathie et al., 2004) y de la velocidad de movimiento realizado (Nilsson & Thorstensson, 1989), sino también de la longitud y la frecuencia de la zancada (Clarke, Cooper, Hamill & Clark, 1985), la orientación de la articulación (Gruber, Boyer, Derrick & Hamill, 2014), la pendiente (Hamill, Clarke, Frederick, Goodyear & Howley, 1984) y el calzado (Light, McLellan & Klenerman, 1980). Estos factores determinarán el cambio de impulso del pie y la pierna en la zancada y, por tanto, la magnitud de la aceleración experimentada (Clarke et al., 1985; Gruber et al., 2014). Además, la carga externa referida por los impactos influye en la carga interna de las extremidades inferiores, el cual se desplaza a lo largo del cuerpo (Lafortune, 1991; Lafortune, Hennig & Lake, 1996; Shorten & Winslow, 1992). Este impacto es presumiblemente absorbido por los músculos y provoca de mayores demandas de consumo de oxígeno (McMahon, Valiant & Frederick, 1987). Así, durante la locomoción humana, las aceleraciones medidas serán mayores en los pies y más pequeñas en la cabeza (Gomez-Carmona, Bastida-Castillo, García-Rubio et al., 2019; Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, González-Custodio, Olcina & Pino-Ortega, 2020). Por ejemplo, el pico de aceleraciones recogido en los pies puede ser tan grande como $\pm 12,0$ g y se reducen hasta $\pm 4,0$ g en la cabeza. Además, la amplitud de la aceleración también es típicamente más grande en el eje vertical y menor en el eje medio-lateral debido al movimiento realizado (Lafortune, 1991).

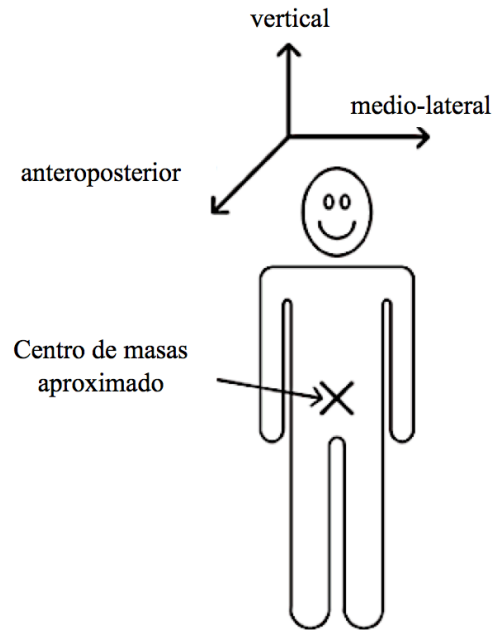


Figura 11. Dirección de los ejes vertical, medio-lateral y antero-posterior con respecto al cuerpo humano (extraído de Mathie et al., 2004).

2.4.4.2. Validez y Fiabilidad

La validez puede describirse como la capacidad del dispositivo de medición para indicar lo que está diseñado para medir y la fiabilidad se describe como la repetibilidad de las mediciones (es decir, la ausencia de error de medición) (Atkinson & Nevill, 1998). La validez de un dispositivo de medición también depende de su fiabilidad (O'Donoghue, 2010). Las pruebas de fiabilidad se utilizan para evaluar la consistencia (fiabilidad test-retest) con la que se puede utilizar un dispositivo de medición (O'Donoghue, 2010) tanto intra-dispositivos (comparando el instrumento de medición consigo mismo) como inter-dispositivos (comparando dos instrumentos iguales). Es importante evaluar la fiabilidad para asegurar que estos nuevos métodos de análisis sean lo suficientemente sensibles como para detectar cualquier cambio en el rendimiento del jugador (Atkinson & Nevill, 1998).

En el entorno deportivo de alta competición, los entrenadores e investigadores están constantemente tratando de encontrar nuevas formas de medir el rendimiento de los jugadores con el fin de obtener una ventaja sobre sus competidores (Barris & Button, 2008). Sin embargo, cuantificar el

rendimiento puede ser extremadamente difícil de medir de forma directa, no conociendo el rendimiento real del deportista (Carling, Reilly & Williams, 2009). Por este motivo, los entrenadores y los investigadores de ciencias del deporte han recurrido a otros métodos de medición (por ejemplo, acelerómetros), los cuales para poder utilizarlos de forma válida se debe realizar una evaluación de la medida comparándola con otras técnicas establecidas (Bland & Altman, 1999). Las técnicas establecidas deben ser aceptadas como una medida de referencia (ej. Detección del consumo de oxígeno mediante análisis de gases) y son conocidas como "patrón de oro" o "criterio de medida" (Atkinson & Nevill, 1998; Bland & Altman, 1999; O'Donoghue, 2010). Sin embargo, esto no implica que dichos instrumentos no presenten error de medición (ej. evaluación del rango de movimiento mediante un goniómetro) (Bland & Altman, 1999).

Si el acelerómetro es fiable, se medirá el mismo valor cada vez que se realice el mismo movimiento (siempre que todas las condiciones y procedimientos sean los mismos). Sin embargo, si el acelerómetro no es fiable, entonces el valor medido puede variar de sesión a sesión y el error de medición estaría por encima de lo que se considera aceptable (Atkinson & Nevill, 1998). Además, para que el acelerómetro sea válido y fiable tiene que medir el mismo valor así como medir el valor real cada vez. Por ejemplo, si a través de un instrumento de precisión se genera a un acelerómetro una aceleración de 5 g cinco veces consecutivas, para que el acelerómetro sea válido y fiable debe medir 5 g las cinco pruebas. Sin embargo, si el acelerómetro mide 10 g todas las ocasiones es fiable, pero no válido. Alternativamente, si el acelerómetro mide cinco valores diferentes (por ejemplo, 2 g, 4 g, 6 g, 8 g y 10 g), entonces el acelerómetro no es ni fiable ni válido. En la vida real, un jugador puede dejar de entrenar demasiado pronto o demasiado tarde si el acelerómetro que utilizamos mide de forma incorrecta y de esta forma no conseguir las adaptaciones que queremos que ocurran según el objetivo del entrenamiento. Esto puede conducir a una disminución del rendimiento del deportista. Por lo tanto, es sumamente importante asegurarse de que el acelerómetro contenido en el dispositivo de seguimiento sea tanto válido como fiable.

2.4.4.3. Frecuencia de muestreo

La frecuencia de muestreo es uno de los parámetros para tener en cuenta en cuanto a la evaluación de la carga externa mediante la acelerometría. La frecuencia de muestreo es el número de registros por unidad de tiempo que registra el sensor. Por tanto, en este sentido, Stevens et al. (2014) mostró que la frecuencia de muestreo esta relacionada con una menor precisión, por lo que hace a este parámetro fundamental para garantizar la alta calidad de las mediciones. Desde el punto de vista teórico, para asegurar que los movimientos son capturados correctamente, el acelerómetro debe tener un rango de frecuencia que cumpla con el criterio de Nyquist (Derrick & Robertson, 2014), el cual especifica que la frecuencia de muestreo debe ser mayor que el doble del rango de frecuencia más alto del movimiento evaluado (Cappozzo, 1982).

Sin embargo, una mayor frecuencia de muestreo esta relacionada con un mayor ruido que puede contaminar la señal obtenida (Rico-González, Los Arcos, Nakamura et al., 2020; Winter, 2009) Por lo tanto, una mayor cantidad de datos sin justificación solamente supone una mayor frecuencia de muestreo, pero no necesariamente una mejora calidad de la información obtenida. Por lo tanto, siguiendo a Rico-González, Los Arcos, Nakamura et al. (2019), la frecuencia de muestreo debe ser usada de forma específica en función de la variable que se quiera obtener. Aunque este parámetro ha sido debatido ampliamente en la literatura, no existe un consenso actualmente (Winter, 2009). En este sentido, Migueles et al. (2017) recomienda el uso de una frecuencia de muestreo mínima de 90 Hz cuando se utilicen los métodos de filtrado de información propios de la compañía desarrolladora del dispositivo y 100 Hz cuando los filtros y el procesamiento de la información sea llevado a cabo por el propio investigador. Sin embargo, una reciente revisión publicada por Malone et al. (2017) indica que las frecuencias de muestreo que se están utilizando actualmente (i.e., 100 Hz) no son lo suficientemente sensibles para la detección de las acciones y movimientos deportivos y que los desarrolladores deberían empezar a integrar sensores con mayor frecuencia de muestreo para mejorar la calidad de las mediciones en las ciencias del deporte.

2.4.4.4. Temperatura de funcionamiento

Otro aspecto para tener en cuenta es la temperatura de funcionamiento de sensor acelerómetro. Para su funcionamiento, investigaciones previas han determinado que los acelerómetros triaxiales necesitan de una temperatura constante para funcionar correctamente siguiendo el principio de retroalimentación de temperatura, en el rango marcado por el fabricante (van Hees, Sloomaker, De Groot, Van Mechelen & Van Lummel, 2014). La deriva de temperatura afecta de forma significativa el dato obtenido a través del acelerómetro, especialmente cuando la temperatura de funcionamiento es más frías que la temperatura óptima de funcionamiento (He, Xie, He, Du & Zhou, 2016; Lee, Takao, Sawada & Ishida, 2003). En este sentido, investigaciones previas han determinado que un cambio de 1° grado respecto a la temperatura óptima de funcionamiento en este caso (25°) resulta en una variación de la medición entre 0.4mg y 1.2mg. Además indicar, que la información de la temperatura interna del dispositivo es importante en el funcionamiento de mismo ya que influye en diferentes procesos internos que mejoran la calidad del dato obtenido a través de la acelerometría o incluso, utilizan el dato de la temperatura durante el proceso de auto calibración de los acelerómetros (van Hees et al., 2014).

2.4.5. Consideraciones de uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga en el deporte

En la tabla 4, se muestra a modo de resumen las diferentes consideraciones de uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga en el deporte, distribuyéndose las mismas en 4 apartados (1) calidad de la medición; (2) calibración previa, (3) Acoplamiento al objeto/sujeto, y (4) procesamiento de la información.

Tabla 4. Consideraciones de uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga en el deporte (modificada de Camomilla, Bergamini, Fantozzi & Vannozzi, 2018).

<p>Calidad de la medición (Bergamini et al., 2014; Picerno, Cereatti & Cappozzo, 2011)</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Durante los registros, es importante separar el dispositivo de material magnéticos que pueden interferir en la medición (hierro o dispositivos magnéticos) 2. Evalúa la precisión del dispositivo siguiendo las especificaciones técnicas del fabricante antes del registro.
<p>Calibración previa (Fong, Ong & Nee 2008; Syed, Aggarwal, Goodall, Niu & El-Sheimy, 2007)</p>	<ol style="list-style-type: none"> 3. Realiza un proceso de recalibración para mejorar la precisión del sensor antes de cada sesión de recogida si la calidad de la medición no es correcta (evalúa el sensor previamente, punto 2). 4. Posteriormente, evaluar la precisión en el punto anatómico donde se vaya a realizar la medición.
<p>Acoplamiento al objeto/sujeto (Boerema et al., 2014; Edwards et al., 2019)</p>	<ol style="list-style-type: none"> 5. Es muy importante no limitar el rango de movimiento del sujeto y que sea lo más confortable durante la práctica deportiva. 6. Limita lo máximo posible el movimiento entre el dispositivo y el cuerpo para no producir ruido durante la medición. 7. Para la fijación al cuerpo del sujeto, evite materiales que sean elásticos y produzcan deformaciones 8. La colocación del dispositivo debe ser lo más próxima a las articulaciones, y a ser posible en contacto con superficie ósea. Evitar áreas con tejido muscular o graso que produzca arqueamientos (abdomen, bíceps, glúteo, cuádriceps, gemelo, etc.)
<p>Procesamiento de la información (Bergamini et al., 2014; Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Ibáñez et al., 2020; Winter, 2009)</p>	<ol style="list-style-type: none"> 9. Existe el uso de filtros de paso bajo adaptado a las diferentes frecuencias de corte dependiendo del ejercicio a analizar para mejorar la precisión. 10. Las compañías utilizan algoritmos ad-hoc para la compensación de los errores de derivación. 11. En la realización de publicaciones científicas, indique la validez y fiabilidad de la variable y dispositivo analizado basándose en literatura científica específica de la modalidad deportiva o el ejercicio a analizar. 12. Interprete la información obtenida dentro de los límites establecidos por la validez y fiabilidad de la variable y dispositivo utilizado.

2.5. Transmisión de la carga externa a través de las estructuras musculoesqueléticas

En este apartado se realizará una aproximación acerca de la transmisión de la carga externa durante el movimiento humano. Para ello, en primer lugar se realizará una aproximación a la carga total de trabajo del deportista que se compone de carga fisiológica y carga biomecánica, haciendo hincapié en esta y en el uso de la acelerometría mediante dispositivos inerciales para su medición. En esta aproximación, se integrarán aspectos como las fuerzas de reacción contra el suelo, el modelo de amortiguación de la masa de varios cuerpos, y diferentes factores internos y externos que influyen en su transmisión.

2.5.1. Carga fisiológica vs Carga biomecánica: Implicación en el rendimiento deportivo

Hasta la actualidad, el mayor foco de investigación y monitorización ha sido la detección de la carga externa centrada en los aspectos fisiológicos del rendimiento, tanto para la mejora del rendimiento como para la prevención de lesiones deportivas (Akenhead & Nassis, 2016). Esta se encuentra basada en la relación entre la contracción voluntaria de los músculos y la energía (generada con o sin oxígeno) necesaria para realizar dicho esfuerzo. Su monitorización ha sido realizada desde parámetros internos como frecuencia cardíaca, lactato o consumo de oxígeno muscular hasta parámetros de carga externa como velocidad, aceleración o distancia recorrida, entre otros (Impellizzeri et al., 2019). El problema de este modelo es que tiene en cuenta únicamente como se desplaza el individuo y que energía necesita para dicho esfuerzo, sin tener en cuenta como dicho movimiento afecta sus estructuras musculoesqueléticas (Vanrenterghem et al., 2017).

En este sentido, la carga biomecánica trata de dar explicación a este fenómeno, la absorción de la carga externa por las estructuras musculoesqueléticas (huesos, cartílagos, músculos, tendones y ligamentos). Estas estructuras sufren tensiones considerables debido a las elevadas fuerzas que necesitan generar contra el suelo durante las aceleraciones y desaceleraciones (Vanrenterghem et al., 2017). Si bien parece lógico que los

niveles adecuados de estrés biomecánico conducirán a adaptaciones deseables de los huesos y los músculos, sigue siendo prácticamente desconocido qué constituye la carga biomecánica "apropiada" durante los movimientos deportivos en entrenamiento y competición. De manera similar, las tensiones acumuladas excesivas a lo largo del tiempo con una recuperación insuficiente conducirán a daños indeseables de los tejidos blandos (ej. pubalgias, tendinitis, bursitis, fracturas por estrés, osteocondritis, fascitis, etc.) o, en el peor de los casos, a lesiones agudas cuando las tensiones individuales son simplemente demasiado grandes para que los tejidos blandos las resistan (ej. roturas fibrilares, esguinces o roturas ligamentosas, fracturas, dislocaciones, etc.) (Eckard, Padua, Hearn, Pexa & Frank, 2018). El seguimiento de la carga biomecánica a la que están sometidos los jugadores de deportes de equipo, por lo tanto, podría ayudar a comprender mejor la relación dosis-respuesta entre la carga biomecánica y las lesiones por uso excesivo en el deporte, así como que diferencia de carga es idónea entre articulaciones cuando se realiza un análisis multiubicación. Sin embargo, el seguimiento de la carga biomecánica impuesta al cuerpo de un jugador estaba hasta ahora restringido a mediciones de laboratorio siendo muy limitado su uso en condiciones ecológicas (Vanrenterghem et al., 2017).

Finalmente, para realizar una mejor explicación de la intervención de la carga fisiológica y la biomecánica en los movimientos deportivos de los jugadores, compararemos al jugador con un vehículo (Figura 12). Un vehículo tiene una generación de energía para llevar a cabo el movimiento y unas estructuras que se encargan de estabilizarlo durante el desplazamiento. Empezando por la carga fisiológica, (1) ambos tienen un depósito de energía, los vehículos utilizan combustibles (diésel, gasolina, gas) o electricidad mientras que el ser humano utiliza grasas, carbohidratos y proteínas, (2) la transformación del combustible en energía la realiza el motor mientras que en el cuerpo humano serían las células (mitocondrias), (3) la energía que genera el combustible se deriva a la transmisión para mover el vehículo mientras que en el cuerpo humano esta se desplaza por el torrente sanguíneo a las células de las estructuras musculoesqueléticas, (4) el vehículo necesita la activación del acelerador o el freno para la modificación del movimiento, en el ser humano

el cerebro a través de las conexiones neurales envían el mensaje para el inicio o fin del desplazamiento, así como la intensidad del mismo.

Respecto a la carga biomecánica, (1) el vehículo se sustenta en los neumáticos mientras que el cuerpo humano lo hace en los pies y/o calzado deportivo, (2) la amortiguación del vehículo se encarga de evitar el rebote, la inclinación y el balanceo mientras que en el cuerpo humano este aspecto lo realizan las estructuras musculoesqueléticas (huesos, músculos, tendones, ligamentos), (3) en el vehículo, el eje mantiene la correcta alineación de las ruedas entre sí y respecto al chasis, en el cuerpo humano esta función la realiza el tronco ya que su activación es fundamental para el correcto control postural y una posición higiénica durante los desplazamientos. Por tanto, viendo la gran similitud entre la carga biomecánica y fisiológica que soporta un vehículo y un ser humano, así como una alta carga fisiológica conduce a un depósito de combustible vacío, una alta carga biomecánica conduce al desgaste de los amortiguadores, siendo esta última parte, poco explorada en los movimientos deportivos.

Actualmente, este hecho resulta cada vez más asequible mediante los dispositivos inerciales que contienen acelerómetros triaxiales (véase apartado 2.4). En relación a la segunda ley de Newton ($F = m \times a$), la medición realizada por los acelerómetros nos ofrece una relación lineal entre las fuerzas que actúan en el cuerpo humano y la aceleración neta del mismo (Kavanagh & Menz, 2008). Pero, debido a que los acelerómetros solo miden la aceleración del segmento al que están unido, y los acelerómetros integrados en dispositivos inerciales se acoplan al jugador en la parte alta de la espalda (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Ibáñez et al., 2020; Nedergaard et al., 2017), se hace necesario la implantación de múltiples acelerómetros en distintas articulaciones del cuerpo de forma simultánea para obtener una medición más precisa de los movimientos deportivos.

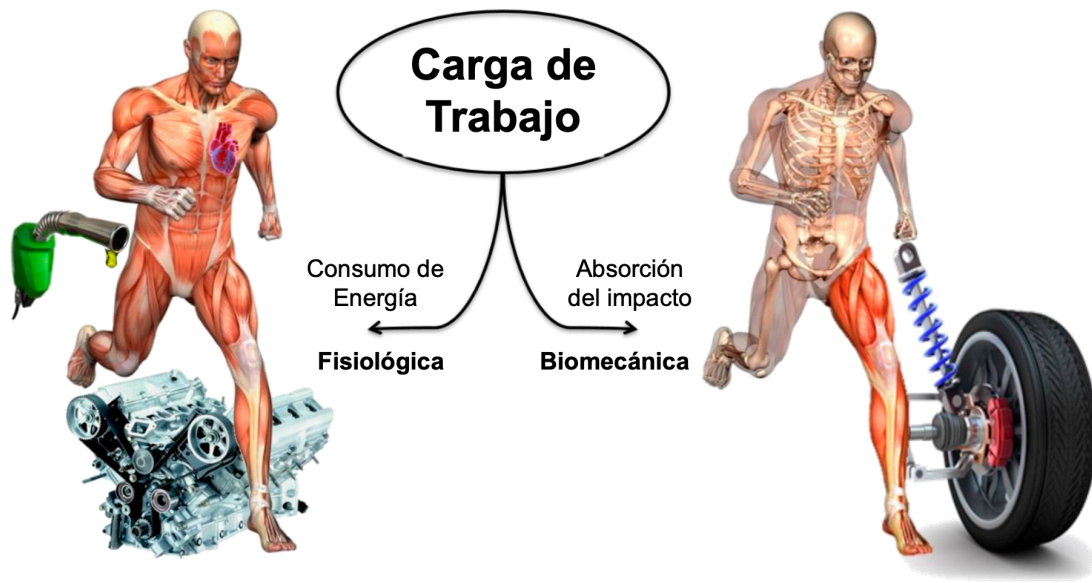


Figura 12. Carga de trabajo fisiológica vs carga de trabajo biomecánica (adaptado de Vanrenterghem et al. (2017)).

2.5.2. ¿Cómo se comporta el cuerpo humano durante el movimiento?

De forma natural, durante la carrera el cuerpo humano sigue un comportamiento semejante al de un muelle, donde la energía elástica se absorbe y se vuelve a generar a medida que el centro de masas del cuerpo se mueve hacia arriba y hacia abajo (Cavagna, 1977) (Figura 13A). Durante la fase de contacto, en la primera mitad la energía elástica es absorbida por los tejidos blandos del cuerpo (huesos, cartílagos, ligamentos, tendones y músculos), siendo esta almacenada en mayor medida conforme el centro de masas del cuerpo se desplaza hacia abajo. Posteriormente, en la segunda mitad de la fase de apoyo, la energía almacenada se libera y el centro de masas se desplaza hacia arriba debido a que los tejidos blandos devuelven toda la energía almacenada, llevando al cuerpo a la siguiente fase. Finalmente, como resultado del almacenamiento y retorno de la energía mecánica, el cuerpo presenta un efecto rebote en el suelo durante la carrera y se produce la fase de vuelo durante el desplazamiento (Morin, Jeannin, Chevallier & Belli, 2006). Este modelo de muelle realizado por el cuerpo humano durante la carrera depende de diferentes factores durante el movimiento como la velocidad, la frecuencia de pasos o el desplazamiento vertical del centro de masas entre otros (McMahon et al., 1987).

Este modelo ha ido evolucionando desde el modelo simple de muelle-masa inicial hasta el modelo múltiple. El modelo simple identifica que la masa es el peso completo del deportista encima de un único muelle, asumiendo un movimiento vertical lineal hacia abajo del centro de masas del cuerpo después del aterrizaje, que se invierte cuando se libera la energía y el centro de masas se desplaza hacia arriba (Cavagna, 1977) (Figura 13C). La problemática de este modelo es que no es una representación precisa de la fuerza de reacción asimétrica contra el suelo debido a que el cuerpo humano es un sistema compuesto por diferentes articulaciones que están interconectadas entre sí, sobre todo en el tren inferior (Hamill et al., 1984; Liu & Nigg, 2000). En cambio, los modelos complejos integran dos o más modelos masa-muelle interconectados entre sí. El más utilizado es el de dos masas-muelle, donde la masa superior e inferior típicamente representan la parte superior del cuerpo y la pierna o piernas de apoyo respectivamente, mientras que los múltiples muelles representan las características de retorno y absorción de energía de los diferentes tejidos corporales (Figura 13B). Este modelo ha demostrado poder estimar con mayor precisión el comportamiento de las fuerzas de reacción contra el suelo en diferentes acciones y a diferentes velocidades (Derrick et al., 2002; Liu & Nigg, 2000; Nedergaard et al., 2017).

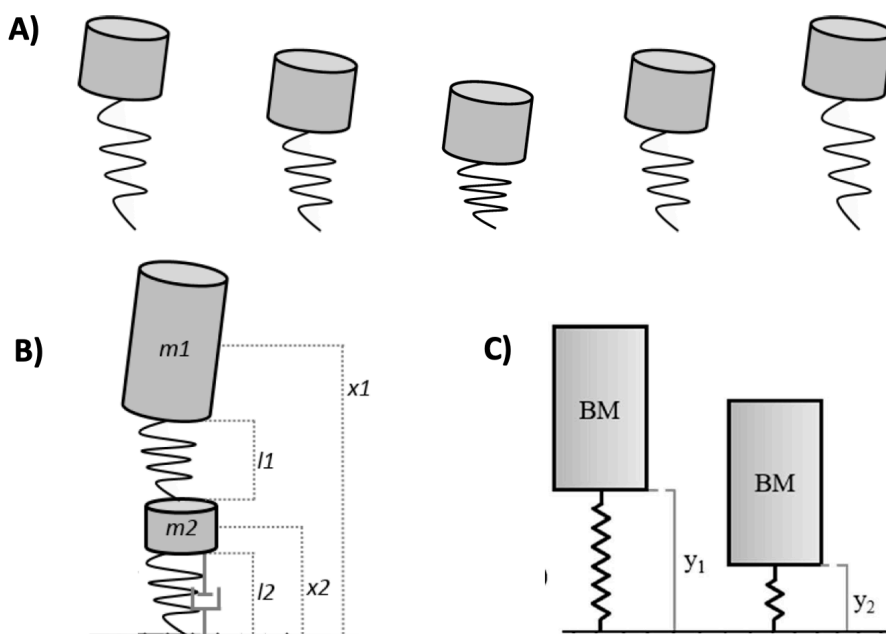


Figura 13. Representación gráfica del (A) modelo masa-muelle durante la carrera, (B) modelo complejo masa-muelle y (C) modelo simple masa-muelle.

2.5.3. Factores internos y externos que influyen en la transmisión de cargas por el cuerpo humano

Durante el movimiento humano, diferentes factores internos y externos influyen directamente en la transmisión de las cargas por parte del cuerpo humano. Estos factores internos y externos pueden ser modificables si el acondicionamiento físico (ej. adquirir mayores valores de fuerza o rango de movimiento) así como el control postural (ej. mejorar el equilibrio estático y/o dinámico o la postura) mejora en la transmisión de la energía por parte de las estructuras musculoesqueléticas y en factores no modificables cuando estos vienen atribuidos genéticamente y no pueden ser entrenables. En la Tabla 5 se muestran estos factores que modifican la transmisión de la carga clasificados en antropométricos, morfológicos, físico-fisiológicos y cinemáticos.

Tabla 5. Factores internos y externos que modifican la transmisión de la carga externa por parte de las estructuras musculoesqueléticas.

Clasificación	Factor	Entrenable
Antropométrico	Edad: Mayor edad provoca una transmisión más ineficiente de la carga y un desgaste en las estructuras musculoesqueléticas encargadas del proceso (Ciolac & Rodrigues-da-Silva, 2016).	Si
	Altura: Mayor altura provoca una mayor carga externa (Smith et al., 2012).	No
	Peso: Mayor peso incide directamente en una mayor carga externa (Smith et al., 2012).	Si
	Composición corporal: Distribución de masa muscular y masa grasa. Mayor masa grasa y menor masa magra altera el patrón de absorción de carga y aumenta el riesgo lesivo (Smith et al., 2012).	Si
Morfológico	Anchura de las caderas: Mayor anchura de las caderas produce un distanciamiento de la articulación coxo-femoral respecto al centro de masas, conllevando una absorción vertical ineficiente de la carga (Mendiguchia et al., 2011; Nguyen & Shultz, 2007)	No
	Ángulo Q: Mayor anchura de las caderas produce mayor ángulo Q (línea de la espina iliaca anterosuperior a la rótula), produciendo una absorción vertical ineficiente y mayor tensión en ligamentos, tendones y músculos en la rodilla (Delahunt et al., 2013; Padua et al., 2006)	No
	Ángulo tibio-femoral: Un mayor ángulo tibiofemoral (línea entre los ejes del fémur y la tibia) produce una absorción vertical ineficiente que resulta en mayor tensión en los ligamentos y tendones de la articulación del tobillo	No
Posturales	Anteversión pélvica: Una mayor anteversión pélvica (desplazamiento de la espina iliaca hacia delante) por una tracción de los músculos anteriores del muslo produce un aumento en la curvatura lumbar y por tanto una ineficiente transmisión de la carga del centro de masas hacia la musculatura del tronco y espalda baja. (Bruening et al., 2020; Nguyen & Shultz, 2007)	Si

Tabla 5. Factores internos y externos que modifican la transmisión de la carga externa por parte de las estructuras musculoesqueléticas.

Clasificación	Factor	Entrenable
	Inclinación pélvica lateral: Una mayor inclinación pélvica lateral conlleva una asimetría del centro de masas y por tanto a una transmisión ineficiente de la carga en uno de los miembros del tren inferior (Mendiguchia et al., 2011; Schmitz et al., 2007).	Si
	Valgo de rodilla: Un mayor valgo de rodilla, ya sea genu varo (inclinación hacia fuera de la rodilla en el plano sagital) o genu valgo (inclinación hacia dentro de la rodilla en el plano sagital) provoca una absorción ineficiente de la carga, con un mayor valor de la misma en rodilla y musculatura del muslo (Mendiguchia et al., 2011; Schmitz et al., 2007).	Si
	Postura erecta: La realización de los movimientos con una postura más erecta provoca una menor implicación de las estructuras musculoesqueléticas (músculos y tendones) en la absorción del movimiento, siendo todo ello soportado por los huesos y los ligamentos (Decker et al., 2003):	Si
Cinemáticos	Velocidad: Una mayor velocidad se asocia a un mayor impacto de las articulaciones, debido a un incremento del número de pasos, así como mayor fuerza de impulso y apoyo (Gomez-Carmona et al., 2020; Nedergaard et al., 2017).	Si
	Longitud de zancada: Una mayor zancada provoca un mayor desplazamiento vertical del centro de masas, lo que provoca una mayor aceleración vertical en el impulso y una mayor deceleración en el apoyo, lo que conlleva un aumento de la carga externa en las estructuras musculoesqueléticas (Bruening et al., 2020)	Si
	Cambio de dirección y deceleración: Su realización conlleva un mayor tiempo de apoyo para frenar y cambiar la dirección del movimiento. Esta acción conlleva una gran fuerza excéntrica e isométrica que se traduce en una mayor absorción musculoesquelética (Nedergaard et al., 2017; Vanrenterghem et al., 2017).	Si
	Economía de la carrera: La realización del movimiento con la menor energía posible, conlleva un menor trabajo por parte de las estructuras musculoesqueléticas y por consiguiente una mejor recuperación y descenso del riesgo lesivo (M. F. Moran & Wager, 2020).	Si
	Efecto de la fatiga: Una mayor fatiga provocará una absorción ineficiente de la carga externa por parte de las estructuras musculoesqueléticas, incrementando el riesgo de lesión (Morin et al., 2006).	Si
	Tipo de superficie: Una superficie más dura provocará un impacto mayor en las estructuras musculoesqueléticas y por tanto, será necesario una mayor absorción por parte de estas (Kerdok et al., 2002).	Depende de la superficie

En este sentido, para el entrenamiento de los parámetros modificables es necesario una evaluación previa del deportista, tanto en laboratorio como durante los movimientos deportivos para identificar la patología concreta, en que segmento se produce, y que estructuras musculoesqueléticas están sufriendo una mayor absorción de carga externa.



CAPÍTULO 3

OBJETIVOS

“Inteligencia es la capacidad de dirigir bien el comportamiento, eligiendo las metas, aprovechando la información y regulando las emociones”

José Antonio Marina

Capítulo 3. Objetivos

En este capítulo se desarrollan los objetivos planteados en la presente Tesis Doctoral para el estudio del uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga externa multi-ubicación en los deportes de invasión. Este capítulo ha sido estructurado en dos apartados. En el primer apartado, se expone el origen y el planteamiento de la investigación. Y posteriormente, en el segundo apartado, se especifican los objetivos del estudio que se presenta en este documento.

3.1. Origen y planteamiento de la investigación

El término investigación se define como una actividad orientada a la obtención de nuevos conocimientos y comúnmente su aplicación es utilizada para la solución a problemas o interrogantes de carácter científico. Para su realización en las mejores condiciones, debe existir una combinación entre el interés y/o motivación, el conocimiento y la experiencia de la materia de estudio. En este proceso, el interés y la motivación en la investigación mediante la tecnología parte de una de mis grandes pasiones, la informática. Esta disciplina me ha acompañado desde el instituto, siendo una de mis dos preferencias para el acceso a la universidad, junto con las ciencias del deporte. El deporte me ha acompañado desde mi nacimiento hasta nuestros días y es una disciplina que me viene de familia por la profesión de mi padre.

Posteriormente, tras decidir mi formación en el ámbito deportivo está fue realizada en el Grado en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Murcia. Durante mi formación, me encontré con una persona curiosa e inteligente que me incitó a salir de mi zona de confort y a combinar mis dos grandes pasiones, la informática y el deporte, esa persona fue mi amigo y director de Tesis Doctoral José Pino Ortega. La aplicación de la tecnología junto con mi actual director comenzó para el análisis cinemático, fisiológico y observacional de la actuación del árbitro de fútbol para la mejora del rendimiento que concluyó con mi trabajo final de grado. Tras esta investigación, decidí cambiar de temática y para continuar mi formación

comenzamos el análisis de la transición entre carrera y bicicleta en triatlón. Durante la investigación nos dimos cuenta de que evaluando únicamente la carga externa en la línea interescapular no era suficiente, y que necesitábamos evaluar esta carga externa en un número mayor de puntos articulares donde comprobamos que el análisis de estos aspectos era importante para el entrenamiento en esta disciplina deportiva.

Finalmente, mientras nos encontrábamos en esta investigación apareció la figura de mi segundo director de Tesis Doctoral Sergio José Ibáñez. Tras analizar las investigaciones llevadas a cabo en triatlón nos sugirió porque no analizar el perfil de carga externa con varios dispositivos en baloncesto ya que podía ser de utilidad tanto para la cuantificación como para la prevención de lesiones deportivas. Por tanto, la presente Tesis Doctoral se plantea con la finalidad de aumentar el conocimiento científico del uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga externa en baloncesto en diferentes ubicaciones anatómicas de forma simultánea. Para ello, ha sido necesario diseñar un procedimiento coherente y lógico, el cuál ha culminado en una serie de estudios publicados relacionados con el tópico de estudio, con aportaciones de interés para la comunidad científica tanto en el uso de la tecnología como en la cuantificación de la carga externa multi-ubicación.

3.2. Objetivos generales

El objetivo principal de la presente Tesis Doctoral fue analizar en múltiples ubicaciones corporales de forma simultánea la carga externa que soportan en los desplazamientos más comunes realizados en baloncesto. Para ello, se plantearon cuatro objetivos (Figura 14):

- **Objetivo 1.** Conocer el estado actual del conocimiento científico acerca del uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga en los deportes de invasión, con la finalidad de concluir recomendaciones para su aplicación práctica y la investigación científica.
- **Objetivo 2.** Analizar la precisión de los acelerómetros a utilizar para la evaluación de la carga externa en múltiples ubicaciones anatómicas, así

como determinar el efecto de diferentes aspectos en la medición como el indicador de carga utilizado y la frecuencia de muestreo.

- **Objetivo 3.** Diseñar y validar una batería de test de campo que permita la evaluación multi-ubicación de carga externa en los deportes de invasión.
- **Objetivo 4.** Caracterizar el perfil multi-ubicación de la carga externa durante test de laboratorio y test de campo que simulen las exigencias de la competición, comparando la carga soportada en función de las ubicaciones anatómicas, segmentos corporales, lateralidad y sexo con un análisis inter e intra-sujeto.

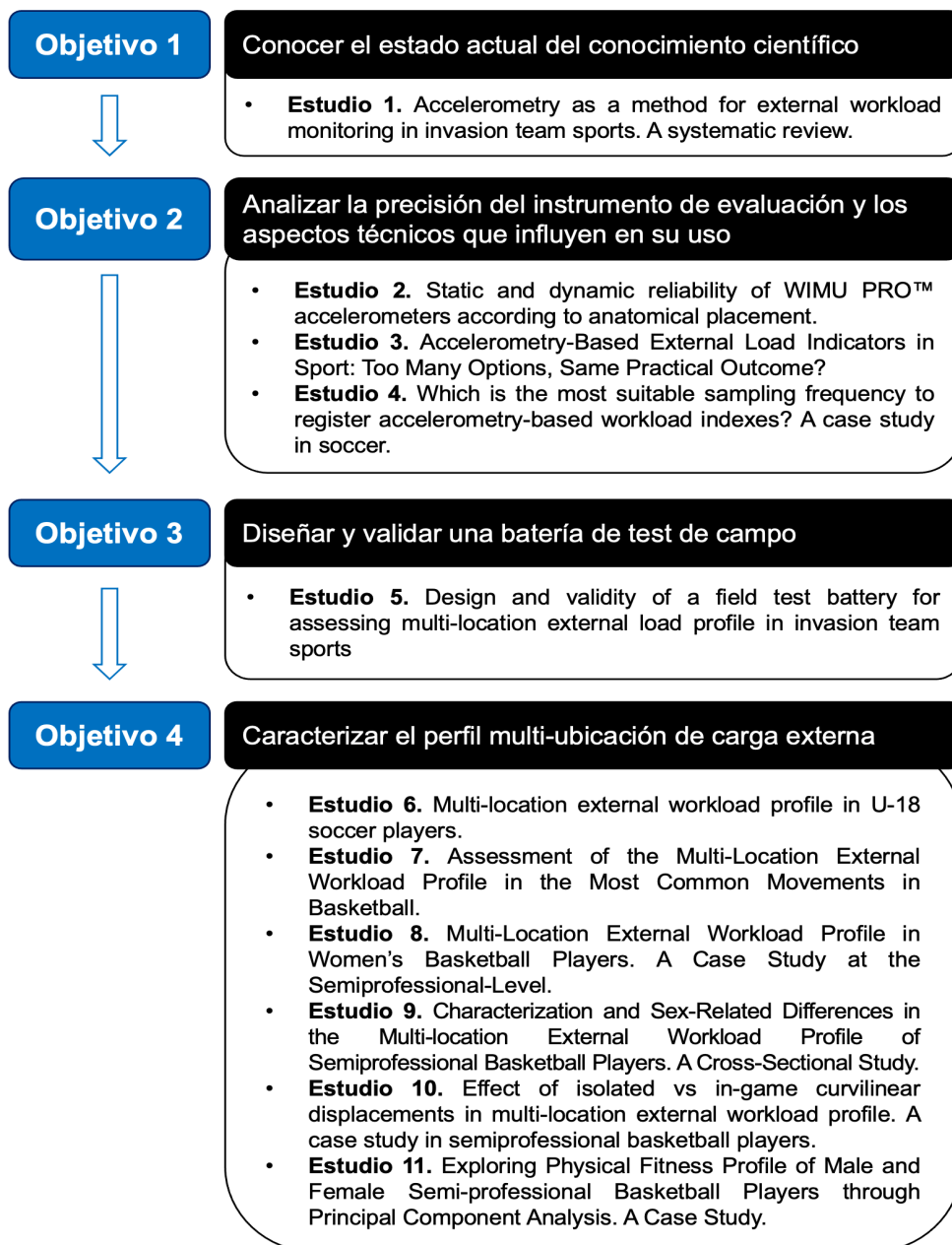


Figura 14. Relación de la finalidad de la Tesis Doctoral con los correspondientes objetivos de los estudios en cuantificación multi-ubicación de carga externa en los deportes de invasión.



CAPÍTULO 4

INSTRUMENTOS

Estudio Ecológico del Perfil Multi-Ubicación de Carga Externa en Baloncesto mediante Acelerometría

“La educación científica de los jóvenes es al menos tan importante, quizá incluso más, que la propia investigación”

Glenn Theodore Seaborg

Capítulo 4. Instrumentos

La evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa durante los diferentes desplazamientos deportivos requiere del empleo de diferentes instrumentos, los cuales deben ser válidos y fiables para que aporten datos precisos para los investigadores científicos o los especialistas deportivos durante el proceso de toma de decisiones a lo largo de la temporada. Por este motivo, en el presente capítulo se muestran y se desarrollan todos los instrumentos utilizados para el registro y el análisis de los datos.

Para la realización de la evaluación, cada deportista fue equipado con seis dispositivos inerciales denominados WIMUPRO™ desarrollados por la empresa RealTrack Systems SL (Almería, España). Estos dispositivos fueron ubicados en el deportista en seis ubicaciones anatómicas (línea interescapular, zona lumbar, rodillas y tobillos) mediante un traje integral de una pieza con bolsillos y bandas elásticas incorporadas para una correcta localización de los dispositivos en el cuerpo humano del deportista.

Para determinar el tiempo de duración de cada una de las pruebas (marcas temporales de inicio y fin) se emplearon: (a) células fotoeléctricas de la empresa ChronoJump (Barcelona, España) que integraban pulsadores con tecnología Ant+ tras la modificación para las investigaciones desarrolladas, (b) pulsadores con tecnología Ant+ accionados de forma manual, y (c) una Tablet con el software SVIVO™ (RealTrack Systems, Almería, España). Finalmente, el análisis y extracción de los datos en cada una de las pruebas fueron realizados con el software SPRO™.

Finalmente, las diferentes evaluaciones donde se representan los movimientos más comunes en los tres deportes de invasión más practicados (fútbol, baloncesto y balonmano), diseñado como parte de esta Tesis Doctoral, han sido empleados como instrumentos.

4.1. Dispositivo inercial WIMU PRO™

Un dispositivo inercial es considerado como aquel dispositivo que integra microsensores electromecánicos para la detección del desplazamiento en los tres planos de movimiento, tanto en aceleración respecto a la gravedad como en sentido de giro y orientación del cuerpo en el espacio (acelerómetro, giróscopo y magnetómetro). A estos sensores, en el ámbito del deporte, se incorporan sensores de seguimiento para la detección del posicionamiento (GNSS o LPS). Además, se pueden integrar otros sensores externos mediante tecnologías de comunicación inalámbrica como Ant+, Bluetooth o Wi-Fi entre los que destacan diferentes variables de carga interna como frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno muscular, actividad electromiográfica o temperatura corporal. Por tanto, estos dispositivos permiten la monitorización en tiempo real y el almacenaje de información objetiva del rendimiento físico del deportista para la mejora de la planificación del entrenamiento, tanto carga de entrenamiento como recuperación de los esfuerzos.

En la presente Tesis Doctoral se empleó el dispositivo inercial WIMU PRO™ (RealTrack Systems, Almería, España) para la captura de los datos que tiene unas dimensiones de 81x45x16 mm y un peso de 70 g. Este dispositivo tiene la ventaja respecto a otros fabricantes del gran número de investigaciones científicas en el campo de las ciencias del deporte que utilizan este dispositivo para la cuantificación de carga, así como los estudios técnicos que demuestran su validez y fiabilidad de sus diferentes sensores y de las variables calculadas a partir de los mismos (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, González-Custodio et al., 2020; Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, García-Rubio et al., 2019; Granero-Gil et al., 2021; Molina-Carmona, Gómez-Carmona, Bastida-Castillo & Pino-Ortega, 2018; Pino-Ortega, Bastida-Castillo, Gómez-Carmona & Rico-González, 2020; Pino-Ortega, García-Rubio & Ibáñez, 2018; Pino-Ortega, Hernández-Belmonte, Bastida-Castillo & Gómez-Carmona, 2018). En este sentido, el dispositivo inercial WIMU PRO™ presenta los siguientes sensores y especificaciones técnicas obtenidas del fabricante, clasificándose con relación al tipo de sensor, que se muestran en la Tabla 6.

Tabla 6. Sensores y características del dispositivo inercial WIMU PRO™.

Sensores	Tipo de sensor	Características y Frecuencia muestreo
Posicionamiento	Sistemas de navegación global por satélite (GPS, GLONASS, Galileo)	1 sensor 10 Hz
	Sistemas de posicionamiento local (UWB)	1 sensor 33 Hz
Inerciales	Acelerómetro	4 sensores (10 a 1000 Hz) 2x 16g, 1x 32g, 1x 400 g
	Giróscopo	3 sensores (10 a 1000 Hz) 3x ±4000 °/segundo
	Magnetómetro	1 sensor (10 a 1000 Hz)
Comunicación inalámbrica	Wi-Fi	1 sensor 802.11 B/G/N
	Bluetooth	1 sensor versión 4.1.
	ANT+	1 sensor
	NFC	1 sensor
Comunicación por cable	USB	1 puerto alta velocidad 2.0
Pantalla	OLED	
Procesador	Intel Atom 2 Core	1 GHz
Sistema Operativo	Linux	
Almacenamiento	Memoria interna	8 GB
Autonomía	Batería interna	4 horas de duración

Nota. GPS: Sistema de navegación por satélite (Gobierno de Estados Unidos); GLONASS: Sistema de navegación por satélite (Gobierno de Rusia); Galileo: Sistema de navegación por satélite (Gobierno de la Unión Europea); UWB: Sistema de navegación por radiofrecuencia de ultra banda ancha.

4.2. Traje integral para la evaluación multi-ubicación de la carga externa

La presente Tesis Doctoral realiza la evaluación del perfil-multiubicación de carga externa en el deporte. Por este hecho, el deportista debe incorporar más de un dispositivo inercial simultáneamente durante el registro de las acciones deportistas. En las investigaciones realizadas, el deportista llevó seis dispositivos (1x línea interescapular, 1x región lumbar, 2x rodillas, y 2x tobillos). Para la adhesión de los dispositivos en el deportista puede realizarse mediante dos propuestas, en función de los recursos disponibles: (1) colocación individual de los dispositivos y (2) mono integral. La anexión de los dispositivos de forma individual se realizará: (i) espalda, mediante un arnés específico ajustado anatómicamente al sujeto (30 gr.) y (ii) L3, tobillo y rodilla, mediante una banda extensible ajustable (25 gr.) (Figura 15A). En cambio, mediante el mono integral este estará diseñado en una sola pieza (150-200 gr.), con dos partes diferenciadas (Figura 15B):

1. **Parte superior:** Realizada en tejido transpirable y que se ajusta anatómicamente al sujeto, con dos bolsillos interiores para anexionar los dispositivos de línea inter-escapular y centro de masas, además de una banda extensible sobre la región lumbar para fijar de forma más segura el dispositivo.
2. **Parte inferior:** Realizado en licra fina y que se adapta anatómicamente al deportista. Contiene cuatro bolsillos exteriores con bandas extensibles para ubicar y sujetar los dispositivos inerciales en tobillos y rodillas.

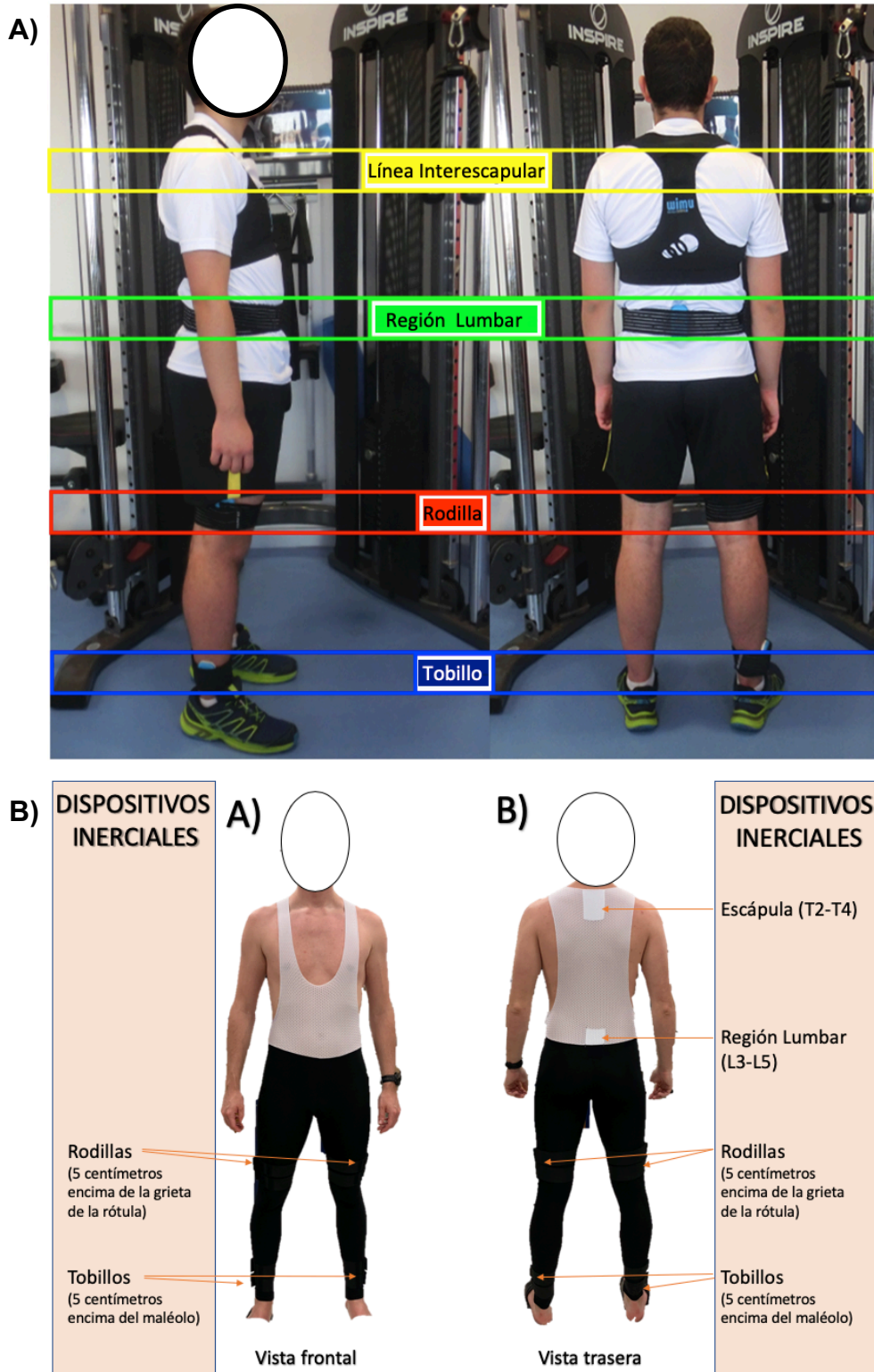


Figura 15. Ubicación de los dispositivos (A) forma individual y (B) mediante mono integral.

4.3. Sistema de seguimiento por radiofrecuencia de ultra banda ancha

Como se menciona anteriormente en el Capítulo 2 – Marco Teórico, la tecnología de radiofrecuencia de ultra banda ancha tiene la función de permitir el registro del desplazamiento en espacio en interior donde los satélites no pueden utilizarse para la localización del deportista. Para ello, esta tecnología sustituye la constelación de satélites del exterior por una serie de antenas que se colocan alrededor del área de registro para la localización del jugador.

El sistema de radiofrecuencia de ultra banda ancha del dispositivo WIMU PRO™ se compone de ocho antenas, las cuales se distribuyen siguiendo el esquema que se muestra en la figura 16. Las antenas se colocan en una disposición octogonal, teniendo cada antena una ubicación específica según las indicaciones del fabricante. Las antenas 0 (máster), 1, 2 y 3 se colocan en las esquinas de la pista a una distancia de 3 metros, mientras que las antenas 4 y 5 (línea media) y las antenas 6-7 (fondo de pista) se colocan a una distancia de 5 metros. Todas las antenas fueron ubicadas a una altura de 3 metros mediante un trípode específico.

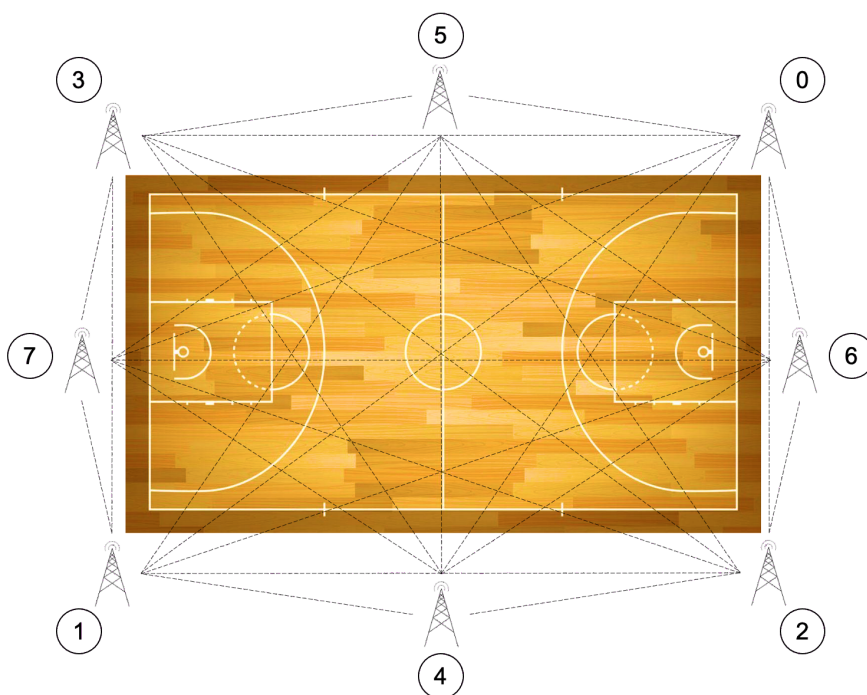


Figura 16. Representación gráfica de la situación de los nodos (antenas) y la comunicación entre los mismos en el sistema de seguimiento por radiofrecuencia mediante la tecnología de ultra-banda ancha (UWB) del dispositivo WIMU PRO™ compuesto por 8 antenas.

Tras la colocación de las antenas, estas fueron encendidas de forma consecutiva desde la antena 1 hasta la antena 7, encendiendo en último lugar la antena máster (número 0). A partir del encendido de la antena máster, es necesario esperar entre 5 y 10 minutos para que se produzca un protocolo de comunicación entre las antenas y se calcule el posicionamiento y la distancia entre ellas. Finalmente, al contrario que los sistemas de posicionamiento por satélite, el sistema de ultra banda ancha provee de un método que permite la sincronización de todas las antenas en el mismo tiempo. De este tiempo se encarga la antena máster que gestiona el tiempo del resto de antenas usando un reloj común que permite el registro de los datos en el mismo momento temporal, con una frecuencia de muestreo de 20 Hz (Pino-Ortega, Bastida-Castillo, et al., 2020).

4.4. Células fotoeléctricas con emisión mediante pulsador Ant+

Para identificar los puntos de inicio y fin de las pruebas que medían un desplazamiento de alta velocidad tanto lineal como curvilíneo, así como obtener las variables dependientes del tiempo (tiempo total y velocidad media) se emplearon células fotoeléctricas ChronoJump de la empresa Bosco Systems (Barcelona, España). El sistema estaba compuesto por dos puertas y en cada una de ellas se encontraba una célula fotoeléctrica que emitía una luz infrarroja y un reflectante. Cuando el deportista cortaba el haz de luz, se enviaba una señal mediante el cable RCA conectado a la fotocélula hasta un convertidor de señal que la transforma de analógica a digital para su posterior conexión mediante USB al ordenador. El mismo procedimiento se produce cuando se corta la segunda puerta. El software específico del fabricante automáticamente nos reporta el tiempo que el deportista necesitó para completar el segmento y la velocidad de este (la distancia del tramo hay que insertarla previamente en el software) (Figura 17).

En cambio, para la presente Tesis Doctoral, los investigadores necesitaban tener los puntos de inicio y fin del tramo en la línea temporal del dispositivo inercial WIMU PRO™. Para ello, se realizó una adaptación en el pulsador Ant+ propio de la empresa, integrando un cable RCA. De este modo,

el pulsador se integró en la salida RCA y cuando el deportista cortaba el haz de luz de cada una de las puertas, el pulsador enviaba mediante tecnología Ant+ una marca temporal al dispositivo inercial WIMU PRO™, la cual era registrada en el canal PUSH Ant. Este proceso mostró una alta fiabilidad y validez en una investigación previa con un sesgo de 0.006 ± 0.002 segundos (Bastida-Castillo, Gómez-Carmona, de la Cruz Sánchez & Pino-Ortega, 2017) (Figura 18).

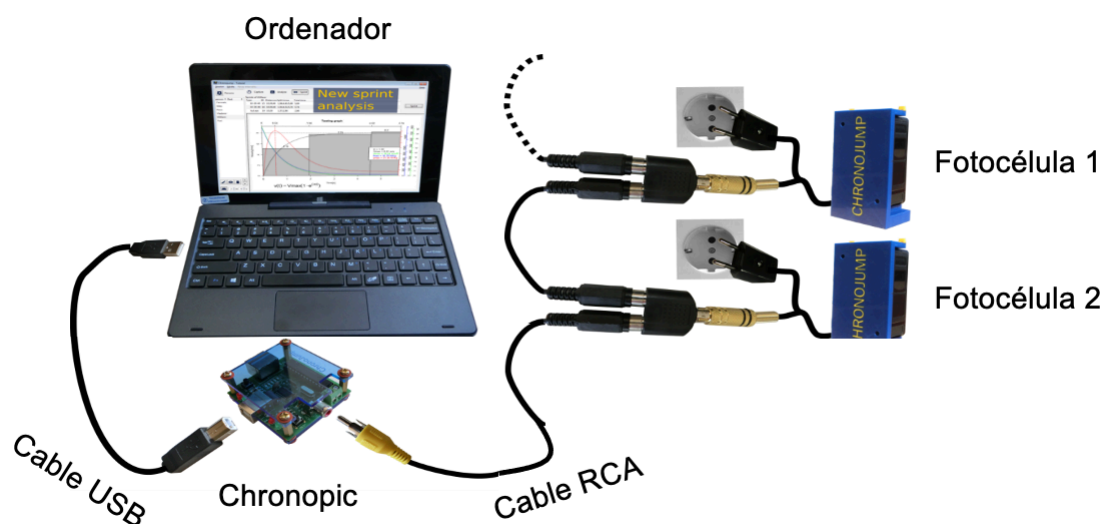


Figura 17. Sistema de células fotoeléctricas Chronojump.

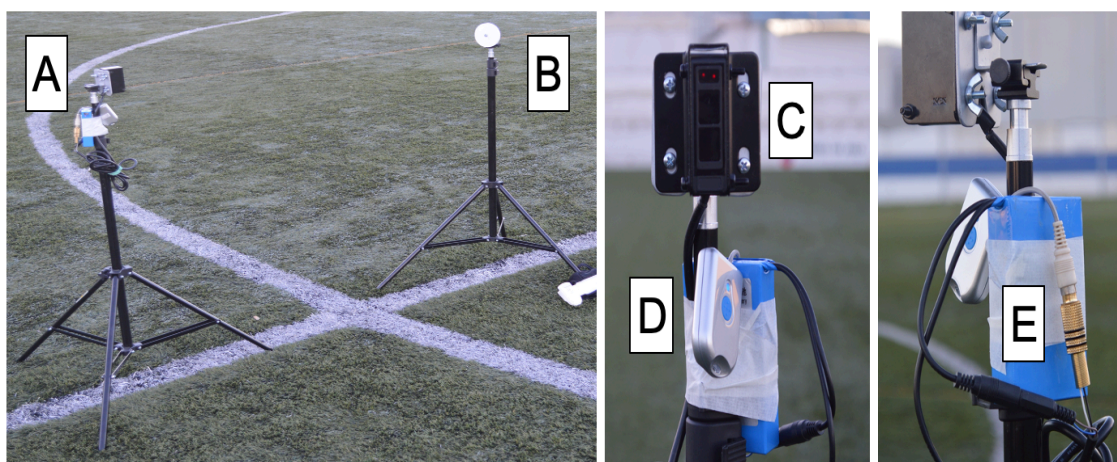


Figura 18. Modificación del sistema de células fotoeléctricas con un pulsador de Ant+ (a) sistema completo, (b) reflectante, (c) célula fotoeléctrica, (d) pulsador Ant+ y (e) cable RCA para conectar célula fotoeléctrica y pulsador Ant+ (adaptado de Bastida-Castillo et al., 2018).

4.5. Software SVIVO™

Es un software diseñado por el fabricante que permite visualizar en tiempo real la monitorización y aquellos indicadores clave que el usuario defina (variables de carga interna y externa) para la mejora de la toma de decisiones y proporcionar una rápida retroalimentación al cuerpo técnico y a los jugadores (Figura 19). Con ella se puede configurar cada sección del entrenamiento con la herramienta Wimbu Drill Manager como tareas, pruebas de condición física, periodos de juego, etc. Así mismo, el reporte de cada una de estas secciones que ya se han realizado en el entrenamiento puede visualizarse en cualquier momento del entrenamiento con la función Action Replay.

Para poder utilizar este software es necesario tener instalado en el ordenador el sistema operativo Microsoft Windows e introducir en el puerto USB una antena Ant+, ya que a través de esta tecnología los dispositivos WIMU PRO™ envían la información, la antena recibe los datos y el software visualiza la información recibida por jugador y por tareas, así como la carga global acumulada de la sesión. Las variables que pueden ser visualizadas son:

1. Variables cinemáticas: velocidad, distancia, aceleraciones, saltos, etc.
2. Variables fisiológicas como frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno, etc.
3. Indicadores de carga como player load, power metabolic, etc.
4. Información táctica como diagrama de voronoi, áreas, distancia entre jugadores, distancia entre líneas de juego, etc.

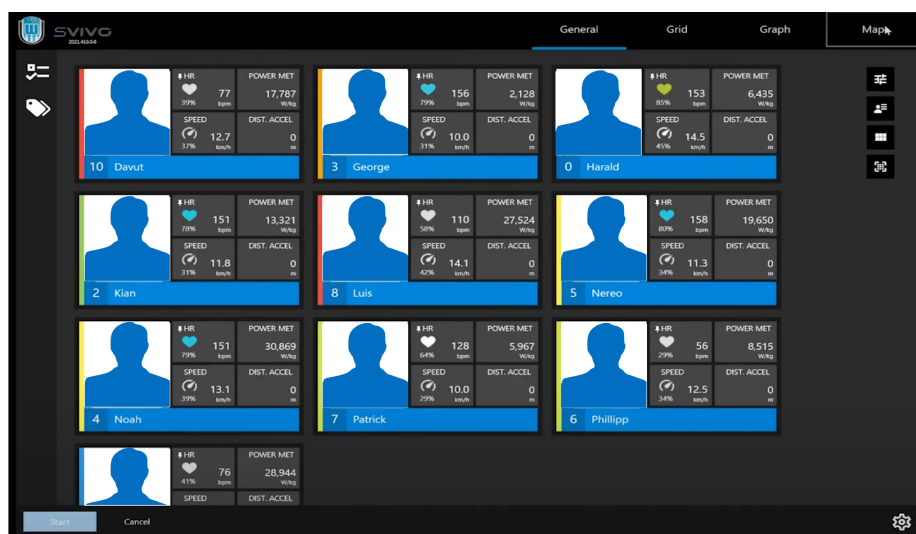


Figura 19. Software SVIVO™

4.6. Software SPRO™

Este software ha sido diseñado por el fabricante para mostrar y analizar todos los datos obtenidos a través del dispositivo inercial WIMU PRO™, así como por cualquier otro dispositivo compatible que envíe la información al dispositivo mediante tecnología ANT+ o Bluetooth. Además de la información obtenida en cada uno de los canales de los sensores, se puede sincronizar el vídeo de la sesión para una mejor identificación y análisis (Figura 20). La información puede ser visualizada en 4 niveles:

- **Data RAW:** muestra el dato bruto de los canales de los sensores propios del dispositivo inercial (ej. aceleración por ejes, coordenadas de ejes x e y, velocidad, distancia). o de los sensores externos vinculados al dispositivo (ej. Frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno muscular).
- **Monitores:** Son aplicaciones integradas diseñadas por el fabricante con todo lo necesario para determinados deportes (ej. INTERVAL TRAINING, CANOING) que incluyen una gran cantidad de variables para dar un reporte general de la carga interna y externa de la sesión.
- **Algoritmos específicos:** Son aplicaciones destinadas al estudio pormenorizado y valoraciones de determinadas acciones y áreas del deporte (ej. Player Load, variabilidad cardíaca, fuerza centrípeta, cambios de dirección, aceleraciones y deceleraciones).
- **Configuración personalizada de monitores y algoritmos:** Tanto la información obtenida de Data RAW, de los monitores y de las variables específicas puede ser modificada en diferente número de zonas y diferentes umbrales para un análisis específico en función de la actividad o deportista.



Figura 20. Software SPRO™

4.7. Registros antropométricos y composición corporal

Los datos antropométricos y de composición corporal se registraron para caracterizar a los participantes en las investigaciones de la presente Tesis Doctoral. Para ello se empleó el siguiente instrumental (Figura 21):

- **Tallímetro de pared (SECA, Hamburgo, Alemania).** Este tallímetro portátil está compuesto por 1 mástil de 4 tramos para una altura máxima de 220 cm, así como una base para suelo y una pieza móvil que debe colocarse en la parte superior de la cabeza del sujeto cuando este realiza una inspiración máxima, registrando la altura de este con un error de 0.5 cm.
- **Monitor de composición corporal MC-780MA (TANITA, Tokio, Japón).** Este instrumento utiliza la técnica de bioimpedancia eléctrica (BIA) que es un método no invasivo y de fácil aplicación. Este sistema funciona mediante 8 electrodos: cuatro a través de los cuales se introduce la corriente alterna (pie-pie) y cuatro que recogen esta (mano-mano), detectando los valores de impedancia, resistencia y reactancia corporal en 15 segundos. Todos estos valores se traducen posteriormente en medidas globales del individuo y por segmentos (brazo derecho, brazo izquierdo, tronco, pierna derecha y pierna izquierda). Los resultados que se obtienen son: (1) masa corporal e IMC; (2) masa grasa; (3) índice de sarcopenia y grasa visceral; (4) masa libre de grasa y masa magra; (5) agua corporal, extra e intracelular; (6) calidad de masa muscular y tipología fisiológica; (7) proteínas, mineral óseo; (8) metabolismo basal y edad metabólica. Se pueden analizar sujetos de hasta 270 kilos. Además, dispone de un software específico para extraer la información en bruto y la generación de informes automáticos.



Figura 21. Tallímetro de pared y monitor de composición corporal.

4.8. Batería de test para la evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa

La batería de test para la evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa es un instrumento diseñado dentro de la presente Tesis Doctoral (para ver más detalles, Capítulo 5 – Estudios desarrollados). Esta batería se caracteriza por agrupar diferentes pruebas que evalúan los desplazamientos más comunes realizados en los deportes de invasión fútbol, baloncesto y balonmano (Figura 22). A través de la realización de esta batería podremos obtener dos resultados: (a) perfil multi-ubicación de carga externa y (b) rendimiento de los test (Gómez-Carmona, Pino-Ortega & Ibáñez, 2020).

Las principales características de las diferentes pruebas que conforman este instrumento es su diseño ecológico, ya que representan los diferentes desplazamientos que realizan los jugadores en la competición (tanto de forma asilada como integrada en el juego), así como que todos ellos se realizan en la superficie de juego, utilizando las demarcaciones reglamentarias. Por tanto, se adapta a las dimensiones y distribución táctica de las modalidades deportivas de invasión evaluando sus diferentes capacidades y habilidades que se llevan a cabo en la competición. Para ello, las pruebas propuestas fueron:

- (a) Capacidad aeróbica, desplazamiento lineal, 30-15 IFT test
- (b) Capacidad anaeróbica aláctica, desplazamiento curvilíneo, semicírculo central (fútbol), arco 6.75 m. (baloncesto), línea de golpe franco (balonmano)
- (c) Capacidad anaeróbica láctica, cambios de velocidad, test de habilidad de esprint repetidos con distancias de 33.5 m. (fútbol), 16.25 m. (baloncesto), 22 m. (balonmano).
- (d) Capacidad física condicional, habilidades técnico-tácticas, juegos reducidos de 5 vs 5 + portero (fútbol), 3 vs 3 (baloncesto) y 4 vs 4 + portero (balonmano);
- (e) Capacidad elástica, salto, test Abalakov.

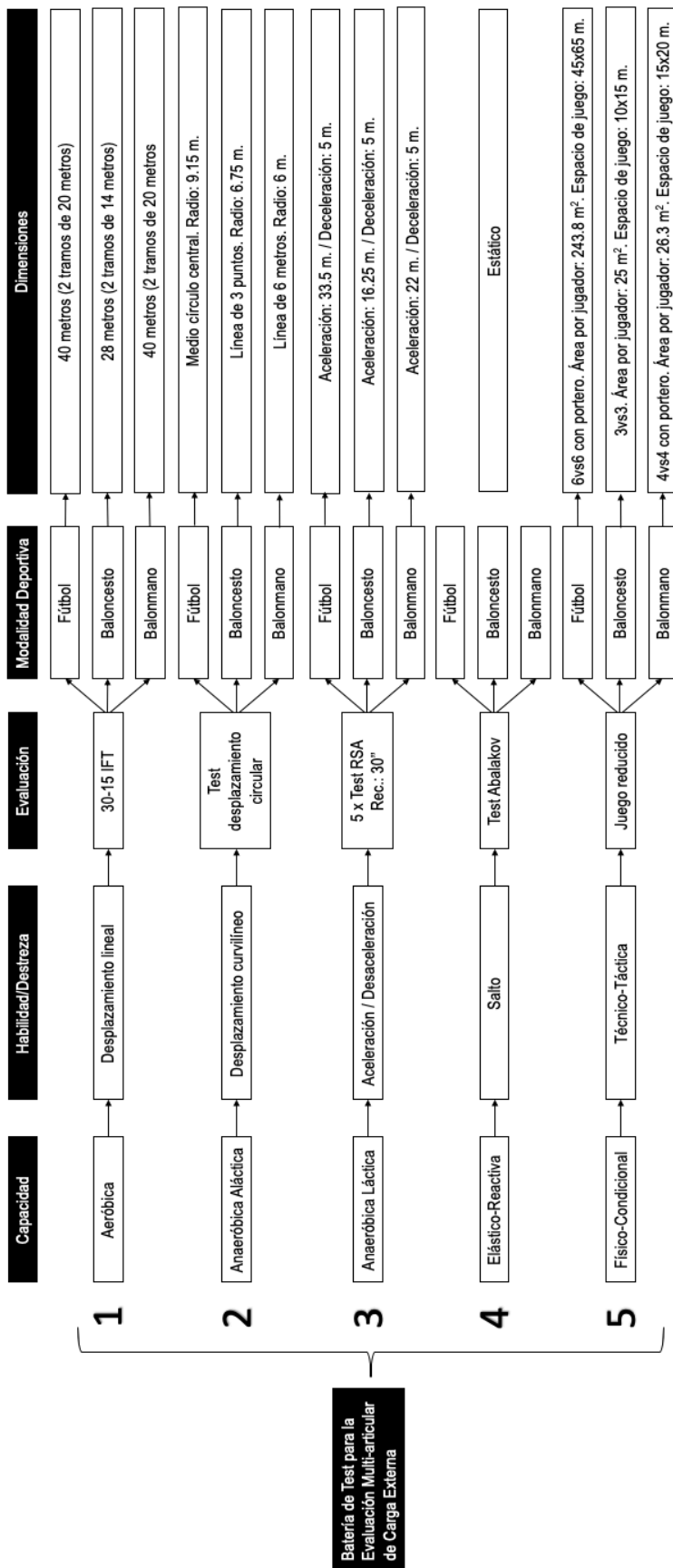


Figura 22. Pruebas que conforman la batería específica para la evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa en deportes de invasión (tomado de Gómez-Carmona, Pino-Ortega & Ibáñez, 2020).



CAPÍTULO 5

ESTUDIOS DESARROLLADOS

Estudio Ecológico del Perfil Multi-Ubicación de Carga Externa en Baloncesto mediante Acelerometría

“No hagas lo que hacen los demás, haz lo que los demás quisieran hacer y no se atreven”

Anónimo

Capítulo 5. Estudios Desarrollados

A continuación, se expondrán los aspectos fundamentales relacionados cada uno de los artículos incluidos en la presente Tesis Doctoral, incluyendo una breve justificación de la realización del estudio, los objetivos, la metodología seguida durante su realización y los resultados obtenidos. En caso de precisar información más detallada de cada uno de ellos, en el **Capítulo 10. Artículos Completos** se encuentran todos los artículos que componen esta Tesis Doctoral.

El **Estudio I** fue desarrollado para responder al **Objetivo I** - Conocer el estado actual del conocimiento científico acerca del uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga en los deportes de invasión, con la finalidad de concluir recomendaciones para su aplicación práctica y la investigación científica. Los **Estudios II, III, y IV** fueron desarrollados para responder al **Objetivo II** - Analizar la precisión de los acelerómetros a utilizar para la evaluación de la carga externa en múltiples ubicaciones anatómicas, así como determinar el efecto de diferentes aspectos en la medición (indicador de carga y frecuencia de muestreo). El **Estudio V** fue desarrollado para responder al **Objetivo III** - Diseñar y validar una batería de test de campo que permita la evaluación multi-ubicación de carga externa en los deportes de invasión. Finalmente, los **Estudios VI, VII, VIII, IX, X y XI** fueron desarrollados para responder al **Objetivo IV** - Caracterizar el perfil multi-ubicación de la carga externa durante test de laboratorio y test de campo que simulen las exigencias de la competición, comparando la carga soportada en función de las ubicaciones anatómicas, segmentos corporales, lateralidad y sexo con un análisis inter e intra-sujeto. Al finalizar este capítulo, se encuentra un apartado que resume todos los resultados obtenidos en cada uno de los estudios que responden a los objetivos de la presente Tesis Doctoral

5.1. Objetivo I. Conocer el estado actual del conocimiento científico acerca del uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga en los deportes de invasión, con la finalidad de concluir recomendaciones para su aplicación práctica y la investigación científica

5.1.1. Estudio I: Accelerometry as a method for external workload monitoring in invasion team sports. A systematic review

5.1.1.1. Justificación

Desde su aparición, el uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga se ha desarrollado enormemente. Aunque los acelerómetros no permitan el registro de la información en acciones estáticas cuando hay esfuerzos producidos sin aceleración (ej. pantallas o posiciones estáticas prolongadas) su fiabilidad, precisión y sensibilidad es mayor en comparación con sistemas automáticos y semiautomáticos para el análisis del tiempo-movimiento (TMA) como sistemas de seguimiento óptico, GNSS o LPM (Dalen, Jørgen, Gertjan, Havard & Ulrik, 2016; Fox et al., 2017). Los sistemas TMA semiautomáticos podrían infraestimar las demandas de carga porque las acciones de alta intensidad donde no existe desplazamiento (saltos, colisiones, etc.) son clasificadas como acciones de baja intensidad (Dalen et al., 2016). Por estas razones, investigaciones recientes identifican la microtecnología (ej. microsensores portátiles y acelerómetros) como una alternativa práctica y válida en relación al TMA y que ofrece diferentes ventajas como la simplificación en el análisis de los datos usando algoritmos predefinidos por el fabricante para la cuantificación de la carga externa (Ferioli et al., 2020; Fox et al., 2017).

5.1.1.2. Objetivos

Los objetivos del presente estudio fueron: (i) reflejar el estado actual del conocimiento, (ii) señalar buenas prácticas y (iii) concluir recomendaciones sobre el uso de la acelerometría como método de monitorización de la carga en deportes de invasión.

5.1.1.3. Método

Diseño de investigación y estrategia de búsqueda

Este manuscrito es una revisión sistemática (Ato, López-García & Benavente, 2013) sobre artículos científicos que han pasado un proceso de revisión por pares relacionados con la monitorización de la carga de trabajo a través de la acelerometría en el deporte. Las bases de datos electrónicas Web of Science (Web of Science Core Collection, MEDLINE, Current Contents Connect, Derwent Innovations Index, KCI-Korean Journal Database, Russian Science Citation Index and Scielo Citation Index), PubMed y Scopus fueron utilizadas para buscar artículos relevantes el día 1 de Mayo de 2020 que fueron publicados entre el 1 de Enero de 2010 y el 30 de Abril de 2020 usando las palabras clave “acelerómetro” o “acelerometría” o “microtecnología” o “dispositivos inerciales”, y “carga” o “carga de trabajo”, y “deporte”. La lista de búsqueda que incluía los artículos con los criterios previamente mostrados fue escaneada para identificar los estudios relevantes. Cualquier desacuerdo fue resuelto por consenso entre dos investigadores y la mediación de un tercer investigador.

Un investigador realizó la búsqueda en las bases de datos electrónicas, identificó los estudios relevantes, y obtuvo la información de forma estandarizada. La búsqueda en la base de datos se limitó a artículos publicados con proceso de revisión por pares publicados en inglés. La revisión sistemática de los documento científicos disponibles fue realizada siguiendo las directrices de “Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses” (PRISMA) (Moher et al., 2015) (Figura 23).

En la presente revisión se definieron los siguientes criterios de inclusión: (1) artículos transversales o longitudinales escritos en inglés, (2) participantes fueron sanos independientemente de su nivel competitivo (aficionado, bien entrenado, profesional, elite, juvenil, senior) y sexo (masculino y femenino), y (3) participantes en deportes de invasión siguiendo la clasificación propuesta por Read & Edwards (1992b) dividido en tres grupos: (a) deportes de lanzamiento (netball, baloncesto, balonmano y lacrosse), (b) deportes de intento de anotación (rugby, rugby union, fútbol australiano y fútbol americano) y (c) deportes de golpeo (hockey y fútbol). El contexto de análisis (entrenamiento vs competición) no fue seleccionado como criterio de exclusión. Además, todos los estudios incluidos debían tener la aprobación ética de un comité relevante.

Los estudios fueron excluidos si (1) el tipo de documento eran estudios de caso, tesis doctorales, libros o capítulos de libros, comunicaciones a congresos, patentes o revisiones, (2) se involucran animales, (3) la cuantificación de la carga se realiza sin variables basadas en la acelerometría, (4) el contexto de estudio es fuera del ámbito deportivo, y (5) únicamente evalúan la fiabilidad y validez del dato bruto del acelerómetro o índices calculados a partir de la acelerometría.

Extracción de la información y análisis de las variables de estudio

El protocolo de extracción de la información “Cochrane Consumers and Communication Review Group’s” (Moher et al., 2015) fue utilizado para identificar la información relevante de los estudios que realizaban la monitorización de la carga externa mediante variables basadas en la acelerometría en los siguientes aspectos: (1) autores y fecha, (2) datos de los participantes (incluyendo sexo y tamaño muestral), (3) descripción del deporte y nivel competitivo, (4) tipo de sesión y contexto deportivo (entrenamiento, competición, o ambos), (5) dispositivo y localización anatómica, (6) indicadores de carga basados en la acelerometría, (7) características técnicas de los acelerómetros (frecuencia de muestreo, número de acelerómetros 3D vs 2D, fondo de escala, y resultados previos de validez y fiabilidad), (8) principales resultados y (9) valores referenciales. Este proceso fue desarrollado y evaluado

con 10 estudios aleatorios. En primer lugar, un investigador extrajo la información y posteriormente un segundo investigador comprobó la extracción realizada. Los desacuerdos fueron resueltos por consenso.

Calidad de las investigaciones

La calidad de los estudios fue evaluada mediante una escala de evaluación para estudios cuantitativos diseñada por Law et al. (1998) que se muestra en la Tabla 7. Esta escala de evaluación se compone de 16 ítems. Los artículos fueron evaluados mediante cinco profesores titulares de universidad con grado de doctor en ciencias del deporte y con larga trayectoria en la publicación de investigaciones relacionadas con la monitorización mediante tecnología en los deportes colectivos. El estadístico Kappa de Cohen fue calculado con el 95% de intervalo de confianza para evaluar la fiabilidad inter-observador y fue interpretada como: < .20 *pobre*, .21 - .40 *baja*, .41 - .60 *moderada*, .61 - .80 *buena*, > .80 *muy buena* (Landis & Koch, 1977).

Los artículos fueron evaluados en base a su propósito (ítem 1), relevancia de la literatura revisada (ítem 2), diseño apropiado del estudio (ítem 3), muestra analizada (ítems 4 y 5), procedimiento de consentimiento informado de los participantes (ítem 6), variables de estudio (ítems 7 and 8), descripción del método (ítem 9), importancia de los resultados (ítem 10), análisis estadístico apropiado (ítem 11), importancia práctica (ítem 12), descripción de los abandonos (ítem 13), conclusiones (ítem 14), aplicaciones prácticas del estudio (ítem 15), y limitaciones (ítem 16). Los 16 criterios de calidad fueron puntuados mediante una escala binaria (0/1), donde en dos criterios (ítems 6 and 13) se presentaba la opción: ‘Si no es aplicable, asume N/A. La inclusión de esta opción para los ítems 6 ‘¿Fue obtenido el consentimiento informado?’ y 13 ‘¿Fueron los abandonos reportados?’ fue incluida debido a que dependiendo del diseño del estudio, los investigadores no tienen que obtener el consentimiento informado (ítem 6) o reportar los abandonos (ítem 13). La introducción de la opción “No aplicable” permite la calificación apropiada para el estudio, eliminando el efecto negativo del valor “0” en la escala binaria, cuando el ítem no es aplicable al estudio. Para este procedimiento, la suma de la ítems es dividida entre el total de ítems puntuables para el diseño de estudio. Los

artículos fueron clasificados como (1) baja calidad metodológica (<50%); (2) buena calidad metodológica (51-75%), y (3) excelente calidad metodológica (>75%).

Tabla 7. Criterios de calidad utilizados para el análisis cuantitativo de las publicaciones (extraído de Law et al. 1998).

Q1	¿El propósito del estudio estaba definido claramente?	1=Si	0=No	
Q2	¿Fue relevante la literatura revisada?	1=Si	0=No	
Q3	¿El diseño del estudio era apropiado para la pregunta de investigación?	1=Si	0=No	
Q4	¿Fue la muestra descrita en detalle?	1=Si	0=No	
Q5	¿El tamaño muestral fue justificado?	1=Si	0=No	
Q6	¿El consentimiento informado fue aplicado? (si no se describe, asuma No)	1=Si	0=No	N/A
Q7	¿Fueron las medidas utilizadas fiables? (si no se describe, asuma No)	1=Si	0=No	
Q8	¿Las medidas utilizadas fueron válidas? (si no se describe, asuma No)	1=Si	0=No	
Q9	¿El método ha sido descrito en detalle?	1=Si	0=No	
Q10	¿Se mostró la significación estadística de los resultados?	1=Si	0=No	
Q11	¿Fueron los métodos de análisis apropiados?	1=Si	0=No	
Q12	¿La importancia práctica del estudio fue mencionada?	1=Si	0=No	
Q13	¿Fueron mencionados los abandonos del estudio?	1=Si	0=No	N/A
Q14	¿Las conclusiones del estudio eran apropiadas?	1=Si	0=No	
Q15	¿Las aplicaciones practicas están en relación a los resultados?	1=Si	0=No	
Q16	¿Las limitaciones del estudio fueron descritas?	1=Si	0=No	

Nota. N/A: No aplicable

5.1.1.4. Resultados

Búsqueda, Selección e Inclusión de las Publicaciones

1371 artículos fueron identificados a partir de las bases de datos “Web of Science” (n = 566), “PubMed” (n = 443) y “Scopus” (n = 443). Además, 12 artículos identificados y seleccionados en la búsqueda previa realizada el 30 de Junio de 2019 y no encontrados en la búsqueda realizada el 1 de Mayo de 2020 fueron incluidos, dando lugar a un total de 1383 artículos.

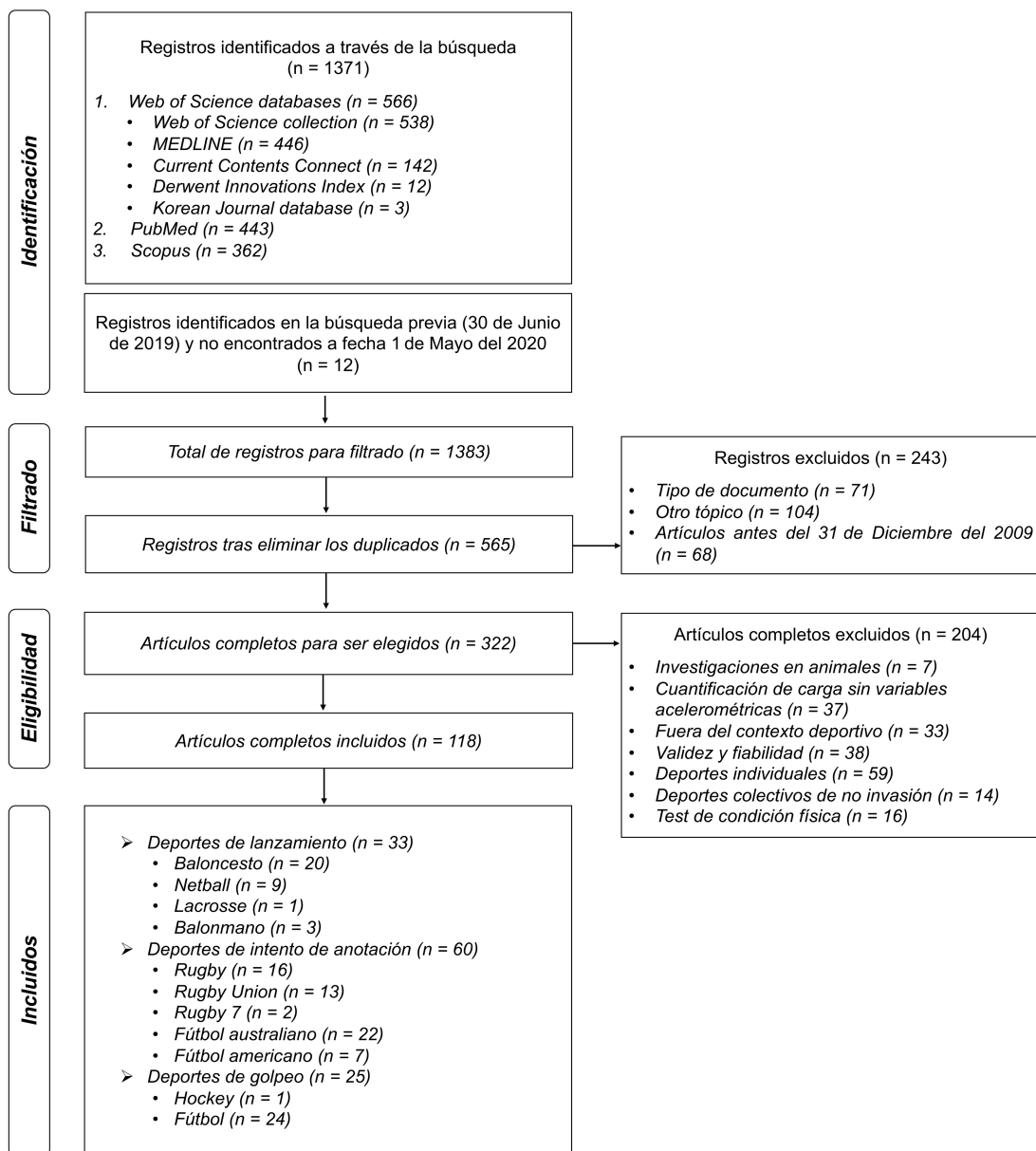


Figura 23. Diagrama de flujo PRISMA donde se muestra la identificación, filtrado, elegibilidad y selección de los estudios relevantes en esta revisión sistemática.

Posteriormente, los estudios fueron exportados al software de referencias bibliográficas Zotero, y los duplicados fueron eliminados automáticamente (818 artículos). De los 565 artículos restantes, 243 no cumplían los criterios de inclusión y fueron eliminados tras revisar el resumen y otros 204 tras la evaluación de los documentos completos. Al final del proceso de filtrado, 118 artículos fueron seleccionados en la revisión sistemática relacionados con los deportes de invasión: (a) deportes de golpeo (fútbol y hockey; $n=25$), (b) deportes de lanzamiento (baloncesto, netball, lacrosse y balonmano; $n=33$) y (c) deportes de intento de anotación (rugby, rugby union, rugby siete, fútbol australiano y americano; $n=60$).

Las principales razones para la exclusión de los estudios fueron el estudio de deportes individuales ($n=59$), análisis de fiabilidad y validez de dato bruto o índices de carga basados en la acelerometría ($n=38$), monitorización de carga externa no basada en variables acelerométricas ($n=37$) y contexto no competitivo ($n=33$). Otras razones para la exclusión de los estudios fueron test de condición física ($n=16$) y deportes colectivos que no son de invasión ($n=14$).

Calidad de las investigaciones

Para analizar la calidad de los estudios seleccionados, se utilizó la clasificación diseñada por Law et al. (1998) que se muestra en la Tabla 5. Antes del análisis de calidad, se evaluó la fiabilidad inter-observador, la cual obtuvo un valor de .93 que representa un muy buen acuerdo entre observadores (Intervalo de confianza al 95%: .89 - .96). Los principales resultados acerca de la calidad de las investigaciones indican que: (1) la puntuación media de calidad metodológica fue de 82.3%; (2) Dos artículos obtuvieron la máxima puntuación del 100%; (3) ningún estudio obtuvo una puntuación por debajo del 50%; (4) 33 estudios obtuvieron una puntuación entre el 50% y el 75% (buena calidad metodológica); y (5), 83 artículos alcanzaron una puntuación por encima del 75% (excelente calidad metodológica).

Cuatro ítems fueron detectados con las mayores deficiencias a nivel metodológico: (1) el Criterio 5 donde el 84.6% de los estudios no justificaron el

tamaño muestral analizado; (2) el Criterio 16 donde el 60.7% de los estudios no mencionaron claramente las limitaciones de la investigación; (3) el Criterio 8 donde el 66.9% no mostraron la validez de los indicadores de carga basados en la acelerometría; y (4) el Criterio 7 donde el 42.4% no mostró la fiabilidad del indicador de carga basado en la acelerometría del dispositivo utilizado para la medición.

Revistas Científicas, Contexto Deportivo, Nivel Competitivo, Sexo y Años de Publicación

La figura 24 muestra las revistas científicas, contexto deportivo, nivel deportivo, sexo y años de publicación de los estudios seleccionados que utilizan los indicadores de carga basados en la acelerometría para la monitorización de la carga externa en los deportes de invasión. La tendencia de investigación en el tópico de estudio se muestra en la Figura 24a, donde se encontró un incremento en el número de publicaciones con una evolución exponencial desde el año 2015. Los 118 artículos incluidos en esta revisión sistemática fueron publicados en 27 revistas diferentes, siendo un 59.3% de los artículos publicados en 4 revistas, las cuales publicaron un mínimo de 10 artículos (Figura 24b).

La mayoría de los estudios analizaron la competición (58 artículos, 49%) o el entrenamiento (32 artículos, 27%) de forma separada, siendo solamente un 24% de los estudios analizados los que compararon ambos contextos deportivos (Figura 24c). La mayoría de los artículos analizados evaluaron deportistas de nivel élite (46 artículos, 39%) y profesional (37 artículos, 31%), sin embargo también han sido realizados estudios en deportistas juveniles (19%), universitarios (8%) aficionado (2%), y árbitros (1%) (Figura 24d). Finalmente, el 86% de los estudios seleccionados fueron realizados en deportistas masculinos respecto al 14% en atletas femeninas (Figura 24e).

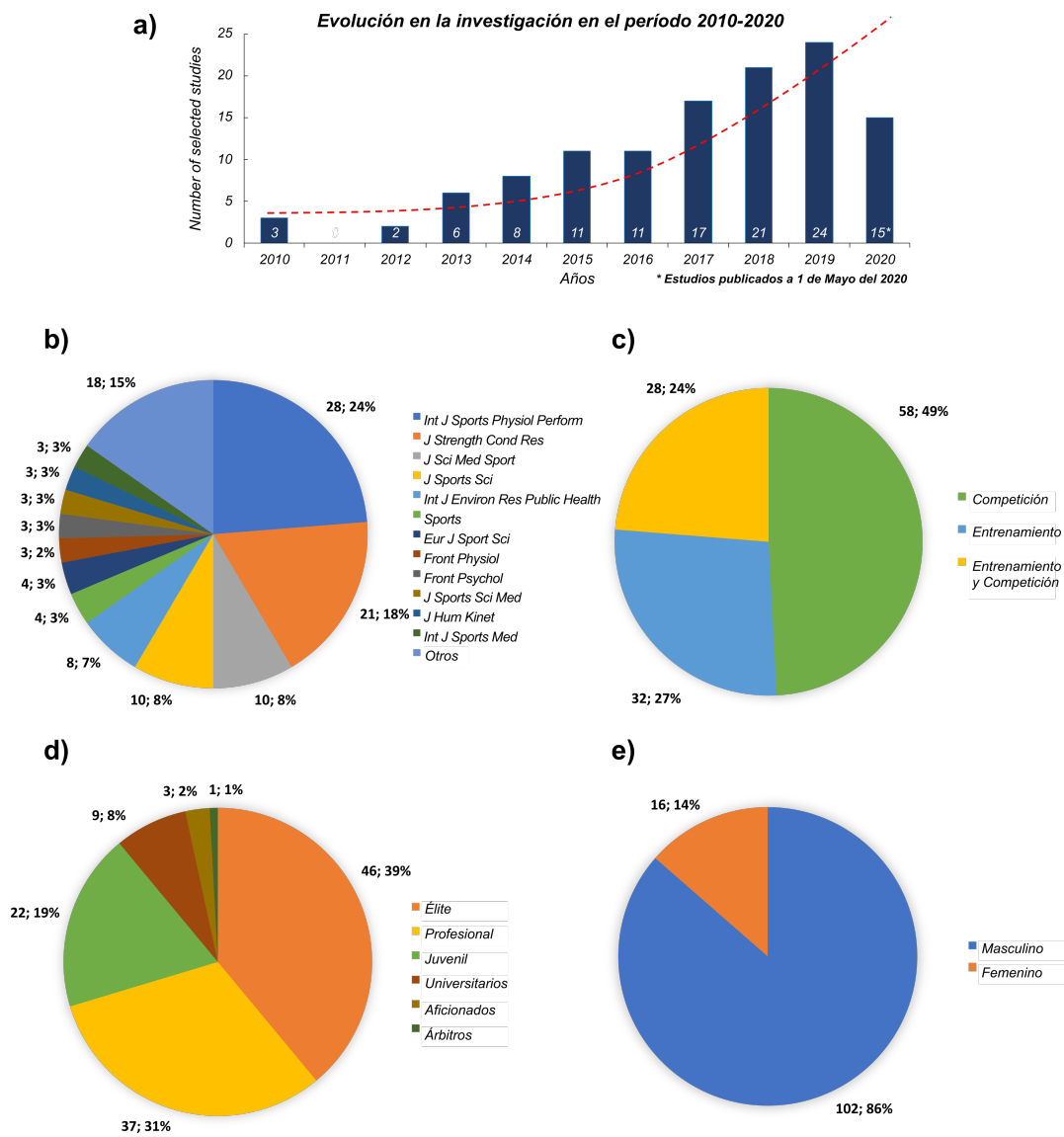


Figura 24. (a) Evolución de las publicaciones científicas, (b) revistas científicas, (c) tipo de sesión, (d) nivel competitivo (e) y sexo de los participantes en los estudios seleccionados que utilizan los indicadores de carga basados en la acelerometría para la monitorización de carga en los deportes de invasión.

Ubicación Anatómica, Dispositivos y Deportes de Invasión Analizados

La figura 25 muestra la ubicación anatómica, los dispositivos y las compañías, los índices de carga y los deportes de invasión analizados a través de indicadores de carga basados en la acelerometría. La localización anatómica más común es la escápula (95.8%, 113/118), mediante dispositivos MinimaxX (23.7%, 28/118) y Optimeye (33.9%, 40/118) en sus diferentes versiones, desarrollados por la empresa australiana Catapult Sports (64.4%, 76/118). Las investigaciones fueron en su mayoría descriptivas y evaluaron las

aceleraciones máximas (impactos, colisiones) (21/118, 17,8%) o indicadores de carga acumulada basados en la acelerometría y expresados como unidades arbitrarias (a.u.) siendo específicos según la compañía que los desarrolla (16 índices). Los deportes futbol australiano (18.6%, 22/118), fútbol (20.3%, 24/118), rugby (13.6%, 16/118) y baloncesto (16.9%, 20/118) fueron los más investigados. Además, los impactos y colisiones fueron mayormente evaluados en deportes de intento de anotación, y los indicadores de carga Dynamic Stress Load, Eficiencia Locomotora, Impulse Load y PL_{RE} en deportes de porterías de golpeo (ver Tabla 8 para encontrar las definiciones).

Características técnicas de la acelerometría e Índices de Carga basados en la acelerometría

Respecto a las características técnicas, 102 artículos (86.4%) mencionaron la frecuencia de muestreo siendo en todos los casos de 100 Hz, a partir de acelerómetros triaxiales (89.8%, 106/118). En cambio, solo 9 estudios mostraron el número de acelerómetros que componían los dispositivos (4 acelerómetros, 6.8%, 8/118; 3 acelerómetros, 1/118). Respecto a la reproducibilidad y la precisión del sensor, 41 artículos no mencionaron ambos aspectos (34.75%), 37 artículos reportaron solo la fiabilidad (31.4%) y 10 reportaron solo la validez de la medida (8.5%). Finalmente, solo 30 artículos reportaron la fiabilidad y validez de los acelerómetros que componían los dispositivos (25.4%).

Finalmente, la Tabla 8 muestra los índices basados en la acelerometría para la monitorización de la carga mostrando la compañía desarrolladora, la descripción, la unidad de medida y la fórmula para su cálculo. La más usada es PlayerLoad™ (PL™) desarrollada por Catapult Sport (77 estudios, 65.3%). También, las variaciones de la fórmula original para detectar la carga de baja intensidad (PL_{slow}, 11 estudios, 9.3%) y dividido por ejes como PL_x (14 estudios, 11.9%), PL_z (13 estudios, 11.1%) y PL_y (14 estudios, 11.9%) fueron utilizadas (mas detalles en la Figura 25).

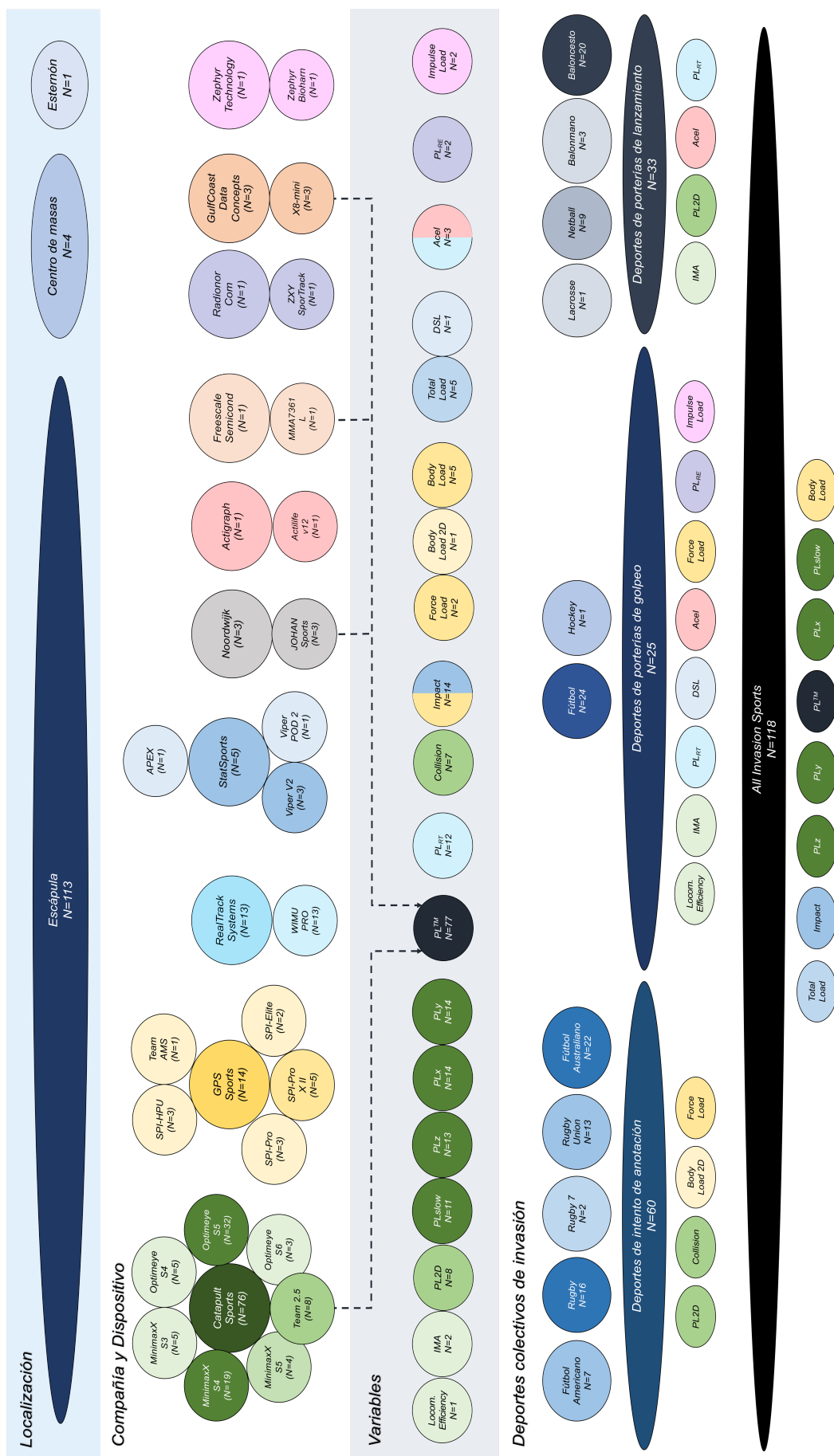


Figura 30. Clasificación de los estudios seleccionados en relación a la localización anatómica, modelo del dispositivo y compañía, índice de carga basado en la acelerometría y deporte colectivo de invasión analizado.

Tabla 8. Indicadores de carga externa basados en la acelerometría utilizados en los estudios seleccionados en esta revisión sistemática.

Índice	Descripción	Unidades	Compañía	Fórmula
AcclT	Raíz cuadrada de la suma de las aceleraciones en los tres ejes de movimiento.	Metros segundo al cuadrado (m·s ²)	No	$\sqrt{(x^2 + y^2 + z^2)}$
Body Load (BL)	Índice de carga basado en la acelerometría en los tres ejes de movimiento. Los siguientes pasos son repetidos por cada valor de aceleración: (1) La cuenta de Body Load se inicia en 0; (2) Raíz cuadrada de la suma de las aceleraciones en los tres ejes de movimiento (x, y, z); (3) Normalizar la magnitud del vector eliminando la gravedad (1G); (4) Si el valor es menor de 0.25G volver al paso 2; (5) Calcular el valor Body Load sin escalar (USBL) y su contribución al vector; (6) Calcular el valor escalar de Body load (SBL) considerando la frecuencia de muestro (100 Hz) y el factor ejercicio (EF); (7) Calcular el total de Body Load como la acumulación de los valores escalares de Body Load	Unidades arbitrarias (A.U.)	GPS Sports	1. BL = 0 2. $\sqrt{(ay^2 + ax^2 + az^2)}$ 3. NV = V - 1.0 G 5. USBL = NV + (NV) ³ 6. SBL = USBL / 100 / EF 7. BL + SBL
Body Load 2D (BL2D)	Índice de carga basado en la acelerometría en dos planos de movimiento (anteroposterior y medio-lateral). Mismos pasos que en BL pero sin considerar el eje z en la fórmula.	Unidades arbitrarias (A.U.)	GPS Sports	2. $\sqrt{(ay^2 + ax^2)}$
Colisiones	Para detectar las colisiones, la unidad debe estar en una posición no vertical, entendiendo que el movimiento es lateral o horizontal. El player load instantáneo fue calculado a partir de la suma de los tres ejes de la aceleración. Un pico en el player load instantáneo antes de un cambio de orientación de la unidad es requerido para la detección de la colisión.	Conteo (n)	Catapult	No aplicable
Dynamic Stress Load (DSL)	Es calculado como la cantidad total de impactos fuertes. Para ello los puntúa siguiendo una función cúbica introduciendo la velocidad y la intensidad en el cálculo. El concepto es que un impacto de 4g es más de dos veces un impacto de 2g. Los impactos totales en función de ponderación, son finalmente escalados y presentados en unidades arbitrarias (AU).	Unidades arbitrarias (A.U.)	StatSports	No mostrada
Impactos	Utilizan la magnitud tridimensional del acelerómetro en cada punto temporal y son identificados como el máximo valor del acelerómetro mayor de Xg en un periodo de 0.1 segundos según las especificaciones del fabricante.	Conteo (n)	GPS Sports StatSports	No aplicable
IMA	StatSports: Valores mayores de 2g. RealTrack Systems: Configurable desde 1 hasta 1000 G. Aplicación de curvas de suavizado polinómicas entre el punto inicial y final de eventos acelerados identificados. Las magnitudes de tales eventos se calculan posteriormente sumando las aceleraciones bajo las curvas polinómicas, medidas en términos de velocidad delta.	Metros por Segundo al cuadrado (m·s ²)	Catapult	No mostrada

Tabla 8. Indicadores de carga externa basados en la acelerometría utilizados en los estudios seleccionados en esta revisión sistemática.

Índice	Descripción	Unidades	Compañía	Fórmula
Impulse Load	Suma de las fuerzas en el plano medio-lateral, anterior-posterior y vertical en relación con la gravedad.	Newtons (N)	Zephyr Technology	$\sum_{z=1}^n \frac{\sqrt{x_z^2 + y_z^2 + z_z^2}}{9.8067}$
Locomotion Efficiency	Para evaluar los patrones dentro del partido de PlayerLoad™ y sus planos individuales en comparación con las actividades locomotoras, se realizó PLz en relación con la distancia total cubierta (TDC) como una medida de la eficiencia locomotora de los jugadores.	Unidades arbitrarias (A.U.)	Catapult	$\frac{\sqrt{(up_{t=i+1} - up_{t=i})^2}}{100}$ Total Distance Covered
PlayerLoad™ (PL™)	Cambio en la aceleración en los planos medio-lateral (ay) y vertical (az) anterior-posterior (ax).	Unidades arbitrarias (A.U.)	Catapult	$\frac{\sqrt{(fwd_{t=i+1} - fwd_{t=i})^2 + (side_{t=i+1} - side_{t=i})^2 + (up_{t=i+1} - up_{t=i})^2}}{100}$
PlayerLoad™ x-axis (PLx)	Cambio en la aceleración en el plano anteroposterior (ax).	Unidades arbitrarias (A.U.)	Catapult	$\frac{(side_{t=i+1} - side_{t=i})^2}{100}$
PlayerLoad™ y-axis (PLy)	Cambio en la aceleración en el plano medio-lateral (ay).	Unidades arbitrarias (A.U.)	Catapult	$\frac{(fwd_{t=i+1} - fwd_{t=i})^2}{100}$
PlayerLoad™ z-axis (PLz)	Cambio en la aceleración en el plano vertical (az).	Unidades arbitrarias (A.U.)	Catapult	$\frac{(up_{t=i+1} - up_{t=i})^2}{100}$
PlayerLoad™ 2D (PL2D)	Cambio en la aceleración en los planos anterior-posterior (ax) y medio-lateral (ay).	Unidades arbitrarias (A.U.)	Catapult	$\frac{\sqrt{(fwd_{t=i+1} - fwd_{t=i})^2 + (side_{t=i+1} - side_{t=i})^2}}{100}$
PlayerLoad™ slow (PLslow)	Cambio en la aceleración en los planos medio-lateral (ay) y vertical (az) anterior-posterior (ax) cuando los valores son menores de 2G.	Unidades arbitrarias (A.U.)	Catapult	$\frac{\sqrt{(fwd_{t=i+1} - fwd_{t=i})^2 + (side_{t=i+1} - side_{t=i})^2 + (up_{t=i+1} - up_{t=i})^2}}{100}$
Player LoadRT (PLRT)	Suma vectorial del canal acelerométrico Body calculado a través de la fusión sensorial de sensores de dispositivos inerciales (acelerómetro, giroscopio, magnetómetro) en sus 3 ejes (vertical, anteroposterior y lateral).	Unidades arbitrarias (A.U.)	RealTrack Systems	$PL_n = \frac{\sqrt{(X_n - X_{n-1})^2 + (Y_n - Y_{n-1})^2 + (Z_n - Z_{n-1})^2}}{100}$ $PL \text{ accumulated} = \sum_{n=0}^m PL_n \times 0,01$
Player LoadRE (PLRE)	La carga del jugador se calcula y se presenta como un valor reducido (es decir, dividido por 800) de la suma cuadrada de los valores del acelerómetro filtrado de paso alto para los ejes respectivos (X, Y y Z).	Unidades arbitrarias (A.U.)	ZXY SporTracking	$\frac{(x^2 + y^2 + z^2)}{800}$
Total Load	Total de las fuerzas en el jugador durante toda la sesión basada solo en datos del acelerómetro donde aca es la aceleración a lo largo del eje anterior-posterior, acs es la aceleración a lo largo del eje lateral y acv es la aceleración a lo largo del eje vertical, i es el tiempo actual y t es tiempo. Finalmente, se escala en 1000.	Unidades arbitrarias (A.U.)	StatSports	$\frac{\sqrt{(aca_{t=i+1} - aca_{t=i})^2 + (acs_{t=i+1} - acs_{t=i})^2 + (acv_{t=i+1} - acv_{t=i})^2}}{1000}$

5.2. Objetivo II. Analizar la precisión de los acelerómetros a utilizar para la evaluación de la carga externa en múltiples ubicaciones anatómicas, así como determinar el efecto de diferentes aspectos en la medición como el indicador de carga utilizado y la frecuencia de muestreo.

5.2.1. Static and dynamic reliability of WIMU PRO™ accelerometers according to anatomical placement

5.2.1.1. Justificación

Una evaluación completa de la fiabilidad del acelerómetro en condiciones de laboratorio y de campo es requerida para determinar si un cambio en el rendimiento es evidente y significativo. Diferentes estudios han analizado la fiabilidad y validez de los acelerómetros que componen los dispositivos inerciales, obteniendo excelentes resultados de fiabilidad en datos sin procesar (aceleración máxima) (Kelly, Murphy, Watsford, Austin & Rennie, 2015; Nicoletta, Torres-Ronda, Saylor & Schelling, 2018; Simons & Bradshaw, 2016) y procesados (PlayerLoad™) (Barreira et al., 2017; Barrett, Midgley & Lovell, 2014; Boyd, Ball & Aughey, 2011), durante condiciones de laboratorio y pruebas de campo. Por esta razón, el presente dispositivo inercial (WIMU PRO™) se ha evaluado previamente para diferentes aplicaciones: medir la velocidad en ejercicios de resistencia (Muyor, Granero-Gil & Pino-Ortega, 2017), seguimiento del posicionamiento en condiciones de interior (Bastida-Castillo et al., 2018) y de exterior (Muñoz-López, Granero-Gil, Pino-Ortega & De Hoyo, 2017), análisis de la frecuencia cardíaca (Molina-Carmona et al., 2018), evaluación del rango de movimiento (Muyor, 2017; Pino-Ortega, Hernández-Belmonte, et al., 2018) y evaluación del salto vertical (Pino-Ortega, García-Rubio, et al., 2018).

5.2.1.2. Objetivos

Según el conocimiento de los autores, solo unos pocos estudios no relacionados con el deporte han analizado el comportamiento de los

acelerómetros en diferentes ubicaciones del cuerpo (Boerema et al., 2014; Özdemir, 2016; Thompson, Luck, Keshwani, Pitla & Karr, 2018). Además, los acelerómetros del WIMU PRO™ no han sido evaluados previamente. Por lo tanto, el propósito de esta investigación fue evaluar la fiabilidad de los acelerómetros triaxiales incluidos en los dispositivos inerciales para medir la carga externa relacionada con actividades deportivas en el laboratorio y bajo condiciones de esfuerzo intermitente y continuo cuando son posicionados en diferentes localizaciones anatómicas.

5.2.1.3. Método

Aceleración Total (AcelT)

La principal variable utilizada fue la magnitud de aceleración o el vector resultante de aceleración el cual es llamado aceleración total (AcelT) (Waldron et al., 2011) (Ecuación 6). El AcelT se conoce como la aceleración total grabada en los tres ejes ortogonales del acelerómetro (x, y, z), que mide la combinación de la gravedad y los cambios en el movimiento horizontal y vertical de un segmento u objeto del cuerpo al que está unido el acelerómetro (Kunze, Bahle, Lukowicz & Partridge, 2010; O'Donovan et al., 2007).

La fiabilidad fue establecida de dos formas. La primera fue realizada a través de equipamiento mecánico de laboratorio para evaluar la fiabilidad técnica. El segundo método incluye la participación de jugadores de fútbol para determinar la fiabilidad en una prueba de carrera incremental en una cinta de correr y una prueba SAFT⁹⁰ en condiciones deportivas específicas utilizando 4 puntos anatómicos: tobillo, rodilla, espalda baja y escapula. Cada prueba se descargó y analizó utilizando el software del fabricante llamado S PRO™ (RealTrack Systems, Almería, España), para obtener el valor AcelT. La variable AcelT obtenida de los dispositivos inerciales se sincronizó en los tiempos de inicio y finalización antes de su posterior análisis por el software SPRO™ con una precisión de .001 s.



Figura 26. Visualización de la señal de datos AcelT durante la prueba SAFT⁹⁰ a través del software S PROTM.

Evaluación de Laboratorio y Metodología

Fiabilidad Estática

Cuatro acelerómetros WIMU PROTM fueron posicionados estáticamente con el eje z alineado a la vertical utilizando una caja estanco de diseño personalizado en una superficie nivelada. Dado que las unidades eran estáticas, los acelerómetros solo deberían haber detectado la aceleración debido a la gravedad (valor constante). Cada dispositivo fue sometido a dos pruebas estáticas diferentes: (i) cuatro pruebas de 30 segundos con un periodo de descanso de dos minutos sin estrés y; (ii) cuatro pruebas de 30 segundos con un periodo de estrés interválico a través de una extensión de cuádriceps de 30 segundos en donde el dispositivo estaba fijado a un brazo de palanca de una máquina específica. Esta última prueba se realizó para determinar si la actividad física de alta intensidad afectaba la estabilidad del dispositivo, y si el proceso de calibración se requería regularmente. En el segundo protocolo estático, los dispositivos fueron colocados una zona plana después del periodo de estrés interválico. Gracias a este procedimiento, los dispositivos pudieron ser comparados, bajo las mismas condiciones que el primer protocolo estático, evitando la interferencia (ruido) producido por la máquina de extensión de cuádriceps.

Fiabilidad Dinámica

La máquina hidráulica Instron 8501 fue usada para realizar una prueba de movimiento estandarizada y repetible para los acelerómetros de dispositivos inerciales. La Instron 8501 es una máquina universal servo-hidráulica de evaluación con un brazo que oscila en un único plano de movimiento (vertical). La máquina tiene un brazo de 50 cm con una frecuencia ajustable para simular varios rangos de aceleración. Esta máquina hidráulica de evaluación tiene la capacidad de producir movimientos dinámicos altamente repetibles (Boyd et al., 2011) e investigaciones previas han utilizado equipos mecánicos para evaluar la fiabilidad entre dispositivos (Krasnoff et al., 2008; Van Hees et al., 2009). Cuatro acelerómetros WIMU PRO™ se unieron rígidamente a la máquina hidráulica Instron 8501 usando un adhesivo termofusible. Se unió una placa de metal al brazo hidráulico para que todos los dispositivos inerciales se pudieran unir simultáneamente. Los dispositivos estaban idénticamente alineados, acostados sobre la placa de metal (eje y - anteroposterior). La frecuencia se estableció en 10 Hz para el protocolo 1 y 30 Hz para el protocolo 2. Cada unidad se sometió a 10 ensayos de 10 segundos para cada protocolo. Entre cada prueba, la máquina se detuvo y reinició.

Evaluación de esfuerzo continuo e intermitente

Participantes

Diez jugadores masculinos de fútbol de nivel nacional de categoría sub-18 que jugaban en la División de Honor Juvenil organizada por la Real Federación Española de Fútbol (RFEF) participaron voluntariamente en esta investigación (edad: 17.2 ± 1.3 años; altura: 178.4 ± 4.3 cm; masa corporal: 70.3 ± 3.2 kg; media \pm DE). El estudio, realizado según la Declaración de Helsinki, fue aprobado por la Comisión de Bioética de la Universidad de Extremadura (Código 232/2019, Anexo II). Los participantes fueron informados de los riesgos y las molestias asociadas con las pruebas máximas y se les proporcionó un consentimiento informado por escrito.

Metodología

La información acelerométrica fue recolectada durante dos pruebas, realizadas dos veces con siete días de diferencia:

1. *Protocolo de Carrera progresiva incremental en cinta de carrera.* La velocidad de inicio de la cinta de correr se ajustó a 8 km/h, aumentando en 0.1 km/h cada 12 segundos (equivalente a incrementos de 1 km/h cada 2 min). La prueba terminó cuando el atleta alcanzó los 16 km/h. Este protocolo se realizó en una cinta de correr modelo Cosmos Pulsar 3P® (H/P/COSMOS Sports & Medical, Nussdorf-Traunstein, Alemania).
2. *Prueba SAFT⁹⁰:* La prueba se realizó durante cinco minutos en un circuito diseñado sobre un campo de fútbol artificial. Este protocolo fue diseñado para simular las demandas físicas de un partido de fútbol (Small, McNaughton, Greig & Lovell, 2010). El sujeto realizó una carrera hacia atrás o un paso lateral alrededor del primer poste del campo, seguido de una carrera hacia adelante a través del recorrido, driblando los tres postes de campo de la zona central.

Para monitorizar ambas pruebas, se colocaron ocho acelerómetros a los participantes en cuatro puntos anatómicos (dos dispositivos en cada punto anatómico): (i) escápula (vertebra C6), (ii) espalda baja (vertebra L3), (iii) rodilla (5 cm encima de la rótula) y (iv) tobillo (5 cm arriba del maléolo lateral). Tanto en la rodilla como en el tobillo, los dispositivos inerciales fueron colocados en la parte externa de la pierna derecha en todos los participantes. Los acelerómetros de la escápula se insertaron en un chaleco personalizado ubicado en el lado posterior del torso superior, ajustado firmemente al cuerpo como es típico en los juegos. Los acelerómetros de tobillo, rodilla y espalda baja se colocaron utilizando una banda adhesiva elástica específica. Los pares de dispositivos en la misma ubicación anatómica se colocaron en paralelo con dos cm entre dispositivos. La fijación del dispositivo en uno de los participantes se muestra en la Figura 33. Los valores de $AcelT$ de los dispositivos ubicados en la misma posición anatómica se compararon para determinar la diferencia en la señal acelerométrica entre dispositivos.



Figura 33. Fijación del dispositivo en uno de los participantes en la presente investigación.

Análisis Estadístico

Los datos de AcelT de los diferentes ensayos se presentan como media \pm desviación estándar. La prueba de *Kolmogorov-Smirnov* se utilizó para analizar la normalidad de las variables, demostrando que eran paramétricas. La fiabilidad dentro del dispositivo se calculó como la diferencia media entre los ensayos de laboratorio para cada dispositivo. La confiabilidad entre dispositivos se calculó como la diferencia media entre los dispositivos en todos los ensayos de laboratorio. La fiabilidad durante la evaluación de laboratorio se expresó como una media de las diferencias entre las medidas (sesgo) y la desviación estándar (DE) con límites de acuerdo (LOA) superiores e inferiores del 95%. La magnitud de la diferencia se expresó como un coeficiente de variación (CV%) (Field, 2013).

De manera similar, para la evaluación específica del deporte, se realizó la misma prueba estadística para analizar la fiabilidad y la magnitud de las diferencias, agregando regresión lineal (r^2) para expresar la relación entre los dispositivos durante la evaluación específica del deporte y las gráficas de Bland-Altman para indicar el acuerdo entre ambos instrumentos, no solo la relación (Bland & Altman, 1999). Finalmente, se realizó una *prueba t* y la *r de Pearson* para la fiabilidad entre test-retest. La magnitud de los coeficientes de correlación se consideró trivial ($r^2 < .10$), pequeña ($.10 < r^2 < .30$), moderada

($.30 < r^2 < .50$), alta ($.50 < r^2 < .70$), muy alta ($.70 < r^2 < .90$), casi perfecto ($r^2 > .90$) y perfecto ($r^2 = 1.00$). Los análisis y los gráficos se realizaron y diseñaron utilizando GraphPad Prism (versión 7; GraphPad Software, La Jolla CA, EE. UU.). Las diferencias estadísticas se establecieron como $p < 0.05$.

5.2.1.4. Resultados

En la Tabla 9 se muestran los resultados de fiabilidad inter e intra-unidad.

Evaluación de Laboratorio

Las evaluaciones estáticas para la fiabilidad inter e intra dispositivos sin estrés obtuvieron unos valores de CV de .23 % y .37 %, mientras que con estrés fueron de .40 % y CV .78 %. La evaluación dinámica de la fiabilidad intra dispositivos obtuvo un CV de 0.73% para la prueba de 10 Hz y .64 % para la prueba de 30 Hz. Del mismo modo, las evaluaciones dinámicas inter dispositivo obtuvieron un CV de .55 % para la prueba de 10 Hz y de .12 % para la prueba de 30 Hz.

Tabla 9. Análisis de la fiabilidad inter e intra-unidad para la variable AcelT.

Tipo de evaluación	Unidad 1 (g)										Unidad 2 (g)			95% LoA (g) (B - A)	CV (%)
	Media ± DE		Min	Max	Mediana	Media ± DE	Min	Max	Mediana	Sesgo ± DE (g)					
	Media	DE				Media	Min	Max	Mediana	Sesgo	DE				
Estática	Sin estrés	0.99 ± 0.00	0.99	1.00	0.99	0.99 ± 0.00	0.99	1.01	0.99	0.99	-0.00 ± 0.00	-0.00 to 0.00	0.38 %		
	Con estrés	0.99 ± 0.01	0.99	1.01	0.99	0.99 ± 0.01	0.99	1.02	0.99	0.99	-0.00 ± 0.00	-0.01 to 0.01	0.78 %		
Dinámica	10 hz	1.03 ± 0.01	1.02	1.05	1.03	1.04 ± 0.01	1.03	1.05	1.04	1.04	0.01 ± 0.12	-0.25 to 0.24	0.59 %		
	30 hz	2.01 ± 0.01	1.99	2.02	2.01	2.03 ± 0.01	2.01	2.05	2.03	2.03	0.02 ± 0.17	-0.35 to 0.31	0.66 %		
Incremental Inter-dispositivos	Tobillo	2.31 ± 0.75	1.32	4.10	2.11	2.31 ± 0.69	1.34	4.22	2.10	2.10	-0.01 ± 0.08	-0.15 to 0.14	2.13 %		
	Rodilla	2.17 ± 0.38	1.01	3.19	2.13	2.22 ± 0.41	1.09	3.26	2.18	2.18	-0.04 ± 0.06	-0.15 to 0.07	2.12 %		
	Espalda baja	1.24 ± 0.41	0.48	1.99	1.24	1.24 ± 0.42	0.52	1.99	1.26	1.26	-0.02 ± 0.05	-0.11 to 0.08	2.52 %		
	Escápula	1.13 ± 0.35	0.50	1.79	1.14	1.13 ± 0.35	0.51	1.81	1.14	1.14	-0.00 ± 0.04	-0.08 to 0.08	2.05 %		
	Tobillo	3.12 ± 1.51	0.68	7.95	2.77	3.11 ± 1.53	0.73	8.09	2.78	2.78	0.01 ± 0.18	-0.34 to 0.37	3.05 %		
	Rodilla	2.50 ± 1.21	0.55	6.43	2.21	2.49 ± 1.22	0.58	6.55	2.22	2.22	0.01 ± 0.16	-0.31 to 0.31	3.14 %		
SAFT ⁹⁰	Espalda baja	1.56 ± 0.68	0.39	3.72	1.49	1.57 ± 0.68	0.44	3.77	1.49	1.49	-0.01 ± 0.10	-0.21 to 0.20	3.20 %		
	Escápula	1.34 ± 0.56	0.36	2.88	1.28	1.34 ± 0.56	0.37	2.89	1.28	1.28	-0.00 ± 0.06	-0.12 to 0.12	2.46 %		
Estática Intra-dispositivos	Sin estrés	0.99 ± 0.00	0.99	1.00	0.99	0.99 ± 0.00	0.99	1.00	0.99	0.99	0.00 ± 0.00	-0.00 to .00	0.23 %		
	Con estrés	0.99 ± 0.00	0.99	1.00	0.99	0.99 ± 0.00	0.99	1.00	0.99	0.99	-0.00 ± 0.00	-0.01 to .00	0.40 %		
Dinámica	10 hz	1.02 ± 0.01	1.01	1.04	1.02	1.02 ± 0.02	1.00	1.04	1.02	1.02	0.01 ± 0.04	-0.08 to .07	0.55 %		
	30 hz	2.06 ± 0.00	2.05	2.06	2.06	2.06 ± 0.00	2.05	2.06	2.06	2.06	0.00 ± 0.24	-0.05 to .05	0.12 %		

Nota. M: Media, DE: Desviación estándar; Min: Mínimo; Max: Máximo; TE: Error típico; LOA: Límites del acuerdo (B: Bajo; A: Alto); CV: Coeficiente de variación; SAFT: Test aeróbico específico de fútbol en campo.

Evaluación de Esfuerzo Continuo e Intermitente

Se obtuvo una excelente fiabilidad inter dispositivos de los acelerómetros, en todas las ubicaciones, durante la prueba de carrera de pista incremental (CV = 2.20%), obteniendo los mejores valores en la ubicación de la escápula (CV = 2.05%). En la fiabilidad entre dispositivos de los acelerómetros durante la prueba SAFT⁹⁰, se observaron resultados muy buenos (CV = 2.96%) en todas las ubicaciones, obteniendo mejores resultados en la ubicación de la escápula (CV = 2.46%). Las relaciones entre los datos de los dispositivos en el mismo individuo estuvieron en el rango $r^2 = .99 - 1.00$ (Figura 28). Las gráficas de Bland-Altman muestran una tendencia sistemática promedio -0.02 g en la prueba de seguimiento incremental y -0.01 g en la prueba SAFT⁹⁰ entre dispositivos inerciales (Figura 29). La tendencia es la diferencia promedio entre las dos medidas.

Se realizó un análisis de fiabilidad entre sesiones de la variable AcelT en la prueba SAFT⁹⁰ y la prueba de carrera incremental de cinta rodante (Tabla 10). Las pruebas t-test de comparación por pares no mostraron diferencia entre las pruebas, mostrando buenos resultados ($p = .46 - .98$; $t = .01 - .73$). Se encontraron correlaciones altas y muy altas, en todos los puntos anatómicos, en ambas pruebas ($r = .86 - .96$).

Tabla 10. Resultados de fiabilidad inter-sesiones de la variable AcelT.

Test	Localización	Intento 1		Intento 2		t		p		r	
		U1 (g) M±DE	U2 (g) M±DE	U1 (g) M±DE	U2 (g) M±DE	U1	U2	U1	U2	U1	U2
Incremental en tapiz rodante	Tobillo	2.31±0.75	2.31±0.69	2.37±0.81	2.38±0.75	.08	.07	.93	.94	.96	.95
	Rodilla	2.17±0.38	2.22±0.41	2.23±0.43	2.28±0.46	.73	.71	.46	.47	.88	.90
	Espalda baja	1.24±0.41	1.24±0.42	1.27±0.44	1.29±0.44	.03	.04	.96	.97	.93	.94
	Escápula	1.13±0.35	1.13±0.35	1.16±0.38	1.17±0.37	.01	.02	.99	.98	.97	.97
SAFT ⁹⁰	Tobillo	3.12±1.51	3.11±1.53	3.22±1.63	3.21±1.65	.03	.02	.98	.98	.92	.93
	Rodilla	2.50±1.21	2.49±1.22	2.58±1.30	2.57±1.32	.68	.67	.50	.50	.86	.86
	Espalda baja	1.56±0.68	1.57±0.68	1.57±0.72	1.58±0.71	.10	.11	.92	.92	.94	.94
	Escápula	1.34±0.56	1.33±0.56	1.32±0.58	1.34±0.58	.11	.11	.92	.91	.95	.96

Nota. M: Media, DE: Desviación estándar; t: valor de la prueba t; p: p valor; r: coeficiente de correlación de Pearson; SAFT: Test aeróbico específico de fútbol en campo.

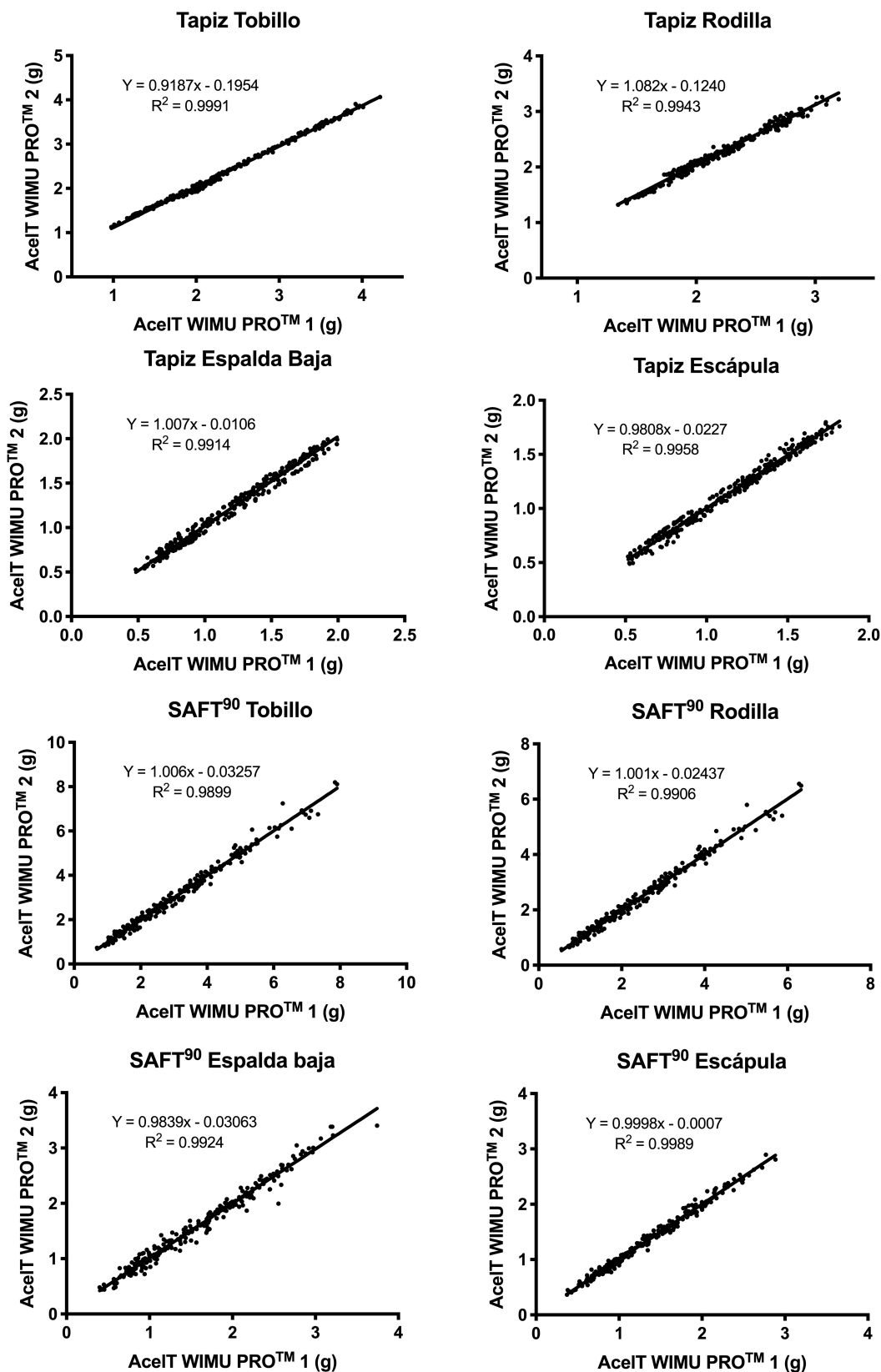


Figura 28. Gráficos de regresión lineal entre dos dispositivos inerciales para cuantificar la variable AceIT en la prueba de carrera incremental en la prueba de carrera incremental en cinta rodante y la prueba SAFT⁹⁰.

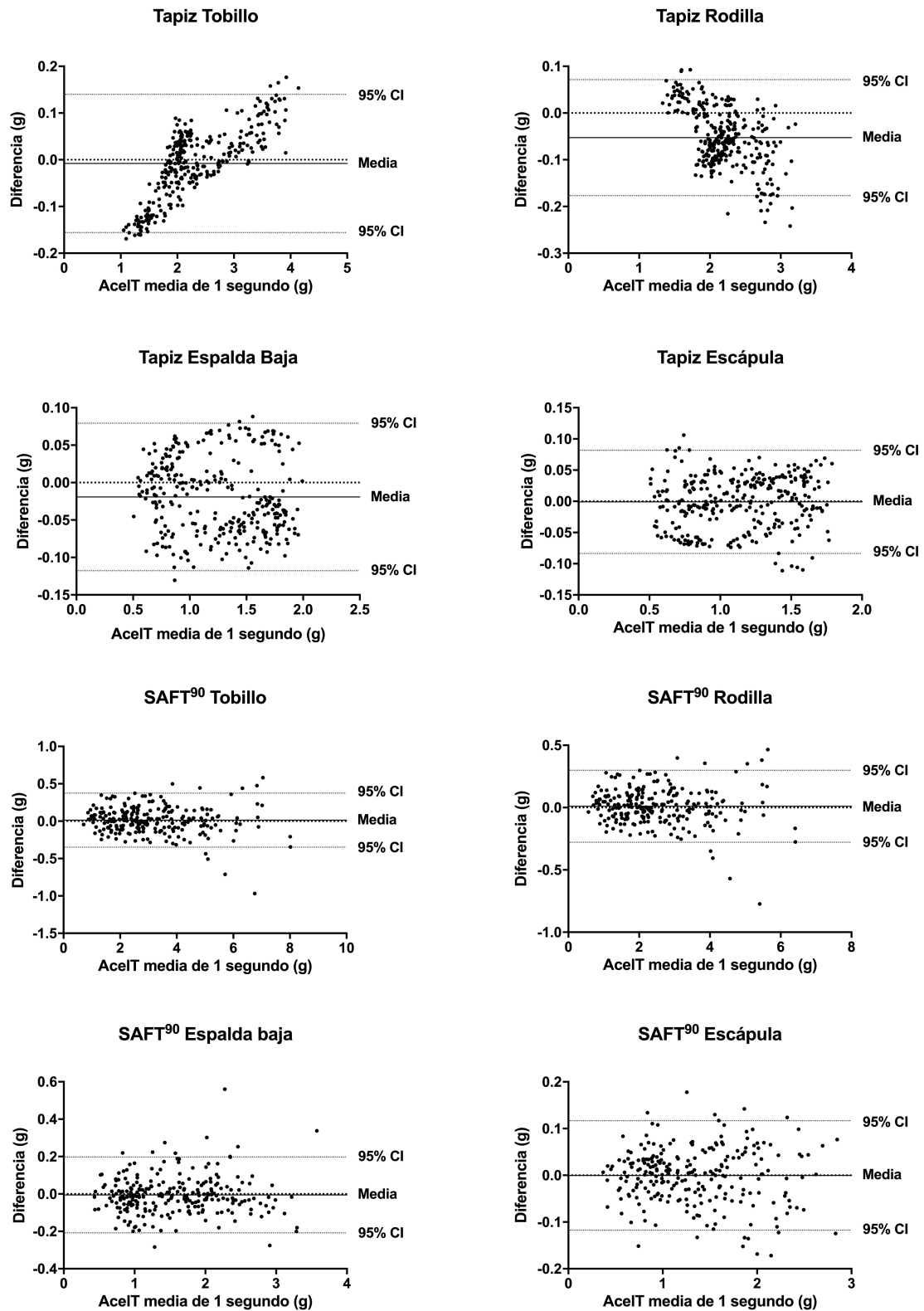


Figura 29. Gráficos de Bland-Altman que representan el grado de acuerdo entre dos dispositivos inerciales para cuantificar la variable AcelT en la prueba de carrera incremental en cinta rodante y la prueba SAFT⁹⁰.

5.2.2. Estudio III. Accelerometry-based external load indicators in sport: too many options, same practical outcome?

5.2.2.1. Justificación

Se han desarrollado una gran cantidad de variables basadas en la acelerometría (ABELIS) utilizando los datos registrados por este sensor. El análisis de esta información ha tendido a ser más compleja porque las diferentes compañías utilizan distintos algoritmos para clasificar las acciones y esto limita la comparabilidad entre los estudios (Malone et al., 2017). La variable más usada es el PlayerLoad™ diseñado por la compañía Catapult Sports (Boyd et al., 2011), aunque otras variables se han creado con el mismo propósito, como la suma vectorial de la aceleración ($a(t)$) (Rowlands et al., 2015; Staunton, Wundersitz, Gordon & Kingsley, 2017, 2018) usada por casi todas las empresas, Player Load desarrollado por la empresa RealTrack Systems (Player Load_{RT}) (Reche-Soto et al., 2019), Impulse Load creado por Zephyr™ (Gentles, Coniglio, Besemer, Morgan & Mahnken, 2018), New Body Load de GPS Sports (Cunniffe et al., 2009), Player Load del fabricante ZXY SportTracking (Player Load_{RE}) (Dalen et al., 2016) y Total Load de StatSports (Bowen et al., 2017).

Por ello, existen dos problemas importantes en relación a los ABELIs: (a) la diferencia entre los algoritmos utilizados para calcular los índices, la magnitud resultante y variabilidad de la unidad que dificultan la aplicación práctica debido a los distintos dispositivos utilizados (Buchheit et al., 2014); y (b) los diferentes aspectos técnicos como la variedad de frecuencias de muestreo, los distintos conjuntos de chips, métodos de filtrado y algoritmos de procesamiento de datos, también influyen en la comparación intra-dispositivos entre los ABELIs (Malone et al., 2017). En este sentido, ninguna investigación previa ha evaluado la relación y las diferencias entre los indicadores de carga externa basados en acelerometría (ABELI) disponibles en la investigación deportiva, siendo una herramienta fundamental para evaluar la carga externa de los deportistas (Camomilla et al., 2018).

5.2.2.2. Objetivos

Debido a que todos los índices de algoritmos provienen de los datos sin procesar de los acelerómetros triaxiales, se requiere nueva evidencia sobre la relación entre todos estos ABELIs. Por lo tanto, el objetivo de este estudio fue analizar el acuerdo entre los diferentes indicadores de carga basados en la acelerometría disponibles en la ciencia del deporte en datos totales y relativizados al tiempo de práctica.

5.2.2.3. Método

Participantes y muestra

Se analizaron un total de 1,420,000 datos por eje, derivados de la evaluación de ambos periodos (40.60 ± 0.40 min) de tres partidos oficiales de fútbol sub-16 para obtener datos de acelerometría en los tres ejes (x, y, z). Los datos fueron analizados por período debido a las diferencias reportadas en estudios previos de fútbol en indicadores de rendimiento físico y entre jugadores que disputaron todo el partido, los sustituidos y los sustitutos (Carling & Dupont, 2011). Todos los jugadores, tanto sustitutos como aquellos que jugaron todo el partido, fueron incluidos en el análisis. Solo se consideró la actividad realizada por aquellos que participaban en el juego.

Para la recolección de datos, dieciocho jugadores de fútbol masculino menores de 16 años (edad: 15.6 ± 0.8 años; masa corporal: 64.5 ± 5.2 kg; altura: 172.3 ± 11.2 cm) participaron voluntariamente en el presente estudio. Todos los jugadores que participaron pertenecían a un club de fútbol que juega en la Primera División Regional Española, y cumplían con los siguientes criterios de inclusión y exclusión: (a) no presentaban ninguna lesión musculoesquelética o problema de salud que les impidiera participar en juegos de competición, (b) haber recibido 3 meses de monitoreo de alto nivel por sistemas electrónicos de seguimiento del rendimiento (EPTS) tanto en entrenamiento como en juegos oficiales (Chambers et al., 2015), (c) los porteros no participaron en la muestra final debido a las diferencias de carga física con todas las posiciones de juego (White et al., 2018).

Tanto el personal técnico como los jugadores fueron informados previamente sobre los detalles de la investigación y firmaron un consentimiento informado. Como todos los jugadores eran menores de edad, el consentimiento fue firmado por sus tutores legales. El estudio se realizó basándose en las pautas éticas de la Declaración de Helsinki (2013) y fue aprobado por el Comité de Bioética de la Universidad de Extremadura (número de registro 232/2019, Anexo II). El club autorizó todos los protocolos de actuación.

Instrumentos y procedimientos

Se registraron tres partidos oficiales de un equipo masculino de la Primera División Regional española U-16, utilizando los dispositivos inerciales WIMU PRO™ (RealTrack Systems, Almería, España). Se realizó un proceso de autocalibración antes de la grabación de los datos, siguiendo las recomendaciones del fabricante: (a) encender el dispositivo y no moverlo durante 10 a 15 segundos, (b) dejarlo en una zona plana y (c) sin objetos magnéticos alrededor. Aun así, para garantizar el funcionamiento perfecto de los sensores de acelerometría, se realizó un proceso de calibración manual donde el dispositivo debe colocarse estático en sus seis caras durante 10 segundos, donde los valores deben ser $1 \pm 0.01G$. Para obtener una mejor señal, la compañía de acelerómetros introdujo algunos procesos de filtración de datos relacionados con las diferentes frecuencias de muestreo y el rango de salida, estas etapas de filtración se aplicaron antes de que los "datos crudos" estuvieran disponibles para el usuario. En este caso, los procesos de filtración se realizaron en tres niveles: 1. Fabricante del acelerómetro, 2. Conjunto de chips del dispositivo inercial y 3. Filtración de software. Con este proceso de calibración, los acelerómetros en el dispositivo inercial han obtenido resultados muy satisfactorios para la fiabilidad estática y dinámica en condiciones de laboratorio y de campo de contexto real (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo et al., 2019).

Los IMUs se utilizaron para registrar los datos de carga del acelerómetro de los jugadores durante los juegos oficiales. Todos los jugadores llevaban un chaleco especial de neopreno y la IMU estaba conectada al nivel T2-T4 en la línea medial entre las escápulas antes del calentamiento para cada partido. En

la presente investigación, la fusión de los datos de los cuatro acelerómetros por eje se realizó en base al principio de redundancia para aumentar la fiabilidad. La frecuencia de muestreo utilizada fue de 100 Hz. El tiempo de reproducción de cada jugador fue registrado en tiempo real por el software SVIVO™. Al final de cada grabación, los datos de los dispositivos inerciales y la selección de tiempo fueron importados al software SPRO™ para descargar los datos del acelerómetro por cada eje (RealTrack Systems, Almería, España).

Indicadores de carga externa basados en acelerometría (ABELI)

Para la presente investigación, se realizó una revisión en línea de las bases de datos sobre los diferentes indicadores de carga externa (ABELIs) basados en la acelerometría disponibles en las investigaciones deportivas. Luego, se describió cada una de estas variables, identificando la descripción de la variable, las unidades de medida, la compañía desarrolladora y la fórmula para calcular cada una de ellas, que se basa en los datos brutos de aceleración registrados en cada eje durante el movimiento. Todos los ABELIs se calculan a partir de la suma vectorial de la aceleración en los tres planos de movimiento acumulados durante el partido oficial, que resulta de la suma de las aceleraciones durante un período de tiempo (por ejemplo, 40 min). Los tres ejes de movimiento (x, y, z) se refieren a la aceleración vertical, medio-lateral y anterior-posterior en las siguientes ecuaciones:

- $a(t)$ (Empresa desarrolladora: ActiGraph LLC y GENEActiv; unidades: fuerza g , g) (Rowlands et al., 2015; Staunton et al., 2018): raíz cuadrada de la suma de las aceleraciones en los tres ejes ortogonales del acelerómetro (x, y, z), los cuales miden la combinación de la gravedad y los cambios en vertical, movimientos medio-lateral y anterior - posterior de un segmento del cuerpo al que está unido el acelerómetro. La fórmula está desarrollada en la Ecuación 6.
- $Player Load_{RT}$ (Empresa desarrolladora: RealTrack Systems; unidades: unidades arbitrarias, a.u.) (Reche-Soto et al., 2019): Suma vectorial de los cuatro puntos de datos del acelerómetro en sus 3 ejes de movimiento (vertical, anteroposterior y lateral). Se representa en unidades arbitrarias (a.u.) y se calcula a partir de la siguiente ecuación donde PL^{RT} es la carga

del jugador calculada en el momento actual; X_n , Y_n y Z_n son los valores de BodyX, BodyY y BodyZ en el momento actual; y X_{n-1} , Y_{n-1} y Z_{n-1} son los valores de BodyX, BodyY y BodyZ en el momento anterior. Posteriormente, la suma de PL^{RT} durante la sesión se calcula y multiplica por 0.01 como factor de escala. La fórmula está desarrollada en la Ecuación 7.

- *PlayerLoad_{TM}* (Empresa desarrolladora: Catapult Sports; unidades: unidades arbitrarias a.u.) (Boyd et al., 2011): Suma vectorial de los cambios en la aceleración en los planos antero-posterior, medio-lateral y vertical. La fórmula se desarrolla en la Ecuación 8.
- *Impulse Load* (Empresa desarrolladora: ZephyrTM; unidades: newton por segundo, $N \cdot s$) (Gentles et al., 2018): Una suma acumulativa de las fuerzas en x = fuerzas g en el plano medio-lateral ("de lado a lado"), y = fuerzas g en el plano antero-posterior ("hacia adelante y hacia atrás"), y z = fuerzas g en los planos de movimiento verticales ("arriba y abajo"). Posteriormente, se escala por gravedad. La fórmula se desarrolla en la Ecuación 9.
- *Player Load_{RE}* (Empresa desarrolladora: ZXY SportTracking; unidades: unidades arbitrarias, a.u.) (Dalen et al., 2016): El player load se calcula y se presenta como un valor reducido (es decir, dividido por 800) de la suma cuadrada de los valores del acelerómetro para los ejes respectivos (X, Y, Z). Por lo tanto, el valor de la carga es el cuadrado reducido de la aceleración absoluta del jugador. La reducción de escala se utiliza por razones prácticas. La fórmula se detalla en la Ecuación 10.
- *Total Load* (Empresa desarrolladora: StatSports; unidades: unidades arbitrarias, a.u.) (Bowen et al., 2017): Aceleraciones totales acumuladas del jugador basadas en los datos del acelerómetro, donde *aca* es la aceleración a lo largo del eje antero-posterior, *acl* es la aceleración a lo largo del eje lateral y *acv* es la aceleración a lo largo del eje vertical, *i* es el tiempo actual y *t* es el tiempo. Esto finalmente se escala en 1000, desarrollándose la fórmula en la Ecuación 11.

Análisis estadístico

Todas las fórmulas de estimación de carga externa se calcularon utilizando una hoja digital especial (Excel, Microsoft, California) basada en los datos brutos del acelerómetro (eje x, y, z) proporcionados por el IMU. Los resultados del cálculo se presentaron en medias, límites inferior y superior y desviación estándar. La prueba de *Kolmogorov-Smirnov* se usó para confirmar la normalidad de los datos, verificando la viabilidad del uso de la inferencia paramétrica. Se realizaron dos análisis de concordancia y correlación entre los ABELI utilizando: (1) datos absolutos y (2) datos escalados y centrados (*Z-Score*). Los datos de *Z-Score* se utilizaron para estandarizar las unidades y las magnitudes de cada variable (Field, 2013). Esta transformación de datos es realizada para escalar los datos y que puedan analizarse conjuntamente, igualando tamaño, magnitud y variabilidad de la entrada de las variables.

El acuerdo entre ABELIs se analizó utilizando las pruebas estadísticas más comunes siguiendo estudios previos (Kottner & Streiner, 2011; Zaki, Bulgiba, Ismail & Ismail, 2012). Las pruebas basadas en correlación y comparación utilizadas para reportar el acuerdo fueron: 1) *r* de *Pearson* para confirmar y explorar la correlación lineal entre ABELI; 2) *Coefficiente de correlación intraclase (ICC)* y un *Intervalo de Confianza (IC)* del 95%; 3) Se exploró el sesgo siguiendo a Bland y Altman (1999); 4) las diferencias de medias entre las variables se analizaron mediante pruebas t.

La magnitud de las diferencias se interpretó cualitativamente usando la *d* de *Cohen* (*d*) de la siguiente manera: > .20 trivial; .20 - .49 pequeño; .50 -.79 moderado y > .80 grande (Cohen, 1988b). La ICC se interpretó siguiendo los rangos propuestos anteriormente como: pobre (.00), trivial (.01 - .02), regular (.21 - 0.40), moderado (.41 - .60), sustancial (.61 - .80) y casi perfecto (.81 - 1.00) (Kramer & Feinstein, 1981). El coeficiente de correlación de *Pearson* fue interpretado como ($r^2 < .10$), pequeño ($.10 < r^2 < .30$), moderado ($.30 < r^2 < .50$), amplio ($.50 < r^2 < .70$), muy amplio ($.70 < r^2 < .90$), casi perfecto ($r^2 > .90$) y perfecto ($r^2 = 1.00$) (Hopkins, Marshall, Batterham & Hanin, 2009). Los análisis estadísticos se realizaron con IBM SPSS Statistics (versión 24, IBM Corporation, Armonk, NY). Se consideraron diferencias estadísticas si $p < .05$.

5.2.2.4 Resultados

Análisis descriptivo

La tabla 11 muestra el análisis descriptivo de los indicadores de carga externa basados en acelerometría (ABELI) obtenido como la media de tres partidos oficiales de fútbol U'16, divididos por periodos de juego. Se encontró una amplia variabilidad de los datos a lo largo de los ABELI, en donde los menores valores se encontraron en el Player Load de RealTrack Systems (PL_{RT}) y en el Total Load de StatSports (TL) y los mayores valores se obtuvieron en la aceleración total, a(t).

Tabla 11. Análisis descriptivo (Media ± DE; 95%CI en paréntesis) de los indicadores de carga externa basados en acelerometría (ABELI) en jugadores de fútbol juvenil.

	Absoluto (unidad)		Relativo (unidad/min)	
	Periodo 1 Media ± DE (95%IC, B-A)	Periodo 2 Media ± DE (95%IC, B-A)	Periodo 1 Media ± DE (95%CI, B-A)	Periodo 2 Media ± DE (95%CI, B-A)
a(t) (g)	285989.29 ± 4595.43 (280453.65 to 293195.39)	241933.93 ± 73977.35 (99466.53 to 288312.92)	6975.35 ± 113.47 (6924.78 to 7239.39)	5973.68 ± 1826.60 (2455.96 to 7118.84)
PL _{RT} (a.u.)	58.17 ± 8.76 (43.06 to 73.43)	46.88 ± 14.99 (21.17 to 65.46)	1.44 ± 0.22 (1.06 to 1.81)	1.16 ± 0.37 (0.52 to 1.62)
PL TM (a.u.)	579.85 ± 86.65 (430.12 to 729.18)	467.2 ± 148.81 (211.37 to 650.79)	14.32 ± 2.14 (10.62 to 18.0)	11.54 ± 3.67 (5.22 to 16.07)
IL (N)	29162.65 ± 468.59 (28598.17 to 29897.46)	24670.26 ± 7543.55 (10142.71 to 29399.58)	720.07 ± 11.57 (706.13 to 738.21)	609.14 ± 186.26 (250.44 to 725.92)
PL _{RE} (a.u.)	556.51 ± 47.91 (493.38 to 651.76)	473.7 ± 152.98 (197.16 to 635.77)	13.74 ± 1.18 (12.18 to 16.09)	11.70 ± 3.78 (4.87 to 15.70)
TL (a.u.)	57.98 ± 8.66 (43.01 to 72.92)	46.72 ± 14.88 (21.13 to 65.08)	1.43 ± 0.21 (1.06 to 1.80)	1.15 ± 0.37 (0.52 to 1.61)

Nota. a(t): Aceleración total (g); PL_{RT}: Player Load de RealTrack Systems (a.u.); PLTM: PlayerLoad de Catapult Sports (a.u.); IL: Impulse Load (N); PL_{RE}: Player Load de ZXY SporTracking (a.u.); TL: Total Load (a.u.); DE: Desviación estándar; IC: Intervalo de confianza; B: Limite inferior; A: Limite superior.

Grado de acuerdo de los indicadores de carga basados en la acelerometría

El grado de acuerdo de las medidas de los indicadores de carga externa basados en acelerometría (ABELI) en jugadores de fútbol juvenil, dividido por periodos, se muestra en la Tabla 12 (datos absolutos) y Tabla 13 (datos centrados y escalados). La Tabla 12 muestra una correlación muy larga y casi perfecta entre los ABELIs en el primer y segundo periodo por el coeficiente de correlación de Pearson (Periodo 1: $r > .803$, $p > .01$; Periodo 2: $r > .919$; $p > .01$) pero el coeficiente de correlación intraclase fue trivial a sustancial entre los índices (Periodo 1: $ICC = .003$ a $.729$, $95\%CI = -0.601$ a 0.925 ; Periodo 2: $ICC = .001$ a $.974$; $95\%CI = -.602$ a $.994$). Además, en el análisis de comparación, se obtuvieron diferencias muy grandes en Bland-Altman (sesgo = -579226.6 a 285931.1), t-student para muestras independientes ($t = -224.66$ a 213.91 ; $p < .01$) y gran tamaño del efecto para el omega parcial al cuadrado ($\omega_p^2 = .28 - 1.00$).

Por otro lado, cuando los datos fueron escalados y centrados como se muestra en la Tabla 13, una correlación muy larga y casi perfecta fue encontrada entre los ABELIs en el primer y segundo periodo, tanto en el coeficiente de correlación de Pearson (Periodo 1: $r > .803$, $p > .01$; Periodo 2: $r > .919$; $p > .01$) y coeficiente de correlación intraclase (1er periodo: $ICC > .803$, $95\%CI = .394 - 1.00$; Periodo 2: $ICC > .918$; $95\%CI = .707$ a 1.00). Además, en el análisis comparativo, no se encontraron diferencias en Bland-Altman (sesgo = 0), prueba t para muestra independientes ($t = 1$; $p = 1$) y efecto trivial para el omega parcial al cuadrado ($\omega_p^2 = 0$). Correlaciones perfectas fueron encontradas en ambos periodos entre a(t) vs impulse load (IL), y PL_{RT} vs PL^{TM} .

Tabla 12. Grado de acuerdo de los indicadores de carga externa basados en acelerometría (ABELI) en jugadores de fútbol juvenil, dividido por periodo de juego (datos absolutos).

Periodo	ABELI	Correlación			Comparación			d (rango)
		r (valor p)	ICC	95%IC (L; U)	sesgo	95%IC	t (valor p)	
1	a(t) vs PL TM	0.803 (<0.01)	0.03	-0.582; 0.621	285409.4	-273993.1; 844811.9	199.41 (<0.01)	60.1 largo
	a(t) vs PL ^{RT}	0.805 (<0.01)	0.003	-0.6; 0.604	285931.1	-274493.9; 846356.1	197.06 (<0.01)	59.4 largo
	a(t) vs IL	1 (<0.01)	0.202	-0.456; 0.717	256826.6	-246553.6; 760206.8	196.79 (<0.01)	59.3 largo
	a(t) vs PL ^{RE}	0.958 (<0.01)	0.02	-0.589; 0.615	285432.8	-274015.5; 844881	198.39 (<0.01)	59.8 largo
	a(t) vs TL	0.803 (<0.01)	0.665	0.105; 0.905	228004.5	-218884.4; 674893.4	127 (<0.01)	38.29 largo
	PL TM vs PL ^{RT}	1 (<0.01)	0.2	-0.457; 0.716	521.7	-500.8; 1544.2	21.18 (<0.01)	6.4 largo
	PL TM vs IL	0.803 (<0.01)	0.287	-0.381; 0.758	-28582.8	-84605.1; 27439.5	-224.66 (<0.01)	67.7 largo
	PL TM vs PL ^{RE}	0.861 (<0.01)	0.729	0.227; 0.925	23.34	-22.4; 69.1	1.43 (0.186)	0.4 pequeño
	PL TM vs TL	0.805 (<0.01)	0.02	-0.589; 0.615	-57404.9	-169918.5; 55108.7	-21.16 (<0.01)	6.4 largo
	PL ^{RT} vs IL	0.805 (<0.01)	0.03	-0.583; 0.621	-29104.5	-86149.3; 27940.3	-199.4 (<0.01)	60.1 largo
	PL ^{RT} vs PL ^{RE}	1 (<0.01)	0.306	-0.363; 0.767	-498.3	-1475.1; 478.4	-38.84 (<0.01)	11.7 largo
	PL ^{RT} vs TL	0.958 (<0.01)	0.002	-0.601; 0.603	-579226.6	-171462.6; 55609.5	-21.16 (<0.01)	6.4 largo
	IL vs PL ^{RE}	0.958 (<0.01)	0.194	-0.462; 0.713	28608.1	-27461.9; 84674.2	213.91 (<0.01)	64.5 largo
2	IL vs TL	0.803 (<0.01)	0.087	-0.544; 0.655	-28822.1	-85313.5; 27669.2	-10.99 (<0.01)	3.3 largo
	PL ^{RE} vs TL	0.861 (<0.01)	0.01	-0.596; 0.608	-57428.2	-169987.6; 55131.1	-21.06 (<0.01)	6.3 largo
	a(t) vs PL TM	0.919 (<0.01)	0.004	-0.6; 0.604	241466.7	-231808.1; 714741.6	10.34 (<0.01)	3.1 largo
	a(t) vs PL ^{RT}	0.918 (<0.01)	0.001	-0.602; 0.602	241887.1	-232211.5; 715985.7	10.34 (<0.01)	3.1 largo
	a(t) vs IL	1 (<0.01)	0.202	-0.456; 0.717	217263.6	-208573.1; 643100.5	10.34 (<0.01)	3.1 largo
	a(t) vs PL ^{RE}	0.967 (<0.01)	0.004	-0.6; 0.605	241460.2	-231801.8; 714722.3	10.34 (<0.01)	3.1 largo
	a(t) vs TL	0.919 (<0.01)	0.355	-0.314; 0.789	195213.7	-187405.1; 577832.5	10.19 (<0.01)	3.1 largo
	PL TM vs PL ^{RT}	1 (<0.01)	0.199	-0.458; 0.716	420.3	-403.5; 1244.2	9.93 (<0.01)	3 largo
	PL TM vs IL	0.919 (<0.01)	0.036	-0.578; 0.625	-24203.1	-71641.1; 23234.9	-10.33 (<0.01)	3.1 largo
	PL TM vs PL ^{RE}	0.975 (<0.01)	0.974	0.901; 0.994	-6.5	-19.2; 6.2	-0.601 (0.563)	0.2 pequeño
	PL TM vs TL	1 (<0.01)	0.02	-0.589; 0.615	-46253.1	-136909; 44402.9	-9.93 (<0.01)	3 largo
	PL ^{RT} vs IL	0.967 (<0.01)	0.004	-0.6; 0.604	-24623.4	-72885.2; 23638.4	-10.34 (<0.01)	3.1 largo
	PL ^{RT} vs PL ^{RE}	0.919 (<0.01)	0.189	-0.466; 0.71	-426.8	-1263.4; 409.8	-9.75 (<0.01)	2.9 largo
PL ^{RT} vs TL	0.967 (<0.01)	0.002	-0.601; 0.603	-46673.4	-138153.2; 44806.4	-9.93 (<0.01)	3 largo	
IL vs PL ^{RE}	0.975 (<0.01)	0.039	-0.576; 0.626	24196.6	-23228.7; 71621.8	10.35 (<0.01)	3.1 largo	
IL vs TL	0.918 (<0.01)	0.741	-0.252; 0.929	-22050	-65268; 21168	-8.22 (<0.01)	2.5 largo	
PL ^{RE} vs TL	1 (<0.01)	0.02	-0.589; 0.615	-46246.5	-136889.8; 44396.7	-9.93 (<0.01)	3 largo	

Nota. a(t): Total acceleration (g); PL^{RT}: Player Load por RealTrack Systems (a.u.); PLTM: PlayerLoad por Catapult Sports (a.u.); IL: Impulse Load (N); PL^{RE}: Player Load por ZXY SportTracking (a.u.); TL: Total Load (a.u.); ICC: Índice de Correlación Intraclase; B: Límite inferior; A: Límite superior; IC: Intervalo de confianza.

Tabla 13. Grado de acuerdo de los indicadores de carga externa basados en acelerometría (ABELI) en jugadores de fútbol juvenil, dividido por periodo de juego (datos escalados y centrados).

Periodo	ABELI	Correlación				Comparación			
		r (valor p)	ICC	95%IC (B; A)	sesgo	95%IC	t (valor p)	d (rango)	
1	a(t) vs PL TM	0.803 (<0.01)	0.819	0.415; 0.952	0	0	0 (1)	0, trivial	
	a(t) vs PL ^{RT}	0.805 (<0.01)	0.821	0.42; 0.953	0	0	0 (1)	0, trivial	
	a(t) vs IL	1 (<0.01)	1	1; 1	0	0	0 (1)	0, trivial	
	a(t) vs PL ^{RE}	0.958 (<0.01)	0.962	0.856; 0.991	0	0	0 (1)	0, trivial	
	a(t) vs TL	0.803 (<0.01)	0.819	0.415; 0.952	0	0	0 (1)	0, trivial	
	PL TM vs PL ^{RT}	1 (<0.01)	1	1; 1	0	0	0 (1)	0, trivial	
	PL TM vs IL	0.803 (<0.01)	0.819	0.415; 0.952	0	0	0 (1)	0, trivial	
	PL TM vs PL ^{RE}	0.861 (<0.01)	0.873	0.564; 0.967	0	0	0 (1)	0, trivial	
	PL TM vs TL	0.805 (<0.01)	0.861	0.538; 0.964	0	0	0 (1)	0, trivial	
	PL ^{RT} vs IL	0.805 (<0.01)	1	1; 1	0	0	0 (1)	0, trivial	
	PL ^{RT} vs PL ^{RE}	1 (<0.01)	0.865	0.548; 0.965	0	0	0 (1)	0, trivial	
	PL ^{RT} vs TL	0.958 (<0.01)	1	1; 1	0	0	0 (1)	0, trivial	
	IL vs PL ^{RE}	0.958 (<0.01)	0.958	0.842; 0.99	0	0	0 (1)	0, trivial	
	IL vs TL	0.803 (<0.01)	0.803	0.39; 0.947	0	0	0 (1)	0, trivial	
	PL ^{RE} vs TL	0.861 (<0.01)	0.861	0.538; 0.964	0	0	0 (1)	0, trivial	
2	a(t) vs PL TM	0.919 (<0.01)	0.919	0.71; 0.979	0	0	0 (1)	0, trivial	
	a(t) vs PL ^{RT}	0.918 (<0.01)	0.918	0.707; 0.979	0	0	0 (1)	0, trivial	
	a(t) vs IL	1 (<0.01)	1	1; 1	0	0	0 (1)	0, trivial	
	a(t) vs PL ^{RE}	0.967 (<0.01)	0.967	0.874; 0.992	0	0	0 (1)	0, trivial	
	a(t) vs TL	0.919 (<0.01)	0.919	0.71; 0.979	0	0	0 (1)	0, trivial	
	PL TM vs PL ^{RT}	1 (<0.01)	1	1; 1	0	0	0 (1)	0, trivial	
	PL TM vs IL	0.919 (<0.01)	0.919	0.71; 0.979	0	0	0 (1)	0, trivial	
	PL TM vs PL ^{RE}	0.975 (<0.01)	0.975	0.902; 0.994	0	0	0 (1)	0, trivial	
	PL TM vs TL	1 (<0.01)	1	1; 1	0	0	0 (1)	0, trivial	
	PL ^{RT} vs IL	0.967 (<0.01)	0.918	0.707; 0.979	0	0	0 (1)	0, trivial	
	PL ^{RT} vs PL ^{RE}	0.919 (<0.01)	0.974	0.898; 0.993	0	0	0 (1)	0, trivial	
	PL ^{RT} vs TL	0.967 (<0.01)	1	1; 1	0	0	0 (1)	0, trivial	
	IL vs PL ^{RE}	0.975 (<0.01)	0.967	0.874; 0.992	0	0	0 (1)	0, trivial	
	IL vs TL	0.918 (<0.01)	0.919	0.71; 0.979	0	0	0 (1)	0, trivial	
	PL ^{RE} vs TL	1 (<0.01)	0.975	0.902; 0.994	0	0	0 (1)	0, trivial	

Nota. a(t): Total acceleration (g); PL^{RT}: Player Load por RealTrack Systems (a.u.); PLTM: PlayerLoad por Catapult Sports (a.u.); IL: Impulse Load (N); PL^{RE}: Player Load por XZY SporTracking (a.u.); TL: Total Load (a.u.); ICC: Índice de Correlación Intraclase; B: Límite inferior; A: Límite superior; IC: Intervalo de confianza.

5.2.3. Estudio IV. What is the most suitable sampling frequency to register accelerometry-based workload? A case study in soccer

5.2.3.1. Justificación

Para garantizar la alta calidad de los datos cuando se utilizan acelerómetros, la frecuencia de muestreo es uno de los parámetros más importantes. La frecuencia de muestreo se define como la cantidad de datos recopilados y no como la cantidad de datos recopilados por segundo debido a que los datos podrían manipularse antes de ser grabados/almacenados (Malone et al., 2017). En este sentido, Stevens et al. (2014) explicó que una frecuencia de muestreo más baja está relacionada con una menor precisión, aunque esta oración podría ser confusa debido a que la frecuencia de muestreo es adecuada dependiendo de la pregunta que se intente responder. Desde un resumen teórico, para garantizar una frecuencia de muestreo adecuada, se debe tener en cuenta el teorema de Nyquist, lo que significa que la frecuencia de muestreo debe ser al menos dos veces mayor que la frecuencia de rango de interés más alta (Nyquist, 1928). Teniendo en cuenta esta afirmación, es importante tener en cuenta la frecuencia de muestreo como parte de cualquier experimento de recopilación de datos para garantizar que los datos de interés se capturen sin perder valores máximos, de lo contrario, la señal se distorsionará y la información se perderá dependiendo del contenido de la frecuencia de la señal que se mide (Zhang et al., 2012).

Sin embargo, una mayor cantidad de datos por unidad de tiempo supone una mayor frecuencia de muestreo, lo que no necesariamente conducirá a mejores resultados (Rico-González, Los Arcos, Nakamura et al., 2020; Winter, 2009). Por tanto, siguiendo a Rico-González, Los Arcos, Nakamura et al. (2019), las diferentes frecuencias de muestreo deben usarse para medir diferentes variables. Aunque este parámetro ha sido ampliamente discutido en la literatura sobre acelerometría (Winter, 2009), actualmente no hay consenso. Para la cuantificación de la carga basada en acelerometría en actividad física, Migueles et al. (2017) recomendó el uso de un mínimo de 90 Hz cuando los investigadores están utilizando los métodos del fabricante, y 100 Hz cuando los investigadores están filtrando y procesando la señal por su cuenta. Sin

embargo, una revisión reciente realizada por Malone et al. (2017) indicó que las frecuencias de muestreo disponibles (es decir, 100 Hz) no son lo suficientemente sensibles y los fabricantes tendrán que proporcionar datos de muestreo más altos en el deporte debido a que la elección de la frecuencia de muestreo puede verse influenciada por diferentes parámetros, como el rango de frecuencias en los datos, el filtrado usado o requerido, y otras consideraciones críticas.

5.2.3.2. Objetivos

Por lo tanto, este estudio tuvo como objetivo identificar la frecuencia mínima de muestreo que es aceptable para medir movimientos de fútbol a través de una variable basada en la acelerometría (ej. $\text{PlayerLoad}_{\text{RT}}$).

5.2.3.3. Método

Participantes

Ocho jugadores de fútbol menores de 16 años, miembros de un club de fútbol que compiten en la Primera División Regional Española (edad: 15.6 ± 0.8 años; masa corporal: 64.5 ± 5.2 kg; altura: 172.3 ± 11.2 cm) participaron voluntariamente en la presente investigación. Todos los participantes cumplieron con los siguientes criterios de inclusión y exclusión: (i) hasta dos años de experiencia de alto nivel en fútbol, (ii) más de tres meses de experiencia con monitoreo de alto nivel tanto en el contexto de entrenamiento como de competencia (Chambers et al., 2015), (iii) ausencia de limitaciones físicas o lesiones musculoesqueléticas que puedan afectar las pruebas, y (iv) los porteros no participaron en la muestra final debido a las diferencias de carga física con todas las posiciones de juego en el campo (White et al., 2018).

Todos los sujetos fueron completamente informados acerca de las pruebas y se obtuvo el consentimiento informado por escrito tanto de los sujetos como de sus padres o tutores antes del comienzo de los protocolos del estudio. El estudio se realizó de acuerdo con las directrices de la Declaración de Helsinki (2013) y la aprobación de la Junta de Revisión Institucional de la Universidad de Extremadura (Código de Reg. 232/2019, Anexo II).

Variable de estudio

En el presente estudio, la variable Player Load de la compañía RealTrack Systems fue calculada ($PlayerLoad_{RT}$). Este índice es la suma vectorial de los cuatro puntos de datos del acelerómetro en sus 3 ejes de movimiento (vertical, anteroposterior y lateral) (Reche-Soto et al., 2019). Se representa en unidades arbitrarias (a.u.) y se calcula a partir de la siguiente ecuación donde PL_{RT} es la carga del jugador en ese instante; X_n , Y_n , y Z_n son los valores de los canales BodyX, BodyY, y BodyZ en ese instante; X_{n-1} , Y_{n-1} , y Z_{n-1} son los valores de los canales BodyX, BodyY, y BodyZ en el momento previo. Posteriormente, la suma de todos los PL_{RT} durante la sesión es acumulada y multiplicada por 0.01 como factor escalar.

Procedimiento

La adquisición de datos se realizó durante una sesión de entrenamiento en el período de la temporada. El equipo analizado realizaba cuatro sesiones de entrenamiento por semana y disputaba un partido oficial con los siguientes objetivos (relacionados con el día del partido, MD): (1) MD + 1, recuperación; (2) MD-4, desarrollar las capacidades de fuerza y potencia de los jugadores, (3) MD-3, preparación táctica para el próximo partido con tareas basadas en el juego, (4) MD-2, ejercicios de activación y escenarios de competencia táctica. La sesión registrada correspondió con el MD-4. Esta sesión de entrenamiento se compuso de diferentes fases: (a) calentamiento general y específico, (b) parte principal, que contiene ejercicios técnicos, tácticos y físicos con énfasis en esta última capacidad, y (c) situaciones de competición, mediante juego basadas en tareas en campos pequeños.

Antes del registro, para garantizar la fiabilidad y validez de los sensores de acelerometría, se llevó a cabo un proceso de calibración manual. Para este proceso, es necesario instalar una red inalámbrica llamada WIMUNET, siendo la configuración facilitada por el fabricante. Luego, a través del entorno web es posible acceder a la configuración interna del dispositivo. A través de este proceso se pueden configurar diferentes parámetros internos del dispositivo inercial, como la calibración de sensores inerciales (acelerómetro, giroscopio y

magnetómetro). Cada sensor tiene un proceso de calibración diferente. En el caso específico del acelerómetro, el dispositivo debe colocarse estáticamente en sus seis caras durante un período de tiempo determinado por el fabricante. Para verificar que la calibración del acelerómetro es correcta, los valores de la suma vectorial de la aceleración de tres ejes cuando el dispositivo está estático y sin ninguna interferencia deben ser 1 ± 0.01 G. Con este protocolo, los valores de confiabilidad casi perfectos de los acelerómetros fueron encontrados en: (a) laboratorio (estático: con y sin estrés; dinámico: vibraciones de 10Hz y 30Hz; coeficiente de variación= 0.23%–0.78%) y (b) condiciones de campo (prueba de carrera incremental en cinta rodante, coeficiente de variación= 2.20% ; y SAFT⁹⁰, coeficiente de variación= 2.96%), y (c) fiabilidad test-retest ($p = .46 - .98$; $t = .01 - .73$; $r = .86 - .96$) (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, et al., 2019).

Las unidades de medición inerciales (IMU) se utilizaron para registrar los datos de carga del acelerómetro de los jugadores durante la sesión de entrenamiento. Todos los jugadores fueron citados 15 minutos antes de la sesión de entrenamiento para colocar cuatro IMU a través de un chaleco especial de neopreno. Todos los dispositivos se unieron al nivel T2-T4 en la línea medial entre las escápulas formando un cuadrado (2x2). La distancia entre dispositivos era inferior a 5 cm para garantizar que no existiera un efecto por la posición del dispositivo. El chaleco era ajustado para sostener los cuatro dispositivos y minimizar los movimientos no deseados (Edwards et al., 2019).

Cada dispositivo se configuró con una frecuencia de muestreo diferente: (1) 10 Hz, (2) 100 Hz, (3) 500 Hz y (4) 1000 Hz. En la presente investigación, la fusión de los datos de los cuatro acelerómetros por eje se realizó con base en el principio de redundancia (método de muestreo descendente) para aumentar la confiabilidad. Para obtener una mejor señal, la compañía de acelerómetros introdujo algunos procesos de filtración de datos relacionados con las diferentes frecuencias de muestreo y el rango de salida, estas etapas de filtración se aplicaron antes de que los "datos brutos" estuvieran disponibles para el usuario. En este caso, los procesos de filtrado se realizaron en tres niveles: (1) fabricante del acelerómetro; (2) chipset del dispositivo inercial; y (3)

filtración del software. Estos procesos de filtrado no son controlados por el usuario y se aplican antes de que los "datos sin procesar" estén disponibles (Gómez-Carmona, Pino-Ortega, Sánchez-Ureña, Ibáñez & Rojas-Valverde, 2019).

Finalmente, el tiempo de juego de cada jugador fue registrado en tiempo real mediante el software SVIVO™. Al final de cada registro, los datos a partir de los dispositivos inerciales y las selecciones temporales fueron importadas en el software SPRO™ para la extracción de la información (RealTrack Systems, Almería, España).

Análisis estadístico

Todos los datos de carga de trabajo del acelerómetro se exportaron del software SPRO™ a una hoja de cálculo digital (Excel, Microsoft, Redmond, WA, EE. UU.). Los resultados del cálculo se presentaron en medias, límites inferior y superior y desviación estándar. La prueba de *Kolmogorov-Smirnov* se utilizó para confirmar la normalidad de los datos, verificando la viabilidad del uso de la inferencia paramétrica. Análisis del acuerdo entre dispositivos y de correlación relacionado con la frecuencia de muestreo fueron realizados.

El acuerdo entre los diferentes valores de carga de trabajo en función de la frecuencia de muestreo se analizó utilizando las pruebas estadísticas más comunes siguiendo los principios de estudios anteriores (Kottner & Streiner, 2011; Zaki et al., 2012). Las pruebas basadas en correlación y comparación utilizadas para informar el acuerdo fueron: (1) *r-Pearson* para confirmar y explorar la correlación lineal entre diferentes frecuencias de muestreo de la carga de trabajo del acelerómetro; (2) coeficiente de correlación intraclass (ICC) y el intervalo de confianza al 95%; (3) análisis del sesgo utilizando el método de Bland y Altman (Bland & Altman, 1999); (4) media de diferencias entre frecuencias por prueba t para muestras independientes.

La magnitud de las diferencias fue interpretada de forma cualitativa respecto al cálculo *d de Cohen (d)* como: > .20 trivial; .20 - .49 pequeño; .50 - .79 moderado y > .80 grande (Cohen, 1988b). El ICC fue interpretado

siguiendo escalas previamente propuestas como: pobre (0), trivial (.01 - .02), regular (.21 - .40), moderado (.41 - .60), sustancial (.61 - .80), casi perfecto (.81 - .99) y perfecto (1.00) (Kramer & Feinstein, 1981). El coeficiente de correlación de Pearson fue interpretado como: trivial ($r^2 < .10$), pequeño ($.10 < r^2 < .30$), moderado ($.30 < r^2 < .50$), grande ($.50 < r^2 < .70$), muy grande ($.70 < r^2 < .90$), casi perfecto ($r^2 > .90$) y perfecto ($r^2 = 1$). (Hopkins et al., 2009) Los análisis estadísticos fueron realizados utilizando el programa IBM SPSS Statistics (versión 24, IBM Corporation, Armonk, NY, EE.UU). Las diferencias estadísticas se consideraron a partir de $p < 0.05$.

5.2.3.4. Resultados

En la Tabla 14, se muestra el análisis de acuerdo (correlación y comparaciones) de la carga de trabajo basada en la acelerometría a través de $\text{PlayerLoad}_{\text{RT}}$ registrado en diferentes frecuencias de muestreo de 10, 100, 500 y 1000 Hz y la reducción de los datos brutos de 500 y 1000 Hz a 100 Hz en futbolistas jóvenes durante las sesiones de entrenamiento.

Se encontraron correlaciones de muy grandes a casi perfectas entre todas las frecuencias de muestreo ($r > .704$). Un acuerdo casi perfecto fue encontrado entre frecuencias de muestreo ($\text{ICC} > .864$), excepto de regular a sustancial entre la frecuencia de muestreo 10Hz y el resto de las frecuencias ($\text{ICC} = .357 - .658$). En el análisis comparativo, diferencias estadísticas fueron encontradas entre todas las frecuencias de muestreo ($p < .01$), siendo las mayores diferencias entre los valores obtenidos a 10Hz con respecto al obtenido con el resto de las frecuencias más altas.

Tabla 14. Análisis del acuerdo del indicador de carga basado en la acelerometría ($PlayerLoad_{RT}$) dependiendo de la frecuencia de muestreo en jugadores jóvenes de fútbol durante una sesión de entrenamiento (periodos de 5 minutos).

Frecuencia muestreo	Correlación			Comparación			d (Magnitud)
	r (p)	ICC	95% IC (B; A)	Sesgo	95% IC (B; A)	t (p)	
10 vs 100 Hz	0.906 (< .01)	0.658	0.51;0.76	3.63±1.25	3.41;3.85	32.60 (< .01)	2.93 grande
10 vs 500 Hz	0.770 (< .01)	0.429	0.19;0.60	4.90±2.33	4.49;5.31	23.63 (< .01)	2.54 grande
10 vs 1000 Hz	0.704 (< .01)	0.357	0.09;0.55	5.43±2.80	4.94;5.93	21.76 (< .01)	2.43 grande
10 vs 500-100 Hz	0.909 (< .01)	0.629	0.47;0.74	3.93±1.39	3.75;4.24	32.18 (< .01)	2.99 grande
10 vs 1000-100 Hz	0.816 (< .01)	0.514	0.31;0.66	4.48±1.84	4.16;4.81	27.39 (< .01)	2.79 grande
100 vs 500 Hz	0.947 (< .01)	0.920	0.89;0.94	1.26±1.22	1.05;1.48	11.64 (< .01)	0.56 moderado
100 vs 1000 Hz	0.912 (< .01)	0.864	0.81;0.90	1.80±1.74	1.50;2.11	11.63 (< .01)	0.72 moderado
100 vs 500-100 Hz	0.982 (< .01)	0.994	0.99;0.99	0.36±0.36	0.29;0.36	11.31 (< .01)	0.21 pequeño
100 vs 1000-100 Hz	0.968 (< .01)	0.965	0.95;0.98	0.85±0.73	0.72;0.98	13.12 (< .01)	0.43 pequeño
500 vs 1000 Hz	0.985 (< .01)	0.987	0.98;0.99	0.54±0.67	0.42;0.66	9.02 (< .01)	0.18 trivial
500 vs 500-100 Hz	0.951 (< .01)	0.939	0.91;0.96	-0.90±1.10	-1.10;-0.71	9.19 (< .01)	0.39 pequeño
500 vs 1000-100 Hz	0.984 (< .01)	0.983	0.98;0.99	-0.41±0.64	-0.53;-0.30	7.22 (< .01)	0.17 trivial
1000 vs 500-100 Hz	0.910 (< .01)	0.884	0.84;0.92	-1.44±1.65	-1.73;-1.15	9.79 (< .01)	0.57 moderado
1000 vs 1000-100 Hz	0.971 (< .01)	0.956	0.94;0.97	-0.95±1.11	-1.15;-0.76	9.60 (< .01)	0.35 pequeño
500-100 vs 1000-100 Hz	0.971 (< .01)	0.976	0.97; 0.98	0.49±0.62	0.38 - 0.60	8.87 (< .01)	0.24 pequeño

Nota. r: Coeficiente de correlación de Pearson; p: valor p; ICC: Coeficiente de correlación intraclase; IC: Intervalo de confianza; Sesgo: Media de diferencias obtenidas mediante el análisis de Bland-Altman; t: valor de la prueba t de muestras independientes; d: tamaño del efecto mediante d de Cohen.

Además, en la figura 30, se muestran los gráficos de Bland-Altman de las diferentes variables analizadas en el presente estudio. Se encuentra una tendencia en las diferencias, donde los valores con mayor carga acelerométrica presentan las mayores diferencias y estas se reducen en los valores con menor carga.

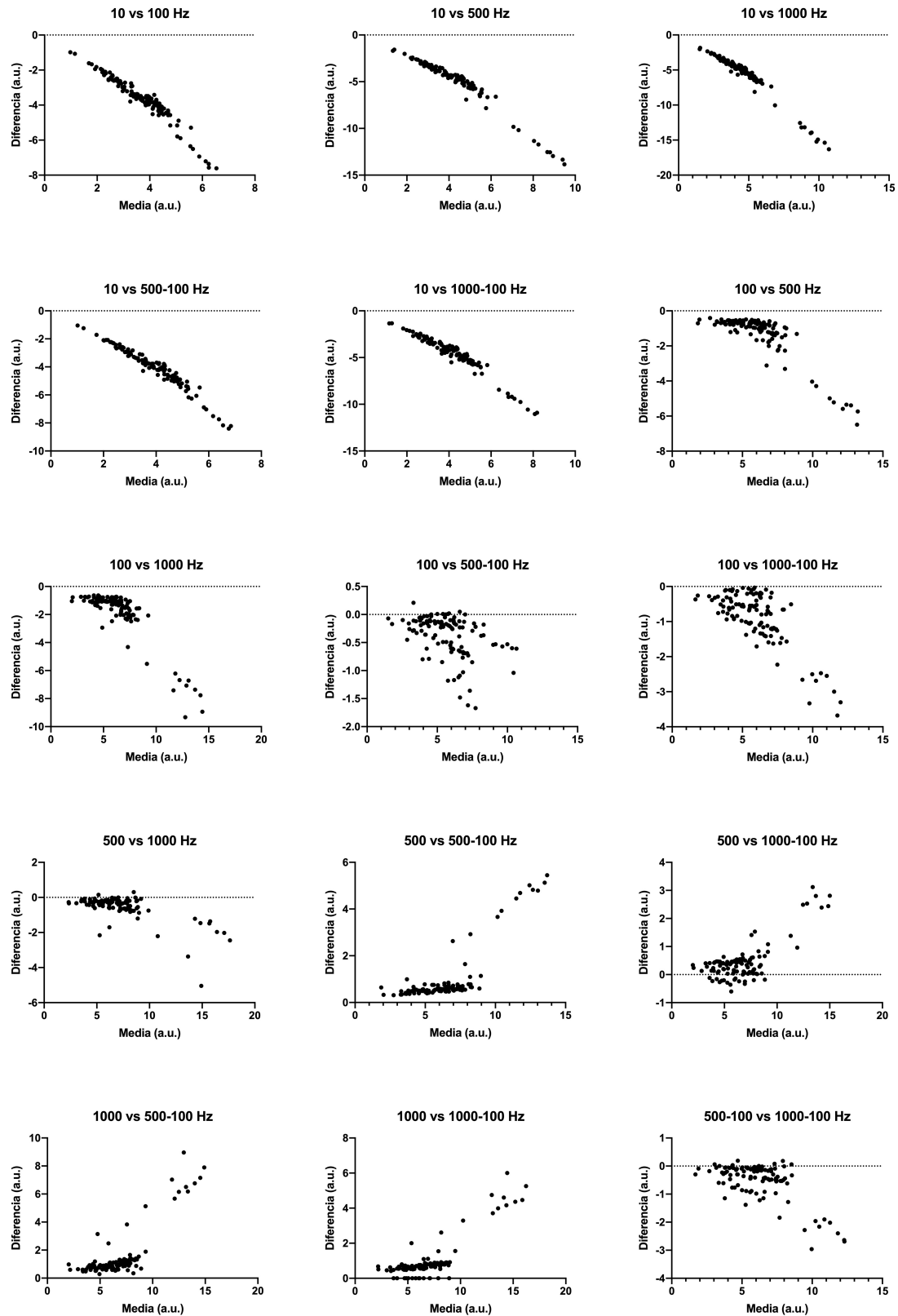


Figura 30. Gráficos de Bland-Altman para analizar las diferencias entre frecuencias de muestro registradas en periodos de 5 minutos del indicador de carga basado en la acelerometría *PlayerLoad_{RT}* en jugadores jóvenes de fútbol.

5.3. Objetivo III. Diseñar y validar una batería de test de campo que permita la evaluación multi-ubicación de carga externa en los deportes de invasión

5.3.1. Estudio V. Design and validity of a field test battery for assessing multi-location external load profile in invasion team sports

5.3.1.1. Justificación

En la literatura científica, existe un déficit en la evaluación del perfil multi-ubicación de la carga externa (PMUCE), tanto en condiciones de laboratorio como en test específicos de campo, no existiendo una individualización en función de la modalidad deportiva (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo et al., 2019). Además, el estudio de la carga externa en diferentes puntos articulares de forma simultánea en el tiempo (tobillo, rodilla, zona lumbar y línea inter-escapular) permitirá conocer las dinámicas de absorción de la carga externa que soporta las estructuras musculo-esqueléticas del deportista y poder realizar un análisis detallado en función de la ubicación corporal y la lateralidad del sujeto, lo cual no ha sido estudiado en profundidad (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Ibáñez et al., 2020; Nedergaard et al., 2017; Rojas-Valverde, Sánchez-Ureña, et al., 2019). Actualmente, no existe ninguna aproximación de este fenómeno en los deportes de invasión, por lo que se presenta un gran campo de actuación siendo necesaria su investigación.

Para su evaluación, es necesario identificar previamente en la literatura científica las diferentes acciones específicas que más se reproducen en los deportes de invasión (Chaouachi et al., 2012; Stojanović et al., 2018; Wagner, Finkenzeller, Würth & von Duvillard, 2014), entre las que se encuentran el desplazamiento lineal, desplazamiento curvilíneo, cambios de velocidad, acciones de salto y acciones técnico-tácticas específicas de cada modalidad deportiva, para a partir de las mismas, seleccionar, modificar o diseñar pruebas específicas para la evaluación del rendimiento.

Para seleccionar estas pruebas de forma objetiva, es necesario que las mismas pasen un proceso de validez a partir de una valoración cuantitativa y

cualitativa mediante el procedimiento de jueces expertos. Estos jueces expertos deben ser personas que den una opinión informada y habrán de tener una amplia trayectoria profesional y académica en el tema de estudios (Escobar-Pérez & Cuervo-Martínez, 2008). Esta debe ser realizada por diez o más sujetos para ofrecer una estimación aceptable para la validez de contenido de una herramienta o instrumento de evaluación (Wiersma, 2001).

5.3.1.2. Objetivos

Por tanto, debido a que no existe un conjunto de test específicos válido para la medición de la carga externa en diferentes puntos articulares de forma simultánea durante los desplazamientos específicos en modalidades deportivas de invasión que puedan llevarse a la práctica en el espacio específico de juego, los objetivos de la presente investigación son diseñar una batería de test de campo para la evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa en deportes de invasión y analizar la validez de contenido de dicha batería de pruebas mediante el procedimiento de jueces expertos.

5.3.1.3. Método

Diseño

El diseño de la presente investigación se encuadra dentro de los estudios instrumentales, pues trata de proponer, desarrollar y validar una batería de test específicos para evaluar el perfil multi-ubicación de carga externa en deportes de equipo de invasión (Ato et al., 2013). Por tanto, en primer lugar es una propuesta sobre una batería de pruebas para evaluar la condición física, los tipos de desplazamientos y capacidades físicas de los jugadores que debe reunir los siguientes requisitos: i) posibilidad de realización en el lugar de entrenamiento; ii) evaluación de los diferentes tipos de desplazamientos/capacidades que se realizan durante la competición, iii) utilizar las marcaciones realizadas en el terreno de juego, iv) específicos de los deportes de invasión analizados. Para su creación es necesario la realización de un proceso de validación del mismo, a través de la utilización de un comité de jueces expertos específico en el ámbito de evaluación para que el análisis

sea correcto (García-Martín, Antúnez & Ibáñez 2016; Ibáñez, Martínez-Fernández, González-Espinosa, García-Rubio & Feu, 2019).

Propuesta de evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa

La principal innovación de la aplicación de la presente batería es la valoración multi-ubicación de la carga externa mediante dispositivos inerciales. Los dispositivos inerciales están compuestos por sistemas-micro-electro-mecánicos (MEMS) con sensores como acelerómetros, giróscopos y magnetómetros utilizados para la cuantificación de la carga neuromuscular en deportes individuales y colectivos (Wu, Zhang et al., 2007). Además de los sensores MEMS, también están compuestos de receptores de localización mediante sistemas de navegación por satélite (GNSS) y sistemas de posicionamiento local (LPS) para el análisis tiempo-movimiento, además de diferentes tecnologías de comunicación inalámbricas como Bluetooth, Wi-Fi o Ant+ para añadir otros sensores externos al dispositivo tanto para la evaluación de carga interna y externa, y la posibilidad de visualizar los datos de rendimiento del deportista en tiempo real durante la práctica (Cummins et al., 2013; Rojas-Valverde, Gómez-Carmona et al., 2019).

El sensor principal a utilizar durante las evaluaciones será el acelerómetro, el cual detecta el movimiento del atleta en relación a la fuerza de la gravedad (Nevill, Wixted, Rowlands & James, 2010). Para la evaluación, en primer lugar, es recomendable seguir los protocolos de calibración requeridos por el fabricante. Casi todos los dispositivos tienen en común los siguientes tres criterios: (1) dejar el dispositivo sobre una superficie plana, (2) dejar el dispositivo estático durante 30 segundos, y (3) sin dispositivos electromagnéticos a su alrededor (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, García-Rubio et al., 2019). Antes de la realización del registro, será necesario tener en cuenta algunos aspectos que pueden influir en la medición como: (1) realizar una calibración manual para asegurar que el dispositivo estático presenta un valor de 1.00 ± 0.01 G en la suma vectorial de los tres ejes del acelerómetro según recomendación de los fabricantes (Nichols, Morgan, Sarkin, Sallis & Calfas, 1999), (2) configurar el dispositivo con una frecuencia de muestreo mínima de 100 Hz, la cual ha sido considerada como recomendable para la

medición de carga externa en deporte (Camomilla et al., 2018) y (3) que el dispositivo adquiera la temperatura óptima de funcionamiento (Bereska et al., 2016), para lo que es necesario su encendido un mínimo de 30 minutos antes del inicio del registro.

La evaluación se realizará en seis ubicaciones anatómicas de forma simultánea (Figura 15): (i) espalda (línea inter-escapular) (Barrett et al., 2014), (ii) zona lumbar (L3, centro de masas) (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, García-Rubio et al., 2019), (iii) rodilla (a 3 cm de la grieta de la rótula en sentido ascendente) (Takeda et al., 2009) y (iv) tobillo (a 3 cm del maléolo lateral en sentido ascendente) (Klassen et al., 2016). Tanto en rodilla como en tobillo se colocarán en la parte externa de ambas piernas en todos los sujetos. El peso de los dispositivos oscila entre 70-90 gramos según el fabricante, por lo que en total el deportista portará aproximadamente 500 gramos en relación con los seis dispositivos para la evaluación.

Debido al uso de seis dispositivos inerciales de forma simultánea será necesario un proceso de sincronización para que los datos se encuentren en la misma línea temporal, y por consiguiente los datos de los seis dispositivos puedan compararse durante la misma acción conjunta durante el movimiento. Para este hecho, se debe realizar una sincronización manual basándonos en la señal del sensor giróscopo, la cual consta de los siguientes pasos y con la que conseguiremos una precisión de 0.001 segundos en la vinculación:

1. Los dispositivos son encendidos y calibrados siguiendo las recomendaciones del fabricante y la del funcionamiento de los sensores.
2. Se inicia la grabación en los dispositivos y se ubican en una caja hermética.
3. Los dispositivos son girados en el mismo eje (eje y) durante 10 segundos.
4. Los dispositivos se ubican en los deportistas y se realiza la evaluación.
5. Al finalizar la evaluación, los dispositivos serán retirados de los deportistas, se finalizará de grabar la sesión y se descargarán cada uno de los archivos a una memoria externa o al propio ordenador.
6. Los 6 dispositivos de cada sujeto se importarán en el software específico del fabricante, abriendo en cada uno de ellos el canal del giróscopo del eje y.

7. Uno de los dispositivos es utilizado como referencia y se marca el paso de velocidad angular positiva a negativa al final del primer giro.
8. Posteriormente, se desvincula la temporalidad del resto de dispositivos y se marca el mismo paso de positivo a negativo en cada uno de ellos.
9. Finalmente, se procede a la sincronización de todos los dispositivos y se debe comprobar que todos los dispositivos realizan el paso de velocidad angular positiva a negativa en el mismo punto temporal.

Participantes

En el presente estudio de validación participaron nueve jueces expertos. La selección de la muestra fue deliberada e intencional (Ato et al., 2013) debido a que se buscaron sujetos capaces de evaluar de forma objetiva y realizar valoraciones que pueden provocar reflexiones y servir de ayuda al investigador (Escobar-Pérez & Cuervo-Martínez, 2008). Por ello, los criterios de inclusión para participar como experto en la presente investigación fueron cinco, de los cuales se debían poseer un mínimo de cuatro: (i) Doctor Universitario en Ciencias del Deporte o Educación Física; (ii) Poseer titulación federativa/académica de una modalidad deportiva de invasión; (iii) Tener más de 10 años de experiencia como docente universitario en una modalidad deportiva de invasión; (iv) Tener más de 10 años de experiencia como entrenador o preparador físico de una modalidad deportiva de invasión; y (v) Poseer publicaciones científicas en el ámbito del rendimiento deportivo en deportes de invasión. En la tabla 15 se muestra los criterios de inclusión que cumple cada uno de los sujetos expertos en deportes de invasión.

Tabla 15. Características de los participantes seleccionados como jueces expertos para la evaluación de la batería de test.

Sujetos	Criterios de Selección				
	Criterio 1	Criterio 2	Criterio 3	Criterio 4	Criterio 5
1	✓	✓	✓	✓	✓
2	✓	✓	✓		✓
3	✓	✓		✓	✓
4	✓	✓	✓	✓	✓
5	✓	✓	✓		✓
6	✓	✓	✓	✓	✓
7	✓	✓	✓		✓
8	✓	✓	✓	✓	✓
9	✓	✓	✓	✓	✓

Validez de contenido

La validez de contenido es definida como el grado en el que los ítems seleccionados representan adecuadamente al instrumento objeto de medición (Escobar-Pérez & Cuervo-Martínez, 2008). Para lograr un nivel óptimo de validez de contenido se empleó la técnica de valoración de jueces expertos (Wiersma, 2001). Los jueces expertos valoraron los apartados de adecuación, elaboración e importancia de cada una de las pruebas que conforman la batería a través de una escala cuantitativa de tipo *Likert* (1-10). Además, se requirió a los jueces que realizaran valoraciones cualitativas sobre las pruebas.

- *Grado de Pertinencia.* Valoración cuantitativa emitida por cada experto para conocer la adecuación de cada test incluido en la batería.
- *Grado de Univocidad.* Cada experto valoró cuantitativamente la elaboración y redacción de las pruebas que componen la batería.
- *Grado de Importancia.* Valoración de la relevancia de la realización de la prueba dentro de la batería.
- *Grado de Valoración Cualitativa.* Se recogieron las propuestas emitidas por los jueces expertos de cada prueba con el fin de mejorarse.

Procedimiento

En primer lugar, se realizó una revisión bibliográfica sobre la literatura científica existente en relación con las diferentes pruebas de rendimiento para la evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa en deportes de invasión. Tras el diseño del borrador, se establecieron los criterios de inclusión que debían cumplir los sujetos que conforman el panel de expertos. Tras la selección de jueces expertos se les envió por correo electrónico una encuesta diseñada en formularios de Google para la validación de la batería de pruebas. La encuesta constaba de una presentación, desarrollo de las diferentes pruebas e ítems para la evaluación de cada una de ellas donde tenían que valorar el grado de adecuación, elaboración e importancia, así como realizar valoraciones cualitativas que permitieran la mejora de estas. En dichos documentos se informaba a los jueces expertos del objetivo de la evaluación y distribución de las pruebas a lo largo de la sesión.

Posteriormente, se procedió a la recogida de las valoraciones aportadas por el panel de expertos y al análisis de estas, siendo necesario realizar dos rondas de evaluación. Tras analizar los resultados obtenidos en la primera ronda de evaluación, se mantuvieron las pruebas que alcanzaron una puntuación óptima, se mejoraron las pruebas que los resultados demandaban según las sugerencias aportadas por los jueces y por último, se reelaboraron aquellas pruebas que no obtuvieron una puntuación adecuada tras el cálculo de validez de contenido (Ortega, Jiménez, Palao & Sainz de Baranda, 2008). Estas últimas fueron enviadas al panel de expertos para ser valoradas nuevamente de forma cuantitativa y cualitativa en una segunda ronda de evaluación. Finalmente, la batería para la evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa quedó definida.

Análisis de datos

La validación de los programas de intervención a partir de las valoraciones de los jueces expertos se calculó mediante el índice de validez de contenido, denominado coeficiente de *V de Aiken* (Aiken, 1985). Dicho coeficiente permite cuantificar la relevancia de un ítem de acuerdo con la opinión de un grupo de jueces expertos. Para el cálculo del coeficiente de *V de Aiken* se empleó la ecuación 1 modificada por Penfield & Giacobbi (2004), donde \bar{V} es la media de calificaciones de los jueces en la muestra, V_{\min} es la calificación más baja posible, y R es el rango de los valores posibles de la escala Likert utilizada.

La estimación de los intervalos de confianza al 95% y al 99% para el coeficiente *V de Aiken* usará el método *score* (Penfield & Giacobbi, 2004). Para ello se utilizan las siguientes ecuaciones para calcular el límite inferior y superior del intervalo donde L es el límite inferior del intervalo, U es el límite superior del intervalo, Z es el valor en la distribución normal estándar (1.96 para 95%CI y 2.575 para 99%CI), V es el valor de la *V de Aiken* calculado por la fórmula anteriormente mencionada y n es el número de jueces.

$$L = \frac{2nkV + z^2 - z\sqrt{4nkV(1-V) + z^2}}{2(nk + z^2)} \quad U = \frac{2nkV + z^2 + z\sqrt{4nkV(1-V) + z^2}}{2(nk + z^2)}$$

Ecuación 12. Fórmula para el cálculo de los intervalos de confianza de la *V de Aiken* mediante el método *score* (Penfield & Giacobbi, 2004).

5.3.1.4. Resultados

Validez de contenido

En la tabla 16 se muestran los resultados obtenidos tras el cálculo del coeficiente *V de Aiken* y sus intervalos de confianza al 95% y 99% de las pruebas que conforman la batería para la evaluación multi-ubicación de la carga externa. Los resultados muestran valores de *V de Aiken* superiores a .84 en los tres apartados en cada una de las pruebas propuestas y superiores a .74 respecto al límite inferior al 99% del intervalo de confianza.

Tabla 16. Resultados del coeficiente de *V de Aiken* e IC de las batería de pruebas para la evaluación del perfil multiarticular de carga externa.

Criterio	Capacidad	Desplazamiento/ Habilidad	Modalidad Deportiva	M±DE	V	99% CI		95%CI				
						Inf	Sup	Inf	Sup			
Pertinencia	Aeróbica	Lineal	Estándar	9.00±1.00	0.90	0.81	0.95	0.83	0.94			
	Anaeróbica	Curvilíneo	Fútbol	8.67±1.73	0.87	0.77	0.93	0.79	0.92			
	Aláctica		Baloncesto	8.56±1.94	0.86	0.75	0.92	0.78	0.91			
				Balonmano	8.89±1.54	0.89	0.79	0.94	0.82	0.93		
				Anaeróbica	Cambios de Velocidad	Fútbol	8.78±1.72	0.88	0.78	0.94	0.81	0.92
				Láctica		Baloncesto	8.89±1.69	0.89	0.79	0.94	0.82	0.93
				Balonmano	8.78±1.64	0.88	0.78	0.94	0.81	0.92		
				Físico- Condiciona	Técnico-Táctica	Fútbol	9.11±1.36	0.91	0.82	0.96	0.85	0.95
						Baloncesto	9.00±1.32	0.90	0.81	0.95	0.83	0.94
	Balonmano	8.78±1.30	0.88			0.78	0.94	0.81	0.92			
Elástica	Salto	Estándar	8.78±1.79	0.88	0.78	0.94	0.81	0.92				
Univocidad	Aeróbica	Lineal	Estándar	9.44±0.88	0.94	0.86	0.98	0.89	0.97			
	Anaeróbica	Curvilíneo	Fútbol	9.22±1.20	0.92	0.83	0.97	0.86	0.96			
	Aláctica		Baloncesto	9.33±1.12	0.93	0.85	0.97	0.87	0.97			
				Balonmano	9.33±1.12	0.93	0.85	0.97	0.87	0.97		
				Anaeróbica	Cambios de Velocidad	Fútbol	9.22±0.97	0.92	0.83	0.97	0.86	0.96
				Láctica		Baloncesto	9.22±0.97	0.92	0.83	0.97	0.86	0.96
				Balonmano	9.22±0.97	0.92	0.83	0.97	0.86	0.96		
				Físico- Condiciona	Técnico-Táctica	Fútbol	9.00±1.66	0.90	0.81	0.95	0.83	0.94
						Baloncesto	9.00±1.66	0.90	0.81	0.95	0.83	0.94
	Balonmano	8.89±1.62	0.89			0.79	0.94	0.82	0.93			
Elástica	Salto	Estándar	9.44±0.88	0.94	0.86	0.98	0.89	0.97				
Importancia	Aeróbica	Lineal	Estándar	9.00±1.12	0.90	0.81	0.95	0.83	0.94			
	Anaeróbica	Curvilíneo	Fútbol	8.89±1.69	0.89	0.79	0.94	0.82	0.93			
	Aláctica		Baloncesto	9.00±1.66	0.90	0.81	0.95	0.83	0.94			
				Balonmano	8.67±1.73	0.87	0.77	0.93	0.79	0.92		
				Anaeróbica	Cambios de Velocidad	Fútbol	8.67±1.80	0.87	0.77	0.93	0.79	0.92
				Láctica		Baloncesto	8.44±1.81	0.84	0.74	0.91	0.77	0.90
				Balonmano	8.78±1.79	0.88	0.78	0.94	0.81	0.92		
				Físico- Condiciona	Técnico-Táctica	Fútbol	8.89±1.62	0.89	0.79	0.94	0.82	0.93
						Baloncesto	9.11±1.69	0.91	0.82	0.96	0.85	0.95
	Balonmano	9.11±1.69	0.91			0.82	0.96	0.85	0.95			
Elástica	Salto	Estándar	8.78±1.79	0.88	0.78	0.94	0.81	0.92				

Nota. M: Promedio; DE: Desviación estándar; V: Valor de *V de Aiken*; IC: Intervalo de confianza; Inf: Límite inferior; Sup: Límite superior.

Posteriormente, en la tabla 17 se muestran las valoraciones cualitativas emitidas por los jueces expertos para la mejora de la batería de evaluación.

Tabla 17. Valoraciones cualitativas emitidas por los jueces expertos.

Prueba	Valoración cualitativa	Acción
Capacidad Aeróbica Desplazamiento Lineal	Siendo una prueba válida, creo más específica el Test Intermitente 30-15 de Buchheit. La posibilidad de introducir desplazamientos ligeramente curvilíneos cada 2-3 largos así como cierta variedad en los distintos tipos de desplazamientos podría aumentar la adecuación respecto a las necesidades específicas en pista.	Siguiendo la sugerencia propuesta por el revisor, se eliminó la prueba Yo-Yo test y se incluyó el Test Intermitente 30-15 en las versiones específicas para fútbol-balonmano (40-20) y baloncesto (28-14). Debido a ser una prueba previamente validada, no se pueden incorporar modificaciones en su desarrollo, ya que las estimaciones de VO ₂ max y el rendimiento de esta se verían afectados.
Capacidad Anaeróbica Aláctica Desplazamiento Curvilíneo	Explicar la posición de partida en la salida del sprint. En mi opinión, el desplazamiento a realizar después del cambio de dirección es demasiado largo si el objetivo principal es valorar la capacidad de cambiar de dirección. De la misma manera que se ha expuesto en la prueba anterior, el hecho de introducir pequeñas trayectorias en zig-zag junto con cierta variedad en los distintos tipos de desplazamientos podría aumentar la especificidad.	Se incluyó la posición de partida en la salida del sprint para su estandarización. Debido a que el objetivo de la prueba es determinar la fuerza centrípeta generada en ambos sentidos de desplazamiento, se mantuvo el diseño inicial.
Capacidad Anaeróbica Láctica Cambios de velocidad	Explicar la posición de partida en la salida del sprint. Teniendo en cuenta las exigencias del partido, al menos en fútbol, la distancia a recorrer se antoja excesiva. Considerando que esta prueba está bien, ¿por qué no utilizar pruebas ya diseñadas y validadas previamente para valorar esta cualidad? ¿Por qué no denominar al test, en vez de "Cambios de Velocidad", RSA?	Se incluyó la posición de partida en la salida del sprint para su estandarización. La distancia realizada en fútbol está adaptada a las exigencias que muestra la literatura científica para esfuerzos de máxima intensidad (>25 km/h). Se modificó la distancia de ejecución del protocolo de RSA original para adaptarse a cada modalidad deportiva a través de la consulta en publicaciones académicas recientes.
Capacidad Condicional Habilidades Técnico-Tácticas	¿se aplica la regla de fuera de juego?, ¿se aplica la regla de tres segundos en la zona?, Desconozco como se evalúa... No se cuál es la medida (apto/no apto, 5-4...) que me de información sobre el test. Dado que se trata de una situación de 3x3 en la zona central, y que en dicha situación es muy habitual la presencia de pivote, considero adecuado realizar esta prueba con 4x4 donde existan 3 primeras líneas y 1 segunda línea (pivote)	Estos aspectos se especificaron en la descripción de cada una de las pruebas. Se creó un apartado de evaluación específico de cada una de las pruebas para especificar cada uno de los criterios de valoración. Siguiendo las recomendaciones del revisor se incluyó a un cuarto jugador en cada uno de los equipos para la existencia de primera y segunda línea, además de una mayor riqueza técnico-táctica.
Capacidad Elástica Salto	Si lo que se quiere evaluar es la capacidad elástica, me parece perfecto...Pero si se quiere evaluar la capacidad reactiva creo que no es adecuada	El término reactiva fue eliminado, debido a que no existe acción previa antes del salto durante la prueba propuesta de evaluación.

Propuesta definitiva de la Batería de Pruebas de Campo para la Evaluación del Perfil Multi-Ubicación de Carga Externa en Deportes de Invasión

Protocolo de Actuación

La distribución temporal de las pruebas se muestra en la Tabla 18. La batería de pruebas para la evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa podrá realizarse en un día, con una duración aproximada de 1 hora y 30 minutos.

Tabla 18. *Distribución temporal de las evaluaciones de las que se compone la batería.*

Descripción	Duración
Calentamiento específico	20 minutos
Test de desplazamiento circular	5 minutos
Descanso activo	5 minutos
Test Abalakov	5 minutos
Descanso activo	5 minutos
Test RSA	15 minutos
Descanso activo	5 minutos
30-15 IFT	15 minutos
Descanso activo	5 minutos
Situación de juego reducida	10-15-22 minutos
Total	1 hora y 30 minutos

El orden de las pruebas será realizado en función de las demandas o vía energética que requiere cada protocolo (Billat, 2002): (a) capacidad anaeróbica aláctica, (b) fuerza elástica, (c) capacidad anaeróbica láctica, (d) capacidad aeróbica y (e) capacidad físico-condicional. La secuencia de la realización de las pruebas fue elegida con el objetivo de minimizar el factor de la fatiga entre pruebas (Billat, 2002), excepto en la última capacidad evaluada (físico-condicional) donde se evaluará con una fatiga previa simulando el efecto de la carga acumulada durante el partido de competición oficial.

Además de la evaluación de las capacidades mencionadas, es necesaria la evaluación de las características antropométricas y composición corporal del deportista con el objetivo de relacionarlo con el rendimiento en las pruebas, el perfil de carga interna y externa multi-ubicación e incluso para realizar un seguimiento de estas características y su evolución a lo largo de la temporada (Conte, Kolb, Scanlan & Santolamazza, 2018). Esta información

puede ser utilizada para la individualización del entrenamiento, no sólo en función de su puesto específico y rol en el terreno de juego, sino también dentro de su puesto específico según sus características físicas específicas (Akenhead & Nassis, 2016; Torres-Unda et al., 2016; Wagner et al., 2014).

Previo a la realización de las pruebas, los deportistas serán informados de los objetivos de la investigación y de los beneficios y riesgos de su realización, además de realizar una sesión de familiarización para una correcta y máxima intensidad de ejecución durante las evaluaciones. Todos los protocolos seguirán los principios de ética de investigación de la Declaración de Helsinki (2013). El procedimiento fue evaluado por el Comité de Bioética de Investigación de la Universidad de Extremadura (Código 232/2019, Anexo II).

Previo a la realización de las valoraciones, se realizará un calentamiento específico para poder conseguir el máximo rendimiento del deportista en las evaluaciones. Este calentamiento nunca tendrá una duración superior a 20 minutos. En él se trabajarán los diferentes tipos de desplazamientos y capacidades físicas para preparar al deportista. La distribución del calentamiento estará compuesta de 10 minutos de actividad moderada, 5 minutos de estiramientos dinámicos y 3 minutos de actividad física suave preparatoria para el inicio de la evaluación (Zarić, Dopsaj & Marković, 2018).

Evaluación de la Capacidad Aeróbica durante Desplazamiento Lineal

El desplazamiento lineal es la forma preferente de desplazamiento que realizan los jugadores durante los partidos de competición oficial. Además, la mayoría de los desplazamientos se comprenden entre los 6 y los 18 km/h (Stojanović et al., 2018; Stølen et al., 2005; Wagner et al., 2014). Por tanto, para obtener el perfil específico de cada deportista, independientemente de la modalidad deportiva realizada, se utiliza una prueba de evaluación estandarizada denominada 30-15 IFT (Buchheit, 2008).

Diseño

En el terreno de juego se marca una línea recta de 40 (fútbol y balonmano) o 28 metros de largo (baloncesto). Posteriormente, se señalizarán tres líneas con conos (Figura 31). Entre la línea A y B, y entre la línea B y C existirá una distancia de 20 o 14 metros según si la modalidad deportiva a evaluar es fútbol-balonmano o baloncesto. La línea A corresponde a la marca de inicio, la línea B corresponde a los 20-14 metros y la línea C a los 40-28 metros, siendo todas marcadas con el mismo color. Además, se añadirán 4 líneas adicionales con color diferente al de las anteriores, a una distancia de 3 metros de estas (zona de control).

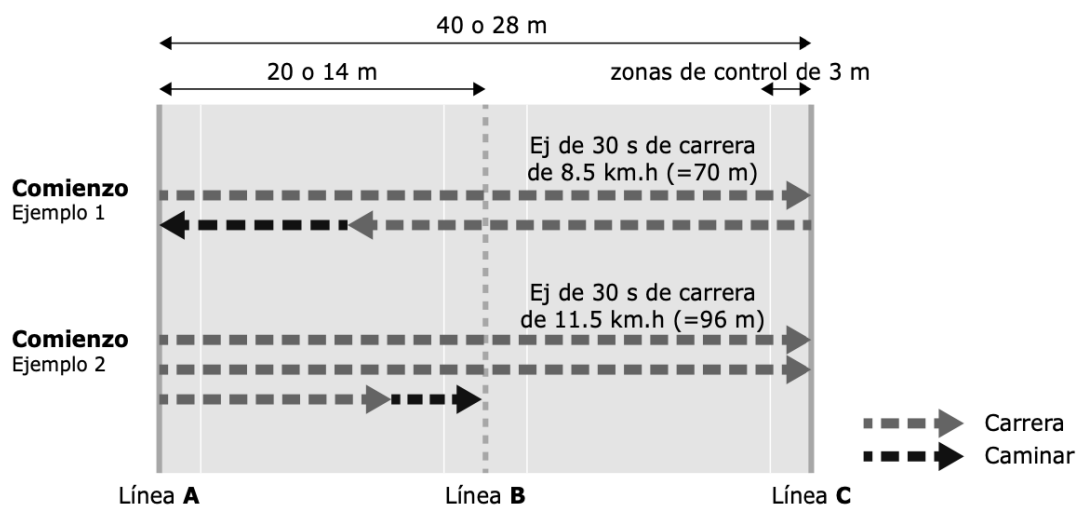


Figura 31. Diseño de la prueba 30-15 IFT (tomado de Buchheit, 2018).

Desarrollo y procedimiento

Todos los deportistas deberán situarse por detrás de la línea A o línea de inicio. Al primer sonido, los deportistas tienen que comenzar a correr hacia la línea B. Cuando se reproduzca el sonido, los deportistas tendrán que estar cerca de la zona marcada por la línea B (desde 3 metros antes de la línea B hasta la línea B) y en el siguiente sonido en la zona marcada por la línea C (desde 3 metros antes de la línea C hasta la línea C). Al llegar a la línea C, el deportista tiene que girar y volver hacia la línea A, por lo que en el siguiente sonido tiene que estar cerca de la línea B y así sucesivamente hasta finalizar la etapa de 30 segundos. Cuando se finaliza el periodo los atletas deberán

caminar 15 segundos hasta la línea A, B o C más cercana en el sentido de desplazamiento. Si el atleta está sobre la línea permanecerá en ella hasta que comience la siguiente etapa. La prueba puede comenzar a 8 o 10 km/h, seleccionando el inicio a 8 km/h. En cada etapa la velocidad se incrementará en 0.5 km/h. La prueba se finaliza cuando el atleta este fatigado o cuando no pueda estar dentro de los 3 metros de cortesía cuando se reproduzca el sonido durante tres veces consecutivas. Para el control del ritmo de ejecución de la prueba y la personalización en cada una de las pruebas analizadas, se utilizará la aplicación 30-15 IFT disponible para Android e IOS (Buchheit, 2018).

Evaluación de la Capacidad Anaeróbica Láctica durante Cambios de Velocidad (Aceleración y Desaceleración)

Durante el juego en fútbol, se realizan una media entre 200 - 300 metros a muy alta intensidad (>25 km/h) distribuidos en un total de 27 a 35 esprints, los cuales representan entre 1-10% de la distancia total recorrida en los partidos de competición oficial (Bradley, Di Mascio, Peart, Olsen & Sheldon, 2010; Di Salvo et al., 2010). Estas acciones tienen una duración entre 2 y 4 segundos y son determinantes en el rendimiento en los deportes de equipo de invasión, y especialmente en el fútbol (Wisloff, Castagna, Helgerud, Jones & Hoff, 2004). En baloncesto, una reciente revisión indica una realización de 2 a 3 acciones por minuto a sprint (>25 km/h), con una duración por esfuerzo de 2 a 3 segundos y recorriendo una distancia entre 15 y 20 metros (Stojanović et al., 2018). En balonmano, las acciones realizadas a sprint (>24 km/h) suponen un total de 78±91 metros, un 2.2% de la distancia total y una duración de 12±11 segundos por partido, siendo la mayor parte de estos esfuerzos realizados por los extremos (Michalsik, Aagaard & Madsen, 2012).

Para la evaluación de la capacidad de cambiar de velocidad se ha diseñado una prueba específica en función de la modalidad deportiva en la que se analizan las fases de aceleración y deceleración, estando esta última relacionada con el rendimiento en cambios de dirección (Chaouachi et al., 2012) y una mayor predisposición a lesión sin contacto por las rápidas contracciones excéntricas que aumentan la fatiga muscular (Ekstrand, Hägglund & Waldén, 2011).

Diseño

En el terreno de juego se marcan tres referencias con conos, colocándose en función de cómo muestra la Figura 32. Entre el cono A y el cono B existirá una distancia específica según modalidad deportiva (Fútbol 33.5 metros, Baloncesto 16.25 metros y Balonmano 22 metros), la cual es equivalente a la distancia recorrida en desplazamiento lineal durante un contrataque. Mientras, entre el cono B y C existirá una distancia estándar de 5 metros. La zona comprendida entre los conos A y B se denominará zona de aceleración, mientras que la comprendida entre los conos B y C se denominará zona de frenado.

Desarrollo y Procedimiento

Para su evaluación, se realizarán 5 repeticiones de la prueba de cambios de velocidad a máxima intensidad, con una recuperación activa entre test de 30 segundos. Todas las repeticiones se realizarán en línea recta y en la misma dirección (desde la línea de inicio hacia la zona de frenado. La evaluación está dividida en 2 zonas: (a) zona de aceleración y (b) zona de frenado. El deportista parte tras la línea de salida e inicia la prueba cuando cruza las fotocélulas que dan inicio a la zona de aceleración. La posición de partida del deportista será con un pie adelantado respecto al otro y con el tronco orientado hacia uno de los laterales simulando la acción de pedir el balón y visualizando el campo de juego para ser receptor de posible pase en la acción de desmarque durante el contrataque. En la zona de aceleración el deportista deberá acelerar lo máximo posible hasta llegar a la zona de frenado. La última fase es el frenado por lo que cuando entre en esta zona, al cruzar las fotocélulas, debe detenerse en el menor tiempo posible. Cuando el deportista se detiene, debe permanecer estático durante 5 segundos. Posteriormente, puede abandonar la prueba por la línea final y volver andando para realizar una recuperación activa de 30 segundos antes del inicio de la siguiente serie.

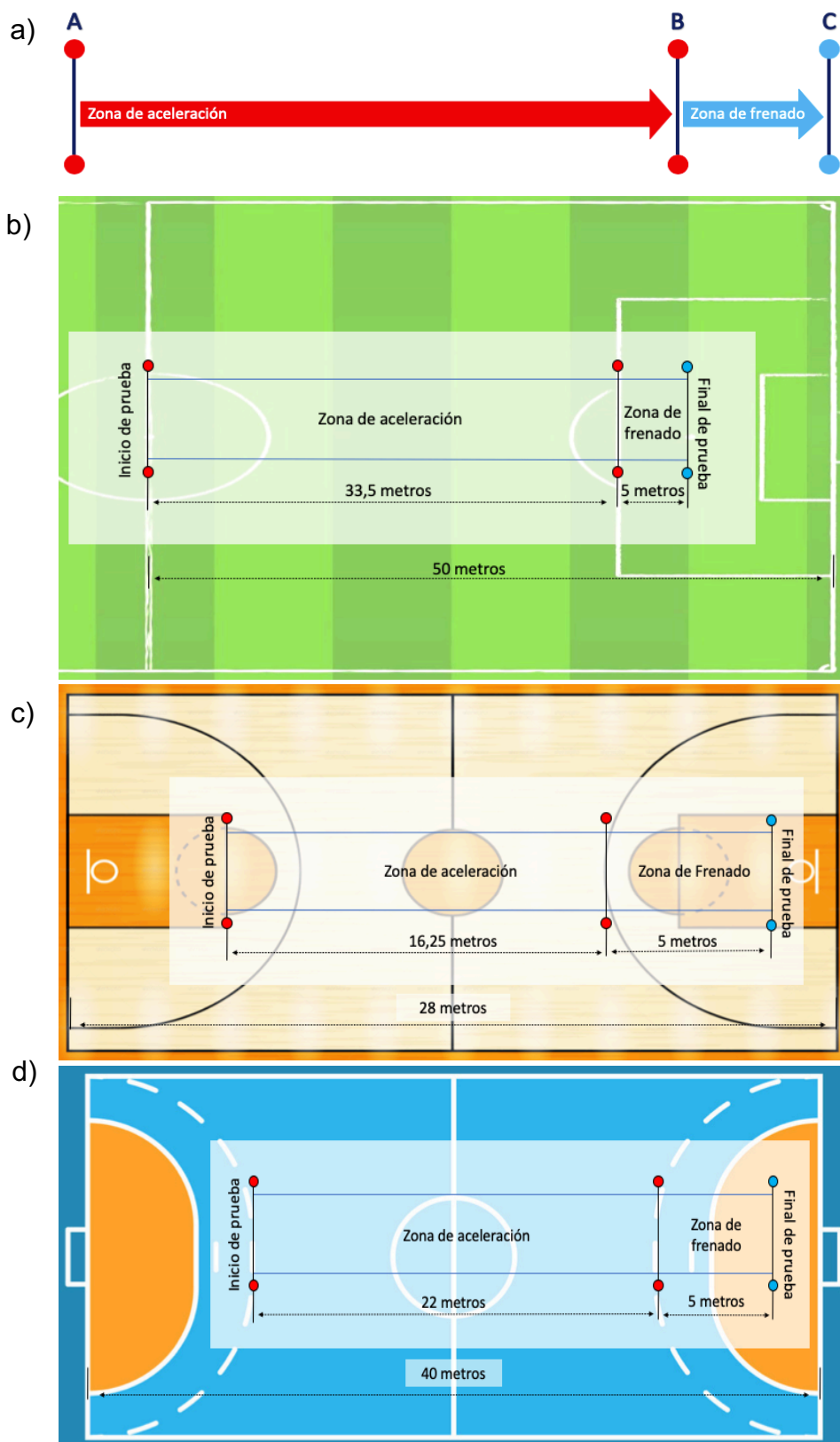


Figura 32. Diseño para la evaluación de la habilidad de esprint repetidos en la versión (a) global, (b) fútbol, (c) baloncesto, y (d) balonmano.

Evaluación de la Capacidad Anaeróbica Aláctica durante Desplazamiento Curvilíneo

Generalmente en el deporte y específicamente en los deportes de invasión en interior, los cambios de velocidad y de dirección se realizan de manera repetida en un gran número de ocasiones durante la competición (Sheppard & Young, 2006). Los cambios de dirección y la agilidad reactiva son dos componentes esenciales para una realización efectiva de las acciones específicas en la mayoría de deportes colectivos (Serpell, Young & Ford, 2011).

La problemática actual es que las pruebas que se realizan para su evaluación tienen una gran parte de desplazamientos lineales, dependientes de la capacidad de aceleración y la velocidad del jugador, y no de la habilidad de cambiar de dirección o de generar fuerza en el desplazamiento circular (Nimphius, Callaghan, Bezodis & Lockie, 2018). Se realiza una propuesta de test específicos para cada modalidad deportiva donde el 100% del desplazamiento es curvilíneo y donde se evalúa la fuerza centrípeta generada por el sujeto, siendo entendida esta como la fuerza o el componente de la fuerza que actúa en un objeto en movimiento sobre una trayectoria curvilínea que está dirigida hacia el centro de la curvatura (Resnick, Halliday & Krane, 2002).

Diseño

El diseño de las pruebas en las diferentes modalidades deportivas dependerá de las líneas utilizadas para guiar el desplazamiento. En todos los deportes, se colocará un carril delimitado con conos un metro al exterior de la línea a emplear durante el desplazamiento. En fútbol se utilizará el círculo central con un radio de 9.15 m. (Figura 33a), en baloncesto la línea de 3 puntos con un radio de 6.75 metros (Figura 33b) y en balonmano la línea de 9 metros (Figura 33c).

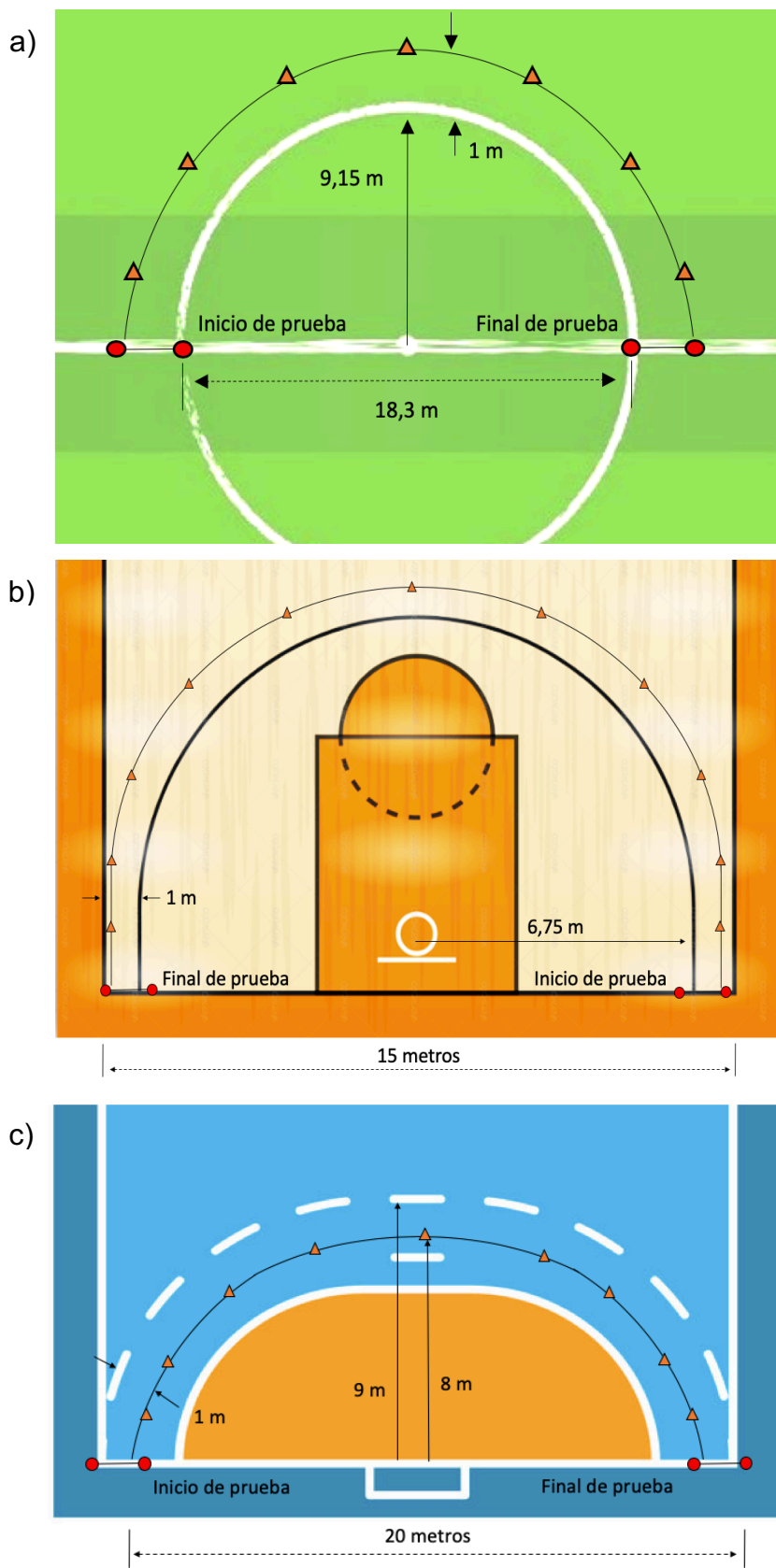


Figura 33. Diseño de los test para la valoración del desplazamiento curvilíneo en las modalidades deportivas de (a) fútbol, (b) baloncesto, y (c) balonmano.

Desarrollo y Procedimiento

En cada una de las pruebas, dependiendo de la modalidad deportiva, se realizarán cuatro repeticiones de la evaluación de desplazamientos curvilíneos a máxima intensidad, con una recuperación activa entre test de 1 minuto, siendo la mitad de los desplazamientos en cada sentido de giro. Todas las repeticiones se realizarán siguiendo el trayecto curvilíneo delimitado por conos (1 metros de ancho) y en la misma dirección (desde la línea de inicio hacia la línea de llegada). El deportista parte tras la línea de salida e inicia la prueba cuando cruza las fotocélulas que dan inicio a la zona de aceleración. En la zona de aceleración el deportista deberá acelerar a la máxima velocidad posible hasta llegar a la línea de llegada. Si el deportista tropieza o abandona la zona delimitada para realizar el recorrido repetirá la serie. Gracias a la realización de la prueba en ambos sentidos de giro, podremos detectar asimetrías en la ejecución en función de la lateralidad del jugador.

Evaluación de la Capacidad Física-CondicionaI durante Tareas basadas en el Juego en Espacios Reducidos

Dentro de los recursos metodológicos empleados uno de los más analizados han sido los juegos reducidos, conocidos como *small-sided games* (SSG). Los juegos reducidos (SSGs) son situaciones lúdico-deportivas en las que se respeta la estructura deportiva (Parlebas, 2008) y en las que interactúan de forma conjunta todos los elementos del juego de una manera flexible (Wein, 2004).

Por ello, gran cantidad de investigadores y profesionales de los deportes de invasión utilizan como método de entrenamiento este tipo de situaciones motrices de forma habitual, eficaz e independientemente de la edad, sexo, experiencia previa en la práctica y nivel competitivo. Durante estos juegos, los jugadores experimentan situaciones semejantes a las que se van a encontrar durante la competición tanto en fútbol (Casamichana, Castellano, Calleja-González, San Román & Castagna, 2013), baloncesto (Schelling & Torres, 2016) y balonmano (Belka et al., 2016). Por tanto, se utilizan con el fin de desarrollar la condición física, habilidades técnico-tácticas, y/o objetivos

tácticos, estratégicos o psicológicos de forma integrada (Halouani, Chtourou, Gabbett, Chaouachi & Chamari, 2014).

La aplicación de estos juegos reducidos en deportes de equipo de invasión puede modificarse en función de diferentes parámetros como espacio del terreno de juego utilizado, número de jugadores, modificación de la reglamentación, presencia o ausencia de portero, influencia de las indicaciones del entrenador, duración de la actividad o densidad de la ejecución (relación entre actividad y pausas) (Halouani et al., 2014). Por tanto, para el diseño de cada una de las evaluaciones se respetó las características de la competición con el objetivo de conseguir la máxima representación de la situación de juego real, incluyendo la presencia de portero en fútbol y balonmano, manteniendo el área ocupada por jugador, no existiendo pausas durante la actividad y utilizando la reglamentación oficial de cada modalidad deportiva sin modificaciones (técnica y disciplinaria).

Diseño

Para la realización del diseño específico de cada juego reducido se tuvieron en cuenta los siguientes condicionantes: (1) deporte analizado, (2) dimensiones del terreno de juego, (3) número de jugadores y (4) reglamento del juego. Se tuvieron en cuenta tres criterios fundamentales para la selección del número de jugadores, espacio de juego y duración de la actividad: (1) mitad de jugadores de campo más 1 que en competición siguiendo la reglamentación de cada modalidad deportiva (excluyendo los porteros), (2) respetar el área por jugador en competición oficial y (3) realizar la actividad una cuarta parte del tiempo de juego total. En este sentido, según la modalidad deportiva, se obtuvieron los siguientes diseños que se muestran en la tabla 19.

Tabla 19. Características de los juegos reducidos empleados en el presente estudio.

Deporte	Espacio de juego (Área total)	Área por jugador	Número de jugadores	Duración	Fig.
Fútbol	45x65 (2925 m ²)	243,8 m ²	6vs6 + 1 portero	22.5'	34a
Baloncesto	10x15 (150 m ²)	25 m ²	3vs3	10'	34b
Balonmano	15x20 (300 m ²), excluyendo el área del portero (210 m ²)	26,3 m ²	4vs4 + 1 portero	15'	34c

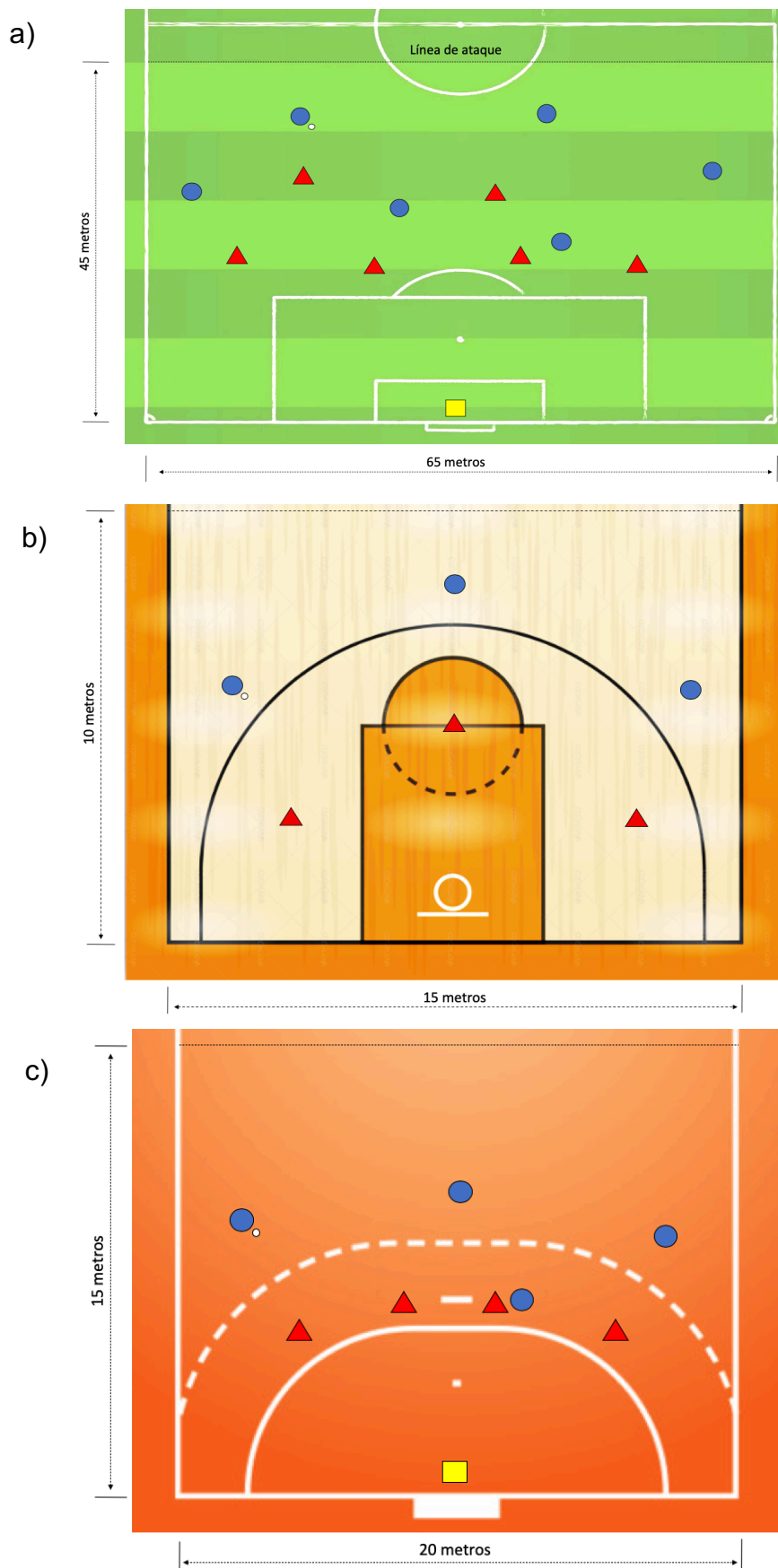


Figura 34. Diseño de los juegos reducidos en función de la modalidad deportiva analizada (a) fútbol, (b) baloncesto y (c) balonmano.

Desarrollo y Procedimiento

El inicio del juego se realizará en función de la reglamentación, en fútbol y balonmano se realizará un sorteo para elegir el equipo que ataca en primer lugar mientras que en baloncesto se lanzará el balón al aire. A partir de este momento, un equipo se convertirá en atacante y el equipo contrario en defensor. Las reglas que seguir en cada modalidad deportiva serán:

- **Fútbol:** El equipo atacante deberá progresar desde la línea de ataque hasta la portería para conseguir gol. Si el balón sale del terreno de juego impulsado por el equipo defensor se ejecutará un saque de banda o saque de esquina. Si el balón sale del terreno de juego impulsado por el equipo atacante se cambiarán los roles, pasando el equipo defensor a ser equipo atacante y viceversa. El juego se reanudará desde la línea de ataque si fue gol o el balón salió por la línea de meta y con saque de banda si abandonó el balón el terreno de juego por la línea de banda. Si el equipo defensor recupera la posesión del balón deberá avanzar hasta la línea de ataque para convertirse en equipo atacante y cambiar los roles ataque-defensa. El portero colaborará con el equipo que se encuentre en fase defensiva sumando un jugador más para conseguir llevar el balón a la línea de ataque. Todas las infracciones se sancionarán de acuerdo con las reglas de juego de la Federación Internacional de Fútbol Asociado (FIFA), por lo que pueden señalarse tiros libres directos, tiros libres indirectos, tiros de penal y balones a tierra. Se mantendrá la regla del fuera de juego. No existirá limitación temporal para el ciclo de ataque.
- **Baloncesto:** El equipo atacante iniciará el ataque cuando el jugador con balón se encuentre fuera de la línea de 3 puntos. Si el balón abandona el terreno de juego impulsado por el equipo defensor se ejecutará un saque de banda o saque de fondo. Si el balón abandona el terreno de juego impulsado por el equipo atacante se cambiarán los roles, pasando el equipo defensor a ser equipo atacante y viceversa. El juego se reanudará desde fuera de la línea de 3 puntos si fue canasta, con saque de fondo si el balón salió por la línea de fondo y con saque de banda si abandonó el balón el terreno de juego por la línea de banda. Si el equipo defensor recupera la posesión del

balón deberá salir de la línea de 3 puntos para convertirse en equipo atacante y cambiar los roles ataque-defensa. Todas las infracciones se sancionarán de acuerdo con las reglas de juego de la Federación Internacional de Baloncesto Asociado (FIBA), por lo que puede producirse lanzamiento de tiros libres. Existirá una limitación temporal de 24 segundos para la finalización de cada ciclo de ataque, al igual que se penalizarán los 3 segundos en la zona.

- **Balonmano:** El equipo atacante iniciará el ataque cuando el jugador con balón se encuentre fuera de la línea de 9 metros. Si el balón abandona el terreno de juego impulsado por el equipo defensor se ejecutará un saque de banda o saque de esquina. Si el balón abandona el terreno de juego impulsado por el equipo atacante se cambiarán los roles, pasando el equipo defensor a ser equipo atacante y viceversa. El juego se reanudará desde fuera de la línea de 9 metros si fue gol o el balón salió por la línea de meta y con saque de banda si abandonó el balón el terreno de juego por la línea de banda. Si el equipo defensor recupera la posesión del balón deberá salir de la línea de 9 metros para convertirse en equipo atacante y cambiar los roles ataque-defensa. El portero colaborará con el equipo que se encuentre en fase defensiva. Todas las infracciones se sancionarán de acuerdo con la reglamentación de la Federación Internacional de Balonmano (IHF), por lo que puede producirse lanzamiento de 7 metros y golpes francos. Existirá una limitación temporal de 50 segundos para la finalización de cada ciclo de ataque, debido a que es la duración media de los ataques en balonmano profesional reportada en investigaciones previas (Rogulj, Srhoj & Srhoj, 2004)

Evaluación de la Capacidad Elástica durante acciones de salto

En los deportes de invasión, la capacidad elástica es fundamental para conseguir un mayor rendimiento deportivo. En fútbol, forma parte de la mayoría de las acciones realizadas por el guardameta (White et al., 2018) y para las disputas de balón entre los jugadores de campo en balones aéreos sobre todo para pasarlo o intentar meter gol con la cabeza (Comfort, Stewart, Bloom & Clarkson, 2014). En baloncesto, los movimientos explosivos en ataque y

defensa que terminan en acciones de salto son frecuentes (Erčulj, Bla & Bračič, 2010), pudiendo realizarse un salto máximo o varios saltos para conseguir el objetivo, formando parte de las acciones de rebote y lanzamiento. Además, en balonmano tiene un factor fundamental en ataque para la acción de lanzamiento y en defensa para la acción de bloqueo (Wagner et al., 2014).

En todas las modalidades deportivas, el salto no se realiza de forma estandarizada y únicamente con la fuerza del tren inferior como el salto en contramovimiento (CMJ) y el *squat jump* (SJ), sino que los brazos tienen una participación importante en la ejecución del movimiento (Klavora, 2000; Rouis et al., 2015). Por este motivo, se selecciona el test Abalakov de la batería de Bosco (Bosco, Komi, Tihanyi, Fekete & Apor., 1983).

Diseño

La prueba se realiza en una marcación del campo con el objetivo de asegurar la máxima verticalidad en el salto. De esta forma, el deportista debe partir y caer sobre la misma delimitación del terreno de juego.

Desarrollo y Procedimiento

El deportista realizará 3 saltos máximos con una recuperación entre saltos de 10 segundos con el objetivo de conocer la potencia máxima de salto con la participación tren inferior y superior. El protocolo utilizado será Abalakov de la batería de Bosco. Para su ejecución, el deportista parte de una posición erguida, con los pies separados a la anchura de los hombros y los brazos libres. A su discreción, el deportista flexionará las piernas y seguidamente realizará una extensión de las piernas ayudándose de los brazos en la ejecución del movimiento y evitando la flexión del tronco. Las piernas durante la fase de vuelo deben estar extendidas y los pies en el momento del contacto deben realizar una flexión plantar (Figura 35) (Bosco et al., 1983).



Figura 35. Secuencia en la ejecución del test de Abalakov.

Evaluación del Rendimiento Individual

Para la evaluación del rendimiento individual en cada una de las pruebas realizadas en cada modalidad deportiva, este podrá ser identificado a partir de diferentes métodos de medición en función de la presencia o ausencia de material específico para la monitorización individual: (a) rendimiento específico de la prueba (sin material o con material específico), (b) con dispositivos inerciales (carga interna y carga externa).

En la tabla 20 se muestra cada una de las pruebas según la modalidad deportiva y las variables a evaluar según la disponibilidad de material. Todas las variables serán relativas al tiempo de participación para posibilitar la comparación entre pruebas debido a su diferente duración, además de que esta medida parece ser más representativa del volumen general y la intensidad de los esfuerzos intermitentes en los deportes de equipo (ej. baloncesto, balonmano, fútbol, fútbol sala), por lo tanto, podrían ser utilizados como índices totales debido a que proporcionan información más precisa sobre las demandas, independientemente del tiempo de juego (Naser, Ali & Macadam, 2017; Pino-Ortega, Hernández-Belmonte, et al., 2019; Wagner et al., 2014).

En primer lugar, respecto al rendimiento específico de la prueba sin material, de forma general se podrá obtener la percepción subjetiva del esfuerzo (PSE) la cual ha sido previamente evaluada obteniendo altos valores de fiabilidad y validez para identificar la carga global del sujeto (Casamichana et al., 2013), a través de una escala Likert de 6 a 20 donde 6 es ejercicio muy ligero y 20 es extremadamente duro (Borg, 1982). De forma específica, solamente se podrá valorar sin material la carga soportada durante los juegos reducidos, siendo utilizado para ello el Sistema Integral para el Análisis de las Tareas de Entrenamiento (SIATE), el cual ha obtenido una alta relación con instrumentos de carga objetiva en fútbol y baloncesto (Gómez-Carmona, Gamonales-Puerto, Feu, & Ibáñez, 2019; Reina, Mancha-Triguero, García-Santos, García-Rubio, & Ibáñez, 2019), el cual es calculado a partir de 6 variables: grado de oposición, densidad de la tarea, porcentaje de ejecutantes simultáneos, carga competitiva, espacio de juego e implicación cognitiva en relación al tiempo de juego (Ibáñez, Feu & Cañadas, 2016).

En segundo lugar, respecto al rendimiento específico de la prueba con material, en todas las pruebas específicas donde se evalúa un tipo de desplazamiento (lineal, curvilíneo, cambio de velocidad) fuera del contexto real de juego se podrá valorar el tiempo de ejecución y la velocidad mediante células fotoeléctricas o en su defecto un cronómetro manual, siendo este último método menos válido, fiable y preciso (Haugen y Buchheit, 2016). Finalmente, en cuanto a la capacidad de salto, está podrá ser evaluada mediante esterillas de contacto, plataformas de fuerza o infrarrojos para detectar el tiempo de vuelo y a partir del mismo identificar la altura de salto y la fuerza de impulso generada durante su ejecución (Klavora, 2000; Rouis et al., 2015).

Finalmente, respecto a la utilización de material para la monitorización individualizada del deportista, gracias al desarrollo de los dispositivos inerciales es posible la monitorización de la carga interna y externa (McLaren et al., 2018). La carga interna es la reacción biológica, tanto fisiológica como psicológica, del organismo del deportista (Halsen, 2014) en relación a la carga externa que es el estrés locomotor y mecánico que sufre el atleta como consecuencia de la actividad (Boyd, 2011).

La carga interna se monitorizará en todas las pruebas mediante las variables frecuencia cardíaca media y máxima (Achten & Jeukendrup, 2003) y mediante las variables de variabilidad de la frecuencia cardíaca para identificar el efecto del esfuerzo en el sistema simpático y parasimpático del deportista (Manso, 2013). Por último, también podrá ser utilizada la saturación de oxígeno muscular para identificar el porcentaje de oxihemoglobina en relación al total de hemoglobina en un grupo muscular específico, siendo este protocolo utilizado en investigaciones anteriores en entrenamiento de fuerza (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo & Pino-Ortega, 2019; Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Rojas-Valverde et al., 2020).

En cambio, la carga externa será monitorizada por un dispositivo inercial. Las variables tiempo movimiento podrán ser registradas en condiciones de exterior e interior mediante tecnología UWB o GPS debido a ser ambas fiables y válidas para las variables distancia y velocidad (Bastida-Castillo et al., 2018). En cambio, para la monitorización de la carga neuromuscular que soporta el cuerpo del deportista en relación a la gravedad y para la detección de las diferentes variables analizadas durante el salto se utilizará el sensor acelerómetro (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Ibáñez et al., 2020).

Debido a que, en cada una de las pruebas, las variables de rendimiento presentan valores diferentes (ej. capacidad de salto vs capacidad aeróbica), el resultado de cada variable debe normalizarse, pudiéndose compararse y valorarse de igual modo en todas las variables (Figura 36). Para este proceso, Z-Score puede ser utilizado para estandarizar las unidades y las magnitudes de cada variable (Field, 2013). Este proceso de transformación de datos se realiza con el propósito de igualar el tamaño, magnitud y variabilidad de las variables objeto de estudio (Milligan & Cooper, 1988). Los valores serán calculados a través de la Ecuación 13:

$$Zscore = \frac{(Valor\ de\ la\ variable\ analizada - Promedio\ de\ la\ variable\ analizada)}{Desviación\ típica\ de\ la\ variable}$$

Ecuación 13. *Fórmula para el cálculo del indicador Z-Score.*

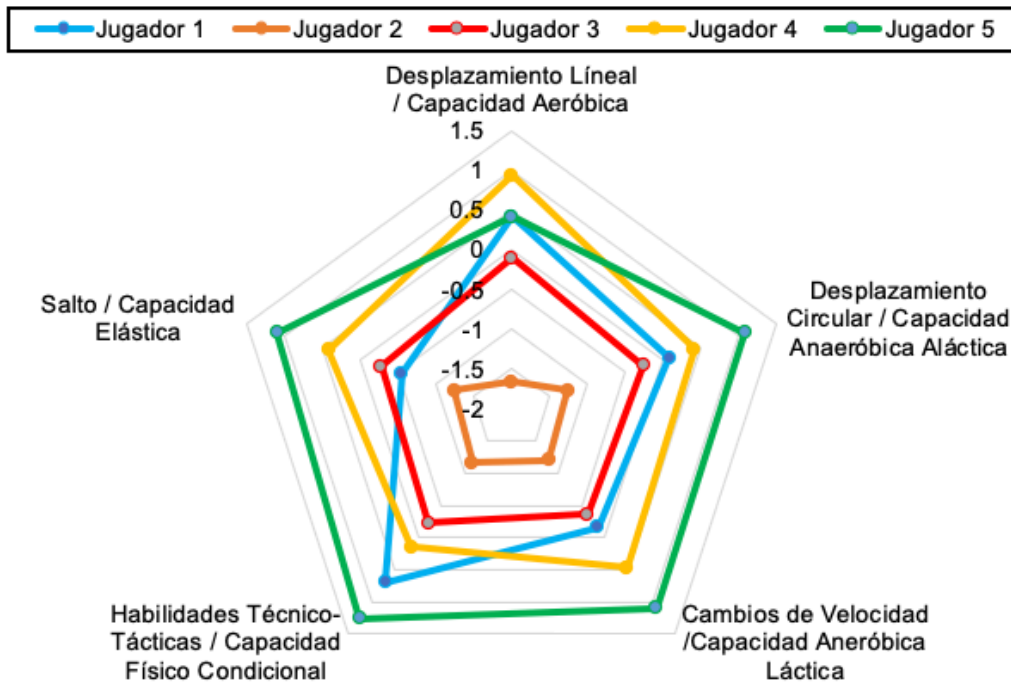


Figura 36. Representación gráfica de la simulación de los resultados obtenidos por un jugador en los test realizados.

Tabla 20. Métodos de evaluación para cada una de las pruebas realizadas.

Prueba	Unidad de análisis	Rendimiento Específico		Carga externa	Carga interna
		Sin material	Con material		
Yo-Yo test	<ul style="list-style-type: none"> Intervalos de velocidad 	<ul style="list-style-type: none"> Velocidad de finalización (km/h) Estimación del consumo máximo de oxígeno (kg/ml/min). 	<ul style="list-style-type: none"> Cronómetro: Duración de la prueba (seg) 	<ul style="list-style-type: none"> Velocidad (km/h) Distancia total (m/min) Cambios de dirección (n/min) Aceleraciones y deceleraciones media y máxima (m/s²) 	
Desplazamiento circular	<ul style="list-style-type: none"> Sentido de giro Tiempo de ejecución 		<ul style="list-style-type: none"> Cronómetro o fotocélulas: Tiempo de cada esfuerzo (seg) 	<ul style="list-style-type: none"> Velocidad (km/h) Aceleraciones y deceleraciones media y máxima (m/s²) Fuerza centrípeta media y máxima (N) 	
Test RSA	<ul style="list-style-type: none"> Tiempo de ejecución Evolución de la carga a lo largo de los 5 esfuerzos Diferencias entre fase de aceleración y frenado 		<ul style="list-style-type: none"> Cronómetro o fotocélulas: Tiempo de cada esfuerzo (seg) 	<ul style="list-style-type: none"> Velocidad (km/h) Aceleraciones y deceleraciones media y máxima (m/s²) 	
Juego reducido	<ul style="list-style-type: none"> Comparación entre fase ofensiva y defensiva Equipo ganador vs equipo perdedor Fatiga en periodos de 1 minuto 	<ul style="list-style-type: none"> Carga externa subjetiva (SIATE) 		<ul style="list-style-type: none"> Velocidad (km/h) Distancia total (m/min) Cambios de dirección (n/min) Aceleraciones y deceleraciones media y máxima (m/s²) Fuerza centrípeta media y máxima (N) 	
Test Abalakov	<ul style="list-style-type: none"> Diferencia según altura de salto 		<ul style="list-style-type: none"> Plataforma de contacto: Tiempo (seg) y altura (cm) de vuelo 	<ul style="list-style-type: none"> Altura de salto (cm) Tiempo de vuelo (seg) Fuerza de despegue (g) Impacto de aterrizaje (g) 	
Todas las pruebas	<ul style="list-style-type: none"> Percepción subjetiva del esfuerzo (a.u./min) 			<ul style="list-style-type: none"> Carga acelerométrica en los 3 ejes de movimiento (a.u./min) Impactos totales y por intensidades (n/min) Tiempo de contacto y tiempo de vuelo en cada paso (seg) 	<ul style="list-style-type: none"> Frecuencia cardíaca media y máxima (ppm) Variabilidad de la frecuencia cardíaca (a.u.) Saturación de oxígeno muscular (%)

5.4. Objetivo IV. Caracterizar el perfil multi-ubicación de la carga externa durante test de laboratorio y test de campo que simulen las exigencias de la competición, comparando la carga soportada en función de las ubicaciones anatómicas, segmentos corporales, lateralidad y sexo con un análisis inter e intra-sujeto.

5.4.1. Justificación

Actualmente, debido a la mejor recepción de la señal para la detección del posicionamiento en condiciones de interior y exterior, solamente se utiliza un dispositivo inercial ubicado en la escápula para la detección de la carga externa, tanto cinemática como neuromuscular (Akenhead & Nassis, 2016; Buchheit & Simpson, 2016). Aunque la ubicación más común para la medición es la línea interescapular, la evaluación en diferentes segmentos corporales simultáneamente es fundamental para comprender los movimientos deportivos debido a la complejidad multi-articular del cuerpo humano (Nedergaard et al., 2017). Por lo tanto, la monitorización en diferentes ubicaciones anatómicas simultáneamente podría ser una solución para mejorar la precisión en la cuantificación de la carga externa, adaptar las sesiones de entrenamiento, prevenir lesiones, así como obtener unos valores referenciales para los procesos de retorno a la competición tras lesión (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Ibáñez, et al., 2020).

En este sentido, la carga externa que soportan las estructuras musculoesqueléticas va a estar influida por diferentes factores como pueden ser el tipo de desplazamiento, el sexo y las características individuales de los participantes. En relación al tipo de desplazamiento, los saltos, los cambios de velocidad y los desplazamientos lineales están influenciados por las fuerzas horizontales y verticales durante los movimientos deportivos (Resnick et al., 2002). Por el contrario, los desplazamientos curvilíneos añaden a estas fuerzas horizontales y verticales, el efecto de la fuerza centrífuga y centrípeta para mantener la trayectoria del desplazamiento, siendo necesario un alto nivel de equilibrio y control de los segmentos corporales es fundamental durante su

ejecución (Nimphius et al., 2018). La fuerza centrípeta es la fuerza que ejecuta el deportista para mantenerse en el interior de la curva, mientras que la fuerza centrífuga es aquella que contrarresta la fuerza centrípeta y dirige al atleta hacia el exterior del punto de giro (Resnick et al., 2002). Todas estas fuerzas influirán directamente en la carga externa que soporten las estructuras musculoesqueléticas.

Otro factor fundamental es el sexo de los participantes. Estas diferencias conciernen factores antropométricos y morfológicos. Los hombres presentan una mayor altura, peso y envergadura, mientras que las mujeres tienen unas caderas más anchas y un centro de gravedad más bajo que les ayuda en el equilibrio corporal (Ángulo Q) (Suzuki, Omori, Uematsu, Nishino & Endo, 2017; Ziv & Lidor, 2009). Además, los hombres presentan mayor masa muscular y menor porcentaje de masa grasa que las mujeres (Santos et al., 2014). Todas estas características directamente afectan las habilidades físicas de los jugadores de baloncesto. En este sentido, los hombres presentan mayor fuerza, potencia, velocidad y agilidad en el tren superior e inferior en pruebas de campo (ej. salto, sentadillas, test de agilidad, velocidad máxima) debido a que presentan unos huesos más largos y gruesos y mayor capacidad muscular que las mujeres (Mancha-Triguero, García-Rubio, Gamonales & Ibáñez, 2021; Sekulic, Spasic, Mirkov, Cavar & Sattler, 2013). Todas estas características, también repercuten en la capacidad aeróbica y anaeróbica que es mayor en hombres que en mujeres por la mayor capacidad pulmonar (Mancha-Triguero, García-Rubio, Antúnez & Ibáñez, 2020; Ziv & Lidor, 2009).

Por tanto, los estudios VI, VII, VIII, IX y X que comprenden este objetivo IV tratan de dar respuesta a la carga externa registrada en cada segmento corporal durante los movimientos deportivos específicos del baloncesto en jugadores semiprofesionales tanto en hombres como en mujeres, mientras que el estudio XI va un paso más allá extrayendo los componentes principales del rendimiento físico en baloncesto en ambos sexos.

5.4.2. Método

5.4.2.1. Diseño

Las presentes investigaciones siguieron un diseño transversal con una estrategia descriptiva, comparativa y asociativa con el propósito de determinar el perfil de carga externa en múltiples ubicaciones en función del tipo de desplazamiento (lineales, curvilíneos, cambios de velocidad, saltos, y situaciones de juego modificadas) y el sexo de los participantes. Todos los estudios han sido ecológicos debido a que no se ha llevado a cabo ningún protocolo de intervención, sino que se ha realizado una monitorización no invasiva del movimiento mediante dispositivos inerciales en diferentes localizaciones anatómicas simultáneamente (Ato et al., 2013).

5.4.2.2. Participantes

En el estudio VI participaron voluntariamente 21 jugadores de fútbol varones de categoría sub-18 de nivel nacional (División de Honor Juvenil, Grupo VII) con las siguientes características antropométricas: (a) edad, 17.2 ± 0.87 años; (b) altura, 1.77 ± 0.07 metros; (c) masa corporal, 73.96 ± 4.2 kg.; (d) índice de masa corporal, 21.5 ± 1.1 kg/m².

En los estudios VII, VIII, IX, X y XI participaron voluntariamente 26 jugadores de baloncesto de nivel semiprofesional (masculino, $n=13$; femenino, $n=13$) con las siguientes características antropométricas y de composición corporal que se muestran en la Tabla 21. Los jugadores de baloncesto tanto masculinos como femeninos pertenecían al equipo filial de un equipo que competía en la primera división española de baloncesto (masculino, LEB Oro; femenino, Primera División Femenina). El equipo masculino estaba compuesto por tres bases, seis aleros y cuatro pívots, mientras que el equipo femenino estaba compuesto por tres bases, cinco aleros y cinco pívots.

Tabla 21. Composición corporal y características antropométricas de los jugadores de baloncesto evaluados en la presente Tesis Doctoral.

Variables	Masculino	Femenino	Total
Edad (años)	19.48±1.41	18.49±2.27	18.98±1.84
Masa corporal (kg)	87.63±7.98	66.64±10.94	77.13±9.46
Altura (m)	1.91±0.07	1.73±0.08	1.82±0.08
Índice de masa corporal (kg/m ²)	23.98±1.45	22.25±3.15	23.11±1.45
Masa Muscular (% de la masa total)	81.31±2.71	69.58±4.57	75.23±6.98
Masa Grasa (% de la masa total)	14.48±2.86	20.82±7.29	20.82±7.29

Todos los participantes cumplieron los siguientes criterios de inclusión para participar en las investigaciones: (i) más de dos años de experiencia competitiva en categoría nacional, (ii) más de un año de experiencia con alta monitorización en sesiones de entrenamiento y partidos de competición oficial mediante dispositivos inerciales, (iii) no presentar ninguna limitación física o lesión musculoesquelética que impidiese la práctica deportiva, y (iv) participar en al menos el 85% de las sesiones de entrenamiento durante los dos meses previos a la evaluación (Chambers et al., 2015).

Todos los estudios realizados en el objetivo IV han sido aprobados por el Comité de Bioética de Investigación de la Universidad de Extremadura (números de registro 67/2017 y 232/2019, Anexos I y II) antes del inicio de cada uno de los estudios. Además, las investigaciones fueron realizadas siguiendo el Código de ética de la Asociación Médica Mundial, pronunciado en la séptima edición de la Declaración de Helsinki (Hellmann, Verdi, Schlemper Junior & Caponi, 2014). Antes del inicio de las investigaciones, todos los participantes fueron informados de los protocolos de la investigación así como de sus riesgos y beneficios, suscribiendo su participación mediante la firma de un consentimiento informado. En aquellos participantes menores de edad, el consentimiento informado fue suscrito por ellos mismos y por sus tutores legales.

5.4.2.3. Variables analizadas

Variables dependientes

- *PlayerLoad_{RT} (PL_{RT})*. Esta variable se utilizó para medir la carga externa de trabajo de las diferentes ubicaciones corporales. Esta variable es una medida derivada del acelerómetro de la carga corporal total en sus 3 ejes (vertical, antero-posterior y medial-lateral) que se han utilizado para evaluar la carga neuromuscular en diferentes deportistas. Se representa en unidades arbitrarias (a.u.) y se calcula a partir de la Ecuación 7 a una frecuencia de muestreo de 100 Hz donde: PL_n es la carga del jugador calculada en el instante actual; n es el instante actual en el tiempo; $n-1$ es el instante anterior en el tiempo; X_n , Y_n y Z_n son los valores de Carga corporal para cada eje de movimiento en el instante actual en el tiempo; X_{n-1} , Y_{n-1} y Z_{n-1} son los valores de carga corporal para cada eje de movimiento en el instante anterior en el tiempo.
- *Fuerza Centrípeta (Cent_F)*. La fuerza centrípeta es la fuerza o componente de fuerza que actúa sobre un objeto en movimiento realizado por el atleta y que se dirige hacia el centro de la curvatura (Resnick et al., 2002). Se obtuvo multiplicando la masa, el radio de giro y la velocidad angular al cuadrado. La masa se obtuvo previamente en cada sesión y se insertó en el monitor DIR CHANGES del software SPRO™. El monitor DIR CHANGES obtuvo la velocidad angular a través de los valores de Euler y el radio de giro dividiendo la velocidad lineal de UWB por la velocidad angular del software. (Granero-Gil, et al., 2021). Se representa en Newton (N).
- *Velocidad (V) o Velocidad máxima (V_{MAX})*. Es considerada como el espacio recorrido por unidad de tiempo o el espacio máximo recorrido por unidad de tiempo. Se representa en kilómetros por hora (km/h).
- *Altura de salto*. Es considerada como la diferencia de la posición del centro de masas en un salto vertical. Esta fue extrapolada a partir del tiempo de vuelo y se representó en centímetros (cm).
- *Aceleración máxima (Acc_{MAX})*. Es considerado como el máximo cambio de velocidad positivo por unidad de tiempo. Se representa en metros por segundo al cuadrado (m/s^2).

- *Deceleración máxima (Dec_{MAX})*. Es considerado como el máximo cambio de velocidad positivo por unidad de tiempo. Se representa en metros por segundo al cuadrado (m/s^2).
- *Distancia recorrida ($Dist$)*. Espacio total cubierto por el deportista durante la actividad. Se representa en metros (m).
- *Distancia recorrida a alta intensidad ($Dist_{>16km/h}$)*. Espacio total cubierto por el deportista durante la actividad a una velocidad superior a 16 km/h. Se representa en metros (m).

Variables independientes

- *Localización del dispositivo durante la medición*. Esta variable representa la ubicación anatómica del dispositivo inercial durante la medición. La localización del dispositivo hace posible la creación de dos variables:
 - *Articulaciones*. Identifica cada uno de los puntos articulares donde se colocó el dispositivo inercial: (1) tobillo, (2) rodilla, (3) región lumbar y (4) línea interescapular.
 - *Segmentos corporales*. Representan la diferencia entre las ubicaciones anatómicas como consecuencia de la absorción del impacto por parte de las estructuras musculoesqueléticas del cuerpo humano en relación con la gravedad: (1) tobillo - rodilla; (2) rodilla – región lumbar; (3) región lumbar – línea interescapular.
- *Lateralidad del miembro inferior*. Esta se divide en (1) pierna izquierda y (2) pierna derecha. Por tanto, en el miembro inferior encontramos cuatro ubicaciones anatómicas de evaluación: (1) rodilla derecha, (2) rodilla izquierda, (3) tobillo derecho, y (4) tobillo izquierdo.
- *Sexo de los deportistas*. Se identifica como el conjunto de características biológicas que identifican a los individuos de una especie, dividiéndose en (1) masculino y (2) femenino.
- *Tipo de desplazamiento*. Representa el tipo de movimiento realizado por el jugador durante el transcurso de la evaluación. Con relación a la batería de pruebas diseñada, los desplazamientos se clasifican en: (1) desplazamiento curvilíneo, (2) salto con ambas piernas con contramovimiento e impulsión de brazos (Abalakov), (3) salto con una pierna con contramovimiento (salto

unipodal), (4) capacidad de saltos repetidos (multisaltos), (5) cambio de velocidad positivo (aceleración), (6) cambio de velocidad negativo (deceleración), (7) desplazamiento lineal y (8) desplazamientos durante el juego.

5.4.2.4. Pruebas utilizadas para la evaluación multi-ubicación

Con relación a los estudios que componen el objetivo IV, encontramos dos protocolos llevados a cabo: (1) Estudio VI, donde se realiza un test incremental en tapiz rodante de carrera a pie; y (2) Estudios VII, VIII, IX, X y XI donde se llevan a cabo diferentes pruebas que simulan los desplazamientos más comunes en baloncesto en la pista habitual de juego.

Test incremental de carrera a pie en tapiz rodante

La velocidad inicial fue de 8 km/h. La velocidad fue incrementándose cada 12 segundos en 0.1 km/h (1 km/h cada 2 minutos). El test finalizó cuando el deportista no podía mantener un mayor tiempo la velocidad de carrera programada. El protocolo ya ha sido utilizado en un estudio previo (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, González-Custodio, et al., 2020) y ha sido propuesto debido a que pueden ser controladas todas las variables contaminantes como las condiciones ambientales y la velocidad de carrera de forma precisa en laboratorio (temperatura: $22.1 \pm 0.2^\circ$ celsius, humedad: $50 \pm 2\%$). En la figura 37 se muestra a uno de los deportistas durante la realización de la prueba.

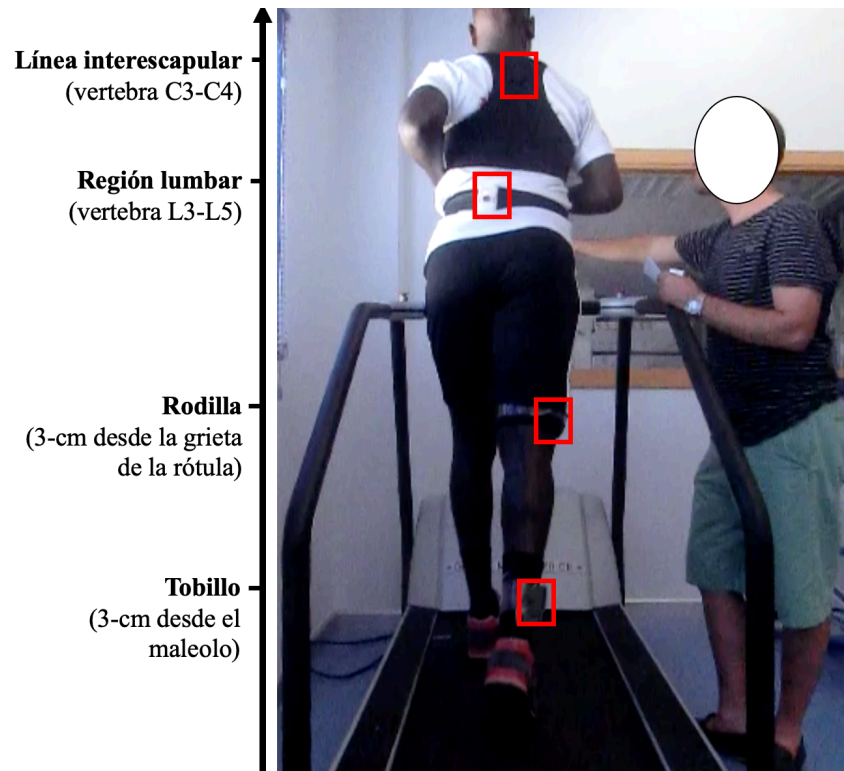


Figura 37. Deportista realizando la prueba incremental de carrera a pie en tapiz rodante con cuatro dispositivos inerciales.

Batería de pruebas de evaluación para identificar el rendimiento en los desplazamientos más comunes en baloncesto

Diferentes test de condición física en pista de juego han sido seleccionados a partir de dos baterías de pruebas físicas previamente diseñadas para evaluar el rendimiento físico en jugadores masculinos y femeninos de baloncesto (Gómez-Carmona, Pino-Ortega, et al., 2020; Mancha-Triguero, García-Rubio & Ibáñez, 2019). La descripción de las pruebas seleccionadas y las variables obtenidas en cada una de ellas son incluidas (más información en Estudio V – Design and validity of a field test battery for assessing multi-location external load profile in invasión team sports), encontrándose en el orden de realización durante la evaluación.

- *Test del arco de 6.75-m.* Este test ha sido utilizado para evaluar la habilidad de completar un desplazamiento curvilíneo a la mayor velocidad posible (Mancha-Triguero, García-Rubio & Ibáñez, 2019). El jugador debe correr entre la línea de 6.75-m y la línea de cortesía situada 1 metro al exterior desde la línea de inicio a la línea final (línea de fondo). Las fotocélulas

fueron colocadas en los puntos de inicio y final y enviaban la marca de salida y la marca de llegada a los dispositivos inerciales mediante tecnología Ant+. En este test se realizaron 10 repeticiones (cinco en cada dirección) con 1 minuto de recuperación entre repeticiones. Si el atleta tropezaba o abandonaba la zona de carrera, el intento era repetido. La media de las tres mejores repeticiones fue seleccionada para el análisis final. De esta prueba, se extrajo la fuerza centrípeta media generada ($CentF_{AVG}$) en la dirección izquierda y derecha en cada repetición, obteniendo una alta fiabilidad y validez (Granero-Gil et al., 2021). El coeficiente de variación de los intentos realizados fue de 4.2% para los hombres y de 5.8% para las mujeres.

- *Salto a una pierna.* Este test ha sido incluido para evaluar la producción de potencia de cada una de las piernas de forma independiente siguiendo a Young, MacDonald & Flowers (2001). El jugador debe realizar el despegue con una sola pierna. La pierna que no interviene en el despegue (pierna libre) debe estar flexionada a la altura de la rodilla y no se permite que toque el suelo. No se especificaron restricciones respecto al rol de la pierna libre en la acción de salto, mientras que las manos debían estar a los lados de las caderas siguiendo el protocolo del salto con contramovimiento. El rendimiento del salto unipodal con pierna derecha e izquierda fue evaluado alternativamente con un descanso pasivo de 45 segundos entre saltos completando un total de 10 repeticiones (5 saltos con cada pierna). El promedio de las tres mejores repeticiones fue seleccionado para el análisis final. Del presente test, se obtuvo la altura de salto, que mostró una validez (tiempo de vuelo: CV=0-13-0.29%, Diferencia=0.61-1.31 ms) y fiabilidad casi perfectas (ICC=0.96-0.97%; SEM=1.4-2.2%; CV= 2.5-3.1%) (Pino-Ortega, García-Rubio, et al., 2018). El coeficiente de variación en la ejecución de la prueba fue de 9.6% en hombres y 10.9% en mujeres.
- *Test de Abalakov.* La potencia bilateral y la coordinación de brazos fue evaluado siguiendo el protocolo de la batería de Bosco (Bosco et al., 1983). El deportista comienza erguido, con los pies abiertos a la altura de los hombros y los brazos libres. Cuando el deportista estime oportuno, realiza una flexión de las piernas y una extensión de forma consecutiva (contramovimiento), ayudado de los brazos en la ejecución del movimiento y evitando la flexión del tronco. No se impusieron restricciones en el ángulo de

flexión de las rodillas durante la fase excéntrica del salto. Los sujetos fueron requeridos a mantener las piernas estiradas durante la fase de vuelo. Se realizó un descanso pasivo de 45 segundos entre saltos. Se obtuvo la altura del salto en cada uno de los intentos. El coeficiente de variación obtenido fue de 14.4% en hombres y 16.7% en mujeres.

- *Test de multisaltos*. Esta prueba evalúa la tolerancia a la fatiga y la capacidad elástico-reactiva de los músculos del tren inferior en la acción de salto (Mancha-Triguero, García-Rubio & Ibáñez, 2019). El deportista inicia encima de un cajón con una altura de 50 cm respecto al suelo. El jugador se deja caer hacia el suelo y realiza cinco saltos máximos con ayuda de los brazos. Del presente test, se obtuvo la altura de salto. El coeficiente de variación obtenido fue de 20.5% en hombres y 23.2% en mujeres.
- *Test de esprines repetidos de 16.25-m*. Mediante la realización de este test se evaluó la capacidad de aceleración y deceleración de los deportistas. La línea de salida se colocó en la línea de tiros libres, la línea de final de la aceleración y comienzo de la deceleración se encontraba en la línea de 6.75-m, y finalmente la línea de final de la deceleración se encontraba en la línea de tiro libre (Gómez-Carmona, Pino-Ortega, et al., 2020). Los deportistas debían correr lo más rápido posible desde la línea de inicio hasta la línea de final de la aceleración y frenar lo más rápido posible en la zona de deceleración sin exceder la línea de final de deceleración. Las fotocélulas se ubicaron en la línea de inicio y final de la deceleración y enviaron estas marcas a los dispositivos inerciales mediante tecnología Ant+ para su posterior evaluación. Los jugadores completaron cinco esprines con un descanso activo entre ellos de 30 segundos (caminar desde la línea de final de la deceleración hasta la línea de inicio de la aceleración). De esta prueba se obtuvo la velocidad promedio de la fase acelerativa y la deceleración máxima de la fase decelerativa. El coeficiente de variación de la prueba fue de 11.7% en hombres y 13.6% en mujeres.
- *30-15 IFT*. Es una prueba estandarizada en distancia y velocidad para evaluar la capacidad aeróbica de los jugadores en la pista de juego (Buchheit, 2018). Se marcaron las línea de fondo (0 y 28 metros), la línea central (14 metros) y cuatro líneas de cortesía situadas a 3 metros de las anteriormente descritas (2 en la línea media and 1 en cada línea de fondo).

El test combina 30 segundos de carrera con 15 segundos de descanso pasivo. Durante el tiempo de carrera, los atletas deben pasar cada marca cuando se escucha el sonido a través de una aplicación de teléfono inteligente ad-hoc diseñada para IOS. La velocidad de inicio fue de 8 km/h y cada 30 segundos la velocidad se incrementaba en 0.5 km/h. La prueba finaliza cuando el atleta no consigue entrar en la zona en relación con el sonido en dos ocasiones, ya sean alternas o consecutivas. De la presente prueba, el palier final completado (30-15_{km/h}) fue utilizado para el análisis.

- *3vs3 juego reducido modificado*. Se disputó un juego reducido en situación de 3vs3 con una duración de 10 minutos en una pista reducida de 10x15 metros (Gómez-Carmona, Pino-Ortega, et al., 2020). Para controlar las reglas oficiales, un árbitro oficial colaboró en el estudio. De esta evaluación, se extrajo la variable Player Load (PL_{RT}), la distancia total cubierta (Dist) y la distancia total cubierta por encima de 16 km/h (Dist _{>16km/h}).

5.4.2.5. Procedimiento

En este apartado se incluirán los procedimientos detallados llevados a cabo en las investigaciones desarrolladas para el objetivo IV. Al igual que en el apartado de test, este apartado también se dividirá en dos secciones: (i) test incremental en tapiz rodante, y (2) batería de evaluación de los desplazamientos más comunes en baloncesto. En ambos procedimientos, para reducir la interferencia de variables no controlables, se instó a todos los participantes a mantener su estilo de vida e ingesta calórica habitual antes y durante las evaluaciones (sin ayuno). Además, los deportistas realizaron las pruebas a la misma hora del día de inicio (9:00 AM) para mantener las mismas condiciones ambientales, así como evitar posibles efectos del ritmo circadiano, además de no realizar actividad física de alta intensidad 48 horas antes de las evaluaciones para no influir directamente en el rendimiento físico de los deportistas durante las pruebas (Billat, 2002; Spriet, 2014).

Test incremental de carrera a pie en tapiz rodante

La investigación tuvo una duración de 3 semanas (una sesión por semana) durante la fase de pretemporada en el mes de Agosto de 2018. Todos los test fueron llevados a cabo en el laboratorio de la Facultad de Ciencias del Deporte (San Javier, España). En la primera sesión se registraron las medidas antropométricas y se detalló la información sobre el protocolo de prueba y los objetivos a los participantes. La segunda sesión consistió en la familiarización con el procedimiento de prueba (carrera en cinta) y el equipo experimental (alta monitorización con cuatro dispositivos inerciales). Finalmente, en la última sesión, los participantes realizaron la prueba de carrera incremental en cinta.

Antes del inicio del protocolo, los atletas realizaron un calentamiento estándar que consistía en 5 minutos de carrera a intensidad aeróbica en el tapiz rodante, representando un 65% de la frecuencia cardíaca máxima individual. Este procedimiento fue monitorizado y visualizado en tiempo real en el software del fabricante (S PRO™, RealTrack Systems, Almería, España) con el propósito de chequear el correcto funcionamiento de los dispositivos. Finalmente, cuando el atleta terminó la prueba, realizó un periodo de recuperación de 5 minutos a intensidad baja (inferior al 55% de la frecuencia cardíaca máxima).

Batería de pruebas de evaluación para identificar el rendimiento en los desplazamientos más comunes en baloncesto

La evaluación de la batería de pruebas para la identificación del perfil multiubicación de carga externa, así como el rendimiento individual de los jugadores fue llevada a cabo en dos sesiones (una para cada sexo). El orden de los test fue realizado en el siguiente orden: (1) Arco de 6.75-m; (2) salto unipodal (derecha e izquierda); (3) test de Abalakov; (4) multisaltos; (5) esprines repetidos de 16.25-m; (5) test aeróbico 30-15 IFT; (6) juego reducido de 3vs3 en espacio de 10x15-m. El diseño experimental es detallado en la Figura 38.

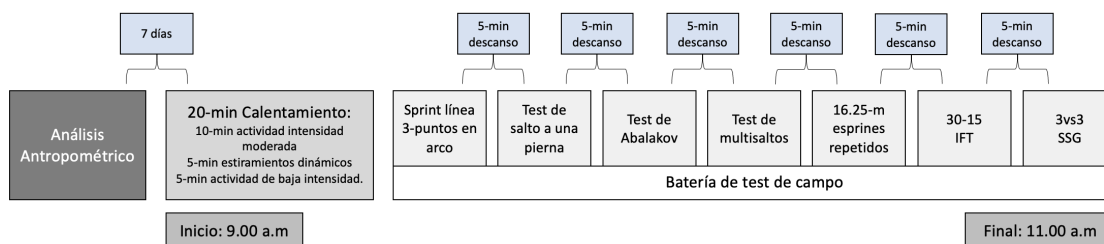


Figura 38. Diseño experimental de los estudios VII, VIII, IX, X y XI.

Antes de comenzar, los jugadores de baloncesto realizaron el mismo calentamiento estandarizado que ejecutan regularmente antes de la competición. El calentamiento consistió en tres fases de trabajo con una duración máxima de 20 minutos (Zarić et al., 2018). En los primeros 10 minutos de duración, los jugadores realizaron una actividad moderada. En la segunda fase, los jugadores realizaron estiramientos dinámicos de 5 minutos. En la fase tres, los jugadores realizaron una actividad de baja intensidad durante 5 minutos para prepararse para las pruebas. Las pruebas se realizaron durante la sesión de entrenamiento MD-4 (es decir, cuatro días antes del siguiente día de partido). Todas las pruebas se realizaron en su cancha de entrenamiento cubierta habitual. Durante las pruebas, los jugadores usaron un dispositivo inercial WIMU PRO™ (RealTrack Systems, Almería, España) que registra análisis de tiempo-movimiento a través de tecnología de radiofrecuencia de banda ultra ancha (UWB) y sensores microelectromecánicos.

Los jugadores fueron citados 30 min antes de la evaluación para colocar los dispositivos inerciales a través de un mono integral específico y realizar el calentamiento después de la evaluación. Al finalizar las pruebas físicas, el equipo de investigación descargó los datos en una computadora portátil y los importó en el software SPRO™ para obtener las variables analizadas, que posteriormente fueron exportados a una hoja de cálculo de Excel para la elaboración de la base de datos. Posteriormente, se introdujo en un paquete estadístico para su posterior análisis. Además, los investigadores realizaron un dossier informativo con los resultados obtenidos en las diferentes pruebas con el fin de que el cuerpo técnico tenga conocimiento sobre los hallazgos encontrados con el fin de mejorar el rendimiento o detectar posibles anomalías.

5.4.3. Estudio VI. Multi-location external workload profile in U-18 soccer players

5.4.3.1. Objetivos

Los objetivos del presente estudio fueron: (i) describir el perfil de carga externa multiarticular de un equipo de fútbol sub-18 durante una prueba de carrera incremental en un tapiz rodante, (ii) identificar las diferencias relacionadas con la ubicación anatómica entre los participantes, (iii) analizar la dinámica de carga en cada articulación y segmento corporal a diferentes velocidades, y (iv) caracterizar la carga multiarticular individual y la diferencia en cada segmento corporal en cada uno de los participantes.

5.4.3.2. Análisis estadístico

En primer lugar, se realizó la prueba de *Shapiro-Wilk* para analizar la distribución de los datos debido al tamaño de la muestra ($n = 21$; menos de 50 participantes) y la *prueba de Levene* para verificar la homocedasticidad de la muestra, con el objetivo de determinar el proceso estadístico adecuado (Field, 2013). El análisis mostró una distribución normal, por lo que se seleccionaron pruebas paramétricas. En segundo lugar, se realizó un análisis descriptivo, mostrando los datos como *media (M)* y *desviación estándar (DE)*.

Se realizó una prueba *ANOVA de una vía* para identificar las diferencias entre los participantes en todas las ubicaciones anatómicas. La *prueba t para muestras relacionadas* analizó la dinámica de carga con respecto a la velocidad en cada articulación y segmento corporal, y también analizó las comparaciones dentro de los participantes de cada segmento corporal, mostrando estos resultados con el porcentaje de diferencias ($\%_{diff}$) (Vincent & Weir, 2012). La magnitud de las diferencias se calificó de poco clara, considerándose la magnitud observada. Por lo tanto, el tamaño del efecto mediante *d de Cohen (d)* se calculó e interpretó utilizando los siguientes criterios: muy bajo (0 - .20), bajo (.20 - .60), moderado (.60 - 1.20), alto (1.20 - 2.00), y muy alto (> 2.00) (Hopkins et al., 2009). El análisis estadístico se realizó utilizando el software Paquete Estadístico para las Ciencias Sociales (SPSS) software (versión 24;

SPSS Inc., Chicago IL, EE. UU.). Los gráficos se diseñaron utilizando el software GraphPad Prism (versión 7; GraphPad Ltd., La Jolla CA, EE. UU.). Las diferencias estadísticas se establecieron en $p < .05$.

5.4.3.3. Resultados

Análisis descriptivo y diferencias en las ubicaciones anatómicas entre participantes

La Tabla 22 muestra el análisis descriptivo y la comparación de las diferencias de PL_{RT} entre participantes en las diferentes ubicaciones analizadas a todas las velocidades. Los valores más altos se encontraron en el miembro inferior (tobillo = 1.65 ± 0.47 ; rodilla = 1.62 ± 0.51) en comparación con el miembro superior (espalda baja = 0.68 ± 0.15 ; escápula = 0.59 ± 0.12). En la comparación entre participantes, se encontraron diferencias estadísticas en todas las ubicaciones ($p < .05$; $F = 13.03 - 56.61$; $d = 1.04 - 2.17$), con las mayores diferencias en la parte superior de la espalda a alta velocidad ($p < .01$; $d = 2.49 - 4.10$).

Tabla 22. Análisis Descriptivo y comparación entre participantes en la variable PL_{RT} en función de la ubicación del acelerómetro en las diferentes velocidades.

Ritmo (km/h)	Tobillo		Rodilla		Región Lumbar		Espalda Alta		Tobillo		Rodilla		Región Lumbar		Espalda Alta	
	M±DE	M±DE	M±DE	M±DE	M±DE	M±DE	M±DE	M±DE	F; d	F; d	F; d	F; d	F; d	F; d	F; d	F; d
8.0	0.98±0.17	0.99±0.13	0.47±0.08	0.45±0.07	103.34; 2.93*	78.74; 2.56*	255.70; 4.62*	123.84; 3.21*								
8.5	1.05±0.15	1.06±0.15	0.50±0.08	0.47±0.08	47.03; 1.98*	67.31; 2.37*	172.53; 3.79*	74.56; 2.49*								
9.0	1.14±0.15	1.14±0.15	0.53±0.08	0.49±0.09	56.44; 2.17*	68.31; 2.39*	146.87; 3.50*	98.00; 2.86*								
10.0	1.32±0.17	1.30±0.17	0.59±0.09	0.52±0.09	46.64; 1.97*	97.62; 2.85*	132.75; 3.32*	123.09; 3.21*								
10.5	1.39±0.18	1.36±0.19	0.62±0.09	0.54±0.09	61.89; 2.27*	87.55; 2.70*	145.21; 3.48*	124.99; 3.23*								
11.0	1.46±0.19	1.47±0.26	0.64±0.09	0.56±0.09	74.71; 2.50*	88.88; 2.72*	136.54; 3.37*	78.99; 2.55*								
11.5	1.56±0.19	1.55±0.29	0.67±0.09	0.58±0.09	59.48; 2.23*	194.12; 4.02*	161.14; 3.66*	110.69; 3.04*								
12.0	1.65±0.20	1.63±0.31	0.70±0.09	0.60±0.09	46.70; 1.97*	129.91; 3.29*	128.72; 3.27*	144.95; 3.46*								
12.5	1.75±0.20	1.71±0.33	0.73±0.09	0.62±0.09	63.30; 2.30*	157.17; 3.62*	145.57; 3.49*	128.34; 3.27*								
13.0	1.85±0.23	1.81±0.34	0.75±0.09	0.63±0.10	58.38; 2.22*	204.24; 4.13*	166.12; 3.70*	121.45; 3.18*								
13.5	1.96±0.25	1.90±0.36	0.77±0.09	0.65±0.10	71.39; 2.44*	214.95; 4.23*	205.57; 4.14*	165.81; 3.68*								
14.0	2.05±0.24	2.03±0.45	0.79±0.09	0.68±0.10	76.63; 2.53*	107.61; 3.00*	133.16; 3.33*	116.74; 3.12*								
14.5	2.14±0.24	2.17±0.61	0.82±0.09	0.71±0.11	52.21; 2.09*	508.58; 6.51*	105.36; 2.97*	201.73; 4.10*								
15.0	2.26±0.25	2.20±0.48	0.83±0.09	0.72±0.11	53.84; 2.12*	334.37; 5.28*	122.49; 3.20*	160.63; 3.64*								
15.5	2.37±0.23	2.19±0.27	0.87±0.10	0.75±0.11	32.05; 1.63*	71.82; 2.45*	115.50; 3.10*	175.84; 3.86*								
16.0	2.51±0.19	2.27±0.17	0.92±0.09	0.79±0.10	14.05; 1.08*	43.88; 1.91*	17.20; 1.20*	116.53; 3.68*								
Total	1.65±0.47	1.62±0.51	0.68±0.15	0.60±0.13	13.03; 1.04*	24.85; 1.44*	30.51; 1.59*	56.61; 2.17*								

Nota. M: Media; DE: Desviación Estándar; F: Valor F de ANOVA; d: Tamaño del efecto de Cohen *Diferencias Estadísticas (p<.01).

Influencia de la velocidad en la carga externa sufrida por las articulaciones y los segmentos corporales

La dinámica de carga externa en cada articulación a todas las velocidades de carrera se muestra en la Figura 39. Una velocidad más alta está relacionada con una carga acelerométrica más alta en todas las ubicaciones anatómicas. Además, en la comparación entre articulaciones, se encontraron diferencias estadísticas en la extremidad inferior (tobillo-rodilla) desde 12 km/h y en la extremidad superior (espalda baja - parte superior de la espalda) desde 9,5 km/h.

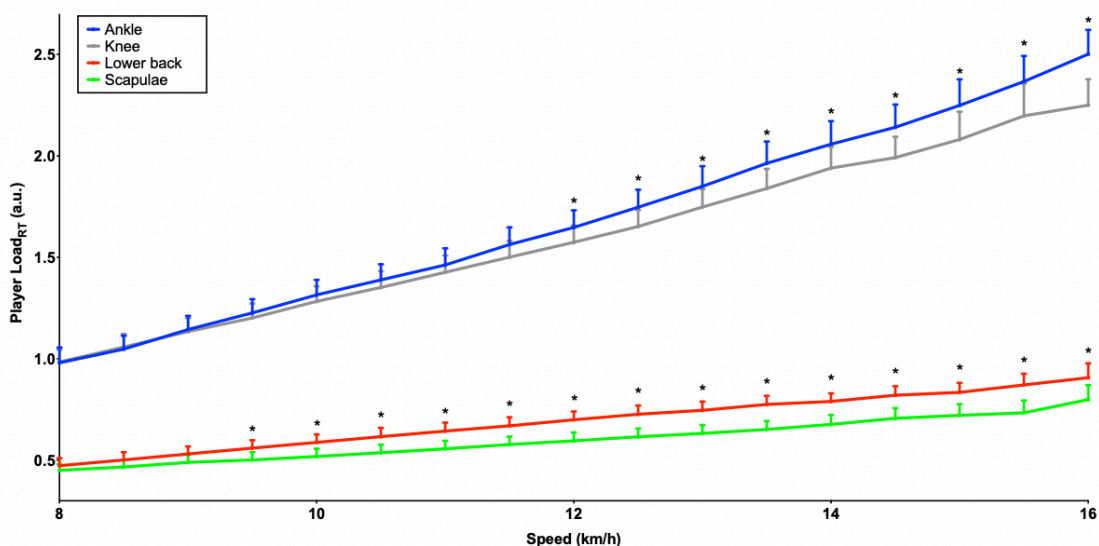


Figura 39. Dinámica del $PlayerLoad_{RT}$ de todos los participantes en las articulaciones analizadas entre 8-16 km/h. *Diferencias Estadísticas ($p < .05$).

La Figura 40 presenta el análisis de la dinámica de carga en relación con los segmentos corporales. Las mayores diferencias se encontraron en el segmento 2 (rodilla - espalda baja), y aumentaron cuando la velocidad fue más rápida. La dinámica de carga externa en el segmento 1 (tobillo-rodilla) y el segmento 3 (espalda baja - espalda alta) se mantuvo constante a todas las velocidades.

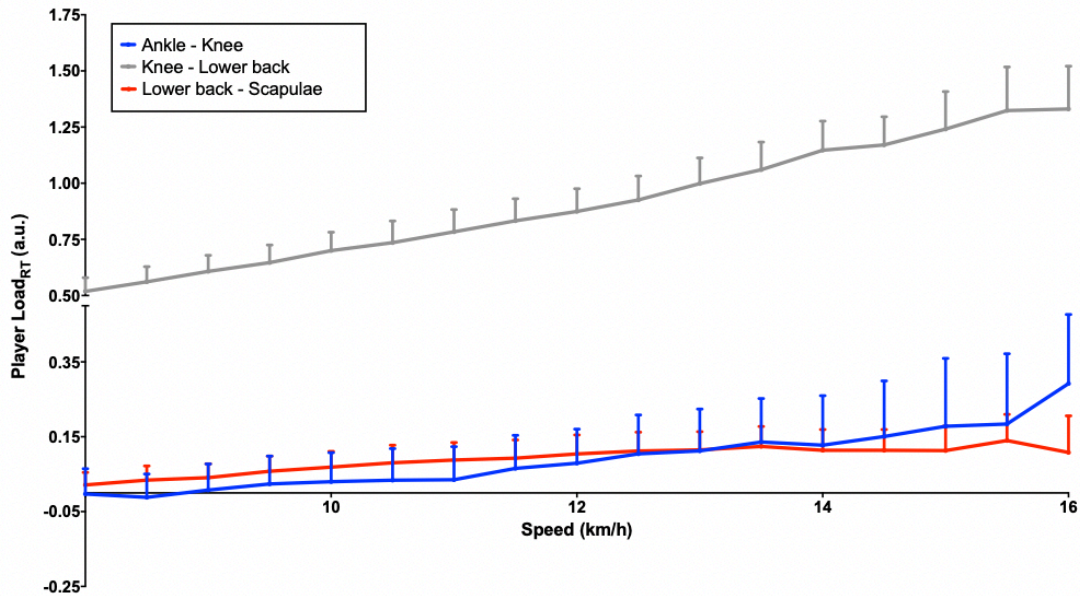


Figura 40. Dinámicas del $PlayerLoad_{RT}$ de todos los participantes en los segmentos corporales analizados entre 8-16 km/h.

Perfil Individual de la carga externa y diferencias entre participantes en los segmentos corporales

Finalmente, el perfil de carga externa individual y la comparación intra-participantes de los segmentos corporales analizados se muestran en la Tabla 23. Las mayores diferencias se encontraron en el segmento 2 (rodilla - espalda baja) con un tamaño de efecto muy alto, mostrando que todos los jugadores de fútbol tenían un PL_{RT} más alto en la rodilla en comparación con la espalda baja ($\%_{diff} = 34.25 - 67.28$; $d = 2.20 - 4.77$). Por el contrario, en el segmento 1, el 23,81% de los participantes (6, 8, 9, 12 y 13) soportaron una carga mayor en la rodilla que en el tobillo ($\%_{diff} = -2.77$ a -65.98), y en el segmento 3, el 23.81% de los participantes (5, 8, 12, 13 y 14) sufrió una mayor carga en la escápula que en la espalda baja ($\%_{diff} = -2.79$ a -16.43). Además, se encontró una mayor variabilidad entre participantes en el perfil de carga externa en todos los segmentos corporales.

Tabla 23. Diferencias intra-sujeto de medidas repetidas. Porcentaje de diferencias, p valor, rangos y tamaño del efecto mediante la d de Cohen en la dinámica de PlayerLoad_{RT} en relación a los segmentos corporales durante un test incremental en tapiz rodante.

N	Tobillo		Espalda Baja		Escápulas		Segmento 1 Rodilla - Tobillo		Segmento 2 Espalada Baja - Rodilla		Segmento 3 Escápulas – Espalda Baja	
	M±SD	Rodilla M±SD	M±SD	Baja M±SD	M±SD	Rangos (a-k-d)	% _{diff} ; d; p	Rangos (k-lb-d)	% _{diff} ; d; p	Rangos (lb-ub-d)	% _{diff} ; d; p	Rangos (lb-ub-d)
1	1.49±0.40	1.47±0.46	0.65±0.13	0.47±0.08	1.94; 0.05*	55-19-3	54.11; 2.53*	77-0-0	27.74; 1.71*	77-0-0		
2	1.30±0.38	1.26±0.23	0.82±0.09	0.58±0.07	-0.50; 0.03	24-34-1	34.25; 2.61*	59-0-0	29.50; 3.01*	59-0-0		
3	1.38±0.33	2.40±1.08	0.73±0.11	0.62±0.13	-65.98; -1.23*	0-72-0	64.68; 2.29*	72-0-0	15.21; 0.91*	67-4-1		
4	1.77±0.34	1.79±0.36	0.75±0.11	0.62±0.09	-0.84; -0.06	25-35-10	57.67; 4.07*	70-0-0	17.49; 1.31	70-0-0		
5	1.77±0.55	1.51±0.31	0.50±0.05	0.60±0.05	11.47; 0.60*	50-12-1	58.41; 4.77*	25-0-0	-12.40; -2.00	0-25-0		
6	1.58±0.47	1.77±0.41	0.68±0.13	0.51±0.11	-14.44; -0.43*	4-77-1	61.43; 3.73*	82-0-0	24.85; 1.42	82-0-0		
7	1.65±0.43	1.53±0.21	0.84±0.17	0.58±0.06	3.73; 0.37*	46-36-1	45.92; 3.65*	83-0-0	28.83; 2.12	83-0-0		
8	1.80±0.38	2.00±0.52	0.65±0.10	0.75±0.07	-10.45; -0.43*	0-74-1	66.65; 3.78*	75-0-0	-16.43; -1.18	0-75-0		
9	1.45±0.34	1.50±0.41	0.56±0.09	0.47±0.05	-2.77; -0.13*	24-53-3	61.79; 3.32*	80-0-0	14.33; 1.27	80-0-0		
10	1.71±0.51	1.49±0.35	0.71±0.20	0.63±0.11	11.02; 0.51*	74-9-0	52.96; 2.81*	83-0-0	7.03; 0.51	64-18-1		
11	1.93±0.48	1.84±0.52	0.70±0.14	0.55±0.07	4.87; 0.18*	56-19-4	61.11; 3.13*	79-0-0	20.34; 1.40	79-0-0		
12	1.44±0.45	1.59±0.41	0.51±0.11	0.53±0.10	-12.07; -0.35*	5-75-1	67.28; 3.76*	81-0-0	-4.05; -0.19	12-57-12		
13	1.52±0.47	1.67±0.42	0.58±0.13	0.59±0.13	-11.83; -0.34*	11-71-0	64.85; 3.65*	82-0-0	-2.79; -0.08	17-57-8		
14	1.85±0.47	1.46±0.32	0.70±0.10	0.80±0.11	19.93; 0.99*	81-0-0	51.63; 3.34*	81-0-0	-15.58; -0.95	0-81-0		
15	1.91±0.60	1.43±0.43	0.64±0.15	0.55±0.13	24.58; 0.93*	85-0-0	54.33; 2.55*	85-0-0	12.87; 0.65	83-1-1		
16	1.63±0.49	1.20±0.25	0.69±0.11	0.58±0.06	9.50; 1.14*	50-7-1	47.05; 2.73*	58-0-0	15.67; 1.28	58-0-0		
17	1.47±0.29	1.45±0.27	0.72±0.11	0.65±0.06	1.05; 0.07*	42-22-6	50.31; 3.67*	70-0-0	8.16; 0.81	55-10-5		
18	1.47±0.33	1.28±0.25	0.75±0.11	0.62±0.09	12.43; 0.66*	79-0-0	40.76; 2.84*	79-0-0	16.45; 1.31	79-0-0		
19	1.59±0.35	1.38±0.34	0.56±0.14	0.46±0.09	13.65; 0.61*	76-0-0	59.02; 3.27*	76-0-0	16.99; 0.87	73-3-0		
20	1.82±0.48	1.63±0.43	0.70±0.16	0.70±0.16	10.81; 0.42*	86-0-0	56.70; 2.98*	86-0-0	0.01; 0.00	36-47-3		
21	1.49±0.27	1.41±0.23	0.63±0.11	0.48±0.04	4.49; 0.32*	54-7-1	55.89; 4.46*	62-0-0	22.31; 1.88	62-0-0		
Total	1.61±0.46	1.60±0.51	0.68±0.15	0.59±0.13	-0.11; 0.02*	927-622-34	55.84; 2.55*	1545-0-0	-0.56; 0.64	1164-378-31		

Nota. %_{diff}: Porcentajes de diferencias; p: valor p; Rangos (a: tobillo k: rodilla, lb: espalda baja, ub: escápulas, d: empates); d: Tamaño del efecto de Cohen.
*Diferencias Estadísticas (p<0.01).

5.4.4. Estudio VII. Assessment of the Multi-Location External Workload Profile in the Most Common Movements in Basketball

5.4.4.1. Objetivo

Los objetivos del presente estudio fueron: (a) caracterizar el perfil multiubicación de carga externa en los movimientos más comunes en el baloncesto, (b) analizar las diferencias entre las localizaciones anatómicas más cercanas (cinco segmentos: escápula vs región lumbar, región lumbar frente a rodilla derecha, región lumbar frente a rodilla izquierda, rodilla derecha frente a tobillo derecho, rodilla izquierda frente a tobillo izquierdo) para discernir la absorción vertical de la carga externa por las estructuras musculoesqueléticas, y (c) identificar las diferencias en la carga de trabajo externa entre las ubicaciones anatómicas de la extremidad inferior (rodilla derecha frente a rodilla izquierda, tobillo derecho frente a tobillo izquierdo) que podrían estar asociadas con asimetrías laterales.

5.4.4.2. Análisis estadístico

En primer lugar se descargaron los datos de los seis dispositivos inerciales. Se utilizó el software SPRO™ para sincronizar los datos en la misma línea de tiempo, para poder comparar los datos registrados durante la misma acción conjunta y calcular y exportar datos PL_{RT} para cada jugador en cada prueba. Luego, se realizó un análisis exploratorio para determinar la distribución y la homogeneidad de los datos mediante la prueba de *Shapiro-Wilk* y la *prueba de Levene*, respectivamente, mostrando una distribución paramétrica. Entonces, se realizó un análisis descriptivo (*media y desviación estándar, $M \pm DE$*) para caracterizar la muestra.

Se utilizó la prueba estadística *ANOVA de medidas repetidas* (un factor: 6 ubicaciones anatómicas) con un conjunto de datos segmentado por pruebas para analizar las diferencias específicas en el perfil vertical (5 comparaciones: (1) escápula vs región lumbar; (2) región lumbar vs rodilla derecha; (3) región lumbar vs rodilla izquierda; (4) rodilla derecha vs tobillo derecho; (5) rodilla izquierda vs tobillo izquierdo) y en el perfil horizontal (2 comparaciones: (1)

rodilla izquierda vs rodilla derecha; (2) tobillo izquierdo vs tobillo derecho) en cada tipo de desplazamientos de forma independiente. Las comparaciones post-hoc se analizaron con el modelo de *Bonferroni*. Los tamaños del efecto se obtuvieron mediante *eta parcial al cuadrado* (η_p^2) y se interpretaron: $\eta_p^2 < .01$ trivial, $\eta_p^2 = .01$ a $.06$ bajo, $\eta_p^2 = .06$ a $.14$ moderado, and $\eta_p^2 > .14$ alto (Cohen, 1988a). El nivel de significancia se estableció en $p < .05$. El análisis estadístico se realizó mediante el paquete estadístico para las Ciencias Sociales (SPSS Statistics, versión 24, Corporación IBM, Armonk, NY, EEUU) y las figuras se diseñaron con GraphPad Prism (GraphPad Ltd., versión 8, La Jolla, CA, EE. UU.). Las figuras son gráficos de dispersión donde: (a) línea negra, media; (b) bigotes, desviación estándar; (c) puntos, valor medio de cada jugador)

5.4.4.3. Resultados

Caracterización del perfil de carga de trabajo externa en múltiples ubicaciones en jugadores de baloncesto masculino

Las figuras 41 y 42 muestran el perfil de carga de trabajo externo en múltiples ubicaciones de cada jugador en cada prueba. La Figura 41A-B muestra el PL_{RT} presentado en movimientos curvilíneos (dirección izquierda vs derecha) en escápulas (izquierda: $.42 \pm .08$; derecha: $.40 \pm .07$), región lumbar (izquierda: $.69 \pm .16$; derecha: $.69 \pm .13$), rodilla derecha (izquierda: $1.18 \pm .16$; derecha: $1.00 \pm .14$), rodilla izquierda (izquierda: $.96 \pm .13$; derecha: $1.20 \pm .17$), tobillo derecho (izquierdo: $1.53 \pm .16$; derecho: $1.29 \pm .18$) y tobillo izquierdo (izquierda: $1.32 \pm .13$; derecha: $1.48 \pm .23$). Las figuras 41C-D muestran la carga de trabajo externa durante los cambios de velocidad (aceleración vs desaceleración) en escápulas (acc: $.23 \pm .03$; dec: $.14 \pm .02$), región lumbar (acc: $.36 \pm .07$; dec: $.33 \pm .06$), rodilla derecha (acc: $.59 \pm .09$; dec: $.52 \pm .07$), rodilla izquierda (acc: $.58 \pm .07$; dec: $.47 \pm .07$), tobillo derecho (acc: $.81 \pm .11$; dec: $.64 \pm .10$) y tobillo izquierdo (acc: $.81 \pm .11$; dec: $.66 \pm .09$).

La Figura 42A muestra el perfil de carga de trabajo externa en múltiples ubicaciones durante los saltos (escápulas: $.08 \pm .01$; región lumbar: $.11 \pm .02$; rodilla derecha: $.22 \pm .06$; rodilla izquierda: $.22 \pm .05$; tobillo derecho: $.27 \pm .06$; tobillo izquierdo: $.27 \pm .05$), Figura 42B durante los movimientos lineales

(escápulas: 32.67 ± 3.27 ; región lumbar: 53.02 ± 7.61 ; rodilla derecha: 78.79 ± 10.21 ; rodilla izquierda: 75.68 ± 10.18 ; tobillo derecho: 96.47 ± 10.29 ; tobillo izquierdo: 97.35 ± 13.00) y la Figura 42C durante los juegos en espacios reducidos (escápulas: 11.01 ± 1.53 ; región lumbar: 19.68 ± 2.89 ; rodilla derecha: 30.09 ± 4.80 ; rodilla izquierda: 29.17 ± 4.09 ; tobillo derecho: 41.67 ± 5.51 ; tobillo izquierdo: 41.81 ± 5.55).

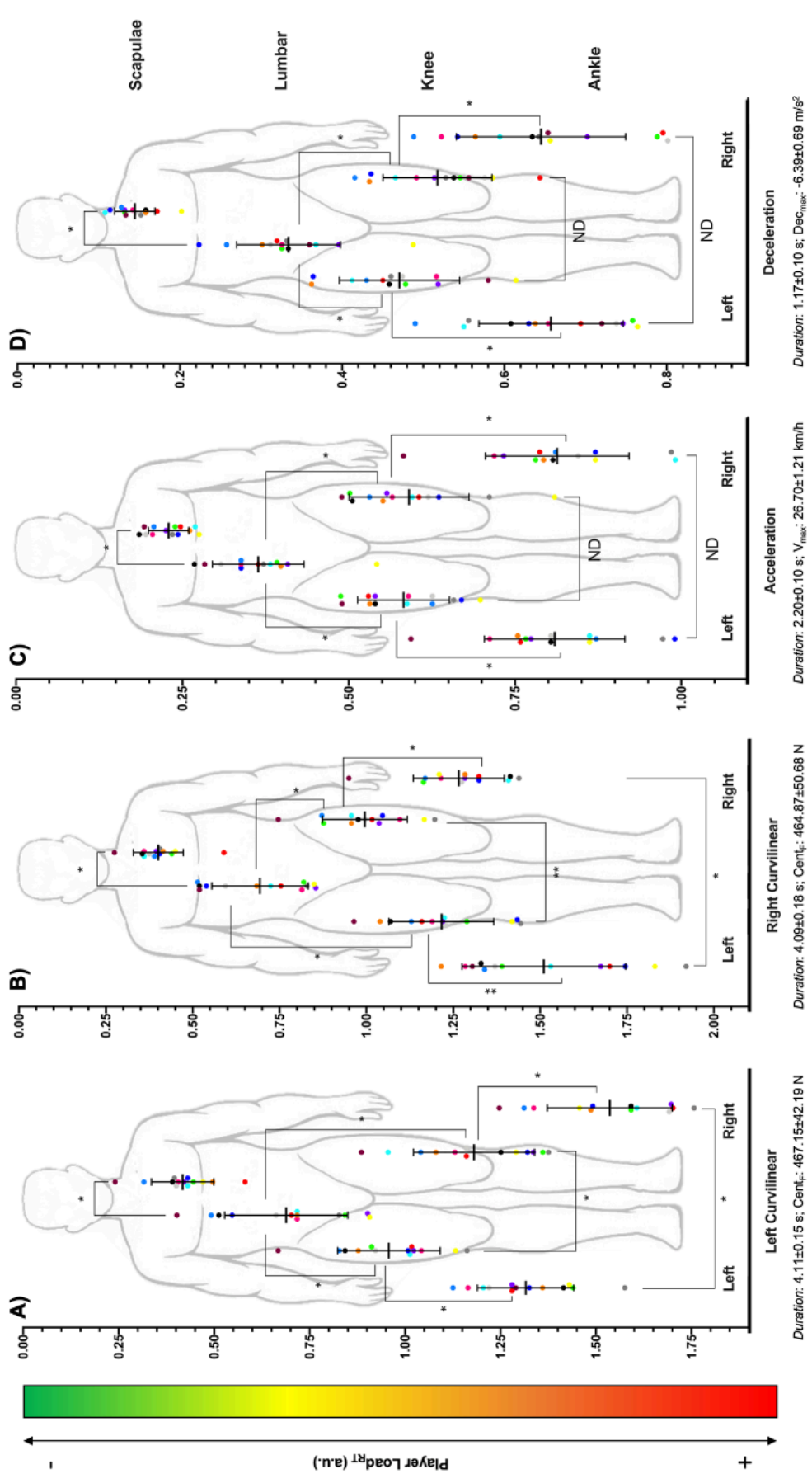


Figura 41. Gráfica de puntos de dispersión con media (línea negra), bigotes (desviación estándar) y puntos (jugadores de baloncesto) para representar el perfil de carga de trabajo externo en múltiples ubicaciones de jugadores de baloncesto masculino semiprofesionales en desplazamientos curvilineos ((A) dirección izquierda y (B) derecha) y cambios de velocidad ((C) aceleración y (D) desaceleración). * Diferencias Estadísticas ($p < 0.05$); ND: sin diferencias

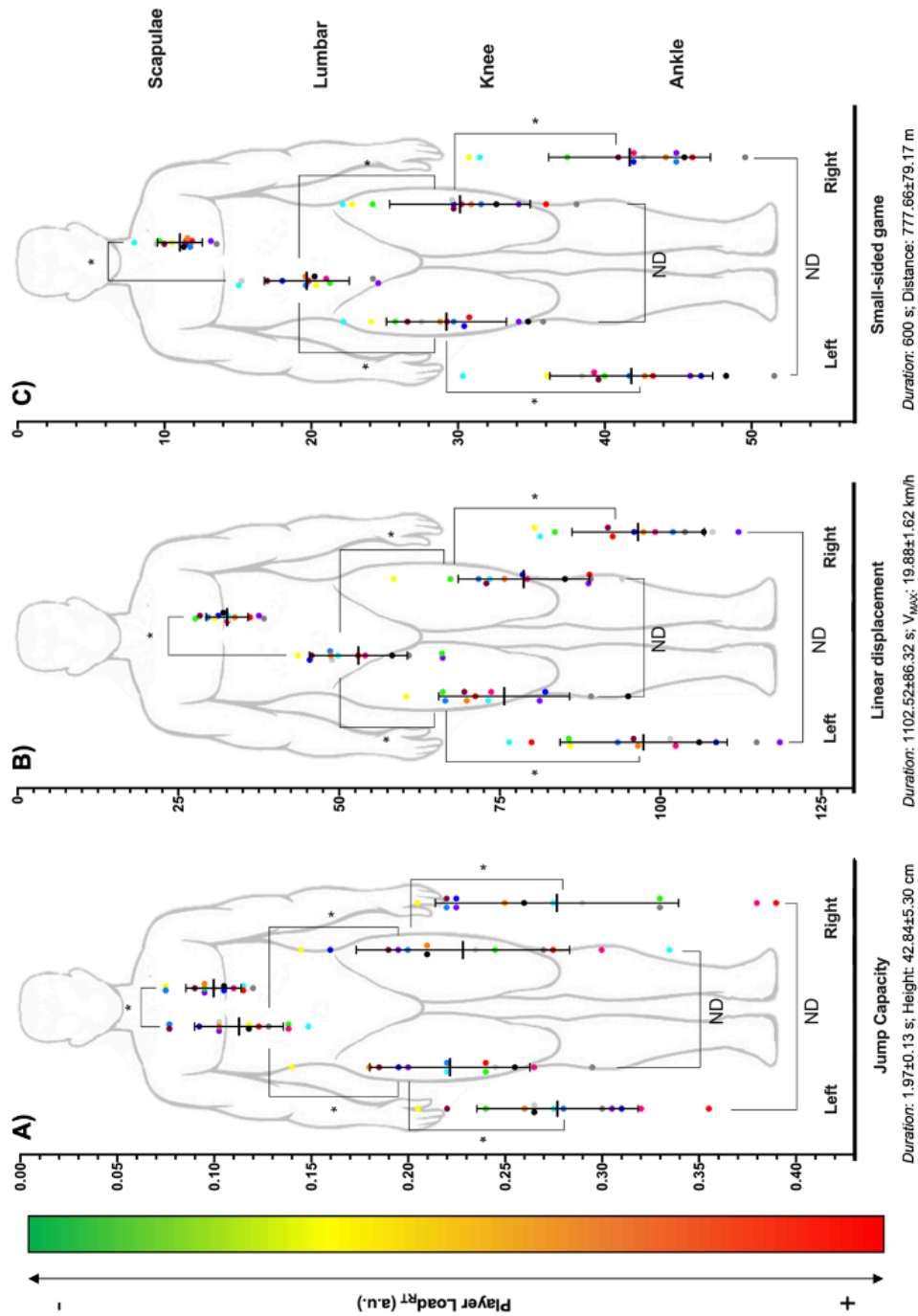


Figura 42. Gráfica de puntos de dispersión con media (línea negra), bigotes (desviación estándar) y puntos (jugadores de baloncesto) para representar el perfil de carga de trabajo externo en múltiples ubicaciones de jugadores de baloncesto masculino semiprofesionales en (A) saltos, (B) desplazamientos lineales y (C) juegos reducidos. * Diferencias Estadísticas ($p < 0.05$); ND: sin diferencias estadísticas.

Diferencias entre ubicaciones anatómicas en cada tipo de desplazamiento

En la tabla 24 se muestra el análisis específico de diferencias en cada prueba entre ubicaciones anatómicas en los perfiles vertical y horizontal mediante un ANOVA de medidas repetidas. Se encontraron diferencias estadísticas entre todas las ubicaciones anatómicas en todas las pruebas ($F = 87.80 - 333.33$; $p < .01$; $\eta_p^2 = .86 - .97$ efecto alto). En concreto, en el perfil vertical se encontraron diferencias entre todas las localizaciones anatómicas con valores más altos en la localización más cercana al contacto con el suelo en todas las pruebas ($p < .01$), excepto en los saltos donde el jugador 2 presentó valores más altos en la rodilla derecha en comparación con el tobillo derecho. En cuanto al perfil horizontal, se encontraron diferencias en los desplazamientos curvilíneos hacia izquierda en rodilla y tobillo, con valores más altos en la pierna derecha en todos los participantes ($p < .01$), y en los movimientos curvilíneos hacia derecha en rodilla y tobillo, con valores más altos en la pierna izquierda ($p < .01$), excepto en los jugadores 10 y 12, con valores más altos en el tobillo derecho. Sin embargo, no se encontraron diferencias horizontales en rodilla y tobillo en aceleraciones ($p = 1.00$), desaceleraciones ($p > .32$), saltos ($p = 1.00$), desplazamientos lineales ($p = 1.00$) y juegos reducidos ($p = 1.00$).

Tabla 24. Diferencias en el perfil multiubicación de carga externa en los desplazamientos más habituales del baloncesto.

Test	ANOVA de Medidas Repetidas			Post Hoc de Bonferroni	
	F	p	η_p^2	Perfil Vertical	Perfil Horizontal
Desplazamiento curvilíneo izquierdo	225.88	<0.01	0.95	a b c d e	f g
Desplazamiento curvilíneo derecho	175.56	<0.01	0.93	a b c d e	f g
Aceleración	214.76	<0.01	0.95	a b c d e	
Desaceleración	171.38	<0.01	0.94	a b c d e	
Salto	87.80	<0.01	0.88	a b c d e	
Desplazamientos Lineales	186.53	<0.01	0.94	a b c d e	
Juegos reducidos	333.33	<0.01	0.97	a b c d e	

Nota. F: F- valor de las medidas repetidas de ANOVA; p: significación de las medidas repetidas de ANOVA; η_p^2 : eta parcial al cuadrado. a: Diferencias estadísticas entre escápulas y lumbares. b: Diferencias estadísticas entre rodilla lumbar y derecha. c: Diferencias estadísticas entre la rodilla lumbar y la izquierda. d: Diferencias estadísticas entre rodilla derecha y tobillo derecho. e: Diferencias estadísticas entre rodilla izquierda y tobillo izquierdo. f: Diferencias estadísticas entre rodilla derecha e izquierda. g: Diferencias estadísticas entre tobillo derecho e izquierdo.

5.4.5. Estudio VIII. Multi-Location External Workload Profile in Women's Basketball Players. A Case Study at the Semiprofessional-Level

5.4.5.1. Objetivos

Los objetivos de la presente investigación fueron: (a) caracterizar el perfil multi-ubicación de carga externa en jugadoras de baloncesto semiprofesionales, y (b) analizar las diferencias en la carga externa soportada por las ubicaciones anatómicas (línea interescapular, región lumbar, rodilla y tobillo) así como de la lateralidad del miembro inferior (derecha vs izquierda) en los desplazamientos más comunes en baloncesto.

5.4.5.2. Análisis estadístico

En primer lugar, los datos se descargaron de los seis dispositivos inerciales. Se utilizó el software SPRO™ para sincronizar los datos en la misma línea de tiempo para poder comparar los datos registrados durante la misma acción conjunta y calcular y exportar datos PL_{RT}. Luego, se realizó un análisis exploratorio para determinar la distribución y la homogeneidad de los datos utilizando la *prueba de Shapiro-Wilk* y la *prueba de Levene* respectivamente, mostrando una distribución paramétrica.

Se realizó un análisis descriptivo (*media y desviación estándar, $M \pm DE$*). Para comparar datos entre ubicaciones anatómicas tanto en todos los jugadores como por jugador, se utilizó una *prueba t de medidas repetidas*. Los tamaños del efecto se obtuvieron por *eta parcial al cuadrado (η_p^2)* y fueron interpretados como: $\eta_p^2 < .01$ *trivial*, $\eta_p^2 = .01$ a $.06$ *bajo*, $\eta_p^2 = .06$ a $.14$ *moderado*, y $\eta_p^2 > .14$ *alto* (Cohen, 1988a). El nivel de significación se estableció en $p < .05$. El análisis de los datos se realizó con el paquete estadístico para las ciencias sociales (SPSS Statistics, versión 24, IBM Corporation, Armonk, NY, EE. UU.) y las figuras se diseñaron con GraphPad Prism (GraphPad Ltd., versión 8, La Jolla, CA, EE. UU.). Las figuras representan un diagrama de dispersión con media (línea negra), bigotes (desviación estándar) y puntos de color (jugadores de baloncesto).

5.4.5.3. Resultados

Perfil multiubicación de carga externa

El perfil multiubicación de carga externa en jugadoras de baloncesto se muestra durante los desplazamientos curvilíneos en la figura 43A-B y los cambios de velocidad en la figura 43C-D. El PL_{RT} soportado durante los desplazamientos curvilíneos fue en la línea interescapular (izquierda: $.42 \pm .05$; derecha: $.43 \pm .05$), región lumbar (izquierda: $.68 \pm .12$; derecha: $.69 \pm .13$), rodilla derecha (izquierda: $1.27 \pm .15$; derecha: $1.14 \pm .18$), rodilla izquierda (izquierda: $1.10 \pm .12$; derecha: $1.29 \pm .17$), tobillo derecho (izquierda: $1.53 \pm .22$; derecha: $1.39 \pm .21$) y tobillo izquierdo (izquierda: $1.34 \pm .16$; derecha: $1.52 \pm .22$). Por otro lado, el PL_{RT} soportado durante los cambios de velocidad fue en la línea interescapular (aceleración, acc: $.22 \pm .02$; deceleración, dec: $.11 \pm .01$), región lumbar (acc: $.32 \pm .07$; dec: $.24 \pm .05$), rodilla derecha (acc: $.60 \pm .08$; dec: $.38 \pm .06$), rodilla izquierda (acc: $.58 \pm .09$; dec: $.37 \pm .06$), tobillo derecho (acc: $.77 \pm .13$; dec: $.50 \pm .07$) y tobillo izquierdo (acc: $.76 \pm .09$; dec: $.50 \pm .07$).

La Figura 44 muestra el perfil multiubicación de carga externa en jugadoras de baloncesto durante las acciones de salto (Figura 44A), desplazamiento lineal (Figura 44B) y juegos reducidos (Figura 44C). El PL_{RT} que tuvieron los jugadores durante los saltos fue en la línea interescapular ($.08 \pm .02$), región lumbar ($.08 \pm .01$), rodilla derecha ($.16 \pm .02$), rodilla izquierda ($.16 \pm .03$), tobillo derecho ($.21 \pm .02$) y tobillo izquierdo ($.21 \pm .03$); durante el desplazamiento lineal fue en la línea interescapular (24.08 ± 6.42), región lumbar (38.63 ± 9.11), rodilla derecha (61.52 ± 16.92), rodilla izquierda (60.99 ± 15.97), tobillo derecho (72.48 ± 20.91) y tobillo izquierdo (70.67 ± 18.68); y durante los juegos reducidos modificados fue en la línea interescapular (10.11 ± 1.74), región lumbar (17.20 ± 2.94), rodilla derecha (29.71 ± 4.80), rodilla izquierda (29.11 ± 4.09), tobillo derecho (42.44 ± 6.04) y tobillo izquierdo (41.60 ± 6.41).

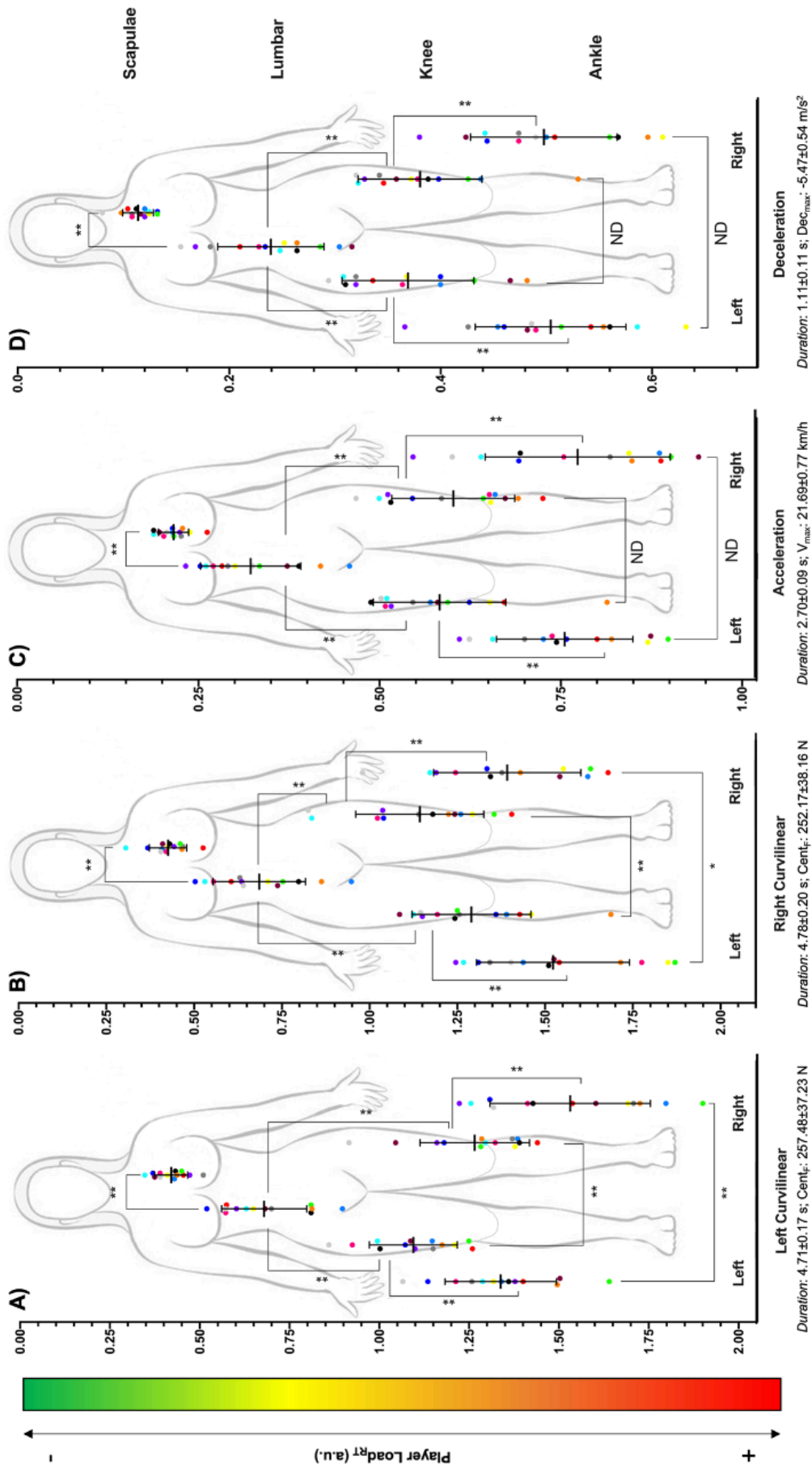


Figura 43. Perfil de carga de trabajo externo en múltiples ubicaciones de jugadoras de baloncesto semiprofesionales en locomoción curvilínea ((A) dirección izquierda y (B) derecha) y cambios de velocidad ((C) aceleración y (D) desaceleración). **Diferencias estadísticas ($p < 0.01$); * Diferencias estadísticas ($p < 0.05$); ND: Sin diferencias estadísticas

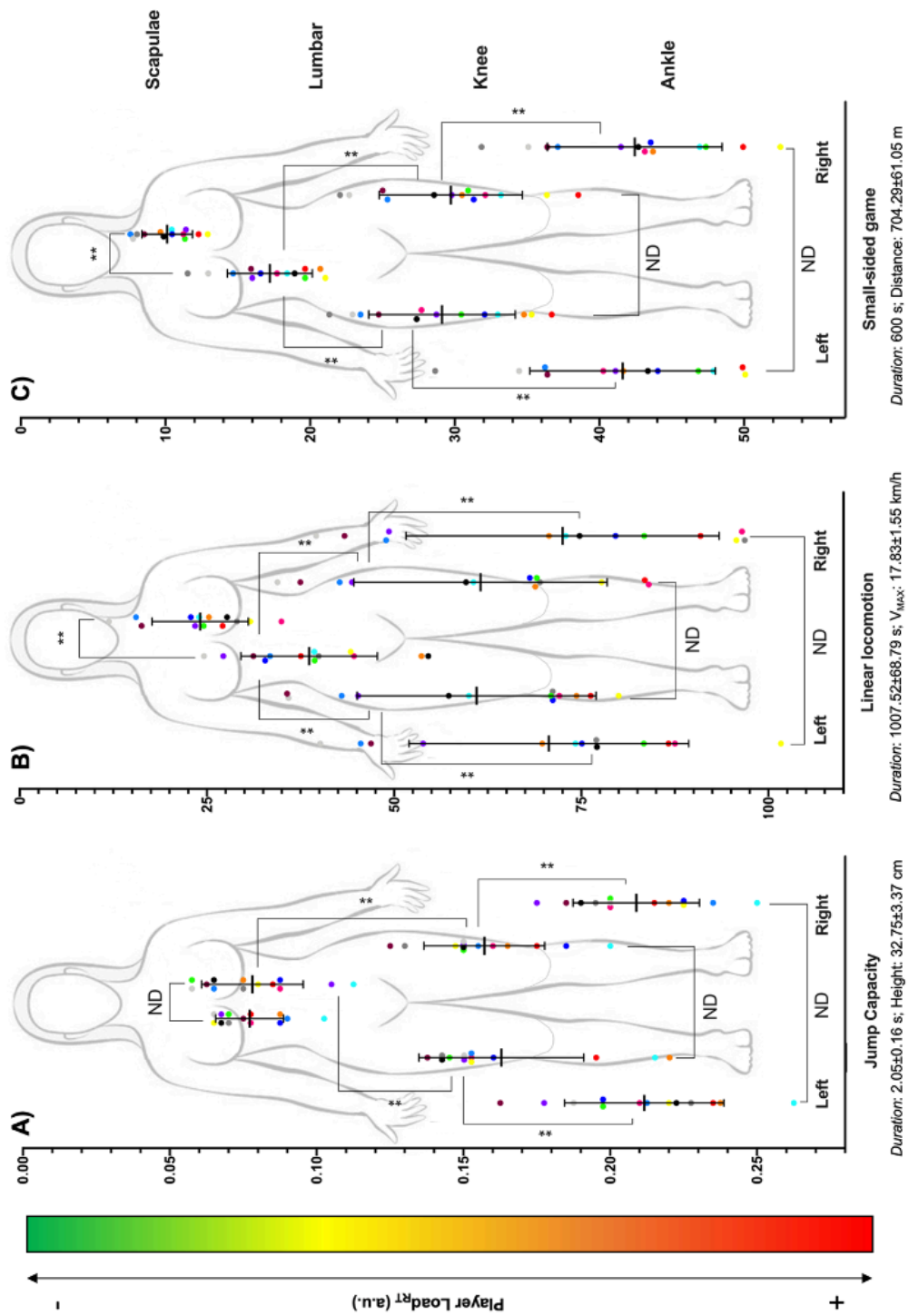


Figura 44. Perfil de carga de trabajo externo en múltiples ubicaciones de baloncesto semiprofesionales en (A) saltos, (B) locomoción lineal y (C) juegos reducidos. **Diferencias estadísticas (p<0.01); *Diferencias Estadísticas (p<0.05); ND: Sin diferencias estadísticas.

Diferencias en el perfil vertical y horizontal

Las diferencias verticales y horizontales en la carga de trabajo externa que sufren los jugadores en las diferentes ubicaciones anatómicas se muestran en la Tabla 25. En el perfil vertical, se encontraron diferencias entre todas las ubicaciones anatómicas con valores más altos en la ubicación más cercana al contacto con el suelo (*desplazamiento curvilíneo izquierdo*: $p < .01$, $t = 4.47 - 13.60$, $\eta_p^2 = .62 - .94$; *desplazamiento curvilíneo derecho*: $p < .01$, $t = 3.87 - 13.30$, $\eta_p^2 = .56 - .94$; *aceleración*: $p < .01$, $t = 5.08 - 11.44$, $\eta_p^2 = .68 - .92$; *desaceleración*: $p < .01$, $t = 5.31 - 10.55$, $\eta_p^2 = .70 - .90$; *saltos*: $p < 0.01$, $t = 8.48 - 19.98$, $\eta_p^2 = .86 - .97$; *desplazamientos lineales*: $p < .01$, $t = 4.76 - 7.73$, $\eta_p^2 = .65 - .83$; *juego reducido*: $p < .01$, $t = 12.91 - 23.39$, $\eta_p^2 = .93 - .98$), excepto entre la escápula y la región lumbar durante los saltos ($p = .83$, $t = .22$, $\eta_p^2 = 0$).

En lo que respecta al perfil horizontal, se encontraron diferencias en el desplazamiento curvilíneo con mayor carga de trabajo externa en la pierna externa en comparación con la pierna interna en la rodilla (*dirección izquierda*: $p < .01$, $t = 4.53$, $\eta_p^2 = .63$; *dirección derecha*: $p < .01$, $t = 3.05$, $\eta_p^2 = .44$) y tobillo (*dirección izquierda*: $p < .01$, $t = 4.92$, $\eta_p^2 = .56$; *dirección derecha*: $p < .01$, $t = 2.16$, $\eta_p^2 = .33$), excepto durante desplazamiento curvilíneo izquierdo en el jugador 5 con mayor carga de trabajo en el tobillo izquierdo, y durante el desplazamiento curvilíneo derecho en los jugadores 6 y 13 con valores más altos en la rodilla derecha, y en los jugadores 3 y 9 con valores más altos en el tobillo derecho. Sin embargo, no se encontraron diferencias entre rodillas y tobillos durante la fase de aceleración ($p > .31$; $t = .91 - .97$; $\eta_p^2 < .01$) y desaceleración ($p < .01$; $t = .43 - .95$; $\eta_p^2 < .01$), saltos ($p > .31$; $t = .64 - 1.06$; $\eta_p^2 < .01$), desplazamientos lineales ($p > .12$; $t = .43 - 1.68$; $\eta_p^2 < .01$) o juego reducido ($p > .14$; $t = .16 - 1.56$; $\eta_p^2 < .01$).

Tabla 25. Diferencias en el perfil de carga de trabajo externo vertical y horizontal en los movimientos más habituales en baloncesto.

Test	Pruebas	Diferencias Verticales					Diferencias Horizontales	
		Escápula ¹ vs. lumbar ²	Lumbar ¹ vs. rodilla derecha ²	Lumbar ¹ vs. rodilla izquierda ²	Rodilla derecha ¹ vs. tobillo derecho ²	Rodilla Izquierda ¹ vs. tobillo izquierdo ²	Rodilla derecha ¹ vs. Izquierda ²	Tobillo derecho ¹ vs. izquierdo ²
Desplazamiento curvilíneo izquierdo	<i>t</i>	8.38	13.60	10.97	4.47	7.58	4.53	4.92
	(<i>p</i>)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)
	η_p^2	0.85	0.94	0.91	0.62	0.83	0.63	0.56
	ES	alto	alto	alto	alto	alto	alto	alto
	% _{diff.}	38.06	46.11	37.76	17.38	18.11	13.40	12.65
1-e-2	0-0-13	0-0-13	0-0-13	0-0-13	0-0-13	12-1-0	11-1-1	
Desplazamiento curvilíneo derecho	<i>t</i>	7.35	10.41	13.15	13.30	3.87	3.05	2.16
	(<i>p</i>)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(0.04)
	η_p^2	0.82	0.90	0.94	0.94	0.56	0.44	0.33
	ES	alto	alto	alto	alto	alto	alto	alto
	% _{diff.}	37.62	40.18	46.90	17.94	15.28	11.39	8.53
1-e-2	0-0-13	0-0-13	0-0-13	0-0-13	0-1-12	2-1-10	2-3-8	
Aceleración	<i>t</i>	5.08	11.44	9.64	9.48	7.36	0.97	0.91
	(<i>p</i>)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(0.35)	(0.38)
	η_p^2	0.68	0.92	0.89	0.88	0.82	<0.01	<0.01
	ES	alto	alto	alto	alto	alto		
	% _{diff.}	33.13	46.80	45.03	22.19	22.69	3.25	2.34
1-e-2	0-1-12	0-0-13	0-0-13	0-0-13	0-0-13	6-4-3	4-6-3	
Desaceleración	<i>t</i>	10.04	9.76	10.55	7.15	5.31	0.95	0.43
	(<i>p</i>)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(0.36)	(0.67)
	η_p^2	0.89	0.89	0.90	0.81	0.70	<0.01	<0.01
	ES	alto	alto	alto	alto	alto		
	% _{diff.}	52.29	37.15	35.14	23.44	26.96	2.95	1.26
1-e-2	0-0-13	0-0-13	0-0-13	0-0-13	0-1-12	3-9-1	4-6-3	
Saltos	<i>t</i>	0.22	19.98	14.15	11.79	8.48	1.06	0.64
	(<i>p</i>)	(0.83)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(0.31)	(0.64)
	η_p^2	0.00	0.97	0.94	0.92	0.86	<0.01	<0.01
	ES		alto	alto	alto	alto		
	% _{diff.}	1.20	49.99	53.49	24.64	23.26	3.49	1.28
1-e-2	1-11-1	0-0-13	0-0-13	0-0-13	0-1-12	3-5-5	4-6-3	
Desplazamiento lineal	<i>t</i>	7.73	6.08	6.39	5.76	4.76	0.41	0.96
	(<i>p</i>)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(0.68)	(0.36)
	η_p^2	0.83	0.76	0.77	0.73	0.65	<0.01	<0.01
	ES	alto	alto	alto	alto	alto		
	% _{diff.}	37.67	37.21	36.66	15.12	13.68	0.85	2.52
1-e-2	0-0-13	0-0-13	0-0-13	0-0-13	0-0-13	2-10-1	4-7-2	
Juegos reducidos	<i>t</i>	12.91	15.06	14.76	23.39	15.66	1.12	2.21
	(<i>p</i>)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(0.28)	(0.06)
	η_p^2	0.93	0.95	0.95	0.98	0.95	<0.01	<0.01
	ES	alto	alto	alto	alto	alto		
	% _{diff.}	41.23	42.11	40.91	29.97	30.02	2.03	1.98
1-e-2	0-0-13	0-0-13	0-0-13	0-0-13	0-0-13	1-11-1	2-11-0	

Nota. *t*: valor *t* de la prueba *t* de medidas repetidas; *p*: significancia; η_p^2 : eta parcial al cuadrado; ES: magnitud del tamaño del efecto; %_{diff.}: porcentaje de diferencias. ¹Posición anatómica 1; ² Posición anatómica 2; 1: jugadores con mayores valores en la posición anatómica 1 1; e: sin diferencias en la posición anatómica 1 y 2; 2: jugadores con mayores valores en la posición anatómica 2.

5.4.6. Estudio IX. Characterization and Sex-Related Differences on the Multi-Location External Workload Profile In Semiprofessional Basketball Players. A Cross-Sectional Study.

5.4.6.1. Objetivos

Los propósitos de este estudio fueron: (a) caracterizar las diferencias horizontales y verticales en el perfil multiubicación de carga externa durante los movimientos más comunes en baloncesto en jugadores masculinos y femeninos, e (b) identificar las diferencias en el perfil vertical y horizontal relacionadas con el sexo de los jugadores.

5.4.6.2. Análisis estadístico

Después de las evaluaciones, se descargaron los datos y se sincronizaron los seis dispositivos inerciales en la misma línea de tiempo para poder comparar los datos del registro durante la misma acción conjunta. Luego, el PL_{RT} acumulado de cada ubicación anatómica se exportó a una hoja de cálculo de Excel para crear la base de datos. En esta base de datos, el porcentaje de cambio en PL_{RT} en cada segmento en vertical (1: escápula-lumbar; 2: lumbar - rodilla derecha; 3: lumbar - rodilla izquierda; 4: rodilla derecha-tobillo; 5: rodilla izquierda-tobillo) y la dirección horizontal (6: rodilla izquierda frente a rodilla derecha; 7: tobillo izquierdo frente a tobillo derecho) se calcularon hasta el análisis final. El *porcentaje de cambio* ($\%_{change}$) se calculó a través de la fórmula: $[(PL_{RT} \text{ localización inferior} - PL_{RT} \text{ localización superior}) / PL_{RT} \text{ localización inferior}] * 100$. El uso del *porcentaje de cambio* entre ubicaciones anatómicas en lugar de la diferencia en los valores de PL_{RT} permite realizar comparaciones individuales (intra sujeto) y comparaciones colectivas (entre sujetos) independientemente del valor obtenido por cada sujeto (Hopkins, 2004; Merino-Muñoz et al., 2021).

Posteriormente, se realizó un análisis exploratorio para determinar la distribución y la homogeneidad de los datos mediante la *prueba de Shapiro-Wilk* y la *prueba de Levene* respectivamente, mostrando una distribución paramétrica. Se realizó un análisis descriptivo (*media y desviación estándar, M*

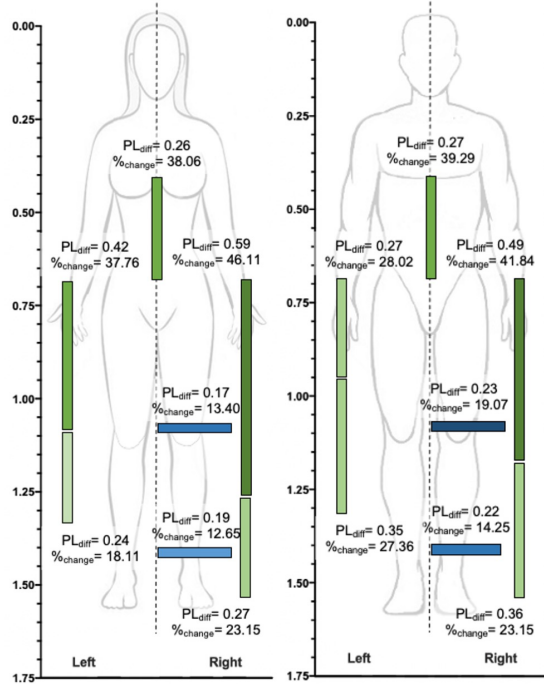
$\pm DE$). Se utilizó una *prueba t de medidas independientes* para analizar las diferencias relacionadas con el sexo en los perfiles verticales y horizontales por tipo de movimiento. Los tamaños del efecto se obtuvieron mediante la *d de Cohen (d)* y se interpretaron como: $d < .20$ trivial, $d = .20$ a $.50$ bajo, $d = .50$ a $.80$ moderado y $d > .80$ alto (Cohen, 1988a). El nivel de significación se estableció en $p < .05$. El análisis de los datos se realizó con el Paquete Estadístico para las Ciencias Sociales (SPSS Statistics, versión 24, Corporación IBM, Armonk, NY, EE. UU. y las figuras fueron diseñadas en el programa GraphPad Prism (Graphpad Ltd., versión 8, La Jolla, CA, EE. UU.).

5.4.6.3. Resultados

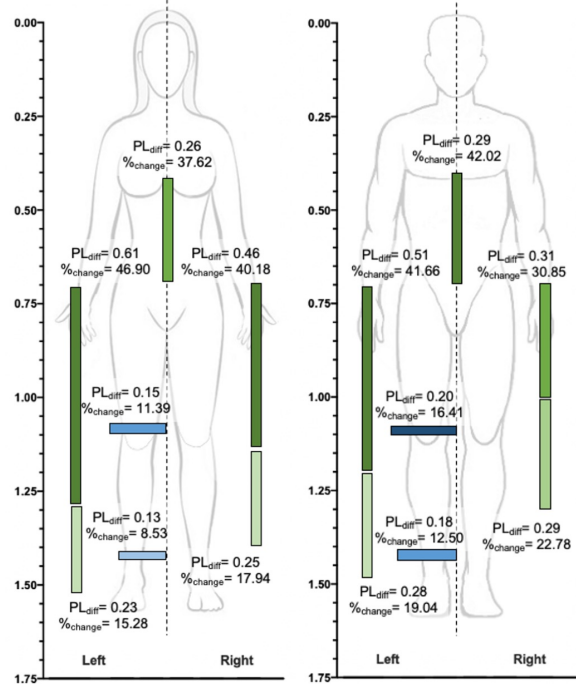
La Figura 45 muestra el perfil de carga de trabajo externa en múltiples ubicaciones por sexo en cada prueba durante los desplazamientos curvilíneos (45A: izquierda, 45B: derecha), cambios de velocidad (45C: aceleración, 45D: desaceleración), saltos (45E), carrera lineal (45F) y juego reducido (45G). En cuanto al perfil vertical, los jugadores masculinos presentaron mayor *porcentaje de cambio* ($\%change$) en escápula-lumbar en desaceleraciones (57.55%), en lumbar-rodilla durante los saltos (izquierda = 48.59%, derecha = 49.31%), y en rodilla-tobillo durante juegos reducidos (izquierda = 30.23%, derecha = 27.79%) y aceleraciones (izquierda = 27.98%, derecha = 27.56%). Las jugadoras presentaron mayor $\%change$ en escápula-lumbar en fase decelerativa (52.29%), en lumbar-rodilla durante los saltos (izquierda = 53.49%, derecha = 49.99%) y en rodilla-tobillo durante los juegos reducidos (izquierda = 30.02%, derecha = 29.97%) y desaceleraciones (izquierda = 26.96%, derecha = 23.44%).

Las mayores diferencias laterales se encontraron en ambos sexos en los movimientos curvilíneos. En sentido izquierda produjeron valores más altos de $\%change$ en la rodilla derecha (masculino = 19.07%, femenino = 13.40%) y en el tobillo derecho (masculino = 19.07%, femenino = 13.40%). En cambio, en sentido derecha produjeron valores más altos en la rodilla izquierda ($\%change$: masculino = 16.41%, femenino = 11.39%) y en el tobillo izquierdo ($\%change$: masculino = 12.50%, femenino = 8.53%). Además, se encontró una mayor carga de trabajo en la rodilla derecha durante las desaceleraciones en los jugadores masculinos ($\%change = 9.15\%$).

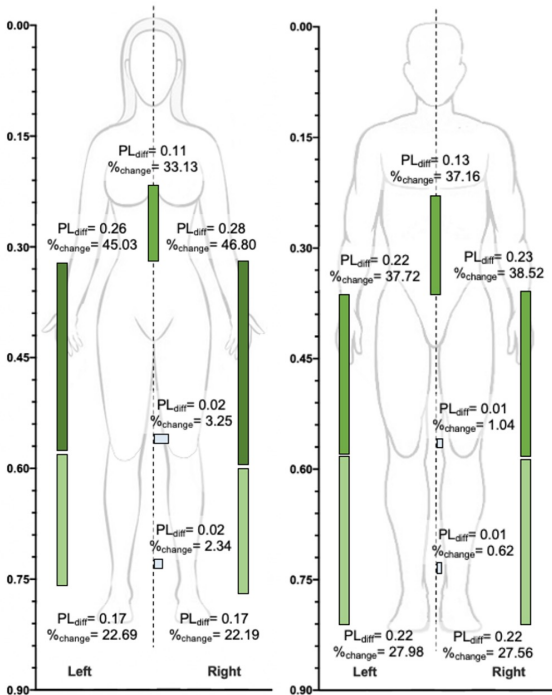
A) Curvilíneo izquierda



B) Curvilíneo derecha



C) Aceleración



D) Deceleración

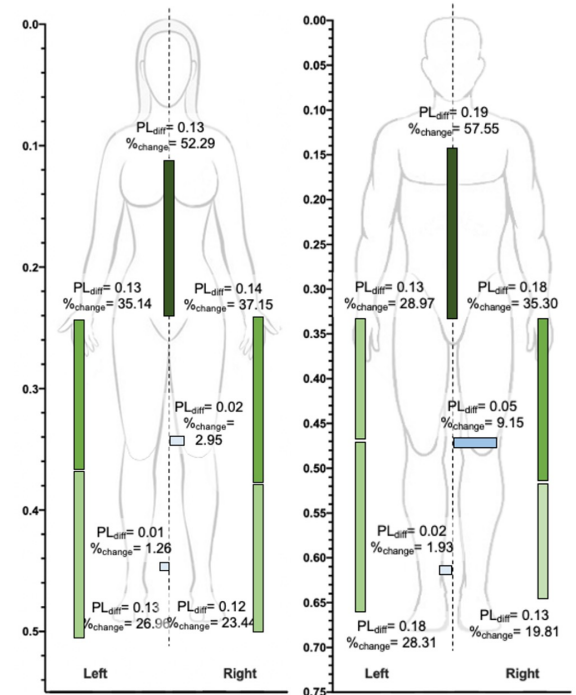


Figura 45. Diferencias verticales y horizontales en el perfil de carga externa en jugadores semiprofesionales masculinos y femeninos de baloncesto. Los ejes laterales representan el PlayerLoad_{RT} total generado durante las pruebas.

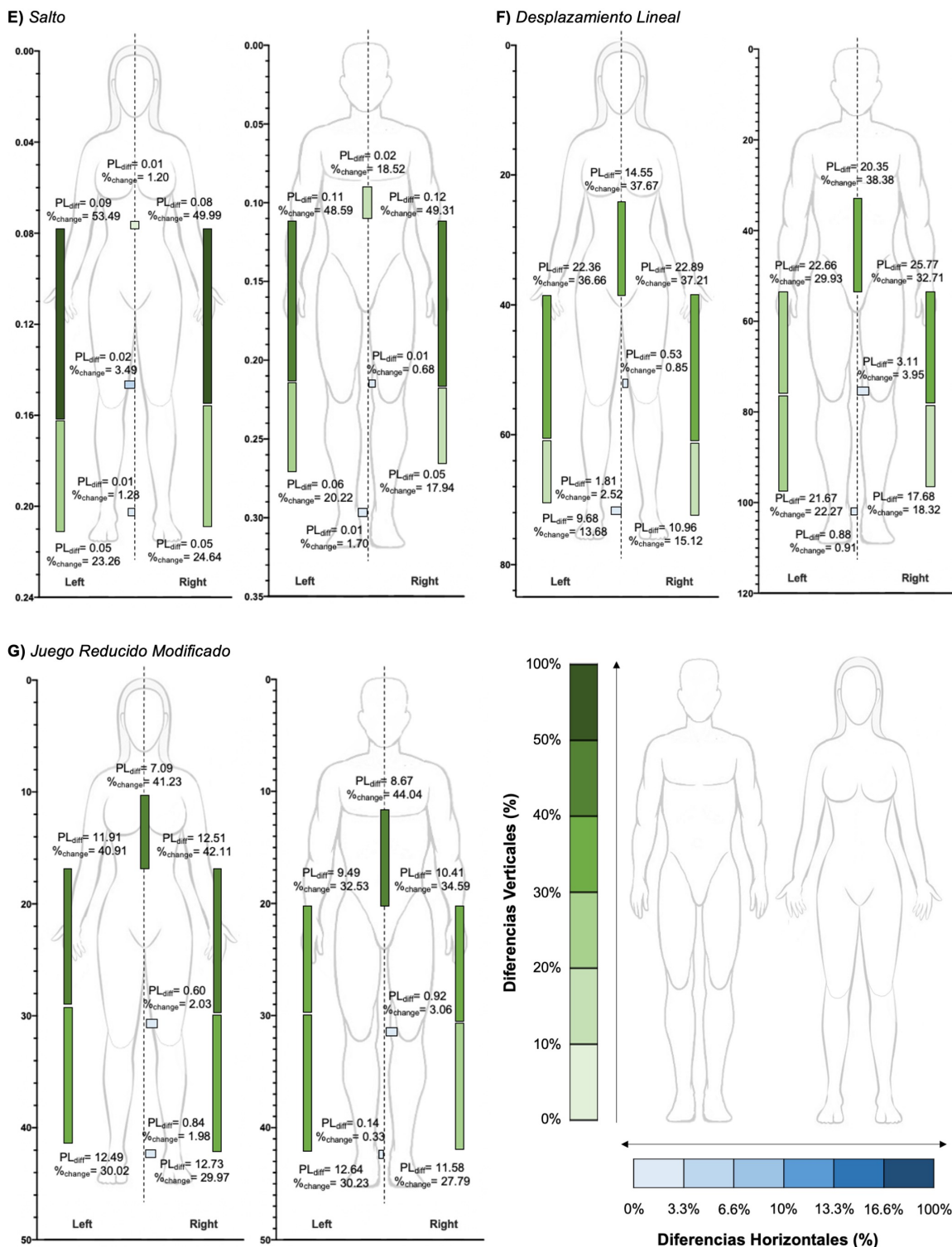


Figura 45. (continuación). Diferencias verticales y horizontales en el perfil de carga externa en jugadores semiprofesionales masculinos y femeninos de baloncesto. Los ejes laterales representan el PlayerLoad_{RT} total generado durante las pruebas.

Finalmente, la Tabla 26 muestra el análisis de las diferencias relacionadas con el sexo entre las ubicaciones del cuerpo en los perfiles vertical y horizontal. En cuanto al perfil vertical, los jugadores masculinos presentaron mayor absorción musculoesquelética en escápula-lumbar durante los saltos, y en rodilla-tobillo durante los movimientos curvilíneos y aceleraciones izquierda y derecha en ambas piernas, y en movimientos lineales en la pierna izquierda. Por otro lado, las jugadoras obtuvieron una mayor absorción musculoesquelética en la rodilla lumbar en ambas piernas durante las aceleraciones y los juegos reducidos, en la pierna derecha durante los movimientos curvilíneos derechos y en la pierna izquierda durante los movimientos curvilíneos izquierdos. No se encontraron diferencias en la lateralidad relacionadas con el sexo.

Tabla 26. Diferencias en el perfil vertical y horizontal de carga externa durante los movimientos más comunes en baloncesto entre jugadores masculinos y femeninos.

Pruebas		Diferencias verticales				Diferencias Horizontales		
		Escápula vs Lumbar	Lumbar vs Rodilla D	Lumbar vs Rodilla I	Pierna D Rodilla vs Tobillo	Pierna I Rodilla vs Tobillo	Rodilla D vs I	Tobillo D vs I
Curvilíneo izquierdo	<i>t</i>	0.23	1.00	2.10	0.96	2.35	1.45	0.39
	<i>(p)</i>	(0.82)	(0.33)	(0.04)	(0.35)	(0.03)	(0.16)	(0.70)
	<i>d</i>	0.09	0.39	0.83	0.38	0.92	0.57	0.15
	<i>magnitud</i>		<i>bajo</i>	<i>alto</i>	<i>bajo</i>	<i>alto</i>	<i>moderado</i>	
	<i>%change, dirección</i>	m = w	m = w	m < w	m = w	m > w	m = w	m = w
Curvilíneo derecho	<i>t</i>	0.98	2.09	1.36	2.66	1.20	0.58	0.73
	<i>(p)</i>	(0.34)	(0.04)	(0.19)	(0.01)	(0.24)	(0.57)	(0.47)
	<i>d</i>	0.38	0.82	0.53	1.09	0.47	0.22	0.28
	<i>magnitud</i>	<i>bajo</i>	<i>alto</i>	<i>moderado</i>	<i>alto</i>	<i>bajo</i>	<i>bajo</i>	<i>bajo</i>
	<i>%change, dirección</i>	m = w	m < w	m = w	m > w	m = w	m = w	m = w
Aceleración	<i>t</i>	1.23	2.07	1.95	2.33	2.12	0.56	0.32
	<i>(p)</i>	(0.23)	(0.04)	(0.05)	(0.03)	(0.04)	(0.58)	(0.76)
	<i>d</i>	0.48	0.79	0.67	0.92	0.83	0.19	0.17
	<i>magnitud</i>	<i>bajo</i>	<i>moderado</i>	<i>moderado</i>	<i>alto</i>	<i>alto</i>		
	<i>%change, dirección</i>	m = w	m < w	m < w	m > w	m > w	m = w	m = w
Deceleración	<i>t</i>	1.29	0.39	1.43	0.67	0.55	1.19	0.08
	<i>(p)</i>	(0.25)	(0.70)	(0.22)	(0.51)	(0.59)	(0.28)	(0.94)
	<i>d</i>	0.45	0.15	0.48	0.26	0.19	0.34	0.03
	<i>magnitud</i>	<i>bajo</i>		<i>bajo</i>	<i>bajo</i>		<i>bajo</i>	
	<i>%change, dirección</i>	m = w	m = w	m = w	m = w	m = w	m = w	m = w
Salto	<i>t</i>	2.59	0.94	1.09	1.27	0.69	0.16	0.28
	<i>(p)</i>	(0.01)	(0.36)	(0.29)	(0.22)	(0.50)	(0.87)	(0.78)
	<i>d</i>	1.01	0.26	0.32	0.48	0.22	0.06	0.11
	<i>magnitud</i>	<i>alto</i>	<i>bajo</i>	<i>bajo</i>	<i>bajo</i>	<i>bajo</i>		
	<i>%change, dirección</i>	m > w	m = w	m = w	m = w	m = w	m = w	m = w
Carrera lineal	<i>t</i>	0.08	0.65	1.13	1.23	2.41	1.30	0.81
	<i>(p)</i>	(0.94)	(0.52)	(0.27)	(0.23)	(0.03)	(0.21)	(0.43)
	<i>d</i>	0.03	0.26	0.44	0.48	0.95	0.49	0.32
	<i>magnitud</i>		<i>bajo</i>	<i>bajo</i>	<i>bajo</i>	<i>alto</i>	<i>bajo</i>	<i>bajo</i>
	<i>%change, dirección</i>	m = w	m = w	m = w	m = w	m > w	m = w	m = w
Juego reducido modificado	<i>t</i>	1.26	2.37	3.08	0.52	0.11	0.21	1.06
	<i>(p)</i>	(0.22)	(0.02)	(<0.01)	(0.61)	(0.92)	(0.84)	(0.30)
	<i>d</i>	0.49	0.93	1.21	0.22	0.04	0.08	0.41
	<i>magnitud</i>	<i>bajo</i>	<i>alto</i>	<i>alto</i>	<i>bajo</i>			<i>bajo</i>
	<i>%change, dirección</i>	m = w	m < w	m < w	m = w	m = w	m = w	m = w

Nota. *t*: valor *t* de la prueba de muestras independientes; *p*: significancia; *d*: Tamaño del efecto de Cohen; *%change*: Porcentaje de cambio; *m*: hombre; *w*: mujer; *D*: derecha; *I*: Izquierda.

5.4.7. Estudio X. Effect of isolated vs in-game curvilinear displacements in multi-location external workload profile. A case study in semiprofessional basketball players.

5.4.7.1. Objetivos

Los objetivos de la presente investigación fueron: (a) describir la carga externa multi-ubicación durante los desplazamientos curvilíneos en condiciones aisladas y durante el juego real, (b) comparar los efectos de la dirección de desplazamiento y el contexto de este, y (c) analizar la correlación entre la carga externa soportada por las estructuras musculoesqueléticas y la fuerza centrípeta generada durante los desplazamientos.

5.4.7.2. Análisis estadístico

Después de importar los datos al software SPRO™, los datos de las condiciones del juego se dividieron en secciones de 4 segundos ($n= 150$ casos por sujeto) para poder compararlos con las condiciones aisladas (promedio: 4.02 ± 0.23 segundos). A continuación, se realizó un análisis descriptivo (*media \pm desviación estándar, $M \pm DE$*). Posteriormente, se realizó un análisis exploratorio para determinar la distribución y la homogeneidad de los datos mediante la *prueba de Kolmogorov-Smirnov* y la *prueba de Levene* respectivamente, mostrando una distribución paramétrica. Se utilizó *ANOVA de una vía* para comparar los datos entre los desplazamientos lineales y los cambios de dirección hacia la derecha y la izquierda durante las condiciones del juego con el *post-hoc de Bonferroni*, mientras que la *prueba t para muestras independientes* se utilizó para comparar los desplazamientos curvilíneos hacia la izquierda y hacia la derecha en condiciones aisladas. Los tamaños del efecto se obtuvieron mediante *omega parcial al cuadrado* (ω_p^2) y la *d de Cohen* (d). ω_p^2 se interpreta de la siguiente manera: $> .01$ bajo, $> .06$ moderado, y $> .14$ alto; y la d fue interpretada como: $d < .20$ trivial, $d = .20 - .60$ baja, $d = .60 - 1.20$ moderada, $d = 1.20 - 2.00$ alta, y $d > 2.00$ muy alta (Hopkins et al., 2009).

Finalmente, se realizó un análisis correlacional para identificar relaciones entre PL_{RT} en cada ubicación anatómica y $Cent_F$ generada durante condiciones aisladas y en el juego utilizando el *coeficiente de correlación de Pearson* (r), interpretado de la siguiente manera: *insignificante* ($r < .10$), *bajo* ($r = .10 - .30$), *moderado* ($r = .30 - .50$), *alto* ($r = .50 - .70$), *muy alto* ($r = .70 - .90$), *casi perfecto* ($r = .90 - .99$) y *perfecto* ($r = 1.00$) (Hopkins et al., 2009). El nivel de significancia se estableció en $p < .05$. El análisis de los datos se realizó mediante el Paquete Estadístico para las Ciencias Sociales (SPSS Statistics, versión 24, IBM Corporation, Armonk, NY, EE. UU.) y las figuras fueron diseñadas por GraphPad Prism (Graphpad Ltd., versión 8, La Jolla, CA, EE. UU.).

5.4.7.3. Resultados

La Tabla 27 muestra el análisis descriptivo y comparativo de la carga de trabajo externa en cada ubicación anatómica y la fuerza centrípeta generada durante las condiciones de juego real en las diferentes direcciones de desplazamiento. Se encontraron menores demandas en la carga de trabajo externa en los desplazamientos lineales respecto a los desplazamientos curvilíneos con un gran tamaño de efecto ($p < .01$; $\omega_p^2 = .47 - .50$; izquierda = derecha > lineal). En cambio, no se han encontrado diferencias en la carga de trabajo externa ($p > .67$; $d < .12$) y en la fuerza centrípeta ($p = .88$; $d = 0.02$) entre direcciones en los desplazamientos curvilíneos. Específicamente, solo dos jugadores presentan diferencias en la carga de trabajo externa en las ubicaciones de las extremidades inferiores con mayor carga de trabajo en la rodilla y el tobillo izquierdos en los desplazamientos curvilíneos hacia la derecha (número 8), y centro de masa, rodilla derecha y tobillo derecho en los desplazamientos curvilíneos hacia la izquierda (número 9). Además, se encontró una alta variabilidad entre sujetos en todas las ubicaciones anatómicas, en todos los desplazamientos y en la fuerza centrípeta generada durante las condiciones del juego ($p < .01$; $\omega_p^2 > .40$).

El análisis descriptivo y comparativo entre los desplazamientos curvilíneos en función de la dirección de estos en condiciones aisladas se

encuentra en la Tabla 28. Se encontraron valores más altos en el miembro inferior izquierdo en los desplazamientos curvilíneos hacia la derecha y en el miembro inferior derecho en los desplazamientos curvilíneos hacia la izquierda con alto tamaño de efecto en la rodilla (rodilla derecha: $p < .01$, $d = 1.23$; rodilla izquierda: $p < .01$, $d = -1.35$) y un tamaño de efecto moderado en el tobillo (tobillo derecho: $p < .01$, $d = .91$; tobillo izquierdo: $p < .01$, $d = -0.91$). En cambio, no se encontraron diferencias en el miembro superior (escápulas: $p = .37$, $d = 0.26$; centro de masa: $p = .81$, $d = .02$) y en la fuerza centrípeta generada ($p = .74$, $d = 0.08$). En el análisis individual, siete participantes presentaron diferencias en la escápula (1,2,3,8,9,11,12), siete participantes en el centro de masa (3,4,7,8,9,10,11), diez participantes en la rodilla derecha (1,2,3,4,5,6,9,10,11,13), doce participantes en la rodilla izquierda (todos excepto 8), diez participantes en el tobillo derecho (1,2,3,4, 5,6,10,11,12,13) y diez participantes en el tobillo izquierdo (1,2,3,4,5,6,9,10,11,12).

Finalmente, la Tabla 29 muestra el análisis correlacional entre la carga de trabajo externa y la fuerza centrípeta realizado durante ambas pruebas en los desplazamientos curvilíneos. Se encontró una correlación casi perfecta entre todas las localizaciones anatómicas en la carga de trabajo externa ($p < .01$; $r > .92$). Además, se mostró una alta correlación entre la carga de trabajo externa y la fuerza centrípeta en todas las localizaciones anatómicas ($p < .01$; $r > .52$).

Tabla 29. *Análisis correlacional entre la carga externa de trabajo entre las localizaciones anatómicas y la fuerza centrípeta durante los desplazamientos curvilíneos.*

	Com	RK	LK	RA	LA	Cent _F
Sc	.958**	.958**	.940**	.953**	.936**	.534**
Com		.947**	.947**	.932**	.939**	.523**
RK			.934**	.978**	.935**	.521**
LK				.918**	.977**	.518**
RA					.924**	.530**
LA						.532**

Nota. Sc: Escapula PL_{RT}; Com: Centro de masa PL_{RT}; RK: Rodilla derecha PL_{RT}; LK: Rodilla Izquierda PL_{RT}; RA: Tobillo Derecho PL_{RT}; LA: Tobillo Izquierdo PL_{RT}; M: Media; SD: Desviación Estándar; Cent_F: Fuerza Centrípeta. **Correlaciones Significativas ($p < .01$).

5.4.6. Estudio XI. Exploring Physical Fitness Profile of Male and Female Semi-professional Basketball Players through Principal Component Analysis. A Case Study.

5.4.6.1. Objetivos

Por lo tanto, los objetivos del estudio fueron caracterizar los perfiles físicos de jugadores y jugadoras de baloncesto a través del *análisis de componentes principales (PCA)*, así como analizar las diferencias de rendimiento físico entre los perfiles de los jugadores.

5.4.6.2. Análisis estadístico

Los resultados del nivel de aptitud física de los jugadores de baloncesto según el sexo se expresan como *media y desviación estándar* ($M \pm DE$). La normalidad y homocedasticidad de los datos se confirmaron mediante las *pruebas de Shapiro-Wilk y Levene*. Las diferencias en el nivel de aptitud física entre el plano de baloncesto masculino y femenino analizadas mediante la *prueba t para muestras independientes*. Los tamaños del efecto se obtuvieron mediante la *d de Cohen (d)* y se interpretaron como: $d < .20$ trivial, $d = .20$ a $.60$ bajo, $d = .60$ a 1.20 moderado, $d = 1.20$ a 2.00 alto y $d > 2.00$ muy alto (Hopkins et al., 2009). El nivel de significación se estableció en $p < .05$.

Posteriormente, para identificar el perfil de condición física en jugadores y jugadoras de baloncesto, se utilizó el *análisis de componentes principales (PCA)*. Las variables se escalaron y se centraron (puntuación Z). Los valores de *Kaiser-Meyer-Olkin (KMO)*, hombre = 0,657; mujer = 0,623) y la *prueba de esfericidad de Barleth* confirmaron que el *PCA* era adecuado ($p < .01$). Se consideraron valores propios > 1 para la extracción de componentes principales. Se realizó un *método de rotación Varimax-ortogonal* para identificar la alta correlación de componentes y garantizar que cada componente principal (PC) ofreciera información diferente. Se mantuvo un umbral de $.60$ en cada carga de PC para la interpretación, extrayendo la carga más alta de un factor cuando se encontró una carga cruzada entre los componentes. Los autores no limitaron el número de PC del resultado final del modelo y la selección de PC

se basó en las directrices descritas anteriormente (Rojas-Valverde, Pino-Ortega, Gómez-Carmona & Rico-González, 2020). El análisis de datos y las figuras fueron realizados por el Paquete Estadístico para las Ciencias Sociales (SPSS Statistics, versión 24, Corporación IBM, Armonk, NY, EE. UU).

5.4.6.3. Resultados

Diferencias relacionadas con el sexo en el nivel de condición física de jugadores de baloncesto

Las diferencias en el nivel de aptitud física entre los jugadores de baloncesto masculinos y femeninos se representan en la Tabla 30. Los jugadores masculinos obtuvieron mejores resultados que las jugadoras en todas las variables de aptitud física ($p < .01$; $t = 2.65 - 13.31$; $d = 1.04 - 5.22$), excepto en PL_{RT} durante juegos reducidos (SSG, $p = .17$; $t = 1.40$; $d < .20$ trivial). Las mayores diferencias se encontraron en CentF_{AVG} durante el desplazamiento curvilíneo en 6.75 m en ambas direcciones y RSA Acc, mientras que las diferencias más bajas se encontraron en la distancia total durante los SSG.

Tabla 30. Análisis descriptivo e inferencial de las diferencias relacionadas con el sexo en el perfil de aptitud física de los jugadores de baloncesto semiprofesionales.

	Masculino M ± DE	Femenino M ± DE	t	p	d	Magnitud d Cohen
Arco Izquierdo 6.75-m CentF _{AVG} (N)	467.15 ± 42.91	257.48 ± 37.23	13.31	<0.01	5.22	muy alta
Arco derecho 6.75-m CentF _{AVG} (N)	464.87 ± 50.68	252.17 ± 38.15	12.08	<0.01	4.74	muy alta
Salto Unipodal pierna derecha (cm)	31.67 ± 3.73	20.71 ± 1.30	10.01	<0.01	3.93	muy alta
Salto unipodal pierna izquierda (cm)	33.48 ± 3.45	20.69 ± 1.99	11.57	<0.01	4.54	muy alta
Abalakov (cm)	40.15 ± 5.30	32.75 ± 3.77	7.12	<0.01	2.79	muy alta
Multisaltos (cm)	38.03 ± 6.13	30.45 ± 5.05	3.44	<0.01	1.35	alta
RSA Acc (km/h)	26.69 ± 1.21	21.70 ± 0.77	12.53	<0.01	4.92	muy alta
RSA Dec (m/s ²)	-6.38 ± 0.69	-5.47 ± 0.54	3.76	<0.01	1.48	alta
30–15 palier final (km/h)	19.88 ± 1.62	17.83 ± 1.55	3.30	<0.01	1.29	alta
SSG PL _{RT} (a.u.)	11.01 ± 1.53	10.11 ± 1.74	1.40	0.17	<0.20	trivial
Distancia Total de SSG(m)	777.66 ± 79.17	704.29 ± 61.06	2.65	<0.01	1.04	moderada
Distancia total SSG > 16 km/h (m)	184.39 ± 41.09	144.29 ± 16.25	3.27	<0.01	1.28	alta

Nota. M: media; DE: desviación estándar; t: valor de la prueba t de muestras independientes; p: significancia; d: tamaño del efecto de la d de Cohen.

Perfil de condición física de los jugadores de baloncesto según sexo

La Tabla 31 y la Figura 46 muestran el análisis de componentes principales en la prueba de aptitud física. Se extrajeron cuatro PC de jugadores de baloncesto masculinos y femeninos que representan un 85.71% y un 83.61% de la varianza total, respectivamente. El PC1 en jugadores masculinos representa el 31.01% de la varianza total y estuvo compuesto por RSA Dec, 30-15 jugadores finales, SSG PL_{RT}, distancia total y distancia total > 16 km/h, mientras que las jugadoras representan 36.00% y están compuestos por RSA Acc, 30-15 palier final, SSG PL_{RT}, distancia total y distancia total > 16 km/h. El PC2 en los jugadores masculinos representa el 26.81% y estaba compuesto por Abalakov, Multisaltos y RSA Acc, mientras que en las jugadoras representa el 22.91% y estaba compuesto por Abalakov, Multisaltos 6,75-m arco CentF_{AVG} en dirección izquierda y derecha. El PC3 en los jugadores masculinos representa el 16.15% y estaba compuesto por CentF_{AVG} de arco de 6.75 m en ambas direcciones, mientras que en las jugadoras representa el 15.32% y estaba compuesto por Salto Unipodal en ambas piernas. Finalmente, el PC4 en los jugadores masculinos representó el 11.74% y estuvo compuesto por Salto Unipodal en ambas piernas, mientras que en las jugadoras representó el 9.37% y estuvo compuesto por RSA Dec.

Tabla 31. Análisis de componentes principales por sexo con sus respectivos valores propios, varianzas y % de varianza explicados.

Sexo	PC	Masculino				Femenino			
		1	2	3	4	1	2	3	4
Arco Izquierdo 6.75-m CentF _{AVG} (N)				0.88			0.93		
Arco derecho 6.75-m CentF _{AVG} (N)				0.96			0.95		
Salto Unipodal pierna derecha (cm)					0.88			0.75	
Salto Unipodal pierna izquierda (cm)					0.77			0.96	
Abalakov (cm)			0.93				0.51		
Multisaltos (cm)			0.86				0.74		
RSA Acc (km/h)			0.71			0.90			
RSA Dec (m/s ²)	0.80								-0.90
30-15 palier final (km/h)	0.57					0.80			
SSG PL _{RT} (a.u.)	0.76					0.82			
Distancia Total (m)	0.89					0.94			
Distancia Total SSG > 16 km/h (m)	0.93					0.83			
Valor propio	3.72	3.22	1.94	1.41	4.32	2.75	1.84	1.13	
Varianza	31.01	26.81	16.15	11.74	36.00	22.91	15.32	9.37	
%Varianza	31.01	57.82	73.97	85.71	36.00	58.91	74.23	83.61	

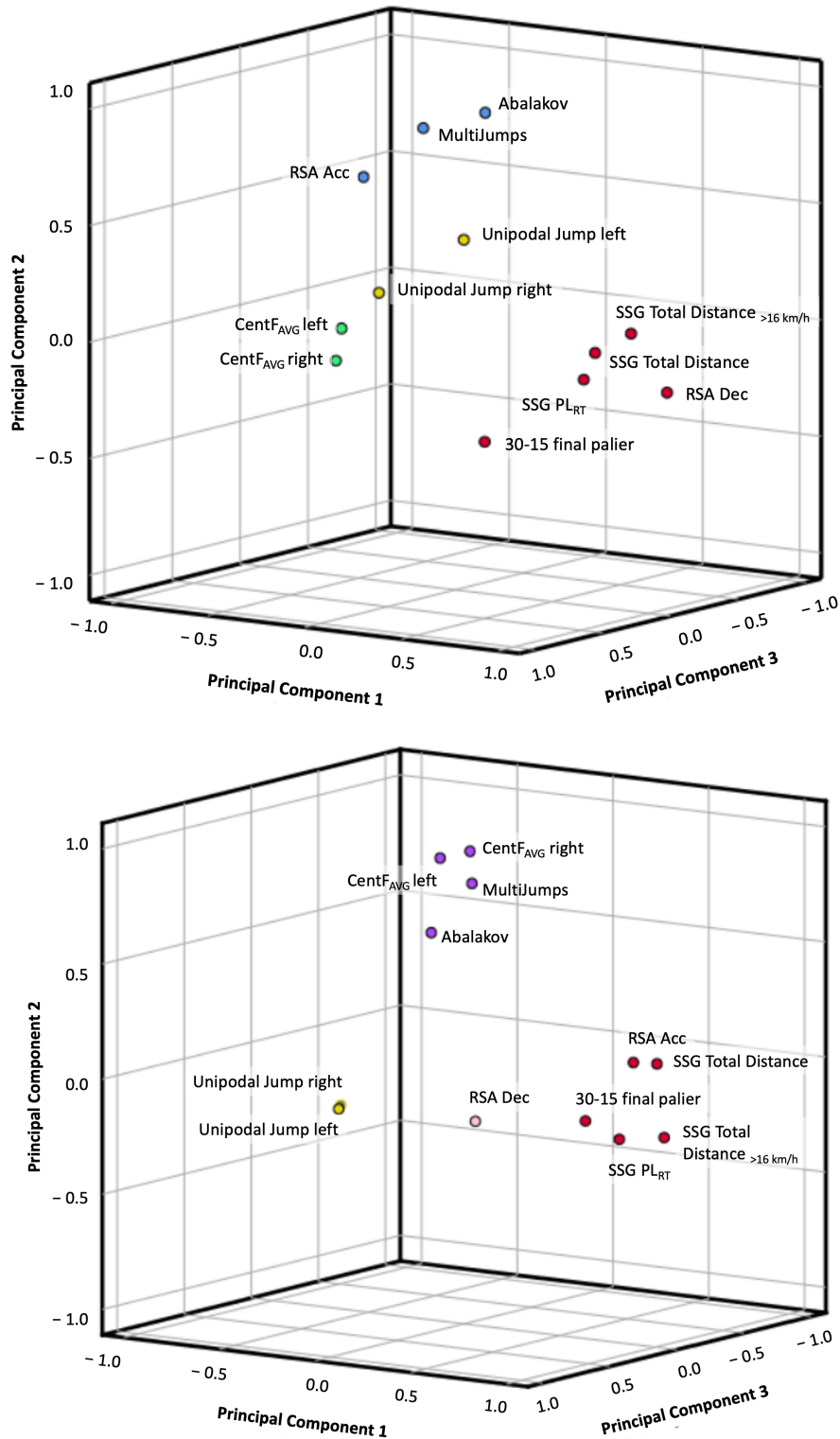


Figura 46. Distribución de componentes principales rotada del perfil de aptitud física en (A) jugadores de baloncesto semiprofesionales (A) masculinos y (B) femeninos. Cada color de los círculos rellenos representa un componente principal. En los jugadores masculinos, PC1 se representa con rojo, PC2 con azul, PC3 con verde y PC4 con amarillo. En las jugadoras, PC1 se representa con rojo, PC2 con violeta, PC3 con amarillo y PC4 con rosa. Los colores rojo y amarillo se muestran en jugadores masculinos y femeninos debido a que estos componentes se encontraron en ambos sexos.

5.5. Resumen de los resultados obtenidos en los estudios que componen los objetivos de la presente Tesis Doctoral.

En esta última sección del apartado de resultados es creada con el objetivo de exponer la interacción y la progresión de los hallazgos obtenidos a lo largo de la Tesis Doctoral. El **Objetivo I** fue conocer el estado actual del conocimiento científico acerca del uso de la acelerometría para la cuantificación de carga en deportes de invasión con la finalidad de concluir recomendaciones para su aplicación práctica y la investigación científica. Este aspecto fue desarrollado en el *Estudio I - Accelerometry as a method for external workload monitoring in invasion team sports. A systematic review*. Los principales resultados indican que la acelerometría es un instrumento para cuantificación de carga en deporte con un rápido crecimiento (2010, 3 artículos – 2019, 24 artículos), con investigaciones publicadas en revistas de alta calidad e impacto (JCR-Q1), donde la competición y entrenamiento se evalúan de forma aislada (76%), así como los deportistas evaluados son de nivel élite o profesional (70%), y de sexo masculino (86%). Se encontró una gran variedad de ubicaciones anatómicas evaluadas predominando la escápula (96%), la carga fue evaluada de forma total mediante diversos índices predominando PlayerLoad de Catapult Sports (PLTM, 64%), la frecuencia de muestreo más utilizada fue de 100 Hz, y las características técnicas como número de acelerómetros (7%) y validez y fiabilidad (35%) fueron bajamente reportadas.

Tras los resultados obtenidos en la revisión sistemática se encontraron dos déficits: (1) evaluación de las características técnicas de los acelerómetros y (2) propuesta de pruebas de evaluación del perfil multiubicación de carga externa en esfuerzos continuos e intermitentes. El **Objetivo II** se planteó para responder a este primer déficit y analizar la precisión de los acelerómetros a utilizar en múltiples ubicaciones anatómicas así como determinar el efecto de diferentes aspectos en la medición como el indicador de carga utilizado y la frecuencia de muestreo. Este objetivo se abordó en los *Estudios II, III y IV*. El primer aspecto fue abordado en el *Estudio II - Static and dynamic reliability of WIMU PROTM accelerometers according to anatomical placement*, donde se obtuvo que los acelerómetros del dispositivo utilizado presentaron una alta

fiabilidad tanto en test de laboratorio en evaluación estática y dinámica ($CV < 1\%$), como en test de campo en esfuerzos continuos e intermitentes en diferentes ubicaciones anatómicas ($t < .73$; $p > .46$; $r > .86$). El segundo aspecto fue abordado en el *Estudio III - Accelerometry-based external load indicators in sport: too many options, same practical outcome?*, donde los resultados indicaron una alta correlación entre los índices de carga basados en la acelerometría tanto en datos absolutos como normalizados ($r > .86$), siendo esta correlación perfecta ($r = 1$) entre PLTM (indicador de carga más utilizado) y el indicador de carga acelerométrica del dispositivo WIMU PROTM (PL_{RT}). Finalmente, el último aspecto fue abordado en el *Estudio IV - What is the most suitable sampling frequency to register accelerometry-based workload? A case study in soccer*, donde se obtuvo un acuerdo casi perfecto entre las frecuencias de muestreo superiores a 100 Hz ($ICC > .864$) siendo regular a substancial con 10 Hz ($ICC = .357- .658$).

El **Objetivo III** se planteó para resolver el segundo déficit con el propósito de diseñar y validar una batería de test de campo que permita la evaluación multi-ubicación de carga externa en los deportes de invasión. Este objetivo se respondió en el *Estudio V - Design and validity of a field test battery for assessing multi-location external load profile in invasion team sports* donde se seleccionaron las pruebas para la evaluación del perfil multiubicación de carga externa en los desplazamientos más comunes en las disciplinas de fútbol, baloncesto y balonmano que comprendieron capacidad anaeróbica aláctica en desplazamiento curvilíneo (fútbol: círculo central 9.15 m., baloncesto: arco 6.75 m., y balonmano: línea 6 m.), capacidad anaeróbica láctica en cambios de velocidad mediante test de esprines repetidos (fútbol: 33.5 m., baloncesto: 16.25 m., y balonmano: 22 m.), capacidad aeróbica en desplazamiento lineal (fútbol y balonmano: 30-15 IFT 40 m., baloncesto 30-15 IFT 28 M.), capacidad de salto mediante test Abalakov y capacidad física-condicional durante juegos en espacios reducidos (fútbol: 45x65 m., 6vs6 + portero; baloncesto: 10x15 m., 3vs3; balonmano 15x20 m., 4vs4 + portero) a través de jueces expertos con un alto acuerdo inter-observadores mediante *V de Aiken* ($V > 0.84$).

Tras la revisión de la literatura, la evaluación de la precisión del instrumento, la selección del indicador de carga apropiado así como de la frecuencia de muestreo de registro y las pruebas de valoración de forma objetiva se pasó al desarrollo del **Objetivo IV** para caracterizar el perfil multi-ubicación de la carga externa durante test de laboratorio y test de campo que simulen las exigencias de la competición, comparando la carga soportada en función de las ubicaciones anatómicas, segmentos corporales, lateralidad y sexo con un análisis inter e intra-sujeto. Este objetivo fue desarrollado en los Estudios VI a XI. En el *Estudio VI - Multi-location external workload profile in U-18 soccer players* durante test de laboratorio controlado en tapiz rodante se encontró una dinámica de carga diferente entre el tren superior e inferior ($\%_{diff} = 34.25 - 67.28$; $d = 2.20 - 4.77$) con mayor carga en el tren inferior (rodilla y tobillo) así como un aumento de la carga a mayor velocidad. Este estudio corroboraba la hipótesis inicial de que es necesaria una evaluación multiubicación debido a la diferente dinámica de carga entre puntos articulares. Por tanto, en el *Estudio VII - Assessment of the Multi-Location External Workload Profile in the Most Common Movements in Basketball* y el *Estudio VIII - Multi-Location External Workload Profile in Women's Basketball Players. A Case Study at the Semiprofessional-Level* se evaluó esta dinámica de carga en las pruebas de evaluación seleccionadas en jugadores y jugadoras de baloncesto. Ambos estudios identificaron: (a) diferencias en la absorción de la carga externa en función del tipo de desplazamiento con mayor carga en las ubicaciones más cercanas al suelo ($p < .01$); (b) diferencias de carga horizontal en el tren inferior (rodilla y tobillo) durante los desplazamientos curvilíneos con mayor carga en la pierna externa ($p < .01$); y (c) alta variabilidad inter-sujeto, especialmente en el tren inferior. En este sentido, si las dinámicas de carga son similares, la forma específica en la que la absorción de carga es realizada por cada estructura musculoesquelética con relación a las características individuales y el sexo del jugador podría modificar esta dinámica. Para resolver esta hipótesis se plantea el *Estudio IX - Characterization and Sex-Related Differences on the Multi-Location External Workload Profile In Semiprofessional Basketball Players. A Cross-Sectional Study* en el cual los principales resultados indican diferencias verticales en la absorción de carga entre

hombres y mujeres ($p < .01$) con mayor absorción en el segmento lumbar-rodilla en mujeres y en los segmentos escápula-lumbar y rodilla-tobillo en hombres. En cambio, no se encontraron diferencias horizontales en el tren inferior en el perfil entre hombres y mujeres. ($p > .16$).

Además, debido a que el perfil horizontal y vertical tiene una dinámica diferente en los desplazamientos curvilíneos con respecto al resto de desplazamientos se plantea el *Estudio X - Effect of isolated vs in-game curvilinear displacements in multi-location external workload profile. A case study in semiprofessional basketball players*. Los principales resultados indican que durante el juego los desplazamientos lineales presentan menor carga en el tren inferior que los desplazamientos curvilíneos ($p < .01$), no encontrando diferencias entre sentido de giro ($p > .67$). Por el contrario, en desplazamientos máximos si se encontraron diferencias en función del sentido de giro con mayor carga en la pierna externa respecto a la pierna interna tanto en rodilla como tobillo ($p < .01$). Además, se encontró una alta correlación entre fuerza centrípeta generada durante el desplazamiento y carga externa soportada ($r < .52$). Finalmente, a través de la batería de pruebas de evaluación no solo se extrae el perfil multiubicación de carga externa, sino que también se puede obtener de forma objetiva valores del rendimiento en las pruebas y extraer perfiles de rendimiento. Por tanto, el *Estudio XI - Exploring Physical Fitness Profile of Male and Female Semi-professional Basketball Players through Principal Component Analysis. A Case Study* identificó diferencias en el rendimiento entre hombres y mujeres, con mejores valores en hombres ($p < .01$; $d > 1.04$). Así mismo identificó 4 componentes principales (PC) en hombres y mujeres, siendo dos comunes entre sexos (PC1: capacidad aeróbica y condición física en el juego; PC4 en hombres y PC3 en mujeres: capacidad de salto unipodal) y dos diferentes (hombres: PC2 capacidad de salto bipodal y aceleración, PC3 desplazamiento curvilíneo; mujeres: PC2 saltos bipodal y desplazamiento curvilíneo, PC4 deceleración).



CAPÍTULO 6

DISCUSIÓN

“La verdadera motivación viene del logro, desarrollo personal, satisfacción en el trabajo y reconocimiento”

Frederick Herzberg

Capítulo 6. Discusión

En este capítulo, se expondrá de forma detallada la discusión de los resultados obtenidos en los diferentes estudios, confrontándolos con otros trabajos de investigación presentes en la literatura que han aplicado metodologías de investigación similares.

Los diferentes estudios realizados en la presente Tesis Doctoral han contribuido al avance en el conocimiento del uso de la acelerometría en las ciencias del deporte para la evaluación de la carga externa. Para ello, se desarrollan diferentes investigaciones. Un estudio de revisión sistemática para los trabajos que cuantifican la carga externa mediante acelerometría en los deportes de invasión. Posteriormente, una evaluación de la fiabilidad del sensor a utilizar durante la evaluación. A continuación, un estudio de los diferentes aspectos técnicos que pueden influir en la medición mediante la acelerometría como pueden ser el índice de carga utilizado, la frecuencia de muestreo y la temperatura del sensor. Tras el análisis de estos factores, se desarrolla y valida una batería de pruebas para la evaluación multi-ubicación de la carga externa en los deportes de invasión. Y por último, se muestran los resultados de la evaluación en la modalidad deportiva de baloncesto.

Sin embargo, para darle una mayor claridad al documento de Tesis Doctoral, la discusión se ha planteado en función de los objetivos desarrollados en las diferentes investigaciones. Por tanto, se ha estructurado el capítulo en cuatro epígrafes, acorde con los objetivos planteados para la investigación que se presentan en el Capítulo 3. Finalmente, se incluye una discusión conjunta de todos los objetivos y estudios abordados en la presente Tesis Doctoral.

6.1. Objetivo I. Conocer el estado actual del conocimiento científico acerca del uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga en los deportes de invasión, con la finalidad de concluir recomendaciones para su aplicación práctica

El Estudio I coincide con el primer objetivo de la presente Tesis Doctoral, el cual se define como mostrar una visión general acerca del uso de la acelerometría como método para la monitorización de la carga de trabajo en los deportes de invasión, incluyendo la evolución en la investigación, revistas científicas, modalidades deportivas y contexto deportivo, nivel competitivo, sexo, ubicación del dispositivo, variables de carga basadas en la acelerometría y características técnicas a tener en cuenta del sensor utilizado. Para este propósito, se llevó a cabo una revisión sistemática de los artículos publicados en relación al tópico de investigación (Ato et al., 2013; Moher et al., 2015). Los principales resultados indican un rápido crecimiento del número de publicaciones sobre la monitorización de la carga de trabajo mediante la acelerometría, donde el entrenamiento y la competición son analizados de manera separada, en deportistas masculinos de nivel profesional y élite, ubicando el dispositivo en la línea interescapular y utilizando el índice de carga PLTM y las variables derivadas del mismo en deportes de invasión en condiciones de interior y exterior.

6.1.1. Competición vs Entrenamiento

La mayoría de los estudios analizaron los contextos de entrenamiento y competición por separado (78%) de modo que solo un número limitado comparó ambos contextos (22%). La interrelación entre el entrenamiento y la competición durante las temporadas deportivas es esencial para lograr las adaptaciones apropiadas, mantener el estado físico óptimo de los jugadores y evitar la aparición de lesiones debido a una dinámica de carga de trabajo irregular entre ambos contextos deportivos (Gabbett, 2016; Reina et al., 2018). Por lo tanto, la selección de tareas deportivas en relación con el propósito de

las sesiones de entrenamiento y la planificación de la carga de trabajo durante los microciclos competitivos es fundamental para el rendimiento deportivo. (Gómez-Carmona et al., 2018; Martin-Garcia, Diaz, Bradley, Morera & Casamichana, 2018).

En esta revisión, se encontró un número total de 28 publicaciones que realizaron un análisis externo de la carga de trabajo a través de índices basados en acelerometría aplicado al entrenamiento y la competición. La mayoría de los estudios analizaron la carga de trabajo semanal general (entrenamiento y competición) y no proporcionaron horas de entrenamiento y competición distintas, por lo que la normalización no es posible, lo que dificulta su comparación (Boyd et al., 2013; Colby, Dawson, Heasman, Rogalski & Gabbett, 2014; Gabbett et al., 2010; Gabbett, 2013; Graham, Cormack, Parfitt & Eston, 2017; Peterson & Quiggle, 2017; Svilar, Castellano, & Jukic, 2018a). Para resolver este problema, diferentes investigaciones analizan la carga de trabajo relacionada con el tiempo de juego (Beenham et al., 2017; Chandler, Pinder, Curran & Gabbett, 2014; Fox, Stanton, & Scanlan, 2018; Gómez-Carmona et al., 2018; Montgomery et al., 2010). Por lo tanto, los futuros investigadores deben proporcionar horas de entrenamiento y competición o presentar los índices de carga de trabajo tanto totales como relativos al tiempo de juego para permitir la comparación entre contextos deportivos.

Cuatro estudios que compararon ambos contextos deportivos encontraron una mayor carga de trabajo en el entrenamiento que en la competición (Beenham et al., 2017; Chandler et al., 2014; Fox, Stanton, & Scanlan, 2018; Young, Gastin, Sanders, Mackey & Dwyer, 2016); mientras que cuatro artículos reportaron lo contrario (Gentles et al., 2018; Gómez-Carmona et al., 2018; Montgomery et al., 2010; Ritchie, Hopkins, Buchheit, Cordy & Bartlett, 2016). Una carga en competición más alta en algunos estudios puede ser la consecuencia de diferencias en el número de partidos por semana, sin tener en cuenta las condiciones (por ejemplo, día después del juego (inicio vs sustitutos), capacidades de fuerza y potencia, elementos técnico-tácticos, ejercicios de activación) para un análisis más detallado. Gentles et al. (2018) analizó la carga de trabajo promedio de la sesión de entrenamiento en

comparación con la competencia en jugadoras de fútbol de nivel universitario a través de Impulse Load (20120 ± 8609 vs. 12410 ± 4067). Montgomery et al. (2010) evaluó las diferencias entre las tareas basadas en juego con disposición 5vs5 en el entrenamiento en comparación con la competición a través de PL/min (2.79 ± 0.58 vs 1.71 ± 0.84). Ritchie et al. (2016) encontraron una mayor carga de trabajo en el entrenamiento en comparación con los partidos durante la pretemporada (PL: 1985 ± 745 vs. 1010 ± 290), y lo contrario durante la temporada competitiva (PL: 1014 ± 383 vs. 1320 ± 195).

Por otro lado, si el análisis de la carga de trabajo semanal no se realiza de forma global y se analiza específicamente cada sesión de entrenamiento así como la competición oficial, se puede encontrar una carga de trabajo más alta en las sesiones de entrenamiento dependiendo del propósito de la sesión. En este sentido, Beenham et al. (2017) encontraron mayores demandas en los juegos de 2 contra 2, 3 contra 3 y 4 contra 4 en comparación con los partidos oficiales de fútbol juvenil medidos por PL/min. Chandler et al. (2014) y Fox, Stanton, & Scanlan (2018) mostraron una mayor carga de trabajo cuando el propósito de la sesión de entrenamiento era acondicionamiento físico o tareas basadas en el juego en comparación con la competición en netball femenino y baloncesto masculino respectivamente.

Es necesario para la mejor preparación del jugador comprender el estrés físico y fisiológico durante el entrenamiento y la competición (Montgomery et al., 2010; Reina et al., 2018; Ritchie et al., 2016). Un diseño correcto de la sesión de entrenamiento relacionado con el propósito técnico-táctico-físico y la competencia es importante para la gestión de la carga de trabajo durante los microciclos competitivos (Akubat, Barrett & Abt, 2014; Fox, Stanton, & Scanlan, 2018; Halson, 2014). En este sentido, el uso de estrategias efectivas puede ayudar a anticipar el pico más alto de rendimiento en la competición (Alonso et al., 2020; Graham, Zois, Aughey & Duthie, 2020; Johnston, Murray, Austin & Duthie, 2021). Además, es importante la monitorización del jugador durante todas las fases del entrenamiento para asegurar la efectividad del entrenamiento (Cummins, McLean, Halaki & Orr, 2017; Johnston, Murray, & Austin, 2019; Wellman, Coad, Flynn, Siam & McLellan, 2019). Para este

propósito, el monitoreo combinado de respuestas internas con demandas externas de carga de trabajo a través de diferentes variables basadas en sistemas de seguimiento o acelerometría permite el monitoreo de carga de trabajo de una manera objetiva (Akubat et al., 2014; Cummins et al., 2013), siendo fundamental la selección de índices de carga de trabajo adecuados para su control y también una presentación clara de los resultados para una mejor toma de decisiones por parte del cuerpo técnico (Rojas-Valverde, Gómez-Carmona, et al., 2019).

6.1.2. Ubicación del dispositivo

En la mayoría de los estudios analizados, los dispositivos inerciales compuestos por acelerómetros triaxiales para el monitoreo externo de la carga de trabajo en deportes de equipo de invasión se han colocado en la escápula utilizando un arnés ajustado anatómicamente (Casamichana et al., 2013; Dalen et al., 2016; Gibson, Boyd & Murray, 2016; Ritchie et al., 2016; Scanlan, Wen, Tucker & Dalbo, 2014; Wellman, Coad, Goulet, Coffey & McLellan, 2017; Wik, Luteberget & Spencer, 2017), excepto en algunos estudios donde las compañías recomiendan la ubicación en el centro de masas (Bailey, Gustin, Mackey & Dwyer, 2017; Dalen et al., 2016; Schelling & Torres, 2016; Young et al., 2016) o el esternón (Gentles et al., 2018).

La ubicación del dispositivo en los deportes colectivos de invasión se ha realizado en la escápula, ya que este lugar es el más aceptable para detectar coordenadas de posicionamiento mediante GNSS (latitud/longitud) en condiciones exteriores (Beenham et al., 2017; Cummins et al., 2013), o mediante sistemas LPM (eje x-y) usando sistemas de radiofrecuencia en condiciones de interior (Bastida-Castillo et al., 2018; Frencken, Lemmink & Delleman, 2010; Leser et al., 2014; Stevens et al., 2014). La colocación del dispositivo en una ubicación diferente de la escápula es producida porque un acelerómetro usado en el cuerpo solo mide la aceleración del segmento al que está unido (Nedergaard et al., 2017). Por lo tanto, para detectar con mayor precisión las habilidades específicas y la carga de trabajo de cada disciplina deportiva, se han colocado acelerómetros en diferentes lugares como la

muñeca en el tenis (Whiteside, Cant, Connolly & Reid, 2017), la cabeza en natación (Beanland, Main, Aisbett, Gustin & Netto, 2014), el cockpit del kayak (Janssen & Sachlikidis, 2010), el manillar, el asiento o la tija en ciclismo XCO-MTB (Macdermid, Fink & Stannard, 2014; Macdermid, Fink, Miller & Stannard, 2017), o la tibia durante la carrera (Barrett et al., 2014; Nedergaard et al., 2017; Sinclair, Fau-Goodwin, Richards & Shore, 2016).

Por lo tanto, si el objetivo es registrar y medir eventos o habilidades específicas, la ubicación del dispositivo debe ser la más cercana al segmento que realiza el movimiento/acción para lograr la mayor precisión (Nedergaard et al., 2017). Por el contrario, si el objetivo es registrar y medir el seguimiento del jugador, el dispositivo debe colocarse en la escápula para lograr la máxima precisión tanto en interiores como en exteriores (Aughey, 2011; Bastida-Castillo, Gómez-Carmona, de la Cruz Sánchez & Pino-Ortega, 2019; Bastida-Castillo, Gómez-Carmona, De la Cruz Sánchez, Reche-Royo et al., 2019; Buchheit & Simpson, 2016).

Para combinar ambas medidas y lograr la mayor precisión en ambos objetivos, la solución propuesta es el desarrollo de un sistema compuesto por dos partes interconectadas: (a) un dispositivo inercial o HUB (concentrador de señal) ubicado en las escápulas para detectar la ubicación y recibir la señal de (b) diferentes microsensores (acelerómetros, giroscopios, etc.) colocados en diferentes ubicaciones anatómicas para detectar la carga de trabajo específica de cada segmento basada en la acelerometría. Estos microsensores enviarían la señal al HUB mediante tecnología inalámbrica (Ant +, Bluetooth, entre otros) donde se almacenaría para su posterior análisis. De esta manera, un estudio reciente propuso el monitoreo de diferentes ubicaciones del cuerpo simultáneamente (escápulas, región lumbar, rodillas y tobillos) a través de múltiples dispositivos inerciales que podrían unirse al cuerpo con bandas elásticas y arneses o con un mono deportivo específico de una pieza con bolsillos (Gómez-Carmona, Pino-Ortega, et al., 2020).

6.1.3. Indicadores de carga basados en la acelerometría

Actualmente, a partir de los datos brutos obtenidos por el acelerómetro, el análisis de la carga de trabajo externa se lleva a cabo a partir de dos variables principales: los impactos en función de los rangos de intensidad y PLTM en sus diferentes variantes (2D, eje x, eje y, z- eje, lento). La cuantificación de la carga de trabajo sobre la intensidad de los impactos se ha utilizado predominantemente en el rugby (Gabbett, 2013, 2015; Gabbett & Seibold, 2013; McLellan & Lovell, 2012; Suárez-Arrones et al., 2012), fútbol (Abade, Gonçalves, Leite & Sampaio, 2014) y fútbol americano (Wellman et al., 2017). En rugby y fútbol americano el umbral de detección de las colisiones/impactos es de 10g (Gabbett, 2013; Gabbett et al., 2010; Suárez-Arrones et al., 2012; Wellman et al., 2017). Por el contrario, en fútbol el umbral de detección de impactos se encuentra en 5G detectando desde 490 ± 309.5 a 613.1 ± 329.4 impactos (Abade et al., 2014). En los deportes de intento de anotación, el número de impactos mayores de 5G fueron de 895 ± 325 en rugby (McLellan & Lovell, 2012), de 1222 ± 607 en rugby union (Suárez-Arrones et al., 2012) y de 951 ± 192 en fútbol americano (Wellman et al., 2017). Esta diferencia podría deberse a la menor intensidad de los contactos físicos en el fútbol (disputas, cargas, entradas) en comparación con el rugby o el fútbol americano (colisiones, melés, placajes, etc.), o la diferente duración y formato del juego. Por lo tanto, es importante analizar las demandas específicas de cada modalidad deportiva y adaptar los índices o la detección de umbral para una monitorización precisa de la carga de trabajo durante los contextos de entrenamiento y competición.

El indicador de carga basado en la acelerometría más frecuente es PLTM desarrollado por Catapult Sports (Boyd et al., 2011), que representa la carga de trabajo acumulativa en los tres ejes de movimiento durante todas las sesiones. Para la comparación entre disciplinas deportivas, la variable PLTM es normalizada al tiempo total de la sesión [min]. Los estudios que incluyen PLTM normalizado encuentran diferencias en la carga reportada a lo largo de los deportes como en fútbol con 10.18 ± 2.12 (Beenham et al., 2017) o $10.6-13.2 \pm 1.5-2.5$ (Trewin, Meylan, Varley & Cronin, 2018), netball $9.4-10.6 \pm 2.4-3.6$

(Cormack, Smith, Mooney, Young & O'Brien, 2014), MMA 15.37 ± 1.71 (Kirk, Hurst & Atkins, 2015), balonmano $9.18-9.76 \pm 0.6-1.4$ (Wik et al., 2017), rugby union 7.6 ± 0.6 (Read et al., 2017), hockey $13.8-12.5 \pm 1.6-1.0$ (Polglaze, Dawson, Hiscock & Peeling, 2015), lacrosse $7.6-9.9 \pm 1.5-2.7$ (Polley, Cormack, Gabbett & Polglaze, 2015), fútbol australiano $15.1-16.3 \pm 0.9-1.4$ (Mooney, Cormack, O'Brien & Coutts, 2013) y rugby $7.2-10.4 \pm 0.8-2.0$ (Gabbett, 2015). Estos datos confirman que cada deporte tiene demandas específicas con respecto a la carga de trabajo externa, siendo los rangos como consecuencia de las diferentes posiciones de juego. Por lo tanto, es necesario analizar la carga de trabajo de la competición para diseñar el estímulo óptimo durante las sesiones de entrenamiento para mejorar el rendimiento deportivo.

Diferentes investigación también utilizan otras variables dependientes de PLTM como su segmentación por ejes (PL_x, PL_y, PL_z) para analizar la contribución específica de cada eje en la carga de trabajo total en las habilidades técnico-tácticas o qué eje está más relacionado con la fatiga durante la competición (Barrett, Midgley, Towlson, et al., 2016; Beenham et al., 2017; Chandler et al., 2014; Cormack et al., 2013, 2014; Peterson & Quiggle, 2017). Por otra parte, PL_{slow} cuantifica la contribución de la carga de baja intensidad (<2G) al total de la carga soportada por el jugador (Boyd et al., 2013; Gabbett, 2015; Gallo, Cormack, Gabbett, Williams & Lorenzen, 2015; Read et al., 2017; Roe, Halkier, Beggs, Till & Jones, 2016). Estos dos índices permiten una mayor precisión e individualización de las demandas realizadas por los atletas. La mayor contribución a la carga de trabajo externa que sufren los atletas proviene del eje vertical de movimiento, que representa más del 50% de la carga de trabajo total (eje y > eje x > eje z). Además, la carga de trabajo de baja intensidad representaba entre el 35 y el 50% del PL acumulativo. Por lo tanto, la evaluación de ambos índices será importante para diseñar cargas de trabajo técnico-táctico-físicas individualizadas y hacer posible la detección objetiva de las deficiencias de los jugadores y la mejora óptima del valor de rendimiento.

Finalmente, con respecto a la empresa que desarrolla cada dispositivo, se encuentran otras variables en el área de la ciencia del deporte, como

Dynamic Stress Load (Gaudino et al., 2015), Body Load (Cunniffe et al., 2009), Total Load (Bowen et al., 2017), Force Load (Colby et al., 2014), Impulse Load (Gentles et al., 2018), PL_{RT} (Pino-Ortega, Rojas-Valverde, et al., 2019) or PL_{RE} (Dalen et al., 2016) para cuantificar la carga de trabajo acumulada durante las sesiones de entrenamiento o partidos oficiales en deportes de equipo. Estos índices se basan en los datos brutos de acelerometría en los 3 ejes de movimiento aplicando diferentes algoritmos y valores escalados. Esto dificulta la comparabilidad de los datos de diferentes dispositivos (Buchheit et al., 2014). El resultado es una correlación muy alta a perfecta entre los índices de carga de trabajo basados en la acelerometría con diferencias muy grandes en los valores absolutos (Gómez-Carmona, Pino-Ortega et al., 2019).

Gracias a este gran número de indicadores de carga basados en la acelerometría (ej. PL_x , PL_y , PL_z , PL_{slow} , etc.) es posible analizar específicamente la carga de acelerometría en cada disciplina deportiva, tanto la carga acumulativa como las demandas específicas de habilidades / destrezas, con el objetivo de individualizar la carga específica en cada deporte en relación con el jugador. posición o roles en la competencia. Sin embargo, para poder comparar datos entre dispositivos, sería necesario el trabajo con los datos en bruto sin aplicar técnicas de suavizado/filtrado, así como que las empresas deberían indicar las características técnicas de sus sensores y los algoritmos específicos que integran para realizar los cálculos.

6.1.4 Características técnicas de los acelerómetros

La mayoría de los estudios con el propósito de detectar patrones de movimiento en deportes de equipo de invasión a través de acelerómetros presentaron una frecuencia de muestreo de 100 Hz. Esta característica técnica es importante para garantizar una alta calidad de datos durante la recopilación de datos (Malone et al., 2017). Una menor frecuencia de muestreo ha sido relacionada con una menor precisión (Stevens et al., 2014). Por esta razón, Migueles et al. (2017) recomendaron el uso de un mínimo de 90 Hz cuando los investigadores están utilizando los métodos del fabricante, o 100 Hz cuando los investigadores están filtrando y procesando la señal. Por lo tanto, de forma general, una frecuencia de muestreo de 100 Hz se ha encontrado como suficiente para detectar la carga de trabajo externa en los tres ejes de movimiento a través de acelerómetros en deportes de equipo.

Otras características técnicas importantes que deben considerarse son los planos de movimiento (2 planos x-y vs 3 planos x-y-z), el número de acelerómetros que componen el dispositivo y el rango de salida de cada acelerómetro. La mayoría de los estudios mostraron que los acelerómetros triaxiales componían el dispositivo inercial utilizado. Esta característica es fundamental para detectar el movimiento tridimensional y, en consecuencia, para calcular el índice de carga de trabajo externo, que requiere la aceleración en los tres ejes (Cummins et al., 2013; Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, García-Rubio et al., 2019; Migueles et al., 2017). Por otro lado, solo 9 estudios especificaron la cantidad de acelerómetros utilizados en los dispositivos. El número de acelerómetros solo es importante si se considera el fondo de escala de cada acelerómetro. WIMU PRO™ se compone de cuatro acelerómetros con rangos de salida específicos $\pm 16g$, $\pm 16g$, $\pm 32g$ y $\pm 400g$ (Fernández-Leo et al., 2020; Gómez-Carmona, Gamonales-Puerto et al., 2019; Oliva-Lozano et al., 2021) mientras Optimeye S5 se compone de tres acelerómetros con un fondo de escala de $\pm 16g$ (Enes et al., 2021). Esta característica técnica es muy importante debido a que el segundo dispositivo no puede detectar el pico de aceleración generado cuando una colisión supera los 16 g. Por lo tanto, el número de acelerómetros no puede considerarse como un criterio de calidad

sin tener en cuenta el fondo de escala de los acelerómetros que componen el dispositivo. Por esta razón, ambos aspectos técnicos deben describirse en la sección de métodos para identificar si los acelerómetros pueden detectar con alta precisión todos los movimientos o eventos evaluados (carga de trabajo total y carga de trabajo máxima) durante el entrenamiento y la competición.

Finalmente, otra característica técnica importante a considerar es la validez y confiabilidad de los acelerómetros. La fiabilidad es la consistencia de la medida entre dispositivos y a lo largo del tiempo que permite la comparación de la carga de trabajo entre dispositivos y entre sesiones, mientras que la validez es la medida en que los valores obtenidos realmente representan la variable a la que están destinados (Currell & Jeukendrup, 2008). En esta revisión sistemática, es preocupante que solo el 25.4% de los estudios seleccionados informaron tanto validez como confiabilidad, 31.4% solo confiabilidad y 8.5% solo validez de acelerómetros. Específicamente, la validez y fiabilidad de los siguientes dispositivos y variables ha sido evaluada previamente: PLTM y MinimaxX (Barrett et al., 2014; Boyd et al., 2011), PL_{RT} y WIMU PROTM (Gomez-Carmona, Bastida-Castillo, García-Rubio et al., 2019; Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, González-Custodio et al., 2020), Body Load y SPI-PRO (Kelly et al., 2015), y Impulse Load y Zephyr Bioharness (Johnstone et al., 2012) Todos los dispositivos y las variables basadas en la acelerometría presentaron resultados satisfactorios, excepto BodyLoad (Kelly et al., 2015).

Entre los estudios que citaron la confiabilidad y validez de los acelerómetros, 15 investigaciones (es decir, 12.7%) citaron la confiabilidad y validez de otros dispositivos que no se usaron en sus respectivas investigaciones. Investigaciones medidas con dispositivos Optimeye y Team 2.5 (Catapult Sports) (Alonso et al., 2020; Fox, O'Grady & Scanlan, 2020; Heishman, Daub, Miller, Freitas & Bembem, 2020; Johnston, Gabbett, Jenkins & Hulin, 2015; Peterson & Quiggle, 2017; Phibbs et al., 2018; Read et al., 2017; Rowell, Aughey, Clubb & Cormack, 2018; Wik et al., 2017), ZXY Sporttracking (Radionor Communications) (Dalen et al., 2016), X8-mini (Gulfcoast Data Concept) (Bailey et al., 2017; Schelling & Torres, 2016; Young et al., 2016), Actilife v12 (ActiGraph) (Staunton et al., 2018), y Viper V2 (StatSport)

(Vázquez-Guerrero et al., 2018) citaron el estudio de validez de Barrett et al. (2014) y fiabilidad de Boyd et al. (2011) realizados con dispositivos MinimaxX (Catapult Sports). Cabe destacar que el 34.7% de los estudios no informaron la validez o confiabilidad y tampoco se refirieron a los hallazgos de la literatura para este propósito.

Por lo tanto, es necesaria la validez y confiabilidad de los resultados derivados del acelerómetro para determinar cómo se pueden aplicar efectivamente a los deportes individuales y de equipo. Se debe alcanzar un consenso en este aspecto para que las empresas necesiten evaluar sus dispositivos a través de un protocolo independiente y estandarizado que garantice la precisión y la reproducibilidad de los resultados derivados del acelerómetro en diferentes contextos y deportes.

6.1.5. Modalidades deportivas, sexo y categoría

La mayoría de los estudios seleccionados han sido sobre fútbol australiano, rugby, fútbol y baloncesto. El resto de los deportes de equipo de invasión han despertado un bajo interés en la investigación. Gracias al Centro Australiano de Investigación Microtecnológica a través del Proyecto 2.5 “Tecnología de Comunicación para la monitorización del deportista”, comenzando a diseñar un dispositivo único y no intrusivo para el análisis del rendimiento deportivo en tiempo real en 2001 (Wu, Zhang et al., 2007), El tema de investigación se ha centrado en los deportes más populares en esta región (fútbol australiano y rugby), desarrollando variables específicas como la detección de impacto/colisión (Gabbett, 2013, 2015; Gabbett & Seibold, 2013; McLellan & Lovell, 2012; Suárez-Arrones et al., 2012). Más tarde, a partir de los resultados obtenidos y el alto impacto socioeconómico, esta tecnología comenzó a utilizarse en los deportes más populares en Europa y Estados Unidos, como el fútbol y el baloncesto (Beenham et al., 2017; Buchheit, Lacombe, Cholley & Simpson, 2018; Fox, Stanton, & Scanlan, 2018; Jones, Greig, Mawéné, Barrow & Page, 2019; Pino-Ortega, Rojas-Valverde et al., 2019; Rabbani, Kargarfard, Castagna, Clemente & Twist, 2019; Schelling & Torres, 2016; Svilar, Castellano, & Jukic, 2018a).

Este aspecto socioeconómico también se encuentra en las categorías deportivas y el sexo. La mayoría de los estudios se realizaron a nivel elite y profesional (77%) con jugadores masculinos (87%). En este sentido, numerosos estudios han analizado la relación entre los índices de carga de trabajo basados en la acelerometría y los métodos de monitorización objetivos y subjetivo de bajo coste debido a los bajos recursos económicos en el resto de las categorías. Diferentes investigaciones han relacionado los índices basados en la acelerometría con los índices de carga de trabajo de la frecuencia cardíaca, como el impulso de entrenamiento (TRIMPS), y Edwards o zonas de frecuencia cardíaca sumadas (SHRZ) que encuentran valores de validez muy altos a casi perfectos (Casamichana et al., 2013; Fox, Stanton, & Scanlan, 2018; Scanlan et al., 2014). Además, también ha sido relacionada con sRPE (Casamichana et al., 2013; Svilar, Castellano, & Jukic, 2018a; Winder, Russell, Naughton & Harper, 2018) o herramientas subjetivas como el Sistema Integral para el Análisis de las Tareas de Entrenamiento (SIATE) (Gómez-Carmona, Gamonales-Puerto et al., 2019; Reina, Mancha-Triguero, et al., 2019) con valores de correlación de altos a muy altos.. Por lo tanto, debido a los bajos recursos económicos en las categorías no profesionales y en el deporte femenino, estos métodos alternativos podrían usarse para monitorear la carga de trabajo subjetivamente, tanto a nivel de carga de trabajo interno como externo. Además de encontrar métodos alternativos para el monitoreo de la carga de trabajo, es tarea de los investigadores y los equipos profesionales ayudar al desarrollo del conocimiento a través de la investigación en estas poblaciones deportivas donde se encuentra el mayor número de atletas y licencias.

Aunque existen correlaciones existentes entre la carga de trabajo basada en la acelerometría con índices de carga subjetivos externos (SIATE) e internos subjetivos (sRPE) y objetivos (TRIMPS, Edwards y SHRZ), se recomienda el uso de acelerómetros para cuantificar las cargas de trabajo externas objetivamente. Su fiabilidad, precisión y sensibilidad son mayores en comparación con otros sistemas externos de cuantificación de la carga de trabajo, como el análisis automático y semiautomático de movimiento de tiempo

(seguimiento por video, GNSS o LPM) (Dalen et al., 2016; Fox et al., 2017). Los sistemas automáticos y semiautomáticos de TMA pueden subestimar las demandas de carga de trabajo externa porque las acciones estáticas de alta intensidad (saltos, colisiones, etc.) se clasifican en el grupo de acciones de baja intensidad (Dalen et al., 2016). Por lo tanto, investigaciones recientes identificaron que la microtecnología (ej. Microsensores y acelerómetros portátiles) pueden representar una alternativa válida y práctica a TMA y ofrecer ventajas distintas en comparación con TMA, como la simplificación relativa para analizar datos utilizando algoritmos facilitados por el fabricante o definidos por el usuario que cuantifican el movimiento, detectar las fuerzas generadas por el atleta relacionadas con la gravedad, su portabilidad y su característica de no ser invasivo, la medición de la carga de trabajo interna y externa simultáneamente y la retroalimentación en tiempo real para minimizar el riesgo de fatiga y lesiones y, por consiguiente, mejorar el rendimiento deportivo (Ferioli et al., 2020; Fox et al., 2017; Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, García-Rubio et al. 2019; Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, González-Custodio et al., 2020; Rojas-Valverde, Gómez-Carmona, et al., 2019).

6.2. Objetivo II. Analizar la precisión de los acelerómetros a utilizar para la evaluación de la carga externa en múltiples ubicaciones anatómicas, así como determinar el efecto de diferentes aspectos en la medición (indicador de carga y frecuencia de muestreo).

Los estudios II, III y IV se corresponden con el segundo objetivo de la presente Tesis Doctoral que trata de evaluar la precisión de los acelerómetros 3-D que contienen los dispositivos inerciales WIMU PRO™, así como determinar el efecto de variables importantes durante la medición como la frecuencia de muestreo y el indicador de carga utilizado. Estos acelerómetros se utilizaron para medir la carga externa en los deportes, durante diferentes pruebas en el laboratorio, y la actividad continua e intermitente en el campo. Estas investigaciones son fundamental para el desarrollo del resto de trabajos relacionados el registro de la carga de trabajo externa basada en la acelerometría, debido a que todas ellas influyen directamente en la calidad del dato registrado mediante el dispositivo inercial.

6.2.1. Precisión del sensor acelerómetro

En las condiciones de laboratorio se encontró muy buena fiabilidad ($CV < 1.00\%$) y, en la evaluación específica del movimiento deportivo, se encontraron correlaciones casi perfectas entre dispositivos inerciales ($r^2 \geq .99$). Además, se encontraron excelentes resultados ($p = .46 - .98$; $t = .01 - .73$) y una correlación muy fuerte ($r = .86 - .96$) en el análisis de fiabilidad entre sesiones.

Dependiendo del enfoque de la investigación, la ubicación del acelerómetro en los puntos anatómicos es de suma importancia para la recolección precisa de los datos. Por esta razón, estudios previos han analizado diferentes ubicaciones anatómicas al mismo tiempo (Boerema et al., 2014; Özdemir, 2016; Thompson et al., 2018). Özdemir (2016) colocó los dispositivos en la cabeza, el pecho, la cintura, la muñeca derecha, el muslo

derecho y el tobillo derecho para evaluar el riesgo de caída en las personas mayores y se encontraron mejores resultado en la muñeca. Boerema et al., (2014) usaron cinco acelerómetros en diferentes partes de la cintura para medir la actividad física, obteniendo los mejores resultados desde la posición más lateral del en la cintura del participante. Thompson et al. (2018) evaluó la marcha equina con tres acelerómetros colocados en la cabeza, la pata delantera derecha y la pata trasera derecha, encontrando los mejores resultados en la pata delantera. El dispositivo debe estar perfectamente fijado a la ubicación anatómica evaluada para lograr valores precisos, ya sea a través de una banda elástica o un arnés específico (Edwards et al., 2019). Por lo tanto, es importante evaluar la fiabilidad y validez de los dispositivos en todas las condiciones, tanto en pruebas de laboratorio como de campo.

6.2.1.1. Evaluación de Laboratorio

En las pruebas de fiabilidad estática, los dispositivos analizados obtuvieron excelentes resultados con estrés ($CV \leq .79\%$) y sin condiciones de estrés ($CV \leq .37\%$). Boyd et al. (2011) analizaron la fiabilidad estática del dispositivo inercial MinimaxX y se encontró muy buena fiabilidad estática ($CV = 1.01 - 1.10\%$). Estos resultados son importantes ya que la medición del acelerómetro es constante y no produce deriva. En los deportes de equipo existen algunos periodos de tiempo en los que el atleta no se encuentra en movimiento. Por lo tanto, el dispositivo no modifica la medición, esto indica que no se sobreestimaré el registro de las demandas de carga del juego.

Durante las pruebas dinámicas, se encontraron excelentes resultados tanto de fiabilidad inter ($CV = .12 - .55\%$) e intra dispositivos ($CV = .64 - .72\%$). Estos resultados mostraron mayores valores que otros acelerómetros previamente evaluados en la literatura con respecto a la fiabilidad inter dispositivo en relación con los dispositivos RT3 (Krasnoff et al., 2008), Dispositivos DynaPort (Van Hees et al., 2009), MinimaxX (Boyd et al., 2011) durante los ensayos en máquinas de prueba mecánicas y en el análisis de confiabilidad entre dispositivos en comparación con el Tritrac-R3D, RT3, Dynaport and MinimaxX, donde se utilizaron métodos de prueba similares

(Boyd et al., 2011; Krasnoff et al., 2008; Nichols et al., 1999; Van Hees et al., 2009). Por lo tanto, el presente dispositivo inercial tiene niveles aceptables de fiabilidad en comparación con dispositivos equivalentes que ya están en uso regular.

6.2.1.2. Evaluación del esfuerzo continuo e intermitente

En las pruebas de esfuerzo continuo e intermitente, los dispositivos que se evaluaron obtuvieron excelentes valores de fiabilidad, en todas las ubicaciones anatómicas del dispositivo inercial, tanto durante una prueba de Carrera incremental en la cinta rodante en condiciones controladas como en la prueba SAFT⁹⁰ en un campo de césped artificial ($r^2 \geq .989$). Los mejores valores en ambas pruebas fueron en las escápulas (Tapiz rodante: CV = 2.05%; SAFT⁹⁰: CV = 2.46%). Los datos presentados en las gráficas de Bland-Altman muestran que la mayoría de los datos de AceIT están cerca de la media de las diferencias entre los instrumentos en ambas pruebas, lo que indica un alto nivel de acuerdo (Bland & Altman, 1999). Diferentes investigaciones han analizado la fiabilidad de los acelerómetros para cuantificar la carga en los deportes, obteniendo peores valores que el dispositivo inercial analizado, excepto Boyd et al. (2011) los cuales obtuvieron valores similares de CV $\leq 2.00\%$ y $r^2 \geq .99$. Para evaluar la fiabilidad de los dispositivos para cuantificar el nivel de actividad en el área de la salud, Nichols et al. (1999) analizaron el acelerómetro Tritrac para caminar y trotar, informando correlaciones muy altas ($r = .73 - .87$). Se supone que el análisis de confiabilidad de un dispositivo que mide impactos de baja intensidad para el control de carga externa muestra mejores valores que la medición en deportes de alto impacto, como el fútbol o el baloncesto. La presente investigación encontró mejores valores, mostrando la alta calidad de los sensores.

Además, se realizó un análisis de confiabilidad test-retest para una prueba de carrera incremental en cinta de correr y la prueba SAFT⁹⁰. Los resultados mostraron valores excelentes ($p = .46 - .98$; $t = .01 - .73$) y correlaciones muy fuertes, casi perfectas ($r = .86 - .96$). En el análisis de fiabilidad, en un protocolo similar y condiciones de intensidad, Barrett et al.

(2014) analizaron la fiabilidad test-retest del MinimaxX S4 una prueba de carrera incremental en cinta de correr obteniendo resultados muy buenos (escapula: %_{diff} = .76, $p = .94$; centro de masas: %_{diff} = 1.27, $p = .92$) y moderados y altos valores de ICC (.80 - .97). Barreira et al. (2017) investigaron la fiabilidad de los dispositivos Viper en la prueba SAFT⁹⁰, en la cual no se encontraron diferencias entre unidades ($p > .05$; $t < 2.20$) y se encontró una correlación alta a muy alta ($r = .80 - .92$). Por lo tanto, los acelerómetros WIMU PROTM presentaron excelentes resultados en el análisis de fiabilidad test-retest y son capaces de cuantificar la carga externa en deportes de equipo como otros dispositivos de seguimiento o inerciales evaluados previamente.

Esta investigación evaluó la variable AcelT porque se identifica como la combinación de aceleración total registrada por los tres ejes ortogonales del acelerómetro (x, y, z) de un segmento del cuerpo u objeto en el cual se encuentra colocado el dispositivo. Mientras tanto, la investigación RT3 (Krasnoff et al., 2008) estudió la aceleración en bruto en los tres ejes y por separado. Durante los movimientos, las acciones técnicas específicas que realiza un jugador durante el entrenamiento y la competencia se ven afectadas por las fuerzas producidas por la gravedad, los cambios en el movimiento horizontal y las fuerzas relacionadas con la rotación. Por lo tanto, el análisis de la aceleración en un solo eje para cuantificar la carga externa en los deportes no es práctico, ya que ignora las fuerzas producidas en los otros ejes.

Finalmente, en relación con la evaluación del AcelT u otras variables diseñadas para cuantificar la carga externa en los deportes, PlayerLoadTM indica el cambio de aceleración en los tres ejes. Por otro lado, AcelT indica solo la aceleración, en valores de fuerza g, registrada por los acelerómetros tridimensionales que conforman el dispositivo inercial con una frecuencia de muestra de 1000 Hz, todo sin la aplicación de un cálculo para modificar los datos sin procesar de la señal. Por lo tanto, si los acelerómetros registraran la variable AcelT en una forma confiable, todas las variables calculadas usando acelerómetros serían confiables, excepto por un error de la fórmula utilizada para el cálculo.

6.2.2. Indicadores de carga basados en la acelerometría

Gracias a los avances tecnológicos en el área del deporte, los dispositivos inerciales con diferentes sensores como los acelerómetros han sido utilizados para la cuantificación de la carga tanto en deportes de equipo como en individuales. Aunque todos los índices proveen información sobre la aceleración en los tres planos de movimiento, no se puede realizar una comparación entre los índices, ya que cada compañía ha desarrollado un ABELI independiente para el monitoreo de la carga. Por lo tanto, el objetivo de la presente investigación fue analizar el grado de acuerdo entre los diferentes distintos indicadores de carga basados en acelerometría disponibles en la ciencia del deporte. Los principales resultados en la investigación indican que se encontraron correlaciones muy grandes y casi perfectas en los datos absolutos, escalados y centrados (1^{er} periodo: $r > .803$, $p > .01$; 2^{do} periodo: $r > 0.919$; $p > .01$). En cambio, se encontraron diferencias muy grandes en los valores absolutos (sesgo= -579226.6 a 285931.1; $t = -224.66$ a 213.91, $p < .01$), y no hubo diferencias en los valores centrados (sesgo = 0; $t = 1.00$; $p = 1.00$).

Los datos absolutos obtenidos en el presente estudio fueron similares a los reportados en investigaciones publicadas anteriormente. Con respecto a los estudios que abordan las demandas locomotoras en jugadores de fútbol juvenil, el índice más utilizado fue el PLTM (Akenhead & Nassis, 2016). En el presente estudio, se encontró un PLTM de 12.8 a.u./min, mientras que en otros datos publicados se obtuvieron datos de 10.2 a.u./min en jugadores de fútbol juvenil (Beenham et al., 2017), 11.5 a.u./min en jugadores de fútbol élite masculino (Barron, Atkins, Edmundson & Fewtrell, 2014), y 10.3-10.9 a.u./min en partidos consecutivos en jugadoras de fútbol élite (Trewin et al., 2018) usando la misma variable. Estas diferencias entre los valores obtenidos en la literatura y los resultados actuales podrían deberse a la falta de sincronización táctica en la categoría U-16 con respecto a U-18 y la categoría absoluta los cuales realizan mayor cantidad de desplazamientos (Folgado, Gonçalves & Sampaio, 2018) y períodos de tiempo más cortos (40 vs 45 min) que producen menos fatiga (Paul, Bradley & Nassis, 2015). El PL^{RT} obtenido fue de 1.3 a.u./min, mientras

que en los juegos oficiales de fútbol juvenil la evidencia reciente reportó 1.8 a.u./min (Gómez-Carmona et al., 2018) y 1.4 en jugadores masculinos de fútbol semiprofesional (Reche-Soto et al., 2019). El nivel del equipo de fútbol / oponentes y el resultado del partido también pueden ser un factor influyente (Andrzejewski, Chmura, Konefał, Kowalczyk & Chmura, 2018; Rago, Rebelo, Krstrup & Mohr, 2019).

Con respecto a la IL, los resultados obtenidos en este estudio (656.5 N/min) sugieren valores más altos en comparación con los obtenidos en investigaciones similares en jugadoras de fútbol (447.1 N/min) (Gentles et al., 2018). Los equipos de fútbol femenino cubrieron distancias más cortas y con menor intensidad que los equipos de fútbol masculino. Además, el TL obtenido fue de 1.3 a.u./min, similar a otros datos extraídos en los partidos de fútbol juvenil y el entrenamiento (1.4 a.u./min) (Bowen et al., 2017). Debe de considerarse que los resultados obtenidos en este estudio se recopilaban en un equipo de fútbol juvenil, esto debe analizarse cuidadosamente cuando estos datos se extrapolan a otras categorías de competición debido a las claras diferencias físicas y técnicas entre ambos grupos de competición (Abade et al., 2014).

En relación con la aceleración total, $a(t)$, se encontró en este estudio un total de 6438.1 g/min, pero se han registrado datos acumulativos más altos (8040 g/min) en otros estudios en un circuito de entrenamiento de fútbol específico (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, García-Rubio et al., 2019); por lo tanto, no hay suficientes referencias usando $a(t)$ en partidos de fútbol. Finalmente, es difícil comparar los datos obtenidos sobre PL_{RE} en esta investigación, esto debido a que el dispositivo utilizado ZXY SportTracking se ajusta a la IMU en la cintura, y otros sistemas se ajustan a nivel de las T2-T4 entre las escápulas, debido a esto, los valores obtenidos son menores a los publicados anteriormente (Dalen et al., 2016) por lo que la carga de trabajo resultante de los segmentos lumbares tiende a ser más alta que la evaluada en la línea interescapular (Barrett et al., 2014; Gómez-Carmona Bastida-Castillo, García-Rubio et al., 2019; Nedergaard et al., 2017; Rojas-Valverde, Sánchez-Ureña, et al., 2019). En este sentido, una investigación previa realizada por

Nedergaard et al. (2017) reportó que un acelerómetro usado en el cuerpo solo mide la aceleración del segmento al que está unido, por lo tanto, se podrían esperar peores acuerdos con los ABELIS debido a la diferente ubicación cuando se realiza la medición.

La alta correlación y concordancia encontrada entre todos los ABELI se debe a que todos los índices se calculan utilizando el cambio acumulado en la aceleración en los tres ejes de movimiento, con las mismas unidades y al mismo nivel (escápulas). Sin embargo, los valores entre compañías son diferentes debido a los algoritmos, unidades y magnitudes que estos aplican. Por esta razón, se encontraron diferencias entre los datos absolutos entre los ABELIs. Por lo tanto, es importante analizar la validez y confiabilidad de los acelerómetros de dispositivos y las compañías necesitan explicar cuántos procesos de filtrado se han llevado a cabo previo a que los datos en bruto sean descargados por el usuario, con el objetivo de comparar la implementación de todos los ABELIs en todos los acelerómetros o dispositivos inerciales (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Ibáñez et al., 2020). A pesar de que hubo un alto acuerdo entre estos indicadores, los estudios futuros podrían explorar la sensibilidad de los ABELI para detectar cambios en las cargas fisiológicas o mecánicas y la capacidad de detectar las tareas de alta intensidad mas exigentes o el riesgo de lesiones por uso excesivo, entre otras aplicaciones.

Si bien los resultados de este estudio han proporcionado información sobre el grado de acuerdo y las diferencias entre los indicadores de carga externa basados en acelerómetros durante tres partidos de fútbol categoría U'16, se deben reconocer algunas limitaciones del estudio. Aunque la muestra utilizada para este estudio se redujo (13 jugadores por partido en tres juegos oficiales, divididos por periodo de partido), se generó un promedio de 1,420,000 puntos de datos en cada eje de movimiento por jugador para calcular todos los ABELIS usando los datos del acelerómetro con una frecuencia de muestreo de 100Hz. Las limitaciones de aplicar indicadores de carga basados en acelerómetros 3D incluyen la suma de aceleraciones que enmascaran el perfil direccional (medio-lateral o antero-posterior o vertical) y la aplicación de la raíz cuadrada a los datos que niegan la orientación de la aceleración (medial o

lateral, anterior o posterior, despegue o aterrizaje). Por lo tanto, para resolver este problema, se generaron nuevas variables para analizar las contribuciones de los ejes individuales en la carga de trabajo acumulada basada en acelerometría (Barrett, Midgley, Reeves et al., 2016; Barrett et al., 2014).

Además, una limitación encontrada en la presente investigación es la dificultad para acceder a las fórmulas de las empresas EPTS para generar ABELIs, también la falta de información en el área de las ciencias del deporte relacionada con las tasas de muestro, conjunto de chips, métodos de filtrado y algoritmos de procesamiento de datos hacen imposible comparar dispositivos IMU específicos, por lo que, para comparar los ABELI con otras compañías, no solo deberíamos tener la fórmula para calcularlo, si no, también las frecuencia de muestreo específica, los conjuntos de chips, los métodos de filtrado y la fusión de datos de acelerómetros basados en el principio de redundancia que utiliza cada empresa. La investigación futura debería explorar como los diferentes métodos de recopilación y procesamiento de datos podría afectar el resultado de ABELI. Debe tenerse en cuenta que cada fabricante de IMU aplica algunos procesos de filtración antes de que los datos crudos del acelerómetro estén disponibles para el usuario, por lo que pueden diferir entre compañías.

Este aspecto controvertido en torno a la información disponible por parte de los fabricantes para el cálculo ABELI podría ser que las compañías consideren las especificaciones del dispositivo como confidenciales, debido a algunas patentes y marcas registradas. Es por eso por lo que una de las recomendaciones del estudio es alentar a los fabricantes a dar no solo los cálculos y formulas específicas para estimar los ABELI sino también el proceso de filtrado antes de que los datos crudos estén disponibles para los usuarios. Esto puede permitir a los investigadores y usuarios tomar decisiones sobre cómo interpretar y comparar los datos entre las versiones de equipos y dispositivos de las empresas y el software.

6.2.3. Frecuencia de muestreo

Actualmente, gracias a los avances tecnológicos, se han desarrollado diferentes dispositivos que incorporan acelerómetros para monitorear las demandas de carga de trabajo en la actividad física y los deportes (Malone et al., 2017; Migueles et al., 2017). En este sentido, diferentes factores podrían afectar la señal del acelerómetro, como la amplia variedad de fórmulas. (Gómez-Carmona, Pino-Ortega et al., 2019), o el contenido de frecuencia real de la señal en estos movimientos reales y qué filtrado existía en los sensores, lo que muy probablemente afectaría la diferencia posterior al filtro en función de la frecuencia de muestreo (Malone et al., 2017; Migueles et al., 2017). Hasta donde se conoce, ningún estudio ha evaluado previamente la influencia de la frecuencia de muestreo en las mediciones mediante la carga de trabajo basada en la acelerometría en los deportes de equipo. Por lo tanto, el presente estudio tuvo como objetivo identificar la frecuencia mínima de muestreo que es aceptable para medir movimientos en fútbol a través de una variable basada en la acelerometría (ej. $\text{PlayerLoad}_{\text{RT}}$).

Es bien sabido que la frecuencia de muestreo de las variables derivadas de los dispositivos electrónicos para el análisis del rendimiento deportivo varía entre fabricantes y sensores (Malone et al., 2017). Es por eso que estudios recientes se han preocupado por la frecuencia de muestreo registrada y procesada en diferentes variables, como la posición del jugador en el campo (Duarte et al., 2010; Frencken et al., 2010; Leser, Baca & Ogris, 2011), comportamiento táctico (Rico-González, Los Arcos, Nakamura et al., 2020), entre otros. Es probable que estos cambios en la selección de muestreo, así como otras configuraciones (por ejemplo, procesos de filtrado) tengan implicaciones en la calidad y precisión de los datos procesados (Malone et al., 2017).

En primer lugar, en el análisis de acuerdo entre la carga de trabajo del acelerómetro a diferentes frecuencias de muestreo, se encontraron correlaciones muy grandes a casi perfectas entre todas ellas ($r > .704$). Se encontró un acuerdo casi perfecto entre todas las frecuencias de muestreo

($ICC > .864$), excepto regular a sustancial entre 10Hz y el resto de las frecuencias ($ICC = .357 - .658$). La frecuencia de muestreo es fundamental para comparar datos entre dispositivos y medir con precisión el movimiento que desea evaluar. Una investigación previa realizada por Gómez-Carmona, Pino-Ortega et al. (2019) descubrió que diferentes índices de carga basados en la acelerometría no se pueden comparar debido a valores de escala, algoritmos, la frecuencia de muestreo de los acelerómetros que componen los dispositivos inerciales y los diferentes procesos de filtrado. Algunos métodos de filtrado de datos generalmente difieren entre dispositivos y fabricantes y pueden tener un impacto significativo en la salida de datos final (Rico-González, Los Arcos, Nakamura et al., 2020). Los métodos de extracción y filtrado de datos generalmente se aplican al conjunto de datos original antes de que los usuarios puedan administrar los datos sin procesar, y estas técnicas suelen ser automáticas, por lo que el usuario final no puede manipularlos (Rico-González, Los Arcos, Rojas-Valverde, Clemente & Pino-Ortega, 2020). Por ejemplo, los datos de muestreo descendente y de aumento de peso son dos formas bien conocidas de manejar los datos de desequilibrio de diferentes sensores (por ejemplo, vincular datos espaciotemporales de acelerómetros, magnetómetros y giroscopios); otras configuraciones predeterminadas como el filtrado de paso bajo, la frecuencia de corte y el filtrado antisolapamiento también podrían afectar el conjunto de datos resultante (Mack, Belfanti & Schwarz, 2017; Wu et al., 2016)

Además, la información de la técnica de minería de datos utilizada antes de que los datos sin procesar estén disponibles para el usuario no está disponible en la mayoría de los dispositivos (Gómez-Carmona, Pino-Ortega et al., 2019). Por esta razón, para comparar datos entre estudios, los investigadores deben incluir estos aspectos en los métodos de sus investigaciones (Rico-González, Los Arcos, Rojas-Valverde et al., 2020). En consecuencia, los investigadores en ciencias del deporte y medicina continúan explorando si la confiabilidad y precisión de cada dispositivo es aceptable (Malone et al., 2017).

La presente investigación ha identificado que una frecuencia de muestreo inferior a 10 Hz no es lo suficientemente sensible como para detectar la carga externa que soportan los jugadores de fútbol a través del índice $\text{PlayerLoad}_{\text{RT}}$ registrado por acelerometría en la línea interescapular ($\text{ICC} < .658$). En este sentido, investigaciones previas realizadas en actividad física sugirieron que es necesario un mínimo de 90 Hz para detectar de manera precisa y confiable la carga de trabajo externa que sufren los participantes (Malone et al., 2017; Migueles et al., 2017). Por lo tanto, para aplicaciones prácticas en deportes de equipo, los dispositivos deben estar equipados con acelerómetros de más de 100Hz para obtener medidas precisas y confiables con el objetivo de monitorear la carga de trabajo externa en los tres ejes de movimiento y posteriormente compararlas entre los jugadores.

Si bien los resultados de este estudio han proporcionado información sobre el acuerdo y las diferencias entre las frecuencias de muestreo para detectar la carga de trabajo externa a través de un índice basado en la acelerometría durante una sesión de entrenamiento de un equipo de fútbol Sub-16, se deben reconocer algunas limitaciones del estudio. Aunque la muestra utilizada para este estudio se redujo (8 jugadores en una sesión de entrenamiento), cada jugador usó cuatro dispositivos inerciales a diferentes frecuencias de muestreo que detectan sus movimientos y generan una gran cantidad de datos para analizar su efecto en el monitoreo externo de la carga de trabajo. La complejidad del protocolo diseñado requiere una baja participación de los jugadores debido a la necesidad de material (4 dispositivos por jugador con un total de 32 dispositivos), pero los datos registrados son lo suficientemente grandes como para obtener significación estadística y ayudar al personal del equipo en uno de los diferentes factores que influyen en la supervisión y gestión de la carga de trabajo externa. Investigaciones futuras pueden analizar, siguiendo el protocolo de rendimiento diseñado en el presente estudio, un número diferente de frecuencias de muestreo de grabación y un mayor número de unidades de grabación (entrenamiento y partidos) para determinar la frecuencia de muestreo óptima para la medición de la carga física en el fútbol y otros deportes.

6.3. Objetivo III. Diseñar y validar una batería de test de campo que permita la evaluación multi-ubicación de carga externa en los deportes de invasión

La presente investigación tuvo como objetivo la validación de una batería de pruebas para la evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa en deportes de invasión. Los resultados obtenidos nos indican que la presente batería ha alcanzado los niveles óptimos de validez $V = .90$, debido a que el límite inferior del intervalo de confianza al 99% ($V = .80$) supera tanto el mínimo valor de validez de contenido $V = .50$ (Cicchetti, 1994) como el más conservador $V = .70$ (Charter, 2003) expuestos en la literatura.

Para la realización del presente estudio se han seguido procedimientos metodológicos previamente expuestos en la literatura científica (Anguera & Mendo, 2013; Bulger & Housner, 2007; Escobar-Pérez & Cuervo-Martínez, 2008), así como estudios similares en el ámbito de actuación realizados en fútbol para ciegos (Gamonales, León, Muñoz, González-Espinosa & Ibáñez, 2018), en el ámbito educativo (García-Ceberino, Antúnez, Feu & Ibáñez, 2020; González-Espinosa, Ibáñez, Feu & Galatti, 2017), en proceso de formación de jugadores expertos (García-Martín et al., 2016), evaluación del aprendizaje de las acciones técnico-tácticas en baloncesto (Ibáñez et al., 2019) o análisis de la actuación arbitral en baloncesto (García-Santos e Ibáñez, 2016). En estos estudios previamente realizados los valores de *V de Aiken* se sitúan entre .71 y .96, siendo similares a los que se han en el presente estudio tras el proceso de validación realizado mediante jueces expertos.

Respecto a la valoración de la prueba de desplazamiento lineal para la evaluación de la capacidad aeróbica, en primer lugar, fue seleccionada la prueba Yo-Yo Test IR1. Aunque la mayoría de los jueces expertos determinaron que dicha prueba era válida para su inclusión en la batería debido a ser una prueba de evaluación estandarizada tanto en distancia como en velocidad (Krustrup et al., 2003), ampliamente utilizada en la literatura en los deportes de invasión (Comfort et al., 2014; Erčulj et al., 2010), diferentes jueces propusieron la modificación de la misma por el test 30-15 IFT (Buchheit, 2008).

La selección final de esta prueba fue debido a su especificidad (adaptable a las diferentes distancias de las modalidades deportivas) y un incremento más progresivo de la velocidad de desplazamiento (0.5 km/h cada 30 segundos de ejecución). Además, esta prueba es igualmente válida y ha sido utilizada en deportes de invasión (Buchheit, 2010).

En relación con la prueba anaeróbica aláctica para la evaluación del rendimiento en desplazamiento curvilíneo, únicamente existen dos publicaciones previas que proponen pruebas para su evaluación en fútbol en el semicírculo del área penal (Filter et al., 2019) y en baloncesto sobre la línea de 3 puntos (Mancha-Triguero, García-Rubio & Ibáñez, 2019). El resto de investigaciones previamente realizadas evalúan el rendimiento en desplazamiento no lineal mediante pruebas que poseen una gran cantidad de desplazamiento lineal que enmascara el rendimiento real en desplazamiento curvilíneo (Nimphius et al., 2018) como el test 505 o el test Illinois. Por tanto, el desarrollo de las pruebas mostradas en la presente investigación tuvo una muy alta valoración de los jueces expertos ya que ayudará a la evaluación objetiva de este indicador de rendimiento.

Respecto a la valoración de la capacidad anaeróbica láctica en cambios de velocidad, todas las pruebas realizadas en la literatura únicamente analizan la fase acelerativa, no teniendo en cuenta el rendimiento en la fase desacelerativa (Haugen, Tønnessen, & Seiler, 2012; Haugen & Buchheit, 2016). El estudio de esta fase desacelerativa es importante debido a que un gran número de lesiones sin contacto se producen durante esta acción en los deportes colectivos (Ekstrand et al., 2011). Además, el diseño de estas pruebas no ha sido específico en relación a la modalidad deportiva, encontrando una gran variedad de distancias en fútbol (Bishop, Girard & Mendez-Villanueva, 2011; Girard, Mendez-Villanueva & Bishop, 2011) y baloncesto (Mancha-Triguero, Garcia-Rubio, Calleja-González et al., 2019). El diseño de las pruebas del presente estudio fue realizado teniendo en cuenta las características específicas de la competición y los estudios que previamente describieron el perfil de desplazamientos a sprint en las modalidades deportivas de invasión (Bradley et al., 2010; Michalsik et al., 2012; Stojanović et al., 2018).

En cuanto al diseño de las tareas basadas en formas jugadas, en la literatura existe una gran variedad de disposiciones en todas las modalidades deportivas de invasión (Halouani et al., 2014). Este método de entrenamiento es utilizado debido a que los jugadores experimentan demandas físicas y situaciones técnico-tácticas semejantes a las que se van a encontrar durante la competición tanto en fútbol (Casamichana et al., 2013), baloncesto (Schelling & Torres, 2016) y balonmano (Belka et al., 2016). El primer criterio diseñado fue incluir la mitad de los jugadores excluyendo al portero en fútbol (5 vs 5) y balonmano (3 vs 3), mientras que en baloncesto incluir la mitad más uno (3 vs 3). Diferentes jueces expertos identificaron que, tanto en fútbol como en balonmano, las disposiciones con ese número de jugadores no simulaban los sistemas de juego reales en competición (fútbol, 4-4-2; balonmano, primera y segunda línea) y que, al igual que en baloncesto, se debía añadir un jugador más a cada equipo. Por tanto, tras las aportaciones de los revisores y una revisión exhaustiva de la literatura científica (Buchheit et al., 2009; Gómez-Carmona et al., 2018; Halouani et al., 2014; Schelling y Torres, 2016), la selección de la disposición y número de jugadores fue modificada utilizando como criterio la mitad de los jugadores más uno excluyendo el portero como jugador de campo (6vs6 fútbol, 3vs3 baloncesto, y 4vs4 balonmano). Tanto en fútbol como en balonmano, se incluyó la presencia de portero debido a una mayor realidad competitiva, motivación y por ende mayores exigencias físico-fisiológicas (Köklü, Sert, Alemdaroğlu, & Arslan, 2015).

Finalmente, respecto a la inclusión de un test para la evaluación de la capacidad elástica durante la acción de salto, se eligió el test Abalakov debido a que durante la acción de salto incluye el uso de los brazos (Bosco et al., 1983). El salto en los deportes de invasión no se concibe sin la ayuda de los brazos durante el movimiento ya que es utilizado en fútbol para la realización de los remates de cabeza, en baloncesto para lanzamientos a canasta y tapones y en balonmano para blocajes y lanzamientos a portería entre otras acciones técnico-tácticas.

6.4. Objetivo IV. Caracterizar el perfil multi-ubicación de la carga externa durante test de laboratorio y test de campo que simulen las exigencias de la competición, comparando la carga soportada en función de las ubicaciones anatómicas, segmentos corporales, lateralidad y sexo con un análisis inter e intra-sujeto.

6.4.1. Caracterización del perfil multi-ubicación de carga externa durante un test incremental de carrera a pie en condiciones de laboratorio

Diferentes investigaciones han analizado la influencia de la carga externa en las lesiones deportivas (Bowen et al., 2017; Kiernan et al., 2018). Sin embargo, se ha encontrado una falta de investigación sobre las diferencias de los segmentos corporales (dinámica de absorción de la carga externa en todo el cuerpo) a través de la medición en diferentes ubicaciones anatómicas simultáneamente. Por lo tanto, el objetivo principal de la presente investigación fue describir el perfil de carga externa multiubicación de un equipo de fútbol Sub-18 relacionado con la velocidad y la ubicación del dispositivo en las articulaciones y segmentos corporales y su comparación intra e intersujetos. Los principales resultados mostraron que una menor distancia al contacto suelo y una mayor velocidad provocaban mayores cargas externas. Además, se encontró una gran variabilidad entre participantes tanto en las articulaciones como en los segmentos corporales en el perfil de carga del acelerómetro.

Perfil de carga externa multiubicación

Los resultados del presente estudio mostraron una mayor carga externa en el miembro inferior (tobillo = $1.65 \pm .47$; rodilla = $1.62 \pm .51$) que en el miembro superior (espalda baja = $.68 \pm .15$; escápulas = $.59 \pm .12$). Además, cada grupo obtuvo diferentes dinámicas de carga externa. En cuanto a la dinámica de carga del miembro superior, Barrett et al. (2014) y Simons & Bradshaw (2016) encontraron una mayor carga externa en la región lumbar que en las escápulas en una prueba de carrera incremental en cinta rodante y en

una evaluación de salto específica, respectivamente. En cuanto a la dinámica de carga del miembro inferior, Zhang, An, Au, Chen & Cheung (2016) analizaron la diferencia de carga externa entre el tobillo y la tibia, encontrando mayores impactos en el tobillo que en la tibia, determinando que el tobillo es la ubicación más válida para detectar fuerzas de reacción del suelo (GRF).

Finalmente, solo una investigación, llevada a cabo por Nedergaard et al. (2017), ha evaluado la aceleración máxima en diferentes articulaciones de miembros superiores e inferiores simultáneamente. Este estudio encontró un pico de aceleración mayor en la tibia en comparación con el tronco, la pelvis y la escápula a todas las velocidades (2-5 m/s), tanto en los desplazamientos lineales como en cambios de dirección entre 45°- 90°, siendo la carga externa menor a medida que aumenta la distancia al suelo. La carga externa más alta se registró en el tobillo y la rodilla, una revisión reciente de Lopes, Junior, Yeung & Costa (2012) encontró que la mayoría de las lesiones deportivas en corredores fueron en ambas estructuras, con una tasa de incidencia entre 22,7% y 9,1%, específicamente tendinopatía de Aquiles y rotuliana y fracturas de estrés tibial por cada 1000 horas de práctica. Por lo tanto, una menor distancia al contacto con el suelo durante la carrera provocará una mayor carga externa y una mayor probabilidad de lesiones, que se reduce a medida que aumenta la distancia al suelo. Además, hay diferentes dinámicas de carga entre la parte inferior y superior del cuerpo.

Influencia de la velocidad

Otro hallazgo interesante de este estudio fue que una mayor velocidad provocó un aumento de la carga externa en todas las localizaciones anatómicas, mostrando diferencias significativas entre el tobillo y la rodilla a partir de los 12 km/h y entre la zona lumbar y la parte superior de la espalda a partir de los 9,5 km/h. En esta línea de investigación Barrett et al. (2014) Nedergaard et al. (2017) encontraron que una velocidad más alta provocaba un PlayerLoad™ más alto y una aceleración triaxial máxima en una prueba incremental en cinta rodante de 8 a 16 km/h en el centro de masa y escápulas y en movimientos específicos de 2 a 5 m/s en la tibia, el tronco, el centro de

masa, el tronco y la espalda, respectivamente. Específicamente, Barrett et al. (2014) encontraron diferencias significativas a todas las velocidades en el PL del eje anteroposterior, no encontrando diferencias en el PL del eje vertical y eje mediolateral a altas velocidades (> 11 km/h), resultados que contrastaron con los encontrados en el presente investigación. Por el contrario, Nedergaard et al. (2017) encontraron diferencias significativas a todas las velocidades en el PL del eje anteroposterior, no encontrando diferencias en el PL del eje vertical y eje mediolateral a altas velocidades (> 11 km/h), resultados que contrastaron con los encontrados en el presente. investigación. Por el contrario, (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, González-Custodio, et al., 2020; Nedergaard et al., 2017). En este sentido, se podría realizar un análisis comparativo de la carga externa soportada a cada velocidad por un deportista sano y considerarlo en los procesos de vuelta al juego para programar el progreso específico en la velocidad de carrera, especialmente en las lesiones de miembros inferiores.

Comparación de las ubicaciones anatómicas

Se mostraron diferencias significativas en la comparación entre participantes en todas las articulaciones y en todas las velocidades. Las diferencias con el tamaño del efecto más pequeño se obtuvieron específicamente en el tobillo. Estas diferencias eran mayores cuanto mayor era la ubicación de la unidad y la mayor se encontraba en la parte superior de la espalda. Las diferencias más pequeñas se encontraron en el tobillo, ya que está en el contacto más cercano con el suelo con respecto a la tercera ley de Newton. El impacto del tobillo está influenciado por el peso del atleta (Derrick, Dereu & McLean, 2002), la masa muscular y grasa de la extremidad inferior (Liu & Nigg, 2000), la superficie de impacto (Dixon, Collop & Batt, 2000), el tipo de calzado (Hardin, Van Den Bogert & Hamill, 2004), y el tiempo de vuelo entre pasos relacionados con la velocidad de zancada (Heiderscheit, Chumanov, Michalski, Wille & Ryan, 2011). En este estudio, solo el peso de los participantes ($DE = 4.2$ kg), la proporción de masa muscular y masa grasa en la extremidad inferior y el tiempo de vuelo pudieron influir en los resultados. El tipo de calzado y la superficie de impacto (cinta) no se modificaron.

Las diferencias en el resto de las articulaciones aumentaban cuando existía una mayor distancia al suelo por lo que los resultados obtenidos podían explicarse en relación con diferentes biomecánicas específicas de carrera (Cochrum et al., 2017; Nigg, 2001), o una absorción individualizada de la carga externa por las estructuras musculoesqueléticas. En resumen, debido a que los jugadores tenían características antropométricas y fisiológicas similares, la diferencia en la carga externa en el tobillo es la menos variable entre los participantes. En el resto de las localizaciones anatómicas, debido a las características musculoesqueléticas y biomecánicas individuales de la marcha, la variabilidad de la carga externa aumentaba cuanto mayor era la localización en el cuerpo. Por lo tanto, se recomienda el análisis individual de la carga externa en todas las ubicaciones anatómicas y en las intensidades específicas de locomoción que se realizarán durante la competencia.

Comparación de los segmentos corporales

En cuanto a la comparación de segmentos corporales, la mayor absorción de carga externa se encontró en el segmento entre la rodilla y la espalda baja en todos los participantes, donde el cambio en la dinámica de carga externa ocurre entre el miembro inferior y el miembro superior ($\%_{diff} = 34.25$ a 67.28 ; $d = 2.20$ a 4.77). Además, se encontró que las diferencias en el segmento 1 (tobillo-rodilla ($\%_{diff} = -0.11$; $d = .02$) y el segmento 3 (parte superior de la espalda - parte inferior de la espalda) ($\%_{diff} = -0.56$; $d = .64$) permanecieron estable en todas las velocidades, mientras que el segmento 2 (rodilla-espalda baja) aumentó a medida que aumentaba la velocidad. Este aspecto es importante, porque la mayoría de las lesiones musculares en los deportes de equipo, y específicamente en el fútbol, se producen en el segmento 2 (rodilla-espalda baja) tanto en la parte anterior como posterior del muslo (Ekstrand et al., 2011). Quizás este fenómeno podría considerarse como un factor de riesgo de lesión. Además, al igual que en cada articulación, existe una gran variabilidad entre los participantes de la carga externa entre los segmentos corporales. Este hallazgo confirma los resultados presentados en la comparación entre articulaciones, mostrando que la biomecánica de la marcha (Cochrum et al., 2017), y las características

musculoesqueléticas de los deportistas son determinantes en la absorción de la carga externa.

Finalmente, se encontraron diferentes participantes (8/21, 38,09%) que presentaron un patrón atípico de absorción del impacto, ya que se registró un impacto mayor en una ubicación más alejada del suelo en comparación con una ubicación más cercana al suelo. Este perfil atípico se dividió en tres grupos: (a) un perfil anormal del miembro inferior, con mayor carga en la rodilla que en el tobillo ($\%_{diff} = -2.77$ a -65.98) que se encontró en tres futbolistas (3, 6 y 9; 14.28%); (b) un perfil anormal del miembro superior, con una mayor carga en las escápulas que en la parte inferior de la espalda registrada en dos jugadores (5 y 14; 9.52%) ($\%_{diff} = -2.79$ a -16.43) y (c) una perfil anormal en miembro superior e inferior de tres jugadores (8, 12 y 13; 14.028%) que presentaron mayor carga de acelerómetro en rodilla y escápulas que en tobillo y zona lumbar, respectivamente. Este patrón atípico de absorción de impactos podría deberse a diferentes causas como la biomecánica de la marcha (Cochrum et al., 2017), el sexo, el desarrollo de la maduración (Sigward, Pollard, Havens & Powers, 2012), y el aprendizaje deportivo previo (Rugg, Kadoor, Feeley & Pandya, 2018). La última variable es muy importante porque los primeros atletas especializados en deportes en baloncesto, fútbol y voleibol demostraron una coordinación de las extremidades inferiores alterada que puede conducir a aterrizajes menos estables y un mayor riesgo de lesiones (DiCesare et al., 2019). Este aspecto se confirmó en jugadores de baloncesto de élite, donde los participantes multideportivos durante su formación deportiva tenían menos probabilidades de sufrir un riesgo de lesión importante durante su carrera y tenían un tiempo activo más prolongado (Rugg et al., 2018). Por tanto, el análisis individualizado de la diferencia en la carga del acelerómetro entre articulaciones es muy importante para identificar el perfil de absorción de impacto de cada participante (Gómez-Carmona, Pino-Ortega, & Ibáñez, 2020; Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Ibáñez et al., 2020).

Si bien los resultados de este estudio han proporcionado información sobre un nuevo protocolo para evaluar el perfil de carga externa multiarticular de los jugadores de fútbol juvenil mediante la evaluación simultánea de las

articulaciones (tobillo, rodilla, espalda baja y parte superior de la espalda) con unidades de medición inercial (IMU), deben reconocerse algunas limitaciones del estudio. Una de las limitaciones se refiere a la muestra estudiada; sería de gran interés poder ampliar este estudio con el propósito de incluir más deportistas, niveles, categorías y disciplinas deportivas, para poder caracterizar los perfiles específicos y comparar estos perfiles entre grupos. Además, en la presente investigación solo se utilizó un modelo de dispositivo inercial con una variable específica, en este sentido, los usuarios pueden comparar los resultados si esta fórmula específica se aplica a los datos brutos proporcionados por sus modelos de dispositivo inercial. De la misma manera, también sería interesante que los estudios futuros analicen los mismos parámetros sobre los desplazamientos y las habilidades específicas del deporte en contextos de entrenamiento y competición.

6.4.2. Representación del perfil multi-ubicación de carga externa durante los desplazamientos más comunes en baloncesto en jugadores masculinos

La mayoría de las investigaciones sobre la monitorización de la carga externa mediante acelerometría en deportes de equipo para la cuantificación de la carga se realizan en una única ubicación anatómica, preferiblemente la escápula, debido a la mejor recepción de la posición de seguimiento en condiciones interiores o exteriores (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Ibáñez et al., 2020). La evaluación del rendimiento deportivo en baloncesto se ha realizado en pruebas de aptitud física (resistencia, potencia, fuerza y agilidad) (Mancha-Triguero, Garcia-Rubio, Calleja-González et al., 2019) y durante situaciones competitivas (Stojanović et al., 2018). Estas evaluaciones pueden obtener la distancia recorrida, el tiempo empleado, la velocidad alcanzada o la fuerza generada como índice de rendimiento. Los acelerómetros solo detectan la carga en la ubicación o segmento al que están conectados (Nedergaard et al., 2017). El problema es que en estas evaluaciones tradicionales solo consideraron la carga total registrada en una ubicación anatómica, pero no cómo la carga es soportada por las estructuras musculoesqueléticas, así como las posibles asimetrías en los miembros inferiores individualmente (Vanrenterghem et al., 2017).

El comportamiento de la carga neuromuscular en todo el cuerpo humano es específico en cuanto al volumen e intensidad de los movimientos, así como a la ubicación anatómica (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, García-Rubio et al., 2019). Debido a la asociación entre la carga neuromuscular y el riesgo de lesión, el estudio de la carga de trabajo basada en la acelerometría puede proporcionar información útil para la individualización de los programas de entrenamiento (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Moreno-Pérez, Ibáñez & Pino-Ortega, 2021; Nedergaard et al., 2017). Por lo tanto, el propósito de este estudio fue caracterizar el perfil de carga de trabajo externo multilocalización en jugadores de baloncesto semiprofesionales durante los movimientos más comunes en el baloncesto y analizar la vertical (escápula vs región lumbar, región lumbar vs rodilla derecha, región lumbar vs rodilla izquierda, rodilla derecha vs tobillo derecho, rodilla izquierda vs tobillo izquierdo) y diferencias horizontales (rodilla izquierda vs rodilla derecha, tobillo izquierdo vs tobillo derecho). Se encontraron diferencias estadísticas en el perfil vertical ($p < .01$), con mayor carga de trabajo en el tobillo y una disminución progresiva de la carga de trabajo externa a medida que aumenta la distancia de la articulación al suelo. En cuanto a la lateralidad, solo se encontraron diferencias en los movimientos curvilíneos ($p < .01$) relacionados con su dirección, con mayor impacto en el exterior de la pierna.

Actualmente, cada detalle debe considerarse con un alto rendimiento, y el monitoreo de la carga externa en diferentes ubicaciones simultáneamente podría proporcionar información más confiable y válida de la carga total que soporta el individuo (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Ibáñez et al., 2020). A partir de esta evaluación, se pudieron detectar perfiles individuales en estructuras musculoesqueléticas. El estudio de la variabilidad individual es fundamental para adaptar la carga de entrenamiento y lograr los estímulos deseados para la mejora del rendimiento (Coutts et al., 2018), como se muestra en los resultados del presente estudio. Con respecto al perfil vertical, todos los jugadores sufrieron una mayor carga de trabajo externo en la ubicación más cercana al contacto con el suelo en comparación con las ubicaciones adicionales como se encontró en investigaciones anteriores, aunque el

porcentaje de diferencias entre la ubicación superior e inferior es variable entre sujetos. Sin embargo, en el perfil horizontal, se encontró una gran variabilidad en la carga de trabajo basada en acelerometría en la extremidad inferior (tobillo, rodilla), donde se produce el mayor número de lesiones sin contacto en los deportes de equipo (Eckard et al., 2018). Esta variabilidad se encontró en aceleraciones, desaceleraciones, saltos y movimientos lineales, no encontrando lateralidad predominante en los jugadores del equipo. Por tanto, la detección de perfiles individuales parece fundamental para diseñar entrenamientos específicos y sesiones de prevención de lesiones con el objetivo de mantener el nivel físico óptimo durante más tiempo (Bourdon et al., 2017). Se podrían considerar estrategias como los programas de marcha en carrera y el entrenamiento de fuerza unilateral (concéntrico-excéntrico-isométrico) para mejorar estas deficiencias (Bezodis, North & Razavet, 2017; Gonzalo-Skok et al., 2017)

El perfil de carga de trabajo externo no solo se ve afectado por la condición física y las características individuales de cada jugador; la intensidad, el volumen y la dirección de los movimientos tienen un papel determinante en la dinámica de la carga de trabajo neuromuscular en relación con las fuerzas de propulsión y frenado contra el suelo (Vanrenterghem et al., 2017). Numerosos estudios han identificado una alta variabilidad en la activación musculoesquelética a través de la electromiografía (Clarys & Cabri, 1993), en la respuesta psicofisiológica a través de la frecuencia cardíaca, la calificación del esfuerzo percibido y el bienestar (Vanrenterghem et al., 2017), así como en el rendimiento deportivo a través del tiempo, la distancia recorrida, la velocidad o la generada. fuerza durante los movimientos en baloncesto (Stojanović et al., 2018). Todos estos factores van a tener un efecto directo sobre los impactos que sufren las estructuras musculoesqueléticas de los jugadores. En el presente estudio, las mayores diferencias de impacto entre la escápula y la región lumbar se encontraron en la fase de desaceleración, entre la región lumbar y las rodillas en los saltos y entre las rodillas y los tobillos en la fase de aceleración y los juegos reducidos. Como se mencionó anteriormente, diferentes investigaciones han encontrado un papel clave del tronco en la fase

de desaceleración (Hibbs, Thompson, French, Wrigley & Spears, 2008), una mayor activación muscular del muslo al saltar (Umberger, 1998) y una alta carga e implicación de las pantorrillas y el sóleo en la fase de aceleración (Loturco et al., 2019). Este aspecto se acentúa especialmente en el baloncesto, donde los cambios de velocidad (aceleraciones y desaceleraciones) se realizan con frecuencia debido a la limitación temporal de las acciones de juego y al reducido espacio de la cancha (Reina, García-Rubio, et al., 2019).

Otro aspecto muy importante para considerar es el movimiento curvilíneo. Este tipo de movimiento juega un papel importante en el juego, ya que acciones específicas como recibir el balón, bloquear continuaciones, bloquear salidas o retrocesos requieren un alto nivel de movimientos curvilíneos y cambios de dirección, siendo imprescindibles en el rendimiento físico del baloncesto (Svilar, Castellano, Jukic & Casamichana, 2018; Vázquez-Guerrero et al., 2018). Durante los movimientos curvilíneos, la fuerza centrípeta y centrífuga debe sumarse a las fuerzas horizontales y verticales sufridas durante los movimientos lineales (Resnick et al., 2002). Por este motivo, se encontró una mayor carga externa en la pierna exterior en comparación con la pierna interior, tanto en el tobillo como en la rodilla según la dirección del movimiento ($p < .01$). Esto provoca un desequilibrio entre la fuerza que ejerce cada pierna durante los movimientos. El papel de la pierna interior (punto de pivote y para ayudar al impulso) y exterior (para mantener al jugador en la curvatura y con un papel determinante en el impulso) es diferente, por lo que son necesarios niveles óptimos de equilibrio y control corporal (Courtine & Schieppati, 2003; Nimphius et al., 2018). Por tanto, un trabajo específico no solo debe realizarse en función de las características individuales, sino también en el tipo, volumen e intensidad de los movimientos que son específicos según su función y el nivel de competición durante los juegos oficiales (Bourdon et al., 2017). La identificación de estas posibles anomalías en la absorción de la carga de trabajo externa por las estructuras musculoesqueléticas puede implicar la reeducación del patrón motor en cada tipo de movimiento, así como la adecuación de la carga de trabajo del entrenamiento para continuar el proceso de mejora del rendimiento, disminuyendo el riesgo de lesiones.

Además de la evaluación del rendimiento deportivo, el perfil de ubicaciones múltiples podría proporcionar información útil para la prevención de lesiones. La lesión es multifactorial con factores de riesgo modificables y no modificables (Bahr & Krosshaug, 2005). La intervención en factores de riesgo modificables (por ejemplo, fuerza, biomecánica, flexibilidad, equilibrio, etc.) a través de un proceso sistemático puede reducir el riesgo de lesión (Eckard et al., 2018). La evaluación de la carga de trabajo externa en múltiples ubicaciones proporcionará información útil para crear perfiles de absorción musculoesquelética individuales y considerarlos para verificar la evolución de los jugadores a lo largo de la temporada, así como si el proceso de entrenamiento tiene el efecto deseado en cada segmento muscular o articulación (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Ibáñez et al., 2020; Gómez-Carmona et al., 2021; Nedergaard et al., 2017; Vanrenterghem et al., 2017). Debido a las diferencias inter-sujetos relacionadas con la antropometría, lateralidad, composición corporal, posición de juego y rol específico, así como el historial de lesiones previas, es recomendable identificar perfiles individuales (Shrier, Safai & Charland, 2014), lo que permite adaptar e individualizar la carga de trabajo formativa, tanto total como específica, en cada localización anatómica.

Si bien los resultados de este estudio proporcionan el primer acercamiento al perfil de carga de trabajo externo en múltiples ubicaciones a través de seis dispositivos inerciales conectados simultáneamente al jugador en un chaleco integral, y se encontraron diferencias entre las ubicaciones anatómicas y entre los jugadores para identificar asimetrías y absorción de impacto vertical a través de estructuras musculoesqueléticas en los movimientos más habituales del baloncesto, hay que reconocer algunas limitaciones del estudio. La principal limitación de esta investigación se refiere a la muestra estudiada (13 jugadores de baloncesto a nivel semiprofesional), aunque la aplicación de una batería de pruebas de campo multilocalización previamente validada (Gómez-Carmona, Pino-Ortega et al., 2020) ha demostrado ser eficaz para detectar la carga de trabajo externa en diferentes cuerpos. ubicaciones simultáneamente y la creación de perfiles individuales. Es

importante considerar que los datos obtenidos solo pueden extrapolarse a jugadores con las mismas características individuales y nivel competitivo. Además, fueron necesarios 36 dispositivos inerciales para evaluar a todos los jugadores simultáneamente en las mismas condiciones, por lo que se recomienda colaborar con equipos de investigación para la evaluación y asesoramiento de jugadores en todos los niveles competitivos.

Finalmente, futuras investigaciones podrían utilizar este método de evaluación para analizar la carga externa soportada por diferentes ubicaciones anatómicas, y en base a una población más grande, identificar si el porcentaje de diferencia en la carga externa entre ubicaciones anatómicas representa una patología y diseñar intervenciones específicas para cada una de ellas.

6.4.3. Determinación del perfil multi-ubicación de carga externa durante los desplazamientos más comunes en baloncesto en jugadoras femeninas

La evaluación de la carga de trabajo externa está ampliamente extendida en el baloncesto masculino, pero la evidencia en el baloncesto femenino es escasa (Reina et al., 2020). Gracias al uso de dispositivos inerciales, se han integrado sensores de seguimiento y microtecnología (acelerómetros) en un mismo dispositivo para explicar cómo se mueve el jugador en la cancha (posicionamiento) y cómo estos movimientos afectan la carga (impactos) soportada (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Ibáñez et al., 2020). Debido a esta medición dual, se ha recomendado ubicar el dispositivo en la línea interescapular para una mejor recepción de la señal de posicionamiento (Akenhead & Nassis, 2016). Pero, ¿es suficiente registrar en una única ubicación anatómica para determinar la carga soportada por las diferentes estructuras musculoesqueléticas del cuerpo?, Nedergaard et al. (2017) determinaron que los acelerómetros solo detectan la carga en la ubicación o segmento al que están conectados. En este sentido, la evaluación tradicional de la carga en un único punto anatómico parece insuficiente, y parece necesario evaluar diferentes ubicaciones corporales simultáneamente y conseguir una cuantificación de la carga más precisa (Gómez-Carmona et al., 2021; Gómez-Carmona, Pino-Ortega, et al., 2020). Por tanto, el presente

estudio tuvo como objetivo realizar un primer acercamiento a la caracterización del perfil multilocalización de la carga de trabajo externa en jugadoras semiprofesionales de baloncesto femenino, así como evaluar las diferencias entre ubicaciones anatómicas en la vertical (escápulas, región lumbar, rodilla y tobillo) y perfil horizontal (rodilla y tobillo izquierdo vs a derecho).

A partir de los resultados obtenidos, se ha identificado una visión global del perfil de carga de trabajo externa multilocalización en los movimientos más habituales del baloncesto en jugadoras semiprofesionales de baloncesto. El volumen y la intensidad de los desplazamientos influyeron en el comportamiento de la carga de trabajo externa, así como en su tipo y dirección (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, García-Rubio et al., 2019, Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Ibáñez et al., 2020). Esto se debe a que las fuerzas de propulsión y frenado contra el suelo tienen un efecto directo sobre la carga de trabajo basada en acelerometría (Vanrenterghem et al., 2017). Las mayores diferencias entre la región escápula-lumbar se encontraron en la fase de desaceleración, entre la región lumbar-rodilla en los saltos y entre la rodilla-tobillo durante los juegos reducidos. Por otro lado, las diferencias más pequeñas entre la región escápula-lumbar se encontraron en los saltos, entre la región lumbar-rodilla en la fase de desaceleración y entre la rodilla-tobillo en locomoción lineal. Estos perfiles de carga de trabajo específicos deben tenerse en cuenta para el diseño del entrenamiento, donde la fuerza y la estabilidad del tronco (Hibbs et al., 2008), la fuerza unilateral y bilateral para las estructuras musculoesqueléticas de las extremidades inferiores (Moran et al., 2021) y los programas de mejora de la técnica de carrera (Bezodis et al., 2017) parecen ser útiles para mejorar la distribución de la carga de trabajo entre ubicaciones anatómicas.

En cuanto al perfil horizontal, se encontraron diferencias entre piernas en el desplazamiento curvilíneo mientras que no se encontraron diferencias en el resto de los desplazamientos (aceleración, desaceleración, saltos, desplazamientos lineales y de juegos reducidos). La biomecánica de la marcha durante el desplazamiento curvilíneo difiere del desplazamiento lineal porque la pierna externa e interna presentan funciones diferentes (Hall, 2014). Esto

provoca un desequilibrio entre la fuerza ejercida por cada pierna, que debe entrenarse de acuerdo con consideraciones específicas como el equilibrio, el control del cuerpo y la fuerza y estabilidad del núcleo (Courtine & Schieppati, 2003; Hibbs et al., 2008; Nimphius et al., 2018). Además, como las lesiones de rodilla y tobillo se producen habitualmente sin contacto y durante el desplazamiento o acciones que impliquen un cambio de dirección (ej. cortar, pivotar, bloquear), el uso del desplazamiento curvilíneo de alta intensidad parece ser fundamental para el entrenamiento y la evaluación del rendimiento, siendo la prueba de arco de 6,75 m una herramienta válida para estos dos propósitos (Gómez-Carmona, Pino-Ortega, et al., 2020; Mancha-Triguero, García-Rubio & Ibáñez, 2019).

Las características antropométricas y las capacidades físicas y fisiológicas tienen una influencia directa en la carga interna y externa que soportan los jugadores durante el entrenamiento y la competición (Bartlett, O'Connor, Pitchford, Torres-Ronda & Robertson, 2017). En el presente estudio, se encontró una alta variabilidad en el perfil de carga de trabajo externo en múltiples ubicaciones de las jugadoras de baloncesto, especialmente en las extremidades inferiores (rodilla y tobillo), donde se obtuvieron las desviaciones estándar más altas. En este sentido, la identificación de perfiles individuales puede ser fundamental para identificar el perfil de referencia tras una lesión así como para analizar la evolución de la forma física a lo largo de una temporada (Blanch & Gabbett, 2016; Shrier et al., 2014).

Además, las mayores diferencias de carga de trabajo externa se encontraron entre la región lumbar y la rodilla en las jugadoras de baloncesto evaluadas. Las jugadoras de baloncesto tienen la mayor absorción musculoesquelética en este segmento y una gran intensidad de impacto soportada por el tobillo que llega a la rodilla debido a factores antropométricos (caderas más anchas, mayor ángulo Q, mayor ángulo tibiofemoral y genu recurvatum) y físicos (centro de masa inferior y desplazamiento lateral del mismo alejándose de la articulación de la rodilla, mayor inclinación pélvica anterior media, anteversión de la cadera y rotación del torso) (Suzuki et al., 2017; Ziv & Lidor, 2009). Estos aspectos afectan los ángulos de flexión del

tronco y la cadera, así como la aducción y la rotación interna de la cadera durante los movimientos deportivos, lo que hace que las jugadoras sean propensas a sufrir lesiones en las extremidades inferiores (Lin, Casey, Herman, Katz & Tenforde, 2018; Smith et al., 2012). Por lo tanto, las articulaciones del tronco, la cadera y la rodilla deben considerarse en las jugadoras de baloncesto debido a la alta tasa de lesiones del ligamento cruzado anterior y al efecto de variables externas como la fatiga y el ciclo menstrual en este proceso de lesión (Balachandar, Marciniak, Wall & Balachandar, 2017; Mendiguchia et al., 2011). Por lo tanto, los protocolos de prevención de lesiones, las tareas de entrenamiento y los programas de recuperación deben centrarse en los miembros inferiores en comparación con los miembros superiores.

Si bien los resultados de esta investigación han proporcionado el primer enfoque para la evaluación de la carga de trabajo externa en múltiples ubicaciones de las jugadoras de baloncesto, con seis dispositivos inerciales en las diferentes ubicaciones de la parte superior (escápula y lumbar) y de las extremidades inferiores (rodilla y tobillo) para caracterizar la absorción vertical y las diferencias relacionadas con la lateralidad, se deben reconocer algunas limitaciones del estudio. En primer lugar, los datos obtenidos no pueden extrapolarse a otras poblaciones con características individuales diferentes porque la muestra estudiada es reducida y específica (13 jugadoras de baloncesto de nivel semiprofesional). Otra limitación se refiere a la validez y fiabilidad de los dispositivos inerciales. Aunque estos dispositivos son ampliamente utilizados por científicos deportivos y equipos profesionales en diferentes modalidades de deportes individuales y de equipo, así como la confiabilidad y validez de los dispositivos inerciales WIMU PRO™ (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, García-Rubio et al., 2019; Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, González-Custodio et al., 2020) se han probado en diferentes condiciones (laboratorio vs campo, estático vs dinámica) y localizaciones anatómicas (línea entre escápulas, región lumbar, rodillas y tobillos), las medidas de criterio no se consideran métodos estándar de oro. Por esta razón, los resultados obtenidos deben tomarse con cautela y futuras investigaciones podrían evaluar la validez y confiabilidad de este dispositivo con respecto a los

métodos estándar de oro para brindar mayor consistencia a los hallazgos obtenidos.

Por último, la evaluación de la carga de trabajo externa en múltiples ubicaciones a través de una batería de pruebas de campo validada ha demostrado su utilidad para identificar perfiles individuales. En este sentido, futuras investigaciones podrían evaluar la carga de trabajo externa a través de este protocolo de evaluación durante el entrenamiento y la competición para detectar la carga de trabajo específica que soporta cada ubicación corporal y diseñar programas de entrenamiento específicos para la mejora del rendimiento o la prevención de lesiones. Si esta evaluación se realizara en una gran población, se podrían obtener indicios de los perfiles de lesión en función de la diferencia entre las ubicaciones anatómicas en el perfil vertical (absorción por estructuras musculoesqueléticas) y el perfil horizontal (lateralidad).

6.4.4. Comparación del perfil multi-ubicación de carga externa durante los desplazamientos más comunes en baloncesto en función del sexo

La especialización e individualización del entrenamiento son fundamentales para el desarrollo físico-fisiológico, técnico y táctico del jugador (McGarry et al., 2013). Este proceso es importante para la mejora del rendimiento deportivo, la prevención de lesiones y el proceso de regreso al juego (Akenhead & Nassis, 2016; Rojas-Valverde, Gómez-Carmona, et al., 2019). Investigaciones anteriores han encontrado una relación entre valores agudos y crónicos más altos de carga de trabajo basada en acelerómetros con mayor riesgo de lesiones y dolor muscular (Bowen et al., 2017; Gatin, Hunkin, Fahrner & Robertson, 2019). En este sentido, la preparación para soportar altas cargas de trabajo en competición en relación a las características individuales (Santos et al., 2014) así como el tipo de movimiento (Resnick et al., 2002) puede jugar un papel importante en el rendimiento deportivo.

El cuerpo humano tiene un sistema multi-articular complejo donde la detección de cómo las estructuras musculoesqueléticas contribuyen a la generación de la carga externas de trabajo parece ser importante (Gómez-

Carmona, Bastida-Castillo, Ibáñez et al., 2020; Nedergaard et al., 2017). Para su detección, al contrario que se produce con el registro habitual de la carga externa en la espalda alta con un único dispositivo para obtener la carga global del cuerpo (Akenhead & Nassis, 2016), la monitorización mediante acelerómetros en diferentes localizaciones anatómicas simultáneamente parece ser una alternativa útil para su identificación (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Ibáñez et al., 2020; Morris & Lawson, 2009), debido a que la mayoría de las lesiones deportivas en jugadores y jugadoras de baloncesto se producen en los miembros inferiores (Andreoli et al., 2018). Por esta razón, los propósitos de este estudio fueron: (a) caracterizar la carga externa multi-ubicación sufrida por los jugadores masculinos y femeninos durante los movimientos más comunes en baloncesto, e (b) identificar las diferencias en el perfil vertical y horizontal según el sexo de los jugadores.

Suponiendo que las estructuras musculoesqueléticas entre hombres y mujeres sean diferentes, este aspecto podría afectar las diferencias verticales de la carga de trabajo externa por estas estructuras. Se encontraron diferencias estadísticas con valores más altos en los porcentajes de cambio en hombres entre tobillo y rodilla (movimientos curvilíneos izquierdo y derecho en la parte interna de la pierna, aceleración y movimientos lineales) y entre escápulas y región lumbar (salto), mientras que se encontraron en mujeres entre los rodilla y región lumbar (aceleración, movimientos en el juego y en movimientos curvilíneos izquierda y derecha en la parte interna de la pierna). Diferentes factores morfológicos no modificables como caderas más anchas, mayor ángulo Q, mayor ángulo tibiofemoral y genu recurvatum en las atletas femeninas podría explicar las diferencias en el perfil vertical de carga externa entre hombres y mujeres (Nguyen & Shultz, 2007; Mendiguchia et al., 2011). Como consecuencia durante los movimientos deportivos, las atletas femeninas presentan una mayor activación del cuádriceps que incrementa la traslación tibial anterior de fuerzas a la rodilla, siendo este un factor de predisposición a la lesión ligamentosa de la rodilla (Delahunt et al., 2013; Padua et al., 2006). En ese sentido, se reportaron menores diferencias verticales de carga de trabajo

externa en el primer segmento (rodilla - tobillo) y mayores diferencias verticales en el segundo segmento (lumbar - rodilla) en jugadoras de baloncesto.

Investigaciones previas demostraron que otros factores modificables podrían influir en la carga de trabajo de las extremidades inferiores. El primero de ellos es la composición corporal (distribución de masa muscular y grasa) con un efecto directo en el riesgo de lesión en el miembro inferior, específicamente en las lesiones de rodilla (Smith et al., 2012). En el presente estudio, las jugadoras presentaron una mayor masa grasa y menor masa muscular que los jugadores masculinos, por lo que podría considerarse como otro factor que explica las diferencias en la carga de trabajo externa entre hombres y mujeres. Otro factor es la biomecánica de la marcha y la velocidad de los desplazamientos. Los jugadores masculinos presentaron una mayor longitud de zancada y velocidad asociada a un mayor choque tibial debido a que los jugadores masculinos son más altos (Bruening et al., 2020), mientras que las atletas femeninas tuvieron un mayor movimiento en el centro de masa en los tres planos que aumentaron con la velocidad de la marcha (mayor inclinación pélvica anterior media y anteversión de la cadera) que influyen en la inestabilidad de la articulación de la rodilla y la activación de los músculos del muslo (Bruening et al., 2020; Nguyen & Shultz, 2007). Los cambios de velocidad implican movimientos rápidos y explosivos los cuales resultan en una mayor carga de trabajo externa en todos los segmentos del cuerpo, específicamente en las extremidades inferiores (tobillo y rodilla) (Gomez-Carmona, Bastida-Castillo, Ibáñez et al., 2020; Nedergaard et al., 2017). Por tanto, debido a que una mayor carga externa aguda y crónica se ha relacionado con un mayor riesgo de lesión y dolor muscular (Bowen et al., 2017; Gastin et al., 2019): (a) los programas de acondicionamiento físico deben enfocarse en el fortalecimiento del segmento lumbar-rodilla en mujeres y el segmento rodilla-tobillo en hombres para estar adecuadamente preparados para soportar las demandas que van a experimentar en los partidos, y (b) los programas de prevención de lesiones y las estrategias de recuperación deben ser realizadas con el objetivo de reducir el dolor muscular y el riesgo lesivo en dos pasos: (1) globalmente (recuperación: recuperación activa, hidroterapia,

sueño, ayudas ergogénicas; prevención de lesiones: calentamiento, estiramientos dinámicos, actividades de fortalecimiento, pliometría, tareas de agilidad y vuelta a la calma), y (2) centrado en segmentos específicos (recuperación: presoterapia, prendas compresivas; prevención de lesiones: incremento del volumen de movilidad dinámica y actividades de fortalecimiento en grupos musculares específicos) (Huyghe, Calleja-González & Terrados, 2020; Taylor et al., 2015).

Este perfil no solo se ve afectado durante la carrera, investigaciones anteriores también han determinado que existe un efecto del sexo en la acción del salto. Valores bajos en el segmento escápula-lumbar y altos en el segmento lumbar-rodilla han sido encontrados en jugadoras respecto a jugadores. Estas diferencias podrían producirse por: (1) Las jugadoras de baloncesto presentaron una combinación de alteraciones en los tres planos de movimiento (menor flexión del tronco, menor flexión de la cadera, mayor movimiento lateral del centro de masa del tronco alejándose de la articulación de la rodilla) que afecta directamente la capacidad de aterrizaje, lo que produce un aumento en el valgo de la rodilla y el riesgo de lesión de ligamento cruzado anterior (Mendiguchia et al., 2011; Schmitz, Kulas, Perrin, Riemann & Shultz, 2007), y (2) la limitación de la capacidad de absorción de energía del sistema musculoesquelético del tronco en las jugadoras, siendo los muslos y los glúteos los principales responsables de reducirla (Mendiguchia et al., 2011). Para mejorar la transmisión de las fuerzas de despegue y aterrizaje en ambos sexos diferentes estrategias podrían ser consideradas para reducir la fatiga en las estructuras musculoesqueléticas (Decker et al., 2003): (1) la reducción de la postura erguida, (2) el menor aporte de absorción de energía por los extensores de rodilla y flexores plantares del tobillo, y (3) mayor aporte de absorción de energía por parte de los músculos extensores del tronco y la cadera. En este proceso, el control neuromuscular lumbopélvico y de la cadera puede tener un gran efecto en la reducción de la absorción de energía por las estructuras musculoesqueléticas del muslo (Mendiguchia et al., 2011), por lo que las estrategias que mejoran su estabilización y fuerza parecen ser esenciales para mejorar rendimiento y reducir el riesgo de lesiones.

En cuanto al perfil horizontal, no se encontraron diferencias relacionadas con el sexo entre rodillas y entre tobillos. Aunque el perfil de absorción de carga vertical es diferente entre jugadores masculinos y femeninos, todos los jugadores presentaron un patrón común de diferencias laterales en la parte inferior del cuerpo que puede estar con relación a la lateralidad de los jugadores ya que eran diestros. Solo se encontraron diferencias en la carga de trabajo externa entre piernas en los movimientos curvilíneos. Este aspecto es importante debido a que este tipo de movimientos es especial por las diferentes acciones de la pierna interna (ayudar al impulso y punto de pivote) y externa (mantener la curvatura del jugador y papel determinante en el impulso) durante el movimiento (Courtine & Schieppati, 2003). Además, el cuerpo humano no solo sufrió fuerzas horizontales y verticales sino que la fuerza centrípeta y centrífuga también se suma en el movimiento (Resnick et al., 2002), afectando a la disposición del cuerpo humano en el desplazamiento en ambos sexos, lo que conlleva un efecto similar en el perfil multilocalización de carga externa. Por lo tanto, las diferencias sexuales en el movimiento de las articulaciones pueden ser más inherentes y ubicuas (Bruening et al., 2020), pero dependen del sexo y el tipo de influencia del movimiento (Mendiguchia et al., 2011). Para detectar el efecto de estos factores en los perfiles verticales y horizontales de la carga de trabajo externa, la evaluación en múltiples ubicaciones simultáneamente a través de acelerómetros podría ser un método útil.

Por último, la evaluación del jugador en los movimientos de competición a través de un juego reducidos es fundamental para comprender la carga real que soportan en la competición, con el aporte multidimensional de la extremidad superior e inferior de forma durante el juego (Halouani et al., 2014). Durante los movimientos en el juego, se encontraron diferencias en el segundo segmento (lumbar-rodilla) con mayores porcentajes de cambios en la carga de trabajo externa en las jugadoras. Durante los deportes de equipo y específicamente en el baloncesto, se realizan acciones de alta intensidad en espacios reducidos basados en movimientos curvilíneos, saltos y cambios de velocidad gracias a una mayor contribución de los músculos de las extremidades inferiores (Reina, García-Rubio, et al., 2019; Stojanović et al.,

2018; Vázquez-Guerrero et al., 2018). En este sentido, las diferencias encontradas podrían explicarse por la mayor prevalencia de lesiones de muslo y rodilla en mujeres en comparación con hombres, aunque para una mayor certeza sería necesario profundizar en este aspecto con una mayor población (Andreoli et al., 2018). Siguiendo la línea argumentada anteriormente, ignorando aquellos factores morfológicos no modificables en jugadoras, el diseño de planes de entrenamiento para fortalecer las estructuras musculoesqueléticas de segmentos corporales específicos podría ser una buena estrategia para absorber correctamente la energía y disminuir la tensión ligamentosa, el cansancio y el riesgo de lesiones en muslo y tobillo (Decker et al., 2003), que representan las lesiones más comunes en baloncesto (Andreoli et al., 2018).

El presente estudio realizó el primer enfoque en la comparación de las diferencias en la carga de trabajo externa entre las ubicaciones del cuerpo humano con respecto al sexo, identificó diferencias en la absorción musculoesquelética vertical pero no en el perfil horizontal. Sin embargo, el estudio presenta diferentes limitaciones que conviene mencionar. En primer lugar, son necesarios seis dispositivos inerciales por jugador para realizar la valoración y deben estar adheridos en el cuerpo humano, lo que conlleva un elevado coste económico y el diseño y fabricación de un mono de cuerpo entero para incorporar los dispositivos. Otro aspecto que considerar es la muestra (13 jugadores masculinos y 13 femeninas de nivel semiprofesional, equipo de reserva de selecciones nacionales de nivel élite) que presentó historial de entrenamiento específico, medidas antropométricas y composición corporal por lo que los datos obtenidos no pueden extrapolarse a otras poblaciones con diferentes individuos. características debido a que la muestra estudiada es reducida y específica. Además, solo una prueba (3vs3) se centró en el juego real del baloncesto (combina acciones lineales, de aceleración, desaceleración, curvilíneas y de salto con la presencia de compañeros, oponentes, balón y el contexto de la competencia).

Además, aunque las métricas de $\text{PlayerLoad}_{\text{RT}}$ se han validado contra diferentes índices de carga internos y externos y se han utilizado para

cuantificar la carga de trabajo externa en múltiples ubicaciones anatómicas simultáneamente, la metodología de cálculo del porcentaje de cambio de $\text{PlayerLoad}_{\text{RT}}$ en múltiples ubicaciones anatómicas para detectar la absorción de carga de trabajo y las diferencias laterales no se han utilizado ni validado previamente. Por tanto, los resultados obtenidos representan un estudio preliminar para identificar los perfiles específicos de absorción vertical de la carga de trabajo externa por las estructuras musculoesqueléticas en jugadores masculinos y femeninos para el diseño de programas de entrenamiento y prevención de lesiones.

Finalmente, el primer desafío es encontrar un método estándar de oro para validar la absorción de la carga de trabajo por parte de las estructuras musculoesqueléticas en diferentes ubicaciones anatómicas, ya que el estándar de oro actual (plataformas de fuerza) solo puede medir la aceleración/fuerza en un único contacto con el suelo (pies) haciendo que el uso de estos dispositivos en este contexto sea muy limitado. Entonces, futuras investigaciones podrían ampliar la muestra de estudio en otras modalidades deportivas, niveles de competición y edades, utilizando el historial de entrenamiento, las medidas antropométricas y la composición corporal como co-factores que ayudarán a adaptar estos programas a las características individuales de los jugadores, así como incorporar más pruebas que se centran en el juego real de baloncesto.

6.4.5. Análisis del perfil multi-ubicación de carga externa durante los desplazamientos curvilíneos aislados y durante el juego real en baloncesto

Actualmente, los estudios que evalúan el rendimiento físico del baloncesto se han centrado en el efecto de variables contextuales en acciones técnico-tácticas, desplazamientos lineales, saltos y colisiones (Ferioli et al., 2020; Reina et al., 2020). En cambio, aunque el COD actúa como una de las habilidades más importantes en el baloncesto, estos desplazamientos han recibido menos atención y solo una investigación previa analizó su rendimiento durante el baloncesto (Svilar, Castellano, Jukic & Casamichana, 2018). Por esta razón, este estudio analizó, durante los desplazamientos curvilíneos, la fuerza centrípeta y la carga de trabajo externa en múltiples ubicaciones en condiciones aisladas y en el juego.

Los principales resultados del presente estudio identificaron mayores demandas en los desplazamientos curvilíneos en comparación con los desplazamientos lineales, así como menores demandas en las condiciones en el juego con respecto a las pruebas aisladas con diferencias en la carga de trabajo externa entre las articulaciones de la parte inferior del cuerpo.

En primer lugar, los desplazamientos lineales mostraron demandas más bajas que los desplazamientos curvilíneos tanto en la dirección derecha como en la izquierda. Cuando un atleta realiza un cambio de dirección, las fuerzas centrípetas y centrífugas se agregan a las fuerzas horizontales y verticales que están involucradas en los desplazamientos lineales (Resnick et al., 2002). Estas fuerzas provocan una modificación en el patrón de marcha del deportista, y como consecuencia, la carga de trabajo externa que sufren las articulaciones de la parte inferior del cuerpo (Sankey, Robinson & Vanrenterghem, 2020). Por ello, cuando se realiza un desplazamiento curvilíneo, las estructuras musculoesqueléticas soportan una mayor carga de trabajo externo tanto en el miembro inferior como en el superior en comparación con los desplazamientos lineales (Marshall et al., 2014). Por tanto, los entrenadores de fuerza y acondicionamiento físico deben entrenar específicamente los desplazamientos con trayectorias curvilíneas, siendo la intensidad y duración igual o superior a la competición, con el objetivo de conseguir el mejor rendimiento competitivo y la adaptación a estas exigencias. A su vez, cuando se compararon las demandas de carga de trabajo externa entre condiciones aisladas y en el juego, los resultados mostraron que las demandas en el juego representaron alrededor del 50% de la fuerza centrípeta máxima y entre el 20 y el 40% de la carga de trabajo externa máxima en las diferentes ubicaciones anatómicas, encontrando las mayores diferencias en la ubicación de las extremidades inferiores (rodilla y tobillo). Por esta razón, mientras que en los desplazamientos lineales la carga de trabajo externa se distribuye por igual en las articulaciones de la parte inferior del cuerpo, durante los desplazamientos curvilíneos a máxima intensidad esta distribución no es igual debido a que cada pierna tiene un papel específico durante el desplazamiento. La pierna interna debe ser el punto de apoyo y ayudar al impulso, mientras que la pierna externa debe

proporcionar la fuerza suficiente para mantener al atleta en la curvatura y tiene el papel determinante del impulso (Courtine & Schieppati, 2003).

Además, aunque se encontró una tendencia en todos los jugadores durante los esfuerzos curvilíneos máximos (carga de trabajo externa más baja de la pierna interna que de la pierna externa), cada jugador obtuvo una carga de trabajo externa específica y un perfil de fuerza centrípeta durante la prueba. Este aspecto es fundamental debido a que cada jugador tiene un perfil individual de características antropométricas, desarrollo musculoesquelético y rol de juego en la cancha (Mujika, Halson, Burke, Balagué & Farrow, 2018). Por tanto, también los desplazamientos lineales y curvilíneos deben entrenarse específicamente, cada jugador debe ser entrenado individualmente para detectar sus fortalezas y debilidades y diseñar programas de entrenamiento, programas preventivos y/o de vuelta a la competición adaptados a sus necesidades/requerimientos.

Respecto al análisis de correlación, se encontraron relaciones significativas entre ubicaciones anatómicas, por lo que una mayor fuerza centrípeta supone mayores impactos en todas las ubicaciones anatómicas. Este aspecto es importante debido a la mayor fuerza centrípeta que puede producir la mayor masa corporal, la velocidad de los desplazamientos y el radio de giro (Dos' Santos et al., Thomas, Comfort & Jones, 2018). Estos tres parámetros son fundamentales para diseñar tareas de entrenamiento curvilíneas específicas para el desarrollo de habilidades de los desplazamientos no lineales (Nimphius et al., 2018). Además, estas tareas deben diseñarse con cautela debido a que, como se mencionó anteriormente, los desplazamientos curvilíneos representaron mayores demandas en la carga de trabajo externa en todas las ubicaciones del cuerpo, especialmente en las articulaciones de la parte inferior del cuerpo, sitio en el cual ocurren la gran mayoría de lesiones que sufren los jugadores tanto en baloncesto masculino como en femenino (Reina et al., 2020; Zuckerman et al., 2018).

Finalmente, el presente estudio es la primera aproximación al análisis de carga de trabajo externo en diferentes localizaciones corporales simultáneamente durante los desplazamientos curvilíneos, y específicamente en baloncesto a través de pruebas extraídas de una batería de pruebas de campo previamente validadas

a través de un comité de expertos (Gómez-Carmona, Pino-Ortega et al., 2020). La valoración de las habilidades de los jugadores de baloncesto fuera del contexto de competición en pruebas aisladas podría aportar un nuevo punto de vista sobre las máximas exigencias de los desplazamientos, y complementar los datos obtenidos en la competición (Mancha-Triguero, Garcia-Rubio, et al., 2019). Estos valores tienen especial relevancia como referencia de cada jugador para evaluar el progreso en capacidades físicas y destrezas/habilidades a lo largo de la temporada (Rojas-Valverde, Gómez-Carmona, et al., 2019).

Si bien los resultados de este estudio han proporcionado información sobre la carga de trabajo externa en múltiples ubicaciones y la fuerza centrípeta generada en el juego y en condiciones aisladas en el baloncesto, gracias al uso de un sistema de seguimiento avanzado, se deben reconocer algunas limitaciones del estudio. En el presente estudio, un equipo ha sido analizado siendo las características antropométricas, el desarrollo musculoesquelético y las tácticas específicas. Por estas razones, los resultados del presente estudio deben tomarse con cautela y no se pueden hacer generalizaciones. Además, la recogida de datos se realizó sin modificar el patrón de marcha individual de los deportistas, por lo que se ha realizado un tratamiento ecológico para el estudio. La investigación futura puede analizar a través del protocolo de evaluación de la carga de trabajo externa en múltiples ubicaciones proporcionado en este estudio diferentes desplazamientos comunes del baloncesto (por ejemplo, saltos, aceleraciones, desaceleraciones, etc.) y complementar las diferencias laterales con la evaluación de la absorción de impactos de las estructuras musculoesqueléticas en deportes de equipo, y concretamente en baloncesto.

6.4.6. Identificación del perfil físico en los desplazamientos más comunes en baloncesto en función del sexo mediante análisis de componentes principales

El rendimiento en el baloncesto está determinado por el nivel físico, técnico y táctico de los jugadores (Ziv & Lidor, 2009). Los entrenadores tienden a considerar principalmente las características técnicas y tácticas para determinar la posición de juego durante la competición, así como adaptar el juego colectivo a los perfiles individuales para optimizar el rendimiento (Ibáñez et al., 2018; Stojanović et al., 2018). Por el contrario, el análisis de la condición física no suele utilizarse para identificar perfiles de rendimiento que están fuertemente influenciados por el sexo de los jugadores (Mancha-Triguero, Garcia-Rubio, et al., 2019). Por tanto, los propósitos fueron identificar las diferencias relacionadas con el sexo en el perfil físico de los jugadores, así como clasificar los perfiles físicos mediante PCA.

Investigaciones científicas previas han mostrado diferencias relacionadas con el sexo entre los perfiles físicos y fisiológicos de los jugadores de baloncesto en diferentes edades (Cui et al., 2019; Mancha-Triguero et al., 2020; Mancha-Triguero et al., 2021). La presente investigación confirma que los jugadores masculinos obtuvieron mejores resultados en (a) desplazamientos curvilíneos ($\text{CentF}_{\text{AVG}}$, N), (b) salto en esfuerzos unipodales, bipodales y repetidos (altura, cm), (c) aceleración ($\text{Speed}_{\text{MAX}}$, km/h) y desaceleración (Dec_{MAX} , m/s^2), (d) capacidad aeróbica (30-15 jugadores finales IFT, km/h). Estas mayores capacidades físico-fisiológicas han impactado en las demandas del juego en espacios reducidos (distancia total y distancia total >16 km/h, m) excepto en PL_{RT} aunque los elementos formales y estructurales del juego son similares (10 min de 3vs3 en cancha de 10×15 m). Las diferencias de capacidades físicas y fisiológicas dependen de diferentes factores antropométricos (altura, peso, envergadura, etc.) (Cui et al., 2019; Mancha-Triguero, García-Rubio, Calleja-González et al., 2019), morfológicos (ángulo Q, ángulo tibiofemoral, abducción de cadera, desplazamiento del centro de masa) (Mendiguchia et al., 2011), desarrollo musculoesquelético (tamaño del vientre muscular, grosor óseo, fibras musculares tipo II-B) (Mancha-Triguero, García-Rubio et al., 2021), y capacidad pulmonar (tamaño del pulmón, flujo sanguíneo a músculos respiratorios, coste respiratorio) y cardiovascular (volumen sistólico, presión arterial, consumo de oxígeno)

(Guenette, Witt, McKenzie, Road & Sheel, 2007; Wheatley, Snyder, Johnson & Olson, 2014). Por todo esto, los jugadores masculinos y femeninos deben ser considerados poblaciones independientes, adaptando las sesiones de entrenamiento y roles de juego a su perfil específico de condición física.

Para reducir las dimensiones que explican el rendimiento físico en el baloncesto, se están aplicando métodos matemáticos al área deportiva como el PCA (Pino-Ortega, Rojas-Valverde, Gómez-Carmona & Rico-González, 2021). El PCA es un método estadístico de reducción de datos para explicar las variables más relevantes del comportamiento de los jugadores. Se extrajeron cuatro componentes principales en jugadores de baloncesto masculinos y femeninos que explican un porcentaje elevado de la varianza total (85,71 y 83,61% respectivamente). Dos componentes principales fueron similares en jugadores masculinos y femeninos ((1) capacidad aeróbica y acondicionamiento físico en el juego, (2) salto con una sola pierna) y dos componentes fueron diferentes (masculino: (3) desplazamientos curvilíneos, (4) capacidad de salto; femenino: (3) desplazamientos curvilíneos y capacidad de salto, (4) desaceleración). La Figura 47 representa diferentes ejemplos de acciones técnicas de baloncesto según los componentes principales extraídos.

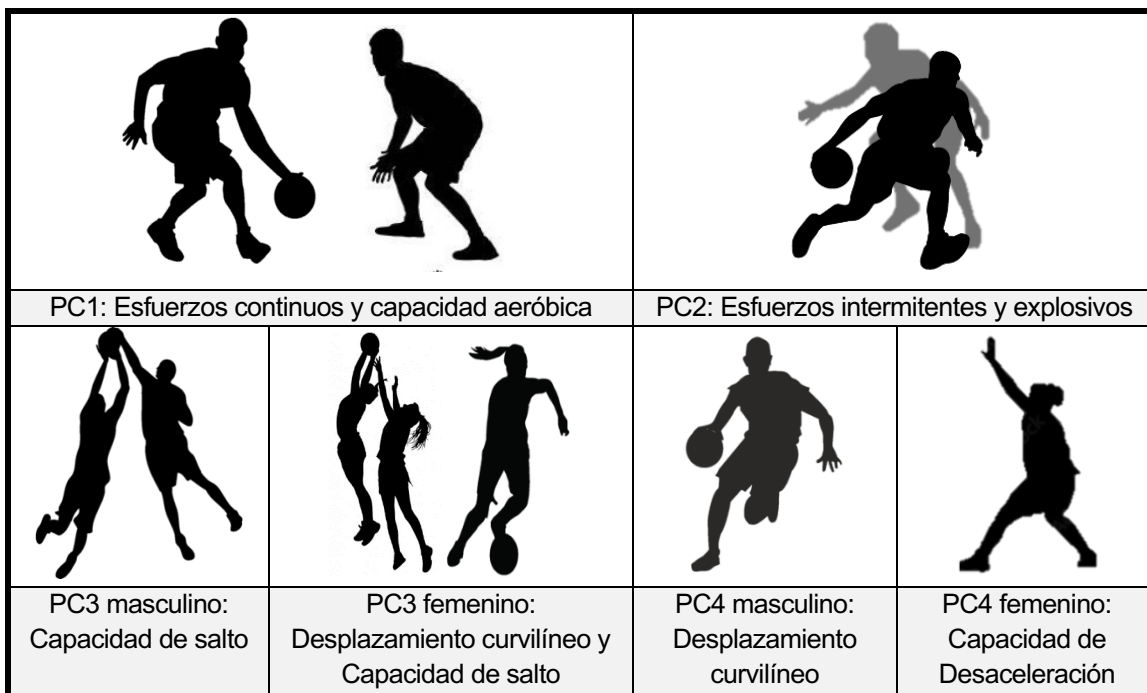


Figura 47. Representación de los componentes principales según el sexo de los jugadores.

El primer componente explicó el 31.01% en hombres y el 36.00% en mujeres de la varianza total en jugadores de baloncesto. Se encontraron las mismas variables en ambos sexos que representan la capacidad aeróbica (30-15 jugadores finales) y la condición físico en el juego (distancia total, distancia total >16 km/h, PL_{RT}), excepto la desaceleración en los hombres y la aceleración en las jugadoras. durante la habilidad de sprint repetido. La dinámica del juego del baloncesto requiere una alta capacidad aeróbica para repetir esfuerzos intermitentes de alta intensidad durante acciones ofensivas y defensivas, así como transiciones rápidas de costa a costa durante los contraataques (Stojanović et al., 2018). Buenos valores en ambas variables indican que el jugador presenta una ventaja competitiva durante el juego, siendo decisivo en ataque para conseguir mejores posiciones de tiro y en defensa para contrarrestar las acciones del adversario (Gomes et al., 2017; Mancha-Triguero, Reina, et al., 2021). Por lo tanto, el desarrollo de la capacidad aeróbica, así como la integración del acondicionamiento físico en condiciones simuladas en el juego, podrían ser útiles para mejorar el nivel de condición física de los jugadores de baloncesto, siendo determinante para el éxito.

El otro componente similar entre jugadores masculinos y femeninos es el rendimiento en salto de una pierna que representó el PC4 con 11.74% en hombres y el PC3 con 15.32% en jugadoras. Esta capacidad representa un PC independiente debido a la predicción del sprint y el desplazamiento curvilíneo está limitado en función del salto con una sola pierna en las direcciones lateral, horizontal y vertical (Meylan et al., 2009). En ambos sexos, un mayor rendimiento en el salto con una sola pierna se ha asociado con las mismas posiciones de juego (base y alero) (Delextrat & Cohen, 2009; Pehar et al., 2017). Tradicionalmente, los jugadores de perímetro fueron elegidos por un tamaño corporal más pequeño y una mayor explosividad que los centros, independientemente de la evaluación de las diferentes capacidades físicas (Ziv & Lidor, 2009). Sin embargo, los jugadores con valores altos en esta variable podrían orientarse a jugar roles fuera de la pintura para aprovechar su potencia con una sola pierna en la realización de acciones técnico-tácticas individuales con

movimientos explosivos cortos (ej., 1 vs 1, regate, bloqueos), sin considerar las características antropométricas-morfológicas.

El rendimiento en la locomoción curvilínea, la capacidad de salto repetido y el salto con balanceo de brazos también representan factores clave en la aptitud física en el baloncesto (Cui et al., 2019; Mancha-Triguero, García-Rubio, et al., 2021; Svilar, Castellano, Jukic & Casamichana, 2018). Estas capacidades representan dos componentes en los jugadores masculinos (capacidad de salto, PC2: 26,81%; locomoción curvilínea, PC3: 16,15%) y solo un componente en las jugadoras (PC2: 22,91%). Debido a la mayor especificidad del baloncesto masculino, la capacidad de salto y la capacidad de movimiento curvilíneo definen dos perfiles de jugador diferentes (Alagappan, 2012; Cheng, 2017). Por un lado, están los jugadores con mayor tamaño corporal que, desde su etapa formativa, tienen una especialización en realizar tiros cerca de la canasta y acción de rebote, mientras que los jugadores con mayor velocidad en el movimiento curvilíneo presentan funciones relacionadas con el lanzamiento exterior tras realizar una carrera para generar una ventaja sobre el rival (Cui et al., 2019; Ziv & Lidor, 2009). Sin embargo, en el baloncesto femenino, debido a la menor capacidad para realizar acciones de alta intensidad, las jugadoras más altas presentan un rol polivalente, unificando los dos roles mencionados en el sexo masculino. Estas diferencias pueden estar relacionadas con características antropométricas y físicas, así como con las distintas dinámicas del juego en función del sexo (Sampaio, Ibáñez & Feu, 2004). Por tanto, la identificación de los jugadores con estos perfiles específicos requerirá funciones individualizadas y entrenamientos en función de sus características diferenciadoras para potenciar su desempeño en competición.

Finalmente, se observa un componente principal en las jugadoras de baloncesto quienes se caracterizan por realizar un mayor número de desaceleraciones y con mayor intensidad que el resto de los jugadores (PC4, 9,37%). En los jugadores masculinos, este perfil no existe (está integrado en el PC1), por lo que es específico en el baloncesto femenino. Esta peculiaridad puede deberse a diferentes aspectos relacionados con el desarrollo morfológico y musculoesquelético (Mancha-Triguero, García-Rubio, et al., 2021; Mendiguchia

et al., 2011; Ziv & Lidor, 2009). Este perfil explica la importancia del trabajo excéntrico en la parte inferior del cuerpo de las jugadoras, donde se producen un elevado número de lesiones en acciones relacionadas con desaceleraciones y cambios de dirección (Bahr & Krosshaug, 2005). En cambio, debido a las estructuras musculoesqueléticas de los jugadores masculinos (distribución de fibras y vientre muscular), las lesiones sufridas en la parte inferior del cuerpo se deben principalmente a la sobrecarga o fatiga provocada por el alto volumen de acciones en el juego y no a la intensidad del juego (Zuckerman et al., 2018). Por lo tanto, las estrategias de prevención de lesiones entre jugadores de baloncesto masculinos y femeninos deben diseñarse en consecuencia, donde se necesita un mayor enfoque en la intensidad de las acciones en las jugadoras y en el volumen de acciones en los jugadores masculinos para reducir el riesgo de lesiones.

La presente investigación es la primera aproximación a la identificación de perfiles físicos en el baloncesto en función del sexo a través del análisis de componentes principales, aunque cabe mencionar distintas limitaciones. La primera de ellas está relacionada con el tamaño de la muestra y su nivel competitivo específico, lo que significa que los datos son específicos de la población de estudio y no pueden generalizarse a todos los jugadores de baloncesto. Además, la inclusión de nuevas pruebas de condición física (por ejemplo, agilidad con y sin balón, capacidad anaeróbica) para evaluar el rendimiento físico de los atletas puede conducir a la identificación de nuevos perfiles físicos de los jugadores de baloncesto. Sin embargo, las pruebas incluidas corresponden a dos baterías de campo de baloncesto específicas que se validan previamente para evaluar de manera integral las habilidades y capacidades más importantes en los jugadores de baloncesto. Finalmente, futuras investigaciones que evalúen la condición física de los jugadores de baloncesto a través de pruebas específicas y que clasifiquen los perfiles en base al análisis de componentes principales ayudarán a comprender los factores de rendimiento físico a lo largo de las diferentes edades y niveles competitivos.

6.5. Discusión global de todos los objetivos de la presente Tesis Doctoral

En esta sección final del Capítulo 6 donde se aborda la Discusión de las investigaciones realizadas para responder a los cuatro objetivos planteados en la presente Tesis Doctoral, se realiza una interacción de los estudios publicados para dar una mayor consistencia a la unidad de la investigación.

En primer lugar, cuando se quiere abordar un tópico de investigación es necesario realizarlo mediante un proceso sistemático y objetivo (Ato et al., 2013; Moher et al., 2015). La acelerometría es un método de investigación emergente en las Ciencias del Deporte debido a que se puede utilizar en condiciones de interior y exterior, complementa a los sistemas de seguimiento evaluando la carga externa neuromuscular (como afecta el tipo de desplazamiento a las estructuras musculoesqueléticas), así como presenta una ventaja respecto a los sistemas de seguimiento ya que detecta la carga externa en las acciones sin desplazamiento (saltos, impactos, etc.) (Buchheit & Simpson, 2016). Por el contrario, su reciente desarrollo para la evaluación deportiva nos lleva a presentar diferentes limitaciones o aspectos a abordar a partir del *Estudio I* como: (a) la precisión y fiabilidad de los sensores, (b) indicador de carga más adecuado para el registro de los movimientos deportivos o carga total de la sesión, (c) la frecuencia de muestreo óptima durante el registro y (d) la ubicación del dispositivo durante la medición.

Respecto a la fiabilidad y precisión son aspectos fundamentales que indican la consistencia de la medida y que los valores obtenidos representan aquello que están destinados a medir respectivamente (Currell & Jeukendrup, 2008), por lo que es preocupante que solo un 25% de estudios mostraran estos datos (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Ibáñez et al., 2020). Para realizar la evaluación, se recomienda el uso de pruebas de laboratorio y de pruebas de campo para que la medición sea precisa y fiable en todas las condiciones de medición (Boyd et al., 2011). Así mismo, los valores óptimos respecto al CV deben ser inferior al 5% para ser considerados buenos (Hopkins et al., 2009),

como se ha encontrado en el *Estudio II* respecto a los acelerómetros empleados en la presente Tesis Doctoral.

En cuanto al indicador de carga más utilizado fue PLTM desarrollado por Catapult Sports (Akenhead & Nassis, 2016), aunque existe una gran cantidad de indicadores dependiendo del fabricante que hacen difícil la comparación de valores entre dispositivos, ya que cada indicador está asociado a una empresa desarrolladora (Buchheit et al., 2014). Por tanto, el *Estudio III* encontró que todos los indicadores tenían una muy alta correlación y no presentaban diferencias significativas cuando los valores eran normalizados debido a que todos provienen del dato en bruto del acelerómetro (Gómez-Carmona, Pino-Ortega et al., 2019). Finalmente, se expone como recomendación que las empresas puedan aportar el dato en bruto de sus dispositivos para el cálculo postproceso de las variables de carga acelerométrica y poder realizar así la comparación respecto a cualquier indicador de carga basado en el sensor (Malone et al., 2017).

Respecto a la frecuencia de muestreo, es un aspecto de reciente preocupación debido a que afecta a la calidad del dato registrado (Duarte et al., 2010; Frencken et al., 2010; Rico-González, Los Arcos, Nakamura et al., 2020). Una investigación previa realizada por Gómez-Carmona, Pino-Ortega et al. (2019) descubrió que diferentes índices de carga basados en la acelerometría no se pueden comparar debido a que uno de los factores diferenciales es la frecuencia de muestreo a la que registran los sensores. Una menor frecuencia de muestreo ha sido relacionada con una menor precisión (Stevens et al., 2014). En este sentido, investigaciones previas realizadas en actividad física sugirieron que es necesario un mínimo de 90 Hz para detectar de manera precisa y confiable la carga de trabajo externa que sufren los participantes (Malone et al., 2017; Migueles et al., 2017). Por lo tanto, para aplicaciones prácticas en deportes de equipo, los dispositivos deben estar equipados con acelerómetros de más de 100Hz para obtener medidas precisas y confiables con el objetivo de monitorear la carga de trabajo basada en acelerometría, tal como muestran los resultados del *Estudio IV*.

Por otro lado, la ubicación de los dispositivos es fundamental para la detección precisa de la carga externa. Su ubicación en la línea interescapular ha sido realizada para mejorar la precisión de los sensores de seguimiento (Akenhead & Nassis, 2016) pero los acelerómetros solo miden la aceleración del segmento al que están unidos (Nedergaard et al., 2017). Por lo tanto, si el objetivo es registrar y medir eventos o habilidades específicas, la ubicación del dispositivo debe ser la más cercana al segmento que realiza el movimiento/acción para lograr la mayor precisión (Nedergaard et al., 2017). Por el contrario, si el objetivo es registrar y medir el seguimiento del jugador, el dispositivo debe colocarse en la escápula para lograr la máxima precisión tanto en interiores como en exteriores (Buchheit & Simpson, 2016).

Para combinar ambas medidas y lograr la mayor precisión en ambos objetivos, la solución propuesta en el *Estudio V* es el desarrollo de un sistema compuesto por dos partes interconectadas: (a) un dispositivo inercial o HUB (concentrador de señal) ubicado en las escápulas para detectar la ubicación y recibir la señal de (b) diferentes microsensores (acelerómetros, giroscopios, etc.) colocados en diferentes ubicaciones anatómicas para detectar la carga de trabajo específica de cada segmento basada en la acelerometría (Gómez-Carmona, Pino-Ortega, et al., 2020). Así mismo, en la literatura no existía un protocolo de pruebas de evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa en los desplazamientos más comunes en los deportes de invasión, para la detección de la carga externa en diferentes puntos articulares de forma simultánea y así detectar la carga específica de cada punto articular (Vanrenterghem et al., 2017). Para este aspecto, es necesario que sean validadas cualitativa y cuantitativamente mediante un procedimiento de jueces expertos (Escobar-Pérez & Cuervo-Martínez, 2008). Los resultados obtenidos nos indican que la presente batería de pruebas de evaluación alcanzado los niveles óptimos de validez $V = .90$ (Cicchetti, 1994; Charter, 2003) para su aplicación.

Finalmente, tras la identificación de los aspectos a tener en cuenta para la evaluación mediante acelerometría en el *Estudio I*, y su comprobación en el *Estudio II* (dispositivo fiable y preciso), *Estudio III* (uso de indicador basado en

la acelerometría acumulada, PL_{RT}), *Estudio IV* (frecuencia de muestreo de 100 Hz), así como el diseño y validación de un protocolo de evaluación multiubicación y de una batería de pruebas para su evaluación en el *Estudio V*, los *Estudios VI a XI* realizan la aplicación práctica de todo el proceso previo de revisión, adaptación de dispositivo y diseño del protocolo para la valoración.

De forma natural, durante la carrera el cuerpo humano sigue un comportamiento semejante al de un muelle, donde la energía elástica se absorbe y se vuelve a generar a medida que el centro de masas del cuerpo se mueve hacia arriba y hacia abajo (Cavagna, 1977). Para ello, todas las estructuras musculoesqueléticas del cuerpo humano están interconectadas entre sí, teniendo un papel fundamental el tren inferior durante el desplazamiento (Hamill et al., 1984; Liu & Nigg, 2000). Estas estructuras sufren tensiones considerables debido a las elevadas fuerzas que necesitan generar contra el suelo durante las aceleraciones y desaceleraciones (Vanrenterghem et al., 2017), encontrándose mayormente estas lesiones en rodilla y tobillo (Lopes et al. 2012; Zuckerman et al., 2018). Por tanto, los acelerómetros se presentan como la solución a la medición de esta carga biomecánica en situación real que antes solo estaba limitada al laboratorio (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Ibáñez et al., 2020).

En el *Estudio VI* se realizó la medición controlada en tapiz rodante en pruebas de laboratorio. Investigaciones previas evidenciaron la mayor carga en el tobillo por su proximidad al contacto con el suelo, disipándose la carga a través de las estructuras musculoesqueléticas en ascenso vertical por rodilla, región lumbar y espalda donde se registró la menor carga (Nedergaard et al., 2017; Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, García-Rubio et al., 2019). Uno de los factores modificables es la velocidad de carrera que tiene un efecto directo en el patrón de desplazamiento con mayor tiempo de vuelo e impacto en el apoyo (Heiderscheit et al., 2011), que influye directamente en una mayor carga externa recibida tanto en tren inferior como superior (Barrett et al. 2014; Nedergaard et al., 2017). Finalmente, se encontró una amplia variabilidad intersujeto producida por diferente biomecánica de marcha y características antropométricas específicas (Cochrum et al., 2017).

La evaluación del rendimiento deportivo específica en las modalidades deportivas como el baloncesto se ha realizado en pruebas de aptitud física (resistencia, potencia, fuerza y agilidad) (Mancha-Triguero, Garcia-Rubio, Calleja-González et al., 2019) y durante situaciones competitivas (Stojanović et al., 2018). Estas evaluaciones pueden obtener la distancia recorrida, el tiempo empleado, la velocidad alcanzada o la fuerza generada como índice de rendimiento, pero no consideran como la carga es soportada por las estructuras musculoesqueléticas, así como las posibles asimetrías en los miembros inferiores individualmente (Vanrenterghem et al., 2017). Para este aspecto, los *Estudios VII, VIII, IX y X* fueron abordados.

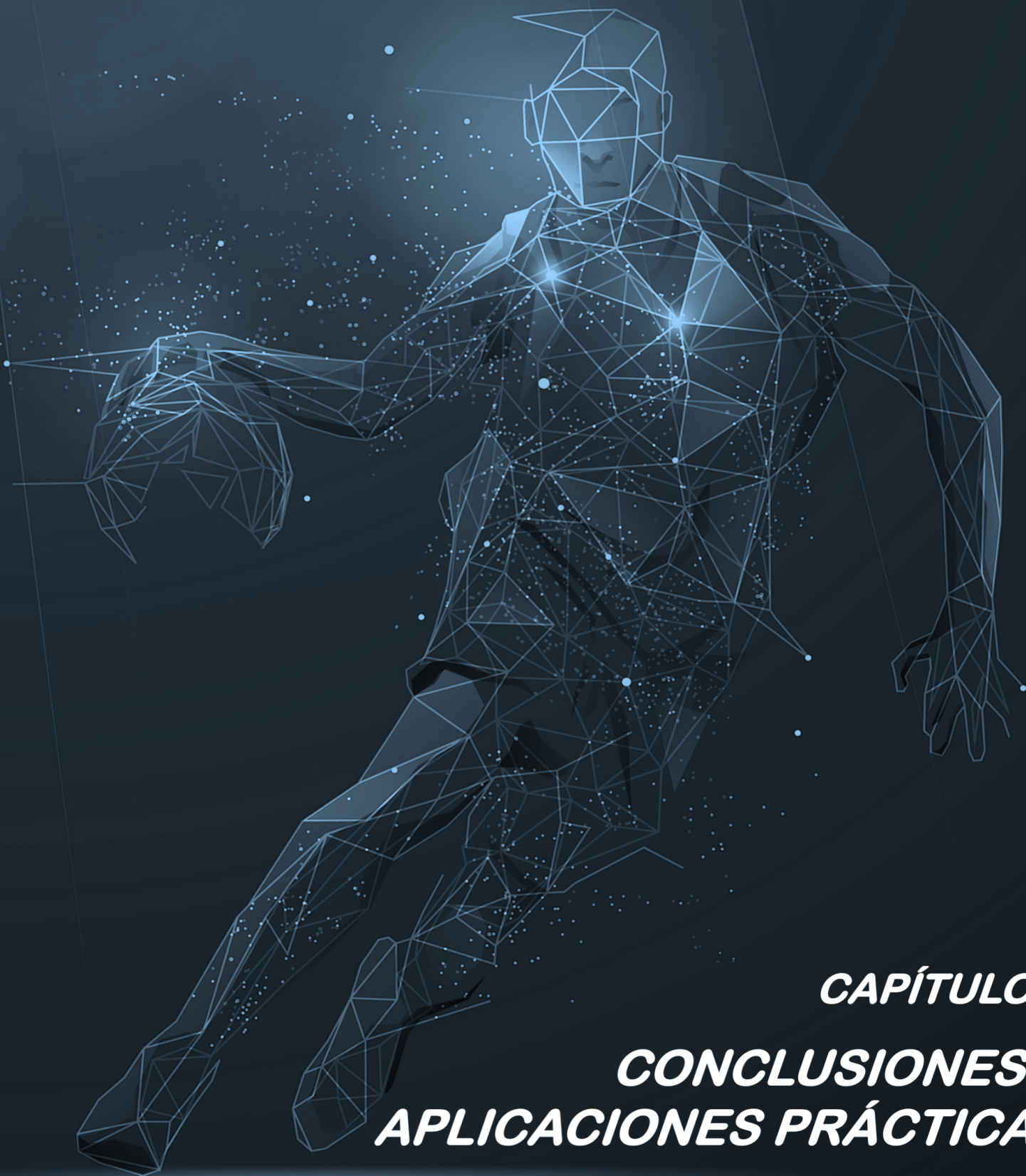
El comportamiento de la carga neuromuscular en todo el cuerpo humano es específico en cuanto al volumen e intensidad de los movimientos, así como de la ubicación anatómica (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, García-Rubio et al., 2019). Diferentes investigaciones han encontrado un papel clave del tronco en la fase de desaceleración (Hibbs, Thompson, French, Wrigley & Spears, 2008), una mayor activación muscular del muslo al saltar (Umberger, 1998) y una alta carga e implicación de las pantorrillas y el sóleo en la fase de aceleración (Loturco et al., 2019). Este aspecto se acentúa especialmente en el baloncesto, donde los cambios de velocidad (aceleraciones y desaceleraciones) se realizan con frecuencia debido a la limitación temporal de las acciones de juego y al reducido espacio de la cancha (Reina, García-Rubio, et al., 2019). Además en baloncesto, los movimientos curvilíneos están presentes en la mayoría de acciones técnico-tácticas, siendo su rendimiento fundamental para el éxito en baloncesto (Svilar, Castellano, Jukic & Casamichana, 2018; Vázquez-Guerrero et al., 2018). Durante los movimientos curvilíneos, la fuerza centrípeta y centrífuga debe sumarse a las fuerzas horizontales y verticales sufridas durante los movimientos lineales (Resnick et al., 2002). El papel de la pierna interior (punto de pivote y para ayudar al impulso) y exterior (para mantener al jugador en la curvatura y con un papel determinante en el impulso) es diferente, por lo que son necesarios niveles óptimos de equilibrio y control corporal (Courtine & Schieppati, 2003; Nimphius et al., 2018). Todos estos aspectos han sido encontrados en los *Estudios VII,*

VIII, IX y X con mayor diferencia en el segmento escápula-lumbar en deceleraciones, en el segmento lumbar-rodilla en el salto y en el segmento rodilla-tobillo en aceleraciones y juegos reducidos modificados, así como una mayor carga externa en la pierna externa durante los desplazamientos curvilíneos.

Además, el estudio de la variabilidad individual es fundamental para adaptar la carga de entrenamiento y lograr los estímulos deseados para la mejora del rendimiento (Coutts et al., 2018). La especialización e individualización del entrenamiento son fundamentales para el desarrollo físico-fisiológico, técnico y táctico del jugador (McGarry et al., 2013). Este proceso es importante para la mejora del rendimiento deportivo, la prevención de lesiones y el proceso de regreso al juego (Akenhead & Nassis, 2016; Rojas-Valverde, Gómez-Carmona, et al., 2019). Este aspecto fue abordado en el *Estudio IX* donde se encontraron diferencias en el perfil de absorción vertical de la carga entre hombres y mujeres. Las mujeres tuvieron una mayor absorción en el segmento lumbar-rodilla, mientras que los hombres la obtuvieron en el segmento escápula-lumbar y rodilla-tobillo. Diferentes factores morfológicos no modificables como caderas más anchas, mayor ángulo Q, mayor ángulo tibiofemoral y genu recurvatum en las atletas femeninas podría explicar las diferencias en el perfil vertical de carga externa entre hombres y mujeres (Nguyen & Shultz, 2007; Mendiguchia et al., 2011). Como consecuencia durante los movimientos deportivos, las atletas femeninas presentan una mayor activación del cuádriceps que incrementa la traslación tibial anterior de fuerzas a la rodilla, siendo este un factor de predisposición a la lesión ligamentosa de la rodilla (Delahunt et al., 2013; Padua et al., 2006). Así mismo, la capacidad de aterrizaje en el salto también se ve afectada con un mayor valgo de rodilla y limitación de absorción de la energía de los sistemas musculoesqueléticos del tronco en las mujeres (Mendiguchia et al., 2011). Por tanto, el diseño de planes de entrenamiento para fortalecer las estructuras musculoesqueléticas de segmentos corporales específicos podría ser una buena estrategia para absorber correctamente la energía y disminuir la tensión ligamentosa, el

cansancio y el riesgo de lesiones en muslo y tobillo (Decker et al., 2003), que representan las lesiones más comunes en baloncesto (Andreoli et al., 2018).

Finalmente, la batería de pruebas diseñada en el *Estudio V* no sólo nos proporciona información del perfil multiubicación de carga externa en los desplazamientos, sino que también nos proporciona información del rendimiento específico en cada una de las pruebas como se muestra en el *Estudio XI*. Por el contrario, el análisis de la condición física no suele utilizarse para identificar perfiles de rendimiento específicos, que están fuertemente influenciados por el sexo de los jugadores (Mancha-Triguero, García-Rubio, et al., 2019). Previamente, la literatura ha mostrado evidencia científica de las diferencias relacionadas con el sexo entre los perfiles físicos y fisiológicos de los jugadores de baloncesto de diferentes edades (Cui et al., 2019; Mancha-Triguero et al., 2020; Mancha-Triguero et al., 2021). La problemática respecto a este hecho viene en que variables atender para explicar el rendimiento, ya que los dispositivos inerciales nos proporcionan una gran cantidad de variables (Rojas-Valverde, Gómez-Carmona et al., 2019). Para reducir las dimensiones que explican el rendimiento físico en el baloncesto, se están aplicando métodos matemáticos al área deportiva como componente principal de análisis (Pino-Ortega, Rojas-Valverde, Gómez-Carmona & Rico-González, 2021). A partir del análisis se obtuvieron 4 componentes que explicaban más de un 80% del total de la varianza que se representan en la Figura 47. El más determinante fue la capacidad aeróbica y la capacidad físico-condicional durante el juego debido a la dinámica del juego con acciones intermitentes de alta intensidad durante las acciones ofensivas y defensivas, así como durante los contraataques (Stojanović et al., 2018). Por tanto, la identificación de perfiles específicos en los jugadores requerirá funciones individualizadas y entrenamientos en función de sus características diferenciadoras para potenciar su desempeño en competición.



CAPÍTULO 7

CONCLUSIONES Y APLICACIONES PRÁCTICAS

“El éxito es la suma del trabajo más el juego”

Albert Einstein

Capítulo 7. Conclusiones y Aplicaciones Prácticas

7.1. Conclusiones y Aplicaciones Prácticas

En el presente apartado, se exponen las principales conclusiones de los estudios realizados en la presente Tesis Doctoral con el objetivo de aumentar el conocimiento de la monitorización de la carga externa mediante acelerometría en los deportes de invasión, así como diferentes aspectos técnicos que influyen en la medición como la fiabilidad y validez del sensor, la variable utilizada y la frecuencia de muestreo. Para, a partir del control de estas variables, diseñar una batería para la evaluación multi-ubicación de la carga externa en deportes de invasión con el objetivo de la evaluación del rendimiento y la prevención de lesiones. Como consecuencia al gran número de resultados obtenidos en los diferentes estudios que dan estructura a la presente Tesis Doctoral, las conclusiones se organizan en función de los objetivos planteados. Finalmente, se incluye una sección final con una conclusión global de los estudios incluidos.

7.1.1. Objetivo I. Conocer el estado actual del conocimiento científico acerca del uso de la acelerometría para la cuantificación de la carga en los deportes de invasión, con la finalidad de concluir recomendaciones para su aplicación práctica

Esta revisión sistemática muestra todos los estudios que llevaron a cabo el monitoreo de la carga de trabajo a través de índices basados en acelerometría en deportes de equipo de invasión durante los contextos de entrenamiento y competición. A partir de los resultados de la presente revisión sistemática, se pueden mostrar diferentes conclusiones:

1. Ha habido un aumento en el monitoreo de la carga de trabajo a través de índices basados en acelerometría en el entrenamiento y la competencia, para lo cual es necesario un análisis previo de validez y confiabilidad para evaluar la precisión y permitir la comparación entre y dentro de las unidades.
2. El índice de carga basado en la acelerometría más utilizado es PL™. Se encontró una gran cantidad de índices dependiendo de las compañías

fabricantes de dispositivos, lo que supone un problema a nivel de investigación. Debido a que una unificación de índices no es posible, se requiere a las compañías la posibilidad de poder extraer los datos en bruto para poder calcular los índices y comparar datos entre dispositivos.

3. La parte superior de la espalda (escápulas) es la ubicación del cuerpo más común que se usa para colocar el dispositivo inercial en los jugadores debido a la mejor recepción de la señal de seguimiento por parte de los Sistemas de navegación global por satélite en la medición de posición local y exterior en condiciones interiores. Una nueva investigación debería cuantificar la carga de trabajo no solo en las escápulas, sino también en diferentes segmentos del cuerpo simultáneamente en contextos de entrenamiento y competencia para identificar la carga de trabajo real del atleta durante el desempeño de habilidades y la locomoción deportiva con mayor precisión.

La realización de una revisión sistemática siguiendo un proceso estructurado es fundamental para identificar los estudios más relevantes en el campo del conocimiento científico en relación al tópico de investigación, en este caso, diferentes consideraciones en el uso de la acelerometría para la cuantificación de carga en los deportes de invasión, ya que es un método de para la monitorización de la carga externa que se está desarrollando de manera exponencial por su facilidad de uso y su versatilidad. Entre las principales aplicaciones que encontramos de su uso se encuentran las siguientes:

1. Es necesario el análisis de la competición y el entrenamiento, segmentando el entrenamiento por contenidos para mejorar la preparación del deportista y conseguir el máximo rendimiento con el menor riesgo lesivo.
2. La ubicación del dispositivo debe ser acorde al movimiento/articulación que se desee medir. Si se realiza una monitorización combinada de posicionamiento y carga acelerométrica, la escápula es la ubicación más recomendada.
3. Es importante utilizar el mismo índice para la cuantificación y poder comparar entre sesiones. Los más utilizados utilizan la carga acelerométrica

detectada en los tres ejes, pero existen índices más específicos como la determinación de la carga por ejes de forma individualizada o la carga de baja intensidad y cual es su contribución a la carga total de la sesión de entrenamiento o competición.

4. Los acelerómetros deben tener un fondo de escala y una frecuencia de muestreo superior al movimiento que se desea medir, además de que la validez y fiabilidad del dispositivo debe ser previamente evaluada para asegurar que mide lo que debe medir además de que su medición es constante en el tiempo.
5. Aunque la carga acelerométrica tiene altas correlaciones con variables objetivas y subjetivas de carga interna y externa, su registro debe ser combinado con el resto de las mediciones para tener una visión global de la carga total que soporta el sujeto.

7.1.2. Objetivo II. Analizar la precisión de los acelerómetros a utilizar para la evaluación de la carga externa en múltiples ubicaciones anatómicas, así como determinar el efecto de diferentes aspectos en la medición como el indicador de carga utilizado y la frecuencia de muestreo.

7.1.2.1. Análisis de la precisión de la herramienta

El dispositivo analizado es fiable para medir la combinación de aceleración total registrada por los tres ejes ortogonales del acelerómetro en condiciones controladas de laboratorio y de esfuerzo continuo e intermitente. Gracias a esta investigación, los acelerómetros tridimensionales precisos que componen este dispositivo inercial en diferentes rangos y en diferentes ubicaciones anatómicas podrían calcular diferentes variables para la cuantificación de carga externa (PlayerLoad™ o impactos, entre otros).

La validez de un dispositivo de medición también depende de su fiabilidad (O'Donoghue, 2010). Las pruebas de fiabilidad se utilizan para evaluar la consistencia (fiabilidad test-retest) con la que se puede utilizar un dispositivo de medición (O'Donoghue, 2010). Es importante evaluar la fiabilidad para asegurar que los estos nuevos métodos de análisis sean lo suficientemente sensibles como para detectar cualquier cambio en el rendimiento del jugador (Atkinson & Nevill, 1998). Si el acelerómetro es fiable, se medirá el mismo valor cada vez que se realice el mismo movimiento (siempre que todas las condiciones y procedimientos sean los mismos). Sin embargo, si el acelerómetro no es fiable, entonces el valor medido puede variar de sesión a sesión y el error de medición estaría por encima de lo que se considera aceptable (Atkinson & Nevill, 1998). En la vida real, un jugador puede dejar de entrenar demasiado pronto o demasiado tarde si el acelerómetro que utilizamos mide de forma incorrecta y de esta forma no conseguir las adaptaciones que queremos que ocurran según el objetivo del entrenamiento. Por lo tanto, es sumamente importante asegurarse de que el acelerómetro contenido en el dispositivo de seguimiento sea fiable.

7.1.2.2. Indicadores de carga basados en acelerometría

Respecto a la evaluación de los diferentes indicadores de carga, se podrían extraer diferentes conclusiones de este estudio: (1) Existen diferentes índices de carga externa basados en acelerometría utilizados en la ciencia del deporte dependiendo de la compañía fabricante del dispositivo inercial; (2) estos ABELI podrían variar debido a los diferentes algoritmos y valores escalados utilizados durante los cálculos, por lo que no es posible comparar las variables (por ejemplo: diferentes unidades y magnitudes, diferentes frecuencias de muestra); (3) Debido a que no hubo diferencias entre los ABELI cuando los valores se escalan y la relación grande a casi perfecta entre los ABELI, tanto los valores escalados como los absolutos, todos los ABELI parecen ser confiables y sensibles porque todos tienen el mismo origen, el cambio acumulado en la aceleración de los tres ejes de movimiento.

En este sentido, los entrenadores y el personal del equipo deben de considerar las siguientes recomendaciones: (1) Para la comparación de la carga de trabajo externa basada en el acelerómetro entre jugadores o equipos, deben de usarse los mismos ABELI, ya que cada ABELI tiene algoritmos específicos y valores escalados durante sus cálculos; y (2) incluso si se aplica la misma fórmula, los datos entre diferentes modelos de la misma compañía o entre diferentes compañías no pueden compararse para la carga de trabajo basada en acelerometría debido a las diferentes características técnicas (ej. versión del dispositivo, versión del firmware, modelo y marca de los componentes, etc.) de los dispositivos que podrían influir en el resultado final, siendo necesaria su inclusión en las investigaciones científicas y en los dossiers del fabricante.

Por lo tanto, se podrían poner diferentes soluciones al procesamiento de datos y al cálculo de ABELI: (1) un consenso con respecto a la aplicación de un ABELI universal para monitorear la carga de trabajo externa por el acelerómetro; y (2) permitir a sus usuarios descargar los datos de acelerometría sin procesar o (3) la disponibilidad y gestión de la información con respecto a las tasas de muestreo, conjuntos de chips, métodos de filtrado y algoritmos de procesamiento de datos en todos los dispositivos. Gracias a este

consenso, las variables de la monitorización de la carga de trabajo basada en el acelerómetro se pueden comparar entre modalidades deportiva, categorías de edad, niveles de competencia, entre otros, independientemente del dispositivo utilizado para este propósito. Además, el recálculo de los índices de carga de acuerdo con sus preferencias podría ser posible para los jugadores que están lejos con otros equipos, donde la carga externa puede haber sido capturada con un acelerómetro diferente al que usa el club.

7.1.2.3. Frecuencia de muestreo

Se encontró una correlación casi perfecta entre todas las frecuencias de muestreo (10, 100, 500 y 1000 Hz) al registrar la carga de trabajo basada en la acelerometría a través de PlayerLoad_{RT}. A pesar de esto, hubo grandes diferencias en el tamaño del efecto y un acuerdo regular entre la frecuencia de muestreo de 10Hz y el resto de las frecuencias analizadas. Los resultados de este estudio y basados en evidencia previa sugieren el uso de $\geq 100\text{Hz}$ para monitorear la carga de trabajo externa usando dispositivos inerciales. En los deportes colectivos, teniendo en cuenta las características del movimiento, se necesita una frecuencia de muestreo que permita controlar el cambio repentino de dirección, las acciones de alta velocidad y otros movimientos realizados en un corto período de tiempo. En consecuencia, la selección de la frecuencia de muestreo específica para registrar la carga de trabajo externa en los deportes de equipo debe confirmarse en futuros estudios.

Esta información es muy valiosa porque los profesionales en ciencias del deporte deben considerar la frecuencia de muestreo como una variable fundamental al obtener datos relacionados con la carga física basada en la acelerometría. La selección de la frecuencia de muestreo debe estar de acuerdo con la acción específica necesaria para monitorizar, considerando que algunos análisis deben requerir una frecuencia de muestreo más alta que otra. En este sentido, si el propósito de la medida es en un corto período de tiempo y muy específico (por ejemplo, velocidad de propulsión media en ejercicios de resistencia, equilibrio, biomecánica de salto, etc.) podría ser recomendable una frecuencia de muestreo más alta. Un error en la selección de la frecuencia de muestreo más adecuada no puede identificar pequeños cambios en la carga de

trabajo externa. Además, es esencial reconocer que los profesionales de las ciencias del deporte deben seleccionar la misma frecuencia de muestreo al comparar los datos recopilados en diferentes momentos. También es importante considerar las posibles diferencias en la frecuencia de muestreo de los datos sin procesar respecto a otros fabricantes, así como de los datos derivados de los software elegidos.

7.1.3. Objetivo III. Diseñar y validar una batería de test de campo que permita la evaluación multi-ubicación de carga externa en los deportes de invasión

El objetivo de la presente investigación fue el diseño de una batería de pruebas para la evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa en deportes de invasión (fútbol, baloncesto y balonmano) y la validación de esta para su aplicación. La batería tuvo unos excelentes resultados de validez de contenido por parte del procedimiento de jueces expertos. Por tanto, el presente instrumento es una herramienta válida para su aplicación en el proceso de evaluación deportiva.

Las pruebas seleccionadas son específicas de las modalidades deportivas analizadas y se realizan teniendo como referencia las dimensiones reales de la superficie de juego, evitando con esto la realización de valoraciones en contexto de laboratorio que alejan al deportista del contexto real, lo que puede provocar diferencias entre el rendimiento real y el rendimiento evaluado fuera del contexto de juego. A partir de la valoración del perfil multi-ubicación de carga externa en deportes de invasión, podremos obtener las siguientes aplicaciones en el contexto deportivo:

1. Detección de la carga neuromuscular específica en cada una de las ubicaciones anatómicas evaluadas.
2. Identificar los posibles desequilibrios del sujeto en la lateralidad y en la absorción ascendente de la carga soportada.
3. Evolución del perfil multi-ubicación específico del deportista a lo largo de la temporada o durante el proceso de recuperación de una lesión y posterior readaptación al nivel óptimo de condición física para la competición.

Validada esta batería de evaluación podrá ser aplicada en diferentes poblaciones (sexo, edad, nivel competitivo y modalidad deportiva [fútbol, baloncesto y balonmano]) con el objetivo de identificar el perfil multi-ubicación de carga externa y generar perfiles específico de carga neuromuscular en diferentes ubicaciones anatómicas.

7.1.4. Objetivo IV. Caracterizar el perfil multi-ubicación de la carga externa durante test de laboratorio y test de campo que simulen las exigencias de la competición, comparando la carga soportada en función de las ubicaciones anatómicas, segmentos corporales, lateralidad y sexo con un análisis inter e intra-sujeto.

7.1.4.1. Caracterización del perfil multi-ubicación de carga externa durante un test incremental de carrera a pie en condiciones de laboratorio

En relación con los resultados obtenidos en el presente estudio se pueden mencionar cinco conclusiones relacionadas con el propósito de este:

1. La mayor carga externa se sufre en la ubicación del tobillo como consecuencia de una distancia más cercana al contacto con el suelo, disminuyendo el impacto cuando se asciende en el cuerpo humano.
2. Una velocidad más rápida provocó una mayor carga neuromuscular, siendo el mayor aumento en las ubicaciones de los miembros inferiores (tobillo y rodilla).
3. Se encontró una dinámica de carga externa diferente entre la extremidad inferior (tobillo-rodilla) y la extremidad superior (parte inferior de la espalda - parte superior de la espalda). Por este motivo, en relación con la velocidad, estas diferencias se muestran antes en la ubicación de los miembros superiores (9 km/h) respecto a los miembros inferiores (12,5 km/h).
4. El segmento 2 (rodilla - espalda baja) presentó las mayores diferencias en la carga externa, mostrando un aumento de estas cuando la velocidad fue mayor. En cambio, no se encontraron diferencias en el segmento 1 y el segmento 3 relacionadas con una velocidad más rápida.
5. Se encontró una gran variabilidad de carga externa entre sujetos en articulaciones y segmentos corporales. Por este motivo, se recomienda una evaluación individualizada.

El protocolo estandarizado realizado en la presente investigación se propone para evaluar la carga externa que sufren las articulaciones y

segmentos corporales a todas las velocidades durante los desplazamientos lineales. Esto implica una aplicación práctica directa, ya que el conocimiento de la capacidad de absorción de la carga externa en cada deportista permitirá establecer protocolos de entrenamiento individualizados para evitar el riesgo de lesiones, y los valores referenciales obtenidos podrán ayudar al proceso de regreso al juego.

7.1.4.2. Representación del perfil multi-ubicación de carga externa durante los desplazamientos más comunes en baloncesto en jugadores masculinos

A partir de la evaluación del perfil multiubicación de carga externa de los jugadores de baloncesto masculinos en los desplazamientos más habituales en baloncesto, se pueden aportar diferentes conclusiones y aplicaciones prácticas:

Perfil Vertical

1. Todos los jugadores presentaron una mayor carga de trabajo en la ubicación anatómica más cercana al contacto con el suelo en comparación con las ubicaciones adicionales. La mayor carga de trabajo externo se encontró en la extremidad inferior (tobillo y rodilla). El cuerpo técnico del equipo debe considerar protocolos de recuperación más extensos en la parte inferior del cuerpo para aliviar la carga de trabajo sufrida durante las sesiones de entrenamiento y los juegos oficiales por estas estructuras musculoesqueléticas.
2. La mayor variabilidad de la carga de trabajo externa se encontró en el miembro inferior en comparación con el miembro superior. El diseño de las sesiones de entrenamiento debe individualizarse según el perfil musculoesquelético y las características individuales de cada jugador (lateralidad, flexibilidad, fuerza y lesiones previas), con especial consideración por el miembro inferior.
3. Las mayores diferencias entre la escápula y la región lumbar se encontraron durante la fase de desaceleración, entre la región lumbar y la rodilla en las acciones de salto y entre la rodilla y el tobillo en la fase de aceleración y los juegos reducidos. La identificación de cómo las estructuras musculoesqueléticas soportan la carga externa en cada tipo de movimiento ayudará a los miembros del cuerpo técnico del equipo a detectar patrones de movimiento que pueden ser específicamente entrenables.

Perfil Horizontal

1. Se encontraron diferencias de lateralidad entre las rodillas y los tobillos en los movimientos curvilíneos. La mayor carga de trabajo se encontró en la rodilla y el tobillo de la pierna exterior en comparación con la pierna interior. El entrenamiento específico de acciones que implican movimientos curvilíneos y cambios de dirección a alta intensidad en baloncesto ayudará a la mejora del rendimiento de los jugadores y a la prevención de lesiones, especialmente por los diferentes patrones motores de cada pierna según la dirección del movimiento.
2. Sin embargo, no se encontraron diferencias en la carga de trabajo externa que sufren las rodillas y los tobillos en la aceleración, desaceleración, salto, movimiento lineal y juegos reducidos. Por tanto, el entrenamiento del miembro inferior debe completarse según el tipo de movimiento.

7.1.4.3. Determinación del perfil multi-ubicación de carga externa durante los desplazamientos más comunes en baloncesto en jugadoras femeninas

A través de la batería de pruebas de campo previamente validada, el presente estudio muestra un primer acercamiento al perfil de carga de trabajo externo en múltiples ubicaciones de las jugadoras de baloncesto durante los movimientos más comunes del baloncesto. Las jugadoras de baloncesto soportaron la mayor carga de trabajo externo en las extremidades inferiores (tobillo y rodilla) que se relaciona con la distancia al contacto con el suelo. La mayor diferencia entre las localizaciones anatómicas se encontró en el segmento rodilla-lumbar ($42,53 \pm 5,78\%$) mientras que la menor diferencia se encontró en el segmento rodilla-tobillo ($21,48 \pm 5,56\%$). Además, se encontró una alta variabilidad entre los jugadores debido a la gran amplitud en la desviación estándar, especialmente en la extremidad inferior.

En lo que respecta a la locomoción, se encontró un perfil específico. Las mayores diferencias entre ubicaciones se encontraron en la región escápula-lumbar durante las desaceleraciones, en la región lumbar-rodilla durante los saltos y en la rodilla-tobillo durante el juego de lados reducidos. No se encontraron diferencias solo en el segmento escápula-lumbar durante los

saltos. Por otro lado, se encontraron diferencias en el perfil lateral entre la locomoción curvilínea y lineal con mayores impactos en la pierna externa en comparación con la pierna interna independientemente de la dirección de locomoción curvilínea.

A partir de estas conclusiones, se podrían mencionar diferentes aplicaciones prácticas para mejorar el entrenamiento de los equipos de baloncesto femenino: (a) los protocolos de recuperación en el miembro inferior deben ser más profundos en comparación con el miembro superior porque la mayor carga la soporta la rodilla y tobillo, también las mayores diferencias entre localizaciones se encontraron en el segmento rodilla-lumbar (actividad musculoesquelética de muslo y glúteo); (b) la baja absorción en el segmento rodilla-tobillo puede estar asociada con un mayor riesgo de lesiones de rodilla en las jugadoras (p. ej., ligamento cruzado anterior) de modo que una mejora en la absorción musculoesquelética en este segmento (pantorrilla, tibia y soleo) junto con programas de marcha se recomendarían para reducir el riesgo de lesiones; (c) dado que cada tipo de locomoción presenta un perfil específico de carga de trabajo externo en múltiples ubicaciones, la identificación de estos perfiles ayudará en el diseño de programas de formación específicos; (d) la locomoción curvilínea presentó una mayor carga de trabajo externo en la parte externa de la rodilla y el tobillo, por lo que las tareas de entrenamiento deben considerar los diferentes patrones motores de cada pierna para la mejora del rendimiento de los jugadores y la prevención de lesiones.

7.1.4.4. Comparación del perfil multi-ubicación de carga externa durante los desplazamientos más comunes en baloncesto en función del sexo

El sexo y el tipo de movimiento modifican la absorción de la carga externa musculoesquelética vertical en los jugadores de baloncesto. Las mayores diferencias se encontraron en el segmento escápula-lumbar en la fase de desaceleración y en hombres, en el segmento región lumbar-rodilla en el salto y en las mujeres, y en el segmento rodilla- tobillo en los juegos reducidos y en hombres. En cambio, únicamente en los movimientos curvilíneos se presentaron mayores valores en la pierna exterior. No se encontraron

diferencias relacionadas con el sexo en el perfil horizontal independientemente del tipo de movimiento.

A partir de la primera aproximación en la evaluación del perfil multi-localización de la carga de trabajo externa basado en acelerometría en jugadores de baloncesto masculinos y femeninos, se pueden proporcionar las siguientes aplicaciones prácticas:

1. La evaluación del perfil de carga multiubicación permitirá la identificación de patrones individuales de asimilación de la carga de trabajo externa por las estructuras musculoesqueléticas, así como las diferencias laterales durante los movimientos deportivos.
2. Los valores de referencia obtenidos a través de la evaluación podrían utilizarse para analizar las mejoras gracias al proceso de entrenamiento, para diseñar protocolos específicos para la prevención de lesiones en segmentos corporales específicos, así como para ser valores de referencia para el acondicionamiento óptimo en la vuelta al proceso de juego después de una lesión.
3. En cuanto al perfil vertical de carga externa, las sesiones de entrenamiento y los protocolos de recuperación deben adaptarse a los grupos musculoesqueléticos específicos dependiendo del tipo de movimiento realizado y las características individuales de la muestra (sexo, altura, peso, composición corporal) que modifican la absorción musculoesquelética vertical de la carga externa, con especial énfasis en los segmentos con mayores diferencias de carga de trabajo externa que se relacionan con el riesgo de lesión (ej. en la espalda durante las desaceleraciones y en sexo masculino, en los muslos y glúteos durante los saltos y en el sexo femenino, en los gemelos durante las situaciones de juego y en el sexo masculino).
4. En relación con las diferencias horizontales, solamente los desplazamientos curvilíneos presentaron diferencias con mayores valores en la pierna externa durante el giro. Por esta razón, es importante la realización de entrenamiento complementario en la dirección contraria de desplazamiento curvilíneo con relación a la preferencia de giro del jugador, así como de la dirección en la rotación del sistema de juego.

7.1.4.5. Análisis del perfil multi-ubicación de carga externa durante los desplazamientos curvilíneos aislados y durante el juego real en baloncesto

La presente investigación muestra los primeros resultados en el análisis de las demandas de carga externa en diferentes ubicaciones corporales simultáneamente encontrando demandas más altas en los desplazamientos curvilíneos que en los desplazamientos lineales durante las condiciones del juego, pero no se encontraron diferencias entre la dirección izquierda y derecha. En el sprint curvilíneo máximo, la extremidad inferior obtuvo un perfil de carga de trabajo externo diferente en relación con la dirección de desplazamiento, mientras que la extremidad superior obtuvo demandas similares. El miembro inferior derecho (tobillo y rodilla) obtuvo mayores impactos en los desplazamientos curvilíneos hacia la izquierda, mientras que el miembro inferior izquierdo obtuvo mayores demandas en los desplazamientos curvilíneos hacia la derecha. Durante el juego y las condiciones aisladas, se encontró un perfil individual en cada atleta tanto en la carga de trabajo externa como en la fuerza centrípeta generada. Finalmente, una mayor fuerza centrípeta se relaciona con una mayor carga de trabajo externa en todas las ubicaciones anatómicas.

Las demandas durante el movimiento en los atletas deben ser monitoreadas regularmente por el cuerpo técnico y analizadas individualmente por jugadores. Las consideraciones específicas proporcionadas en este estudio brindan pautas iniciales para el uso de análisis de carga externa de trabajo en múltiples ubicaciones durante los desplazamientos curvilíneos para detectar asimetrías. Debido a que las situaciones en el juego no son suficientes para lograr el máximo rendimiento curvilíneo y la máxima carga externa de trabajo en cada articulación, el uso de pruebas aisladas (sprint máximo), como las propuestas en el presente estudio, se presenta como una alternativa para analizar el perfil de carga externa de trabajo de los jugadores y detectar debilidades durante los desplazamientos con trayectorias no lineales. Además, el análisis de la distribución de los desplazamientos curvilíneos (ratio cambio de dirección derecha-izquierda) parece ser necesario con el objetivo de reducir las asimetrías en el número de cambios de dirección realizados. Esta información

podría ser útil para diseñar programas específicos de fuerza y acondicionamiento con el objetivo de mejorar el rendimiento deportivo y reducir el riesgo lesivo, donde esta prueba aislada podría usarse como una tarea de entrenamiento.

7.1.4.6. Identificación del perfil físico en los desplazamientos más comunes en baloncesto en función del sexo mediante análisis de componentes principales

Se encontraron diferencias relacionadas con el sexo en el nivel de condición física con valores más altos en los jugadores masculinos, especialmente en las capacidades físicas que dependen de la producción de potencia (desplazamientos curvilíneos, salto unipodal, abalakov y acciones de aceleración). Se identificaron cuatro componentes principales en jugadores de baloncesto masculino y femenino con diferente distribución de capacidades físicas. El componente que explica la mayor varianza total en los jugadores masculinos (31,01%) y femeninos (36,00%) estuvo representado por la capacidad aeróbica y el acondicionamiento físico en el juego.

A partir de las conclusiones obtenidas en el presente estudio, se podrían indicar diferentes aplicaciones prácticas sobre las diferentes capacidades de aptitud física en jugadores de baloncesto a partir del análisis de componentes principales:

1. Debido a que los jugadores masculinos presentaron mayores valores de aptitud física, especialmente en acciones de juego que dependen de la producción de potencia, es fundamental individualizar que la carga de trabajo del entrenamiento dependa tanto del sexo como de las características físicas de los jugadores.
2. La comprensión de los diferentes perfiles de los jugadores de baloncesto de cada equipo basados en la aptitud física es fundamental para diseñar tareas individuales orientadas a capacidades físicas específicas para mejorar el rendimiento deportivo. Además, el conocimiento del perfil de condición física de los jugadores podría ayudar al cuerpo técnico del equipo a diseñar sistemas de juego y disposiciones tácticas adaptadas a ellos (Ej.: Valores bajos en la capacidad aeróbica conllevarán ataques de larga duración;

valores bajos en cambios de velocidad y desplazamientos curvilíneos supondrá sistemas de juego más estáticos; o valores bajos en la capacidad de salto supondrán sistemas de juego que terminan con lanzamientos próximos a canasta sin rebotes).

3. El trabajo integral de la capacidad aeróbica a través de situaciones de juego modificado parece ser indicadas como un aspecto fundamental para la mejora del condición física de los jugadores de baloncesto en ambos sexos, ya que la mayor varianza total estuvo representada por la capacidad aeróbica y la condición física en el juego.

7.1.5. Resumen de las conclusiones obtenidas en la Tesis Doctoral

En esta sección se van a realizar unas conclusiones conjuntas que dan globalidad a los resultados obtenidos en la Tesis Doctoral. El diagrama de flujo se muestra en la Figura 48.

Respecto al primer objetivo, la revisión de la literatura puso de manifiesto que la acelerometría es un método emergente en la cuantificación de carga en el deporte, pero diferentes características técnicas deben ser tenidas en cuenta para la evaluación como: (a) precisión y fiabilidad del sensor, (b) ubicación de los dispositivos en la medición, (c) índice de carga basado en la acelerometría, y (d) frecuencia de muestreo en la medición.

Respecto al segundo objetivo, los acelerómetros del dispositivo inercial WIMU PRO™ demostraron ser precisos y fiables en test de laboratorio y test de campo y en diferentes ubicaciones anatómicas, el indicador de carga basado en acelerometría para la cuantificación de carga externa debe de ser aquel que de un valor total de la carga soportada en los tres planos de movimiento siendo la variable PL_{RT} adecuada para la medición, y la frecuencia de muestreo mínima debe ser 100 Hz para tener una calidad óptima del dato.

Respecto al tercer objetivo, se ha diseñado y validado mediante procedimiento de jueces expertos un protocolo de monitorización multi-ubicación en seis puntos anatómicos simultáneamente (línea interescapular, región lumbar, 2x rodilla y 2x tobillo) mediante dispositivos inerciales y un traje integrado, así como una batería de pruebas de evaluación basadas en los tipos de desplazamiento y capacidades físicas a desarrollar más comunes en los deportes de invasión (fútbol, baloncesto y balonmano): (a) capacidad aeróbica, desplazamiento lineal; (b) capacidad anaeróbica aláctica, desplazamiento curvilíneo; (c) capacidad anaeróbica láctica, cambios de velocidad (aceleraciones y deceleraciones); (d) capacidad física-condicional, habilidades técnico-tácticas en juegos reducidos; y (e) capacidad elástica, salto.

Finalmente, tras realizar el proceso previo indispensable para una evaluación objetiva y precisa, el cuarto objetivo identificó los siguientes aspectos: (a) el tren inferior es la zona del cuerpo que mayor carga externa soporta, especialmente el tobillo por su proximidad al suelo; (b) el tipo de desplazamiento tiene un efecto directo sobre la carga soportada: (1) mayor velocidad se relaciona con mayor carga, (2) la mayor diferencia de carga en el segmento escápula-lumbar se produce en las deceleraciones, en el segmento lumbar-rodilla se produce en los saltos y en el segmento rodilla-tobillo en aceleraciones y juegos reducidos modificados, (3) los desplazamientos curvilíneos son los únicos que provocan diferencias horizontales en el tren inferior con mayor carga externa en la pierna externa durante el desplazamiento, (4) las diferencias físicas entre sexos provocan que las mujeres tengan mayor diferencia de carga en el segmento lumbar-rodilla mientras que los hombres tengan mayor diferencia en el segmento escápula-lumbar y rodilla-tobillo teniendo que diseñar programas de fortalecimiento, prevención de lesiones y fortalecimiento específicos, (5) las pruebas máximas de desplazamientos curvilíneos son eficaces para la detección de asimetrías debido a que durante la competición los desplazamientos se realizan a velocidad submáximas, así como método de entrenamiento para la compensación de la dirección del desplazamiento, y (6) el rendimiento físico en la batería de pruebas de evaluación ha identificado gracias al análisis de componentes principales perfiles específicos de condición física con diferencias entre hombres y mujeres que pueden ser utilizados para la modificación de la disposición táctica y los roles de los jugadores en la competición.

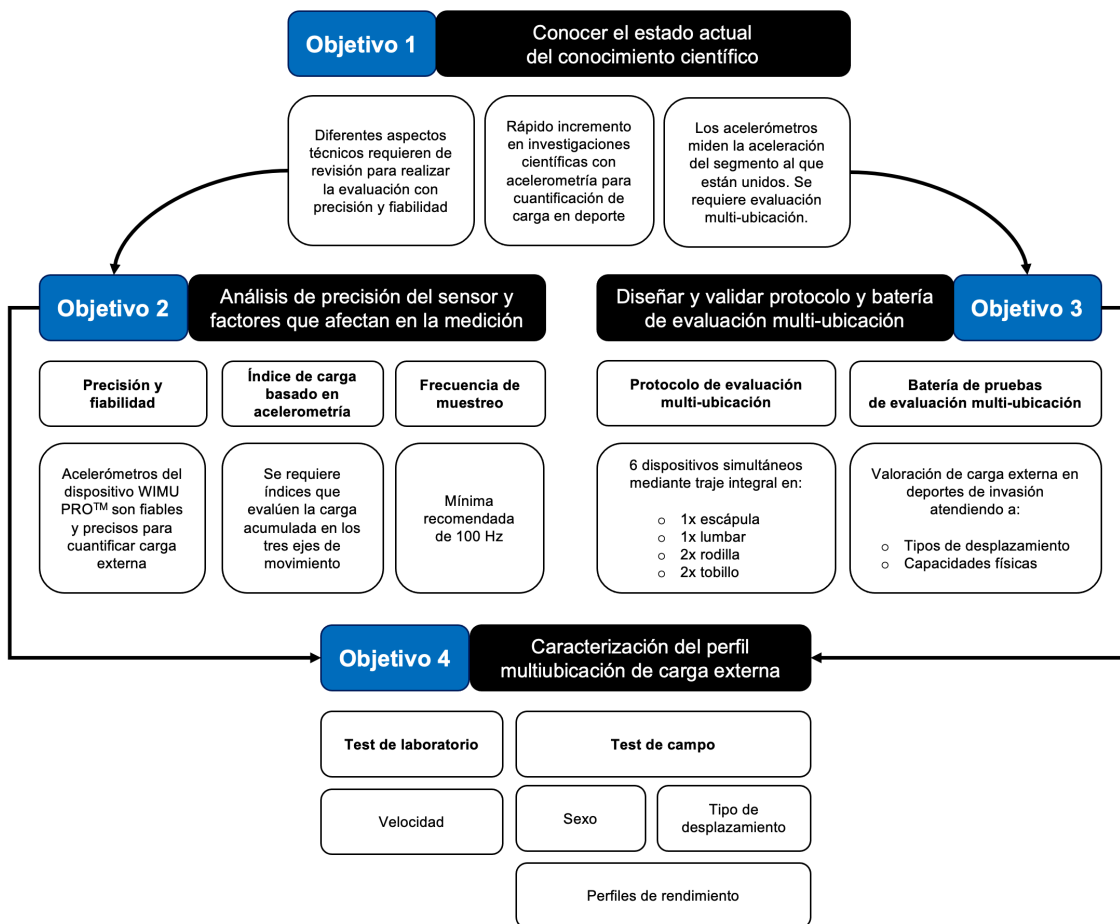


Figura 48. Diagrama de flujo de las conclusiones obtenidas en la Tesis Doctoral.

7.2. Conclusions and Practical Applications

In this section, the main conclusions of the studies carried out in this Doctoral Thesis are presented with the aim of increasing the knowledge of monitoring external load by accelerometry in invasion sports, as well as different technical aspects that influence the measurement such as the reliability and validity of the sensor, the variable used and the sampling frequency. From the control of these variables, to design a battery for the multi-location evaluation of the external load in invasion sports with the objective of performance evaluation and injury prevention. Because of the large number of results obtained in the different studies that give structure to this Doctoral Thesis, the conclusions are organized according to the objectives previously set.

7.2.1. Objective I. To know the current state of scientific knowledge about the use of accelerometry for load quantification in invasion sports, and to conclude recommendations for its practical application.

This systematic review shows all studies that carried out workload monitoring through accelerometry-based indexes in invasion team sports during training and competition contexts. From the findings of the present systematic review, different conclusions could be shown:

1. There has been an increase in workload monitoring through accelerometry-based indexes in training and competition, for which previous validity and reliability analysis is necessary both to evaluate the accuracy and allow comparison among and within units.
2. The most widely used accelerometry-based index is PLTM. A large number of accelerometry-based workload indexes were found depending on the device manufacturing companies, which entails a problem at the research level. Due to an index unification is not possible, it is required to the companies to provide the extraction of raw data to be able to calculate indexes and to compare data between devices.
3. The upper back (scapulae) is the most common body location used to place the inertial device on the players due to the better tracking signal reception by Global Navigation Satellite Systems in outdoor and Local Position

Measurement in indoor conditions. New research should quantify the workload not only on the scapulae but in different body segments simultaneously in training and competition contexts in order to identify the real workload of the athlete during skill performance and sport locomotion.

The realization of a systematic review following a structured process is essential to identify the most relevant studies in the field of scientific knowledge in relation to the research topic, in this case, different considerations in the use of accelerometry for the quantification of load in the invasion sports. Accelerometry is a method for external workload that is developing exponentially due to its friendly use and versatility. Among the main applications that we considered during use are the following:

1. It is necessary to analyse the competition and training, segmenting training by content to improve the athlete's preparation and achieve maximum performance with the least risk of injury.
2. The location of the device must be in accordance with the movement/joint to be measured. If combined accelerometric workload with tracking data, the scapulae is the most recommended location.
3. It is important to use the same index for quantification and to be able to compare between sessions. The most used ones use the accelerometric load detected in the three axes, but there are more specific indices such as the determination of the load by axes individually or the low intensity load and what is its contribution to the total load of the session.
4. The accelerometers must have a full scale and a sampling frequency higher than the movement to be measured, in addition to the validity and reliability of the device must be previously evaluated to ensure that it measures what it should measure in addition to that its measurement is constant in time.
5. Although the accelerometric load has high correlations with objective and subjective variables of internal and external load, its recording must be combined with the rest of the measurements to have a global vision of the total load that the subject supports.

7.2.2. Objective II. To analyse the precision of the accelerometers for assessing the external load in multiple anatomical locations, as well as to determine the effect of different aspects in the measurement such as accelerometry-based workload index and sampling frequency.

7.2.2.1. Tool precision analysis

The analysed device is reliable to measure the total acceleration combination recorded by the three accelerometer orthogonal axes in controlled laboratory and continuous and intermittent effort conditions. Thanks to this research, different variables to external load quantification (PlayerLoad™ or impacts, among others) could be calculated by the 3-D reliable accelerometers that make up this inertial device in different ranges and in different anatomical locations.

The validity of a measuring device also depends on its reliability (O'Donoghue, 2010). Reliability tests are used to assess the consistency (test-retest reliability) with which a measuring device can be used (O'Donoghue, 2010). It is important to assess reliability to ensure that these new analysis methods are sensitive enough to detect any changes in player performance (Atkinson & Nevill, 1998). If the accelerometer is reliable, the same value will be measured each time that the same movement is performed (as long as all conditions and procedures are the same). However, if the accelerometer is not reliable, then the measured value may vary from session to session and the measurement error would be above what is considered acceptable (Atkinson & Nevill, 1998). In real life, a player can stop training too early or too late if the accelerometer measures incorrectly, so the player does not achieve the adaptations that we want to occur according to the training objective. Therefore, it is extremely important to ensure that the accelerometer contained in the tracking device is reliable.

7.2.2.2. Accelerometry-based external load indexes

Different conclusions could be extracted from this study: (1) Different accelerometry-based external load indexes used in sport science exist depending on the inertial device manufacturer company; (2) these ABELIs could vary due to the different algorithms and scaled values used during calculations so it is not possible to compare the variables (e.g. different units and magnitudes, different sample frequencies); (3) Due that there were no-differences between ABELIs when values are scaled and the large to almost perfect relationship between ABELIs, both scaled and absolute values, all ABELIs seem to be reliable and sensible because all of them have the same origin, the accumulated change in acceleration of the three axes of movement.

In this sense, coaches and team staff should considered the following recommendations: (1) For accelerometer-based external workload comparison between players or teams, the same ABELIs need to be used, due to each ABELI have specific algorithms and scaled values during their calculations; and (2) even if the same formula is applied, the data between different models of the same company or between different companies cannot be compared for accelerometry-based workload due to different technical characteristics (e.g. device version, firmware version, model and brand of the components, etc.) of the devices that could influence the final outcome, being necessary the inclusion in scientific manuscripts and manufacturers' dossiers.

Therefore, different solutions about the black-box data processing and calculation of ABELIs could be proposed: (1) a consensus with respect to the application of a universal ABELI for monitoring external workload by accelerometers; and (2) enabling their users to download the raw unprocessed accelerometry data or (3) the availability and management of information regarding sampling rates, chip sets, filtering methods and data-processing algorithms in all devices. Thanks to this consensus, the variables of accelerometer-based workload monitoring can be compared among sports modalities, age categories, competition levels, among others, independently of the device used for this purpose. In addition, the recalculation of load indexes according to their preferences could be possible for players that are away with

other teams, where the external load may have been captured with an accelerometer-device different from the one the club uses.

7.2.2.3. Sampling frequency

There were found an almost perfect correlation between all sampling frequencies (10, 100, 500, and 1000 Hz) when registering accelerometry-based workload through PlayerLoad_{RT}. Despite this, there were large effect size differences and regular agreement between 10Hz sampling frequency and all other frequencies. The results of this study and based on previous evidence suggest the use of $\geq 100\text{Hz}$ to monitor external workload using IMU devices. In team sports, considering motion characteristics, it is needed a sampling rate that allow to monitor sudden change of direction, alto speed actions and other movements performed in a short period of time. In consequence, the selection of specific sampling frequency to register external workload in team sports must be confirmed in future studies.

This information is very valuable because professionals in sport science must consider the sampling frequency as a fundamental variable when obtaining data related to physical load based on accelerometry. The selection of the sampling frequency must be in accordance with the specific action being monitored, realizing that some analysis requires a higher sampling frequency than others. If the measure's purpose is for a short period of time and very specific (e.g., mean propulsive velocity in resistance exercises, monopodial and bipedal balance, jump biomechanics, etc.), a higher sampling frequency could be recommended. An error in the selection of the most suitable sampling frequency fails to identify small changes in the external workload. In addition, it is essential to recognize that professionals in sport science should select the same sampling frequency when comparing data collected at different times. Another consideration should be taken regarding the potential differences in the sampling frequency of the raw data and some chosen software derived data.

7.3.3. Objective III. Design and validate a field test battery that allows multi-location evaluation of external load in invasion sports

The objective of the present investigation was the design of a battery of tests for the evaluation of the multi-location profile of external load in invasion sports (soccer, basketball, and handball) and its validation for its application. The battery had excellent content validity results from the expert judging procedure. Therefore, this instrument is a valid tool for application in the sports evaluation process.

The selected tests are specific to the sports modalities analysed and are carried out with reference to the actual dimensions of the playing surface, thus avoiding the performance of evaluations in the laboratory context that take the athlete away from the real context, which may cause differences between actual performance and assessed performance outside the game context. From the assessment of the multi-location external workload profile in invasion sports, different applications in the sports context can be offered:

1. Detection of the specific neuromuscular load in each anatomical location evaluated.
2. Identify the possible imbalances of the player's laterality and in the musculoskeletal absorption of the external workload.
3. Evolution of the athlete's specific multi-location profile throughout the season or during the recovery process from an injury and subsequent return-to-play to the optimal level of physical condition for the competition.

Once this field test battery has been validated, it can be applied in different populations (sex, age, competitive level, and sport modality [soccer, basketball, and handball]) with the aim of identifying the multi-location external workload profile and generating specific profiles of neuromuscular load in different anatomical locations

7.3.4. Objective IV. To characterize the multi-location external load profile during laboratory and field tests that simulate the demands of competition, comparing the load supported regarding anatomical locations, body segments, laterality and sex with an inter and intra-subject analysis.

7.3.4.1. Characterization of the multi-location external load profile during an incremental running test under laboratory conditions

From the results obtained in the present study, five conclusions in relation with the study purposes can be mentioned:

1. The highest external load is suffered at ankle location because of the nearer distance to the ground contact, decreasing the impact when is ascend in the human body.
2. A faster speed caused a greater neuromuscular load, being the highest increase in the lower limb locations (ankle and knee).
3. A different external load dynamic was found between lower limb (ankle-knee) and upper limb (lower back – upper back). For this reason, related to speed, these differences are shown before in upper limb locations (9 km/h) respect to lower limb (12.5 km/h).
4. The segment 2 (knee – lower back) presented the greatest differences on external load, showing an increase of these when the speed was faster. Instead, no differences in segment 1 and segment 3 were found related to faster speed.
5. A great between-subject external load variability was found at joints and body segments. For this reason, an individualized assessment is recommended.

The standardized protocol performed in the present study is proposed to evaluate the external load suffered by the joints and body segments at all speeds during linear locomotion. It implies a direct practical application, since knowledge of the absorption capacity of the external load in each athlete will make it possible to establish individualized training protocols to avoid injury risk, and the referential values obtained will be able to help the return-to-play process.

7.3.4.2. Representation of the multi-location external load profile of the most common displacements in basketball in male players

From the evaluation of the multi-location external workload profile of basketball players in the most common movements in basketball, different conclusions and practical applications can be provided:

Vertical Profile

1. All players presented a higher workload in the anatomical location nearer to the ground contact in comparison with the further locations. The highest external workload was found in the lower limb (ankle and knee). Team staff should consider more extensive recovery protocols in the lower body to alleviate the workload suffered during training sessions and official games by these musculoskeletal structures.
2. The greatest variability of external workload was found in the lower limb in comparison to the upper limb. The design of training sessions must be individualized according to the musculoskeletal profile and the individual characteristics of each player (laterality, flexibility, strength, and previous injuries), with special consideration for the lower limb.
3. The greatest differences between the scapulae and lumbar region were found during the deceleration phase, between the lumbar region and knee in jump actions, and between the knee and ankle in the acceleration phase and small-sided games. The identification of how the musculoskeletal structures support the external load in each type of movement will help team staff to detect movement patterns that may be specifically trainable.

Horizontal Profile

1. Differences in laterality between the knees and ankles were found in curvilinear movements. The highest workload was found in the knee and ankle of the outside leg in comparison with the inside leg. The specific training of actions that involve curvilinear movements and changes in direction at high intensity in basketball will help in the improvement of

players' performance and injury prevention, especially due to the different motor patterns of each leg according to the direction of movement.

2. However, no differences in the external workload suffered by the knees and ankles were found in acceleration, deceleration, jump, linear movement, and small-sided games. Therefore, the training of the lower limb must be completed according to the type of movement.

7.3.4.3. Description of the multi-location external load profile during the most common displacements in female basketball players

Through the previously validated field test battery, the present study shows a first approach to the multi-location external workload profile of women's basketball players during the most common movements in basketball. Women's basketball players supported the higher external workload in the lower limbs (ankle and knee) that is related to the distance to the ground contact. The greatest difference between anatomical locations was found in the knee-lumbar segment ($42.53 \pm 5.78\%$) while the smallest difference was found in the knee-ankle segment ($21.48 \pm 5.56\%$). Besides, high variability was found among players due to the large amplitude in the standard deviation, especially in the lower limb.

Regarding locomotion, a specific profile was found. The highest between-location differences were found in the scapulae-lumbar region during decelerations, in the lumbar region-knee during jumps and in the knee-ankle during the small-sided game. No differences were found only in the scapulae-lumbar segment during jumps. On the other hand, differences in lateral profile were found between curvilinear and linear locomotion with higher impacts in the outer leg in comparison to the inner leg regardless of the curvilinear locomotion direction.

From these conclusions, different practical applications could be mentioned to improve the training for women's basketball teams: (a) the recovery protocols in the lower limb should be more in-depth in comparison to the upper limb because the greatest load is supported by the knee and ankle, also the greatest differences between locations were found in the knee-lumbar

segment (musculoskeletal activity of thigh and gluteus); (b) the low absorption in the knee-ankle segment may be associated with the higher risk of knee injuries in women players (e.g. anterior cruciate ligament) so that an improvement in musculoskeletal absorption in this segment (calf, tibia and soleus) together with gait programs would be recommended to reduce the injury risk; (c) because each type of locomotion presented a specific multi-location external workload profile, the identification of these profiles will help in the design of specific training programs; (d) curvilinear locomotion presented a higher external workload in the outer knee and ankle so the training tasks should consider the different motor patterns of each leg for the improvement of players' performance and injury prevention.

7.3.4.4. Comparison of the multi-location profile of external load during the most common displacements in basketball according to gender.

Sex and type of movements modified the vertical differences of external workload between anatomical locations in basketball players with higher differences between scapulae and lumbar region in males and in deceleration phase, between lumbar region and knees in females and in jumps, and between knee and ankle in males and in small-sided games. Instead, only curvilinear movements presented horizontal differences in external workload profile with higher values in outer leg. No sex-related differences were found in horizontal profile regarding the type of movement.

From the first approach in the evaluation of the multi-location profile of external workload based on accelerometry in male and female basketball players, the following practical applications can be provided:

1. The evaluation of multi-location external workload profile will allow the identification of individual patterns of vertical differences in external workload profile between musculoskeletal structures, as well as horizontal differences during sports movements.
2. The individual values obtained through the multi-location assessment (external workload suffered by each anatomical location, and vertical and horizontal differences between them) could be used to analyse the

improvements thanks to the training process, to design specific protocols for injury prevention in specific body segments, as well as to be reference values of optimal conditioning in the return-to-play process after injury.

3. Regarding vertical differences of external workload, the training sessions and the recovery protocols should be adapted in specific musculoskeletal groups depends on the type of movements performed and the individual characteristics of the sample (sex, height, weight, body composition) that modify the vertical absorption by musculoskeletal structures, with special emphasis in segments with higher external workload differences that is related with injury risk (e.g., back in males and during decelerations, thigh and gluteus in females and during jumps, calf in males and during in-game movements).
4. Regarding horizontal differences, only curvilinear motion presented differences with higher values in outer leg. For this reason, it is important to realize complementary training workload in the contrary curvilinear direction depends on players' change of direction preference or rotation direction of game system.

7.3.4.5. Analysis of the multi-location external load profile during isolated curvilinear displacements and basketball game

The first results that analysed the external workload demands in different body locations simultaneously found higher demands in curvilinear displacements than straight displacements during in-game conditions, but no differences were found between left and right direction. At maximum curvilinear sprinting, lower limb obtained different external workload profile related to the direction of displacement while upper limb obtained similar demands. Right ankle-knee obtained higher impacts in left curvilinear displacements and left ankle-knee in right curvilinear displacements. During in-game and isolated conditions, an individual profile was found in each athlete both in external workload and centripetal force generated. Finally, higher centripetal force is related with higher external workload at all body locations.

Movement demands in athletes should be regularly monitored by conditioning coaches and analysed individually per players. The specific

considerations gave in this study provide initial guidelines for the use of multi-location external workload analysis during curvilinear displacements to detect asymmetries. Due to in-game situations are not sufficient to achieve the maximum curvilinear performance and the maximum external workload in each joint, isolated tests as the proposed in the present study are presented as an alternative to analyse the external workload profile of players and detect the weakness during displacements with non-linear trajectories. In addition, the analysis of the distribution of curvilinear displacements (ratio right-left change of direction) seems to be necessary with the aim to reduce the asymmetries in the number of changes of direction performed. This information could be useful to design specific strength and conditioning programs to improve sports performance and reduce injury risk, where this isolated test could be used as a training task

7.3.4.6. Identification of the physical profile in the most common movements in basketball according to sex through principal component analysis.

Sex-related differences were found in physical fitness level with higher values in male players, especially in physical capabilities that depend on power output (curvilinear displacements, unipodal jump, abalakov, and accelerative actions). Four principal components were identified in male and female basketball players with different distribution of physical capabilities. The component that explains the highest total variance in male (31.01%) and female (36.00%) players was represented by aerobic capacity and in-game physical conditioning.

From the conclusions of the present study, different practical applications could be given about the different capabilities of physical fitness in basketball players based on principal component analysis:

1. Because male players presented higher physical fitness values, especially in game actions that depend on power output, it is fundamental to individualize that the training workload depends on the sex as well as the physical characteristics of the players.

2. The comprehension of the different profiles of basketball players in each team based on the physical fitness is fundamental to design individual task oriented in specific physical capabilities to improve sports performance. In addition, the knowledge of physical fitness profile of the players could help the team staff to design playing systems and tactical dispositions adapted to them (e.g., low values in aerobic capacity will entail long-time attacks, low values in changes of speed and curvilinear locomotion will entail more static playing systems, or low values in jump capacity will entail playing systems that end with shoots without rebounds).
3. The integrated work of aerobic capacity through modified game situations seems to be indicated as a fundamental aspect to improve the physical fitness level of basketball players in both sexes, so that the highest total variance was represented by aerobic capacity and in-game physical conditioning.

7.2.5. Summary of the conclusions obtained in the Doctoral Thesis

In this section, some global conclusions are made to offer an overall overview of the results obtained in the present Doctoral Thesis. The flow chart is shown in Figure 49.

Regarding the first objective, the review of the literature revealed that accelerometry is an emerging method for load quantification in sport, but different technical aspects must be considered for evaluation such as: (a) precision and reliability of the sensor, (b) body location of the device in the measurement, (c) accelerometry-based external workload index, and (d) sampling frequency.

Regarding the second objective, the accelerometers of the WIMU PRO™ inertial device: (1) proved to be accurate and reliable in laboratory and field tests and in different anatomical locations, (2) the accelerometry-based load index for external load quantification should be an index that provide a total cumulative value of the external workload supported in the three planes of movement being the PL_{RT} variable suitable for the measurement, and (3) the minimum sampling frequency should be 100 Hz to have an optimal quality of data.

Regarding the third objective, a multi-location monitoring protocol in six anatomical points simultaneously (interscapular line, lumbar region, 2x knee and 2x ankle) using inertial devices and an integrated suit has been developed, as well as a battery of evaluation tests according to the most common types of movement and physical capacities in invasion team sports (soccer, basketball and handball) has been designed and validated by an expert judges procedure: (a) aerobic capacity, linear movement; (b) alactic anaerobic capacity, curvilinear displacement; (c) lactic anaerobic capacity, speed changes (accelerations and decelerations); (d) physical-conditional ability, technical-tactical skills in reduced games; and (e) elastic capacity, jump.

Finally, after realizing the preliminary process that is essential for an objective and precise evaluation, the fourth objective identified the following

aspects: (a) the lower limb is the body area that supports the greatest external load, especially the ankle due to its proximity to the ground contact; (b) the type of displacement has a direct effect on the external workload supported: (1) greater speed is related to greater load, (2) the higher differences in external workload occurs in the scapulae-lumbar segment during decelerations, in the lumbar-knee segment during jumps and in the knee-ankle segment during accelerations and small-sided games, (3) horizontal differences in the lower limb were only found during curvilinear displacements with greater external workload on the external leg during displacement, (4) the physical differences regarding sex cause that women have greater workload difference in the lumbar-knee segment while men have greater difference in the scapulae-lumbar and knee-ankle segments, being important the individualization to design strengthening programs, recovery and injury prevention protocols, (5) maximal curvilinear displacement tests are effective for the detection of asymmetries because the curvilinear movements performed during competitions are realized at submaximal speed, as well as a training method to compensate the turning direction, and (6) specific physical fitness profiles has been identified thanks to the evaluation of the battery tests through principal component analysis finding differences between men and women that can be used to modify the tactical disposition and the playing roles in the competition.

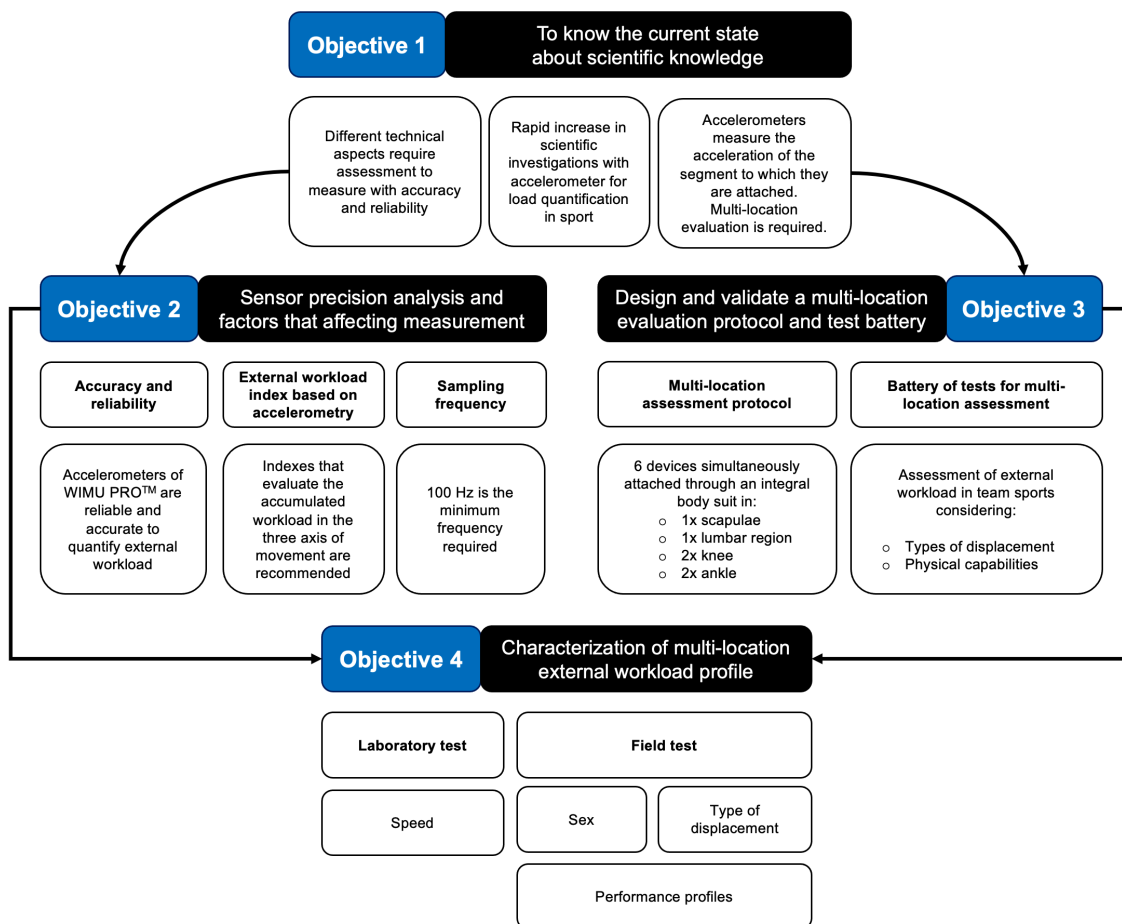


Figure 49. Flow diagram of the conclusions obtained in the Doctoral Thesis.



CAPÍTULO 8
***FORTALEZAS, LIMITACIONES
Y PROSPECTIVAS DE FUTURO***

“Lo mejor que podemos ser es ser nosotros mismos, y lo que mejor podemos hacer es ser mejores que lo fuimos ayer”

Natalia Máñez

Capítulo 8. Fortalezas, Limitaciones y Prospectivas de Futuro

En el presente apartado, de forma general, se exponen las principales fortalezas, limitaciones de los estudios y prospectivas de investigación derivadas de la presente Tesis Doctoral

7.1. Fortalezas.

La falta de investigación previa en el campo de las ciencias del deporte acerca de la revisión de estudios que analicen el uso de la acelerometría como método para la cuantificación de la carga externa, así como que propongan consideraciones para su uso es un aspecto positivo e innovador de la presente Tesis Doctoral. Por lo tanto, es una Tesis Doctoral pionera que aporta datos que no existen en la literatura.

Seguidamente, se ha realizado un proceso riguroso y completo para evaluar la fiabilidad del dispositivo empleado para la medición, incluyendo pruebas de laboratorio con maquinaria muy precisa y sofisticada, además de pruebas en campo para realizar un análisis global de la herramienta.

Posteriormente, mediante la herramienta, se han evaluado diferentes aspectos técnicos que pueden influir en la medición como el indicador de carga utilizado y la frecuencia de muestreo. Estas investigaciones son pioneras en el ámbito de investigación de las ciencias del deporte y pone de manifiesto la caja negra que esconde la medición del rendimiento mediante los sensores microelectromecánicos, especialmente el acelerómetro, que deben ser considerados para un óptimo registro de la información.

Respecto al diseño y validación de una batería de pruebas de campo para la evaluación de la carga externa en múltiples ubicaciones es un aspecto a elogiar, ya que además de poder dar una información de interés para la mejora del rendimiento deportivo y la prevención de lesiones, las pruebas simulan los desplazamientos más comunes que se realizan en dichas

modalidades deportivas además de realizarse en la misma superficie de juego, lo que hace de esta una evaluación ecológica.

Finalmente, en último lugar, cabe destacar que estas son las primeras investigaciones que analizan la carga acelerométrica de forma específica en múltiples ubicaciones anatómicas para determinar el perfil de absorción de la carga externa por las estructuras musculoesqueléticas tanto a nivel horizontal (asimetrías) como a nivel vertical. Este aspecto diferenciador da un paso adelante en la monitorización en la carga externa en el deporte, que pone de manifiesto la necesaria individualización en la carga de entrenamiento, además de los procesos de readaptación y prevención de lesiones en el deporte.

7.2. Limitaciones del estudio.

A continuación, se expondrán las principales limitaciones encontradas de forma general en la presente Tesis Doctoral que han condicionado el desarrollo de los estudios.

En primer lugar, los hallazgos encontrados y los resultados obtenidos en la presente tesis doctoral deben ser individualizados a un único dispositivo inercial WIMU PRO™ con unas características técnicas específicas. Cualquier otro dispositivo que sea utilizado debería de ser evaluado para identificar el efecto de las variables de estudio en las mediciones realizadas.

Por otro lado, la especificidad de la modalidad deportiva (baloncesto) y categoría semiprofesional hace que los datos obtenidos no puedan ser utilizados para otras poblaciones de estudio con distintas características antropométricas y fisiológicas, distintas modalidades deportivas y por supuesto diferente nivel competitivo y edad.

Finalmente, los materiales empleados en esta Tesis Doctoral tienen un coste muy elevado, por lo que su adquisición a través de diferentes proyectos nacionales y regionales han posibilitado la realización de los estudios y los resultados posteriormente obtenidos. Por tanto, la no presencia de recursos para su adquisición limitan enormemente la obtención de estos.

7.3. Prospectivas de investigación.

En la presente Tesis Doctoral, se ha realizado una a la cuantificación de la carga multiubicación mediante acelerometría, con la finalidad de describir y definir los principales aspectos que influyen en la medición. Sin embargo, es necesario seguir indagando para conocer con profundidad los diferentes aspectos que pueden influir en la medición mediante la acelerometría. Futuros estudios que permitan seguir aumentando el conocimiento científico podrían ser:

- Ampliar la muestra de los estudios, con la finalidad de analizar las diferencias entre competiciones de niveles deportivos diferentes (regional, nacional e internacional), así como determinar si los resultados obtenidos en la presente Tesis Doctoral han evolucionado o no.
- Analizar la influencia del rendimiento competitivo en el perfil de carga externa multi-ubicación, concretamente para conocer las lesiones deportivas en función del perfil analizado, con la finalidad de establecer perfiles de rendimiento competitivo.
- Conocer los efectos de las variables contextuales específicas en el perfil multiubicación de carga externa en otros deportes de invasión, así como en el baloncesto en particular.
- Extender la población de estudio a un mayor número de modalidades deportivas para identificar nuevos perfil de absorción de la carga externa en los desplazamientos más comunes de forma aislada, así como durante el juego real, mediante la metodología de evaluación diseñada y validada en la presente Tesis Doctoral.



CAPÍTULO 9
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

“Si quieres entender a una persona, no escuches sus palabras, observa su comportamiento”

Albert Einstein

Capítulo 9. Referencias Bibliográficas

- Abad-Robles, M.T. (2005). *Modelos de enseñanza del fútbol*. Sevilla: Wanceulen.
- Abade, E. A., Gonçalves, B. V., Leite, N. M., & Sampaio, J. E. (2014). Time-Motion and Physiological Profile of Football Training Sessions Performed by Under-15, Under-17, and Under-19 Elite Portuguese Players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 9(3), 463-470. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2013-0120>
- Abdelkrim, N. B., El Fazaa, S., El Ati, J., & Tabka, Z. (2007). Time-motion analysis and physiological data of elite under-19-year-old basketball players during competition. *British Journal of Sports Medicine*, 41(2), 69-75. <https://doi.org/10.1136/bjism.2006.032318>
- Achten, J., & Jeukendrup, A. E. (2003). Heart rate monitoring. *Sports medicine*, 33(7), 517-538.
- Adelsberger, R., & Tröster, G. (2013). Experts lift differently: Classification of weight-lifting athletes. *2013 IEEE International Conference on Body Sensor Networks*, 1-6. <https://doi.org/10.1109/BSN.2013.6575458>
- Aiken, L. R. (1985). Three coefficients for analyzing the reliability and validity of ratings. *Educational and psychological measurement*, 45(1), 131-142.
- Akenhead, R., & Nassis, G. P. (2016). Training Load and Player Monitoring in High-Level Football: Current Practice and Perceptions. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(5), 587-593. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0331>
- Akubat, I., Barrett, S., & Abt, G. (2014). Integrating the internal and external training loads in soccer. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 9(3), 457-462. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2012-0347>
- Alagappan, M. (2012) From 5 to 13 Redefining the Positions in Basketball. <https://www.math.utk.edu/~fernando/Students/GregClark/pdf/Alagappan-Muthu-EOSMarch2012PPT.pdf> (accessed on 19 April 2021).
- Al-Ammar, M. A., Alhadhrami, S., Al-Salman, A., Alarifi, A., Al-Khalifa, H. S., Alnafessah, A., & Alsaleh, M. (2014). Comparative Survey of Indoor Positioning Technologies, Techniques, and Algorithms. *2014 International Conference on Cyberworlds*, 245-252. <https://doi.org/10.1109/CW.2014.41>
- Alarifi, A., Al-Salman, A., Alsaleh, M., Alnafessah, A., Al-Hadhrami, S., Al-Ammar, M., & Al-Khalifa, H. (2016). Ultra Wideband Indoor Positioning Technologies: Analysis and Recent Advances. *Sensors*, 16(5), 707. <https://doi.org/10.3390/s16050707>
- Al-Jazzar, S. O., Muchkaev, A., Al-Nimrat, A., & Smadi, M. (2011). Low complexity and high accuracy angle of arrival estimation using eigenvalue decomposition with extension to 2D AOA and power estimation. *EURASIP Journal on Wireless Communications and Networking*, 2011(1), 123. <https://doi.org/10.1186/1687-1499-2011-123>
- Alonso, E., Miranda, N., Zhang, S., Sosa, C., Trapero, J., Lorenzo, J., & Lorenzo, A. (2020). Peak Match Demands in Young Basketball Players: Approach and Applications. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(7), 2256. <https://doi.org/10.3390/ijerph17072256>

- Andreoli, C. V., Chiaramonti, B. C., Biruel, E., Pochini, A. de C., Ejnisman, B., & Cohen, M. (2018). Epidemiology of sports injuries in basketball: Integrative systematic review. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 4(1), e000468. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2018-000468>
- Andrzejewski, M., Chmura, P., Konefał, M., Kowalczyk, E., & Chmura, J. (2018). Match outcome and sprinting activities in match play by elite German soccer players. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 58(6), 785-792. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.17.07352-2>
- Anguera, M. T., & Mendo, A. H. (2013). La Metodología Observacional en el Ámbito del Deporte [Observational methodology in sport sciences]. *E-Balonmano.Com: Revista de Ciencias Del Deporte*, 9(3), 135-160.
- Atkinson, G., & Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine*, 26(4), 217-238.
- Ato, M., López-García, J. J., & Benavente, A. (2013). Un sistema de clasificación de los diseños de investigación en psicología. *Anales de Psicología*, 29(3), 1038-1059. <https://doi.org/10.6018/analesps.29.3.178511>
- Aughey, R. J. (2011). Applications of GPS Technologies to Field Sports. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 6(3), 295-310. <https://doi.org/10.1123/ijsp.6.3.295>
- Bahr, R., & Krosshaug, T. (2005). Understanding injury mechanisms: A key component of preventing injuries in sport. *British Journal of Sports Medicine*, 39(6), 324-329. <https://doi.org/10.1136/bjsem.2005.018341>
- Bailey, J. A., Gatin, P. B., Mackey, L., & Dwyer, D. B. (2017). The Player Load Associated with Typical Activities in Elite Netball. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(9), 1218-1223. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0378>
- Balachandar, V., Marciniak, J.-L., Wall, O., & Balachandar, C. (2017). Effects of the menstrual cycle on lower-limb biomechanics, neuromuscular control, and anterior cruciate ligament injury risk: A systematic review. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, 7(1), 136-146. <https://dx.doi.org/10.11138/mltj/2017.7.1.136>
- Barnes, C. M., Clark, C. C. T., Rees, P., Stratton, G., & Summers, H. D. (2018). Objective profiling of varied human motion based on normative assessment of magnetometer time series data. *Physiological Measurement*, 39(4), 045007. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/aab9de>
- Barreira, P., Robinson, M. A., Drust, B., Nedergaard, N., Raja Azidin, R. M. F., & Vanrenterghem, J. (2017). Mechanical Player Load using trunk-mounted accelerometry in football: Is it a reliable, task- and player-specific observation? *Journal of Sports Sciences*, 35(17), 1674-1681. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1229015>
- Barrett, S., Midgley, A., & Lovell, R. (2014). PlayerLoad™: Reliability, Convergent Validity, and Influence of Unit Position during Treadmill Running. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 9(6), 945-952. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2013-0418>
- Barrett, S., Midgley, A., Reeves, M., Joel, T., Franklin, E., Heyworth, R., Garret, A., & Lovell, R. (2016). The within-match patterns of locomotor efficiency during Professional Soccer match play: Implications for Injury risk? *Journal*

- of Science and Medicine in Sport*, 19(10), 810-815. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2015.12.514>
- Barrett, S., Midgley, A. W., Towlson, C., Garrett, A., Portas, M., & Lovell, R. (2016). Within-Match PlayerLoad™ Patterns during a Simulated Soccer Match: Potential Implications for Unit Positioning and Fatigue Management. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(1), 135-140. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2014-0582>
- Barris, S., & Button, C. (2008). A review of vision-based motion analysis in sport. *Sports Medicine*, 38(12), 1025-1043.
- Barron, D. J., Atkins, S., Edmundson, C., & Fewtrell, D. (2014). Accelerometer derived load according to playing position in competitive youth soccer. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 14(3), 734-743. <https://doi.org/10.1080/24748668.2014.11868754>
- Barros, R. M., Misuta, M. S., Menezes, R. P., Figueroa, P. J., Moura, F. A., Cunha, S. A., Anido, R., & Leite, N. J. (2007). Analysis of the distances covered by first division Brazilian soccer players obtained with an automatic tracking method. *Journal of Sports Science & Medicine*, 6(2), 233-242.
- Bartlett, J. D., O'Connor, F., Pitchford, N., Torres-Ronda, L., & Robertson, S. J. (2017). Relationships Between Internal and External Training Load in Team-Sport Athletes: Evidence for an Individualized Approach. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(2), 230-234. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0791>
- Bastida Castillo, A., Gómez Carmona, C. D., Pino Ortega, J., & de la Cruz Sánchez, E. (2017). Validity of an inertial system to measure sprint time and sport task time: A proposal for the integration of photocells in an inertial system. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 17(4), 600-608. <https://doi.org/10.1080/24748668.2017.1374633>
- Bastida-Castillo, A., Gómez Carmona, C. D., De la Cruz Sánchez, E., & Pino Ortega, J. (2018). Accuracy, intra- and inter-unit reliability, and comparison between GPS and UWB-based position-tracking systems used for time-motion analyses in soccer. *European Journal of Sport Science*, 18(4), 450-457. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1427796>
- Bastida-Castillo, A., Gómez-Carmona, C. D., de la Cruz Sánchez, E., & Pino-Ortega, J. (2019). Comparing Accuracy between Global Positioning Systems and Ultra-Wideband-Based Position Tracking Systems Used for Tactical Analyses in Soccer. *European Journal of Sport Science*, 19(9), 1157-1165. <https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1584248>
- Bastida-Castillo, A., Gómez-Carmona, C. D., de la Cruz Sánchez, E., Reche-Royo, X., Ibáñez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2019). Accuracy and Inter-Unit Reliability of Ultra-Wide-Band Tracking System in Indoor Exercise. *Applied Science*, 9(5), 939. <https://doi.org/10.3390/app9050939>
- Beanland, E., Main, L. C., Aisbett, B., Gatin, P., & Netto, K. (2014). Validation of GPS and accelerometer technology in swimming. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 17(2), 234-238. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.04.007>
- Beekhuizen, J., Kromhout, H., Huss, A., & Vermeulen, R. (2013). Performance of GPS-devices for environmental exposure assessment. *Journal of*

- Exposure Science & Environmental Epidemiology*, 23(5), 498-505. <https://doi.org/10.1038/jes.2012.81>
- Beenham, M., Barron, D. J., Fry, J., Hurst, H. H., Figueirido, A., & Atkins, S. (2017). A Comparison of GPS Workload Demands in Match Play and Small-Sided Games by the Positional Role in Youth Soccer. *Journal of Human Kinetics*, 57(1). <https://doi.org/10.1515/hukin-2017-0054>
- Belka, J., Hulka, K., Safar, M., Duskova, L., Weisser, R., & Riedel, V. (2016). Time-motion analysis and physiological responses of small-sided team handball games in youth male players: Influence of player number. *Acta Gymnica*, 46(4), 201-206. <https://doi.org/10.5507/ag.2016.019>
- Bereska, D., Daniec, K., Ilewicz, W., Jędrasiak, K., Koterak, R., Nawrat, A., & Pacholczyk, M. (2016). Influence of temperature on measurements of 3-axial accelerometers and gyroscopes: Embedded into inertial measurement unit. *2016 International Conference on Signals and Electronic Systems (ICSES)*, 200-205. <https://doi.org/10.1109/ICSES.2016.7593851>
- Bergamini, E., Ligorio, G., Summa, A., Vannozzi, G., Cappozzo, A., & Sabatini, A. M. (2014). Estimating orientation using magnetic and inertial sensors and different sensor fusion approaches: Accuracy assessment in manual and locomotion tasks. *Sensors*, 14(10), 18625-18649. <https://doi.org/10.3390/s141018625>
- Bezodis, N. E., North, J. S., & Razavet, J. L. (2017). Alterations to the orientation of the ground reaction force vector affect sprint acceleration performance in team sports athletes. *Journal of Sports Sciences*, 35(18), 1817-1824. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1239024>
- Bhattacharya, A., McCutcheon, E. P., Shvartz, E., & Greenleaf, J. E. (1980). Body acceleration distribution and O₂ uptake in humans during running and jumping. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, 49(5), 881-887.
- Billat, V. (2002). *Fisiología Y Metodología Del Entrenamiento. De la teoría a la práctica*. Editorial Paidotribo.
- Bishop, D., Girard, O., & Mendez-Villanueva, A. (2011). Repeated-sprint ability—Part II. *Sports medicine*, 41(9), 741-756.
- Blanch, P., & Gabbett, T. J. (2016). Has the athlete trained enough to return to play safely? The acute: chronic workload ratio permits clinicians to quantify a player's risk of subsequent injury. *British Journal of Sports Medicine*, 50(8), 471-475. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095445>
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1999). Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical methods in medical research*, 8(2), 135-160.
- Boerema, S., van Velsen, L., Schaake, L., Tönis, T., & Hermens, H. (2014). Optimal Sensor Placement for Measuring Physical Activity with a 3D Accelerometer. *Sensors*, 14(2), 3188-3206. <https://doi.org/10.3390/s140203188>
- Bonomi, A. G., Goris, A. H. C., Yin, B., & Westerterp, K. R. (2009). Detection of Type, Duration, and Intensity of Physical Activity Using an Accelerometer: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(9), 1770-1777. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181a24536>
- Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14(5), 377-381.

- Borresen, J., & Lambert, M. I. (2008). Quantifying training load: A comparison of subjective and objective methods. *International journal of sports physiology and performance*, 3(1), 16-30.
- Bosco, C., Komi, P. V., Tihanyi, J., Fekete, G., & Apor, P. (1983). Mechanical power test and fiber composition of human leg extensor muscles. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 51(1), 129-135.
- Bourdon, P. C., Cardinale, M., Murray, A., Gatin, P., Kellmann, M., Varley, M. C., Gabbett, T. J., Coutts, A. J., Burgess, D. J., Gregson, W., & Cable, N. T. (2017). Monitoring Athlete Training Loads: Consensus Statement. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(Suppl 2), S2-161-S2-170. <https://doi.org/10.1123/IJSPP.2017-0208>
- Bouten, C. V., Koekkoek, K. T., Verduin, M., Kodde, R., & Janssen, J. D. (1997). A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 44(3), 136-147.
- Bowen, L., Gross, A. S., Gimpel, M., & Li, F.-X. (2017). Accumulated workloads and the acute:chronic workload ratio relate to injury risk in elite youth football players. *British Journal of Sports Medicine*, 51(5), 452-459. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095820>
- Boyd, L. J. (2011). *A new way of using accelerometers in Australian rules football: Assessing external loads* [Dissertation]. Victoria University.
- Boyd, L. J., Ball, K., & Aughey, R. J. (2011). The reliability of MinimaxX accelerometers for measuring physical activity in Australian football. *Int J Sports Physiol Perform*, 6(3), 311-321.
- Boyd, L. J., Ball, K., & Aughey, R. J. (2013). Quantifying external load in Australian football matches and training using accelerometers. *Int J Sports Physiol Perform*, 8(1), 44-51.
- Bradley, P. S., Di Mascio, M., Peart, D., Olsen, P., & Sheldon, B. (2010). High-Intensity Activity Profiles of Elite Soccer Players at Different Performance Levels: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(9), 2343-2351. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181aeb1b3>
- Bruening, D. A., Baird, A. R., Weaver, K. J., & Rasmussen, A. T. (2020). Whole body kinematic sex differences persist across non-dimensional gait speeds. *Plos One*, 15(8), e0237449. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0237449>
- Brunner, T., Lauffenburger, J.-P., Changey, S., & Basset, M. (2015). Magnetometer-augmented IMU simulator: In-depth elaboration. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 15(3), 5293-5310. <https://doi.org/10.3390/s150305293>
- Buchheit, M. (2008). The 30-15 Intermittent Fitness Test: Accuracy for Individualizing Interval Training of Young Intermittent Sport Players: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(2), 365-374. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181635b2e>
- Buchheit, M. (2010). The 30–15 intermittent fitness test: 10 year review. *Myrobie J*, 1(9), 278.
- Buchheit, M. (2018). *30-15 Intermittent Fitness Test | 30-15 IFT by Martin Buchheit*. 30-15 IFT. <https://30-15ift.com/>

- Buchheit, M., Haddad, H. A., Simpson, B. M., Palazzi, D., Bourdon, P. C., Salvo, V. D., & Mendez-Villanueva, A. (2014). Monitoring Accelerations with GPS in Football: Time to Slow Down? *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 9(3), 442-445. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2013-0187>
- Buchheit, M., Lacombe, M., Cholley, Y., & Simpson, B. M. (2018). Neuromuscular Responses to Conditioned Soccer Sessions Assessed via GPS-Embedded Accelerometers: Insights Into Tactical Periodization. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 13(5), 577-583. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0045>
- Buchheit, M., Laursen, P., Kuhnle, J., Ruch, D., Renaud, C., & Ahmaidi, S. (2009). Game-based Training in Young Elite Handball Players. *International Journal of Sports Medicine*, 30(04), 251-258. <https://doi.org/10.1055/s-0028-1105943>
- Buchheit, M., & Simpson, B. M. (2016). Player Tracking Technology: Half-Full or Half-Empty Glass? *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(Suppl 2), S235-S241. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0499>
- Bulger, S. M., & Housner, L. D. (2007). Modified Delphi Investigation of Exercise Science in Physical Education Teacher Education. *Journal of Teaching in Physical Education*, 26(1), 57-80. <https://doi.org/10.1123/jtpe.26.1.57>
- Busa, M., & McGregor, S. J. (2008). The use of accelerometers to assess human locomotion. *Clinical Kinesiology: Journal of the American Kinesiotherapy Association*, 62(4), 21-26.
- Camomilla, V., Bergamini, E., Fantozzi, S., & Vannozzi, G. (2018). Trends Supporting the In-Field Use of Wearable Inertial Sensors for Sport Performance Evaluation: A Systematic Review. *Sensors*, 18(3), 873. <https://doi.org/10.3390/s18030873>
- Cappozzo, A. (1982). Low frequency self-generated vibration during ambulation in normal men. *Journal of biomechanics*, 15(8), 599-609.
- Carling, C., & Dupont, G. (2011). Are declines in physical performance associated with a reduction in skill-related performance during professional soccer match-play? *Journal of Sports Sciences*, 29(1), 63-71. <https://doi.org/10.1080/02640414.2010.521945>
- Carling, C., Reilly, T., & Williams, A. M. (2009). *Performance assessment for field sports*. Londres: Routledge.
- Cavagna (1977). Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exercise and sport sciences reviews*, 5(1), 89-130.
- Consejo de Europa (1992). *Carta Europea del Deporte*. Rodas, Grecia.
- Casamichana, D., Castellano, J., Calleja-Gonzalez, J., San Román, J., & Castagna, C. (2013). Relationship Between Indicators of Training Load in Soccer Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(2), 369-374. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182548af1>
- Chambers, R., Gabbett, T. J., Cole, M. H., & Beard, A. (2015). The Use of Wearable Microsensors to Quantify Sport-Specific Movements. *Sports Medicine*, 45(7), 1065-1081. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0332-9>
- Chandler, P. T., Pinder, S. J., Curran, J. D., & Gabbett, T. J. (2014). Physical demands of training and competition in collegiate netball players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(10), 2732-2737.

- Chaouachi, A., Manzi, V., Chaalali, A., Wong, D. P., Chamari, K., & Castagna, C. (2012). Determinants Analysis of Change-of-Direction Ability in Elite Soccer Players: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(10), 2667-2676. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318242f97a>
- Charter, R. A. (2003). A breakdown of reliability coefficients by test type and reliability method, and the clinical implications of low reliability. *The Journal of General Psychology*, 130(3), 290-304. <https://doi.org/10.1080/00221300309601160>
- Chen, K. Y., & Bassett, D. R. (2005). The Technology of Accelerometry-Based Activity Monitors: Current and Future: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(Supplement), S490-S500. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000185571.49104.82>
- Cheng, A. (2017). Using Machine Learning to Find the 8 Types of Players in the NBA. Available online: <https://medium.com/fastbreak-data/classifying-the-modern-nba-player-with-machine-learning-539da03bb824> (accessed on 19 April 2021).
- Chóliz, J., Hernández-Solana, Á., & Valdovinos, A. (2011). Strategies for optimizing latency and resource utilization in multiple target UWB-based tracking. *2011 IEEE Wireless Communications and Networking Conference*, 838-843. <https://doi.org/10.1109/WCNC.2011.5779241>
- Cicchetti, D. V. (1994). Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology. *Psychological Assessment*, 6(4), 284-290. <https://doi.org/10.1037/1040-3590.6.4.284>
- Ciolac, E. G., & Rodrigues-da-Silva, J. M. (2016). Resistance training as a tool for preventing and treating musculoskeletal disorders. *Sports Medicine*, 46(9), 1239-1248.
- Clarke, T. E., Cooper, L. B., Hamill, C. L., & Clark, D. E. (1985). The effect of varied stride rate upon shank deceleration in running. *Journal of Sports Sciences*, 3(1), 41-49. <https://doi.org/10.1080/02640418508729731>
- Clarys, J. P., & Cabri, J. (1993). Electromyography and the study of sports movements: A review. *Journal of Sports Sciences*, 11(5), 379-448. <https://doi.org/10.1080/02640419308730010>
- Cochrum, R. G.; Connors, R. T.; Coons, J. M.; Fuller, D. K.; Morgan, D. W., & Caputo, J. L. (2017). Comparison of running economy values while wearing no shoes, minimal shoes, and normal running shoes. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(3), 595-601. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000892>
- Cohen, J. (1988a). Chapter 8. The analysis of variance and covariance. En *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (2nd Edition, pp. 273-406). Routledge Academic.
- Cohen, J. (1988b). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed). L. Erlbaum Associates.
- Colby, M. J., Dawson, B., Heasman, J., Rogalski, B., & Gabbett, T. J. (2014). Accelerometer and GPS-Derived Running Loads and Injury Risk in Elite Australian Footballers: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(8), 2244-2252. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000362>
- Comfort, P., Stewart, A., Bloom, L., & Clarkson, B. (2014). Relationships between strength, sprint, and jump performance in well-trained youth

- soccer players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(1), 173-177. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e318291b8c7>
- Connaghan, D., Kelly, P., O'Connor, N. E., Gaffney, M., Walsh, M., & O'Mathuna, C. (2011). Multi-sensor classification of tennis strokes. *2011 IEEE SENSORS*, 1437-1440. <https://doi.org/10.1109/ICSENS.2011.6127084>
- Conte, D., Kolb, N., Scanlan, A. T., & Santolamazza, F. (2018). Monitoring Training Load and Well-Being During the In-Season Phase in National Collegiate Athletic Association Division I Men's Basketball. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 13(8), 1067-1074. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0689>
- Cormack, S. J., Mooney, M. G., Morgan, W., & McGuigan, M. R. (2013). Influence of neuromuscular fatigue on accelerometer load in elite Australian football players. *Int J Sports Physiol Perform*, 8(4), 373-378.
- Cormack, S. J., Smith, R. L., Mooney, M. M., Young, W. B., & O'Brien, B. J. (2014). Accelerometer Load as a Measure of Activity Profile in Different Standards of Netball Match Play. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 9(2), 283-291. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2012-0216>
- Courtine, G., & Schieppati, M. (2003). Human walking along a curved path. II. Gait features and EMG patterns. *European Journal of Neuroscience*, 18(1), 191-205. <https://doi.org/10.1046/j.1460-9568.2003.02737.x>
- Coutts, A. J., Crowcroft, S., & Kempton, T. (2018). Developing athlete monitoring systems: Theoretical basis and practical applications. En *En Kellmann M, Beckmann J, eds. Sport, Recovery and Performance: Interdisciplinary Insights* (pp. 19-32). Routledge.
- Cui, Y., Liu, F., Bao, D., Liu, H., Zhang, S., & Gómez, M. Á. (2019). Key anthropometric and physical determinants for different playing positions during National Basketball Association draft combine test. *Frontiers in Psychology*, 10, 2359. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.02359>
- Cummins, C., McLean, B., Halaki, M., & Orr, R. (2017). Positional Differences in External On-Field Load During Specific Drill Classifications Over a Professional Rugby League Preseason. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(6), 764-776. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0789>
- Cummins, C., Orr, R., O'Connor, H., & West, C. (2013). Global Positioning Systems (GPS) and Microtechnology Sensors in Team Sports: A Systematic Review. *Sports Medicine*, 43(10), 1025-1042. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0069-2>
- Cunniffe, B., Proctor, W., Baker, J. S., & Davies, B. (2009). An evaluation of the physiological demands of elite rugby union using global positioning system tracking software. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(4), 1195-1203.
- Currell, K., & Jeukendrup, A. E. (2008). Validity, reliability and sensitivity of measures of sporting performance. *Sports Medicine*, 38(4), 297-316. <https://doi.org/10.2165/00007256-200838040-00003>
- Dalen, T., Jørgen, I., Gertjan, E., Havard, H. G., & Ulrik, W. (2016). Player Load, Acceleration, and Deceleration During Forty-Five Competitive Matches of Elite Soccer. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 30(2), 351-359. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001063>

- Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I., & Steadman, J. R. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics*, 18(7), 662–669. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(03\)00090-1](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(03)00090-1)
- Delahunt, E., Chawke, M., Kelleher, J., Murphy, K., Prendiville, A., Sweeny, L., & Patterson, M. (2013). Lower limb kinematics and dynamic postural stability in anterior cruciate ligament-reconstructed female athletes. *Journal of Athletic Training*, 48(2), 172-185.
- Delextrat, A., & Cohen, D. (2009). Strength, power, speed, and agility of women basketball players according to playing position. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(7), 1974-1981. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b86a7e>
- Deming, W.E. (1943). *Statiscal adjustment of data*. Nueva York: Dover Publications.
- Derrick, T. R.; Dereu, D., & McLean, S. P. (2002). Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(6), 998–1002. <https://doi.org/10.1097/00005768-200206000-00015>
- Derrick, T., & Robertson, G. (2014). Capítulo 12. Signal Processing. En *Research Methods in Biomechanics: Vol. Second edition* (Robertson, D., Caldwell, G., Hamill, J., Kamen, G., Whittlesey, S., pp. 227-238). Illinois, EEUU: Human Kinetics.
- DiCesare, C. A.; Montalvo, A.; Foss, K. D. B.; Thomas, S. M.; Hewett, T. E.; Jayanthi, N. A., & Myer, G. D. (2019). Sport specialization and coordination differences in multisport adolescent female basketball, soccer, and volleyball athletes. *Journal of Athletic Training*, 54(10), 1105–1114. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-407-18>
- Di Salvo, V., Baron, R., González-Haro, C., Gormasz, C., Pigozzi, F., & Bachl, N. (2010). Sprinting analysis of elite soccer players during European Champions League and UEFA Cup matches. *Journal of Sports Sciences*, 28(14), 1489-1494. <https://doi.org/10.1080/02640414.2010.521166>
- Dixon, S. J.; Collop, A. C., & Batt, M. E. (2000). Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(11), 1919–1926. <https://doi.org/10.1097/00005768-200011000-00016>
- D’Orazio, T., & Leo, M. (2010). A review of vision-based systems for soccer video analysis. *Pattern Recognition*, 43(8), 2911-2926. <https://doi.org/10.1016/j.patcog.2010.03.009>
- Dos’Santos, T., Thomas, C., Comfort, P., & Jones, P. A. (2018). The effect of angle and velocity on change of direction biomechanics: An angle-velocity trade-off. *Sports Medicine*, 48(10), 2235-2253. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0968-3>
- Duarte, R., Araújo, D., Fernandes, O., Fonseca, C., Correia, V., Gazimba, V., Travassos, B., Esteves, P., Vilar, L., & Lopes, J. (2010). Capturing complex human behaviors in representative sports contexts with a single camera. *Medicina*, 46(6), 408. <https://doi.org/10.3390/medicina46060057>
- Eckard, T. G., Padua, D. A., Hearn, D. W., Pexa, B. S., & Frank, B. S. (2018). The Relationship Between Training Load and Injury in Athletes: A

- Systematic Review. *Sports Medicine*, 48(8), 1929-1961. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0951-z>
- Edwards, S., White, S., Humphreys, S., Robergs, R., & O'Dwyer, N. (2019). Caution using data from triaxial accelerometers housed in player tracking units during running. *Journal of Sports Sciences*, 37(7), 810-818. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1527675>
- Ekstrand, J., Hägglund, M., & Waldén, M. (2011). Epidemiology of Muscle Injuries in Professional Football (Soccer). *The American Journal of Sports Medicine*, 39(6), 1226-1232. <https://doi.org/10.1177/0363546510395879>
- Enes, A., Oneda, G., Alves, D. L., Palumbo, D. de P., Cruz, R., Moiano Junior, J. V. M., Novack, L. F., & Osiecki, R. (2021). Determinant Factors of the Match-Based Internal Load in Elite Soccer Players. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 92(1), 63-70. <https://doi.org/10.1080/02701367.2019.1710445>
- Erčulj, F., Blas, M., & Bračić, M. (2010). Physical Demands on Young Elite European Female Basketball Players With Special Reference to Speed, Agility, Explosive Strength, and Take-off Power: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(11), 2970-2978. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e38107>
- Ermes, M., Parkka, J., Mantjarvi, J., & Korhonen, I. (2008). Detection of Daily Activities and Sports With Wearable Sensors in Controlled and Uncontrolled Conditions. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 12(1), 20-26. <https://doi.org/10.1109/TITB.2007.899496>
- Escobar-Pérez, J., & Cuervo-Martínez, Á. (2008). Validez de contenido y juicio de expertos: una aproximación a su utilización. *Avances en Medición*, 6, 27-36.
- Fahrenberg, J., Foerster, F., Smeja, M., & Müller, W. (1997). Assessment of posture and motion by multichannel piezoresistive accelerometer recordings. *Psychophysiology*, 34(5), 607-612. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1997.tb01747.x>
- Feroli, D., Schelling, X., Bosio, A., La Torre, A., Rucco, D., & Rampinini, E. (2020). Match Activities in Basketball Games: Comparison Between Different Competitive Levels. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(1), 172-182. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003039>
- Fernández-Leo, A., Gómez-Carmona, C. D., García-Rubio, J., & Ibáñez, S. J. (2020). Influence of Contextual Variables on Physical and Technical Performance in Male Amateur Basketball: A Case Study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(4), 1193.
- Field, A. (2013). *Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics* (4.^a ed.). London: SAGE.
- Filter, A., Olivares, J., Santalla, A., Nakamura, F. Y., Loturco, I., & Requena, B. (2020). New curve sprint test for soccer players: Reliability and relationship with linear sprint. *Journal of Sports Sciences*, 38(11-12), 1320-1325. <https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1677391>
- Folgado, H., Gonçalves, B., & Sampaio, J. (2018). Positional synchronization affects physical and physiological responses to preseason in professional football (soccer). *Research in Sports Medicine*, 26(1), 51-63. <https://doi.org/10.1080/15438627.2017.1393754>

- Fong, W. T., Ong, S.-K., & Nee, A. Y. C. (2008). Methods for in-field user calibration of an inertial measurement unit without external equipment. *Measurement Science and Technology*, 19(8), 085202. <https://doi.org/10.1088/0957-0233/19/8/085202>
- Foster, C., Florhaug, J. A., Franklin, J., Gottschall, L., Hrovatin, L. A., Parker, S., Doleshal, P., & Dodge, C. (2001). A New Approach to Monitoring Exercise Training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 15(1), 109-115.
- Fox, J. L., Scanlan, A. T., & Stanton, R. (2017). A Review of Player Monitoring Approaches in Basketball: Current Trends and Future Directions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(7), 2021-2029. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001964>
- Fox, J. L., Stanton, R., Sargent, C., Wintour, S.-A., & Scanlan, A. T. (2018). The Association Between Training Load and Performance in Team Sports: A Systematic Review. *Sports Medicine*, 48(12), 2743-2774. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0982-5>
- Fox, J. L., Stanton, R., & Scanlan, A. T. (2018). A Comparison of Training and Competition Demands in Semiprofessional Male Basketball Players. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 89(1), 103-111. <https://doi.org/10.1080/02701367.2017.1410693>
- Fox, J., O'Grady, C., & Scanlan, A. T. (2020). Game schedule congestion affects weekly workloads but not individual game demands in semi-professional basketball. *Biology of Sport*, 37(1), 59-67. <https://doi.org/10.5114/biolSport.2020.91499>
- Frencken, W. G. P., Lemmink, K. A. P. M., & Delleman, N. J. (2010). Soccer-specific accuracy and validity of the local position measurement (LPM) system. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(6), 641-645. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2010.04.003>
- Gabbett, T. (2013). Quantifying the Physical Demands of Collision Sports: Does Microsensor Technology Measure What It Claims to Measure? *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(8), 2319-2322. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318277fd21>
- Gabbett, T. (2015). Relationship Between Accelerometer Load, Collisions, and Repeated High-Intensity Effort Activity in Rugby League Players: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(12), 3424-3431. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001017>
- Gabbett, T. J. (2016). The training—injury prevention paradox: Should athletes be training smarter and harder? *British Journal of Sports Medicine*, 50(5), 273-280. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095788>
- Gabbett, T. J., & Seibold, A. J. (2013). Relationship between tests of physical qualities, team selection, and physical match performance in semiprofessional rugby league players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(12), 3259-3265. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e31828d6219>
- Gabbett, T. J., Whyte, D. G., Hartwig, T. B., Wescombe, H., & Naughton, G. A. (2014). The relationship between workloads, physical performance, injury and illness in adolescent male football players. *Sports Medicine*, 44(7), 989-1003. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0179-5>
- Gabbett, T., Jenkins, D., & Abernethy, B. (2010). Physical collisions and injury during professional rugby league skills training. *Journal of Science and*

- Medicine in Sport*, 13(6), 578-583.
<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2010.03.007>
- Gallo, T., Cormack, S., Gabbett, T., Williams, M., & Lorenzen, C. (2015). Characteristics impacting on session rating of perceived exertion training load in Australian footballers. *Journal of Sports Sciences*, 33(5), 467-475. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.947311>
- Gamonales, J. M., León, K., Muñoz, J., González-Espinosa, S., & Ibáñez, S. J. (2018). Validación del IOLF5C para la eficacia del lanzamiento en fútbol para ciegos. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte*, 18(70), 361-381. <http://dx.doi.org/10.15366/rimcafd2018.70.010>
- García-Ceberino, J. M., Antúnez, A., Feu, S., & Ibáñez, S. J. (2020). Validation Of Two Intervention Programs For Teaching School Soccer. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, 20(78), 257-274. <http://doi.org/10.15366/rimcafd2020.78.005>
- García-Ferrando, M. (1990). *Aspectos sociales del deporte. Una reflexión sociológica*. Madrid: Alianza Editorial. Consejo Superior de Deportes.
- García-Martín, A., Antúnez, A., & Ibáñez, S. J. (2016). Análisis del proceso formativo en jugadores expertos: Validación de instrumento / Analysis of expert players' training process: validation of tools. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte*, 61(2016). <https://doi.org/10.15366/rimcafd2016.61.012>
- García-Santos, D., & Ibáñez, S. J. (2016). Diseño y validación de un instrumento de observación para la valoración de un árbitro de baloncesto (IOVAB). *SPORT TK-Revista EuroAmericana de Ciencias del Deporte*, 5(2), 15-26. <https://doi.org/10.6018/264601>
- Gastin, P. B., Hunkin, S. L., Fahrner, B., & Robertson, S. (2019). Deceleration, acceleration, and impacts are strong contributors to muscle damage in professional Australian football. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(12), 3374-3383. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003023>
- Gaudino, P., Iaia, F. M., Strudwick, A. J., Hawkins, R. D., Alberti, G., Atkinson, G., & Gregson, W. (2015). Factors Influencing Perception of Effort (Session Rating of Perceived Exertion) during Elite Soccer Training. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10(7), 860-864. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2014-0518>
- Gentles, J., Coniglio, C., Besemer, M., Morgan, J., & Mahnken, M. (2018). The Demands of a Women's College Soccer Season. *Sports*, 6(1), 16. <https://doi.org/10.3390/sports6010016>
- Gezici, S., Tian, Z., Giannakis, G. B., Kobayashi, H., Molisch, A. F., Poor, H. V., & Sahinoglu, Z. (2005). Localization via ultra-wideband radios: A look at positioning aspects for future sensor networks. *IEEE Signal Processing Magazine*, 22(4), 70-84. <https://doi.org/10.1109/MSP.2005.1458289>
- Ghasemzadeh, H., & Jafari, R. (2011). Coordination Analysis of Human Movements With Body Sensor Networks: A Signal Processing Model to Evaluate Baseball Swings. *IEEE Sensors Journal*, 11(3), 603-610. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2010.2048205>
- Ghasemzadeh, H., Loseu, V., & Jafari, R. (2009). Wearable coach for sport training: A quantitative model to evaluate wrist-rotation in golf. *Journal of*

- Ambient Intelligence and Smart Environments*, 1(2), 173-184. <https://doi.org/10.3233/AIS-2009-0021>
- Gibson, N. E., Boyd, A. J., & Murray, A. M. (2016). Countermovement jump is not affected during final competition preparation periods in elite rugby sevens players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 30(3), 777-783. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000001156>
- Girard, O., Mendez-Villanueva, A., & Bishop, D. (2011). Repeated-sprint ability—Part I. *Sports medicine*, 41(8), 673-694.
- Gómez-Carmona, C., Bastida-Castillo, A., & Pino-Ortega, J. (2019). Uso de la espectroscopia de infrarrojo cercano para la medición de la saturación de oxígeno muscular en el deporte. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 12(1), 41-46. <https://doi.org/10.33155/j.ramd.2017.007.003>
- Gómez-Carmona, C. D., Bastida Castillo, A., Rojas-Valverde, D., de la Cruz Sánchez, E., García-Rubio, J., Ibáñez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2020). Lower-limb dynamics of muscle oxygen saturation during the back-squat exercise: Effects of training load and effort level. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 34(5), 1227-1236.
- Gómez-Carmona, C. D., Bastida-Castillo, A., García-Rubio, J., Ibáñez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2019). Static and dynamic reliability of WIMU PRO™ accelerometers according to anatomical placement. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 233(2), 238-248. <https://doi.org/10.1177/1754337118816922>
- Gomez-Carmona, C. D., Bastida-Castillo, A., González-Custodio, A., Olcina, G., & Pino-Ortega, J. (2020). Using an inertial device (WIMU PRO™) to quantify neuromuscular load in running: Reliability, convergent validity and the influence of type of surface and device location. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(2), 365-373. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000003106>
- Gómez-Carmona, C. D., Bastida-Castillo, A., Ibáñez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2020). Accelerometry as a method for external workload monitoring in invasion team sports. A systematic review. *PLoS ONE*, 15(8), e0236643. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0236643>
- Gómez-Carmona, C. D., Bastida-Castillo, A., Moreno-Pérez, V., Ibáñez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2021). Multi-location external workload profile in U-18 soccer players. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias Del Deporte*, 17(64), 124-139. <https://doi.org/10.5232/ricyde2021.06402>
- Gómez-Carmona, C. D., Gamonales-Puerto, J. M., Feu, S., & Ibáñez, S. J. (2019). Study of internal and external load by different instruments. A case study in grassroots. *Sportis. Scientific Journal of School Sport, Physical Education and Psychomotricity*, 5(3), 444-468. <https://doi.org/10.17979/sportis.2019.5.3.5464>
- Gómez-Carmona, C. D., Pino-Ortega, J., & Ibáñez, S. J. (2020). Design and validity of a field test battery for assessing multi-location external load profile in invasion team sports. *E-Balonmano.com: Journal of Sport Science*, 16(1), 23-48.
- Gómez-Carmona, C. D., Pino-Ortega, J., Sánchez-Ureña, B., Ibáñez, S. J., & Rojas-Valverde, D. (2019). Accelerometry-Based External Load Indicators in Sport: Too Many Options, Same Practical Outcome? *International*

- Journal of Environmental Research and Public Health*, 16(24), 5101. <https://doi.org/10.3390/ijerph16245101>
- Gómez-Carmona, C., Gamonales, J., Pino-Ortega, J., & Ibáñez, S. (2018). Comparative Analysis of Load Profile between Small-Sided Games and Official Matches in Youth Soccer Players. *Sports*, 6(4), 173. <https://doi.org/10.3390/sports6040173>
- González-Badillo, J. J., & Sánchez-Medina, L. (2010). Movement Velocity as a Measure of Loading Intensity in Resistance Training. *International Journal of Sports Medicine*, 31(05), 347-352. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1248333>
- González-Espinosa, S., Ibáñez, S. J., Feu, S., & Galatti, L. R. (2017). Programas de intervención para la enseñanza deportiva en el contexto escolar, PETB y PEAB: Estudio preliminar. *Retos. Nuevas tendencias en Educación Física, Deporte y Recreación*, 31, 107-113.
- González-Herrero, E. (1996). El aprendizaje de los juegos deportivos. En Moreno Murcia, J. A. y Rodríguez García, P. L. (Coord.). *Aprendizaje deportivo*. Murcia: Universidad de Murcia, 185 - 204.
- Gonzalo-Skok, O., Tous-Fajardo, J., Suarez-Arrones, L., Arjol-Serrano, J. L., Casajús, J. A., & Mendez-Villanueva, A. (2017). Single-Leg Power Output and Between-Limbs Imbalances in Team-Sport Players: Unilateral Versus Bilateral Combined Resistance Training. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(1), 106-114. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0743>
- Graham, S. R., Cormack, S., Parfitt, G., & Eston, R. (2017). Relationships Between Model Predicted and Actual Match Performance in Professional Australian Footballers During an In-Season Training Macrocycle. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1-25. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0026>
- Graham, S., Zois, J., Aughey, R., & Duthie, G. (2020). The peak player loadTM of state-level netball matches. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 23(2), 189-193. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2019.09.014>
- Granero-Gil, P., Bastida-Castillo, A., Rojas-Valverde, D., Gómez-Carmona, C. D., de la Cruz Sánchez, E., & Pino-Ortega, J. (2021). Accuracy, inter-unit reliability and comparison between GPS and UWB-based tracking systems for measuring centripetal force during curvilinear locomotion. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 235(23), 237-248. <https://doi.org/10.1177/1754337120961601>
- Granero-Gil, P., Gómez-Carmona, C. D., Bastida-Castillo, A., Rojas-Valverde, D., de la Cruz, E., & Pino-Ortega, J. (2020). Influence of playing position and laterality in centripetal force and changes of direction in elite soccer players. *PLOS ONE*, 15(4), e0232123. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0232123>
- Gruber, A. H., Boyer, K. A., Derrick, T. R., & Hamill, J. (2014). Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running. *Journal of Sport and Health Science*, 3(2), 113-121. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.03.004>
- Guenette, J. A., Witt, J. D., McKenzie, D. C., Road, J. D., & Sheel, A. W. (2007). Respiratory mechanics during exercise in endurance-trained men and

- women. *The Journal of Physiology*, 581(3), 1309-1322. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2006.126466>
- Hall, S. (2014). *Basic Biomechanics* (7th edition). Nueva York, EEUU: McGraw-Hill, 539 p.
- Halouani, J., Chtourou, H., Gabbett, T., Chaouachi, A., & Chamari, K. (2014). Small-Sided Games in Team Sports Training: A Brief Review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(12), 3594-3618. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000564>
- Halson, S. L. (2014). Monitoring Training Load to Understand Fatigue in Athletes. *Sports Medicine*, 44(S2), 139-147. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0253-z>
- Hamill, C. L., Clarke, I. E., Frederick, E. G., Goodyear, L. J., & Howley, E. T. (1984). Effects Of Grade Running On Kinematics And Impact Force. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 16(2), 185.
- Hardin, E. C.; Van Den Bogert, A. J., & Hamill, J. (2004). Kinematic adaptations during running: effects of footwear, surface, and duration. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(5), 838-844. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000126605.65966.40>
- Haugen, T. A., Tønnessen, E., & Seiler, S. K. (2012). The Difference Is in the Start: Impact of Timing and Start Procedure on Sprint Running Performance: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(2), 473-479. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318226030b>
- Haugen, T., & Buchheit, M. (2016). Sprint Running Performance Monitoring: Methodological and Practical Considerations. *Sports Medicine*, 46(5), 641-656. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0446-0>
- He, J., Xie, J., He, X., Du, L., & Zhou, W. (2016). Analytical study and compensation for temperature drifts of a bulk silicon MEMS capacitive accelerometer. *Sensors and Actuators A: Physical*, 239, 174-184. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2016.01.026>
- Heiderscheit, B. C.; Chumanov, E. S.; Michalski, M. P.; Wille, C. M., & Ryan, M. B. (2011). Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(2), 296-302. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181ebedf4>
- Heishman, A. D., Daub, B. D., Miller, R. M., Freitas, E. D., & Bemben, M. G. (2020). Monitoring external training loads and neuromuscular performance for division I basketball players over the preseason. *Journal of Sports Science & Medicine*, 19(1), 204-212.
- Hellmann, F., Verdi, M., Schlemper Junior, B. R., & Caponi, S. (2014). 50th Anniversary of the Declaration of Helsinki: The Double Standard Was Introduced. *Archives of Medical Research*, 45(7), 600-601. <https://doi.org/10.1016/j.arcmed.2014.10.005>
- Hernández-Moreno, J. (1994). *Fundamentos del deporte: Análisis de la estructura del juego deportivo*. Barcelona: INDE Publicaciones.
- Hibbs, A. E., Thompson, K. G., French, D., Wrigley, A., & Spears, I. (2008). Optimizing Performance by Improving Core Stability and Core Strength: *Sports Medicine*, 38(12), 995-1008. <https://doi.org/10.2165/00007256-200838120-00004>
- Holleczeck, T., Schoch, J., Arnrich, B., & Tröster, G. (2010). Recognizing turns and other snowboarding activities with a gyroscope. *International*

- Symposium on Wearable Computers (ISWC) 2010*, 1-8. <https://doi.org/10.1109/ISWC.2010.5665871>
- Hopkins, W. G. (2004). How to Interpret Changes in an Athletic Performance Test. *SportScience*, 8, 1-7.
- Hopkins, W. G., Marshall, S. W., Batterham, A. M., & Hanin, J. (2009). Progressive Statistics for Studies in Sports Medicine and Exercise Science: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(1), 3-13. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818cb278>
- Hughes, M., & Franks, I. M. (2004). *Notational analysis of sport: Systems for better coaching and performance in sport*. London: Psychology Press.
- Huyghe, T., Calleja-Gonzalez, J., & Terrados, N. (2020). Post-Exercise Recovery Strategies in Basketball: Practical Applications Based on Scientific Evidence. In *Basketball Sports Medicine and Science* (pp. 799-814). Berlin: Springer.
- Ibáñez, S. J., Feu, S., & Cañadas, M. (2016). Sistema integral para el análisis de las tareas de entrenamiento, SIATE, en deportes de invasión. *E-Balonmano.com: Revista de Ciencias del Deporte*, 12(1), 3-30.
- Ibáñez, S. J., Martínez-Fernández, S., González-Espinosa, S., García-Rubio, J., & Feu, S. (2019). Designing and Validating a Basketball Learning and Performance Assessment Instrument (BALPAI). *Frontiers in Psychology*, 10, 1595. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.01595>
- Impellizzeri, F. M., Marcora, S. M., & Coutts, A. J. (2019). Internal and External Training Load: 15 Years On. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 14(2), 270-273. <https://doi.org/10.1123/ijpspp.2018-0935>
- Janssen, I., & Sachlikidis, A. (2010). Validity and reliability of intra-stroke kayak velocity and acceleration using a GPS-based accelerometer. *Sports Biomechanics*, 9(1), 47-56. <https://doi.org/10.1080/14763141003690229>
- Jekabsons, G., Kairish, V., & Zuravlyov, V. (2011). An Analysis of Wi-Fi Based Indoor Positioning Accuracy. *Applied Computer Systems*, 44(1), 131-137. <https://doi.org/10.2478/v10143-011-0031-4>
- Johnston, R. D., Gabbett, T. J., Jenkins, D. G., & Hulin, B. T. (2015). Influence of physical qualities on post-match fatigue in rugby league players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(2), 209-213. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.01.009>
- Johnston, R. D., Murray, N. B., & Austin, D. J. (2019). The influence of pre-season training loads on in-season match activities in professional Australian football players. *Science and Medicine in Football*, 3(2), 143-149. <https://doi.org/10.1080/24733938.2018.1501160>
- Johnston, R. D., Murray, N. B., Austin, D. J., & Duthie, G. (2021). Peak Movement and Technical Demands of Professional Australian Football Competición. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 35(10), 2818-2823. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003241>
- Johnston, R. J., Watsford, M. L., Kelly, S. J., Pine, M. J., & Spurrs, R. W. (2014). Validity and interunit reliability of 10 Hz and 15 Hz GPS units for assessing athlete movement demands. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(6), 1649-1655.
- Johnstone, J. A., Ford, P. A., Hughes, G., Watson, T., Mitchell, A. C. S., & Garrett, A. T. (2012). Field based reliability and validity of the

- Bioharness™ multivariable monitoring device. *Journal of Sports Science & Medicine*, 11, 643-652.
- Jones, R. N., Greig, M., Mawéné, Y., Barrow, J., & Page, R. M. (2019). The influence of short-term fixture congestion on position specific match running performance and external loading patterns in English professional soccer. *Journal of Sports Sciences*, 37(12), 1338-1346. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1558563>
- Kavanagh, J. J., & Menz, H. B. (2008). Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait & Posture*, 28(1), 1-15. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.10.010>
- Kelly, S. J., Murphy, A. J., Watsford, M. L., Austin, D., & Rennie, M. (2015). Reliability and Validity of Sports Accelerometers during Static and Dynamic Testing. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10(1), 106-111. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2013-0408>
- Kempton, T., Sullivan, C., Bilsborough, J. C., Cordy, J., & Coutts, A. J. (2015). Match-to-match variation in physical activity and technical skill measures in professional Australian Football. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(1), 109-113. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.12.006>
- Kiernan, D.; Hawkins, D. A.; Manoukian, M. A. C.; McKallip, M.; Oelsner, L.; Caskey, C. F., & Coolbaugh, C. L. (2018). Accelerometer-based prediction of running injury in National Collegiate Athletic Association track athletes. *Journal of Biomechanics*, 73, 201–209. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.04.001>
- Kirk, C., Hurst, H. T., & Atkins, S. (2015). Measuring the Workload of Mixed Martial Arts using Accelerometry, Time Motion Analysis and Lactate. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 15(1), 359-370. <https://doi.org/10.1080/24748668.2015.11868798>
- Klassen, T. D., Simpson, L. A., Lim, S. B., Louie, D. R., Parappilly, B., Sakakibara, B. M., Zbogor, D., & Eng, J. J. (2016). “Stepping Up” Activity Poststroke: Ankle-Positioned Accelerometer Can Accurately Record Steps During Slow Walking. *Physical Therapy*, 96(3), 355-360. <https://doi.org/10.2522/ptj.20140611>
- Klavora, P. (2000). Vertical-jump tests: A critical review. *Strength and Conditioning Journal*, 22(5), 70-75.
- Köklü, Y., Sert, O., Alemdaroğlu, U., & Arslan, Y. (2015). Comparison of the physiological responses and time-motion characteristics of young soccer players in small-sided games: The effect of goalkeeper. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(4), 964-971. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e3182a744a1>
- Kottner, J., & Streiner, D. L. (2011). The difference between reliability and agreement. *Journal of Clinical Epidemiology*, 64(6), 701-702. <https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2010.12.001>
- Kramer, M. S., & Feinstein, A. R. (1981). Clinical biostatistics. LIV. The biostatistics of concordance. *Clinical Pharmacology and Therapeutics*, 29(1), 111-123. <https://doi.org/10.1038/clpt.1981.18>
- Krasnoff, J. B., Kohn, M. A., Choy, F. K., Doyle, J., Johansen, K., & Painter, P. L. (2008). Interunit and intraunit reliability of the RT3 triaxial accelerometer. *Journal of Physical Activity and Health*, 5(4), 527-538. <https://doi.org/10.1123/jpah.5.4.527>

- Krustrup, P., Mohr, M., Amstrup, T., Rysgaard, T., Johansen, J., Steensberg, A., Pedersen, P. K., & Bangsbo, J. (2003). The yo-yo intermittent recovery test: Physiological response, reliability, and validity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(4), 697-705. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000058441.94520.32>
- Kunze, K., Bahle, G., Lukowicz, P., & Partridge, K. (2010). Can magnetic field sensors replace gyroscopes in wearable sensing applications? *Wearable Computers (ISWC), 2010 International Symposium on*, 1-4. <http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/5665859/>
- Ladin, Z., & Wu, G. (1991). Combining position and acceleration measurements for joint force estimation. *Journal of Biomechanics*, 24(12), 1173-1187. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90009-C](https://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90009-C)
- Lafortune, M. A. (1991). Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running. *Journal of Biomechanics*, 24(10), 877-886. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90166-K](https://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90166-K)
- Lafortune, M. A., Hennig, E. M., & Lake, M. J. (1996). Dominant role of interface over knee angle for cushioning impact loading and regulating initial leg stiffness. *Journal of Biomechanics*, 29(12), 1523-1529. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(96\)80003-0](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(96)80003-0)
- Landis, J. R., & Koch, G. G. (1977). The Measurement of Observer Agreement for Categorical Data. *Biometrics*, 33(1), 159-174. <https://doi.org/10.2307/2529310>
- Larsson, P. (2003). Global positioning system and sport-specific testing. *Sports Medicine*, 33(15), 1093-1101.
- Law, M., Stewart, D., Pollock, N., Letts, L., Bosch, J., & Westmorland, M. (1998). *Critical review form: Quantitative studies*. Ontario: MacMaster University.
- Lee, K. I., Takao, H., Sawada, K., & Ishida, M. (2003). Low temperature dependence three-axis accelerometer for high temperature environments with temperature control of SOI piezoresistors. *Sensors and Actuators A: Physical*, 104(1), 53-60. [https://doi.org/10.1016/S0924-4247\(02\)00483-1](https://doi.org/10.1016/S0924-4247(02)00483-1)
- Leser, R., Baca, A., & Ogris, G. (2011). Local Positioning Systems in (Game) Sports. *Sensors*, 11(10), 9778-9797. <https://doi.org/10.3390/s111009778>
- Leser, R., Schleindlhuber, A., Lyons, K., & Baca, A. (2014). Accuracy of an UWB-based position tracking system used for time-motion analyses in game sports. *European Journal of Sport Science*, 14(7), 635-642. <https://doi.org/10.1080/17461391.2014.884167>
- Leutheuser, H., Schuldhuis, D., & Eskofier, B. M. (2013). Hierarchical, Multi-Sensor Based Classification of Daily Life Activities: Comparison with State-of-the-Art Algorithms Using a Benchmark Dataset. *PLoS ONE*, 8(10), e75196. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0075196>
- Light, L. H., McLellan, G. E., & Klenerman, L. (1980). Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear. *Journal of Biomechanics*, 13(6), 477-480. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(80\)90340-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90340-1)
- Lin, C. Y., Casey, E., Herman, D. C., Katz, N., & Tenforde, A. S. (2018). Sex Differences in Common Sports Injuries. *PM&R*, 10(10), 1073-1082. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2018.03.008>
- Liu, W., & Nigg, B. M. (2000). A mechanical model to determine the influence of masses and mass distribution on the impact force during running. *Journal of Biomechanics*, 33(2), 219-224.

- Liu, J., Zhong, L., Wickramasuriya, J., & Vasudevan, V. (2009). uWave: Accelerometer-based personalized gesture recognition and its applications. *Pervasive and Mobile Computing*, 5(6), 657-675.
- Liu, Y., & Chen, Q. (2018). Research on Integration of Indoor and Outdoor Positioning in Professional Athletic Training. *Proceedings*, 2(6), 295. <https://doi.org/10.3390/proceedings2060295>
- Lopes, A. D.; Junior, L. C. H.; Yeung, S. S., & Costa, L. O. P. (2012). What are the main running-related musculoskeletal injuries? *Sports Medicine*, 42(10), 891-905. <https://doi.org/10.1007/bf03262301>
- Loturco, I., Kobal, R., Kitamura, K., Fernandes, V., Moura, N., Siqueira, F., Cal Abad, C. C., & Pereira, L. A. (2019). Predictive Factors of Elite Sprint Performance: Influences of Muscle Mechanical Properties and Functional Parameters. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 33(4), 974-986. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002196>
- Luteberget, L. S., Spencer, M., & Gilgien, M. (2018). Validity of the Catapult ClearSky T6 Local Positioning System for Team Sports Specific Drills, in Indoor Conditions. *Frontiers in Physiology*, 9. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.00115>
- Macdermid, P. W., Fink, P. W., Miller, M. C., & Stannard, S. (2017). The impact of uphill cycling and bicycle suspension on downhill performance during cross-country mountain biking. *Journal of Sports Sciences*, 35(14), 1355-1363. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1215493>
- Macdermid, P. W., Fink, P. W., & Stannard, S. R. (2014). Transference of 3D accelerations during cross country mountain biking. *Journal of Biomechanics*, 47(8), 1829-1837. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.03.024>
- Mack, D. J., Belfanti, S., & Schwarz, U. (2017). The effect of sampling rate and lowpass filters on saccades – A modeling approach. *Behavior Research Methods*, 49(6), 2146-2162. <https://doi.org/10.3758/s13428-016-0848-4>
- Maggio, E., & Cavallaro, A. (2011). *Video tracking: Theory and practice*. John Wiley & Sons.
- Malone, J. J., Lovell, R., Varley, M. C., & Coutts, A. J. (2017). Unpacking the Black Box: Applications and Considerations for Using GPS Devices in Sport. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(Suppl 2), S2-18-S2-26. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0236>
- Mancha-Triguero, D., García-Rubio, J., Antúnez, A., & Ibáñez, S. J. (2020). Physical and Physiological Profiles of Aerobic and Anaerobic Capacities in Young Basketball Players. *International journal of environmental research and public health*, 17(4), 1409. <https://doi.org/10.3390/ijerph17041409>
- Mancha-Triguero, D., García-Rubio, J., Gamonales, J. M., & Ibáñez, S. J. (2021). Strength and Speed Profiles Based on Age and Sex Differences in Young Basketball Players. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(2), 643. <https://doi.org/10.3390/ijerph18020643>
- Mancha-Triguero, D., Garcia-Rubio, J., Calleja-González, J., & Ibanez, S. J. (2019). Physical fitness in basketball players: A systematic review. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 59, 1513-1525. <https://doi.org/10.23736/s0022-4707.19.09180-1>

- Mancha-Triguero, D., García-Rubio, J., & Ibáñez, S. J. (2019). Batería de test de campo para evaluar la condición física de jugadores de baloncesto: SBAFIT. *E-Balonmano. com: Revista de Ciencias del Deporte*, 15(2), 107-126.
- Mancha-Triguero, D., Reina, M., García-Rubio, J., & Ibáñez, S. J. (2021). Does physical fitness influence the technical-tactical performance indicators in a professional female basketball team?. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 17(64), 174-188. <https://doi.org/10.5232/ricyde2021.06404>
- Manso, J. M. G. (2013). Aplicación de la variabilidad de la frecuencia cardiaca al control del entrenamiento deportivo: Análisis en modo frecuencia. *Arch Med Deporte*, 30(1), 43-51.
- Manzi, V., Bovenzi, A., Impellizzeri, M. F., Carminati, I., & Castagna, C. (2013). Individual training-load and aerobic-fitness variables in premiership soccer players during the precompetitive season. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(3), 631-636. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e31825dbd81>
- Marshall, B. M., Franklyn-Miller, A. D., King, E. A., Moran, K. A., Strike, S. C., & Falvey, É. C. (2014). Biomechanical factors associated with time to complete a change of direction cutting maneuver. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(10), 2845-2851. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000000463>
- Martin, D. T., & Andersen, M. B. (2000). Heart rate-perceived exertion relationship during training and taper. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 40(3), 201.
- Martin-Garcia, A. S., Diaz, A. G. M., Bradley, P. S., Morera, F., & Casamichana, D. (2018). Quantification of a professional football team's external load using a microcycle structure. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 32(18), 3511-3518. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000002816>
- Mathie, M., Coster, A., Lovell, N., & Celler, B. (2004). Accelerometry: Providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. *Physiological Measurement*, 25(2), R1-R20. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/25/2/R01>
- McGarry, T., O'Donoghue, P., Sampaio, J., & de Eira Sampaio, A. J. (2013). *Routledge handbook of sports performance analysis*. London: Routledge.
- McLaren, S. J., Macpherson, T. W., Coutts, A. J., Hurst, C., Spears, I. R., & Weston, M. (2018). The Relationships Between Internal and External Measures of Training Load and Intensity in Team Sports: A Meta-Analysis. *Sports Medicine*, 48(3), 641-658. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0830-z>
- McLean, B. D., Coutts, A. J., Kelly, V., McGuigan, M. R., & Cormack, S. J. (2010). Neuromuscular, endocrine, and perceptual fatigue responses during different length between-match microcycles in professional rugby league players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 5(3), 367-383. <https://doi.org/10.1123/ijsp.5.3.367>
- McLellan, C. P., & Lovell, D. I. (2012). Neuromuscular responses to impact and collision during elite rugby league match play. *The Journal of Strength &*

- Conditioning Research*, 26(5), 1431-1440.
<https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e318231a627>
- McMahon, T. A., Valiant, G., & Frederick, E. C. (1987). Groucho running. *Journal of Applied Physiology*, 62(6), 2326-2337.
- McNamara, D. J., Gabbett, T. J., Chapman, P., Naughton, G., & Farhart, P. (2015). The Validity of Microsensors to Automatically Detect Bowling Events and Counts in Cricket Fast Bowlers. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10(1), 71-75.
<https://doi.org/10.1123/ijsp.2014-0062>
- Medina, J., & Noguera, M. Á. D. (1999). Metodología de entrenamiento de observadores para investigaciones sobre Educación Física y Deporte en las que se utilice como método la observación. *European Journal of Human Movement*, 5, 69-86.
- Mendiguchia, J., Ford, K. R., Quatman, C. E., Alentorn-Geli, E., & Hewett, T. E. (2011). Sex Differences in Proximal Control of the Knee Joint. *Sports Medicine*, 41(7), 541-557. <https://doi.org/10.2165/11589140-000000000-00000>
- Meng, X., Dodson, A. H., & Roberts, G. W. (2007). Detecting bridge dynamics with GPS and triaxial accelerometers. *Engineering Structures*, 29(11), 3178-3184. <https://doi.org/10.1016/j.engstruct.2007.03.012>
- Merino-Muñoz, P., Pérez-Contreras, J., & Aedo-Muñoz, E. (2021). The percentage change and differences in sport: A practical easy tool to calculate. *Sport Performance & Science Reports*, 118, 446-450.
<https://doi.org/10.13140/RG.2.2.33416.24328>
- Meylan, C., McMaster, T., Cronin, J., Mohammad, N. I., Rogers, C., & DeKlerk, M. (2009). Single-leg lateral, horizontal, and vertical jump assessment: Reliability, interrelationships, and ability to predict sprint and change-of-direction performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(4), 1140-1147.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318190f9c2>
- Michalsik, L., Aagaard, P., & Madsen, K. (2012). Locomotion Characteristics and Match-Induced Impairments in Physical Performance in Male Elite Team Handball Players. *International Journal of Sports Medicine*, 34(07), 590-599. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1329989>
- Migueles, J. H., Cadenas-Sanchez, C., Ekelund, U., Delisle Nyström, C., Mora-Gonzalez, J., Löf, M., Labayen, I., Ruiz, J. R., & Ortega, F. B. (2017). Accelerometer Data Collection and Processing Criteria to Assess Physical Activity and Other Outcomes: A Systematic Review and Practical Considerations. *Sports Medicine*, 47(9), 1821-1845.
<https://doi.org/10.1007/s40279-017-0716-0>
- Milligan, G. W., & Cooper, M. C. (1988). A study of standardization of variables in cluster analysis. *Journal of Classification*, 5(2), 181-204.
<https://doi.org/10.1007/BF01897163>
- Mitchell, E., Monaghan, D., & O'Connor, N. (2013). Classification of Sporting Activities Using Smartphone Accelerometers. *Sensors*, 13(4), 5317-5337.
<https://doi.org/10.3390/s130405317>
- Moe-Nilssen, R. (1998). A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: The instrument. *Clinical*

- Biomechanics*, 13(4-5), 320-327. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)00089-8](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00089-8)
- Moher, D., Shamseer, L., Clarke, M., Ghersi, D., Liberati, A., Petticrew, M., Shekelle, P., & Stewart, L. A. (2015). Preferred reporting items for systematic review and meta-analysis protocols (PRISMA-P) 2015 statement. *Systematic reviews*, 4(1), 1-9. <https://doi.org/10.1186/2046-4053-4-1>
- Molina-Carmona, I., Gomez-Carmona, C. D., Bastida Castillo, A., & Pino-Ortega, J. (2018). Validez del dispositivo inercial WIMU PRO™ para el registro de la frecuencia cardíaca en un test de campo. *Sport-TK: Revista Euroamericana de Ciencias del Deporte*, 7, 81-86.
- Montgomery, P. G., Pyne, D. B., & Minahan, C. L. (2010). The Physical and Physiological Demands of Basketball Training and Competition. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 5(1), 75-86. <https://doi.org/10.1123/ijsp.5.1.75>
- Mooney, M., Cormack, S., O'Brien, B., & Coutts, A. J. (2013). Do physical capacity and interchange rest periods influence match exercise-intensity profile in Australian football? *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 8(2), 165-172. <https://doi.org/10.1123/ijsp.8.2.165>
- Moran, J., Ramirez-Campillo, R., Liew, B., Chaabene, H., Behm, D. G., García-Hermoso, A., Izquierdo, M., & Granacher, U. (2021). Effects of Bilateral and Unilateral Resistance Training on Horizontally Orientated Movement Performance: A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Medicine*, 51(2), 225-242. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01367-9>
- Morin, J. B., Jeannin, T., Chevallier, B., & Belli, A. (2006). Spring-mass model characteristics during sprint running: correlation with performance and fatigue-induced changes. *International Journal of Sports Medicine*, 27(02), 158-165.
- Morris, R. G., & Lawson, S. E. M. (2009). *A review and evaluation of available gait analysis technologies, and their potential for the measurement of impact transmission*. BTech Thesis, Newcastle University.
- Mujika, I., Halson, S., Burke, L. M., Balagué, G., & Farrow, D. (2018). An Integrated, Multifactorial Approach to Periodization for Optimal Performance in Individual and Team Sports. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 13(5), 538-561. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2018-0093>
- Muñoz-López, A., Granero-Gil, P., Pino-Ortega, J., & De Hoyo, M. (2017). The validity and reliability of a 5-hz GPS device for quantifying athletes' sprints and movement demands specific to team sports. *Journal of Human Sport and Exercise*, 12(1), 156-166. <https://doi.org/10.14198/jhse.2017.121.13>
- Murphy, S. L. (2009). Review of physical activity measurement using accelerometers in older adults: Considerations for research design and conduct. *Preventive Medicine*, 48(2), 108-114. <https://doi.org/10.1016/j.ypmed.2008.12.001>
- Muyor, J. (2017). Validity and Reliability of a New Device (WIMU®) for Measuring Hamstring Muscle Extensibility. *International Journal of Sports Medicine*, 38(9), 691-695. <https://doi.org/10.1055/s-0043-108998>
- Muyor, J. M., Granero-Gil, P., & Pino-Ortega, J. (2017). Reliability and validity of a new accelerometer (Wimu®) system for measuring velocity during

- resistance exercises. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 232(3), 218-224. <https://doi.org/10.1177/1754337117731700>
- Naser, N., Ali, A., & Macadam, P. (2017). Physical and physiological demands of futsal. *Journal of Exercise Science & Fitness*, 15(2), 76-80. <https://doi.org/10.1016/j.jesf.2017.09.001>
- Nedergaard, N. J., Robinson, M. A., Eusterwiemann, E., Drust, B., Lisboa, P. J., & Vanrenterghem, J. (2017). The Relationship Between Whole-Body External Loading and Body-Worn Accelerometry During Team-Sport Movements. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(1), 18-26. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0712>
- Nevill, A., Atkinson, G., & Hughes, M. (2008). Twenty-five years of sport performance research in the Journal of Sports Sciences. *Journal of Sports Sciences*, 26(4), 413-426. <https://doi.org/10.1080/02640410701714589>
- Neville, J., Wixted, A., Rowlands, D., & James, D. (2010). Accelerometers: An underutilized resource in sports monitoring. 287-290. <https://doi.org/10.1109/ISSNIP.2010.5706766>
- Nguyen, A. D., & Shultz, S. J. (2007). Sex differences in clinical measures of lower extremity alignment. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(7), 389-398.
- Nichols, J. F., Morgan, C. G., Sarkin, J. A., Sallis, J. F., & Calfas, K. J. (1999). Validity, reliability, and calibration of the Tritrac accelerometer as a measure of physical activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(6), 908-912.
- Nicoletta, D. P., Torres-Ronda, L., Saylor, K. J., & Schelling, X. (2018). Validity and reliability of an accelerometer-based player tracking device. *PLOS ONE*, 13(2), e0191823. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0191823>
- Nigg, B. M. (2001). The role of impact forces and foot pronation: A new paradigm. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 11(1), 2-9.
- Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 136(2), 217-227. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1989.tb08655.x>
- Nimphius, S., Callaghan, S. J., Bezodis, N. E., & Lockie, R. G. (2018). Change of Direction and Agility Tests: Challenging Our Current Measures of Performance. *Strength and Conditioning Journal*, 40(1), 26-38. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000309>
- Nyquist, H. (1928). Certain Topics in Telegraph Transmission Theory. *Transactions of the American Institute of Electrical Engineers*, 47(2), 617-644. <https://doi.org/10.1109/T-AIEE.1928.5055024>
- O'Donoghue, P. (2010). *Research methods for sports performance analysis*. Routledge.
- O'Donovan, K. J., Kamnik, R., O'Keeffe, D. T., & Lyons, G. M. (2007). An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement. *Journal of Biomechanics*, 40(12), 2604-2611. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.12.010>
- Oliva-Lozano, J. M., Rojas-Valverde, D., Gómez-Carmona, C. D., Fortes, V., & Pino-Ortega, J. (2020a). Worst case scenario match analysis and contextual variables in professional soccer players: A longitudinal study.

- Biology of Sport*, 37(4), 429–436.
<https://doi.org/10.5114/biolsport.2020.97067>
- Oliva-Lozano, J. M., Rojas-Valverde, D., Gómez-Carmona, C. D., Fortes, V., & Pino-Ortega, J. (2021). Impact Of Contextual Variables On The Representative External Load Profile Of Spanish Professional Soccer Match-Play: A Full Season Study. *European Journal of Sport Science*, 21(4), 497-506. <https://doi.org/10.1080/17461391.2020.1751305>
- Ortega, E., Jiménez, J. M., Palao, J. M., & Sainz de Baranda, P. (2008). Diseño y validación de un cuestionario para valorar las preferencias y satisfacciones en jóvenes jugadores de baloncesto. *Cuadernos de Psicología Del Deporte*, 8(2), 39-58.
- Ostojic, S. M., Mazic, S., & Dikic, N. (2006). Profiling In Basketball: Physical And Physiological Characteristics Of Elite Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(4), 740-744.
- Otto, C., Milenkovic, A., Sanders, C., & Jovanov, E. (2006). System architecture of a wireless body area sensor network for ubiquitous health monitoring. *Journal of mobile multimedia*, 1(4), 307-326.
- Oudre, L., Doron, M., & Simon, C. (2016). Segmentation and classification of dynamic activities from accelerometer signals. *InImpact: The Journal of Innovation Impact*, 6(1), 66-73.
- Özdemir, A. (2016). An Analysis on Sensor Locations of the Human Body for Wearable Fall Detection Devices: Principles and Practice. *Sensors*, 16(8), 1161. <https://doi.org/10.3390/s16081161>
- Padua, D. A., Arnold, B. L., Perrin, D. H., Gansneder, B. M., Carcia, C. R., & Granata, K. P. (2006). Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. *Journal of Athletic Training*, 41(3), 294-304.
- Parkka, J., Ermes, M., Korpiä, P., Mantjarvi, J., Peltola, J., & Korhonen, I. (2006). Activity Classification Using Realistic Data From Wearable Sensors. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 10(1), 119-128. <https://doi.org/10.1109/TITB.2005.856863>
- Parlebas, P. (2008). *Juegos, deporte y sociedades. Léxico de praxeología motriz* (1.ª ed., Vol. 36). Barcelona: Editorial Paidotribo.
- Passaro, V. M. N., Cuccovillo, A., Vaiani, L., De Carlo, M., & Campanella, C. E. (2017). Gyroscope Technology and Applications: A Review in the Industrial Perspective. *Sensors*, 17(10), 2284. <https://doi.org/10.3390/s17102284>
- Paul, D. J., Bradley, P. S., & Nassis, G. P. (2015). Factors Affecting Match Running Performance of Elite Soccer Players: Shedding Some Light on the Complexity. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10(4), 516-519. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0029>
- Pehar, M., Sekulic, D., Sisic, N., Spasic, M., Uljevic, O., Krolo, A., ... & Sattler, T. (2017). Evaluation of different jumping tests in defining position-specific and performance-level differences in high level basketball players. *Biology of Sport*, 34(3), 263. <https://dx.doi.org/10.5114/biolsport.2017.67122>
- Pelham, T. W., Robinson, M. G., & Holt, L. E. (2006). Assessing human movement with accelerometry. *Work*, 27(1), 21-28.
- Penfield, R. D., & Giacobbi, P. J. (2004). Applying a Score Confidence Interval to Aiken's Item Content-Relevance Index. *Measurement in Physical*

- Education and Exercise Science*, 8(4), 213-225. https://doi.org/10.1207/s15327841mpee0804_3
- Peterson, K. D., & Quiggle, G. T. (2017). Tensiomyographical responses to accelerometer loads in female collegiate basketball players. *Journal of Sports Sciences*, 35(23), 2334-2341. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1266378>
- Pibbs, P. J., Jones, B., Read, D. B., Roe, G. A. B., Darrall-Jones, J., Weakley, J. J. S., Rock, A., & Till, K. (2018). The appropriateness of training exposures for match-play preparation in adolescent schoolboy and academy rugby union players. *Journal of Sports Sciences*, 36(6), 704-709. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1332421>
- Picerno, P., Cereatti, A., & Cappozzo, A. (2011). A spot check for assessing static orientation consistency of inertial and magnetic sensing units. *Gait & Posture*, 33(3), 373-378. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.12.006>
- Pino-Ortega, J., Bastida-Castillo, A., Gómez Carmona, C. D., & Rico-González, M. (2020). Validity and reliability of an eight antennae ultra-wideband local positioning system to measure performance in an indoor environment. *Sports Biomechanics*, Epub: Ahead of Print.
- Pino-Ortega, J., García-Rubio, J., & Ibáñez, S. J. (2018). Validity and reliability of the WIMU inertial device for the assessment of the vertical jump. *PeerJ*, 30(6), e4709. <http://dx.doi.org/10.7717/peerj.4709>
- Pino-Ortega, J., Gómez-Carmona, C. D., Nakamura, F. Y., & Rojas-Valverde, D. (2020). Setting Kinematic Parameters That Explain Youth Basketball Behavior: Influence of Relative Age Effect According to Playing Position. *Journal of Strength & Conditioning Research*, Epub: Ahead of Print.
- Pino-Ortega, J., Hernández-Belmonte, A., Bastida-Castillo, A., & Gómez-Carmona, C. D. (2018). Evaluación de la velocidad angular en el test de elevación activa de la pierna recta: Validez y fiabilidad de un dispositivo inercial (WIMU PRO). *E-Balonmano. com: Revista de Ciencias del Deporte*, 14(2), 79-88.
- Pino-Ortega, J., Hernández-Belmonte, A., Gómez Carmona, C. D., Bastida-Castillo, A., García-Rubio, J., & Ibáñez, S. J. (2019). Monopodal Postural Stability Assessment by Wireless Inertial Measurement Units through the Fast Fourier Transforms. *Journal of Sport Rehabilitation*, Pendiente de Publicación.
- Pino-Ortega, J., Rojas-Valverde, D., Gómez-Carmona, C. D., Bastida-Castillo, A., Hernández-Belmonte, A., García-Rubio, J., Nakamura, F. Y., & Ibáñez, S. J. (2019). Impact of Contextual Factors on External Load During a Congested-Fixture Tournament in Elite U'18 Basketball Players. *Frontiers in Psychology*, 10, 1100. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.01100>
- Pino-Ortega, J., Rojas-Valverde, D., Gómez-Carmona, C. D., & Rico-González, M. (2021). Training Design, Performance Analysis and Talent Identification—A Systematic Review about the Most Relevant Variables through the Principal Component Analysis in Soccer, Basketball and Rugby. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(5), 2642. <https://doi.org/10.3390/ijerph18052642>
- Plews, D. J., Laursen, P. B., Stanley, J., Kilding, A. E., & Buchheit, M. (2013). Training adaptation and heart rate variability in elite endurance athletes: Opening the door to effective monitoring. *Sports medicine*, 43(9), 773-781.

- Polglaze, T., Dawson, B., Hiscock, D. J., & Peeling, P. (2015). A Comparative Analysis of Accelerometer and Time–Motion Data in Elite Men’s Hockey Training and Competition. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10(4), 446-451. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2014-0233>
- Polley, C. S., Cormack, S. J., Gabbett, T. J., & Polglaze, T. (2015). Activity Profile of High-Level Australian Lacrosse Players: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(1), 126-136. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000599>
- Preece, S. J., Goulermas, J. Y., Kenney, L. P. J., & Howard, D. (2009). A Comparison of Feature Extraction Methods for the Classification of Dynamic Activities From Accelerometer Data. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 56(3), 871-879. <https://doi.org/10.1109/TBME.2008.2006190>
- Rabbani, A., Kargarfard, M., Castagna, C., Clemente, F. M., & Twist, C. (2019). Associations Between Selected Training Stress Measures and Fitness Changes in Male Soccer Players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 14(8), 1050-1057 <https://doi.org/10.1123/ijsp.2018-0462>
- Rago, V., Rebelo, A., Krstrup, P., & Mohr, M. (2019). Contextual variables and training load throughout a competitive period in a top-level male soccer team. *Journal of Strength and Conditioning Research*, Epub: Ahead of Print, 1-7. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000003258>
- Randolph, J. J. (2005). Free-Marginal Multirater Kappa (multirater K [free]): An Alternative to Fleiss’ Fixed-Marginal Multirater Kappa. *Online submission*. Joensuu Learning and Instruction Symposium, University of the Joensuu, Finland.
- Ransdell, L. B., Murray, T., Gao, Y., Jones, P., & Bycura, D. (2020). A 4-Year Profile of Game Demands in Elite Women’s Division I College Basketball. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 34(3), 632-638. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000003425>
- Read, B., & Edwards, P. (1992a). Blue Section. Introducing Formal Games. En *Teaching Children to Play Games* (1st edition, pp. 61-65). White Line Publishing Services.
- Read, B., & Edwards, P. (1992b). Blue Section. Invasion Games. En *Teaching Children to Play Games* (1st edition, pp. 91-139). White Line Publishing Services.
- Read, D. B., Jones, B., Phibbs, P. J., Roe, G. A. B., Darrall-Jones, J. D., Weakley, J. J. S., & Till, K. (2017). Physical Demands of Representative Match-Play in Adolescent Rugby Union: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(5), 1290-1296. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001600>
- Reche-Soto, P., Cardona-Nieto, D., Diaz-Suarez, A., Bastida-Castillo, A., Gomez-Carmona, C., Garcia-Rubio, J., & Pino-Ortega, J. (2019). Player Load and Metabolic Power Dynamics as Load Quantifiers in Soccer. *Journal of Human Kinetics*, 69, 259-269. <https://dx.doi.org/10.2478/hukin-2018-0072>
- Reddy, C. N., & Sujatha, B. R. (2011). TDOA Computation Using Multicarrier Modulation for Sensor Networks. *International Journal of Computer Science & Communication Networks*, 1(1), 85-90.

- Reina, M., García-Rubio, J., Feu, S., & Ibáñez, S. J. (2018). Training and competition load monitoring and analysis of women's amateur basketball by playing position: Approach study. *Frontiers in Psychology*, 9(2689). <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2018.02689>
- Reina, M., García-Rubio, J., & Ibáñez, S. J. (2020). Training and Competition Load in Female Basketball: A Systematic Review. *International journal of environmental research and public health*, 17(8), 2639.
- Reina, M., García-Rubio, J., Pino-Ortega, J., & Ibáñez, S. J. (2019). The Acceleration and Deceleration Profiles of U-18 Women's Basketball Players during Competitive Matches. *Sports*, 7(7), 165. <https://doi.org/10.3390/sports7070165>
- Reina, M., Mancha-Triguero, D., García-Santos, D., García-Rubio, J., & Ibáñez, S. J. (2019). Comparison of three methods of quantifying the training load in basketball. *RICYDE. Revista internacional de ciencias del deporte*, 15(58), 368-382. <https://doi.org/10.5232/ricyde2019.05805>
- Resnick, R., Halliday, D., & Krane, K. S. (2002). *Physics* (5th ed., Vol. 1). New Jersey: John Wiley & Sons.
- Rico-González, M., Los Arcos, A., Nakamura, F. Y., Moura, F. A., & Pino-Ortega, J. (2020). The use of technology and sampling frequency to measure variables of tactical positioning in team sports: A systematic review. *Research in Sports Medicine* 28(2), 279-292. <https://doi.org/10.1080/15438627.2019.1660879>
- Rico-González, M., Los Arcos, A., Rojas-Valverde, D., Clemente, F. M., & Pino-Ortega, J. (2020). A Survey to Assess the Quality of the Data Obtained by Radio-Frequency Technologies and Microelectromechanical Systems to Measure External Workload and Collective Behavior Variables in Team Sports. *Sensors*, 20(8), 2271. <https://doi.org/10.3390/s20082271>
- Ritchie, D., Hopkins, W. G., Buchheit, M., Cordy, J., & Bartlett, J. D. (2016). Quantification of Training and Competition Load across a Season in an Elite Australian Football Club. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(4), 474-479. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0294>
- Roe, G., Halkier, M., Beggs, C., Till, K., & Jones, B. (2016). The Use of Accelerometers to Quantify Collisions and Running Demands of Rugby Union Match-Play. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 16(2), 590-601. <https://doi.org/10.1080/24748668.2016.11868911>
- Rogulj, N., Srhoj, V., & Srhoj, L. (2004). The contribution of collective attack tactics in differentiating handball score efficiency. *Collegium Antropologicum*, 28(2), 739-746.
- Rojas-Valverde, D., Gómez-Carmona, C. D., Gutiérrez-Vargas, R., & Pino-Ortega, J. (2019). From big data mining to technical sport reports: The case of inertial measurement units. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 5(1), e000565. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2019-000565>
- Rojas-Valverde, D., Pino-Ortega, J., Gómez-Carmona, C. D., & Rico-González, M. (2020). A systematic review of methods and criteria standard proposal for the use of principal component analysis in team's sports science. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(23), 8712. <https://doi.org/10.3390/ijerph17238712>
- Rojas-Valverde, D., Sánchez-Ureña, B., Pino-Ortega, J., Gómez-Carmona, C., Gutiérrez-Vargas, R., Timón, R., & Olcina, G. (2019). External Workload

- Indicators of Muscle and Kidney Mechanical Injury in Endurance Trail Running. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 16(20), 3909. <https://doi.org/10.3390/ijerph16203909>
- Rouis, M., Attiobé, E., Vandewalle, H., Jaafar, H., Noakes, T. D., & Driss, T. (2015). Relationship between vertical jump and maximal power output of legs and arms: Effects of ethnicity and sport. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 25(2), e197-e207.
- Rowell, A. E., Aughey, R. J., Clubb, J., & Cormack, S. J. (2018). A Standardized Small Sided Game Can Be Used to Monitor Neuromuscular Fatigue in Professional A-League Football Players. *Frontiers in Physiology*, 9(1011). <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01011>
- Rowlands, A. V., Fraysse, F., Catt, M., Stiles, V. H., Stanley, R. M., Eston, R. G., & Olds, T. S. (2015). Comparability of Measured Acceleration from Accelerometry-Based Activity Monitors: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47(1), 201-210. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000394>
- Rugg, C.; Kadoor, A.; Feeley, B. T., & Pandya, N. K. (2018). The effects of playing multiple high school sports on national basketball association players' propensity for injury and athletic performance. *The American Journal of Sports Medicine*, 46(2), 402–408. <https://doi.org/10.1177/0363546517738736>
- Sampaio, J., Ibáñez, S. J., & Feu, S. (2004). Discriminative power of basketball game-related statistics by level of competition and sex. *Perceptual and motor Skills*, 99(3_suppl), 1231-1238.
- Sankey, S. P., Robinson, M. A., & Vanrenterghem, J. (2020). Whole-body dynamic stability in side cutting: Implications for markers of lower limb injury risk and change of direction performance. *Journal of Biomechanics*, 104, 109711. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109711>
- Santos, D. A., Dawson, J. A., Matias, C. N., Rocha, P. M., Minderico, C. S., Allison, D. B., Sardinha, L. B., & Silva, A. M. (2014). Reference values for body composition and anthropometric measurements in athletes. *PloS one*, 9(5), e97846. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0097846>
- Sathyan, T., Shuttleworth, R., Hedley, M., & Davids, K. (2012). Validity and reliability of a radio positioning system for tracking athletes in indoor and outdoor team sports. *Behavior Research Methods*, 44(4), 1108-1114. <https://doi.org/10.3758/s13428-012-0192-2>
- Saw, A. E., Main, L. C., & Gatin, P. B. (2016). Monitoring the athlete training response: Subjective self-reported measures trump commonly used objective measures: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 50(5), 281-291. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094758>
- Scanlan, A. T., Wen, N., Tucker, P. S., & Dalbo, V. J. (2014). The relationships between internal and external training load models during basketball training. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(9), 2397-2405. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000458>
- Schelling, X., Calleja-Gonzalez, J., Torres-Ronda, L., & Terrados, N. (2015). Using testosterone and cortisol as biomarker for training individualization in elite basketball: A 4-year follow-up study. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(4), 368-378.

- Schelling, X., & Torres, L. (2016). Accelerometer Load Profiles for Basketball-Specific Drills in Elite Players. *Journal of Sports Science and Medicine*, 15, 585-591.
- Schmitz, R. J., Kulas, A. S., Perrin, D. H., Riemann, B. L., & Shultz, S. J. (2007). Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. *Clinical Biomechanics*, 22(6), 681-688. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.03.001>
- Schutz, Y., & Herren, R. (2000). Assessment of speed of human locomotion using a differential satellite global positioning system. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(3), 642-646. <https://doi.org/10.1097/00005768-200003000-00014>
- Scott, M. T. U., Scott, T. J., & Kelly, V. G. (2016). The validity and reliability of global positioning systems in team sport: A brief review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 5(30), 1470-1490.
- Sekulic, D., Spasic, M., Mirkov, D., Cavar, M., & Sattler, T. (2013). Gender-specific influences of balance, speed, and power on agility performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(3), 802-811. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e31825c2cb0>
- Serpell, B. G., Young, W. B., & Ford, M. (2011). Are the Perceptual and Decision-Making Components of Agility Trainable? A Preliminary Investigation: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(5), 1240-1248. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181d682e6>
- Shen, G., Zetik, R., & Thoma, R. S. (2008). Performance comparison of TOA and TDOA based location estimation algorithms in LOS environment. *Navigation and Communication 2008 5th Workshop on Positioning*, 71-78. <https://doi.org/10.1109/WPNC.2008.4510359>
- Sheppard, J. M., & Triplett, N. T. (2016). Program Design for resistance Training. En *Essentials of Strength Training and Conditioning*. G. Gregory Haff and N. Travis Triplett, eds. (4th Edition, pp. 439-471). Human Kinetics.
- Sheppard, J. M., & Young, W. B. (2006). Agility literature review: Classifications, training and testing. *Journal of Sports Sciences*, 24(9), 919-932. <https://doi.org/10.1080/02640410500457109>
- Shetler, K., Marcus, R., Froelicher, V. F., Vora, S., Kalisetti, D., Prakash, M., Do, D., & Myers, J. (2001). Heart rate recovery: Validation and methodologic issues. *Journal of the American College of Cardiology*, 38(7), 1980-1987.
- Shorten, M. R., & Winslow, D. S. (1992). Spectral Analysis of Impact Shock during Running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 8(4), 288-304. <https://doi.org/10.1123/ijsb.8.4.288>
- Shrier, I., Safai, P., & Charland, L. (2014). Return to play following injury: Whose decision should it be? *British Journal of Sports Medicine*, 48(5), 394-401. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092492>
- Sigward, S. M.; Pollard, C. D.; Havens, K. L., & Powers, C. M. (2012). Influence of sex and maturation on knee mechanics during side-step cutting. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(8), 1497-1503. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31824e8813>
- Sijtsma, A., Schierbeek, H., Goris, A. H. C., Joosten, K. F. M., van Kessel, I., Corpeleijn, E., & Sauer, P. J. J. (2013). Validation of the TracmorD Triaxial Accelerometer to Assess Physical Activity in Preschool Children:

- Accelerometer Validation in Preschoolers. *Obesity*, 21, 1877-1883. <https://doi.org/10.1002/oby.20401>
- Simons, C., & Bradshaw, E. J. (2016). Reliability of accelerometry to assess impact loads of jumping and landing tasks. *Sports Biomechanics*, 15(1), 1-10. <https://doi.org/10.1080/14763141.2015.1091032>
- Sinclair, J., Fau-Goodwin, J., Richards, J., & Shore, H. (2016). The influence of minimalist and maximalist footwear on the kinetics and kinematics of running. *Footwear Science*, 8(1), 33-39. <https://doi.org/10.1080/19424280.2016.1142003>
- Small, K., McNaughton, L., Greig, M., & Lovell, R. (2010). The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(1), 120-125. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2008.08.005>
- Smith, H. C., Vacek, P., Johnson, R. J., Slauterbeck, J. R., Hashemi, J., Shultz, S., & Beynon, B. D. (2012). Risk factors for anterior cruciate ligament injury: A review of the literature - part 1: neuromuscular and anatomic risk. *Sports Health*, 4(1), 69-78. <https://doi.org/10.1177/1941738111428281>
- Spriet, L. L. (2014). Exercise and Sport Performance with Low Doses of Caffeine. *Sports Medicine*, 44(S2), 175-184. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0257-8>
- Staunton, C., Wundersitz, D., Gordon, B., & Kingsley, M. (2017). Construct Validity of Accelerometry-Derived Force to Quantify Basketball Movement Patterns. *International Journal of Sports Medicine*, 38(14), 1090-1096. <https://doi.org/10.1055/s-0043-119224>
- Staunton, C., Wundersitz, D., Gordon, B., & Kingsley, M. (2018). Accelerometry-Derived Relative Exercise Intensities in Elite Women's Basketball. *International Journal of Sports Medicine*, 39(11), 822-827. <https://doi.org/10.1055/a-0637-9484>
- Stevens, T. G. A., de Ruiter, C. J., van Niel, C., van de Rhee, R., Beek, P. J., & Savelsbergh, G. J. P. (2014). Measuring Acceleration and Deceleration in Soccer-Specific Movements Using a Local Position Measurement (LPM) System. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 9(3), 446-456. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2013-0340>
- Stojanović, E., Stojiljković, N., Scanlan, A. T., Dalbo, V. J., Berkelmans, D. M., & Milanović, Z. (2018). The Activity Demands and Physiological Responses Encountered During Basketball Match-Play: A Systematic Review. *Sports Medicine*, 48(1), 111-135. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0794-z>
- Stølen, T., Chamari, K., Castagna, C., & Wisløff, U. (2005). Physiology of soccer. *Sports medicine*, 35(6), 501-536.
- Suárez-Arrones, L. J., Portillo, L. J., González-Ravé, J. M., Muñoz, V. E., & Sanchez, F. (2012). Match running performance in Spanish elite male rugby union using global positioning system. *Isokinetics and Exercise Science*, 20(2), 77-83.
- Suzuki, H., Omori, G., Uematsu, D., Nishino, K., & Endo, N. (2017). Hip Strength and Pelvis Kinematic Asymmetries and Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score in Competitive Female Basketball Players After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Pilot Study. *Journal of Athletic Training*, 52(6), S161-S162.

- Svilar, L., Castellano, J., & Jukic, I. (2018a). Load monitoring system in top-level basketball team: Relationship between external and internal training load. *Kinesiology*, *50*(1), 25-33. <https://doi.org/10.26582/k.50.1.4>
- Svilar, L., Castellano, J., & Jukic, I. (2018b). Comparison of 5vs5 Training Games and Match-Play Using Microsensor Technology in Elite Basketball: *Journal of Strength and Conditioning Research*, *1*. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002826>
- Svilar, L., Castellano, J., Jukic, I., & Casamichana, D. (2018). Positional Differences in Elite Basketball: Selecting Appropriate Training-Load Measures. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *13*(7), 947-952. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0534>
- Syed, Z. F., Aggarwal, P., Goodall, C., Niu, X., & El-Sheimy, N. (2007). A new multi-position calibration method for MEMS inertial navigation systems. *Measurement Science and Technology*, *18*(7), 1897-1907. <https://doi.org/10.1088/0957-0233/18/7/016>
- Takeda, R., Tadano, S., Todoh, M., Morikawa, M., Nakayasu, M., & Yoshinari, S. (2009). Gait analysis using gravitational acceleration measured by wearable sensors. *Journal of Biomechanics*, *42*(3), 223-233. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.10.027>
- Taylor, J. B., Ford, K. R., Nguyen, A. D., Terry, L. N., & Hegedus, E. J. (2015). Prevention of lower extremity injuries in basketball: a systematic review and meta-analysis. *Sports Health*, *7*(5), 392-398.
- Terziotti, P., Sim, M., & Polglaze, T. (2018). A comparison of displacement and energetic variables between three team sport GPS devices. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, *18*(5), 823-834. <https://doi.org/10.1080/24748668.2018.1525650>
- Thomas, G., Gade, R., Moeslund, T. B., Carr, P., & Hilton, A. (2017). Computer vision for sports: Current applications and research topics. *Computer Vision and Image Understanding*, *159*, 3-18. <https://doi.org/10.1016/j.cviu.2017.04.011>
- Thompson, C. J., Luck, L. M., Keshwani, J., Pitla, S. K., & Karr, L. K. (2018). Location on the Body of a Wearable Accelerometer Affects Accuracy of Data for Identifying Equine Gaits. *Journal of Equine Veterinary Science*, *63*, 1-7. <https://doi.org/10.1016/j.jevs.2017.12.002>
- Torres-Unda, J., Zarrazquin, I., Gravina, L., Zubero, J., Seco, J., Gil, S. M., Gil, J., & Irazusta, J. (2016). Basketball Performance Is Related to Maturity and Relative Age in Elite Adolescent Players: *Journal of Strength and Conditioning Research*, *30*(5), 1325-1332. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001224>
- Townshend, A. D., Worringham, C. J., & Stewart, I. B. (2008). Assessment of Speed and Position during Human Locomotion Using Nondifferential GPS: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *40*(1), 124-132. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3181590bc2>
- Trewin, J., Meylan, C., Varley, M. C., & Cronin, J. (2018). The match-to-match variation of match-running in elite female soccer. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *21*(2), 196-201. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.05.009>
- Umberger, B. R. (1998). Mechanics of the Vertical Jump and Two-Joint Muscles: Implications for Training. *Strength & Conditioning Journal*, *20*(5), 70-74.

- van Hees, V. T., Fang, Z., Langford, J., Assah, F., Mohammad, A., da Silva, I. C. M., Trenell, M. I., White, T., Wareham, N. J., & Brage, S. (2014). Autocalibration of accelerometer data for free-living physical activity assessment using local gravity and temperature: An evaluation on four continents. *Journal of Applied Physiology*, 117(7), 738-744. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00421.2014>
- Van Hees, V. T., Slootmaker, S. M., De Groot, G., Van Mechelen, W., & Van Lummel, R. C. (2009). Reproducibility of a Triaxial Seismic Accelerometer (DynaPort): *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(4), 810-817. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818ff636>
- Vanrenterghem, J., Nedergaard, N. J., Robinson, M. A., & Drust, B. (2017). Training Load Monitoring in Team Sports: A Novel Framework Separating Physiological and Biomechanical Load-Adaptation Pathways. *Sports Medicine*, 47(11), 2135-2142. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0714-2>
- Vázquez-Guerrero, J., Suarez-Arrones, L., Casamichana Gómez, D., & Rodas, G. (2018). Comparing external total load, acceleration and deceleration outputs in elite basketball players across positions during match play. *Kinesiology*, 50(2), 228-234. <https://doi.org/10.26582/k.50.2.11>
- Vincent, W. J., & Weir, J. P. (2012). *Statistics in Kinesiology (4th edition)*. Illinois: Human Kinetics.
- Wagner, H., Finkenzeller, T., Würth, S., & von Duvillard, S. P. (2014). Individual and team performance in team-handball: A review. *Journal of sports science & medicine*, 13(4), 808-816.
- Waldron, M., Twist, C., Highton, J., Worsfold, P., & Daniels, M. (2011). Movement and physiological match demands of elite rugby league using portable global positioning systems. *Journal of Sports Sciences*, 29(11), 1223-1230. <https://doi.org/10.1080/02640414.2011.587445>
- Walter, P. L. (2007). The history of the accelerometer. *Sound and vibration*, 31(3), 16-23.
- Wein, H. (2004). *Fútbol a la medida del niño* (1.^a ed., Vol. 2). Barcelona: Gymnos.
- Wellman, A. D., Coad, S. C., Flynn, P. J., Siam, T. K., & McLellan, C. P. (2019). Comparison of Preseason and In-Season Practice and Game Loads in National Collegiate Athletic Association Division I Football Players: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(4), 1020-1027. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002173>
- Wellman, A. D., Coad, S. C., Goulet, G. C., Coffey, V. G., & McLellan, C. P. (2017). Quantification of Accelerometer Derived Impacts Associated With Competitive Games in NCAA Division I College Football Players: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(2), 330-338. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001506>
- Wheatley, C. M., Snyder, E. M., Johnson, B. D., & Olson, T. P. (2014). Sex differences in cardiovascular function during submaximal exercise in humans. *Springerplus*, 3(445), 1-13. <https://doi.org/10.1186/2193-1801-3-445>
- White, A., Hills, S. P., Cooke, C. B., Batten, T., Kilduff, L. P., Cook, C. J., Roberts, C., & Russell, M. (2018). Match-Play and Performance Test Responses of Soccer Goalkeepers: A Review of Current Literature. *Sports Medicine*, 48(11), 2497-2516. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0977-2>

- Whiteside, D., Cant, O., Connolly, M., & Reid, M. (2017). Monitoring Hitting Load in Tennis Using Inertial Sensors and Machine Learning. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(9), 1212-1217. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0683>
- Wiersma, L. D. (2001). Conceptualization and Development of the Sources of Enjoyment in Youth Sport Questionnaire. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 5(3), 153-177. https://doi.org/10.1207/S15327841MPEE0503_3
- Wik, E. H., Luteberget, L. S., & Spencer, M. (2017). Activity Profiles in International Women's Team Handball Using PlayerLoad. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(7), 934-942. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0732>
- Williams, M., & Morgan, S. (2009). Horizontal positioning error derived from stationary GPS units: A function of time and proximity to building infrastructure. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 9(2), 275-280. <https://doi.org/10.1080/24748668.2009.11868483>
- Winder, N., Russell, M., Naughton, R., & Harper, L. (2018). The Impact of 120 Minutes of Match-Play on Recovery and Subsequent Match Performance: A Case Report in Professional Soccer Players. *Sports*, 6(1), 22. <https://doi.org/10.3390/sports6010022>
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed). Nueva Jersey, EEUU: Wiley.
- Wisloff, U., Castagna, C., Helgerud, J., Jones, R., & Hoff, J. (2004). Strong correlation of maximal squat strength with sprint performance and vertical jump height in elite soccer players. *British Journal of Sports Medicine*, 38(3), 285-288. <https://doi.org/10.1136/bjism.2002.002071>
- Witte, T. H., & Wilson, A. M. (2004). Accuracy of non-differential GPS for the determination of speed over ground. *Journal of Biomechanics*, 37(12), 1891-1898. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.02.031>
- Wu, F., Zhang, K., Zhu, M., Mackintosh, C., Rice, T., Gore, C., Hahn, A., & Holthous, S. (2007). *An Investigation of an Integrated Low-cost GPS, INS and Magnetometer System for Sport Applications*. 113-120.
- Wu, H., Marshall, A., & Yu, W. (2007). Path Planning and Following Algorithms in an Indoor Navigation Model for Visually Impaired. *Second International Conference on Internet Monitoring and Protection (ICIMP 2007)*, 38-38. <https://doi.org/10.1109/ICIMP.2007.31>
- Wu, L. C., Laksari, K., Kuo, C., Luck, J. F., Kleiven, S., 'Dale' Bass, C. R., & Camarillo, D. B. (2016). Bandwidth and sample rate requirements for wearable head impact sensors. *Journal of Biomechanics*, 49(13), 2918-2924. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.07.004>
- Young, C. M., Gatin, P. B., Sanders, N., Mackey, L., & Dwyer, D. B. (2016). Player Load in Elite Netball: Match, Training, and Positional Comparisons. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(8), 1074-1079. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0156>
- Young, W. B., MacDonald, C., & Flowers, M. A. (2001). Validity of double- and single-leg vertical jumps as tests of leg extensor muscle function. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 15(1), 6-11.
- Zaki, R., Bulgiba, A., Ismail, R., & Ismail, N. A. (2012). Statistical methods used to test for agreement of medical instruments measuring continuous

- variables in method comparison studies: A systematic review. *PloS One*, 7(5), e37908. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0037908>
- Zarić, I., Dopsaj, M., & Marković, M. (2018). Match performance in young female basketball players: Relationship with laboratory and field tests. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 18(1), 90-103. <https://doi.org/10.1080/24748668.2018.1452109>
- Zhang, K., Werner, P., Sun, M., Pi-Sunyer, F. X., & Boozer, C. N. (2003). Measurement of human daily physical activity. *Obesity*, 11(1), 33-40.
- Zhang, S., Murray, P., Zillmer, R., Eston, R. G., Catt, M., & Rowlands, A. V. (2012). Activity Classification Using the GENE: Optimum Sampling Frequency and Number of Axes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(11), 2228-2234. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31825e19fd>
- Zhang, J. H.; An, W. W.; Au, I. P. H.; Chen, T. L., & Cheung, R. T. H. (2016). Comparison of the correlations between impact loading rates and peak accelerations measured at two different body sites: Intra- and inter-subject analysis. *Gait & Posture*, 46, 53–56. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.02.002>
- Ziv, G., & Lidor, R. (2009). Physical attributes, physiological characteristics, on-court performances and nutritional strategies of female and male basketball players. *Sports Medicine*, 39(7), 547-568. <https://doi.org/10.2165/00007256-200939070-00003>
- Zuckerman, S. L., Wegner, A. M., Roos, K. G., Djoko, A., Dompier, T. P., & Kerr, Z. Y. (2018). Injuries sustained in National Collegiate Athletic Association men's and women's basketball, 2009/2010 - 2014/2015. *British Journal of Sports Medicine*, 52(4), 261-268. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096005>



CAPÍTULO 10

ARTÍCULOS COMPLETOS

“Tu vida es tu legado para el mundo, asegúrate de que inspire a otros”

Gordon B. Hineklen

Capítulo 10. Artículos Completos

10.1. Estudio I. Accelerometry as a method for external workload monitoring in invasion team sports. A systematic Review

PLOS ONE

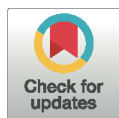
RESEARCH ARTICLE

Accelerometry as a method for external workload monitoring in invasion team sports. A systematic review

Carlos D. Gómez-Carmona^{1*}, Alejandro Bastida-Castillo^{2,3}, Sergio J. Ibáñez¹, José Pino-Ortega²

1 Training Optimization and Sports Performance Research Group (GOERD), Didactics of Music, Plastic and Body Expression Department, University of Extremadura, Cáceres, Spain, **2** Department of Physical Activity and Sports, International Excellence Campus "Mare Nostrum", Faculty of Sport Sciences, University of Murcia, San Javier, Spain, **3** University Isabel I, Burgos, Spain

* cdgomezcarmona@unex.es



OPEN ACCESS

Citation: Gómez-Carmona CD, Bastida-Castillo A, Ibáñez SJ, Pino-Ortega J (2020) Accelerometry as a method for external workload monitoring in invasion team sports. A systematic review. PLoS ONE 15(8): e0236643. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0236643>

Editor: Cristina Cortis, University of Cassino e Lazio Meridionale, ITALY

Received: December 14, 2019

Accepted: July 9, 2020

Published: August 25, 2020

Peer Review History: PLOS recognizes the benefits of transparency in the peer review process; therefore, we enable the publication of all of the content of peer review and author responses alongside final, published articles. The editorial history of this article is available here: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0236643>

Copyright: © 2020 Gómez-Carmona et al. This is an open access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution License](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited.

Data Availability Statement: All relevant data are within the paper and its Supporting Information files.

Abstract

Accelerometry is a recent method used to quantify workload in team sports. A rapidly increasing number of studies supports the practical implementation of accelerometry monitoring to regulate and optimize training schemes. Therefore, the purposes of this study were: (1) to reflect the current state of knowledge about accelerometry as a method of workload monitoring in invasion team sports according to the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-analyses (PRISMA) guidelines, and (2) to conclude recommendations for application and scientific investigations. The Web of Science, PubMed and Scopus databases were searched for relevant published studies according to the following keywords: “accelerometry” or “accelerometer” or “microtechnology” or “inertial devices”, and “load” or “workload”, and “sport”. Of the 1383 studies initially identified, 118 were selected for a full review. The main results indicate that the most frequent findings were (i) devices’ body location: scapulae; (b) devices brand: Catapult Sports; (iii) variables: PlayerLoad™ and its variations; (iv) sports: rugby, Australian football, soccer and basketball; (v) sex: male; (vi) competition level: professional and elite; and (vii) context: separate training or competition. A great number of variables and devices from various companies make the comparability between findings difficult; unification is required. Although the most common location is at scapulae because of its optimal signal reception for time-motion analysis, new methods for multi-location skills and locomotion assessment without losing tracking accuracy should be developed.

Introduction

Workload quantification is defined as the process of recording training and competition workload demands to regulate training volumes and intensities in athletes and to decrease the risk of injuries and overtraining [1]. These demands should not only be assessed overall but also individually as each player will respond differently to the same training workloads [2, 3].

Funding: The first author of the present study is a beneficiary of a grant from the Spanish Ministry of Science, Innovation and Universities (FPU17/00407). This study has been partially subsidized by the Aid for Research Groups (GR18170) from the Regional Government of Extremadura (Department of Employment, Companies and Innovation), with a contribution from the European Union through the European Funds for Regional Development. The funders had no role in study design, data collection and analysis, decision to publish, or preparation of the manuscript.

Competing interests: The authors have declared that no competing interests exist

Concerning workload quantification, sport science research differentiates between internal and external workload [4]. The internal workload is defined as the biological reaction of the athlete's organism, both physiological and psychological, as a consequence of the external workload performed during exercise and it is measured through different variables like heart rate telemetry, blood lactate, oxygen consumption or rating of perceived exertion (RPE) [5]. In contrast, the external workload is defined as the mechanical and locomotor actions performed by an athlete, measured through various variables like power, speed, changes of speed, changes of direction or impacts [6]. Therefore, current literature suggests adopting strategies for quantifying and monitoring internal and external workload can enable team staff to assess fatigue and fitness level of players in real-time throughout the season [4, 7, 8].

At high levels in sports performance, coaches and sports scientists are constantly trying to find new ways for measuring athletes' performance to obtain an advantage over their opponents [9]. However, training and competition activity and the developments of performance are extremely difficult to measure directly [10]. For this reason, sports professionals have found different methods for measuring the players' workloads indirectly such as inertial measurement units (IMUs) for recording in a reliable and valid way compared to other instruments considered as "gold standard" or "criterion measures" [11–13]. These instruments or diagnostic tests are considered the best available and most accurate under reasonable conditions (e.g. the gold standard for players tracking is video analysis but indirect methods can detect it with high accuracy as Global Navigation Satellite Systems, GNSS, Local Position Measurements, LPM or accelerometry).

In this sense, technological advances have allowed the development of different devices to obtain objective data in indoor and outdoor sports. Since 2001, the Australian Centre of Microtechnological Research through Project 2.5 "Technology of Communication to Athletes Monitoring" has been designing a unique and non-intrusive device for sports monitoring in real-time [14]. These devices are able to record external workload demands such as (a) total distance, (b) work zones concerning velocity or changes of speed, or (c) impacts performed by the athletes [15]. The incorporation of tri-axial accelerometers into these units has provided the opportunity to analyze new load parameters such as three axes acceleration recorded during sports movements, measured in arbitrary units (a.u.) [16].

The validity of accumulated accelerometry-based workload in the three planes of movement has been compared with other internal workload variables such as session RPE (sRPE) or the Edwards method, finding high correlations among indexes [17], and also with muscle oxygen saturation [18] or maximal oxygen uptake [19]. Previous research has also found satisfactory reliability results both in accelerometry-based workload [20, 21]. However, the workload recorded by accelerometers could be affected by the individualized profile of gait biomechanics or the speed of the athlete's locomotion [22]. Nonetheless, accelerometry-based indexes have been used for workload monitoring in invasion team sports [23] such as netball [24, 25], soccer [17, 26], basketball [27–30] and Australian football [31, 32], among others. Carey et al. [31] mentioned in a recent investigation that a multi-variable analysis should be carried out, where accelerometry-based indexes are incorporated with other external and internal workload indicators such as total distance covered, sRPE or high-intensity locomotion.

Since its appearance, the use of accelerometry as a method of workload monitoring has developed greatly. Although accelerometers do not provide information about static actions when an effort is performed without an acceleration (e.g. screenings or a prolonged stance position), their reliability, precision and sensitivity are greater compared to other automatic and semiautomatic time-motion analysis (TMA) technologies such as video-tracking, GNSS or LPM [26, 30]. Automatic and semiautomatic TMA may underestimate the workload

demands because high-intensity actions where there is no locomotion (jumps, collisions, etc.) are classified in the group of low-intensity actions [26]. For these reasons, recent investigations identified that microtechnologies (e.g. wearable microsensors and accelerometers) may represent a valid and practical alternative to TMA and offer distinct advantages compared with TMA such as the relative simplification to analyze data using either proprietary or user-defined algorithms that quantify movement [30, 33]. Given this background, the purposes of the present study were to reflect the current state of knowledge, outline best practices and conclude recommendations about the use of accelerometry as a method of workload monitoring in invasion team sports.

Methods

Study design and search strategy

This manuscript is a systematic review [34] about peer-reviewed, scientific papers related to workload monitoring via accelerometry in sports. The Web of Science (Web of Science Core Collection, MEDLINE, Current Contents Connect, Derwent Innovations Index, KCI-Korean Journal Database, Russian Science Citation Index and Scielo Citation Index), PubMed electronics and Scopus electronic databases were searched on 1st May 2020 for relevant articles published between 1st January 2010 and 30th April 2020 using the keywords “accelerometer” or “accelerometry” or “microtechnology” or “inertial devices”, and “load” or “workload”, and “sport”. Reference lists of included articles were scanned to identify relevant studies. Any disagreements were resolved by consensus between two investigators and arbitration by a third investigator.

One investigator conducted electronic searches, identified relevant studies, and extracted data in an unblinded, standardized manner. The database search was limited to peer-reviewed journal articles published in English. A systematic review of the available literature was undertaken in accordance with the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) guidelines [35] (Fig 1).

In the present review the inclusion criteria for these articles were: (1) cross-sectional and longitudinal studies written in English, (2) participants were healthy players irrespective of competition level (amateur, well-trained, professional, elite, junior, senior) and sex (male and female), and (3) about invasion team sports following the classification of Read and Edwards [36] divided into three sports modalities: (a) goal throwing games (netball, basketball, handball and lacrosse), (b) try-scoring games (rugby, rugby union, Australian football and American football) and (c) goal striking games (hockey and soccer). Analysis during training or competition was not selected as an exclusion criterion. All included studies were deemed to have suitable ethical approval by a relevant review board.

Studies were excluded if (1) the type of document was case studies, doctoral thesis, books or book chapters, congress communications, patents or reviews, (2) they involved animals, (3) the workload monitoring was performed without accelerometry-based indexes, (4) the study context was outside competitive sports, and (5) they only assessed the reliability and validity of accelerometer raw data or accelerometry-based indexes.

Data extraction and analyzed variables

The Cochrane Consumers and Communication Review Group’s data extraction protocol [35] was used to extract the following information about studies that monitored external workload by accelerometry-based indexes in invasion team sports: (1) authors and date, (2) participant data (including sex and sample size), (3) description of the sport and competition level, ((4) type of session or sport context (training, competition, or both), (5) device and body location,

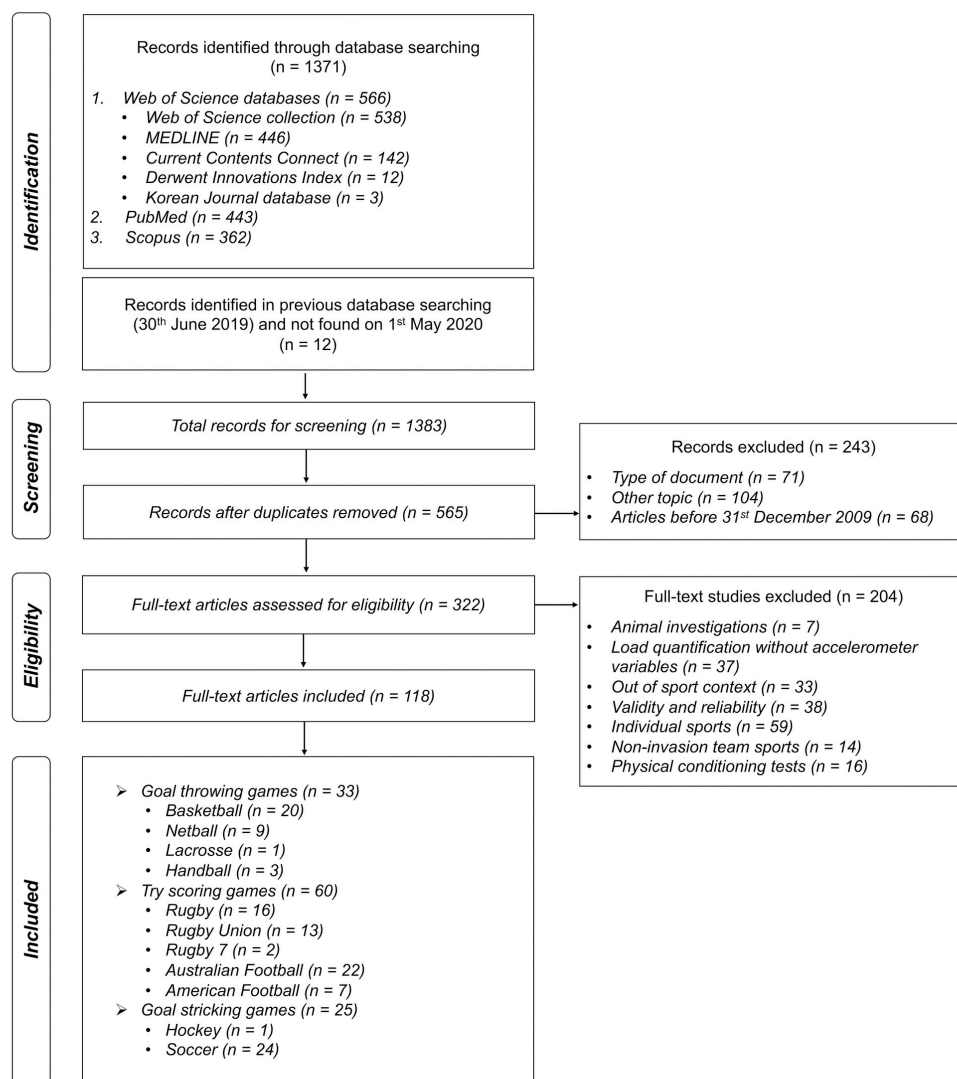


Fig 1. PRISMA flow diagram displaying the identification, screening, and selection of relevant studies in this systematic review.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0236643.g001>

(6) accelerometry-based indexes, (7) technical features of accelerometers (sample frequency, number of accelerometers 3D vs 2D, output range, and previous validity or reliability results), (8) main results and (9) referential values. This process was developed and tested with 10 randomly selected studies. First, one researcher extracted the data from the included studies and a second researcher then checked the extracted data. Disagreements were resolved by consensus.

Quality of the studies

The quality of the studies was evaluated with a risk-of-bias quality form used for quantitative studies developed by Law et al. [37] (S4 Table) and composed of 16 items in an evaluation process performed by five university full professors with a PhD in sport science and a large number of publications in the field of technology to monitoring sports performance in team sports. Cohen's Kappa was calculated with 95% confidence interval to evaluate the inter-coders reliability and interpreted as: <0.20 *poor*, 0.21–0.40 *fair*, 0.41–0.60 *moderate*, 0.61–0.80 *good*, >0.80 *very good* [38].

Articles were assessed based on purpose (item 1), relevance of background literature (item 2), appropriateness of study design (item 3), sample studied (items 4 and 5), use of informed consent procedure (item 6), outcome measures (items 7 and 8), method description (item 9), significance of results (item 10), analysis (item 11), practical importance (item 12), description of dropouts (item 13), conclusions (item 14), practical implications (item 15), and limitations (item 16). All 16 quality criteria were rated on a binary scale (0/1), wherein two of those criteria (items 6 and 13) presented the option: 'If not applicable, assume N/A'. The introduction of this option for items 6 'Was informed consent obtained?' and 13 'Were any dropouts reported?' was included because, in some studies, the investigators were not required to obtain informed consent (item 6) or report dropouts (item 13). The introduction of the option 'not applicable' allowed an appropriate score for the article, eliminating the negative effect of assuming the value '0' on a binary scale, when in fact that specific item did not apply to that study. For this, the sum of the score of all items was divided by the number of relevant scored items for that specific research design. All articles were classified as (1) low methodological quality (<50%); (2) good methodological quality (51–75%), and (3) excellent methodological quality (>75%).

Results

Search, selection and inclusion of publications

1371 articles were identified from the Web of Science ($n = 566$), PubMed ($n = 443$) and Scopus ($n = 443$) database search. In addition, 12 articles identified and selected in previous database searching (30th June 2019) and not found on 1st May 2020 were included, being a total of 1383 articles. These studies were then exported to reference manager software (Zotero), and any duplicates (818 articles) were eliminated automatically. From the remaining 565 articles, 243 did not fulfill the inclusion criteria and were removed after revision of the abstract and another 204 after full-text assessment. At the end of the screening procedure, 118 articles remained for the systematic review related to the invasion team sports modality: (a) goal striking games (soccer and hockey; $n = 25$) [6, 26, 39–61] (S1 Table), (b) goal throwing games (basketball, netball, lacrosse and handball; $n = 33$) (S2 Table) [8, 24, 25, 27–29, 62–88] and (c) try-scoring games (rugby, rugby union, rugby seven, Australian and American football; $n = 60$) [32, 89–147] (S3 Table).

The main reasons for exclusion were individual sports ($n = 59$), reliability and validity analyses of raw data and workload indexes through accelerometry ($n = 38$), monitoring external workload without accelerometry-based indexes ($n = 37$) and non-competitive sports contexts ($n = 33$). Other reasons for exclusion included studies that analyzed physical conditioning tests ($n = 16$) and non-invasion team sports ($n = 14$).

Quality of the studies

To analyze the quality of the selected studies, the classification designed by Law et al. [37] that is shown as S4 Table was utilized. Previously to quality assessment, an inter-coder reliability

analysis was performed, obtaining a value of 0.93 that represents a very good agreement between observers (Confidence interval 95%: 0.89 to 0.96). The main results of the quality indicators for the selected studies were as follows: (1) the average methodological quality score was 82.3%; (2) Two articles reached the maximum score of 100%; (3) no study obtained a score below 50%; (4) 33 studies obtained a score between 50% and 75% (good methodological quality); and (5), 83 articles reached a rating of >75% (excellent methodological quality).

Four items were mainly related with methodological deficiencies in the selected studies: (1) Criterion 5 where 84.6% of studies did not show an explicit justification of the study sample size; (2) Criterion 16 where 60.7% of articles did not clearly acknowledge the limitations of the study; (3) Criterion 8 where 66.9% did not report the validity of the accelerometry-based index of the device; and (4) Criterion 7 where 42.4% did not report the reliability of the device for accelerometry-based index measurement.

Scientific journals, sports context, competition level, sex and publication years

[Fig 2](#) shows the scientific journals, sports context, sports level, sex and publication years of the selected studies that use accelerometry-based indexes for workload monitoring in invasion team sports. The trends of topic publications are shown in [Fig 2A](#), where there exists an increasing number of publications with an exponential evolution from 2015. The 118 papers included in the systematic review were published in 27 different journals, with 59.3% appearing in 4 journals, each publishing at least ten articles ([Fig 2B](#)).

Most of the studies analyzed competition (58 articles, 49%) or training (32 articles, 27%) separately, with only 24% of selected studies that analyzed both contexts ([Fig 2C](#)). Most of the reviewed papers analyzed elite (46 articles, 39%) and professional-level (37 articles, 31%) athletes, although studies in other levels as junior (19%), university (8%) and amateur (2%), and referees (1%) were also carried out ([Fig 2D](#)). Finally, 86% of selected studies were performed with males compared to 14% with females ([Fig 2E](#)).

Body location, devices and invasion team sports analyzed

[Fig 3](#) shows the body location, devices and companies, indexes and invasion team sports analyzed by scientific studies through accelerometry-based workload indexes. The most common body location for evaluation was the scapulae (95.8%, 113/118), through MinimaxX (23.7%, 28/118) and Optimeye (33.9%, 40/118) devices in their different versions, developed by the Australian company Catapult Sports (64.4%, 76/118). Most papers were descriptive and assessed maximum accelerations (impacts, collisions) (21/118, 17.8%) or accumulated workload accelerometry-based indexes expressed as arbitrary units (a.u.) through different indexes related to the developer company of the device (16 indexes). Australian football (18.6%, 22/118), soccer (20.3%, 24/118), rugby (13.6%, 16/118) and basketball (16.9%, 20/118) were the most frequently investigated invasion team sports. In addition, impact and collisions were mostly assessed in try-scoring games, and Dynamic Stress Load, Locomotion efficiency, Impulse Load and PL_{RE} in goal striking games (see [Table 1](#) for definitions).

Accelerometry technical features and based workload indexes

About technical features, 102 articles (86.4%) mentioned the sampling frequency of the accelerometers, being in all cases of 100 Hz, and the triaxial properties of the accelerometers (89.8%, 106/118). Instead, only 9 studies showed the number of accelerometers that composed the devices (4 accelerometers, 6.8%, 8/118; 3 accelerometers, 1/118). Respect to the reproducibility and the accuracy of the accelerometers, 41 articles not reported both aspects (34.75%),

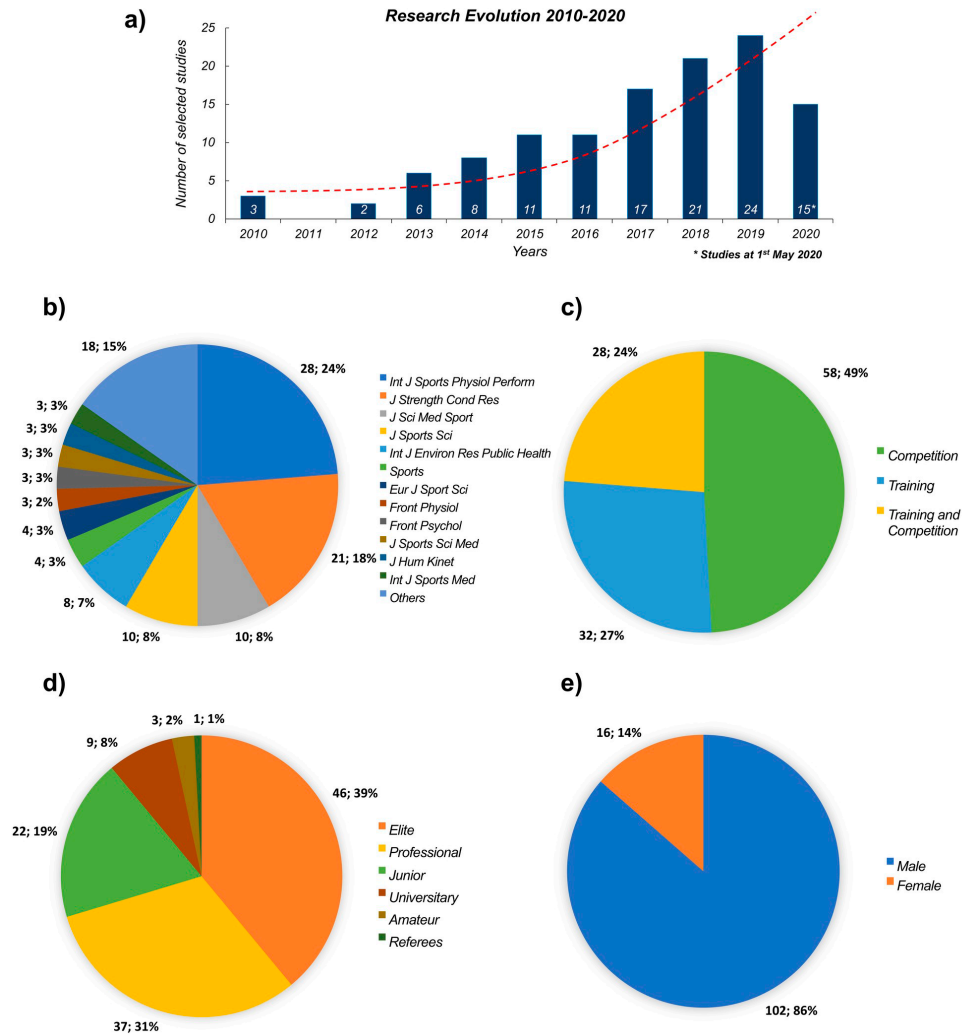


Fig 2. (a) Research evolution, (b) scientific journals, (c) type of session, (d) competition level and (e) sex of participants in the selected studies that use accelerometry-based indexes for monitoring workload in sport.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0236643.g002>

37 articles reported the reliability (31.4%) and 10 reported the validity to measure the accelerometry-based workload index (8.5%). Only 30 articles reported the validity and reliability of the accelerometers that composed the inertial devices (25.4%).

Finally, Table 1 shows the accelerometry-based indexes utilized for workload monitoring with the developer company, description, measurement unit and formula for its calculation. The most frequently used is PlayerLoad™ (PL™) developed by Catapult Sports (77 studies,

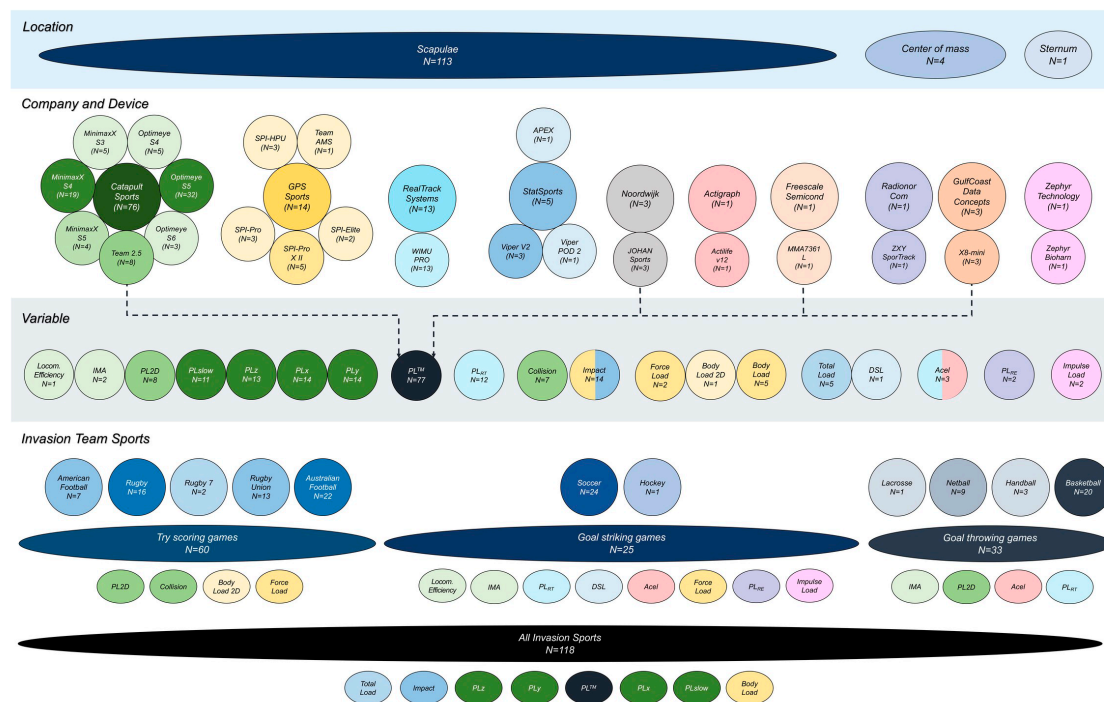


Fig 3. Classification of selected studies related to body location, device model and company, accelerometry-based workload indexes and invasion team sport.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0236643.g003>

65.3%). Also, variations of the original formula such as accelerometry workload at low intensity (PLslow, 11 studies, 9.3%) and divided by axis such as PLx (14 studies, 11.9%), PLz (13 studies, 11.1%) and PLY (14 studies, 11.9%) were utilized (more details in Fig 3).

Discussion

This manuscript showed a general overview of the use of accelerometry as a method of workload monitoring in invasion team sports, including research evolution, journals, sport modalities and contexts, competition level, sex, device location, accelerometry-based variables and technical features. For this purpose, a systematic review was carried out of the articles related to the study topic [34, 35]. The main results show a rapidly increasing number of publications about accelerometry-based workload monitoring, where training and competition were analyzed separately, in elite and professional-level men, placing the device at the scapulae level and using the PLTM index in invasion team sports in outdoor and indoor conditions.

Competition vs. training

Most studies analyzed training and competition contexts separately (78%) so that only a limited number compared both contexts (22%). The interrelation between training and competition during sports seasons is essential to achieve the appropriate adaptations, maintain

Table 1. Accelerometry-based external workload variables utilized in the selected studies in this systematic review.

Index	Description	Units	Developing company	Formula
AccT	Root square of the sum of the accelerations in the three axes of movement.	Meters per second square (m·s ⁻²)	None	$\sqrt{(x^2 + y^2 + z^2)}$
Body Load (BL)	Accelerometry-load based index in the three axes of movement. Following steps are repeated for each acceleration value: (1) Initialize the Body Load count to 0; (2) Root square of the sum of the accelerations in the three axes of movement (x, y and z); (3) Normalize the magnitude vector by subtracting a notional 1G; (4) If the normalized value is less than 0.25G then go to step 2; (5) Calculate the unscaled Body Load (USBL) contribution for this acceleration vector; (6) Calculate the scaled Body load (SBL) considering the accelerometer logging rate (100 Hz) and Exercise Factor (EF); (7) Calculate the total Body Load as the accumulation of the scaled Body Load count.	Arbitrary units (A.U.)	GPS Sports	1. BL = 0
				2. $\sqrt{(ay^2 + ax^2 + az^2)}$
				3. NV = V - 1.0 G
				5. USBL = NV + (NV) ³
				6. SBL = USBL / 100 / EF
				7. BL + SBL
Body Load 2D (BL2D)	Accelerometry-load based index in the two planes of movement (anteroposterior and mediolateral). Same steps as BL but not considering z-axis in the formula.	Arbitrary units (A.U.)	GPS Sports	2. $\sqrt{(ay^2 + ax^2)}$
Collisions	For a collision to be detected, the unit was required to be in a nonvertical position, meaning the player was leaning forwards, backwards, or to the left or right. The instantaneous player load was calculated from the sum of the three axes of acceleration. A spike in the instantaneous player load shortly before the change in orientation of the unit was also required for the collision to be detected.	Count (n)	Catapult	Not applicable
Dynamic Stress Load (DSL)	It was calculated as the total of the weighted impacts. Impacts were weighted using a convex-shaped function (approximately a cubic function), an approach similar to the one used in the speed-intensity calculation, with the key concept being that an impact of 4g is more than twice as hard on the body as an impact of 2 g. The weighted impacts were totaled and finally scaled to give more workable values expressed in arbitrary units (AU).	Arbitrary units (A.U.)	StatSports	Not provided
Impacts	Using the magnitude of the 3-dimensional accelerometer values at any time point, impacts were identified as maximum accelerometer magnitude values above Xg in a 0.1-second period in relation to manufacturers' specifications.	Count (n)	GPS Sports	Not applicable
	GPS Sports: 6 ranges of impacts according to the impact intensity: very light (<5.0-6g), light to moderate (6.1-6.5), moderate to heavy (6.5-7.0), heavy impact (7.1-8.0), very heavy (8.1-10.0) and severe (over than 10.1g).		StatSports	
	StatSports: Values above 2g.			
	RealTrack Systems: Configurable threshold from 1 to 1000 G.			
IMA	Application of polynomial smoothing curves between the start and end point of identified accelerative events. The magnitudes of such events are subsequently calculated by summing the accelerations under the polynomial curves, measured in terms of delta-velocity.	Meters per second square (m·s ⁻²)	Catapult	Not provided
Impulse Load	Sum of the forces in the medio-lateral, anterior-posterior and vertical plane in relation to gravity.	Newtons (N)	Zephyr Technology	$\sum_{i=1}^n \frac{\sqrt{v_i^2 + v_j^2 + v_k^2}}{9.80667}$
Locomotion Efficiency	To assess the within-match patterns of PlayerLoad™ and its individual planes in comparison to the locomotor activities, PLz was made relative to the total distance covered (TDC) as a measure of players locomotor efficiency.	Arbitrary units (A.U.)	Catapult	$\frac{\sqrt{(\sum_{t=1}^n (a_{t-1,t} - a_{t,t-1}))^2}}{\text{Total Distance Covered}}$
PlayerLoad™ (PL™)	Change in acceleration in the anterior-posterior (ax) medio-lateral (ay) and vertical (az) planes.	Arbitrary units (A.U.)	Catapult	$\sqrt{\frac{(\sum_{t=1}^n (a_{t-1,t} - a_{t,t-1}))^2 + (\sum_{t=1}^n (a_{t-1,t} - a_{t,t-1}))^2 + (\sum_{t=1}^n (a_{t-1,t} - a_{t,t-1}))^2}{100}}$
PlayerLoad™ x-axis (PLx)	Change in acceleration in the anterior-posterior (ax) plane.	Arbitrary units (A.U.)	Catapult	$\sqrt{\frac{(\sum_{t=1}^n (a_{t-1,t} - a_{t,t-1}))^2}{100}}$

(Continued)

Table 1. (Continued)

Index	Description	Units	Developing company	Formula
PlayerLoad TM _y -axis (PL _y)	Change in acceleration in the medio-lateral (ay) plane.	Arbitrary units (A.U.)	Catapult	$\sqrt{\frac{(a_{y,t+1}-a_{y,t})^2}{100}}$
PlayerLoad TM _z -axis (PL _z)	Change in acceleration in the vertical (az) plane.	Arbitrary units (A.U.)	Catapult	$\sqrt{\frac{(a_{z,t+1}-a_{z,t})^2}{100}}$
PlayerLoad TM _{2D} (PL _{2D})	Change in acceleration in the antero-posterior (ax) and medio-lateral (ay) plane.	Arbitrary units (A.U.)	Catapult	$\sqrt{\frac{(a_{x,t+1}-a_{x,t})^2+(a_{y,t+1}-a_{y,t})^2}{100}}$
PlayerLoad TM _{slow} (PL _{slow})	Change in acceleration in the anterior-posterior (ax) medio-lateral (ay) and vertical (az) planes lower than 2G.	Arbitrary units (A.U.)	Catapult	$\sqrt{\frac{(a_{x,t+1}-a_{x,t})^2+(a_{y,t+1}-a_{y,t})^2+(a_{z,t+1}-a_{z,t})^2}{100}}$
Player Load _{RT} (PL _{RT})	Vector sum of the Body accelerometric channel calculated through the sensorial fusion of inertial device sensors (accelerometer, gyroscope, magnetometer) in its 3 axes (vertical, anteroposterior and lateral).	Arbitrary units (A.U.)	RealTrack Systems	$PL_n = \sqrt{\frac{(X_n - X_{n-1})^2 + (Y_n - Y_{n-1})^2 + (Z_n - Z_{n-1})^2}{100}}$ $PL_{accumulated} = \sum_{n=0}^m PL_n \times 0,01$
Player Load _{RE} (PL _{RE})	The player load is calculated and presented as a downscaled (i.e., divided by 800) value of the square sum of the high-passed filtered accelerometer values for the respective axes (X, Y, and Z).	Arbitrary units (A.U.)	ZXY SporTracking	$\frac{(x^2+y^2+z^2)}{800}$
Total Load	Total of the forces on the player over the entire session based on accelerometer data alone where aca is acceleration along the anterior-posterior axis, acl is acceleration along the lateral axis and acv is acceleration along the vertical axis, i is the current time and t is time. This is then scaled by 1000.	Arbitrary units (A.U.)	StatSports	$\sqrt{\frac{(aca_{t+1}-aca_t)^2+(acl_{t+1}-acl_t)^2+(acv_{t+1}-acv_t)^2}{1000}}$

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0236643.t001>

optimal players’ physical fitness and avoid the occurrence of injuries due to an irregular workload dynamic between both sports contexts [7, 28]. Therefore, the sports tasks selection concerning the purpose of the training sessions and workload planning during competitive microcycles is fundamental for sports performance [39, 148].

In this review, a total number of 28 publications were found that performed an external workload analysis through accelerometry-based indexes in training and competition. Most studies analyzed the overall weekly workload (training and competition) and did not provide distinct training and competition hours so that the normalization is not possible making their comparison difficult [32, 62, 63, 89–92]. To solve this problem, different researches contain the workload related to playing time [39, 40, 64–66]. Therefore, future researches should provide training and competition hours or present the workload indexes both total and relative to playing time to allow for comparison between sports contexts.

Four studies that compared both sport contexts found a higher workload in training than in competition [25, 40, 64, 65]; four other articles reported the opposite [39, 41, 66, 93]. Higher competition workload reported in some studies may be the consequence of differences in weekly schedules, not accounting for conditions (e.g. day after game (starting vs substitutes), strength and power capabilities, technical-tactical elements, activation drills) for further analysis. Gentles et al. [41] analyzed the average training session workload in comparison with competition in university-level female soccer players through Impulse Load (20120±8609 vs. 12410±4067). Montgomery et al. [66] assessed the differences between 5vs5 game-based tasks in training in comparison with competition through PL/min (2.79±0.58 vs 1.71±0.84). Ritchie et al. [93] found a greater workload in training compared with matches during the pre-season (PL: 1985±745 vs. 1010±290), and the opposite during the competitive season (PL: 1014±383 vs. 1320±195).

On the other hand, if each training session is analyzed specifically and is not masked by overall weekly workload demands, a higher workload than the competition can be found

depending on the training session purpose. In this sense, Beenham et al. [40] found higher demands in 2vs2, 3vs3 and 4vs4 small-sided games in comparison with official matches in youth soccer measured by PL/min. Chandler et al. [65] and Fox et al. [64] showed a greater workload when the purpose of the training sessions was physical conditioning or game-based training in comparison with competition in women's netball and men's basketball respectively.

It is necessary for the best preparation of the player to understand physical and physiological stress during both training and competition [28, 66, 93]. A correct training session design related to the technical-tactical-physical purpose and the competition is important for workload managing during competitive microcycles [4, 5, 64]. In this sense, the use of effective strategies can help to anticipate the higher peak of performance in competition [67, 68, 94]. Also, it is important to monitor the player during all the training phases to assure the efficacy of the training effectiveness [95–97]. For this purpose, combined monitoring of internal responses with external workload demands through different variables based on tracking systems or accelerometry allow workload monitoring in an objective way [4, 15], being fundamental the selection of suitable workload indexes crucial for their control and also a clear presentation of the results for better decision-making by the team staff [149].

Device location

In most of the analyzed studies, the inertial devices composed of tri-axial accelerometers for external workload monitoring in invasion team sports have been placed on the scapulae using an anatomically adjusted harness [8, 17, 26, 69, 93, 98, 99], except in a few studies where the companies recommend the location on the center of mass [24–26, 29] or the sternum [41].

The device location in team sports has been on the scapulae as this place is the most acceptable for detecting position coordinates by GNSS (latitude/longitude) in outdoor conditions [15, 40], or horizontal LPM using radio-frequency systems in indoor conditions [150–153]. Placing the device in a different location from the scapulae is sometimes selected because a body-worn accelerometer only measures the acceleration of the segment to which it is attached [154]. Thus, to detect more accurately the specific skills and workload of each sports discipline, accelerometers have been placed on different locations like the wrist in tennis [155], the head in swimming [156], the cockpit in kayak [157], the handlebar, seat or bike shank in cycling XCO-MTB [158, 159], or the tibia during running [19, 154, 160].

Therefore, if the aim is to record and measure specific events or skills, the device location should be the closest to the segment that performs the movement/action to achieve the highest accuracy [154]. Conversely, if the aim is to record and measure player tracking, the device must be placed on the scapulae to achieve the highest accuracy both in indoor and outdoor conditions [161–164]. To combine both measures and achieve the highest accuracy in both aims, the proposed solution is the development of a system composed of two interconnected parts: (a) an inertial device or HUB (signal concentrator) located on the scapulae for tracking location and receiving the signal from (b) different micro-sensors (accelerometers, gyroscopes, etc.) placed on different anatomical locations to detect the specific accelerometry-based workload of each segment. These micro-sensors would send the signal to the HUB by wireless technology (Ant+, Bluetooth, among others) where it would be stored for subsequent analysis. In this way, a recent study proposed the monitoring of different body locations simultaneously (scapulae, lumbar region, knees and ankles) through multiple inertial devices that could be attached to the body with elastic bands and harness or with a specific one-piece sport jumpsuit with pockets [165].

Accelerometry-based workload indexes

Currently, from the raw data obtained by the accelerometer, the analysis of external workload is carried out from two main variables: impacts as a function of intensity ranges and PL^{TM} in its different variants (2D, x-axis, y-axis, z-axis, slow). Workload quantification about the intensity of impacts has been used predominantly in rugby [92, 100–103], soccer [42] and American football [99]. In rugby and American football the detection threshold is 10G [91, 92, 99, 103]. In soccer, the detection threshold is 5G, and the number of impacts ranges from 490 ± 309.5 to 613.1 ± 329.4 number of impacts [42]. In trying score games, a greater number of $>5G$ impacts were found in rugby 895 ± 325 [102], rugby union 1222 ± 607 [103] and American football 951 ± 192 [99]. This difference could be due to the lower intensity of physical contacts in soccer (disputes, tackles, charges) compared with rugby or American football (collisions, scrum, rucks, etc.), or different game duration and format. Therefore, it is important to analyze the specific demands of each sport modality and to adapt the indexes or threshold detection for an accuracy workload monitoring during training and competition contexts.

The most frequently used accelerometry-based index is PL^{TM} , which represents the accumulative workload in the three axes of movement during all sessions. For the comparison between sports disciplines, the variable PL^{TM} is normalized by total session time [min]. Studies that included time normalized PL^{TM} reported different workloads across sports as soccer 10.18 ± 2.12 [40] or $10.6–13.2 \pm 1.5–2.5$ [43], netball $9.4–10.6 \pm 2.4–3.6$ [70], MMA 15.37 ± 1.71 [166], handball $9.18–9.76 \pm 0.6–1.4$ [69], rugby union 7.6 ± 0.6 [104], hockey $13.8–12.5 \pm 1.6–1.0$ [44], lacrosse $7.6–9.9 \pm 1.5–2.7$ [71], Australian football $15.1–16.3 \pm 0.9–1.4$ [105] and rugby $7.2–10.4 \pm 0.8–2.0$ [100]. These data confirm that each sport has specific demands regarding external workload, being the ranges as a consequence of the different playing positions. Therefore, it is necessary to analyze the competition workload to design the optimal stimulus during training sessions for sports performance enhancement.

Different investigations also use other PL^{TM} -dependent variables such as their segmentation by axes (PL_x , PL_y , PL_z) to analyze the specific contribution of each axis in the total workload on the technical-tactical skills or which axis is more related to fatigue during competition [40, 62, 65, 70, 106, 167]. Otherwise, PL_{slow} quantifies the contribution of low-intensity workload ($<2G$) to the total workload of the players [90, 100, 104, 107, 108]. These two indexes allow higher accuracy and individualization of the demands performed by the athletes. The highest contribution to the external workload suffered by the athletes is from the vertical axis of movement, being over 50% of the total workload (y-axis $>$ x-axis $>$ z-axis). Also, the low-intensity workload represented between 35 and 50% of the cumulative PL. Therefore, the assessment of both indexes will be important for designing individualized technical-tactical-physical workloads and making possible the objective detection of players' deficiencies and optimum performance value enhancement.

Finally, concerning the company that develops each device, other variables are found in sport sciences area such as Dynamic Stress Load [45], Body Load [109], Total Load [46], Force Load [32], Impulse Load [41], PL_{RT} [27] or PL_{RE} [26] to quantify the cumulative workload during training sessions or official matches in team sports. These indexes are based on the accelerometry raw data in the 3-axes of movement applying different algorithms and scaled values. This makes the comparability of data from different devices difficult [168]. The result is a very high to perfect correlation between accelerometry-based workload indexes with very large differences in absolute values [47].

Thanks to this great number of variables, it is possible to specifically analyze the accelerometry load in each sports discipline, both the accumulative load and the specific demands of skills/abilities, with the aim of individualizing the specific load in each sport in relation with

player position or roles in competition. However, a consensus is necessary to be able to compare data among devices.

Accelerometer technical features

Most studies with the purpose to detect movement patterns in invasion team sports through accelerometers presented a sampling frequency of 100 Hz. This technical feature is important to ensure high data quality during data collection [169]. A lower sampling rate is related to lower accuracy [153]. For this reason, Migueles et al. [170] recommended the use of a minimum of 90 Hz when researchers are using the manufacturer methods, or 100 Hz when researchers are filtering and processing the signal on their own. Therefore, a sampling frequency of 100 Hz is enough to detect external workload in the three-axis of movement through accelerometers in team sports.

Other important technical features that should be considered are the planes of movement (2 planes x-y vs 3 planes x-y-z), the number of accelerometers that compose the device and the output range of each accelerometer. Most of the studies shown that triaxial accelerometers composed the inertial device used. This characteristic is fundamental to detect three-dimensional movement and, consequently, to calculate the external workload index, which requires the acceleration in the three axes [15, 47, 170]. On the other hand, only 9 studies specified the number of accelerometers used in the devices. The number of accelerometers is only important if the output range of each accelerometer is considered. WIMU PRO is composed of four accelerometers with specific output ranges $\pm 16g$, $\pm 16g$, $\pm 32g$ and $\pm 400g$ [47, 48, 72] while Optimeye S5 is composed of three $\pm 16g$ accelerometers [49]. This technical feature is very important due to the second device cannot detect the peak of force generated when a collision is over than 16g. Therefore, the number of accelerometers cannot be considered as a quality criterion without the output range of the accelerometers that compose the device. For this reason, both technical aspects should be described in the methods section to identify if the accelerometers can detect with high accuracy all movements or events evaluated (total workload and peak workload) during training and competition.

Finally, the most important technical feature is the validity and reliability of accelerometers. The reliability is the consistency of measure between devices and across time that allows the workload comparison between devices and between sessions, while the validity is the extent to which the scores actually represent the variable they are intended to [171]. In this systematic review, it is worrying that only 25.4% of the selected studies reported both validity and reliability, 31.4% only reliability and 8.5% only validity of accelerometers. Specifically, the validity and reliability of PL and MinimaxX [16, 19], PL_{RT} and WIMU PRO [18, 21], Body Load and SPI-PRO [172] and Impulse Load and Zephyr Bioharness [173] have been evaluated previously. All devices and accelerometry-based variables presented satisfactory results, except BodyLoad [172].

Among studies that cited the reliability and validity of accelerometers, 15 investigations (i.e. 12.7%) cited the reliability and validity of other devices that were not used in their respective research. Investigations measured with Optimeye and Team 2.5 devices (Catapult Sports) [62, 67, 69, 73, 74, 104, 110–112], ZXY Sporttracking (Radionor Communications) [26], X8-mini (Gulfcoast Data Concept) [24, 25, 29], Actilife v12 (ActiGraph) [75], and Viper V2 (StatSport) [76] cited the validity study of Barrett et al. [19] and reliability of Boyd et al. [16] realized with MinimaxX devices (Catapult Sports). Noteworthy, 34.7% of the studies did not report the validity or reliability and did also not refer to literature findings for this purpose.

Therefore, the validity and reliability of the accelerometer-derived outcomes to determine how they can be effectively applied to individual and team sports is necessary. A consensus in

this aspect should be reached for that companies need to assess their devices through an independent and standardized protocol that assure the accuracy and reproducibility of accelerometer-derived outcomes in different context and sports.

Sports modalities, sex and category

Most of the selected studies have been on Australian football, rugby, soccer and basketball. The rest of invasion team sports have aroused low research interest. Thanks to the Australian Centre of Microtechnological Research through the Project 2.5 "Technology of Communication to Athletes Monitoring" beginning to design a unique and non-intrusive device for sports monitoring in real-time in 2001 [14], the research topic has been centered on the most popular sports in this region (Australian football and rugby), developing specific variables such as impact/collision detection [92, 100–103]. Later, from the results obtained and the high socioeconomic impact, this technology began to be used in the most popular sports in Europe and the United States such as soccer and basketball [6, 27, 29, 40, 50, 51, 63, 64].

This socioeconomic aspect is also found in the sports category and sex. The majority of studies were performed at the elite and professional-level (77%) with men players (87%). This has meant that numerous studies have analyzed the relationship between accelerometry-based workload indexes and low-cost objective and subjective monitoring methods due to the low economic resources in the rest of the categories. Different research has related the accelerometry-based indexes with heart rate workload indexes such as training impulse (TRIMPS), and Edwards or summated heart rate zones (SHRZ) finding very high to almost perfect validity values [8, 17, 64]. Besides, it also has been related to sRPE [17, 52, 63] or subjective tools such as Integral System of Training Task Analysis (SIATE) [53, 174] with high to very high correlation values. Therefore, due to the low economic resources in non-professional categories and women's sports, these alternative methods could be used for workload monitoring subjectively, both at internal and external workload levels. In addition to finding alternative methods for workload monitoring, it is the task of researchers and professional teams to help knowledge development through research in these sports populations where the largest number of athletes and licenses are to be found.

Although there are existing correlations between accelerometry-based workload with external subjective (SIATE) and internal subjective (sRPE) and objective (TRIMPS, Edwards and SHRZ) workload indexes, the use of accelerometers is recommendable to quantify external workloads objectively. Their reliability, precision and sensitivity are greater compared to other external workload quantification systems such as automatic and semiautomatic time-motion analysis (video tracking, GNSS or LPM) [26, 30]. Automatic and semiautomatic TMA systems may underestimate the external workload demands because static high-intensity actions (jumps, collisions, etc.) are classified in the low-intensity actions group [26]. Therefore, recent investigations identified that microtechnologies (e.g. wearable microsensors and accelerometers) may represent a valid and practical alternative to TMA and offer distinct advantages compared with TMA such as the relative simplification to analyze data using either proprietary or used-defined algorithms that quantify movement, detect forces generated by the athlete related to gravity, the non-invasiveness, the measuring of internal and external workload simultaneously and the real-time feedback to minimize fatigue and injury risk while ultimately improving performance [18, 30, 33, 47, 149].

Limitations

While the results of this systematic review have provided a global overview of accelerometry-based workload demands in invasion team sports, considering multiple factors such as

journals, context, categories, sex, body locations, brands and devices, technical features of accelerometers, variables and specific sports, some limitations to the study must be acknowledged. Firstly, only studies from Web of Science databases, PubMed and Scopus wrote in English were included, thereby potentially overlooking other relevant publications in other languages. Besides, although the study topic was invasion team sports, it would be interesting to include in a future systematic review all team and individual sports to achieve a better overview.

Conclusions and practical applications

This systematic review shows all studies that carried out workload monitoring through accelerometry-based indexes in invasion team sports during training and competition contexts. From the findings of the present systematic review, different conclusions could be shown:

1. There has been an increase in workload monitoring through accelerometry-based indexes in training and competition, for which previous validity and reliability analysis is necessary both to evaluate the accuracy and allow comparison among and within units.
2. A large number of accelerometry-based workload indexes were found depending on the device manufacturing companies. The most widely used is PLTM, but index unification among companies is required to be able to compare results among studies.
3. The upper back (scapulae) is the most common body location used to place the inertial device on the players due to the better tracking signal reception by Global Navigation Satellite Systems in outdoor and Local Position Measurement in indoor conditions. New research should quantify the workload not only on the scapulae but in different body segments simultaneously in training and competition contexts in order to identify the real workload of the athlete during skill performance and sport locomotion more accurately.

Supporting information

S1 Table. Selected articles in goal striking games.
(DOCX)

S2 Table. Selected articles in goal throwing games.
(DOCX)

S3 Table. Selected articles in try-scoring games.
(DOCX)

S4 Table. Quality criteria used to analyze the quantitative publications (extracted from Law et al. [37]).
(DOCX)

S1 File. PRISMA 2009 checklist.
(DOC)

S2 File. Search database output.
(XLSX)

Author Contributions

Conceptualization: Carlos D. Gómez-Carmona, Alejandro Bastida-Castillo, Sergio J. Ibáñez, José Pino-Ortega.

Data curation: Carlos D. Gómez-Carmona, Alejandro Bastida-Castillo.

Formal analysis: Carlos D. Gómez-Carmona, Alejandro Bastida-Castillo.

Funding acquisition: Sergio J. Ibáñez.

Investigation: Carlos D. Gómez-Carmona, Alejandro Bastida-Castillo, José Pino-Ortega.

Methodology: Carlos D. Gómez-Carmona, Alejandro Bastida-Castillo, Sergio J. Ibáñez, José Pino-Ortega.

Project administration: José Pino-Ortega.

Resources: Carlos D. Gómez-Carmona, Alejandro Bastida-Castillo, Sergio J. Ibáñez.

Software: Carlos D. Gómez-Carmona, Alejandro Bastida-Castillo.

Supervision: Sergio J. Ibáñez, José Pino-Ortega.

Writing – original draft: Carlos D. Gómez-Carmona, Alejandro Bastida-Castillo.

Writing – review & editing: Carlos D. Gómez-Carmona, Alejandro Bastida-Castillo, Sergio J. Ibáñez, José Pino-Ortega.

References

1. Bourdon PC, Cardinale M, Murray A, Gastin P, Kellmann M, Varley MC, et al. Monitoring Athlete Training Loads: Consensus Statement. *Int J Sports Physiol Perform*. 2017; 12:S2-161–S2-170.
2. Brink MS, Nederhof E, Visscher C, Schmikli SL, Lemmink KA. Monitoring load, recovery, and performance in young elite soccer players. *J Strength Cond Res*. 2010; 24:597–603. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c4d38b> PMID: 20145570
3. Paulson TAW, Mason B, Rhodes J, Goosey-Tolfrey VL. Individualized Internal and External Training Load Relationships in Elite Wheelchair Rugby Players. *Front Physiol*. 2015; 6:388. <https://doi.org/10.3389/fphys.2015.00388> PMID: 26733881
4. Akubat I, Barrett S, Abt G. Integrating the internal and external training loads in soccer. *Int J Sports Physiol Perform*. 2014; 9:457–62. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2012-0347> PMID: 23475154
5. Halson SL. Monitoring Training Load to Understand Fatigue in Athletes. *Sports Med*. 2014; 44:139–47.
6. Buchheit M, Lacombe M, Cholley Y, Simpson BM. Neuromuscular Responses to Conditioned Soccer Sessions Assessed via GPS-Embedded Accelerometers: Insights Into Tactical Periodization. *Int J Sports Physiol Perform*. 2018; 13:577–83. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0045> PMID: 28872370
7. Gabbett TJ. The training—injury prevention paradox: should athletes be training smarter *and* harder? *Br J Sports Med*. 2016; 50:273–280. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095788> PMID: 26758673
8. Scanlan AT, Wen N, Tucker PS, Dalbo VJ. The relationships between internal and external training load models during basketball training. *J Strength Cond Res*. 2014; 28:2397–2405. <https://doi.org/10.1519/JSC.000000000000458> PMID: 24662233
9. Barris S, Button C. A review of vision-based motion analysis in sport. *Sports Med*. 2008; 38:1025–1043. <https://doi.org/10.2165/00007256-200838120-00006> PMID: 19026019
10. Carling C, Reilly T, Williams AM. Performance assessment for field sports. London; New York: Routledge; 2009.
11. Atkinson G, Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med*. 1998; 26:217–238. <https://doi.org/10.2165/00007256-199826040-00002> PMID: 9820922
12. Bland JM, Altman DG. Measuring agreement in method comparison studies. *Stat Methods Med Res*. 1999; 8:135–160. <https://doi.org/10.1177/096228029900800204> PMID: 10501650
13. O'Donoghue P. Research methods for sports performance analysis. London: Routledge; 2010.
14. Wu F, Zhang K, Zhu M, Mackintosh C, Rice T, Gore C, et al. An Investigation of an Integrated Low-cost GPS, INS and Magnetometer System for Sport Applications. Fort Worth, TX; 2007. p. 113–20.
15. Cummins C, Orr R, O'Connor H, West C. Global Positioning Systems (GPS) and Microtechnology Sensors in Team Sports: A Systematic Review. *Sports Med*. 2013; 43:1025–42. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0069-2> PMID: 23812857

16. Boyd LJ, Ball K, Aughey RJ. The reliability of MinimaxX accelerometers for measuring physical activity in Australian football. *Int J Sports Physiol Perform*. 2011; 6:311–321. <https://doi.org/10.1123/ijspp.6.3.311> PMID: 21911857
17. Casamichana D, Castellano J, Calleja-Gonzalez J, San Román J, Castagna C. Relationship Between Indicators of Training Load in Soccer Players. *J Strength Cond Res*. 2013; 27:369–74. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182548af1> PMID: 22465992
18. Gomez-Carmona CD, Bastida-Castillo A, González-Custodio A, Olcina G, Pino-Ortega J. Using an inertial device (WIMU PROTM) to quantify neuromuscular load in running: Reliability, convergent validity and the influence of type of surface and device location. *J Strength Cond Res*. 2019; 34:365–373.
19. Barrett S, Midgley A, Lovell R. PlayerLoad™: Reliability, Convergent Validity, and Influence of Unit Position during Treadmill Running. *Int J Sports Physiol Perform*. 2014; 9:945–52. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2013-0418> PMID: 24622625
20. Johnston RJ, Watsford ML, Pine MJ, Spurrs RW, Murphy AJ, Pruyt EC. The validity and reliability of 5-Hz global positioning system units to measure team sport movement demands. *J Strength Cond Res*. 2012; 26:758–765. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318225f161> PMID: 22310508
21. Gómez-Carmona CD, Bastida-Castillo A, García-Rubio J, Ibáñez SJ, Pino-Ortega J. Static and dynamic reliability of WIMU PRO™ accelerometers according to anatomical placement. *Proc Inst Mech Eng Part P J Sports Eng Technol*. 2019; 233:238–48.
22. Barreira P, Robinson MA, Drust B, Nedergaard N, Raja Azidin RMF, Vanrenterghem J. Mechanical Player Load using trunk-mounted accelerometry in football: Is it a reliable, task- and player-specific observation? *J Sports Sci*. 2017; 35:1674–81. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1229015> PMID: 27598850
23. Read B, Edwards P. Blue Section. Introducing Formal Games. Teach Child Play Games. 1st edition. Leeds, UK: White Line Publishing Services; 1992. p. 61–5.
24. Bailey JA, Gastin PB, Mackey L, Dwyer DB. The Player Load Associated with Typical Activities in Elite Netball. *Int J Sports Physiol Perform*. 2017; 12:1218–1223. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2016-0378> PMID: 28182504
25. Young CM, Gastin PB, Sanders N, Mackey L, Dwyer DB. Player Load in Elite Netball: Match, Training, and Positional Comparisons. *Int J Sports Physiol Perform*. 2016; 11:1074–1079. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2015-0156> PMID: 27001768
26. Dalen T, Jørgen I, Gerfjan E, Havard HG, Ulrik W. Player Load, Acceleration, and Deceleration During Forty-Five Competitive Matches of Elite Soccer. *J Strength Cond Res*. 2016; 30:351–359. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001063> PMID: 26057190
27. Pino-Ortega J, Rojas-Valverde D, Gómez-Carmona CD, Bastida-Castillo A, Hernández-Belmonte A, García-Rubio J, et al. Impact of Contextual Factors on External Load During a Congested-Fixture Tournament in Elite U'18 Basketball Players. *Front Psychol*. 2019; 10:1100. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.01100> PMID: 31156514
28. Reina M, García-Rubio J, Feu S, Ibáñez SJ. Training and competition load monitoring and analysis of women's amateur basketball by playing position: approach study. *Front Psychol*. 2018; 9:2689. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2018.02689> PMID: 30687163
29. Schelling X, Torres L. Accelerometer Load Profiles for Basketball-Specific Drills in Elite Players. *J Sports Sci Med*. 2016; 15:585–591. PMID: 27928203
30. Fox JL, Scanlan AT, Stanton R. A Review of Player Monitoring Approaches in Basketball: Current Trends and Future Directions. *J Strength Cond Res*. 2017; 31:2021–9. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001964> PMID: 28445227
31. Carey DL, Blanch P, Ong K-L, Crossley KM, Crow J, Morris ME. Training loads and injury risk in Australian football—differing acute: chronic workload ratios influence match injury risk. *Br J Sports Med*. 2017; 51:1215–1220. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096309> PMID: 27789430
32. Colby MJ, Dawson B, Heasman J, Rogalski B, Gabbett TJ. Accelerometer and GPS-derived running loads and injury risk in elite Australian footballers. *J Strength Cond Res*. 2014; 28:2244–2252. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000362> PMID: 25054573
33. Ferioli D, Schelling X, Bosio A, La Torre A, Rucco D, Rampinini E. Match Activities in Basketball Games: Comparison Between Different Competitive Levels. *J Strength Cond Res*. 2020; 34:172–182. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003039> PMID: 30741861
34. Ato M, López-García JJ, Benavente A. Un sistema de clasificación de los diseños de investigación en psicología. *An Psicol*. 2013; 29:1038–1059.

35. Moher D, Shamseer L, Clarke M, Ghersi D, Liberati A, Petticrew M, et al. Preferred reporting items for systematic review and meta-analysis protocols (PRISMA-P) 2015 statement. *Syst Rev*. 2015; 4:1. <https://doi.org/10.1186/2046-4053-4-1> PMID: 25554246
36. Read B, Edwards P. Blue Section. *Invasion Games. Teach Child Play Games*. 1st edition. Leeds, UK: White Line Publishing Services; 1992. p. 91–139.
37. Law M, Stewart D, Pollock N, Letts L, Bosch J, Westmorland M. *Critical review form: quantitative studies*. Hamilton: MacMaster University; 1998.
38. Landis JR, Koch GG. The Measurement of Observer Agreement for Categorical Data. *Biometrics*. 1977; 33:159–74. PMID: 843571
39. Gómez-Carmona C, Gamonales J, Pino-Ortega J, Ibáñez S. Comparative Analysis of Load Profile between Small-Sided Games and Official Matches in Youth Soccer Players. *Sports*. 2018; 6:173.
40. Beenham M, Barron DJ, Fry J, Hurst HH, Figueirido A, Atkins S. A Comparison of GPS Workload Demands in Match Play and Small-Sided Games by the Positional Role in Youth Soccer. *J Hum Kinet*. 2017; 22:129–137.
41. Gentles J, Coniglio C, Besemer M, Morgan J, Mahnken M. The Demands of a Women's College Soccer Season. *Sports*. 2018; 6:16.
42. Abade EA, Gonçalves BV, Leite NM, Sampaio JE. Time-Motion and Physiological Profile of Football Training Sessions Performed by Under-15, Under-17, and Under-19 Elite Portuguese Players. *Int J Sports Physiol Perform*. 2014; 9:463–70. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2013-0120> PMID: 23920425
43. Trewin J, Meylan C, Varley MC, Cronin J. The match-to-match variation of match-running in elite female soccer. *J Sci Med Sport*. 2018; 21:196–201. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.05.009> PMID: 28595867
44. Polglaze T, Dawson B, Hiscock DJ, Peeling P. A Comparative Analysis of Accelerometer and Time-Motion Data in Elite Men's Hockey Training and Competition. *Int J Sports Physiol Perform*. 2015; 10:446–451. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2014-0233> PMID: 25364940
45. Gaudino P, Iaia FM, Strudwick AJ, Hawkins RD, Alberti G, Atkinson G, et al. Factors Influencing Perception of Effort (Session Rating of Perceived Exertion) during Elite Soccer Training. *Int J Sports Physiol Perform*. 2015; 10:860–864. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2014-0518> PMID: 25671338
46. Bowen L, Gross AS, Gimpel M, Li F-X. Accumulated workloads and the acute:chronic workload ratio relate to injury risk in elite youth football players. *Br J Sports Med*. 2017; 51:452–459. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095820> PMID: 27450360
47. Gómez-Carmona CD, Pino-Ortega J, Sánchez-Ureña B, Ibáñez SJ, Rojas-Valverde D. Accelerometry-Based External Load Indicators in Sport: Too Many Options, Same Practical Outcome? *Int J Environ Res Public Health*. 2019; 16:5101.
48. Oliva-Lozano JM, Rojas-Valverde D, Gómez-Carmona CD, Fortes V, Pino-Ortega J. Impact Of Contextual Variables On The Representative External Load Profile Of Spanish Professional Soccer Match-Play: A Full Season Study. *Eur J Sport Sci*. 2020; Epub:Ahead of print.
49. Enes A, Oneda G, Alves DL, Palumbo D de P, Cruz R, Moiano Junior JVM, et al. Determinant Factors of the Match-Based Internal Load in Elite Soccer Players. *Res Q Exerc Sport*. 2020; Epub:Ahead of print.
50. Jones RN, Greig M, Mawéné Y, Barrow J, Page RM. The influence of short-term fixture congestion on position specific match running performance and external loading patterns in English professional soccer. *J Sports Sci*. 2019; 37:1338–1346. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1558563> PMID: 30563419
51. Rabbani A, Kargarfard M, Castagna C, Clemente FM, Twist C. Associations Between Selected Training Stress Measures and Fitness Changes in Male Soccer Players. *Int J Sports Physiol Perform*. 2019; 14:1050–1057. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2018-0462> PMID: 30676148
52. Winder N, Russell M, Naughton R, Harper L. The Impact of 120 Minutes of Match-Play on Recovery and Subsequent Match Performance: A Case Report in Professional Soccer Players. *Sports*. 2018; 6:22.
53. Gómez-Carmona CD, Gamonales-Puerto JM, Feu S, Ibáñez SJ. Study of internal and external load by different instruments. A case study in grassroots. *Sport Sci J Sch Sport Phys Educ Psychomot*. 2019; 5:444–468.
54. Barrett S, Midgley A, Reeves M, Joel T, Franklin E, Heyworth R, et al. The within-match patterns of locomotor efficiency during Professional Soccer match play: Implications for Injury risk? *J Sci Med Sport*. 2016; 19:810–815. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2015.12.514> PMID: 26787341
55. Barron DJ, Atkins S, Edmundson C, Fewtrell D. Accelerometer derived load according to playing position in competitive youth soccer. *Int J Perform Anal Sport*. 2014; 14:734–743.

56. Clemente FM. Associations between wellness and internal and external load variables in two intermittent small-sided soccer games. *Physiol Behav.* 2018; 197:9–14. <https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2018.09.008> PMID: [30236526](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30236526/)
57. Clemente FM, Praça GM, Bredt S da GT, Linden CMI van der, Serra-Oliveiras J. External Load Variations Between Medium- and Large-Sided Soccer Games: Ball Possession Games vs Regular Games with Small Goals. *J Hum Kinet.* 2019; 70:191–198. <https://doi.org/10.2478/hukin-2019-0031> PMID: [31915489](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31915489/)
58. Clemente FM, Rabbani A, Conte D, Castillo D, Afonso J, Truman Clark CC, et al. Training/Match External Load Ratios in Professional Soccer Players: A Full-Season Study. *Int J Environ Res Public Health.* 2019; 16:3057.
59. García-Ceberino JM, Antúnez A, Feu S, Ibáñez SJ. Quantification of Internal and External Load in School Football According to Gender and Teaching Methodology. *Int J Environ Res Public Health.* 2020; 17:344.
60. Reche-Soto P, Cardona-Nieto D, Diaz-Suarez A, Bastida-Castillo A, Gomez-Carmona C, Garcia-Rubio J, et al. Player Load and Metabolic Power Dynamics as Load Quantifiers in Soccer. *J Hum Kinet.* 2019; 69:259–269. <https://doi.org/10.2478/hukin-2018-0072> PMID: [31668908](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31668908/)
61. Strauss A, Sparks M, Pienaar C. The Use of GPS Analysis to Quantify the Internal and External Match Demands of Semi-Elite Level Female Soccer Players during a Tournament. *J Sports Sci Med.* 2019; 11:73–81.
62. Peterson KD, Quiggle GT. Tensiomyographical responses to accelerometer loads in female collegiate basketball players. *J Sports Sci.* 2017; 35:2334–2341. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1266378> PMID: [27937967](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27937967/)
63. Svilar L, Castellano J, Jukic I. Load monitoring system in top-level basketball team: relationship between external and internal training load. *Kinesiology.* 2018; 50:25–33.
64. Fox JL, Stanton R, Scanlan AT. A Comparison of Training and Competition Demands in Semiprofessional Male Basketball Players. *Res Q Exerc Sport.* 2018; 89:103–111. <https://doi.org/10.1080/02701367.2017.1410693> PMID: [29334021](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29334021/)
65. Chandler PT, Pinder SJ, Curran JD, Gabbett TJ. Physical demands of training and competition in collegiate netball players. *J Strength Cond Res.* 2014; 28:2732–2737. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000486> PMID: [24983848](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24983848/)
66. Montgomery PG, Pyne DB, Minahan CL. The Physical and Physiological Demands of Basketball Training and Competition. *Int J Sports Physiol Perform.* 2010; 5:75–86. <https://doi.org/10.1123/ijspp.5.1.75> PMID: [20308698](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20308698/)
67. Alonso E, Miranda N, Zhang S, Sosa C, Trapero J, Lorenzo J, et al. Peak Match Demands in Young Basketball Players: Approach and Applications. *Int J Environ Res Public Health.* 2020; 17:2256.
68. Graham S, Zois J, Aughey R, Duthie G. The peak player loadTM of state-level netball matches. *J Sci Med Sport.* 2020; 23:189–193. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2019.09.014> PMID: [31704025](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31704025/)
69. Wik EH, Luteberget LS, Spencer M. Activity Profiles in International Women's Team Handball Using PlayerLoad. *Int J Sports Physiol Perform.* 2017; 12:934–942. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2015-0732> PMID: [27967272](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27967272/)
70. Cormack SJ, Smith RL, Mooney MM, Young WB, O'Brien BJ. Accelerometer Load as a Measure of Activity Profile in Different Standards of Netball Match Play. *Int J Sports Physiol Perform.* 2014; 9:283–291. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2012-0216> PMID: [23799824](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23799824/)
71. Polley CS, Cormack SJ, Gabbett TJ, Polglaze T. Activity Profile of High-Level Australian Lacrosse Players. *J Strength Cond Res.* 2015; 29:126–136. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000599> PMID: [25264672](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25264672/)
72. Fernández-Leo A, Gómez-Carmona CD, García-Rubio J, Ibáñez SJ. Influence of Contextual Variables on Physical and Technical Performance in Male Amateur Basketball: A Case Study. *Int J Environ Res Public Health.* 2020; 17:1193.
73. Fox J, O'Grady C, Scanlan AT. Game schedule congestion affects weekly workloads but not individual game demands in semi-professional basketball. *Biol Sport.* 2020; 37:59–67. <https://doi.org/10.5114/biolSport.2020.91499> PMID: [32205911](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32205911/)
74. Heishman A, Miller RM, Freitas EDS, Brown BS, Daub BD, Bembem MG. Monitoring External Training Loads and Neuromuscular Performance For Division I Basketball Players Over the Pre-Season. *J Sports Sci Med.* 2020; 19:204–212. PMID: [32132844](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32132844/)
75. Staunton C, Wundersitz D, Gordon B, Kingsley M. Accelerometry-Derived Relative Exercise Intensities in Elite Women's Basketball. *Int J Sports Med.* 2018; 39:822–827. <https://doi.org/10.1055/a-0637-9484> PMID: [29986346](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29986346/)

76. Vázquez-Guerrero J, Suarez-Arrones L, Casamichana Gómez D, Rodas G. Comparing external total load, acceleration and deceleration outputs in elite basketball players across positions during match play. *Kinesiology*. 2018; 50:228–234.
77. Birdsey LP, Weston M, Russell M, Johnston M, Cook CJ, Kilduff LP. Neuromuscular, physiological and perceptual responses to an elite netball tournament. *J Sports Sci*. 2019; 37:2169–2174. <https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1625613> PMID: 31159643
78. Brooks ER, Benson AC, Fox AS, Bruce LM. Physical movement demands of elite-level netball match-play as measured by an indoor positioning system. *J Sports Sci*. 2020;Epub:ahead of print.
79. Fox JL, Stanton R, Sargent C, O'Grady CJ, Scanlan AT. The Impact of Contextual Factors on Game Demands in Starting, Semiprofessional, Male Basketball Players. *Int J Sports Physiol Perform*. 2020; 15:450–456.
80. García-Santos D, Pino-Ortega J, García-Rubio J, Vaquera A, Ibáñez SJ. Internal and External Demands in Basketball Referees during the U-16 European Women's Championship. *Int J Environ Res Public Health*. 2019; 16:3421.
81. Heishman A, Peak K, Miller R, Brown B, Daub B, Freitas E, et al. Associations Between Two Athlete Monitoring Systems Used to Quantify External Training Loads in Basketball Players. *Sports*. 2020; 8:33.
82. King DA, Cummins C, Hume PA, Clark TN. Physical Demands of Amateur Domestic and Representative Netball in One Season in New Zealand Assessed Using Heart Rate and Movement Analysis. *J Strength Cond Res*. 2018;Epub:ahead of print.
83. Kniubaite A, Skarbalius A, Clemente FM, Conte D. Quantification of external and internal match loads in elite female team handball. *Biol Sport*. 2019; 36:311–316. <https://doi.org/10.5114/biolSport.2019.88753> PMID: 31938001
84. Mancha-Triguero D, Reina M, Baquero B, García-Rubio J, Ibáñez SJ. Analysis of the competitive load in u16 handballers as a function of the final result. *E-Balónmano Com Rev Cienc Deporte*. 2018; 14:99–108.
85. O'Grady CJ, Dalbo VJ, Teramoto M, Fox JL, Scanlan AT. External Workload Can Be Anticipated During 5 vs. 5 Games-Based Drills in Basketball Players: An Exploratory Study. *Int J Environ Res Public Health*. 2020; 17:2103.
86. Portes R, Jiménez SL, Navarro RM, Scanlan AT, Gómez M-Á. Comparing the External Loads Encountered during Competition between Elite, Junior Male and Female Basketball Players. *Int J Environ Res Public Health*. 2020; 17:1456.
87. van Gogh MJ, Wallace LK, Coutts AJ. Positional Demands and Physical Activity Profiles of Netball: J Strength Cond Res. 2020; 34:1422–1430. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002388> PMID: 32329990
88. Vázquez-Guerrero J, Fernández-Valdés B, Gonçalves B, Sampaio JE. Changes in Locomotor Ratio During Basketball Game Quarters From Elite Under-18 Teams. *Front Psychol*. 2019; 10:2163. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.02163> PMID: 31616351
89. Graham SR, Cormack S, Parfitt G, Eston R. Relationships Between Model Predicted and Actual Match Performance in Professional Australian Footballers During an In-Season Training Macrocycle. *Int J Sports Physiol Perform*. 2018; 13:339–346. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2017-0026> PMID: 28714739
90. Boyd LJ, Ball K, Aughey RJ. Quantifying external load in Australian football matches and training using accelerometers. *Int J Sports Physiol Perform*. 2013; 8:44–51. <https://doi.org/10.1123/ijspp.8.1.44> PMID: 22869637
91. Gabbett T, Jenkins D, Abernethy B. Physical collisions and injury during professional rugby league skills training. *J Sci Med Sport*. 2010; 13:578–583. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2010.03.007> PMID: 20483661
92. Gabbett T. Quantifying the Physical Demands of Collision Sports: Does Microsensor Technology Measure What It Claims to Measure? *J Strength Cond Res*. 2013; 27:2319–2322. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318277fd21> PMID: 23090320
93. Ritchie D, Hopkins WG, Buchheit M, Cordy J, Bartlett JD. Quantification of Training and Competition Load across a Season in an Elite Australian Football Club. *Int J Sports Physiol Perform*. 2016; 11:474–479. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2015-0294> PMID: 26355304
94. Johnston RD, Murray NB, Austin DJ, Duthie G. Peak Movement and Technical Demands of Professional Australian Football Competition. *J Strength Cond Res*. 2019;Epub:Ahead of Print.
95. Wellman AD, Coad SC, Flynn PJ, Siam TK, McLellan CP. Comparison of Preseason and In-Season Practice and Game Loads in National Collegiate Athletic Association Division I Football Players. *J Strength Cond Res*. 2019; 33:1020–1027.

96. Cummins C, McLean B, Halaki M, Orr R. Positional Differences in External On-Field Load During Specific Drill Classifications Over a Professional Rugby League Preseason. *Int J Sports Physiol Perform*. 2017; 12:764–776. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0789> PMID: 27834500
97. Johnston RD, Murray NB, Austin DJ. The influence of pre-season training loads on in-season match activities in professional Australian football players. *Sci Med Footb*. 2019; 3:143–149.
98. Gibson NE, Boyd AJ, Murray AM. Countermovement jump is not affected during final competition preparation periods in elite rugby sevens players. *J Strength Cond Res*. 2016; 30:777–783. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001156> PMID: 26332780
99. Wellman AD, Coad SC, Goulet GC, Coffey VG, McLellan CP. Quantification of Accelerometer Derived Impacts Associated With Competitive Games in NCAA Division I College Football Players. *J Strength Cond Res*. 2017; 31:330–338. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001506> PMID: 27227790
100. Gabbett T. Relationship Between Accelerometer Load, Collisions, and Repeated High-Intensity Effort Activity in Rugby League Players. *J Strength Cond Res*. 2015; 29:3424–3431. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001017> PMID: 26196661
101. Gabbett TJ, Seibold AJ. Relationship between tests of physical qualities, team selection, and physical match performance in semiprofessional rugby league players. *J Strength Cond Res*. 2013; 27:3259–3265. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31828d6219> PMID: 23442268
102. McLellan CP, Lovell DI. Neuromuscular responses to impact and collision during elite rugby league match play. *J Strength Cond Res*. 2012; 26:1431–1440. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318231a627> PMID: 22516913
103. Suárez-Arrones LJ, Portillo LJ, González-Ravé JM, Muñoz VE, Sanchez F. Match running performance in Spanish elite male rugby union using global positioning system. *Isokinet Exerc Sci*. 2012; 20:77–83.
104. Read DB, Jones B, Phibbs PJ, Roe GAB, Darrall-Jones JD, Weakley JJS, et al. Physical Demands of Representative Match-Play in Adolescent Rugby Union. *J Strength Cond Res*. 2017; 31:1290–1296. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001600> PMID: 27548792
105. Mooney M, Cormack S, O'Brien B, Coutts AJ. Do physical capacity and interchange rest periods influence match exercise-intensity profile in Australian football? *Int J Sports Physiol Perform*. 2013; 8:165–172. <https://doi.org/10.1123/ijsp.8.2.165> PMID: 23428488
106. Cormack SJ, Mooney MG, Morgan W, McGuigan MR. Influence of neuromuscular fatigue on accelerometer load in elite Australian football players. *Int J Sports Physiol Perform*. 2013; 8:373–378. <https://doi.org/10.1123/ijsp.8.4.373> PMID: 23170747
107. Gallo T, Cormack S, Gabbett T, Williams M, Lorenzen C. Characteristics impacting on session rating of perceived exertion training load in Australian footballers. *J Sports Sci*. 2015; 33:467–475. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.947311> PMID: 25113820
108. Roe G, Halkier M, Beggs C, Till K, Jones B. The Use of Accelerometers to Quantify Collisions and Running Demands of Rugby Union Match-Play. *Int J Perform Anal Sport*. 2016; 16:590–601.
109. Cunniffe B, Proctor W, Baker JS, Davies B. An evaluation of the physiological demands of elite rugby union using global positioning system tracking software. *J Strength Cond Res*. 2009; 23:1195–1203. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181a3928b> PMID: 19528840
110. Johnston RD, Gabbett TJ, Jenkins DG, Hulin BT. Influence of physical qualities on post-match fatigue in rugby league players. *J Sci Med Sport*. 2015; 18:209–213. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.01.009> PMID: 24594214
111. Rowell AE, Aughey RJ, Clubb J, Cormack SJ. A Standardized Small Sided Game Can Be Used to Monitor Neuromuscular Fatigue in Professional A-League Football Players. *Front Physiol*. 2018; 9:1011. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01011> PMID: 30131704
112. Phibbs PJ, Jones B, Read DB, Roe GAB, Darrall-Jones J, Weakley JJS, et al. The appropriateness of training exposures for match-play preparation in adolescent schoolboy and academy rugby union players. *J Sports Sci*. 2018; 36:704–709. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1332421> PMID: 28562186
113. Bayliff GE, Jacobson BH, Moghaddam M, Estrada C. Global Positioning System Monitoring of Selected Physical Demands of NCAA Division I Football Players During Games. *J Strength Cond Res*. 2019; 33:1185–1191. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003137> PMID: 30908375
114. Carey DL, Ong K, Whiteley R, Crossley KM, Crow J, Morris ME. Predictive Modelling of Training Loads and Injury in Australian Football. *Int J Comput Sci Sport*. 2018; 17:49–66.
115. Coad S, Gray B, McLellan C. Seasonal Analysis of Mucosal Immunological Function and Physical Demands in Professional Australian Rules Footballers. *Int J Sports Physiol Perform*. 2016; 11:574–580. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0242> PMID: 26389779

116. Coad S, Gray B, Wehbe G, McLellan C. Physical Demands and Salivary Immunoglobulin a Responses of Elite Australian Rules Football Athletes to Match Play. *Int J Sports Physiol Perform.* 2015; 10:613–617. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2014-0493> PMID: 25561572
117. Cummins C, Welch M, Inkster B, Cupples B, Weaving D, Jones B, et al. Modelling the relationships between volume, intensity and injury-risk in professional rugby league players. *J Sci Med Sport.* 2019; 22:653–660. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.11.028> PMID: 30651223
118. Davies MJ, Young W, Farrow D, Bahnert A. Comparison of agility demands of small-sided games in elite Australian football. *Int J Sports Physiol Perform.* 2013; 8:139–147. <https://doi.org/10.1123/ijspp.8.2.139> PMID: 22869639
119. Esmaeili A, Hopkins WG, Stewart AM, Elias GP, Lazarus BH, Aughey RJ. The Individual and Combined Effects of Multiple Factors on the Risk of Soft Tissue Non-contact Injuries in Elite Team Sport Athletes. *Front Physiol.* 2018; 9:1280. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01280> PMID: 30333756
120. Fleay B, Joyce C, Banyard H, Woods CT. Manipulating Field Dimensions During Small-sided Games Impacts the Technical and Physical Profiles of Australian Footballers: *J Strength Cond Res.* 2018; 32:2039–2044. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002423> PMID: 29337834
121. Gallo TF, Cormack SJ, Gabbett TJ, Lorenzen CH. Pre-training perceived wellness impacts training output in Australian football players. *J Sports Sci.* 2016; 34:1445–1451. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1119295> PMID: 26637525
122. Gastin PB, McLean O, Spittle M, Breed RVP. Quantification of tackling demands in professional Australian football using integrated wearable athlete tracking technology. *J Sci Med Sport.* 2013; 16:589–593. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.01.007> PMID: 23433634
123. Garrett J, Graham SR, Eston RG, Burgess DJ, Garrett LJ, Jakeman J, et al. A Novel Method of Assessment for Monitoring Neuromuscular Fatigue Within Australian Rules Football Players. *Int J Sports Physiol Perform.* 2019; 14:598–605. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2018-0253> PMID: 30427226
124. Goodale TL, Gabbett TJ, Tsai M-C, Stellingwerff T, Sheppard J. The Effect of Contextual Factors on Physiological and Activity Profiles in International Women's Rugby Sevens. *Int J Sports Physiol Perform.* 2017; 12:370–376. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2015-0711> PMID: 27347729
125. Govus AD, Coutts A, Duffield R, Murray A, Fullagar H. Relationship Between Pretraining Subjective Wellness Measures, Player Load, and Rating-of-Perceived-Exertion Training Load in American College Football. *Int J Sports Physiol Perform.* 2018; 13:95–101. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2016-0714> PMID: 28488913
126. Highton J, Mullen T, Norris J, Oxendale C, Twist C. The Unsuitability of Energy Expenditure Derived From Microtechnology for Assessing Internal Load in Collision-Based Activities. *Int J Sports Physiol Perform.* 2017; 12:264–267. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2016-0069> PMID: 27193085
127. Hogarth LW, Burkett BJ, McKean MR. Influence of Yo-Yo IR2 Scores on Internal and External Workloads and Fatigue Responses of Tag Football Players during Tournament Competition. Fisher G, editor. *PLOS ONE.* 2015; 10:e0140547. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0140547> PMID: 26465599
128. Johnston RD, Devlin P, Wade JA, Duthie GM. There Is Little Difference in the Peak Movement Demands of Professional and Semi-Professional Rugby League Competition. *Front Physiol.* 2019; 10:1285. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01285> PMID: 31681000
129. Jones M, West D, Crewther B, Cook C, Kilduff L. Quantifying positional and temporal movement patterns in professional rugby union using global positioning system. *Eur J Sport Sci.* 2015; 15:488–496. <https://doi.org/10.1080/17461391.2015.1010106> PMID: 25675258
130. Kempton T, Sullivan C, Bilsborough JC, Cordy J, Coutts AJ. Match-to-match variation in physical activity and technical skill measures in professional Australian Football. *J Sci Med Sport.* 2015; 18:109–113. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.12.006> PMID: 24444753
131. Li RT, Salata MJ, Rambhia S, Sheehan J, Voos JE. Does Overexertion Correlate With Increased Injury? The Relationship Between Player Workload and Soft Tissue Injury in Professional American Football Players Using Wearable Technology. *Sports Health Multidiscip Approach.* 2020; 12:66–73.
132. McLaren SJ, Weston M, Smith A, Cramb R, Portas MD. Variability of physical performance and player match loads in professional rugby union. *J Sci Med Sport.* 2016; 19:493–497. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2015.05.010> PMID: 26118848
133. Murray A, Buttfield A, Simpkin A, Sproule J, Turner AP. Variability of within-step acceleration and daily wellness monitoring in Collegiate American Football. *J Sci Med Sport.* 2019; 22:488–493. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2018.10.013> PMID: 30442548
134. Owen SM, Venter RE, du Toit S, Kraak WJ. Acceleratory match-play demands of a Super Rugby team over a competitive season. *J Sports Sci.* 2015; 33:2061–2069. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1028086> PMID: 25846204

135. Phibbs PJ, Jones B, Roe GA, Read DB, Darrall-Jones J, Weakley JJ, et al. We know they train, but what do they do? Implications for coaches working with adolescent rugby union players. *Int J Sports Sci Coach*. 2017; 12:175–182.
136. Phibbs PJ, Jones B, Roe G, Read DB, Darrall-Jones J, Weakley J, et al. Organized Chaos in Late Specialization Team Sports: Weekly Training Loads of Elite Adolescent Rugby Union Players. *J Strength Cond Res*. 2018; 32:1316–1323. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001965> PMID: 29683915
137. Read DB, Jones B, Phibbs PJ, Roe GAB, Darrall-Jones J, Weakley JJS, et al. The physical characteristics of match-play in English schoolboy and academy rugby union. *J Sports Sci*. 2018; 36:645–650. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1329546> PMID: 28514202
138. Roe G, Darrall-Jones J, Till K, Phibbs P, Read D, Weakley J, et al. The effect of physical contact on changes in fatigue markers following rugby union field-based training. *Eur J Sport Sci*. 2017; 17:647–655. <https://doi.org/10.1080/17461391.2017.1287960> PMID: 28276911
139. Rowell AE, Aughey RJ, Hopkins WG, Stewart AM, Cormack SJ. Identification of Sensitive Measures of Recovery After External Load From Football Match Play. *Int J Sports Physiol Perform*. 2017; 12:969–976. <https://doi.org/10.1123/ijssp.2016-0522> PMID: 27967334
140. Sullivan C, Bilsborough JC, Cianciosi M, Hocking J, Cordy J, Coutts AJ. Match score affects activity profile and skill performance in professional Australian Football players. *J Sci Med Sport*. 2014; 17:326–331. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.05.001> PMID: 23770325
141. Tee JC, Coopoo Y, Lambert M. Pacing characteristics of whole and part-game players in professional rugby union. *Eur J Sport Sci*. 2019; Epub: ahead of print.
142. Twist C, Highton J, Daniels M, Mill N, Close G. Player Responses to Match and Training Demands During an Intensified Fixture Schedule in Professional Rugby League: A Case Study. *Int J Sports Physiol Perform*. 2017; 12:1093–1099. <https://doi.org/10.1123/ijssp.2016-0390> PMID: 28095070
143. Ward PA, Ramsden S, Coutts AJ, Hulton AT, Drust B. Positional Differences in Running and Nonrunning Activities During Elite American Football Training. *J Strength Cond Res*. 2018; 32:2072–2084. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002294> PMID: 29176385
144. Weaving D, Marshall P, Earle K, Nevill A, Abt G. Combining Internal- and External-Training-Load Measures in Professional Rugby League. *Int J Sports Physiol Perform*. 2014; 9:905–912. <https://doi.org/10.1123/ijssp.2013-0444> PMID: 24589469
145. Weaving D, Jones B, Marshall P, Till K, Abt G. Multiple Measures are Needed to Quantify Training Loads in Professional Rugby League. *Int J Sports Med*. 2017; 38:735–740. <https://doi.org/10.1055/s-0043-114007> PMID: 28783849
146. Weaving D, Dalton NE, Black C, Darrall-Jones J, Phibbs PJ, Gray M, et al. The Same Story or a Unique Novel? Within-Participant Principal-Component Analysis of Measures of Training Load in Professional Rugby Union Skills Training. *Int J Sports Physiol Perform*. 2018; 13:1175–1181. <https://doi.org/10.1123/ijssp.2017-0565> PMID: 29584514
147. Yamamoto H, Takemura M, Iguchi J, Tachibana M, Tsujita J, Hojo T. In-match physical demands on elite Japanese rugby union players using a global positioning system. *BMJ Open Sport Exerc Med*. 2020; 6:e000659. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2019-000659> PMID: 32095289
148. Martin-Garcia AS, Diaz AGM, Bradley PS, Morera F, Casamichana D. Quantification of a professional football team's external load using a microcycle structure. *J Strength Cond Res*. 2018; 32:3511–3518. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002816> PMID: 30199452
149. Rojas-Valverde D, Gómez-Carmona CD, Gutiérrez-Vargas R, Pino-Ortega J. From big data mining to technical sport reports: the case of inertial measurement units. *BMJ Open Sport Exerc Med*. 2019; 5:e000565. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2019-000565> PMID: 31673403
150. Bastida Castillo A, Gómez Carmona CD, De la Cruz Sánchez E, Pino Ortega J. Accuracy, intra- and inter-unit reliability, and comparison between GPS and UWB-based position-tracking systems used for time-motion analyses in soccer. *Eur J Sport Sci*. 2018; 18:450–457. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1427796> PMID: 29385963
151. Frencken WGP, Lemmink KAPM, Delleman NJ. Soccer-specific accuracy and validity of the local position measurement (LPM) system. *J Sci Med Sport*. 2010; 13:641–645. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2010.04.003> PMID: 20594910
152. Leser R, Schleidhuber A, Lyons K, Baca A. Accuracy of an UWB-based position tracking system used for time-motion analyses in game sports. *Eur J Sport Sci*. 2014; 14:635–642. <https://doi.org/10.1080/17461391.2014.884167> PMID: 24512176
153. Stevens TGA, de Ruiter CJ, van Niel C, van de Rhee R, Beek PJ, Savelsbergh GJP. Measuring Acceleration and Deceleration in Soccer-Specific Movements Using a Local Position Measurement (LPM) System. *Int J Sports Physiol Perform*. 2014; 9:446–456. <https://doi.org/10.1123/ijssp.2013-0340> PMID: 24509777

154. Nedergaard NJ, Robinson MA, Eusterwiemann E, Drust B, Lisboa PJ, Vanrenterghem J. The Relationship Between Whole-Body External Loading and Body-Worn Accelerometry During Team-Sport Movements. *Int J Sports Physiol Perform*. 2017; 12:18–26. <https://doi.org/10.1123/ijssp.2015-0712> PMID: 27002795
155. Whiteside D, Cant O, Connolly M, Reid M. Monitoring Hitting Load in Tennis Using Inertial Sensors and Machine Learning. *Int J Sports Physiol Perform*. 2017; 12:1212–1217. <https://doi.org/10.1123/ijssp.2016-0683> PMID: 28182523
156. Beanland E, Main LC, Aisbett B, Gastin P, Netto K. Validation of GPS and accelerometer technology in swimming. *J Sci Med Sport*. 2014; 17:234–238. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.04.007> PMID: 23707140
157. Janssen I, Sachlikidis A. Validity and reliability of intra-stroke kayak velocity and acceleration using a GPS-based accelerometer. *Sports Biomech*. 2010; 9:47–56. <https://doi.org/10.1080/14763141003690229> PMID: 20446639
158. Macdermid PW, Fink PW, Miller MC, Stannard S. The impact of uphill cycling and bicycle suspension on downhill performance during cross-country mountain biking. *J Sports Sci*. 2017; 35:1355–1363. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1215493> PMID: 27484102
159. Macdermid PW, Fink PW, Stannard SR. Transference of 3D accelerations during cross country mountain biking. *J Biomech*. 2014; 47:1829–1837. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.03.024> PMID: 24735505
160. Sinclair J, Fau-Goodwin J, Richards J, Shore H. The influence of minimalist and maximalist footwear on the kinetics and kinematics of running. *Footwear Sci*. 2016; 8:33–39.
161. Bastida-Castillo A, Gómez-Carmona CD, de la Cruz Sánchez E, Pino-Ortega J. Comparing Accuracy between Global Positioning Systems and Ultra-Wideband-Based Position Tracking Systems Used for Tactical Analyses in Soccer. *Eur J Sport Sci*. 2019; 19:1157–1165. <https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1584246> PMID: 30922175
162. Bastida-Castillo A, Gómez-Carmona CD, De la Cruz Sánchez E, Reche-Royo X, Ibañez SJ, Pino-Ortega J. Accuracy and Inter-Unit Reliability of Ultra-Wide-Band Tracking System in Indoor Exercise. *Appl Sci*. 2019; 9:939.
163. Aughey RJ. Applications of GPS Technologies to Field Sports. *Int J Sports Physiol Perform*. 2011; 6:295–310. <https://doi.org/10.1123/ijssp.6.3.295> PMID: 21911856
164. Buchheit M, Simpson BM. Player Tracking Technology: Half-Full or Half-Empty Glass? *Int J Sports Physiol Perform*. 2016; 12:S235–S241. <https://doi.org/10.1123/ijssp.2016-0499> PMID: 27967285
165. Gómez-Carmona CD, Pino-Ortega J, Ibañez SJ. Design and validity of a field test battery for assessing multi-location external load profile in invasion team sports. *E-Balomania.com J Sport Sci*. 2020; 16:23–48.
166. Kirk C, Hurst HT, Atkins S. Measuring the Workload of Mixed Martial Arts using Accelerometry, Time Motion Analysis and Lactate. *Int J Perform Anal Sport*. 2015; 15:359–370.
167. Barrett S, Midgley AW, Towson C, Garrett A, Portas M, Lovell R. Within-Match PlayerLoad™ Patterns during a Simulated Soccer Match: Potential Implications for Unit Positioning and Fatigue Management. *Int J Sports Physiol Perform*. 2016; 11:135–140. <https://doi.org/10.1123/ijssp.2014-0582> PMID: 26114855
168. Buchheit M, Haddad HA, Simpson BM, Palazzi D, Bourdon PC, Salvo VD, et al. Monitoring Accelerations with GPS in Football: Time to Slow Down? *Int J Sports Physiol Perform*. 2014; 9:442–445. <https://doi.org/10.1123/ijssp.2013-0187> PMID: 23916989
169. Malone JJ, Lovell R, Varley MC, Coutts AJ. Unpacking the Black Box: Applications and Considerations for Using GPS Devices in Sport. *Int J Sports Physiol Perform*. 2017; 12:S2-18–S2-26.
170. Migueles JH, Cadenas-Sanchez C, Ekelund U, Delisle Nyström C, Mora-Gonzalez J, Löf M, et al. Accelerometer Data Collection and Processing Criteria to Assess Physical Activity and Other Outcomes: A Systematic Review and Practical Considerations. *Sports Med*. 2017; 47:1821–1845. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0716-0> PMID: 28303543
171. Currell K, Jeukendrup AE. Validity, reliability and sensitivity of measures of sporting performance. *Sports Med*. 2008; 38:297–316. <https://doi.org/10.2165/00007256-200838040-00003> PMID: 18348590
172. Kelly SJ, Murphy AJ, Watsford ML, Austin D, Rennie M. Reliability and Validity of Sports Accelerometers during Static and Dynamic Testing. *Int J Sports Physiol Perform*. 2015; 10:106–111. <https://doi.org/10.1123/ijssp.2013-0408> PMID: 24911138
173. Johnstone JA, Ford PA, Hughes G, Watson T, Mitchell ACS, Garrett AT. Field based reliability and validity of the Bioharness™ multivariable monitoring device. *J Sports Sci Med*. 11:643–652. PMID: 24150074


174. Reina M, Mancha-Triguero D, García-Santos D, García-Rubio J, Ibáñez SJ. Comparison of three methods of quantifying the training load in basketball. *RICYDE Rev Int Cienc Deporte*. 2019; 15:368–382.

10.2. Estudio II. Static and dynamic reliability of WIMU PRO™ accelerometers according to anatomical placement

Original Article


 Institution of
MECHANICAL
ENGINEERS


Static and dynamic reliability of WIMU PRO™ accelerometers according to anatomical placement

Proc IMechE Part P:
J Sports Engineering and Technology
2019, Vol. 233(2) 238–248
© IMechE 2018
Article reuse guidelines:
sagepub.com/journals-permissions
DOI: 10.1177/1754337118816922
journals.sagepub.com/home/pip


Carlos D Gómez-Carmona^{1,2} , Alejandro Bastida-Castillo²,
Javier García-Rubio^{1,3}, Sergio J Ibáñez¹ and José Pino-Ortega²

Abstract

Currently, the use of accelerometry to analyze training and competition is on the increase. Thus, accelerometers must be reliable when calculating different variables from raw data. The purpose of this investigation was to assess the reliability of triaxial accelerometers that contain inertial devices for measuring external loads in sports. Four and eight WIMU PRO™ inertial devices (RealTrack Systems, Almería, Spain) were assessed in laboratory and specific sport conditions, respectively. The laboratory test was performed in static (with and without stress) and dynamic (10 and 30 Hz vibrations) conditions. In addition, two tests were performed during continuous and intermittent activity: (1) an incremental progressive running test on the treadmill and (2) 5 min of a Soccer-Specific Aerobic Field Test (SAFT⁹⁰), where the devices were placed on ankle, knee, lower back and scapulae. Direct assessment of the accelerometers by calculating a vector magnitude, expressed as total acceleration (AcelT), was used for reliability using bias, $\pm 95\%$ limits of agreement and coefficient of variation. A *t*-test and Pearson's *r* were performed for test–retest reliability. In the laboratory assessments, an excellent within- and between-device static (with and without stress) and dynamic reliability were found (coefficient of variation = 0.23%–0.78%). A very high reliability was also observed in the incremental treadmill test (coefficient of variation = 2.20%) and SAFT⁹⁰ (coefficient of variation = 2.96%) with a nearly perfect correlation between devices ($r = 0.99$ – 1.00). Finally, in the between-sessions reliability analysis, excellent results ($p = 0.46$ – 0.98 ; $t = 0.01$ – 0.73) and a very strong correlation ($r = 0.86$ – 0.96) was found with *p* values greater than 0.05 indicating no differences between the tests. In conclusion, the accelerometers of the tested device have shown excellent results for within- and between-device reliability and in test–retest analysis. Thus, this device can calculate all variables that depend on accelerometry measurement such as PlayerLoad™ or impacts in different ranges, and in different anatomical locations.

Keywords

Reliability, accelerometers, team sports, inertial device, external load

Date received: 19 January 2018; accepted: 11 November 2018

Introduction

The total load during physical activity is composed of external and internal load.¹ The external load can be considered as the total locomotor and mechanical stress produced by an activity,² while the internal load is the physiological reaction and stress in the face of that stimulus.³ The load analysis during training and competition provides valuable information to coaches for athlete performance enhancement.⁴ Currently, the methods used to measure load demands include, among others, heart rate telemetry,⁵ video time-motion analysis⁶ and player tracking technology in outdoor (Global Positioning Systems (GPS))⁷ and indoor conditions (ultra-wave band (UWB); local position measurement (LPM)).^{8,9}

In team sports, notational analysis and time-motion analysis are the most widespread methods used to

¹Optimization of Training and Sports Performance Research Group (GOERD), Faculty of Sport Science, Universidad de Extremadura, Cáceres, Spain

²BioVetMed & SportSci Research Group, Faculty of Sport Science, Universidad de Murcia, Murcia, Spain

³Department of Physical Education Pedagogy, Universidad Autónoma de Chile, Santiago, Chile

Corresponding author:

Carlos D Gómez-Carmona, Optimization of Training and Sports Performance Research Group (GOERD), Faculty of Sport Science, Universidad de Extremadura, Avenida de la Universidad s/n., Cáceres 10071, Spain.

Email: cgomezcu@alumnos.unex.es

measure load demands.⁶ The first method refers to the process of recording all events during a match, while the second method refers to the type and intensity of the player's movement. These common methods have different limitations: (1) the validity of heart rate information is questionable when high-intensity intermittent activities are performed,¹⁰ (2) the GPS system presents limited precision in measuring high-intensity skills such as accelerations and decelerations,^{11–13} (3) video time-motion analysis is very expensive for most coaches and sport researchers, and, most importantly, (4) all the methods mentioned above do not report the neuromuscular load, which athletes experience in competition and sport-specific movements, thus underestimating training and competition demands.¹⁴ A recent review indicated the importance of monitoring internal and external load to understand the total load experienced by an athlete.³

Developments in applied sport technology have provided new methods to measure this type of variable by inertial movement units (IMUs), which include triaxial high-resolution accelerometers (1000 Hz).¹⁵ Triaxial accelerometers are highly responsive motion sensors used to measure the frequency and magnitude of movement in three axes (x , y and z),¹⁶ while offering a solution to the limitations of heart rate and time-motion analysis systems.¹⁷ A review carried out by Chambers et al.¹⁸ reported the importance of monitoring external load by the three-dimensional (3D) acceleration of human movement to quantify neuromuscular load and detect specific skills in sports like soccer, basketball or rugby. Given that internal and external load quantification is important to enhance performance, the IMUs have been developed to record information about internal and external load demands during training and competitive matches by incorporating different sensors, such as GPS, UWB, accelerometer, gyroscope, heart rate and muscle oxygen saturation.¹⁹

In regard to the anatomical location of the placement of the inertial device for external load measurement, no consensus has been determined from sports research publications. The center of mass (COM) has been accepted as a valid location to detect global whole-body movements,^{20–22} but the body's COM position is highly variable during movement and therefore virtually impossible to measure. In team sports, scapulae placement has been suggested for better GPS signal reception.^{4,15,23} However, a recent study by Nedergaard et al.²⁴ stated that a body-worn accelerometer only measures the acceleration of the segment that it is attached to. For this reason, the accelerometers should be placed in relation to the objective of the measurements, similar to other studies that analyzed different anatomic locations, such as the wrist,²⁵ head²⁶ and tibia,^{20,24,27} or sports equipment such as kayak cockpit²⁸ or bike^{29,30} to direct acceleration measurements.

Currently, a full evaluation of accelerometer reliability in laboratory and field conditions is required to determine if a change in performance is evident and

significant. Different studies have analyzed the reliability and validity of the accelerometers that compose the inertial devices, obtaining excellent reliability results in raw data (peak acceleration)^{31–33} and processed data (PlayerLoad™),^{17,20,34} during laboratory and field test conditions. For this reason, the present inertial device (WIMU PRO) has previously been assessed for different applications: measuring velocity in endurance exercises,³⁵ position-tracking and time-motion analysis in indoor³⁶ and outdoor³⁷ conditions, heart rate telemetry,³⁸ range of movement evaluation^{39,40} and vertical jump assessment.⁴¹

To the best of the authors' knowledge, only a few non-sport-related studies have analyzed the behavior of accelerometers in different body locations.^{42–44} Moreover, the WIMU PRO accelerometers have not been tested previously. Therefore, the aim of this investigation was to evaluate the reliability of triaxial accelerometers containing inertial devices to measure external loads for sport-related activity in the laboratory and under conditions of intermittent and continuous efforts when placed in different anatomical locations.

Methods

WIMU PRO inertial device

The WIMU PRO contains four 3D accelerometers, as well as other sensors (three 3D gyroscopes with 8000°/s full-scale output range, a 3D magnetometer, a 10-Hz GPS, a 20-Hz UWB, etc.), that detect and measure movement using a micro-electromechanical system with an adjustable sample frequency from 10 to 1000 Hz. The full-scale output ranges of the four 3D accelerometers are $\pm 16g$, $\pm 16g$, $\pm 32g$ and $\pm 400g$. To obtain a clean signal, the accelerometer company introduced an optimum filter process related to the different sample frequencies. Furthermore, each device has its own GHz microprocessor, 8 GB flash memories and a high-speed USB interface, to record, store and upload data. The device, powered by an internal battery with 4 h of life, weighs 70 g with dimensions of 81 mm \times 45 mm \times 16 mm.

Total acceleration (AcelT). The main variable used was the acceleration magnitude or resultant vector of acceleration which is called total acceleration (AcelT).⁴⁵ AcelT is identified as the total acceleration recorded in all three accelerometer orthogonal axes (x , y and z), measuring the combination of gravity and changes in horizontal and vertical motions of a body segment or object to which the accelerometer is attached.^{46,47} The AcelT formula is shown in Figure 1.

Reliability was established in two ways. The first utilized the mechanical equipment in a laboratory to assess technical reliability. The second method included the participation of football players to determine the technical reliability in an incremental running test on a

$$\text{Total Acceleration (AcelT)} = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$$

Figure 1. Formula to calculate the total acceleration (AcelT) registered by the WIMU PRO accelerometers in their three axes of movement.

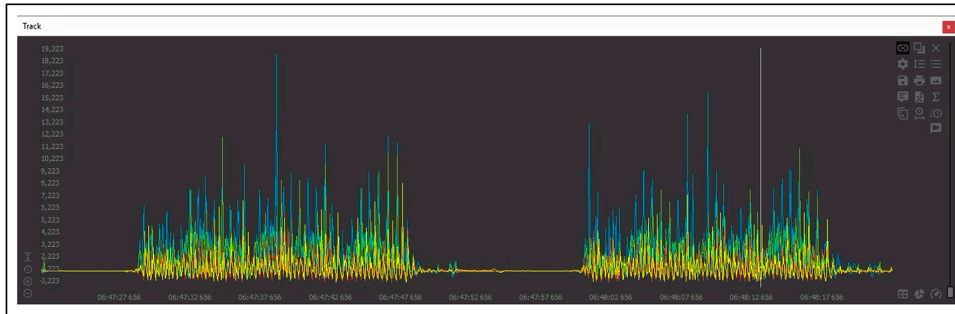


Figure 2. Visualization of AcelT data signal during the SAFT⁹⁰ test through the S PRO software.

treadmill and a SAFT⁹⁰ test in sport-specific conditions using four anatomical locations: ankle, knee, lower back and scapulae. Each trial was downloaded and analyzed using the manufacturer's software called S PROTM to obtain the AcelT value (Figure 2). The AcelT variable obtained from the inertial devices was synchronized at the start and end times prior to its subsequent analysis by the S PRO software with an accuracy of 0.001 s.

Laboratory assessment and methodology

Static reliability. Four WIMU PRO accelerometers were positioned statically with the z -axis aligned to the vertical using a custom-designed cradle on a leveled surface. Given that the units were static, the accelerometers should only have been detecting acceleration due to gravity (constant value). Each device was subjected to two different static tests: (1) four 30-s trials with a 2-min rest period without stress and (2) four 30-s trials with a stress interval period through a 30-s quadriceps extension where the device was attached to the lever arm of a specific machine. This last test was to determine if high-intensity activity affected the stability of the device and if a recalibration process was required regularly. In the second static protocol, the devices were placed in a flat zone after the stress interval period. Thanks to this procedure, the devices could be compared under the same conditions as in the first static protocol, avoiding the interference (noise) produced by the quadriceps extension machine.

Dynamic reliability. An Instron hydraulic shaker was used to perform a standardized and repeatable movement test for the inertial device accelerometers. The Instron 8501 (Model 8501, Instron Corp., Norwood,

MA, USA) is a servo-hydraulic universal testing machine with an arm that oscillates in a single plane of movement (vertical). The machine has a stroke of 50 cm with an adjustable frequency to simulate various acceleration ranges. This hydraulic testing machine is capable of producing highly repeatable dynamic movements,¹⁷ and previous research has utilized mechanical equipment to assess reliability within and between devices.^{16,48}

Four WIMU PRO accelerometers were rigidly attached to the Instron 8501 shaker using a hot melt adhesive. A metal plate was attached to the hydraulic arm so that all of the inertial devices could be attached simultaneously. The devices were identically aligned, lying flat on the metal plate (y -axis-anterior-posterior). The frequency was set at 10 Hz for protocol 1 and 30 Hz for protocol 2. Each unit was subjected to 10 trials of 10 s for each protocol. Between each trial, the shaker was stopped and restarted.

Continuous and intermittent effort assessment

Participants. Ten male, u-18, national-level soccer players currently playing in the Youth Honor Division organized by the Royal Spanish Football Federation (RFEF) participated voluntarily in this research (age: 17.2 ± 1.3 years; height: 178.4 ± 4.3 cm; body mass: 70.3 ± 3.2 kg, as mean \pm standard deviation (SD)). The study, which was conducted according to the Declaration of Helsinki, was approved by the Bioethics Commission of the University of Extremadura (register number: 67/2017). Participants were informed of the risks and discomforts associated with maximal testing and provided written informed consent.

Methodology. Accelerometer data were collected during two different tests, performed twice, 7 days apart:

1. *Treadmill incremental progressive running test protocol.* The treadmill starting speed was set to 8 km/h, increasing by 0.1 km/h every 12 s (equivalent to 1 km/h increments every 2 min). The test ended when the athlete reached 16 km/h. This protocol was performed on a H/P Cosmos Pulsar 3P[®] treadmill (H/P/COSMOS Sports & Medical, Nussdorf-Traunstein, Germany).
2. *SAFT⁹⁰ test.* The test was performed for 5 min on a course laid out on an artificial soccer pitch. This protocol was designed to simulate the physical demands of a soccer match.⁴⁹ The subject performed either backward running or sidestepping around the first field pole, followed by forward running through the course, navigating the middle three field poles.

To monitor both tests, eight accelerometers were attached to the participants in four anatomical sites (two devices per anatomical location): (1) scapulae (C6 vertebra), (2) lower back (L3 vertebra), (3) knee (5 cm above kneecap crack) and (4) ankle (5 cm above lateral malleolus). In the knee and ankle, the inertial devices were located on the outside of the right leg in all participants. Scapulae accelerometers were inserted into a custom vest located on the posterior side of the upper torso, fitted tightly to the body as is typical in games. Ankle, knee and lower back accelerometers were placed using a specific elastic adhesive band. The device pairs in the same anatomical location were placed in parallel with a 2-cm gap between devices. The device attachment on one of the participants is shown in Figure 3. The AceIT values of the devices located in the same anatomical position were compared to determine the difference in the between-device accelerometric signal.

Statistical analysis. The AceIT data from the different trials are presented as mean \pm SD. The Kolmogorov–Smirnov test was used to analyze the normality of the variables, showing that they were parametric. Within-device reliability was calculated as the mean difference between laboratory trials for each device. Between-device reliability was calculated as the mean difference between the devices across all laboratory trials. Reliability during the laboratory assessment was expressed as a mean of differences between measures (Bias) and SD with upper and lower 95% limits of agreement (LOA). The magnitude of difference was expressed as a coefficient of variation (CV%).⁵⁰ Similarly, for the sport-specific assessment, the same statistical test to analyze reliability and magnitude of differences was performed, adding linear regression (r^2) to express the relationship between devices during the sport-specific assessment and Bland–Altman plots to indicate the agreement between both instruments, not only the relationship.⁵¹ Finally, a *t*-test and Pearson's *r* were performed for test–retest reliability. The magnitude of the correlation coefficients was deemed as trivial ($r^2 < 0.1$), small ($0.1 < r^2 < 0.3$), moderate ($0.3 < r^2 < 0.5$), high ($0.5 < r^2 < 0.7$), very high ($0.7 < r^2 < 0.9$), nearly perfect ($r^2 > 0.9$) and perfect ($r^2 = 1$).⁵² Analyses and plots were completed and designed using GraphPad Prism (release 7; GraphPad Software, La Jolla, CA, USA). Statistical differences were established as $p < 0.05$.

Results

Table 1 shows the within- and between-units reliability results.

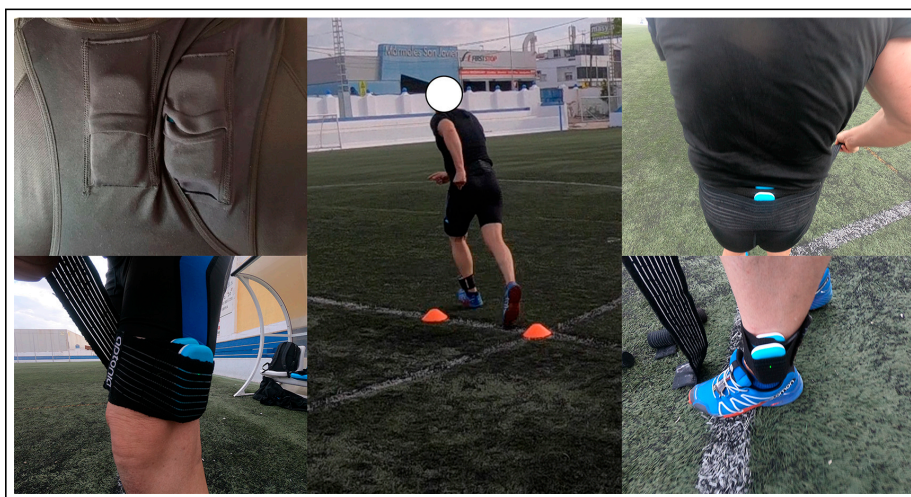


Figure 3. Device attachment on one of the participants in the present research.

Table 1. Between- and within-device reliability results in the AceIT variable (g-force).

Type assessment	Unit 1 (g)						Unit 2 (g)						Bias ± SD (g)	95% LOA (g) (L to U)	CV (%)
	Mean ± SD			Min. Max. Median			Mean ± SD			Min. Max. Median					
	Mean	SD	CV	Min.	Max.	Median	Mean	SD	CV	Min.	Max.	Median			
Between-device	Static	Without stress	0.99 ± 0.00	0.99	1.00	0.99	0.99 ± 0.00	0.99	1.01	0.99	0.99	0.99	-0.00 ± 0.00	-0.00 to 0.00	0.38
		Stress	0.99 ± 0.01	0.99	1.01	0.99	0.99 ± 0.01	0.99	1.02	0.99	0.99	0.99	-0.00 ± 0.00	-0.01 to 0.01	0.78
	Dynamic	10 Hz	1.03 ± 0.01	1.02	1.05	1.03	1.04 ± 0.01	1.03	1.05	1.04	1.05	1.04	0.01 ± 0.12	-0.25 to 0.24	0.59
		30 Hz	2.01 ± 0.01	1.99	2.02	2.01	2.03 ± 0.01	2.01	2.05	2.03	2.03	2.03	0.02 ± 0.17	-0.35 to 0.31	0.66
	Incremental test	Ankle	2.31 ± 0.75	1.32	4.10	2.11	2.31 ± 0.69	1.34	4.22	2.10	2.10	2.10	-0.01 ± 0.08	-0.15 to 0.14	2.13
		Knee	2.17 ± 0.38	1.01	3.19	2.13	2.22 ± 0.41	1.09	3.26	2.18	2.18	2.18	-0.04 ± 0.06	-0.15 to 0.07	2.12
		Lower back	1.24 ± 0.41	0.48	1.99	1.24	1.24 ± 0.42	0.52	1.99	1.26	1.26	1.26	-0.02 ± 0.05	-0.11 to 0.08	2.52
		Scapulae	1.13 ± 0.35	0.50	1.79	1.14	1.13 ± 0.35	0.51	1.81	1.14	1.14	1.14	-0.00 ± 0.04	-0.08 to 0.08	2.05
	SAFT ⁹⁰	Ankle	3.12 ± 1.51	0.68	7.95	2.77	3.11 ± 1.53	0.73	8.09	2.78	2.78	2.78	0.01 ± 0.18	-0.34 to 0.37	3.05
		Knee	2.50 ± 1.21	0.55	6.43	2.21	2.49 ± 1.22	0.58	6.55	2.22	2.22	2.22	0.01 ± 0.16	-0.31 to 0.31	3.14
Lower back		1.56 ± 0.68	0.39	3.72	1.49	1.57 ± 0.68	0.44	3.77	1.49	1.49	1.49	-0.01 ± 0.10	-0.21 to 0.20	3.20	
Scapulae		1.34 ± 0.56	0.36	2.88	1.28	1.34 ± 0.56	0.37	2.89	1.28	1.28	1.28	0.00 ± 0.06	-0.12 to 0.12	2.46	
Within-device	Without stress	10 Hz	0.99 ± 0.00	0.99	1.00	0.99	0.99 ± 0.00	0.99	1.00	0.99	1.00	0.99	0.00 ± 0.00	-0.00 to 0.00	0.23
		30 Hz	0.99 ± 0.00	0.99	1.00	0.99	0.99 ± 0.00	0.99	1.00	0.99	1.00	0.99	-0.00 ± 0.00	-0.01 to 0.00	0.40
	Stress	10 Hz	1.02 ± 0.01	1.01	1.04	1.02	1.02 ± 0.02	1.00	1.04	1.02	1.02	1.02	0.01 ± 0.04	-0.08 to 0.07	0.55
		30 Hz	2.06 ± 0.00	2.05	2.06	2.06	2.06 ± 0.00	2.05	2.06	2.06	2.06	2.06	0.00 ± 0.24	-0.05 to 0.05	0.12

SD: standard deviation; min: minimum; max: maximum; Bias: mean of differences; LOA: limits of agreement; L: lower; U: upper; CV: coefficient of variation; SAFT: Soccer-Specific Aerobic Field Test.

Laboratory assessment

Static assessments for within- and between-device reliability without stress were CV = 0.23% and CV = 0.37% and with stress were CV = 0.40% and CV = 0.78%, respectively. The dynamic assessment of between-device reliability was CV = 0.73% for the 10 Hz trial and CV = 0.64% for the 30 Hz trial. Similarly, within-device dynamic assessments were CV = 0.55% for the 10 Hz trial and CV = 0.12% for the 30 Hz trial.

Continuous and intermittent effort assessment

An excellent between-device reliability of the accelerometers during the incremental track running test was obtained (CV = 2.20%) in all locations, with the best values in the scapulae location (CV = 2.05%). In between-device reliability of the accelerometers during the SAFT⁹⁰ test, very good results also were shown (CV = 2.96%) in all locations, with the best values in the scapulae location (CV = 2.46%). Relationships between data from devices on the same individual fell in the range of $r^2 = 0.99$ 1.00 (Figure 4). Bland Altman plots show an average systematic trend of $-0.02g$ in the incremental track test and $-0.01g$ in the SAFT⁹⁰ test between inertial devices (Figure 5). The trend is the average difference between the two measures.

A between-sessions reliability analysis of the AceIT variable in SAFT⁹⁰ and the incremental treadmill running tests was performed (Table 2). Paired participant's *t*-tests showed no differences between both trials with very good results ($p = 0.46$ 0.98; $t = 0.01$ 0.73). High-to-very-high correlations between both trials were found across all anatomical locations in both tests ($r = 0.86$ 0.96).

Discussion

The aim of this investigation was to assess the reliability of 3D accelerometers containing the WIMU PRO inertial devices. These accelerometers were used to measure external load in sports, during different tests in the laboratory, as well as continuous and intermittent activity in the field. Very good reliability in the laboratory conditions (CV < 1.00%) and nearly perfect correlations between inertial devices were found ($r^2 \geq 0.99$) in specific sport movement assessment. Besides, excellent results ($p = 0.46$ 0.98; $t = 0.01$ 0.73) and a very strong correlation ($r = 0.86$ 0.96) were found in the between-sessions reliability analysis.

Depending on the focus of the research, the accelerometer's location is critical for accurate data collection. For this reason, previous studies have analyzed different anatomical locations at the same time.⁴²⁻⁴⁴ Özdemir⁴³ placed the devices on head, chest, waist, right wrist, right thigh and right ankle to evaluate the fall risk in elderly people, finding the best results in the wrist. Boerema et al.⁴² used five accelerometers on

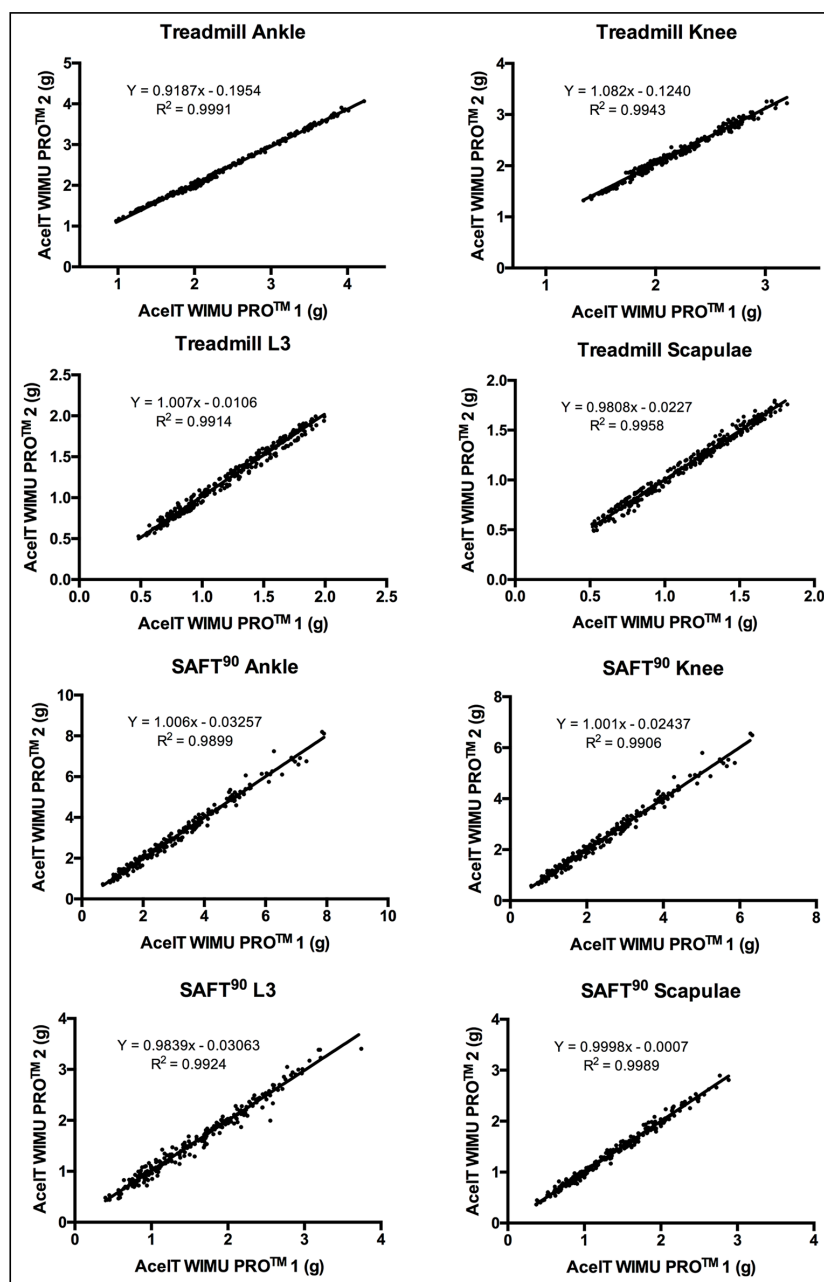


Figure 4. Linear regression plots between two inertial devices to quantify the AceIT variable in the incremental treadmill running test and SAFT⁹⁰ test.

different parts of the waist to measure physical activity, with the best values from the most lateral position of the participant's waist belt. Thompson et al.⁴⁴ evaluated the equine gait through three accelerometers placed on the head, right front leg and right hind leg, finding the best results in the front

leg. The device should be perfectly fixed to the anatomical location evaluated to achieve accurate values, either through elastic band or specific harness.⁵³ Therefore, it is important to evaluate the reliability and validity of devices in all conditions, both in laboratory and field test.

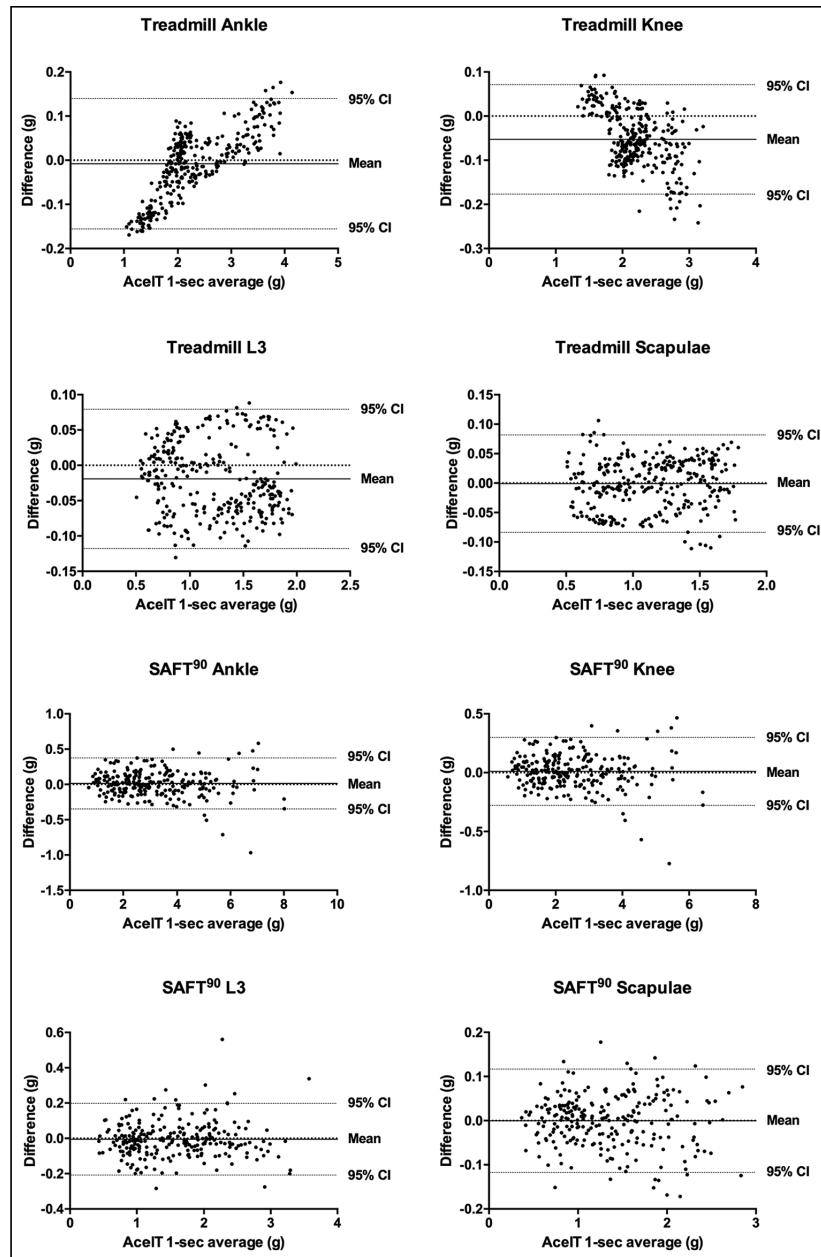


Figure 5. Bland–Altman plots to represent the degree of agreement between two inertial devices to quantify the AcelIT variable in the incremental treadmill running test and SAFT⁹⁰ test.

Laboratory assessment

In static reliability tests, the analyzed devices obtained excellent results with stress ($CV \leq 0.79\%$) and without stress conditions ($CV \leq 0.37\%$). Boyd et al.¹⁷ analyzed the static reliability of MinimaxX inertial devices and very good static reliability results were found ($CV = 1.01\%$ –

1.10%). These results are important because the accelerometer measurement is constant and does not produce drift. In team sports, some periods of time exist when the athlete does not move. Therefore, the device does not modify their measurement, indicating that it will not overestimate the recording of the player’s load demands.

Table 2. Between-sessions reliability results in the AcelT variable (g-force).

Test	Location	Trial 1		Trial 2		t		p		r	
		Unit 1 (g), mean ± SD	Unit 2 (g), mean ± SD	Unit 1 (g), mean ± SD	Unit 2 (g), mean ± SD	UI	U2	UI	U2	UI	U2
Incremental treadmill test	Ankle	2.31 ± 0.75	2.31 ± 0.69	2.37 ± 0.81	2.38 ± 0.75	0.08	0.07	0.93	0.94	0.96	0.95
	Knee	2.17 ± 0.38	2.22 ± 0.41	2.23 ± 0.43	2.28 ± 0.46	0.73	0.71	0.46	0.47	0.88	0.90
	Lower back	1.24 ± 0.41	1.24 ± 0.42	1.27 ± 0.44	1.29 ± 0.44	0.03	0.04	0.96	0.97	0.93	0.94
SAFT ⁹⁰	Scapulae	1.13 ± 0.35	1.13 ± 0.35	1.16 ± 0.38	1.17 ± 0.37	0.01	0.02	0.99	0.98	0.97	0.97
	Ankle	3.12 ± 1.51	3.11 ± 1.53	3.22 ± 1.63	3.21 ± 1.65	0.03	0.02	0.98	0.98	0.92	0.93
	Knee	2.50 ± 1.21	2.49 ± 1.22	2.58 ± 1.30	2.57 ± 1.32	0.68	0.67	0.50	0.50	0.86	0.86
	Lower back	1.56 ± 0.68	1.57 ± 0.68	1.57 ± 0.72	1.58 ± 0.71	0.10	0.11	0.92	0.92	0.94	0.94
	Scapulae	1.34 ± 0.56	1.33 ± 0.56	1.32 ± 0.58	1.34 ± 0.58	0.11	0.11	0.92	0.91	0.95	0.96

SD: standard deviation; t: value of t-test; p: p value; r: Pearson's r; SAFT: Soccer-Specific Aerobic Field Test.

During dynamic tests, excellent results in both within-device (CV = 0.12% 0.55%) and between-device (CV = 0.64% 0.72%) reliability were found. These results showed greater values than other accelerometers assessed previously in the literature, both in the within-device reliability analysis in relation to the RT3,¹⁶ DynaPort devices³⁹ and MinimaxX¹⁷ during trials on mechanical testing machines and in the between-device reliability analysis compared with the Tritrac-R3D, RT3, DynaPort and MinimaxX, where similar testing methods were used.^{16,17,48,54} Thus, the present inertial device has acceptable levels of reliability compared with equivalent devices already in regular use.

Continuous and intermittent effort assessment

In continuous and intermittent effort tests, the assessed devices obtained excellent reliability values, during both an incremental treadmill running test in controlled conditions and the SAFT⁹⁰ test on an artificial turf soccer pitch, in all anatomical locations of the inertial device ($r^2 \geq 0.989$). The best values in both tests were reported in the scapulae (Treadmill: CV = 2.05%; SAFT⁹⁰: CV = 2.46%). The data presented in the Bland Altman plots show that most of the AcelT data are close to the mean of the differences between instruments in both tests, indicating a high level of agreement.⁵¹ Different investigations have analyzed the reliability of accelerometers to quantify load in sports, obtaining worse values than the analyzed inertial device, except Boyd et al.,¹⁷ who obtained similar values of CV $\leq 2.00\%$ and $r^2 \geq 0.99$. To evaluate the reliability of devices to quantify activity level in the health area, Nichols et al.⁵⁴ analyzed the Tritrac accelerometer for walking and jogging, reporting very high correlations ($r = 0.73$ 0.87). It is assumed that the reliability analysis of a device measuring low-intensity impacts for external load control shows better values than measurement in high-impact sports, such as football or basketball. The present research found better values, showing the high quality of the sensors.

Moreover, a test retest reliability analysis was performed for an incremental running treadmill test and the SAFT⁹⁰. The results showed excellent values ($p = 0.46$ 0.98; $t = 0.01$ 0.73) and very-strong-to-nearly perfect correlations ($r = 0.86$ 0.96). In reliability analysis, in a similar protocol and intensity conditions, Barrett et al.²⁰ analyzed the test retest reliability of the MinimaxX S4 in treadmill running obtaining very good results (scapulae: $X_{diff} = 0.76$, $p = 0.94$; COM: $X_{diff} = 1.27$, $p = 0.92$) and moderate-to-high values of intraclass correlation coefficient (ICC: 0.80 0.97). Barreira et al.³⁴ investigated the reliability of Viper devices in the SAFT⁹⁰ test, finding no differences between units ($p > 0.05$; $t < 2.20$) and strong-to-very-strong correlations ($r = 0.80$ 0.92). Therefore, the WIMU PRO accelerometers presented excellent results in the test retest reliability analysis, and they are able

to quantify external load in team sports like other tracking or inertial devices assessed previously.

This research evaluated the AcelT variable because it is identified as the total acceleration combination recorded by all three accelerometer orthogonal axes (x , y and z) of a body segment or object to which the accelerometer is attached. Meanwhile, the RT3 investigation¹⁵ studied the three axes of raw acceleration separately. During movements, the specific technical actions that a player performs during training and competition are affected by the forces produced by gravity, changes in horizontal motion and forces related to rotation. Therefore, the analysis of acceleration in a single axis to quantify the external load in sports is not practical, because it ignores the forces produced in the other axes.

Finally, in relation to the assessment of the AcelT or other variables designed to quantify the external load in sports, PlayerLoad indicates the change of acceleration in the three axes of the accelerometer between one moment and the previous moment in arbitrary units.¹⁹ However, AcelT indicates only the acceleration, in g -force values, recorded by the 3D accelerometers that make up the inertial device with a sample frequency of 1000 Hz, all without the application of a calculation to modify the raw data from the signal. Therefore, if accelerometers recorded the AcelT variable in a reliable form, all variables calculated using accelerometers would be reliable, except for an error of the formula used for calculation.

Limitations

Some limitations of this study should be considered when interpreting the findings. First, the number of participants was small in specific sport tests ($n = 10$), so that could influence the interpretation of Bland Altman and the statistical power of the results. Second, only four IMU in laboratory tests and eight IMU in continuous and intermittent effort tests were assessed. Both the sensor components within the IMU, calibration of the sensors and the sampling rate could have an effect on the results. All processes were carried out following the manufacturer's recommendations. Finally, the AcelT variable was evaluated in a test that simulates the specific demands of soccer and running. For this reason, it is unclear whether these findings can be extrapolated to other activities. Therefore, future investigations must analyze this device in specific tests for different sport modalities to accurately determine the validity of the device in these conditions.

Conclusion and practical applications

The analyzed device is reliable to measure the total acceleration combination recorded by the three accelerometer orthogonal axes in controlled laboratory, and continuous and intermittent effort conditions. Thanks

to this research, different variables to external load quantification (PlayerLoad or impacts, among others) could be calculated by the 3D reliable accelerometers that make up this inertial device in different ranges and in different anatomical locations.

Declaration of conflicting interests

The last author of this article (J.P.-O.) is a Sport Science advisor in the company that develops the inertial device mentioned. To guarantee the objectivity of the results, J.P.-O. has not contributed to the data analysis and results section. J.P.-O. participated significantly in the other parts of the manuscript without having access to the data set or data analysis.

Funding

The author(s) disclosed receipt of the following financial support for the research, authorship, and/or publication of this article: This work was partially subsidized by the Help for Research Groups (GR15122) of the Government of Extremadura (Department of Economy and Infrastructure), with the contribution of the European Union through the European Regional Development Funds (FEDER). C.D.G.-C. was supported by a grant from the Spanish Ministry of Education, Culture and Sport (FPU17/00407).

ORCID iD

Carlos D Gómez-Carmona  <https://orcid.org/0000-0002-4084-8124>

References

1. Halson SL. Monitoring training load to understand fatigue in athletes. *Sports Med* 2014; 44: 139–147.
2. Boyd LJ. 2011 *A new way of using accelerometers in Australian rules football: assessing external loads*. Doctoral dissertation, Victoria University, Melbourne, VIC, Australia.
3. Akubat I, Barrett S and Abt G. Integrating the internal and external training loads in soccer. *Int J Sports Physiol Perform* 2014; 9: 457–462.
4. Bradley PS, Di Mascio M, Peart D, et al. High-intensity activity profiles of elite soccer players at different performance levels. *J Strength Cond Res* 2010; 24: 2343–2351.
5. Buchheit M. Monitoring training status with HR measures: do all roads lead to Rome? *Front Physiol* 2014; 5: 73.
6. Barris S and Button C. A review of vision-based motion analysis in sport. *Sports Med* 2008; 38: 1025–1043.
7. Aughey RJ. Applications of GPS technologies to field sports. *Int J Sports Physiol Perform* 2011; 6: 295–310.
8. Leser R, Schleindlhuber A, Lyons K, et al. Accuracy of an UWB-based position tracking system used for time-motion analyses in game sports. *Eur J Sport Sci* 2014; 14: 635–642.
9. Ogris G, Leser R, Horsak B, et al. Accuracy of the LPM tracking system considering dynamic position changes. *J Sports Sci* 2012; 30: 1503–1511.

10. Achten J and Jeukendrup AE. Heart rate monitoring. *Sports Med* 2003; 33: 517–538.
11. Buchheit M, Haddad HA, Simpson BM, et al. Monitoring accelerations with GPS in Football: time to slow down? *Int J Sports Physiol Perform* 2014; 9: 442–445.
12. Buchheit M and Simpson BM. Player tracking technology: half-full or half-empty glass? *Int J Sports Physiol Perform* 2016; 12(Suppl. 2): S235–S241.
13. Stevens TGA, de Ruiter CJ, van Niel C, et al. Measuring acceleration and deceleration in soccer-specific movements using a local position measurement (LPM) system. *Int J Sports Physiol Perform* 2014; 9: 446–456.
14. Cummins C, Orr R, O'Connor H, et al. Global positioning systems (GPS) and microtechnology sensors in team sports: a systematic review. *Sports Med* 2013; 43: 1025–1042.
15. Akenhead R and Nassis GP. Training load and player monitoring in high-level football: current practice and perceptions. *Int J Sports Physiol Perform* 2016; 11: 587–593.
16. Krasnoff JB, Kohn MA, Choy FK, et al. Interunit and intraunit reliability of the RT3 triaxial accelerometer. *J Phys Act Health* 2008; 5: 527–538.
17. Boyd LJ, Ball K and Aughey RJ. The reliability of Mini-maxX accelerometers for measuring physical activity in Australian football. *Int J Sports Physiol Perform* 2011; 6: 311–321.
18. Chambers R, Gabbett TJ, Cole MH, et al. The use of wearable microprocessors to quantify sport-specific movements. *Sports Med* 2015; 45: 1065–1081.
19. Vanrenterghem J, Nedergaard NJ, Robinson MA, et al. Training load monitoring in team sports: a novel framework separating physiological and biomechanical load-adaptation pathways. *Sports Med* 2017; 47: 2135–2142.
20. Barrett S, Midgley A and Lovell R. PlayerLoad™, reliability, convergent validity, and influence of unit position during treadmill running. *Int J Sports Physiol Perform* 2014; 9: 945–952.
21. Cleland I, Kikhia B, Nugent C, et al. Optimal placement of accelerometers for the detection of everyday activities. *Sensors* 2013; 13: 9183–9200.
22. Schelling X and Torres L. Accelerometer load profiles for basketball-specific drills in elite players. *J Sports Sci Med* 2016; 15: 585–591.
23. Boyd LJ, Ball K and Aughey RJ. Quantifying external load in Australian football matches and training using accelerometers. *Int J Sports Physiol Perform* 2013; 8: 44–51.
24. Nedergaard NJ, Robinson MA, Eusterwiemann E, et al. The relationship between whole-body external loading and body-worn accelerometry during team-sport movements. *Int J Sports Physiol Perform* 2017; 12: 18–26.
25. Whiteside D, Cant O, Connolly M, et al. Monitoring hitting load in tennis using inertial sensors and machine learning. *Int J Sports Physiol Perform* 2017; 12: 1212–1217.
26. Beanland E, Main LC, Aisbett B, et al. Validation of GPS and accelerometer technology in swimming. *J Sci Med Sport* 2014; 17: 234–238.
27. Sinclair J, Fau-Goodwin J, Richards J, et al. The influence of minimalist and maximalist footwear on the kinetics and kinematics of running. *Footwear Sci* 2016; 8: 33–39.
28. Janssen I and Sachlikidis A. Validity and reliability of intra-stroke kayak velocity and acceleration using a GPS-based accelerometer. *Sports Biomech* 2010; 9: 47–56.
29. Macdermid PW, Fink PW, Miller MC, et al. The impact of uphill cycling and bicycle suspension on downhill performance during cross-country mountain biking. *J Sports Sci* 2017; 35: 1355–1363.
30. Macdermid PW, Fink PW and Stannard SR. Transference of 3D accelerations during cross country mountain biking. *J Biomech* 2014; 47: 1829–1837.
31. Kelly SJ, Murphy AJ, Watsford ML, et al. Reliability and validity of sports accelerometers during static and dynamic testing. *Int J Sports Physiol Perform* 2015; 10: 106–111.
32. Nicoletta DP, Torres-Ronda L, Saylor KJ, et al. Validity and reliability of an accelerometer-based player tracking device. *PLoS ONE* 2018; 13: e0191823.
33. Simons C and Bradshaw EJ. Reliability of accelerometry to assess impact loads of jumping and landing tasks. *Sports Biomech* 2016; 15: 1–10.
34. Barreira P, Robinson MA, Drust B, et al. Mechanical Player Load™ using trunk-mounted accelerometry in football: is it a reliable, task- and player-specific observation? *J Sports Sci* 2017; 35: 1674–1681.
35. Muyor JM, Granero-Gil P and Pino-Ortega J. Reliability and validity of a new accelerometer (WIMU®) system for measuring velocity during resistance exercises. *Proc Inst Mech Eng Part P J Sports Eng Technol* 2017; 232: 218–224.
36. Bastida Castillo A, Gómez Carmona CD, De la Cruz Sánchez E, et al. Accuracy, intra- and inter-unit reliability, and comparison between GPS and UWB-based position-tracking systems used for time-motion analyses in soccer. *Eur J Sport Sci* 2018; 18: 450–457.
37. Muñoz-López A, Granero-Gil P, Pino-Ortega J, et al. The validity and reliability of a 5-Hz GPS device for quantifying athletes' sprints and movement demands specific to team sports. *J Hum Sport Exerc* 2017; 12: 156–166.
38. Molina-Carmona I, Gomez-Carmona CD, Bastida Castillo A, et al. Validez del dispositivo inercial WIMU PRO™ para el registro de la frecuencia cardíaca en un test de campo. *Sport TK Rev Euroam Cienc Deporte* 2018; 7: 81–86.
39. Muyor J. Validity and reliability of a new device (WIMU®) for measuring hamstring muscle extensibility. *Int J Sports Med* 2017; 38: 691–695.
40. Pino-Ortega J, Hernández-Belmonte A, Bastida-Castillo A, et al. Evaluación de la velocidad angular en el test de elevación activa de la pierna recta: validez y fiabilidad de un dispositivo inercial (WIMU PRO). *E-Balonnano Com Rev Cienc Deporte* 2018; 14: 79–88.
41. Pino-Ortega J, García-Rubio J and Ibáñez SJ. Validity and reliability of the WIMU inertial device for the assessment of the vertical jump. *PeerJ* 2018; 6: e4709.
42. Boerema S, van Velsen L, Schaake L, et al. Optimal sensor placement for measuring physical activity with a 3D accelerometer. *Sensors* 2014; 14: 3188–3206.
43. Özdemir A. An analysis on sensor locations of the human body for wearable fall detection devices: principles and practice. *Sensors* 2016; 16: 1161.
44. Thompson CJ, Luck LM, Keshwani J, et al. Location on the body of a wearable accelerometer affects accuracy of data for identifying equine gaits. *J Equine Vet Sci* 2018; 63: 1–7.

45. Waldron M, Twist C, Highton J, et al. Movement and physiological match demands of elite rugby league using portable global positioning systems. *J Sports Sci* 2011; 29: 1223–1230.
46. Kunze K, Bahle G, Lukowicz P, et al. Can magnetic field sensors replace gyroscopes in wearable sensing applications? In: *Proceedings of the international symposium on wearable computers (ISWC)*, Seoul, South Korea, 10–13 October 2010, pp. 1–4. New York: IEEE.
47. O'Donovan KJ, Kamnik R, O'Keefe DT, et al. An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement. *J Biomech* 2007; 40: 2604–2611.
48. Van Hees VT, Slootmaker SM, De Groot G, et al. Reproducibility of a triaxial seismic accelerometer (DynaPort). *Med Sci Sports Exerc* 2009; 41: 810–817.
49. Small K, McNaughton L, Greig M, et al. The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. *J Sci Med Sport* 2010; 13: 120–125.
50. Field A. *Discovering statistics using IBM SPSS statistics*. 4th ed. London: SAGE, 2013.
51. Bland JM and Altman DG. Measuring agreement in method comparison studies. *Stat Methods Med Res* 1999; 8: 135–160.
52. Hopkins WG, Marshall SW, Batterham AM, et al. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sports Exerc* 2009; 41: 3–13.
53. Edwards S, White S, Humphreys S, et al. Caution using data from triaxial accelerometers housed in player tracking units during running. *J Sports Sci*; 37(7): 810–818.
54. Nichols JF, Morgan CG, Sarkin JA, et al. Validity, reliability, and calibration of the Tritrac accelerometer as a measure of physical activity. *Med Sci Sports Exerc* 1999; 31: 908–912.

10.3. Estudio III. Accelerometry-based external load indicators in sport: too many options, same practical outcome?



International Journal of
*Environmental Research
and Public Health*



Article

Accelerometry-Based External Load Indicators in Sport: Too Many Options, Same Practical Outcome?

Carlos D. Gómez-Carmona ^{1,*}, José Pino-Ortega ^{2,*}, Braulio Sánchez-Ureña ³, Sergio J. Ibáñez ¹ and Daniel Rojas-Valverde ^{4,5}

¹ Optimization of Training and Sport Performance Research Group (GOERD), Sport Science Faculty, University of Extremadura, 10005 Cáceres, Spain

² Department of Physical Activity and Sport, International Excellence Campus “Mare Nostrum”. Sport Science Faculty, Universidad de Murcia, 30720 San Javier, Murcia, Spain; josepinoortega@um.es (J.P.-O.)

³ Program of Exercise Science and Health (PROCESA), School of Human Movement Science and Quality of Life, Universidad Nacional, 86-3000 Heredia, Costa Rica; braulio.sanchez.urena@una.cr (B.S.-U.)

⁴ Research Center of Sport and Health Diagnosis (CIDISAD), School of Human Movement Science and Quality of Life, Universidad Nacional, Heredia 86-3000, Costa Rica; drojasv@una.cr (D.R.-V.)

⁵ Group in Updates for Sport Training and Physical Conditioning (GAEDAF), Sport Science Faculty, University of Extremadura, 10005 Cáceres, Spain

* Correspondence: cdgomezcarmona@unex.es (C.D.G.-C.); Tel.: +34-664-233-394 (C.D.G.-C.); josepinoortega@um.es; Tel.: +34-620-938-535 (J.P.-O.)

Received: 3 December 2019; Accepted: 10 December 2019; Published: 13 December 2019

Abstract: With the development of new microsensor technology to assess load in sports, some indicators of external load through accelerometry-based data have been created by sport technology companies. Thus, the study aim was to analyze the agreement between different accelerometry-based external load indicators (ABELIs) available in sport science. A U-16 male soccer team was assessed during three official matches, divided by periods, to obtain 3-D accelerometry data (x, y and z axes). An average of 1,420,000 data points was analyzed per axis per player. The ABELIs were calculated using this information, and the agreement between them was explored. The following ABELIs were considered after a literature review: AcelIT, Player Load_{RT}, PlayerLoadTM, Impulse Load, Player Load_{RE} and Total Load. In order to compare ABELIs, two analyses were performed using: (1) absolute data; and (2) normalized and centered data (Z-scores). In absolute and centered data, very large to nearly perfect correlations (1st period: $r > 0.803$, $p > 0.01$; 2nd period: $r > 0.919$; $p > 0.01$) were found. Instead, very large differences were found in absolute values (bias = $-579,226.6$ to $285,931.1$; $t = -224.66$ to 213.91 , $p < 0.01$), and no differences in scaled and centered values (bias = 0 ; $t = 1$; $p = 1$). In conclusion, considering the different output (magnitude and units) among ABELIs, the standardization of a universal index to calculate accelerometer load is needed in order to make possible between-study comparison.

Keywords: accelerometers; load indexes; team sports; sport technology; monitoring

1. Introduction

Currently, the monitoring of internal and external loads is very important for understanding the demands placed on players, and for designing specific training loads, tactical strategies, injury prevention programs and recovery methods in sport [1–5]. Thanks to technological advances, new devices known as electronic performance tracking systems (EPTS) have been developed for this purpose and are able to record up to a thousand data points per second [6]. These devices are composed of different sensors such as accelerometers, gyroscopes, magnetometers, indoor and

outdoor tracking sensors and external sensors that communicate with them through Ant+, Bluetooth or Wi-Fi technology (heart rate telemetry, muscle oxygen saturation, internal temperature, power, cadence, among others) with excellent accuracy and reliability [7–12].

One of these sensors is the accelerometer. Accelerometers were first introduced in sports science in the beginning of the 21st century thanks to the Project 2.5 “Technology of Communication to Athletes Monitoring” carried out by the Australian Centre of Microtechnological Research for designing a unique nonintrusive device for sport monitoring in real time [13]. Since its appearance, there has been enormous technological, technical and methodological development in the use of accelerometry to quantify external workload in sports [14–16]. The sensitivity and precision of accelerometry-based variables are higher compared to other tracking systems that underestimate load demands. This phenomenon is due to the fact that static high-intensity actions without covering ground (jumps, collisions, falls, tackles, etc.) cannot be recorded by time–motion systems, but can be measured with high accuracy by accelerometers [6,17].

A large quantity of variables has been developed using data recorded by this sensor. The analysis of this information has tended to be more complex because the different companies use different algorithms to classify the actions and this limits comparability among studies [18]. The most used variable is PlayerLoad™, designed by Catapult Sports company [11]. This variable was created to quantify the total load players are exposed to and is obtained from the acceleration in the three axes recorded by the accelerometers, measured in arbitrary units (a.u.), with high reliability and validity [19–21]. Other variables have been created with the same purpose, such as vectorial sum of acceleration ($a(t)$) [22–24] used by almost all the companies, Player Load developed by the company RealTrack Systems (Player Load_{RT}) [25], Impulse Load created by Zephyr™ [26], New Body Load by GPS Sports [27], Player Load by the manufacturer ZXY SportTracking (Player Load_{RE}) [17] and Total Load by StatSports [28]. All the companies use accelerometer data from the vertical, horizontal and medio-lateral planes but the calculations made to extract the final external workload are quite different, complicating comparison among them.

In this respect, two important aspects of accelerometry-based external load indicators (ABELIs) have been considered: (a) the difference among the algorithms used to calculate the ABELIs and the resulting magnitude and unit variability among them hinder their practical application by team staff and sport scientists due to the different devices used [29]; and (b) different technical aspects such as variety of sampling frequencies, chip sets, filtering methods and data-processing algorithms also influence interdevice comparison among ABELIs. Due to these differences in data processing between brands/models of EPTS devices, clubs currently cannot compare data between ABELIs and cannot recalculate the accelerometer-load indexes according to their preferences for players that are away with the national team, where the external load may have been captured with an accelerometer device different from the one the club uses [18].

In addition, if total variables of ABELIs are used for load management, only the total volume of the session is considered for further analysis. Thus, due to the physiological particularities of team sports, especially in indoor conditions where high-intensity actions with short recovery periods are performed [1,2,30,31], ABELIs should be considered related to playing time to be more representative of the general effort involved in the session/competition. This aspect includes the intensity of intermittent efforts in the final analysis and seems to provide more precise information on demands. Besides, it will make comparison possible independently of the playing time [5,31,32].

Despite the information presented above, there is a lack of research on the relationship and differences between accelerometry-based external load indicators (ABELIs) available in sport science. Researchers, coaches and athletes have in ABELIs a fundamental tool to assess players’ total external workloads during training and competition [33]. Based on this information practitioners could develop new accelerometry-based protocols of training prescriptions, competition strategies, periodization, training cycles and return to play protocols, among other exercise prescription programs; all based on individualized player data [5,34]. Despite increasing evidence on external load variables during competition and training in diverse sports, the use of different ABELIs by researchers does not allow the application of this information by a different company user. New

evidence is needed about the relation among all these ABELIs because it is hypothesized that as all algorithm indexes come from the raw data of triaxial accelerometers, relationships and no differences will be found when variables are normalized. Therefore, the aim of this study was to analyze the agreement among the different accelerometry-based load indicators available in sport science.

2. Materials and Methods

2.1. Sample and Participants

A total of 1,420,000 data points were analyzed per axis, derived from the assessment of both periods (40.60 ± 0.40 min) of three official U-16 soccer matches in order to obtain accelerometry data on three axes (x, y and z). The data were analyzed by period due to the differences reported in previous soccer studies in physical performance indicators and between substituted and nonsubstituted players [35]. All players, both substitutes and those who played the entire match, were included in the analysis. Only the activity when the players were participating in the game was considered.

For data collection, eighteen under-16 male soccer players (age: 15.6 ± 0.8 years; body mass: 64.5 ± 5.2 kg; height: 172.3 ± 11.2 cm) participated voluntarily in the present study. All the players taking part were from a soccer club that played in the Spanish First Regional Division and met the following inclusion and exclusion criteria: (a) not presenting any musculoskeletal injury or health problem that impeded their participation in competition games; (b) having received 3 months of high-level monitoring by electronic performance tracking systems (EPTS) both in training and official games [36]; (c) goalkeepers did not take part in the final sample due to the physical load differences with all the playing positions in the field [37].

Both technical staff and players were previously informed about the investigation details and signed an informed consent. As all players were minors, consent was signed by their legal guardians. The study was performed based on the ethical guidelines of the Declaration of Helsinki (2013) and approved by the Bioethics Committee of the University (registration number 2061/2018). The club authorized all action protocols.

2.2. Instruments and Procedures

Three official matches from one under-16 Spanish male First Regional Division team were recorded using inertial measurement units WIMU PRO™ (RealTrack Systems, Almeria, Spain). These devices contain four 3D accelerometers, as well as other sensors (three 3D gyroscopes with $8000^\circ/\text{s}$ full-scale output range, a 3D magnetometer, a 10-Hz global positioning system, a 20-Hz ultra-wide band), that detect and measure movement using a micro-electromechanical system with an adjustable sampling frequency from 10 to 1000 Hz. The full-scale output ranges of the four 3D accelerometers are ± 16 , ± 16 , ± 32 and ± 400 g. Furthermore, each device has its own GHz microprocessor, 8 GB flash memory and a highspeed USB interface, to record, store and upload data. The device is powered by an internal battery with 4 h of life. The dimensions of each WIMU PRO™ were $81 \text{ mm} \times 45 \text{ mm} \times 16 \text{ mm}$, and the weight was 70 g.

An autocalibration process was performed before the data acquisition, following the manufacturer's recommendations: (a) to switch on the device and not move it for 10 to 15 s; (b) to leave it on a flat zone; and (c) to not have magnetic objects around it. Even so, to ensure the perfect functioning of the accelerometry sensors, a manual calibration process was carried out where the device must be placed static on its six faces for 10 s where the values should be 1 ± 0.01 G. To obtain a better signal, the accelerometer company introduced some data filtration processes related to the different sampling frequencies and output range, these filtration stages were applied before "raw data" were available for the user. In this case, the filtration processes were performed at three levels: (1) accelerometer manufacturer; (2) inertial device chipset; and (3) software filtration. These filtering processes are not controlled by the user and they are applied before "raw data" is available. With this calibration process, the accelerometers in the inertial device have obtained very satisfactory results for static and dynamic reliability in laboratory and real-context field conditions [38].

The inertial measurement units (IMUs) were used to record the players’ accelerometer load data during the official games. All the players wore a special neoprene vest and the IMU was attached at the T2–T4 level in the medial line between scapulae prior to the warm-up for each match. In the present research, the fusion of the data from the four accelerometers per axis was performed based on the redundancy principle to increase reliability. The sampling frequency used was 100 Hz. The playing time of each player was recorded in real time by the software SVIVO™. At the end of each recording, data from the inertial devices and time selection were imported by SPRO™ software to download the accelerometer data per axis (RealTrack Systems, Almeria, Spain).

2.3. Accelerometry-Based External Load Indicators (ABELI)

For the present investigation, an online database review was carried out on the different accelerometry-based external load indicators (ABELIs) available in sport sciences. Then, each of these variables was described, identifying the description of the variable, the measurement units, the developing company and the formula for calculating each of them, that is based on the acceleration raw data recorded in each axis during movement. All ABELIs are calculated from the vector sum of the acceleration in the three planes of movement accumulated during the official match, resulting from the sum of the accelerations over a time period (e.g., 40 min). Three axes of movement, x, y and z, refer to the vertical, medio-lateral and anterior–posterior acceleration, respectively, in the following equations.

- a(t) (developing companies: ActiGraph LLC and GENEActiv; units: g force, g) [22,23]: Square root of the sum of the accelerations in the three accelerometer orthogonal axes (x, y and z), measuring the combination of gravity and changes in vertical, medio-lateral and anterior–posterior motions of a body segment to which the accelerometer is attached (Equation 1).

$$\sum \sqrt{(x^2 + y^2 + z^2)} \tag{1}$$

- Player Load_{RT} (developing company: RealTrack Systems; units: arbitrary units, a.u.) [25]: Vector sum of the four accelerometer data points in its three axes of movement (vertical, anteroposterior and lateral). It is represented in arbitrary units (a.u.) and is calculated from the following equation where *PL_{RT}* is the player load calculated in the current moment; *X_n*, *Y_n* and *Z_n* are the values of BodyX, BodyY and BodyZ in the current moment; and *X_{n-1}*, *Y_{n-1}* and *Z_{n-1}* are the values of BodyX, BodyY and BodyZ in the previous moment. Then, the sum of *PL_{RT}* during the session is calculated and multiplied by 0.01 as a scale factor (Equation 2).

$$PL_{RT} = \sqrt{\frac{(X_n - X_{n-1})^2 + (Y_n - Y_{n-1})^2 + (Z_n - Z_{n-1})^2}{100}}$$

$$PL_{acummulated} = \sum_{n=0}^m PL_{RT} \times 0.01 \tag{2}$$

- PlayerLoad™ (developing company: Catapult Sports; units: arbitrary units, a.u.) [11]: Vector sum of the changes in acceleration in the anterior–posterior (forward) medio-lateral (side) and vertical (up) planes (Equation 3).

$$\sum \sqrt{\frac{(fwd_{t=i+1} - fwd_{t=i})^2 + (side_{t=i+1} - side_{t=i})^2 + (up_{t=i+1} - up_{t=i})^2}{100}} \tag{3}$$

- Impulse Load (developing company: Zephyr™; units: newtons per second, N/s) [26]: A cumulative sum of the forces in x = g forces in the medio-lateral (“side-to-side”) plane, y = g forces in the anterior–posterior (“forwards and backwards”) plane, and z = g forces in the vertical (“up and down”) planes of movement. This is then scaled by gravity (Equation 4).

$$\sum_{s=1}^n \frac{\sqrt{x_s^2 + y_s^2 + z_s^2}}{9.8067} \tag{4}$$

- Player Load_{RE} (developing company: ZXY SportTracking; units: arbitrary units, a.u.) [17]: The player load is calculated and presented as a downscaled (i.e., divided by 800) value of the square sum of the accelerometer values for the respective axes (x, y, and z). Thus, the load value is the downscaled square of the player’s absolute acceleration. The downscaling was used for practical reasons (Equation 5).

$$\sum \frac{(x^2 + y^2 + z^2)}{800} \tag{5}$$

- Total Load (developing company: StatSports; units: arbitrary units, a.u.) [28]: Total accumulated accelerations of the player based on accelerometer data, where *aca* is acceleration along the anterior–posterior axis, *acl* is acceleration along the lateral axis and *acv* is acceleration along the vertical axis, *i* is current time and *t* is time. This is then scaled by 1000 (Equation 6).

$$\sum \frac{\sqrt{(aca_{t=i+1} - aca_{t=i})^2 + (acl_{t=i+1} - acl_{t=i})^2 + (acv_{t=i+1} - acv_{t=i})^2}}{1000} \tag{6}$$

2.4. Statistical Analysis

All external load estimation formulas were calculated using a special digital sheet (Excel, Microsoft, Redmond, WA, USA) based on the accelerometer raw data (x, y and z axes) given by the IMU. Calculation outcomes were presented in means, lower and upper limits and standard deviation. The Kolmogorov–Smirnov test was used to confirm the normality of the data, verifying the feasibility of using parametric inference. Two agreement and correlation analysis between ABELIs was performed using: (1) absolute data; and (2) scaled and centered (Z-score) data. Z-scored data were used in order to standardize the units and magnitudes of each variable [39], this data transformation is made to have uniform scale so they can be analyzed, the purpose is to equalized the size, magnitude and variability of the input variables [40].

Agreement among the different ABELI was analyzed using the most common statistical tests following previous study principles [41,42]. The correlation and comparison based tests used to report agreement were: (1) r-Pearson to confirm and explore lineal correlation among ABELI; (2) intraclass correlation coefficient (ICC) and a 95% CI; (3) bias was explored using the Bland and Altman method [43]; (4) mean differences among variables were analyzed using *t*-tests.

The magnitude of the differences was qualitatively interpreted using Cohen’s *d* (*d*) as follows: >0.2 trivial; 0.2–0.49 small; 0.5–0.79 moderate and >0.8 large [44]. ICC was interpreted following previously proposed ranks as: poor (0), trivial (0.01–0.02), regular (0.21–0.4), moderate (0.41–0.6), substantial (0.61–0.8), and almost perfect (0.81–1) [45]. The Pearson correlation coefficient was interpreted as trivial ($r^2 < 0.1$), small ($0.1 < r^2 < 0.3$), moderate ($0.3 < r^2 < 0.5$), large ($0.5 < r^2 < 0.7$), very large ($0.7 < r^2 < 0.9$), nearly perfect ($r^2 > 0.9$) and perfect ($r^2 = 1$) [46]. Statistical analyses were performed using IBM SPSS Statistics (version 24, IBM Corporation, Armonk, NY, USA). Statistical differences were considered if $p < 0.05$.

3. Results

3.1. Descriptive Analysis

Table 1 shows the descriptive analysis of the accelerometry-based external load indicators (ABELI) obtained as the average of three U-16 official soccer matches, divided by periods of match play. A great variability of data was found among ABELI, where the lowest values were obtained by Player Load by RealTrack Systems (PL_{RT}) and Total Load by StatSports (TL) and the highest values was obtained by total acceleration, *a*(*t*).

Table 1. Descriptive data (mean ± SD; 95% CI in parentheses) of accelerometry-based external load indicators (ABELI) in young soccer players.

Title	Absolute		Relative	
	1st Period Mean ± SD (95% CI, Lower to Upper)	2nd Period Mean ± SD (95% CI, Lower to Upper)	1st Period Mean ± SD (95% CI, Lower to Upper)	2nd Period Mean ± SD (95% CI, Lower to Upper)
a(t) (g)	285,989.29 ± 4595.43 (280,453.65 to 293,195.39)	241,933.93 ± 73,977.35 (99,466.53 to 288,312.92)	6975.35 ± 113.47 (6924.78 to 7239.39)	5973.68 ± 1826.60 (2455.96 to 7118.84)
PL _{RT} (a.u.)	58.17 ± 8.76 (43.06 to 73.43)	46.88 ± 14.99 (21.17 to 65.46)	1.44 ± 0.22 (1.06 to 1.81)	1.16 ± 0.37 (0.52 to 1.62)
PL TM (a.u.)	579.85 ± 86.65 (430.12 to 729.18)	467.2 ± 148.81 (211.37 to 650.79)	14.32 ± 2.14 (10.62 to 18.0)	11.54 ± 3.67 (5.22 to 16.07)
IL (N)	29,162.65 ± 468.59 (28,598.17 to 29,897.46)	24,670.26 ± 7543.55 (10,142.71 to 29,399.58)	720.07 ± 11.57 (706.13 to 738.21)	609.14 ± 186.26 (250.44 to 725.92)
PL _{RE} (a.u.)	556.51 ± 47.91 (493.38 to 651.76)	473.7 ± 152.98 (197.16 to 635.77)	13.74 ± 1.18 (12.18 to 16.09)	11.70 ± 3.78 (4.87 to 15.70)
TL (a.u.)	57.98 ± 8.66 (43.01 to 72.92)	46.72 ± 14.88 (21.13 to 65.08)	1.43 ± 0.21 (1.06 to 1.80)	1.15 ± 0.37 (0.52 to 1.61)

Note. a(t): Total acceleration (g); PL_{RT}: Player Load by RealTrack Systems (a.u.); PLTM: PlayerLoad by Catapult Sports (a.u.); IL: Impulse Load (N); PL_{RE}: Player Load by ZXY SporTracking (a.u.); TL: Total Load (a.u.).

3.2. Agreement of ABELIs’ Measures

The agreement of measures of accelerometry-based external load indicators (ABELI) in young soccer players, divided by periods, is shown in Table 2 (absolute data) and Table 3 (centered and scaled data). Table 2 shows that a very large to nearly perfect correlation was found between ABELIs in the first and second period by Pearson’s correlation coefficient (1st period: $r > 0.803$, $p > 0.01$; 2nd period: $r > 0.919$, $p > 0.01$) but the intraclass correlation coefficient was trivial to substantial between indexes (1st period: ICC = 0.003 to 0.729, 95% CI = -0.601 to 0.925; 2nd period: ICC = 0.001 to 0.974, 95% CI = -0.602 to 0.994). Besides, in comparison analysis, very large differences were obtained in Bland–Altman (bias = -579,226.6 to 285,931.1), Student’s *t* for independent samples ($t = -224.66$ to 213.91; $p < 0.01$) and large effect size for partial omega squared ($\omega_p^2 = 0.28$ to 1.00).

Table 2. Agreement measurements of accelerometry-based external load indicators (ABELI) in young soccer players divided by match periods (absolute data).

Period	ABELI	Correlation		Comparison			f (p Value)	d (Rating)
		r (p Value)	ICC	95% CI (L; U)	Bias	95% CI		
1st	a(t) vs. PL TM	0.803 (<0.01)	0.03	-0.582; 0.621	285,409.4	-273,993.1; 844,811.9	199.41 (<0.01)	60.1 large
	a(t) vs. PL ^{LT}	0.805 (<0.01)	0.003	-0.6; 0.604	285,931.1	-274,493.9; 846,356.1	197.06 (<0.01)	59.4 large
	a(t) vs. IL	1 (<0.01)	0.202	-0.456; 0.717	256,826.6	-246,553.6; 760,206.8	196.79 (<0.01)	59.3 large
	a(t) vs. PL ^{RE}	0.958 (<0.01)	0.02	-0.589; 0.615	285,432.8	-274,015.5; 844,881	198.39 (<0.01)	59.8 large
	a(t) vs. TL	0.803 (<0.01)	0.665	0.105; 0.905	228,004.5	-218,884.4; 674,893.4	127 (<0.01)	38.29 large
	PL TM vs. PL ^{LT}	1 (<0.01)	0.2	-0.457; 0.716	521.7	-500.8; 1544.2	21.18 (<0.01)	6.4 large
	PL TM vs. IL	0.803 (<0.01)	0.287	-0.381; 0.738	-28,582.8	-84,605.1; 27,439.5	-224.66 (<0.01)	67.7 large
	PL TM vs. PL ^{RE}	0.861 (<0.01)	0.729	0.227; 0.925	23.34	-22.4; 69.1	1.43 (0.186)	0.4 small
	PL TM vs. TL	0.805 (<0.01)	0.02	-0.589; 0.615	-57,404.9	-169,918.5; 55,108.7	-21.16 (<0.01)	6.4 large
	PL ^{LT} vs. IL	0.805 (<0.01)	0.03	-0.583; 0.621	-29,104.5	-86,149.3; 27,940.3	-199.4 (<0.01)	60.1 large
	PL ^{LT} vs. PL ^{RE}	1 (<0.01)	0.306	-0.363; 0.767	-498.3	-1475.1; 478.4	-38.84 (<0.01)	11.7 large
	PL ^{LT} vs. TL	0.958 (<0.01)	0.002	-0.601; 0.603	-579,226.6	-171,462.6; 55,609.5	-21.16 (<0.01)	6.4 large
2nd	IL vs. PL ^{RE}	0.958 (<0.01)	0.194	-0.462; 0.713	28,608.1	-27,461.9; 84,674.2	213.91 (<0.01)	64.5 large
	IL vs. TL	0.803 (<0.01)	0.087	-0.544; 0.655	-28,822.1	-85,313.5; 27,669.2	-10.99 (<0.01)	3.3 large
	PL ^{RE} vs. TL	0.861 (<0.01)	0.01	-0.596; 0.608	-57,428.2	-169,987.6; 55,131.1	-21.06 (<0.01)	6.3 large
	a(t) vs. PL TM	0.919 (<0.01)	0.004	-0.6; 0.604	241,466.7	-231,808.1; 714,741.6	10.34 (<0.01)	3.1 large
	a(t) vs. PL ^{LT}	0.918 (<0.01)	0.001	-0.602; 0.602	241,887.1	-232,211.5; 715,985.7	10.34 (<0.01)	3.1 large
	a(t) vs. IL	1 (<0.01)	0.202	-0.456; 0.717	217,263.6	-208,573.1; 643,100.5	10.34 (<0.01)	3.1 large
	a(t) vs. PL ^{RE}	0.967 (<0.01)	0.004	-0.6; 0.605	241,460.2	-231,801.8; 714,722.3	10.34 (<0.01)	3.1 large
	a(t) vs. TL	0.919 (<0.01)	0.355	-0.314; 0.789	195,213.7	-187,405.1; 577,832.5	10.19 (<0.01)	3.1 large
	PL TM vs. PL ^{LT}	1 (<0.01)	0.199	-0.458; 0.716	420.3	-403.5; 1244.2	9.93 (<0.01)	3 large
	PL TM vs. IL	0.919 (<0.01)	0.036	-0.578; 0.625	-24,203.1	-71,641.1; 23,234.9	-10.33 (<0.01)	3.1 large
	PL TM vs. PL ^{RE}	0.975 (<0.01)	0.974	0.901; 0.994	-6.5	-19.2; 6.2	-0.601 (0.563)	0.2 small
	PL TM vs. TL	1 (<0.01)	0.02	-0.589; 0.615	-46,253.1	-136,909; 44,402.9	-9.93 (<0.01)	3 large
by ZXY SporTracking (a.u.); TL: Total Load (a.u.)	PL ^{LT} vs. IL	0.967 (<0.01)	0.004	-0.6; 0.604	-24,623.4	-72,885.2; 23,638.4	-10.34 (<0.01)	3.1 large
	PL ^{LT} vs. PL ^{RE}	0.919 (<0.01)	0.189	-0.466; 0.71	-426.8	-1263.4; 409.8	-9.75 (<0.01)	2.9 large
	PL ^{LT} vs. TL	0.967 (<0.01)	0.002	-0.601; 0.603	-46,673.4	-138,153.2; 44,806.4	-9.93 (<0.01)	3 large
	IL vs. PL ^{RE}	0.975 (<0.01)	0.039	-0.576; 0.626	24,196.6	-23,228.7; 71,621.8	10.35 (<0.01)	3.1 large
	IL vs. TL	0.918 (<0.01)	0.741	-0.252; 0.929	-22,050	-65,268; 21,168	-8.22 (<0.01)	2.5 large
	PL ^{RE} vs. TL	1 (<0.01)	0.02	-0.589; 0.615	-46,246.5	-136,889.8; 44,396.7	-9.93 (<0.01)	3 large

Note. a(t): Total acceleration (g); PL^{LT}: Player Load by RealTrack Systems (a.u.); PLTM: Player Load by Catapult Sports (a.u.); IL: Impulse Load (N); PL^{RE}: Player Load by ZXY SporTracking (a.u.); TL: Total Load (a.u.).

On the other hand, when data were scaled and centered as shown in Table 3, a very large to nearly perfect correlation was found among ABELIs in the first and second period, both in Pearson correlation coefficient (1st period: $r > 0.803$, $p > 0.01$; 2nd period: $r > 0.919$, $p > 0.01$) and intraclass correlation coefficient (1st period: ICC > 0.803 , 95% CI = 0.394 to 1.00; 2nd period: ICC > 0.918 , 95% CI = 0.707 to 1.00). Besides, in comparison analysis, no differences in Bland–Altman (bias = 0), Student's t for independent samples ($t = 1$; $p = 1$) and trivial effect size for partial omega squared were obtained ($\omega_p^2 = 0$). Perfect correlations were found in both periods between a(t) vs. impulse load by Zephyr™ (IL) and PL_{RT} vs. PlayerLoad™ by Catapult (PL™).

Table 3. Agreement measurements of accelerometry-based external load indicators (ABELI) in young soccer players divided by match periods (scaled and centered).

Period	ABELI	Correlation			Comparison			
		r (p Value)	ICC	95% CI (L; U)	Bias	95% CI	t (p Value)	d (Rating)
1st	a(t) vs. PL™	0.803 (<0.01)	0.819	0.415; 0.952	0	0	0 (1)	0, trivial
	a(t) vs. PL _{RT}	0.805 (<0.01)	0.821	0.42; 0.953	0	0	0 (1)	0, trivial
	a(t) vs. IL	1 (<0.01)	1	1; 1	0	0	0 (1)	0, trivial
	a(t) vs. PL _{RE}	0.958 (<0.01)	0.962	0.856; 0.991	0	0	0 (1)	0, trivial
	a(t) vs. TL	0.803 (<0.01)	0.819	0.415; 0.952	0	0	0 (1)	0, trivial
	PL™ vs. PL _{RT}	1 (<0.01)	1	1; 1	0	0	0 (1)	0, trivial
	PL™ vs. IL	0.803 (<0.01)	0.819	0.415; 0.952	0	0	0 (1)	0, trivial
	PL™ vs. PL _{RE}	0.861 (<0.01)	0.873	0.564; 0.967	0	0	0 (1)	0, trivial
	PL™ vs. TL	0.805 (<0.01)	0.861	0.538; 0.964	0	0	0 (1)	0, trivial
	PL _{RT} vs. IL	0.805 (<0.01)	1	1; 1	0	0	0 (1)	0, trivial
	PL _{RT} vs. PL _{RE}	1 (<0.01)	0.865	0.548; 0.965	0	0	0 (1)	0, trivial
	PL _{RT} vs. TL	0.958 (<0.01)	1	1; 1	0	0	0 (1)	0, trivial
	IL vs. PL _{RE}	0.958 (<0.01)	0.958	0.842; 0.99	0	0	0 (1)	0, trivial
	IL vs. TL	0.803 (<0.01)	0.803	0.39; 0.947	0	0	0 (1)	0, trivial
	PL _{RE} vs. TL	0.861 (<0.01)	0.861	0.538; 0.964	0	0	0 (1)	0, trivial
	2nd	a(t) vs. PL™	0.919 (<0.01)	0.919	0.71; 0.979	0	0	0 (1)
a(t) vs. PL _{RT}		0.918 (<0.01)	0.918	0.707; 0.979	0	0	0 (1)	0, trivial
a(t) vs. IL		1 (<0.01)	1	1; 1	0	0	0 (1)	0, trivial
a(t) vs. PL _{RE}		0.967 (<0.01)	0.967	0.874; 0.992	0	0	0 (1)	0, trivial
a(t) vs. TL		0.919 (<0.01)	0.919	0.71; 0.979	0	0	0 (1)	0, trivial
PL™ vs. PL _{RT}		1 (<0.01)	1	1; 1	0	0	0 (1)	0, trivial
PL™ vs. IL		0.919 (<0.01)	0.919	0.71; 0.979	0	0	0 (1)	0, trivial
PL™ vs. PL _{RE}		0.975 (<0.01)	0.975	0.902; 0.994	0	0	0 (1)	0, trivial
PL™ vs. TL		1 (<0.01)	1	1; 1	0	0	0 (1)	0, trivial
PL _{RT} vs. IL		0.967 (<0.01)	0.918	0.707; 0.979	0	0	0 (1)	0, trivial
PL _{RT} vs. PL _{RE}		0.919 (<0.01)	0.974	0.898; 0.993	0	0	0 (1)	0, trivial
PL _{RT} vs. TL		0.967 (<0.01)	1	1; 1	0	0	0 (1)	0, trivial
IL vs. PL _{RE}		0.975 (<0.01)	0.967	0.874; 0.992	0	0	0 (1)	0, trivial
IL vs. TL		0.918 (<0.01)	0.919	0.71; 0.979	0	0	0 (1)	0, trivial
PL _{RE} vs. TL		1 (<0.01)	0.975	0.902; 0.994	0	0	0 (1)	0, trivial

Note. a(t): Total acceleration (g); PL_{RT}: Player Load by RealTrack Systems (a.u.); PL™: PlayerLoad by Catapult Sports (a.u.); IL: Impulse Load (N); PL_{RE}: Player Load by ZXY SporTracking (a.u.); TL: Total Load (a.u.).

4. Discussion

Thanks to technological advances in the sport science area, inertial devices with different sensors such as accelerometers have been utilized for load quantification in individual and team sports. Although all indexes provide information from the acceleration of the three axes of movement, as each company has developed an independent ABELI for workload monitoring, a comparison cannot be made among indexes. Therefore, the aim of the present research was to analyze the agreement among the different accelerometry-based load indicators available in sport science. The main results in this research found very large to nearly perfect correlations in absolute and scaled and centered data (1st period: $r > 0.803$, $p > 0.01$; 2nd period: $r > 0.919$, $p > 0.01$). Instead, very large differences were found in absolute values (bias = -579,226.6 to 285,931.1; $t = -224.66$ to 213.91; $p < 0.01$), and no differences were found in scaled and centered values (bias = 0; $t = 1$; $p = 1$).

The absolute data obtained in the present study were similar to those reported in recent published research. Regarding studies exploring the locomotor demands in young soccer players, the most used index was PL^{TM} [1]. In the present study a PL^{TM} of 12.8 a.u./min was found, while other published data reported 10.2 a.u./min in young male soccer players [47], 11.5 a.u./min in elite male soccer players [48], and 10.3–10.9 a.u./min in consecutive matches in elite female players [49] using the same variable. These differences between the values obtained in literature and the present results could be due to the lack of tactical synchronization in U-16 with respect to U-18 and senior players that cause more displacements [50] and shorter periods of time (40 vs. 45 min) that produce less fatigue [51]. The obtained PL^{RT} was 1.3 a.u./min, while in official youth soccer games, recent evidence reported 1.8 a.u./min [52], and 1.4 a.u./min was reported in semiprofessional male soccer players [25]. The level of the soccer team/opponents and the match outcome also may be an influential factor [53,54].

In respect to IL, the results obtained in this study (656.5 N/min) suggest higher values compared to those obtained in similar research on female soccer players (447.1 N/min) [26]. Female soccer teams covered shorter distances with less intensity than male soccer teams. Additionally, TL obtained was 1.3 a.u./min, similar to other data extracted from youth soccer matches and training (1.4 a.u./min) [28]. It should be considered that the results extracted in this study were obtained from a youth soccer team and this may be analyzed with caution when these data are extrapolated to other competition categories due to the clear physical and technical differences between both competition groups [55].

Regarding $a(t)$, a total of 6438.1 g/min was found in the present study, but higher cumulative data of 8040 g/min has been recorded in other studies in a specific training soccer circuit [38]; therefore there are not enough references using $a(t)$ in soccer play. Finally, it is difficult to compare the data on PL_{RE} obtained in this research because the ZXY SportTracking device used fits the IMU on the waist, and other systems fit the units at the T2–T4 level between the scapulae; due to this fact, the values obtained are lower than those published previously [17] because the workload resulting from lumbar segments tends to be higher than those assessed in thoracic segments [20,38,56,57]. In this sense, previous research realized by Nedergaard et al. [56] reported that a body-worn accelerometer only measures the acceleration of the segment that it is attached to, therefore, worse agreements could be expected with the other ABELIs due to the different measurement location.

The high correlation and agreement found between all ABELIs is because all the indexes are calculated using the accumulated change in acceleration of the three axes of movement, with the same units and at the same level (scapulae). However, values between companies are different due to the applied algorithms, units and magnitudes. For this reason, differences between absolute data were found between ABELIs. Therefore, it is important to analyze the validity and reliability of device accelerometers, and companies need to explain how many filtering processes have been carried out before the user downloads the “raw data” for comparing the implementation of all ABELIs in all accelerometers or inertial devices [38]. Despite that there was high agreement between these indicators, future studies could explore the sensitivity of the ABELIs to detect changes in physiological or mechanical loads and the ability to detect the most demanding high intensity tasks or risk of overuse injuries among other applications.

While the results of this study have provided information about the agreement and the differences between accelerometer-based external load indicators during three U-16 soccer matches, some limitations to the study must be acknowledged. Although the sample used for this study was reduced (13 players per match in three official games, divided by match periods), an average of 1,420,000 data points in each axis of movement per player was generated to calculate all the ABELIs using the accelerometer data at a sampling frequency of 100 Hz. The limitations of applying 3D accelerometer-based load indicators include summation of accelerations that mask the directional profile (medio-lateral or antero-posterior or vertical) and application of the square and then square root to data that negates orientation of acceleration (medial or lateral, anterior or posterior, take-off or landing). Therefore, to solve this problem, new variables were generated to analyze the individual axis contributions in accumulated accelerometry-based workload [20,58].

Additionally, a limitation encountered in the present research is the difficulty to access the ABELI formulas of EPTS companies, in addition to the lack of information in the sport science area related to sampling rates, chip sets, filtering methods and data-processing algorithms, which makes it impossible to compare devices from the accelerometer raw data. Besides, specific IMU devices have been used in the present research, so, in order to compare ABELIs with other companies, not only should we have the formula to calculate it, but also the specific sampling frequency, chip sets, filtering methods and fusion of accelerometer data based on the redundancy principle that is used by each company. Future research should explore how this different collecting and processing of data could affect the ABELI's outcome. It should be taken into account that each IMU manufacturer usually applies some filtration processes before the accelerometer "raw data" is available for users, and these filtration stages and filters could differ between companies.

These grey points around the information available by the manufacturers for the calculation of ABELIs could be that the companies consider device specifications as confidential because of some patent and trademarking considerations. That is why one of the recommendations of the study is to encourage the manufacturers to give not only the specific calculations and formulas to estimate ABELIs but also the filtering process before "raw data" is available for users. This may allow researchers and users to take decisions around how to interpret and compare data between companies' equipment and device versions and software. Based on this limitation, we based our analysis in the available information already published in other high-quality peer review studies: a(t) [22,23], PL_{RT} [25], PLTM [11], IL [26], PL_{RE} [17] and TL [28]; and the open documents of companies specifications.

5. Conclusions

Different conclusions could be extracted from this study: (1) Different accelerometry-based external load indexes used in sport science exist depending on the inertial device manufacturer company; (2) these ABELIs could vary due to the different algorithms and scaled values used during calculations, so it is not possible to compare the variables (e.g., different units and magnitudes, different sample frequencies); (3) due to that there were no differences between ABELIs when values are scaled and to the large to almost perfect relationship between ABELIs, both scaled and absolute values, all ABELIs seem to be reliable and sensible because all of them have the same origin—the accumulated change in acceleration of the three axes of movement.

In this sense, coaches and team staff should consider the following recommendations: (1) For accelerometer-based external workload comparison between players or teams, the same ABELIs need to be used, due to each ABELI having specific algorithms and scaled values during its calculations; and (2) even if the same formula is applied, the data between different models of the same company or between different companies cannot be compared for accelerometry-based workload due to different technical characteristics of the devices that could influence the final outcome.

Therefore, different solutions about the black-box data processing and calculation of ABELIs could be proposed: (1) a consensus with respect to the application of a universal ABELI for monitoring external workload by accelerometers; and (2) enabling their users to download the raw unprocessed accelerometry data; or (3) the availability and management of information regarding sampling rates, chip sets, filtering methods and data-processing algorithms in all devices. Thanks to this consensus, the variables of accelerometer-based workload monitoring can be compared among sports modalities, age categories and competition levels, among others, independently of the device used for this purpose. In addition, the recalculation of load indexes according to their preferences could be possible for players that are away with other teams, where the external load may have been captured with an accelerometer-device different from the one the club uses.

Author Contributions: Conceptualization, C.D.G.-C., J.P.-O. and D.R.-V.; methodology, C.D.G.-C., J.P.-O. and D.R.-V.; software, D.R.-V. and B.S.-U.; formal analysis, D.R.-V. and B.S.-U.; investigation, C.D.G.-C., J.P.-O. and S.J.I.; resources, S.J.I. and B.S.-U.; data collection, C.D.G.-C. and J.P.-O.; writing—original draft preparation, C.D.G.-C. and D.R.-V.; writing—review and editing, C.D.G.-C., J.P.-O., B.S.-U., S.J.I. and D.R.-V.; supervision, B.S.-U. and S.J.I.; funding acquisition, J.P.-O., S.J.I. and B.S.-U.

Funding: The author Carlos D. Gómez Carmona was supported by a grant from the Spanish Ministry of Education, Culture and Sport (FPU17/00407). This study was co-funded by the Regional Department of Economy and Infrastructure of the Government of Extremadura (Spain) and the FEDER funds (dossier number: GRI18170).

Acknowledgments: The authors would like to thank all the participants as well as their legal guardians.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest. The funders had no role in the design of the study; in the collection, analyses, or interpretation of data; in the writing of the manuscript, or in the decision to publish the results.

References

1. Akenhead, R.; Nassis, G.P. Training Load and Player Monitoring in High-Level Football: Current Practice and Perceptions. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2016**, *11*, 587–593.
2. Fox, J.L.; Scanlan, A.T.; Stanton, R. A Review of Player Monitoring Approaches in Basketball: Current Trends and Future Directions. *J. Strength Cond. Res.* **2017**, *31*, 2021–2029.
3. Halson, S.L. Monitoring Training Load to Understand Fatigue in Athletes. *Sports Med.* **2014**, *44*, 139–147.
4. Nédélec, M.; McCall, A.; Carling, C.; Legall, F.; Berthoin, S.; Dupont, G. Recovery in Soccer: Part II—Recovery Strategies. *Sports Med.* **2013**, *43*, 9–22.
5. Pino-Ortega, J.; Rojas-Valverde, D.; Gómez-Carmona, C.D.; Bastida-Castillo, A.; Hernández-Belmonte, A.; García-Rubio, J.; Nakamura, F.Y.; Ibáñez, S.J. Impact of Contextual Factors on External Load During a Congested-Fixture Tournament in Elite U'18 Basketball Players. *Front. Psychol.* **2019**, *10*, 1100.
6. Cummins, C.; Orr, R.; O'Connor, H.; West, C. Global Positioning Systems (GPS) and Microtechnology Sensors in Team Sports: A Systematic Review. *Sports Med.* **2013**, *43*, 1025–1042.
7. Achten, J.; Jeukendrup, A.E. Heart rate monitoring. *Sports Med.* **2003**, *33*, 517–538.
8. Akenhead, R.; French, D.; Thompson, K.G.; Hayes, P.R. The acceleration dependent validity and reliability of 10Hz GPS. *J. Sci. Med. Sport* **2014**, *17*, 562–566.
9. Alberts, J.L.; Hirsch, J.R.; Koop, M.M.; Schindler, D.D.; Kana, D.E.; Linder, S.M.; Campbell, S.; Thota, A.K. Using Accelerometer and Gyroscopic Measures to Quantify Postural Stability. *J. Athl. Train.* **2015**, *50*, 578–588.
10. Bastida Castillo, A.; Gómez Carmona, C.D.; De la Cruz Sánchez, E.; Pino Ortega, J. Accuracy, intra- and inter-unit reliability, and comparison between GPS and UWB-based position-tracking systems used for time-motion analyses in soccer. *Eur. J. Sport Sci.* **2018**, *18*, 450–457.
11. Boyd, L.J.; Ball, K.; Aughey, R.J. The reliability of MinimaxX accelerometers for measuring physical activity in Australian football. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2011**, *6*, 311–321.
12. Crum, E.M.; O'Connor, W.J.; Van Loo, L.; Valckx, M.; Stannard, S.R. Validity and reliability of the Moxy oxygen monitor during incremental cycling exercise. *Eur. J. Sport Sci.* **2017**, *17*, 1037–1043.
13. Wu, F.; Zhang, K.; Zhu, M.; Mackintosh, C.; Rice, T.; Gore, C.; Hahn, A.; Holthous, S. An Investigation of an Integrated Low-cost GPS, INS and Magnetometer System for Sport Applications. In Proceedings of the 20th International Technical Meeting of the Satellite Division of The Institute of Navigation (ION GNSS 2007), Fort Worth, TX, USA, 25–28 September 2007; pp. 113–120.
14. Aroganam, G.; Manivannan, N.; Harrison, D. Review on Wearable Technology Sensors Used in Consumer Sport Applications. *Sensors* **2019**, *19*, 1983.
15. Li, R.T.; Kling, S.R.; Salata, M.J.; Cupp, S.A.; Sheehan, J.; Voos, J.E. Wearable Performance Devices in Sports Medicine. *Sports Health* **2016**, *8*, 74–78.
16. Yang, C.-C.; Hsu, Y.-L. A Review of Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring. *Sensors* **2010**, *10*, 7772–7788.
17. Dalen, T.; Jørgen, I.; Gertjan, E.; Havard, H.G.; Ulrik, W. Player load, acceleration, and deceleration during forty-five competitive matches of elite soccer. *J. Strength Cond. Res.* **2016**, *30*, 351–359.
18. Malone, J.J.; Lovell, R.; Varley, M.C.; Coutts, A.J. Unpacking the Black Box: Applications and Considerations for Using GPS Devices in Sport. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2017**, *12*, S2–S18.
19. Barreira, P.; Robinson, M.A.; Drust, B.; Nedergaard, N.; Raja Azidin, R.M.F.; Vanrenterghem, J. Mechanical Player Load using trunk-mounted accelerometry in football: Is it a reliable, task- and player-specific observation? *J. Sports Sci.* **2017**, *35*, 1674–1681.
20. Barrett, S.; Midgley, A.; Lovell, R. PlayerLoad™: Reliability, Convergent Validity, and Influence of Unit Position during Treadmill Running. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2014**, *9*, 945–952.

21. Casamichana, D.; Castellano, J.; Calleja-Gonzalez, J.; San Román, J.; Castagna, C. Relationship Between Indicators of Training Load in Soccer Players. *J. Strength Cond. Res.* **2013**, *27*, 369–374.
22. Rowlands, A.V.; Fraysse, F.; Catt, M.; Stiles, V.H.; Stanley, R.M.; Eston, R.G.; Olds, T.S. Comparability of Measured Acceleration from Accelerometry-Based Activity Monitors. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2015**, *47*, 201–210.
23. Staunton, C.; Wundersitz, D.; Gordon, B.; Kingsley, M. Accelerometry-Derived Relative Exercise Intensities in Elite Women's Basketball. *Int. J. Sports Med.* **2018**, *39*, 822–827.
24. Staunton, C.; Wundersitz, D.; Gordon, B.; Kingsley, M. Construct Validity of Accelerometry-Derived Force to Quantify Basketball Movement Patterns. *Int. J. Sports Med.* **2017**, *38*, 1090–1096.
25. Reche-Soto, P.; Cardona-Nieto, D.; Diaz-Suarez, A.; Bastida-Castillo, A.; Gomez-Carmona, C.; Garcia-Rubio, J.; Pino-Ortega, J. Player Load and Metabolic Power Dynamics as Load Quantifiers in Soccer. *J. Hum. Kinet.* **2019**, *69*, 259–269.
26. Gentles, J.; Coniglio, C.; Besemer, M.; Morgan, J.; Mahnken, M. The Demands of a Women's College Soccer Season. *Sports* **2018**, *6*, 16.
27. Cunniffe, B.; Proctor, W.; Baker, J.S.; Davies, B. An evaluation of the physiological demands of elite rugby union using global positioning system tracking software. *J. Strength Cond. Res.* **2009**, *23*, 1195–1203.
28. Bowen, L.; Gross, A.S.; Gimpel, M.; Li, F.-X. Accumulated workloads and the acute:chronic workload ratio relate to injury risk in elite youth football players. *Br. J. Sports Med.* **2017**, *51*, 452–459.
29. Buchheit, M.; Haddad, H.A.; Simpson, B.M.; Palazzi, D.; Bourdon, P.C.; Salvo, V.D.; Mendez-Villanueva, A. Monitoring Accelerations with GPS in Football: Time to Slow Down? *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2014**, *9*, 442–445.
30. Michalsik, L.B.; Aagaard, P. Physical demands in elite team handball: Comparisons between male and female players. *J. Sports Med. Phys. Fitness* **2015**, *55*, 878–891.
31. Naser, N.; Ali, A.; Macadam, P. Physical and physiological demands of futsal. *J. Exerc. Sci. Fit.* **2017**, *15*, 76–80.
32. Vázquez-Guerrero, J.; Suarez-Arrones, L.; Casamichana Gómez, D.; Rodas, G. Comparing external total load, acceleration and deceleration outputs in elite basketball players across positions during match play. *Kinesiology* **2018**, *50*, 228–234.
33. Camomilla, V.; Bergamini, E.; Fantozzi, S.; Vannozzi, G. Trends Supporting the In-Field Use of Wearable Inertial Sensors for Sport Performance Evaluation: A Systematic Review. *Sensors* **2018**, *18*, 873.
34. Schelling, X.; Torres, L. Accelerometer Load Profiles for Basketball-Specific Drills in Elite Players. *J. Sports Sci. Med.* **2016**, *15*, 585–591.
35. Carling, C.; Dupont, G. Are declines in physical performance associated with a reduction in skill-related performance during professional soccer match-play? *J. Sports Sci.* **2011**, *29*, 63–71.
36. Chambers, R.; Gabbett, T.J.; Cole, M.H.; Beard, A. The Use of Wearable Microsensors to Quantify Sport-Specific Movements. *Sports Med.* **2015**, *45*, 1065–1081.
37. White, A.; Hills, S.P.; Cooke, C.B.; Batten, T.; Kilduff, L.P.; Cook, C.J.; Roberts, C.; Russell, M. Match-Play and Performance Test Responses of Soccer Goalkeepers: A Review of Current Literature. *Sports Med.* **2018**, *48*, 2497–2516.
38. Gómez-Carmona, C.D.; Bastida-Castillo, A.; García-Rubio, J.; Ibáñez, S.J.; Pino-Ortega, J. Static and dynamic reliability of WIMU PRO™ accelerometers according to anatomical placement. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part P J. Sports Eng. Technol.* **2019**, *233*, 238–248.
39. Field, A. *Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics*, 4th ed.; SAGE: London, UK, 2013; ISBN 978-1-4462-4917-8.
40. Milligan, G.W.; Cooper, M.C. A study of standardization of variables in cluster analysis. *J. Classif.* **1988**, *5*, 181–204.
41. Kottner, J.; Streiner, D.L. The difference between reliability and agreement. *J. Clin. Epidemiol.* **2011**, *64*, 701–702.
42. Zaki, R.; Bulgiba, A.; Ismail, R.; Ismail, N.A. Statistical methods used to test for agreement of medical instruments measuring continuous variables in method comparison studies: A systematic review. *PLoS ONE* **2012**, *7*, e37908.
43. Bland, J.M.; Altman, D.G. Measuring agreement in method comparison studies. *Stat. Methods Med. Res.* **1999**, *8*, 135–160.

44. Cohen, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*, 2nd ed.; Lawrence Erlbaum Associates: Hillsdale, NJ, USA, 1988; ISBN 978-0-8058-0283-2.
45. Kramer, M.S.; Feinstein, A.R. Clinical biostatistics. LIV. The biostatistics of concordance. *Clin. Pharmacol. Ther.* **1981**, *29*, 111–123.
46. Hopkins, W.G.; Marshall, S.W.; Batterham, A.M.; Hanin, J. Progressive Statistics for Studies in Sports Medicine and Exercise Science. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2009**, *41*, 3–13.
47. Beenham, M.; Barron, D.J.; Fry, J.; Hurst, H.H.; Figueirdo, A.; Atkins, S. A Comparison of GPS Workload Demands in Match Play and Small-Sided Games by the Positional Role in Youth Soccer. *J. Hum. Kinet.* **2017**, *57*, 129–137.
48. Barron, D.J.; Atkins, S.; Edmundson, C.; Fewtrell, D. Accelerometer derived load according to playing position in competitive youth soccer. *Int. J. Perform. Anal. Sport* **2014**, *14*, 734–743.
49. Trewin, J.; Meylan, C.; Varley, M.C.; Cronin, J. The match-to-match variation of match-running in elite female soccer. *J. Sci. Med. Sport* **2018**, *21*, 196–201.
50. Folgado, H.; Gonçalves, B.; Sampaio, J. Positional synchronization affects physical and physiological responses to preseason in professional football (soccer). *Res. Sports Med.* **2018**, *26*, 51–63.
51. Paul, D.J.; Bradley, P.S.; Nassif, G.P. Factors Affecting Match Running Performance of Elite Soccer Players: Shedding Some Light on the Complexity. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2015**, *10*, 516–519.
52. Gómez-Carmona, C.; Gamonales, J.; Pino-Ortega, J.; Ibáñez, S. Comparative Analysis of Load Profile between Small-Sided Games and Official Matches in Youth Soccer Players. *Sports* **2018**, *6*, 173.
53. Rago, V.; Rebelo, A.; Krustup, P.; Mohr, M. Contextual Variables and Training Load Throughout a Competitive Period in a Top-Level Male Soccer Team. *J. Strength Cond. Res.* **2019**, doi:10.1519/JSC.0000000000003258.
54. Andrzejewski, M.; Chmura, P.; Konefal, M.; Kowalczyk, E.; Chmura, J. Match outcome and sprinting activities in match play by elite German soccer players. *J. Sports Med. Phys. Fitness* **2018**, doi:10.23736/S0022-4707.17.07352-2.
55. Abade, E.A.; Gonçalves, B.V.; Leite, N.M.; Sampaio, J.E. Time-Motion and Physiological Profile of Football Training Sessions Performed by Under-15, Under-17, and Under-19 Elite Portuguese Players. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2014**, *9*, 463–470.
56. Nedergaard, N.J.; Robinson, M.A.; Eusterwiemann, E.; Drust, B.; Lisboa, P.J.; Vanrenterghem, J. The Relationship Between Whole-Body External Loading and Body-Worn Accelerometry During Team-Sport Movements. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2017**, *12*, 18–26.
57. Rojas-Valverde, D.; Sánchez-Ureña, B.; Pino-Ortega, J.; Gómez-Carmona, C.; Gutiérrez-Vargas, R.; Timón, R.; Olcina, G. External Workload Indicators of Muscle and Kidney Mechanical Injury in Endurance Trail Running. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2019**, *16*, 3909.
58. Barrett, S.; Midgley, A.; Reeves, M.; Joel, T.; Franklin, E.; Heyworth, R.; Garret, A.; Lovell, R. The within-match patterns of locomotor efficiency during Professional Soccer match play: Implications for Injury risk? *J. Sci. Med. Sport* **2016**, *19*, 810–815.




© 2019 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

10.4. Estudio IV. What is the most suitable sampling frequency to register accelerometry-based workload? A case study in soccer

Original Article




What is the most suitable sampling frequency to register accelerometry-based workload? A case study in soccer

Proc IMechE Part P:
J Sports Engineering and Technology
2021, Vol. 235(2) 114–121
© IMechE 2020
Article reuse guidelines:
sagepub.com/journals-permissions
DOI: 10.1177/1754337120972516
journals.sagepub.com/home/psj


Carlos D Gómez-Carmona¹ , Daniel Rojas-Valverde^{2,3},
Markel Rico-González^{4,5} , Sergio J Ibáñez¹ and José Pino-Ortega⁵ 

Abstract

The purpose of the present study is to analyze the agreement between different sampling frequencies (SF) to quantify the accelerometer-load in soccer. Eight under-16 male soccer players were registered during an in-season training session. Each player wore four inertial measurement units that registered the accelerometer workload index $\text{PlayerLoad}_{\text{RT}}$ at different sampling frequencies: (a) 10 Hz, (b) 100 Hz, (c) 500 Hz, and (d) 1000 Hz. Additionally, a down-sampling method was performed: (e) 1000 to 100 Hz and (f) 500 to 100 Hz for comparison purposes. Agreement and correlation analysis were determined using the Pearson correlation coefficient, intraclass correlation, Bland-Altman bias, and *t*-student of independent samples with Cohen's *d* effect size. Very large to nearly perfect correlations were found between all SF ($r > 0.704$). An almost perfect agreement was found between all SF ($ICC > 0.864$), except regular to substantial agreement between 10 Hz and the rest of the sampling frequencies ($ICC = 0.357\text{--}0.658$). Comparison analysis showed statistical differences between all sampling frequencies ($p < 0.01$) with the highest differences between 10 Hz and all other sampling frequencies. If trying to compare data collected at different frequencies, researchers should explain their rationale for the chosen sampling frequency to provide greater context for the reader. Accelerometers with greater than 100 Hz frequency should be used to provide more robust data regarding the dynamics in soccer. Based on the goals of the research, a sampling frequency can be selected to register suitable accelerometry-based data.

Keywords

Inertial devices, soccer, demands, technology, accelerometer

Date received: 5 May 2020; accepted: 20 October 2020

Introduction

External and internal training load (TL) is related to sports performance enhancement¹ and injury prevalence.^{2,3} For these reasons, its quantification is of interest to soccer teams.⁴ In this sense, electronic performance and tracking systems (EPTS) have been developed for use in sport and are classified into three main groups: global navigation satellite systems (GNSS), local position systems (LPS) and optic-based systems (VID).⁵ To complement tracking data, EPTS have integrated different sensors to register internal variables (e.g. heart rate and muscle oxygenation) and external load (e.g. microelectromechanical sensors and MEMS, such as accelerometers, gyroscopes, and magnetometers). Due to their size, MEMS sensors may make on-field data collection of change in motion more possible through variables such as change of direction, acceleration, impact, and accumulated accelerometer workload.^{6,7}

¹Research Group in Optimization of Training and Sport Performance (GOERD), Sport Science Faculty, University of Extremadura, Cáceres, Spain

²Centre for Research and Diagnosis in Sport and Health (CIDISAD), School of Human Movement Science and Quality of Life (CIEMHCAVI), Universidad Nacional, Heredia, Costa Rica

³Research Group in Sport Training and Physical Conditioning (GAEDAF), Sport Science Faculty, University of Extremadura, Cáceres, Spain

⁴Department of Physical Education and Sport, University of the Basque Country, UPV/EHU, Vitoria-Gasteiz, Spain

⁵BioVetMed & SportSci Research Group, Department of Physical Activity and Sport Sciences, International Excellence Campus "Mare Nostrum", Sport Science Faculty, University of Murcia, San Javier, Murcia, Spain

Corresponding author:

Carlos D Gómez Carmona, Research Group in Optimization of Training and Sport Performance (GOERD), Department of Didactics of Music, Plastic and Body Expression, Sport Science Faculty, University of Extremadura, Avenida de la Universidad s/n, Cáceres, Extremadura 10071, Spain.

Email: cdgomezcarmona@unex.es

One of the most popular sensors to quantify neuromuscular variables is the accelerometer, which allows a large number of variables to quantify TL (e.g. player load, impulse load, total load, body load).⁸ This preference in the use of accelerometry-based variables in soccer could be due to its high relation with performance.^{1,9,10} Moreover, different indexes have been developed with different algorithms and scale values to quantify the sum of the acceleration in the three orthogonal axes (vertical, anteroposterior, and lateral), leading to the estimation of the total load.⁸ Accelerometer workload has shown strong correlations on validity analysis with heart-rate,¹¹ VO_{2max} ,¹² SmO_2 ,¹¹ subjective ratings of perceived exertion,¹³ as well as high test-retest and inter and intra-device reliability in continuous¹² and intermittent efforts.¹⁴

To obtain high-quality data when using accelerometers, the sampling frequency needs to be considered. The sampling frequency is defined as the amount of data collected per second.¹⁵ From a theoretical overview, to ensure suitable sampling frequency, the Nyquist theorem should be taken into account, which means that the sampling rate must be at least two times the highest frequency of a range of interest.¹⁶ In this sense, Stevens et al.¹⁷ found that sampling rate is related to accuracy that depends on the question being asked. For example, a 45.45 Hz LPS detects average acceleration and deceleration with acceptable precision, but not peak values when compared with a 100 Hz VICON motion-analysis system. In addition, users should know that data could be manipulated before being recorded/stored through reducing and/or filtering techniques to obtain better quality results that affect the final sampling frequency; this manipulation could be realized by accelerometers and/or inertial device companies, as well as by the user.¹⁸ Therefore, the sampling frequency is important to consider as part of any data collection experiment to ensure that the data of interest are captured without missing peaks or spikes, otherwise the signal will be distorted and information will be lost based on the frequency content of the signal being measured.¹⁹

However, a greater amount of data per unit of time supposes higher sampling frequency, which will not necessarily lead to better results, depending on the context and question posed.^{5,20} So, according to Rico-González et al.,⁵ a different sampling frequency should be used to measure different variables. Although this parameter has been widely discussed in the literature about accelerometry,²⁰ nowadays there is no consensus. For accelerometry workload measurements in physical activity, Migueles et al.²¹ recommended the use of a minimum of 90 Hz when researchers are using the manufacturer methods, and 100 Hz when researchers are filtering and processing the signal on their own. However, a recent review performed by Malone et al.¹⁵ indicated that available sampling rates (i.e. 100 Hz) are not sensitive enough. Manufacturers may need to provide higher sampling data in sport because the choice of sampling

frequency can be influenced by different parameters, such as the range of frequencies in the data, filtering used or required, and other critical considerations. Therefore, this study aimed to identify the minimum sampling frequency that is acceptable for measuring soccer motions through an accelerometry-based variable (i.e. PlayerLoad_{RT}).

Methods

Participants

Eight under-16 male soccer players, members of a soccer club that competes in the Regional Spanish First Division (age: 15.6 ± 0.8 years; body mass: 64.5 ± 5.2 kg; height: 172.3 ± 11.2 cm) participated voluntarily in the present research. All participants met the following inclusion and exclusion criteria: (i) up to 2 years of high-level experience in soccer, (ii) more than 3 months of experience with high-level monitoring, both in training and competition environments,²² (iii) absence of physical limitations or musculoskeletal injuries that could affect testing, and (iv) goalkeepers did not take part in the final sample due to the physical load differences with all the playing positions in the field.²³

All subjects were fully informed about the testing and written informed consent was obtained from both the subjects and their parents or guardians before the beginning of the study protocols. The study was conducted according to the Declaration of Helsinki (2013) guidelines and approval was given by the Institutional Review Board of the University of Extremadura (Reg. Code 232/2019).

Instruments

For the registering of accelerometry-based variables, the inertial measurement unit WIMU PRO™ (RealTrack Systems, Almeria, Spain) was used. These devices contain four 3D accelerometers, as well as other sensors (three 3D gyroscopes with $\pm 2000^\circ/s$, $\pm 2000^\circ/s$, and $4000^\circ/s$ full-scale output range; a 3D magnetometer ± 8 Gauss at 160 Hz; a barometer ± 1200 mbar at 100 Hz; a 10 Hz global positioning system; and a 33 Hz ultra-wideband), that detect and measure movement using a micro-electromechanical system with an adjustable sampling frequency from 10 to 1000 Hz. The full-scale output ranges of the four 3D accelerometers are ± 16 , ± 16 , ± 32 , and ± 400 g. For connection, the device is composed of Wi-Fi 802.11 b/g/n, wireless Bluetooth, and wireless Ant+. Furthermore, each device has a 1 GHz microprocessor, 8 GB flash memory, and a highspeed USB interface to record, store, and upload data. The device is powered by an internal battery with 4 h of life. The dimensions of each WIMU PRO™ are 81 mm \times 45 mm \times 16 mm with a weight of 70 g.

Variable

In the present research, Player Load by RealTrack System company was calculated (PL_{RT}). This index is the vector sum of the four accelerometer data points in its three axes of movement (vertical, antero-posterior, and lateral).²⁴ Player load calculated in the current moment (PL_{RT}) as shown in equation (1) is represented in arbitrary units (a.u.) where X_n , Y_n , and Z_n are the values of BodyX, BodyY, and BodyZ in the current moment; and X_{n-1} , Y_{n-1} , and Z_{n-1} are the values of BodyX, BodyY, and BodyZ in the previous moment. Then, the sum of PL_{RT} during the session is calculated and multiplied by 0.01 as a scale factor, which is calculated as shown.

$$PL_{RT} = \sqrt{\frac{(X_n - X_{n-1})^2 + (Y_n - Y_{n-1})^2 + (Z_n - Z_{n-1})^2}{100}} \quad (1)$$

$$PL_{accumulated} = \sum_{n=0}^m PL_{RT} \times 0.01$$

Procedures

Data acquisition was performed during an in-season training session. Each week, the participating team had four training sessions and played an official match with the following objectives related to match day (MD): (1) MD+1, recovery; (2) MD-4, develop the players' strength and power capabilities, (3) MD-3, tactical preparation for the next match with game-based tasks, (4) MD-2, activation drills and tactical competition scenarios. The day of the data collection corresponded with the MD-4 training session, which was composed of different phases: (a) general and specific warm-up, (b) main part that contains technical, tactical, and physical exercises with a focus on physical exercises, and (c) scrimmage with game-based tasks in a small-sided pitch.

Previous to registering, to ensure the reliability and validity of the accelerometry sensors, a manual calibration process was carried out. For this process, it is necessary to install a wireless network called WIMUNET, which is the configuration facilitated by the manufacturer. Then, the internal setting of the device can be accessed through the web environment. Through this process, different internal parameters of the inertial device can be configured, such as the calibration of inertial sensors (accelerometer, gyroscope, and magnetometer). Each sensor has a different calibration process. For the accelerometer, the device must be placed statically on its six faces for a time period specified by the manufacturer. To verify that the calibration of the accelerometer is correct, the values of the vectorial sum of the three-axis acceleration when the device is static and without any interference should be 1 ± 0.01 G. With this protocol, almost perfect reliability values of

accelerometers were found in: (a) laboratory (static: with and without stress; dynamic: 10 Hz and 30 Hz vibrations; coefficient of variation = 0.23%–0.78%) and (b) field conditions (incremental running treadmill test, coefficient of variation = 2.20%; and SAFT⁹⁰, coefficient of variation = 2.96%), and (c) the test-retest reliability ($p = 0.46$ – 0.98 ; $t = 0.01$ – 0.73 ; $r = 0.86$ – 0.96).²⁵

The inertial measurement units (IMUs) were used to record the players' accelerometer load data during the training session. The players were asked to arrive 15 min prior to the training session so that the four IMUs could be placed through a special neoprene vest. All devices were attached at the T2–T4 level in the medial line between scapulae, forming a square (2×2). The between-devices distance was less than 5 cm to ensure the non-effect of the device's position. The vest was tight-fitting to hold the four devices in place and minimize unwanted movement.²⁶

Each device was configured with a different sampling frequency: (1) 10 Hz, (2) 100 Hz, (3) 500 Hz, and (4) 1000 Hz. In the present research, the fusion of the data from the four accelerometers per axis was performed based on the redundancy principle (down-sampling method) to increase reliability. To obtain a better signal, the accelerometer company and inertial device company applied some data filtration processes before "raw data" were available and these filtration processes were not controlled by the user.³ In this case, the filtration processes were performed at three levels: (1) accelerometer manufacturer; (2) inertial device chipset; and (3) software filtration.

Finally, the playing time of each player was recorded in real-time by the software SVIVOTM. At the end of each recording, data from the inertial devices and time selection were imported by SPROTM software to download the accelerometer data per axis (RealTrack Systems, Almeria, Spain).

Statistical analysis

All accelerometer workload data were exported from SPROTM software to a special digital sheet (Excel, Microsoft, Redmond, WA, USA). Calculation outcomes were presented in means, lower and upper limits, and standard deviation. The Kolmogorov–Smirnov test was used to confirm the normality of the data, verifying the feasibility of using parametric inference. A between-devices agreement and correlation analysis related to the sampling frequency was performed.

Agreement among the different workload values depends on sampling frequency and was analyzed using the most common statistical tests following previous study principles.^{27,28} The correlation and comparison based tests used to report agreement include the following: (1) r-Pearson to confirm and explore linear correlation among different sampling frequencies of accelerometer workload; (2) intraclass correlation coefficient (ICC) and a 95% CI; (3) bias was explored using

Table 1. Agreement measurements of accelerometry-based workload (PlayerLoad_{RT}) depend on sampling frequency in young soccer players during a training session (5-min periods average).

Sampling frequency	Correlation			Comparison			
	<i>r</i> (<i>p</i>)	ICC	95% CI (L; U)	Bias	95% CI	<i>t</i> (<i>p</i>)	<i>d</i> (Rating)
10 versus 100 Hz	0.906 (< 0.01)	0.658	0.51–0.76	3.63 ± 1.25	3.41 to–3.85	32.60 (< 0.01)	2.93, large
10 versus 500 Hz	0.770 (< 0.01)	0.429	0.19–0.60	4.90 ± 2.33	4.49–5.31	23.63 (< 0.01)	2.54, large
10 versus 1000 Hz	0.704 (< 0.01)	0.357	0.09–0.55	5.43 ± 2.80	4.94–5.93	21.76 (< 0.01)	2.43, large
10 versus 500–100 Hz	0.909 (< 0.01)	0.629	0.47–0.74	3.93 ± 1.39	3.75–4.24	32.18 (< 0.01)	2.99, large
10 versus 1000–100 Hz	0.816 (< 0.01)	0.514	0.31–0.66	4.48 ± 1.84	4.16–4.81	27.39 (< 0.01)	2.79, large
100 versus 500 Hz	0.947 (< 0.01)	0.920	0.89–0.94	1.26 ± 1.22	1.05–1.48	11.64 (< 0.01)	0.56, moderate
100 versus 1000 Hz	0.912 (< 0.01)	0.864	0.81–0.90	1.80 ± 1.74	1.50–2.11	11.63 (< 0.01)	0.72, moderate
100 versus 500–100 Hz	0.982 (< 0.01)	0.994	0.99–0.99	0.36 ± 0.36	0.29–0.36	11.31 (< 0.01)	0.21, small
100 versus 1000–100 Hz	0.968 (< 0.01)	0.965	0.95–0.98	0.85 ± 0.73	0.72–0.98	13.12 (< 0.01)	0.43, small
500 versus 1000 Hz	0.985 (< 0.01)	0.987	0.98–0.99	0.54 ± 0.67	0.42–0.66	9.02 (< 0.01)	0.18, trivial
500 versus 500–100 Hz	0.951 (< 0.01)	0.939	0.91–0.96	–0.90 ± 1.10	–1.10 to –0.71	9.19 (< 0.01)	0.39, small
500 versus 1000–100 Hz	0.984 (< 0.01)	0.983	0.98–0.99	–0.41 ± 0.64	–0.53 to –0.30	7.22 (< 0.01)	0.17, trivial
1000 versus 500–100 Hz	0.910 (< 0.01)	0.884	0.84–0.92	–1.44 ± 1.65	–1.73 to –1.15	9.79 (< 0.01)	0.57, moderate
1000 versus 1000–100 Hz	0.971 (< 0.01)	0.956	0.94–0.97	–0.95 ± 1.11	–1.15 to –0.76	9.60 (< 0.01)	0.35, small
500 to 100 versus 1000–100 Hz	0.971 (< 0.01)	0.976	0.97–0.98	0.49 ± 0.62	0.38–0.60	8.87 (< 0.01)	0.24, small

r: Pearson correlation coefficient; *p*: *p*-value; ICC: intraclass correlation coefficient; CI: confidence interval; Bias: mean of differences obtained by Bland-Altman analysis, *t*: *t* value of independent samples *t*-test; *d*: Cohen's *d* effect size.

the Bland-Altman method²⁹; and (4) mean differences among sampling frequencies were analyzed using *t*-tests.

The magnitude of the differences was qualitatively interpreted using Cohen's *d* (*d*) as follows: < 0.2 trivial; 0.2–0.49 small; 0.5–0.79 moderate and > 0.8 large.³⁰ ICC was interpreted following previously proposed ranks as: poor (0), trivial (0.01–0.20), regular (0.21–0.40), moderate (0.41–0.60), substantial (0.61–0.80), and almost perfect (0.81–1.00).³¹ The Pearson correlation coefficient was interpreted as trivial ($r^2 < 0.1$), small ($0.1 < r^2 < 0.3$), moderate ($0.3 < r^2 < 0.5$), large ($0.5 < r^2 < 0.7$), very large ($0.7 < r^2 < 0.9$), nearly perfect ($r^2 > 0.9$), and perfect ($r^2 = 1$).³² Statistical analyses were performed using IBM SPSS Statistics (version 24, IBM Corporation, Armonk, NY). Statistical differences were considered if $p < 0.05$.

Results

In Table 1, the agreement analysis (correlation and comparisons) of accelerometry-based workload through PlayerLoad_{RT} registered at sampling frequencies of 10, 100, 500, and 1000 Hz and the down-sampling of the raw data of 500/100 Hz and 1000/100 Hz in young soccer players during training sessions is shown. Very large to nearly perfect correlations were found between all SF ($r > 0.704$). An almost perfect agreement was found between all SF ($ICC > 0.864$), except regular to substantial agreement between 10 Hz and the rest of sampling frequencies ($ICC = 0.357$ – 0.658). In comparison analysis, statistical differences were found between all sampling frequencies ($p < 0.01$), finding the highest differences between 10 Hz and all sampling frequencies.

In Figure 1, the Bland-Altman plots of the variables analyzed in the present study are shown. A tendency of increased differences between sampling frequencies was found when accelerometry workload was elevated, while at lower workload registers, reduced differences were observed.

Discussion

Currently, as a result of technological advances, various devices that incorporate accelerometers have been developed to monitor workload demands in physical activity and sports.^{15,21} In this sense, different factors could affect the accelerometer signal, such as the wide variety of formulas,⁸ chosen sampling frequency or filtering processes that impact the sample rate on final outcome.^{15,21} To the authors' knowledge, no study has previously assessed the influence of sampling frequency on the measurements by accelerometry-based workload in team sports. Therefore, the present study aimed to identify the minimum sampling frequency that is practical for measuring soccer motions through an accelerometry-based variable (i.e. PlayerLoad_{RT}).

It is well known that the sampling frequency of variables derived from Electronic Performance and Tracking Systems technology varies between manufacturers and sensors.¹⁵ That is why recent studies have focused on the recorded and processed sampling frequency in different variables, such as the player's position on the field,^{33–35} tactical behavior,⁵ etc. Changes in the sampling selection, as well as other settings (e.g. filtering processes), are likely to have implications in the quality and accuracy of the processed data.¹⁵

Firstly, in agreement analysis between accelerometer workload at different sampling frequencies, very large

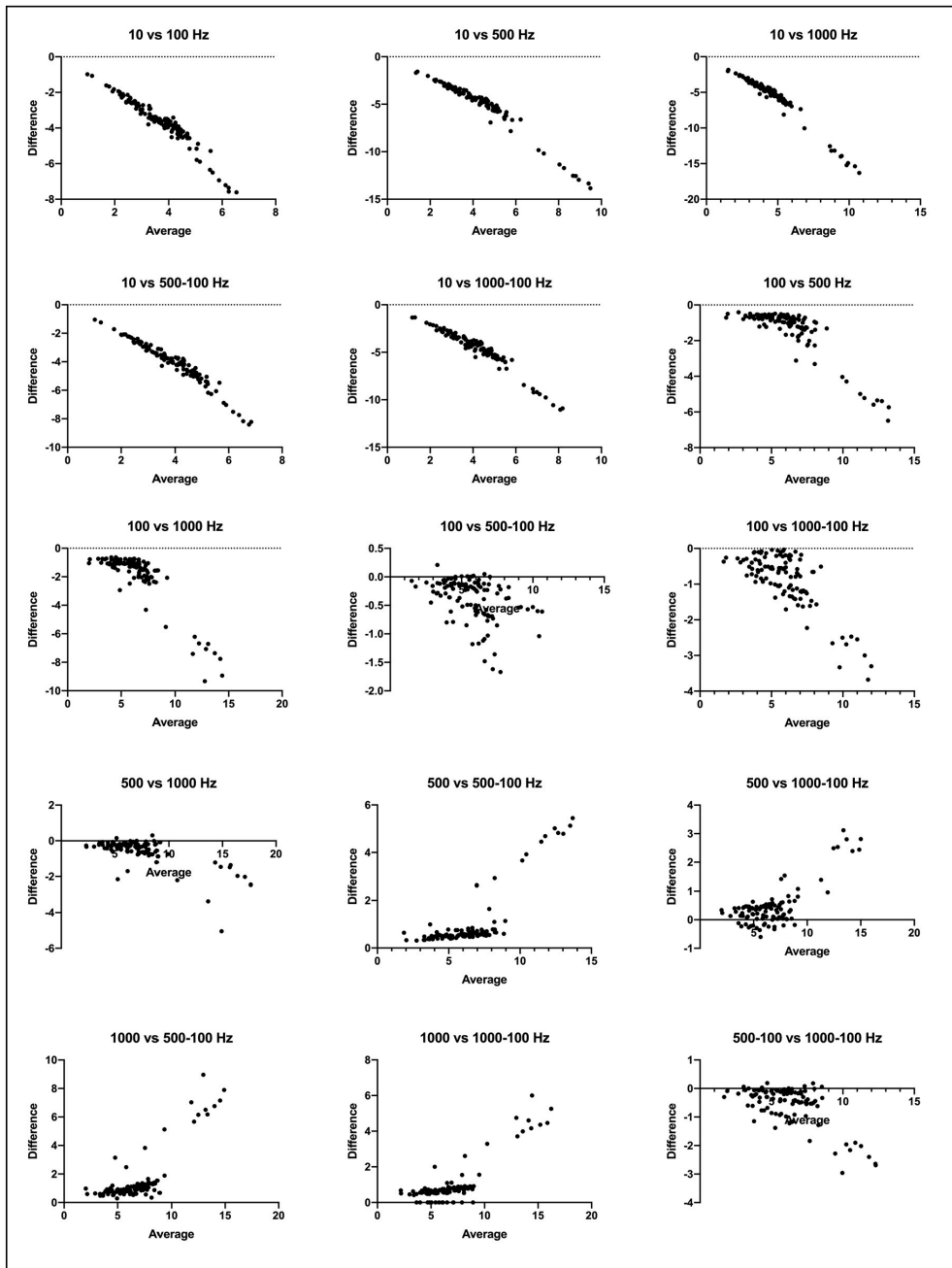


Figure 1. Bland-Altman plots to analyze the differences between sampling frequencies in the register of 5-min periods accelerometry workload ($PlayerLoad_{RT}$) in young soccer players.

to nearly perfect correlations were found between all SF ($r > 0.704$). An almost perfect agreement was found between all SF ($ICC > 0.864$), except regular to substantial agreement between 10 Hz and the rest of sampling frequencies ($ICC = 0.357-0.658$). The sampling frequency is fundamental to compare data between

devices and accurately measure the movement of interest. Previous research by Gómez-Carmona et al.⁸ found that different accelerometry-based load index cannot be compared due to scale values, algorithms, sampling frequency of the accelerometers that compose the inertial devices and different filtering processes. Some data

filtering methods usually differ between devices and manufacturers and may have a significant impact on final data output.⁵ Data mining and filtering methods are usually applied to the original dataset before users can manage the raw data and these techniques are usually automatic, so the final user cannot dispense them.³⁶ For example, down-sampling and upweighting data are two well-known ways to handle imbalance data from different sensors (e.g. linking spatiotemporal data from accelerometers, magnetometers, and gyroscopes); other default settings such as low-pass filtering, cut-off frequency and anti-aliasing filtering could also impact the resulting dataset.^{37,38}

For this reason, to compare data between studies, researchers should include these aspects in their research methods.³⁶ Therefore, sport science and medicine researchers continue to explore whether the reliability and accuracy of each device is acceptable for their intended purpose.¹⁵ The present research has identified that a sampling frequency lower than 100 Hz is not sensitive enough to detect the external load that soccer players support through the PlayerLoad_{RT} index registered by accelerometry at the inter-scapulae line (ICC < 0.658). Previous research performed in physical activity suggested that a minimum of 90 Hz is necessary to accurately and reliably detect the external workload experienced by participants.^{15,21} Therefore, for practical applications in team sports, devices should be equipped with a minimum of 100 Hz accelerometers. This selection should allow for accurate and reliable measures to be derived with the aim of external workload monitoring in the three-axis of movement and subsequent comparison between players.

This information is very valuable because professionals in sport science must consider the sampling frequency as a fundamental variable when obtaining data related to physical load based on accelerometry. The selection of the sampling frequency must be in accordance with the specific action being monitored, realizing that some analysis requires a higher sampling frequency than others. If the measure's purpose is for a short period of time and very specific (e.g. mean propulsive velocity in resistance exercises, monopodial and bipedal balance, jump biomechanics, etc.), a higher sampling frequency could be recommended. An error in the selection of the most suitable sampling frequency fails to identify small changes in the external workload. In addition, it is essential to recognize that professionals in sport science should select the same sampling frequency when comparing data collected at different times. Another consideration should be taken regarding the potential differences in the sampling frequency of the raw data and some chosen software derived data.

While the results of this study have provided information about the agreement and differences between sampling frequencies to detect external workload through an accelerometry-based index during a training session of a U-16 soccer team, some limitations to the

study must be acknowledged. Although the sample used for this study was low (eight players in a training session), each player wore four inertial devices at different sampling frequencies that detected their movements and generated a large amount of data to analyze their effect in external workload monitoring. The complexity of the designed protocol required a small number of participants due to the amount of equipment required (four devices per player for a total of 32 devices). However, despite the small number of participants in the study, the registered data was large enough to obtain statistical significance and help team staff in one of the different factors that influence the external workload monitoring and management during training sessions and official matches. In addition, another limitation of the current study is that the data were collected from sensors on a tight-fitting vest. Although this method is commonly used for soccer monitoring, the results cannot be extrapolated for other methods of sensor attachment to the body due to different levels of noise that could be produced for the motion.

Finally, future research may explore, following the protocol designed in the present study, the effect of accelerometer placement, sensor attachment, error magnitude, calibration protocols, sampling frequency, software derived data frequencies and time frames for assessing accelerometer data and selection of filtering techniques during different activities to determine the optimum sampling frequency for physical load measurement in soccer and other sports. The aspects mentioned above are very important because any of these decisions may have implications on the data quality and accuracy, thus manufacturers should provide guidelines for their equipment.

Conclusion

An almost perfect correlation was observed between all sampling frequencies (10, 100, 500, and 1000 Hz) when registering accelerometry-based workload through PlayerLoad_{RT} in soccer. Despite this, there were large effect size differences and regular agreement between 10 Hz sampling frequency and all other frequencies. The results of this study, as well as evidence from previous studies, suggest the use of a minimum 100 Hz to monitor external workload using IMU devices. In soccer, when considering motion characteristics, a sampling rate is needed that allows for monitoring sudden change of direction, high-speed actions and other movements performed in a short time. In consequence, the selection of specific sampling frequency to register external workload in team sports must be confirmed in future studies.

Acknowledgement

The authors would like to thank all the participants for giving them permission to take part in this research.

Author's note

This manuscript is original and not previously published, nor is it being considered elsewhere until a decision is made as to its acceptability by the Journal of Sports Engineering and Technology.

Declaration of conflicting interests

The author(s) declared the following potential conflicts of interest with respect to the research, authorship, and/or publication of this article: The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest. The funders had no role in study design, data collection and analysis, decision to publish, or preparation of the manuscript.


Funding

The author(s) disclosed receipt of the following financial support for the research, authorship, and/or publication of this article: The first author of the present study is a beneficiary of a grant from the Spanish Ministry of Science, Innovation and Universities (FPU17/00407). This study has been partially subsidized by the Aid for Research Groups (GR18170) from the Regional Government of Extremadura (Department of Employment, Companies and Innovation), with a contribution from the European Union through the European Funds for Regional Development.

ORCID iDs

Carlos D Gómez-Carmona  <https://orcid.org/0000-0002-4084-8124>

Markel Rico-González  <https://orcid.org/0000-0002-9849-0444>

José Pino-Ortega  <https://orcid.org/0000-0002-9091-0897>

References

- Jaspers A, Brink MS, Probst SGM, et al. Relationships between training load indicators and training outcomes in professional soccer. *Sports Med* 2017; 47: 533–544.
- Bowen L, Gross AS, Gimpel M, et al. Accumulated workloads and the acute:chronic workload ratio relate to injury risk in elite youth football players. *Br J Sports Med* 2017; 51: 452–459.
- Owen AL, Forsyth JJ, Wong DP, et al. Heart rate-based training intensity and its impact on injury incidence among elite-level professional soccer players. *J Strength Cond Res Natl Strength Cond Assoc* 2015; 29: 1705–1712.
- McLaren SJ, Macpherson TW, Coutts AJ, et al. The relationships between internal and external measures of training load and intensity in team sports: a meta-analysis. *Sports Med* 2018; 48: 641–658.
- Rico-González M, Los Arcos A, Nakamura FY, et al. The use of technology and sampling frequency to measure variables of tactical positioning in team sports: a systematic review. *Res Sports Med* 2020; 28: 279–292.
- Cummins C, Orr R, O'Connor H, et al. Global Positioning Systems (GPS) and microtechnology sensors in team sports: a systematic review. *Sports Med* 2013; 43: 1025–1042.
- Hausler J, Halaki M and Orr R. Application of global positioning system and microsensor technology in competitive rugby league match-play: a systematic review and meta-analysis. *Sports Med* 2016; 46: 559–588.
- Gómez-Carmona CD, Pino-Ortega J, Sánchez-Ureña B, et al. Accelerometry-based external load indicators in sport: too many options, same practical outcome? *Int J Environ Res Public Health* 2019; 16: 5101.
- Buchheit M, Lacombe M, Cholley Y, et al. Neuromuscular responses to conditioned soccer sessions assessed via gps-embedded accelerometers: insights into tactical periodization. *Int J Sports Physiol Perform* 2018; 13: 577–583.
- Miñano-Espin J, Casáis L, Lago-Peñas C, et al. High speed running and sprinting profiles of elite soccer players. *J Hum Kinet* 2017; 58: 169–176.
- Gomez-Carmona CD, Bastida-Castillo A, González-Custodio A, et al. Using an inertial device (WIMU PRO™) to quantify neuromuscular load in running: reliability, convergent validity and the influence of type of surface and device location. *J Strength Cond Res* 2020; 34: 365–373.
- Barrett S, Midgley AW, Towson C, et al. Within-Match PlayerLoad™ patterns during a simulated soccer match: potential implications for unit positioning and fatigue management. *Int J Sports Physiol Perform* 2016; 11: 135–140.
- Casamichana D, Castellano J, Calleja-Gonzalez J, et al. Relationship between indicators of training load in soccer players. *J Strength Cond Res* 2013; 27: 369–374.
- Boyd LJ, Ball K and Aughey RJ. The reliability of Mini-maxX accelerometers for measuring physical activity in Australian football. *Int J Sports Physiol Perform* 2011; 6: 311–321.
- Malone JJ, Lovell R, Varley MC, et al. Unpacking the black box: applications and considerations for using GPS devices in sport. *Int J Sports Physiol Perform* 2017; 12: S218–S226.
- Nyquist H. Certain topics in telegraph transmission theory. *Trans Am Inst Electr Eng* 1928; 47: 617–644.
- Stevens TGA, de Ruyter CJ, van Niel C, et al. Measuring acceleration and deceleration in soccer-specific movements using a Local Position Measurement (LPM) system. *Int J Sports Physiol Perform* 2014; 9: 446–456.
- Gómez-Carmona CD, Bastida-Castillo A, Ibáñez SJ, et al. Accelerometry as a method for external workload monitoring in invasion team sports. A systematic review. *PLoS One* 2020; 15: e0236643.
- Zhang S, Murray P, Zillmer R, et al. Activity classification using the GENE: optimum sampling frequency and number of axes. *Med Sci Sports Exerc* 2012; 44: 2228–2234.
- Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, Inc., 2009.
- Migueles JH, Cadenas-Sanchez C, Ekelund U, et al. Accelerometer data collection and processing criteria to assess physical activity and other outcomes: a systematic review and practical considerations. *Sports Med* 2017; 47: 1821–1845.

22. Chambers R, Gabbett TJ, Cole MH, et al. The use of wearable microensors to quantify sport-specific movements. *Sports Med* 2015; 45: 1065–1081.
23. White A, Hills SP, Cooke CB, et al. Match-Play and performance test responses of soccer goalkeepers: a review of current literature. *Sports Med* 2018; 48: 2497–2516.
24. Reche-Soto P, Cardona-Nieto D, Diaz-Suarez A, et al. Player load and metabolic power dynamics as load quantifiers in soccer. *J Hum Kinet* 2019; 69: 259–269.
25. Gómez-Carmona CD, Bastida-Castillo A, García-Rubio J, et al. Static and dynamic reliability of WIMU PRO™ accelerometers according to anatomical placement. *Proc IMechE, Part P: J Sports Engineering Technology* 2019; 233: 238–248.
26. Edwards S, White S, Humphreys S, et al. Caution using data from triaxial accelerometers housed in player tracking units during running. *J Sports Sci* 2018; 37: 810–818.
27. Kottner J and Streiner DL. The difference between reliability and agreement. *J Clin Epidemiol* 2011; 64: 701–702.
28. Zaki R, Bulgiba A, Ismail R, et al. Statistical methods used to test for agreement of medical instruments measuring continuous variables in method comparison studies: a systematic review. *PLoS One* 2012; 7: e37908.
29. Bland JM and Altman DG. Measuring agreement in method comparison studies. *Stat Methods Med Res* 1999; 8: 135–160.
30. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd ed. Hillsdale, NJ: L. Erlbaum Associates, 1988.
31. Kramer MS and Feinstein AR. Clinical biostatistics. LIV. The biostatistics of concordance. *Clin Pharmacol Ther* 1981; 29: 111–123.
32. Hopkins WG, Marshall SW, Batterham AM, et al. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sports Exerc* 2009; 41: 3–13.
33. Duarte R, Araújo D, Fernandes O, et al. Capturing complex human behaviors in representative sports contexts with a single camera. *Medicina (Kaunas)* 2010; 46: 408–414.
34. Frencken WGP, Lemmink KAPM and Delleman NJ. Soccer-specific accuracy and validity of the local position measurement (LPM) system. *J Sci Med Sport* 2010; 13: 641–645.
35. Leser R, Baca A and Ogris G. Local Positioning Systems in (Game) sports. *Sensors* 2011; 11: 9778–9797.
36. Rico-González M, Los Arcos A, Rojas-Valverde D, et al. A survey to assess the quality of the data obtained by radio-frequency technologies and microelectromechanical systems to measure external workload and collective behavior variables in team sports. *Sensors* 2020; 20: 2271.
37. Wu LC, Laksari K, Kuo C, et al. Bandwidth and sample rate requirements for wearable head impact sensors. *J Biomech* 2016; 49: 2918–2924.
38. Mack DJ, Belfanti S and Schwarz U. The effect of sampling rate and lowpass filters on saccades – A modeling approach. *Behav Res Methods* 2017; 49: 2146–2162.

10.5. Estudio V. Design and validity of a field test battery for assessing multi-location external load profile in invasion team sports

E-Balonmano.com: Revista de Ciencias del Deporte / Abrev: Ebm. Reclde [es] - Abrev: EBM. JSS [en]
 Universidad de Extremadura & Federación Extremeña de Balonmano, España / ISSN: 1885-7019 / Vol. 16, Nº 1 / 2020

Artículo original / Original Article

DISEÑO Y VALIDACIÓN DE UNA BATERÍA DE PRUEBAS DE CAMPO PARA LA VALORACIÓN DEL PERFIL MULTI-UBICACIÓN DE CARGA EXTERNA EN DEPORTES DE INVASIÓN

Design and validity of a field test battery for assessing multi-location external load profile in invasion team sports

Carlos David Gómez-Carmona ^{1*} , José Pino-Ortega ² , Sergio José Ibáñez ^{1*} 

¹Universidad de Extremadura, España; ²Universidad de Murcia, España.

* Correspondence: cdgomezcarmona@unex.es; sibanez@unex.es

Recibido: 17/12/2019; Aceptado: 22/01/2020; Publicado: 31/01/2020

Resumen

En la actualidad, existe un creciente interés en la evaluación de la carga externa mediante dispositivos inerciales en deportes de invasión. La monitorización se ha estado realizando en una única ubicación anatómica en función de las especificaciones del fabricante. El reto surge cuando la medición en una única ubicación no detecta la carga global del cuerpo y una evaluación en diferentes ubicaciones es requerida para evaluar de forma precisa la carga externa soportada por el deportista. Por tanto, el objetivo del presente estudio es el diseño y validación de una batería de pruebas de campo para la evaluación de carga interna y externa multi-ubicación en relación con los desplazamientos en deportes de invasión. La evaluación está compuesta por un total de cinco pruebas que evalúan las siguientes capacidades/habilidades: (a) aeróbica, desplazamiento lineal; (b) capacidad anaeróbica láctica, aceleración y desaceleración, (c) capacidad anaeróbica aláctica, desplazamiento curvilíneo (d) capacidad elástica, salto, (e) capacidad física condicional, juegos reducidos modificados. Por ello, la evaluación mediante la batería propuesta aportará al cuerpo técnico una visión global y multi-ubicación de la condición física individualizada del deportista.

Palabras clave: Deportes de invasión; carga neuromuscular; evaluación; impactos.

Abstract

Currently, it exists a study increase related to the external load assessment through inertial devices in invasion team sports. The monitoring is has been performing in one anatomical location depending of the manufacturer recommendations. The challenge arises when the single location measurement does not detect the total load of the body and a multi-location assessment is required to accurately evaluate the athlete's body workload. Therefore, the purpose of the present study is to design and validate a field-test battery for external multi-location workload assessment in the most common displacements in invasion team sports. Five tests composed the battery that evaluate the following capacities/abilities: (a) aerobic, linear displacement; (b) lactic anaerobic capacity, acceleration and deceleration, (c) non-lactic anaerobic capacity, curvilinear displacement (d) elastic capacity, jump, (e) conditional physical capacity, small-sided games. Therefore, using this group of tests will provide the team staff with a global overview and an individualized multi-location workload profile of the athlete.

Keyword: Invasion sports; neuromuscular load; assessment; impacts.

Fuentes de Financiación / Funding: Este estudio ha sido parcialmente financiado por las Ayudas a los Grupos de Investigación (GR18170) de la Junta de Extremadura (Consejería de Economía e Infraestructura), con la participación de la Unión Europea a partir del Fondo Europeo de Desarrollo Regional / This study has been partially subsidized by the Aid for Research Groups (GR18170) from the Regional Government of Extremadura (Department of Economy and Infrastructure), with a contribution from the European Union from the European Funds for Regional Development.

Agradecimientos / Acknowledgments: Los autores agradecen la labor realizada voluntariamente por los jueces expertos en la evaluación de la presente batería de pruebas / The authors appreciate the work done voluntarily by the expert judges in the evaluation of this test battery.

Conflicto de intereses / Conflicts of Interest: Los autores no declaran conflicto de intereses / The authors declare no conflict of interest

Citación / Citation: Gómez-Carmona, C. D., Pino-Ortega, J., & Ibáñez, S. J. (2020). Design and validity of a field test battery for assessing multi-location external load profile in invasion team sports. *E-balonmano.com Journal Sports Science*, 16(1), 23-48.

Sección / Section: Análisis del rendimiento deportivo / Performance analysis in sport

Editor de Sección / Edited by: Sebastián Feu, Universidad de Extremadura, España 

Introducción

Los deportes formales son clasificados en diferentes categorías: deportes de red y pared, deportes de golpeo y depósito, y deportes de invasión (Read y Edwards, 1992). Los deportes de invasión, los cuales se dividen en deportes de porterías de lanzamiento (ej. baloncesto, balonmano), deportes de intento de anotación (e.j. rugby, fútbol americano) y deportes de portería de golpeo (ej. fútbol, hockey) se caracterizan por presentar esfuerzos intermitentes de alta intensidad (Stølen et al., 2005). En estas modalidades deportivas, acciones explosivas como cambios de dirección, aceleraciones y deceleraciones, y acciones técnicas específicas dependientes de la vía anaeróbica, se realizan en repetidas ocasiones con recuperaciones incompletas, siendo determinantes en el rendimiento deportivo (Chaouachi et al., 2012; Stojanović et al., 2018; Wagner et al., 2014). Además, estos desplazamientos y habilidades son dinámicos e impredecibles durante el partido, siendo su duración e intensidad variables a lo largo de la competición (Bloomfield et al., 2007). Para su cuantificación de forma objetiva, se necesitan instrumentos capaces de detectar la carga acumulada y los diferentes eventos y/o acciones deportivas.

El desarrollo de la acelerometría ofrece un nuevo método de cuantificación de las cargas (Cummins et al., 2013; Gómez-Carmona, Pino-Ortega, et al., 2019). Recientemente se han desarrollado nuevos dispositivos que integran múltiples sensores en la misma unidad (acelerómetro, giróscopo, magnetómetro, GPS, etc.), conocidos como unidades inerciales de movimiento que permiten cuantificar la carga de entrenamiento (Wu et al., 2007). Sin embargo, son necesarios estudios para evaluar la precisión de la medida, que permita una correcta cuantificación. Por tanto, la fiabilidad y validez de los acelerómetros que componen los dispositivos inerciales han sido analizadas previamente para la cuantificación de la carga externa tanto en análisis notacional (impactos, saltos, etc.) (Hulin et al., 2017), como en análisis tiempo-movimiento (Player Load, fuerza de reacción contra el suelo, etc.) (Raper et al., 2017). La variable PlayerLoad™ ha sido la más estudiada para la cuantificación de la carga, obteniendo buenos valores de fiabilidad y validez respecto a variables de carga interna (Barrett et al., 2014) y carga externa (Lovell et al., 2013).

Para una correcta cuantificación, es importante la ubicación del dispositivo inercial. En la literatura es aceptado que el centro de masas (COM) es una localización válida para detectar movimiento de cuerpo completo. Barrett et al., (2014) demostraron que la fiabilidad y validez mejoraba cuando la localización del dispositivo se encontraba en COM respecto a la línea interescapular. Sin embargo, en deportes de equipo, la línea interescapular es admitida como la mejor ubicación para la recepción de la señal de los sistemas de posicionamiento global (GPS) (Akenhead y Nassis, 2016). Recientes investigaciones identifican que los acelerómetros únicamente miden la aceleración del segmento al que están fijados, debido a la complejidad del movimiento multi-segmentos durante las acciones deportivas (Nedergaard et al., 2017). En este sentido, Zhang et al., (2016) sugieren que ubicar el dispositivo en el maléolo lateral es la localización más válida para detectar la fuerza de reacción contra el suelo.

Hasta donde se conoce, existe un déficit en la evaluación del perfil multi-ubicación de la carga externa (PMUCE), tanto en condiciones de laboratorio como en test específicos de campo, no existiendo una individualización en función de la modalidad deportiva (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, García-Rubio, Ibáñez, y Pino-Ortega, 2019). Además, el estudio de la carga externa en diferentes puntos articulares de forma simultánea en el tiempo (tobillo, rodilla, zona lumbar y línea inter-escapular) permitirá conocer las dinámicas de absorción de la carga externa que soporta las estructuras musculoesqueléticas del deportista y poder realizar un análisis detallado en función de la ubicación corporal y la lateralidad del sujeto, lo cual no ha sido estudiado en profundidad (Gómez-Carmona et al., 2019; Nedergaard et al., 2017; Rojas-Valverde, Sánchez-Ureña, et al., 2019). Actualmente, no existe ninguna aproximación de este fenómeno en los deportes de invasión, por lo que se presenta un gran campo de actuación siendo necesaria su investigación.

Para su evaluación, es necesario identificar previamente en la literatura científica las diferentes acciones específicas que más se reproducen en los deportes de invasión (Chaouachi et al., 2012; Stojanović et al., 2018; Wagner et al., 2014), entre las que se encuentran el desplazamiento lineal, desplazamiento curvilíneo, cambios de velocidad, acciones de salto y acciones técnico-tácticas específicas de cada modalidad deportiva, para a partir de las mismas, seleccionar, modificar o diseñar pruebas específicas para la evaluación del rendimiento.

Para seleccionar estas pruebas de forma objetiva, es necesario que las mismas pasen un proceso de validez a partir de una valoración cuantitativa y cualitativa mediante el procedimiento de jueces expertos. Estos jueces expertos deben ser personas que den una opinión informada y habrán de tener una amplia trayectoria profesional y académica en el tema de estudios (Escobar-Pérez y Cuervo-Martínez, 2008). Esta debe ser realizada por diez o más sujetos para ofrecer una estimación aceptable para la validez de contenido de una herramienta o instrumento de evaluación (Wiersma, 2001).

Por tanto, debido a que no existe un conjunto de test específicos válido para la medición de la carga externa en diferentes puntos articulares de forma simultánea durante los desplazamientos específicos en modalidades deportivas de invasión que puedan llevarse a la práctica en el espacio específico de juego, los objetivos de la presente investigación son diseñar una batería de test de campo para la evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa en deportes de invasión y analizar la validez de contenido de dicha batería de pruebas mediante el procedimiento de jueces expertos.

Método

Diseño

El diseño de la presente investigación se encuadra dentro de los estudios instrumentales, pues trata de proponer, desarrollar y validar una batería de test específicos para evaluar el perfil multi-ubicación de carga externa en deportes de equipo de invasión (Ato et al., 2013). Por tanto, en primer lugar es una propuesta sobre una batería de pruebas para evaluar la condición física, los tipos de desplazamientos y capacidades físicas de los jugadores que debe reunir los siguientes requisitos: i) posibilidad de realización en el lugar de entrenamiento; ii) evaluación de los diferentes tipos de desplazamientos/capacidades que se realizan durante la competición, iii) utilizar las marcaciones realizadas en el terreno de juego, iv) específicos de los deportes de invasión analizados. Para su creación es necesario la realización de un proceso de validación del mismo, a través de la utilización de un comité de jueces expertos específico en el ámbito de evaluación para que el análisis sea correcto (García-Martín et al., 2016; Ibáñez et al., 2019).

Propuesta de batería de test para la evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa

Se propuso una batería específica para la evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa, la cual estaba formada por una agrupación de pruebas que analizan las diferentes capacidades y habilidades que se realizan en competición en diferentes deportes de invasión, siendo las dimensiones y distribución táctica individualizadas en función de la modalidad deportiva (fútbol, baloncesto y balonmano). Las pruebas propuestas fueron: (a) capacidad aeróbica, desplazamiento lineal, Yo-Yo test; (b) capacidad anaeróbica láctica, desplazamiento curvilíneo, semicírculo central (fútbol), arco 6.75 m. (baloncesto), línea de golpe franco (balonmano); (c) capacidad anaeróbica láctica, cambios de velocidad, test de habilidad de esprint repetidos con distancias de 33.5 m. (fútbol), 16.25 m. (baloncesto), 22 m. (balonmano); (d) capacidad física condicional, habilidades técnico-tácticas, juegos reducidos de 5 vs 5 + portero (fútbol), 3 vs 3 (baloncesto) y 3 vs 3 + portero (balonmano); y (e) capacidad elástica, salto, test Abalakov.

Propuesta de evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa

La principal innovación de la aplicación de la presente batería es la valoración multi-ubicación de la carga externa mediante dispositivos inerciales. Los dispositivos inerciales están compuestos por sistemas-micro-electro-mecánicos (MEMS) con sensores como acelerómetros, giróscopos y magnetómetros utilizados para la cuantificación de la carga neuromuscular en deportes individuales y colectivos (Wu et al., 2007). Además de los sensores MEMS, también están compuestos de receptores de localización mediante sistemas de navegación por satélite (GNSS) y sistemas de posicionamiento local (LPS) para el análisis tiempo-movimiento, además de diferentes tecnologías de comunicación inalámbricas como Bluetooth, Wi-Fi o Ant+ para añadir otros sensores externos al dispositivo tanto para la evaluación de carga interna y externa, y la posibilidad de visualizar los datos de rendimiento del deportista en tiempo real durante la práctica (Cummins et al., 2013; Rojas-Valverde, Gómez-Carmona, et al., 2019).

El sensor principal a utilizar durante las evaluaciones será el acelerómetro, el cual detecta el movimiento del atleta en relación a la fuerza de la gravedad (Neville et al., 2010). Para la evaluación, en primer lugar, es recomendable seguir los protocolos de calibración requeridos por el fabricante. Casi todos los dispositivos tienen en común los siguientes tres criterios: (1) dejar el dispositivo sobre una superficie plana, (2) dejar el dispositivo estático durante 30 segundos, y (3) sin dispositivos electromagnéticos a su alrededor (Gómez-Carmona et al., 2019). Antes de la realización del registro, será necesario tener en cuenta algunos aspectos que pueden influir en la medición como: (1) realizar una calibración manual para asegurar que el dispositivo estático presenta un valor de 1.00 ± 0.01 G en la suma vectorial de los tres ejes del acelerómetro según recomendación de los fabricantes (Nichols et al., 1999), (2) configurar el dispositivo con una frecuencia de muestreo mínima de 100 Hz, la cual ha sido considerada como recomendable para la medición de carga externa en deporte (Camomilla et al., 2018) y (3) que el dispositivo adquiera la temperatura óptima de funcionamiento (Bereska et al., 2016), para lo que es necesario su encendido un mínimo de 30 minutos antes del inicio del registro.

La evaluación se realizará en seis ubicaciones anatómicas de forma simultánea: (i) espalda (línea inter-escapular) (Barrett et al., 2014), (ii) zona lumbar (L3, centro de masas) (Gómez-Carmona et al., 2019), (iii) rodilla (a 3 cm de la grieta de la rótula en sentido ascendente) (Takeda et al., 2009) y (iv) tobillo (a 3 cm del maléolo lateral en sentido ascendente) (Klassen et al., 2016). Tanto en rodilla como en tobillo se colocarán en la parte externa de ambas piernas en todos los sujetos. El peso de los dispositivos oscila entre 70-90 gramos según el fabricante, por lo que en total el deportista portará aproximadamente 500 gramos en relación con los seis dispositivos para la evaluación.

Debido al uso de seis dispositivos inerciales de forma simultánea será necesario un proceso de sincronización para que los datos se encuentren en la misma línea temporal, y por consiguiente los datos de los seis dispositivos puedan compararse durante la misma acción conjunta durante el movimiento. Para este hecho, se debe realizar una sincronización manual basándonos en la señal del sensor giróscopo, la cual consta de los siguientes pasos y con la que conseguiremos una precisión de 0.001 segundos en la vinculación:

1. Los dispositivos serán encendidos y calibrados siguiendo las recomendaciones del fabricante y la del funcionamiento de los sensores comentadas previamente.
2. Se iniciará la grabación de la sesión en los dispositivos y se ubicarán en una caja hermética.
3. Los dispositivos serán girados en el mismo eje (eje y) durante 10 segundos.
4. Los dispositivos serán ubicados en los deportistas y se comenzará con el registro de las pruebas de evaluación.
5. Al finalizar la evaluación, los dispositivos serán retirados de los deportistas, se finalizará de grabar la sesión y se descargarán cada uno de los archivos a una memoria externa o al propio ordenador.
6. Los 6 dispositivos de cada sujeto se importarán en el software específico del fabricante, abriendo en cada uno de ellos el canal del giróscopo del eje y.
7. Uno de los dispositivos será utilizado como referencia y se marcará el paso de velocidad angular positiva a negativa al final del primer giro.
8. Posteriormente, se desvinculará la temporalidad del resto de dispositivos y se marcará el mismo paso de positivo a negativo en cada uno de ellos.
9. Finalmente, se procederá a la sincronización de todos los dispositivos y se deberá comprobar que todos los dispositivos realizan el paso de velocidad angular positiva a negativa en el mismo punto temporal.

Para la adhesión de los dispositivos en el deportista puede realizarse mediante dos propuestas, en función de los recursos disponibles: (1) colocación individual de los dispositivos y (2) mono integral. La anejió de los dispositivos de forma individual se realizará: (i) espalda, mediante un arnés específico ajustado anatómicamente al sujeto (30 gr.) y (ii) L3, tobillo y rodilla, mediante una banda extensible ajustable (25 gr.) (Figura 1a). En cambio, mediante el mono integral este estará diseñado en una sola pieza (150-200 gr.), con dos partes diferenciadas (Figura 1b):

1. **Parte superior:** Realizada en tejido transpirable y que se ajusta anatómicamente al sujeto, con dos bolsillos interiores para anejiar los dispositivos de línea inter-escapular y centro de masas, además de una banda extensible sobre la región lumbar para fijar de forma más segura el dispositivo.
2. **Parte inferior:** Realizado en licra fina y que se adapta anatómicamente al deportista. Contiene cuatro bolsillos exteriores con bandas extensibles para ubicar y sujetar los dispositivos inerciales en tobillos y rodillas.



Figura 1: Ubicación de los dispositivos (a) forma individual y (b) mediante mono integral.

Participantes

En el presente estudio de validación participaron nueve jueces expertos. La selección de la muestra fue deliberada e intencional (Ato et al., 2013) debido a que se buscaron sujetos capaces de evaluar de forma objetiva y realizar valoraciones que pueden provocar reflexiones y servir de ayuda al investigador (Escobar-Pérez y Cuervo-Martínez, 2008). Por ello, los criterios de inclusión para participar como experto en la presente investigación fueron cinco, de los cuales se debían poseer un mínimo de cuatro: (i) Doctor Universitario en Ciencias del Deporte o Educación Física; (ii) Poseer titulación federativa/académica de una modalidad deportiva de invasión; (iii) Tener más de 10 años de experiencia como docente universitario en una modalidad deportiva de invasión; (iv) Tener más de 10 años de experiencia como entrenador o preparador físico de una modalidad deportiva de invasión; y (v) Poseer publicaciones científicas en el ámbito del rendimiento deportivo en deportes de invasión.

En la tabla 1 se muestra los criterios de inclusión que cumple cada uno de los sujetos expertos en deportes de invasión pertenecientes a la muestra.

Tabla 1. Características de los participantes seleccionados como jueces expertos para la evaluación de la batería de test.

Sujetos	Criterios de Selección				
	Criterio 1	Criterio 2	Criterio 3	Criterio 4	Criterio 5
1	✓	✓	✓	✓	✓
2	✓	✓	✓		✓
3	✓	✓		✓	✓
4	✓	✓	✓	✓	✓
5	✓	✓	✓		✓
6	✓	✓	✓	✓	✓
7	✓	✓	✓		✓
8	✓	✓	✓	✓	✓
9	✓	✓	✓	✓	✓

Validez de contenido

La validez de contenido es definida como el grado en el que los ítems seleccionados representan adecuadamente al instrumento objeto de medición (Escobar-Pérez y Cuervo-Martínez, 2008). Para lograr un nivel óptimo de validez de contenido se empleó la técnica de valoración de jueces expertos (Wiersma, 2001). Los jueces expertos valoraron los apartados de adecuación, elaboración e importancia de cada una de las tareas que conforman ambos programas de

intervención a través de una escala cuantitativa de tipo *Likert* de 1 a 10. Además, se requirió a los jueces expertos que realizaran valoraciones cualitativas sobre cada una de las tareas.

- *Grado de Pertinencia*. Valoración cuantitativa emitida por cada experto para conocer la adecuación de cada test incluido en la batería.
- *Grado de Univocidad*. Cada experto valoró cuantitativamente la elaboración y redacción de las pruebas que componen la batería.
- *Grado de Importancia*. Valoración de la relevancia de la realización de la prueba dentro de la batería.
- *Grado de Valoración Cualitativa*. Se recogieron las propuestas emitidas por los jueces expertos de cada prueba con el fin de mejorarse.

Procedimiento

En primer lugar, se realizó una revisión bibliográfica sobre la literatura científica existente en relación con las diferentes pruebas de rendimiento para la evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa en deportes de invasión. Tras el diseño del borrador, se establecieron los criterios de inclusión que debían cumplir los sujetos que conforman el panel de expertos. Tras la selección de jueces expertos se les envió por correo electrónico una encuesta diseñada en formularios de Google para la validación de la batería de pruebas. La encuesta constaba de una presentación, desarrollo de las diferentes pruebas e ítems para la evaluación de cada una de ellas donde tenían que valorar el grado de adecuación, elaboración e importancia, así como realizar valoraciones cualitativas que permitieran la mejora de las mismas. En dichos documentos se informaba a los jueces expertos del objetivo de la evaluación y distribución de las pruebas a lo largo de la sesión.

Posteriormente, se procedió a la recogida de las valoraciones aportadas por el panel de expertos y al análisis de las mismas, siendo necesario realizar dos rondas de evaluación. Tras analizar los resultados obtenidos en la primera ronda de evaluación, se mantuvieron las pruebas que alcanzaron una puntuación óptima, se mejoraron las pruebas que los resultados así lo demandaban según las sugerencias aportadas por los jueces expertos y por último, se reelaboraron aquellas pruebas que no obtuvieron una puntuación adecuada tras el cálculo de validez de contenido (Ortega et al., 2008). Estas últimas fueron enviadas al panel de expertos para ser valoradas nuevamente de forma cuantitativa y cualitativa en una segunda ronda de evaluación. Finalmente, la batería para la evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa quedó definida.

Análisis de datos

La validación de los programas de intervención a partir de las valoraciones de los jueces expertos se calculó mediante el índice de validez de contenido, denominado coeficiente de *V de Aiken* (Aiken, 1985). Dicho coeficiente permite cuantificar la relevancia de un ítem de acuerdo con la opinión de un grupo de jueces expertos. Para el cálculo del coeficiente de *V de Aiken* se empleó la ecuación algebraica modificada por Penfield & Giacobbi (2004), donde V es la media de calificaciones de los jueces en la muestra, l es la calificación más baja posible, y k es el rango de los valores posibles de la escala Likert utilizada.

$$V = \frac{X - l}{k}$$

La estimación de los intervalos de confianza al 95% y al 99% para el coeficiente *V de Aiken* usará el método *score* (Penfield y Giacobbi, 2004). Para ello se utilizan las siguientes ecuaciones para calcular el límite inferior y superior del intervalo donde L es el límite inferior del intervalo, U es el límite superior del intervalo, Z es el valor en la distribución normal estándar (1.96 para 95%CI y 2.575 para 99%CI), V es el valor de la *V de Aiken* calculado por la fórmula anteriormente mencionada y n es el número de jueces.

$$L = \frac{2nkV + z^2 - z\sqrt{4nkV(1-V) + z^2}}{2(nk + z^2)} \quad U = \frac{2nkV + z^2 + z\sqrt{4nkV(1-V) + z^2}}{2(nk + z^2)}$$

Resultados

Validez de Contenido

En la tabla 2 se muestran los resultados obtenidos tras el cálculo del coeficiente *V de Aiken* y sus intervalos de confianza al 95% y 99% de las pruebas que conforman la batería para la evaluación multi-ubicación de la carga externa. Los resultados muestran valores de *V* superiores a 0.84 en los tres apartados en cada una de las pruebas propuestas y superiores a 0.74 respecto al límite inferior al 99% del intervalo de confianza. Posteriormente, en la tabla 3 se muestran las valoraciones cualitativas emitidas por los jueces expertos para la mejora de la batería de evaluación.

Tabla 2. Resultados del coeficiente de *V* de Aiken e IC de las batería de pruebas para la evaluación del perfil multiarticular de carga externa.

Pruebas	Desplazamiento/ Habilidad	Modalidad Deportiva	M ±DE	Pertinencia				Univocidad				Importancia								
				V	99% IC		95% IC		M ±DE	99% IC		95% IC		V	99% IC		95% IC			
					Inf	Sup	Inf	Sup		V	Inf	Sup	Inf		Sup	V	Inf	Sup	Inf	Sup
Aeróbica	Lineal	Estándar	9.00 ±1.00	0.90	0.81	0.95	0.83	0.94	9.44 ±0.88	0.94	0.86	0.98	0.89	0.97	9.00 ±1.12	0.90	0.81	0.95	0.83	0.94
		Fútbol	8.67 ±1.73	0.87	0.77	0.93	0.79	0.92	9.22 ±1.20	0.92	0.83	0.97	0.86	0.96	8.89 ±1.69	0.89	0.79	0.94	0.82	0.93
Anaeróbica Aláctica	Curvilíneo	Baloncesto	8.56 ±1.94	0.86	0.75	0.92	0.78	0.91	9.33 ±1.12	0.93	0.85	0.97	0.87	0.97	9.00 ±1.66	0.90	0.81	0.95	0.83	0.94
		Balonmano	8.89 ±1.54	0.89	0.79	0.94	0.82	0.93	9.33 ±1.12	0.93	0.85	0.97	0.87	0.97	8.67 ±1.73	0.87	0.77	0.93	0.79	0.92
Anaeróbica Láctica	Cambios de Velocidad	Fútbol	8.78 ±1.72	0.88	0.78	0.94	0.81	0.92	9.22 ±0.97	0.92	0.83	0.97	0.86	0.96	8.67 ±1.80	0.87	0.77	0.93	0.79	0.92
		Baloncesto	8.89 ±1.69	0.89	0.79	0.94	0.82	0.93	9.22 ±0.97	0.92	0.83	0.97	0.86	0.96	8.44 ±1.81	0.84	0.74	0.91	0.77	0.90
Físico- Condicional	Técnico-Táctica	Balonmano	8.78 ±1.64	0.88	0.78	0.94	0.81	0.92	9.22 ±0.97	0.92	0.83	0.97	0.86	0.96	8.78 ±1.79	0.88	0.78	0.94	0.81	0.92
		Fútbol	9.11 ±1.36	0.91	0.82	0.96	0.85	0.95	9.00 ±1.66	0.90	0.81	0.95	0.83	0.94	8.89 ±1.62	0.89	0.79	0.94	0.82	0.93
Elástica	Salto	Baloncesto	9.00 ±1.32	0.90	0.81	0.95	0.83	0.94	9.00 ±1.66	0.90	0.81	0.95	0.83	0.94	9.11 ±1.69	0.91	0.82	0.96	0.85	0.95
		Balonmano	8.78 ±1.30	0.88	0.78	0.94	0.81	0.92	8.89 ±1.62	0.89	0.79	0.94	0.82	0.93	9.11 ±1.69	0.91	0.82	0.96	0.85	0.95
Elástica	Salto	Estándar	8.78 ±1.79	0.88	0.78	0.94	0.81	0.92	9.44 ±0.88	0.94	0.86	0.98	0.89	0.97	8.78 ±1.79	0.88	0.78	0.94	0.81	0.92

Nota. M: Promedio; DE: Desviación estándar; V: Valor de *V* de Aiken; IC: Intervalo de confianza; Inf: Límite inferior; Sup: Límite superior.

Diseño y validación de una batería de pruebas de campo para la valoración del perfil multi-ubicación de carga externa en deportes de invasión

Tabla 3. Valoraciones cualitativas emitidas por los jueces expertos.

Prueba	Valoración cualitativa	Acción
Capacidad Aeróbica Desplazamiento Lineal	Siendo una prueba válida, creo más específica el Test Intermitente 30-15 de Buchheit. La posibilidad de introducir desplazamientos ligeramente curvilíneos cada 2-3 largos así como cierta variedad en los distintos tipos de desplazamientos podría aumentar la adecuación respecto a las necesidades específicas en pista.	Siguiendo la sugerencia propuesta por el revisor, se eliminó la prueba Yo-Yo test y se incluyó el Test Intermitente 30-15 en las versiones específicas para fútbol-balonmano (40-20) y baloncesto (28-14). Debido a ser una prueba previamente validada, no se pueden incorporar modificaciones en su desarrollo, ya que las estimaciones de VO ₂ max y el rendimiento de la misma se verían afectados.
Capacidad Anaeróbica Aláctica Desplazamiento Curvilíneo	Explicar la posición de partida en la salida del sprint. En mi opinión, el desplazamiento a realizar después del cambio de dirección es demasiado largo si el objetivo principal es valorar la capacidad de cambiar de dirección. De la misma manera que se ha expuesto en la prueba anterior, el hecho de introducir pequeñas trayectorias en zig-zag junto con cierta variedad en los distintos tipos de desplazamientos podría aumentar la especificidad.	Se incluyó la posición de partida en la salida del sprint para su estandarización. Debido a que el objetivo de la prueba es determinar la fuerza centrípeta generada en ambos sentidos de desplazamiento, se mantuvo el diseño inicial.
Capacidad Anaeróbica Láctica Cambios de velocidad	Explicar la posición de partida en la salida del sprint. Teniendo en cuenta las exigencias del partido, al menos en fútbol, la distancia a recorrer se antoja excesiva. Considerando que esta prueba está bien, ¿por qué no utilizar pruebas ya diseñadas y validadas previamente para valorar esta cualidad? ¿Por qué no denominar al test, en vez de "Cambios de Velocidad", RSA?	Se incluyó la posición de partida en la salida del sprint para su estandarización. La distancia realizada en fútbol está adaptada a las exigencias que muestra la literatura científica para esfuerzos de máxima intensidad (>25 km/h). Se modificó la distancia de ejecución del protocolo de RSA original para adaptarse a cada modalidad deportiva a través de la consulta en publicaciones académicas recientes.
Capacidad Condicional Habilidades Técnico-Tácticas	¿se aplica la regla de fuera de juego?, ¿se aplica la regla de tres segundos en la zona?, Desconozco como se evalúa... No se cuál es la medida (apto/no apto, 5-4...) que me de información sobre el test. Dado que se trata de una situación de 3x3 en la zona central, y que en dicha situación es muy habitual la presencia de pivote, considero adecuado realizar esta prueba con 4x4 donde existen 3 primeras líneas y 1 segunda línea (pivote)	Estos aspectos se especificaron en la descripción de cada una de las pruebas. Se creó un apartado de evaluación específico de cada una de las pruebas para especificar cada uno de los criterios de valoración. Siguiendo las recomendaciones del revisor se incluyó a un cuarto jugador en cada uno de los equipos para la existencia de primera y segunda línea, además de una mayor riqueza técnico-táctica.
Capacidad Elástica Salto	Si lo que se quiere evaluar es la capacidad elástica, me parece perfecto...Pero si se quiere evaluar la capacidad reactiva creo que no es adecuada	El término reactiva fue eliminado, debido a que no existe acción previa antes del salto durante la prueba propuesta de evaluación.

Propuesta definitiva de la Batería de Pruebas de Campo para la Evaluación del Perfil Multi-Ubicación de Carga Externa en Deportes de Invasión

Tras el proceso de validación realizado por los jueces expertos se diseñó la batería final de pruebas que se muestra en la Figura 2.

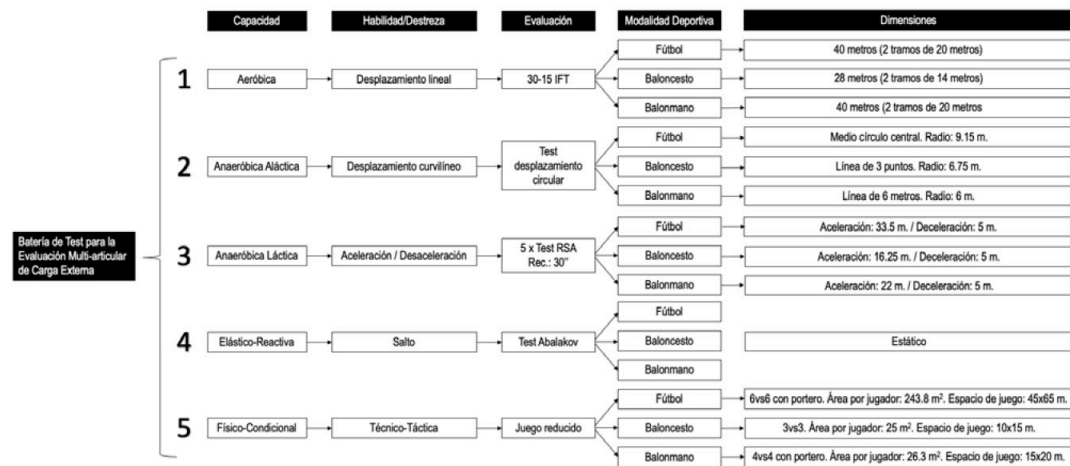


Figura 2. Pruebas que conforman la batería específica.

Protocolo de Actuación

La distribución temporal de las pruebas se muestra en la Tabla 4. La batería de pruebas para la evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa podrá realizarse en un día, con una duración aproximada de 1 hora y 30 minutos.

Tabla 4. Distribución temporal de las evaluaciones de las que se compone la batería.

Descripción	Duración
Calentamiento específico	20 minutos
Test de desplazamiento circular	5 minutos
Descanso activo	5 minutos
Test Abalakov	5 minutos
Descanso activo	5 minutos
Test RSA	15 minutos
Descanso activo	5 minutos
30-15 IFT	15 minutos
Descanso activo	5 minutos
Situación de juego reducida	10-15-22 minutos
Total	1 hora y 30 minutos

El orden de las pruebas será realizado en función de las demandas o vía energética que requiere cada protocolo (Billat, 2002): (a) capacidad anaeróbica aláctica, (b) fuerza elástica, (c) capacidad anaeróbica láctica, (d) capacidad aeróbica y (e) capacidad físico-condional. La secuencia de la realización de las pruebas fue elegida con el objetivo de minimizar el factor de la fatiga entre pruebas (Billat, 2002), excepto en la última capacidad evaluada (físico-condional) donde se evaluará con una fatiga previa simulando el efecto de la carga acumulada durante el partido de competición oficial.

Además de la evaluación de las capacidades mencionadas, es necesaria la evaluación de las características antropométricas y composición corporal del deportista con el objetivo de relacionarlo con el rendimiento en las pruebas, el perfil de carga interna y externa multi-ubicación e incluso para realizar un seguimiento de estas características y su evolución a lo largo de la temporada (Conte et al., 2018). Esta información puede ser utilizada para la individualización del entrenamiento, no sólo en función de su puesto específico y rol en el terreno de juego, sino también dentro de su puesto específico según sus características físicas específicas (Akenhead y Nassis, 2016; Torres-Unda et al., 2016; Wagner et al., 2014).

Previo a la realización de las pruebas, los deportistas serán informados de los objetivos de la investigación y de los beneficios y riesgos de su realización, además de realizar una sesión de familiarización para una correcta y máxima intensidad de ejecución durante las evaluaciones. Todos los protocolos seguirán los principios de ética de investigación de la Declaración de Helsinki (2013), siendo el procedimiento previamente evaluado por el Comité de Bioética de Investigación de la Universidad de Extremadura (Código 232/2019).

Previo a la realización de las valoraciones, se realizará un calentamiento específico para poder conseguir el máximo rendimiento del deportista en las evaluaciones. Este calentamiento nunca tendrá una duración superior a 20 minutos. En él se trabajarán los diferentes tipos de desplazamientos y capacidades físicas para preparar al deportista. La distribución del calentamiento estará compuesta de 10 minutos de actividad moderada, 5 minutos de estiramientos dinámicos y 3 minutos de actividad física suave preparatoria para el inicio de la evaluación (Zarić et al., 2018).

Evaluación de la Capacidad Aeróbica durante Desplazamiento Lineal

El desplazamiento lineal es la forma preferente de desplazamiento que realizan los jugadores durante los partidos de competición oficial. Además, la mayoría de los desplazamientos se comprenden entre los 6 y los 18 km/h (Stojanović et al., 2018; Stølen et al., 2005; Wagner et al., 2014). Por tanto, para obtener el perfil específico de cada deportista, independientemente de la modalidad deportiva realizada, se utiliza una prueba de evaluación estandarizada tanto en distancia como en velocidad denominada 30-15 IFT (Buchheit, 2008).

Diseño: En el terreno de juego se marca una línea recta de 40 (fútbol y balonmano) o 28 metros de largo (baloncesto). Posteriormente, se señalarán tres líneas con conos (Figura 3). Entre la línea A y B, y entre la línea B y C existirá una distancia de 20 o 14 metros según si la modalidad deportiva a evaluar es fútbol-balonmano o baloncesto. La línea A corresponde a la marca de inicio, la línea B corresponde a los 20-14 metros y la línea C a los 40-28 metros, siendo todas marcadas con el mismo color. Además, se añadirán 4 líneas adicionales con color diferente al de las anteriores, a una distancia de 3 metros de las mismas (zona de control).

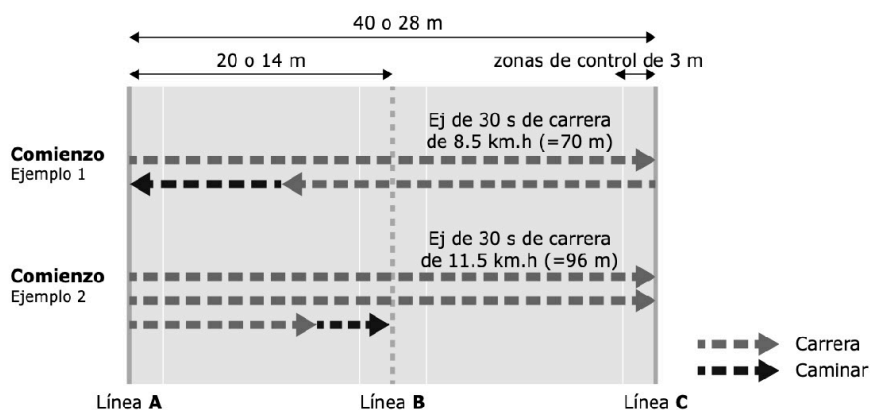


Figura 3. Diseño de la prueba 30-15 IFT (tomado de Buchheit et al. 2018).

Desarrollo y procedimiento: Todos los deportistas deberán situarse por detrás de la línea A o línea de inicio. Al primer sonido, los deportistas tienen que comenzar a correr hacia la línea B. Cuando se reproduzca el sonido, los deportistas tendrán que estar cerca de la zona marcada por la línea B (desde 3 metros antes de la línea B hasta la línea B) y en el siguiente sonido en la zona marcada por la línea C (desde 3 metros antes de la línea C hasta la línea C). Al llegar a la línea C, el deportista tiene que girar y volver hacia la línea A, por lo que en el siguiente sonido tiene que estar cerca de la línea B y así sucesivamente hasta finalizar la etapa de 30 segundos. Cuando se finaliza el periodo los atletas deberán caminar 15 segundos hasta la línea A, B o C más cercana en el sentido de desplazamiento. Si el atleta está sobre la línea permanecerá en ella hasta que comience la siguiente etapa. La prueba puede comenzar a 8 o 10 km/h, seleccionando el inicio a 8 km/h. En cada etapa la velocidad se incrementará en 0.5 km/h. La prueba se finaliza cuando el atleta este fatigado o cuando no pueda estar dentro de los 3 metros de cortésia cuando se reproduzca el sonido durante tres veces consecutivas. Para el control del ritmo de ejecución de la prueba y la personalización en cada una de las pruebas analizadas, se utilizará la aplicación 30-15 IFT disponible para Android e IOS (Buchheit, 2018).

Evaluación de la Capacidad Anaeróbica Láctica durante Cambios de Velocidad (Aceleración y Desaceleración)

Durante el juego en fútbol, se realizan una media entre 200 - 300 metros a muy alta intensidad (>25 km/h) distribuidos en un total de 27 a 35 sprints, los cuales representan entre 1-10% de la distancia total recorrida en los partidos de competición oficial (Bradley et al., 2010; Di Salvo et al., 2010). Estas acciones tienen una duración entre 2 y 4 segundos y son determinantes en el rendimiento en los deportes de equipo de invasión, y especialmente en el fútbol (Wisloff et al., 2004). En baloncesto, una reciente revisión indica una realización de 2 a 3 acciones por minuto a sprint (>25 km/h), con una duración por esfuerzo de 2 a 3 segundos y recorriendo una distancia entre 15 y 20 metros (Stojanović et al., 2018). En balonmano, las acciones realizadas a sprint (>24 km/h) suponen un total de 78±91 metros, un 2.2% de la distancia total y una duración de 12±11 segundos por partido, siendo la mayor parte de estos esfuerzos realizados por los extremos (Michalsik et al., 2012).

Para la evaluación de la capacidad de cambiar de velocidad se ha diseñado una prueba específica en función de la modalidad deportiva en la que se analizan las fases de aceleración y deceleración, estando esta última relacionada con el rendimiento en cambios de dirección (Chaouachi et al., 2012) y una mayor predisposición a lesión sin contacto por las rápidas contracciones excéntricas que aumentan la fatiga muscular (Ekstrand et al., 2011).

Diseño: En el terreno de juego se marcan tres referencias con conos, colocándose en función de cómo muestra la Figura 4. Entre el cono A y el cono B existirá una distancia específica según modalidad deportiva (Fútbol 33.5 metros, Baloncesto 16.25 metros y Balonmano 22 metros), la cual es equivalente a la distancia recorrida en desplazamiento lineal durante un contrataque. Mientras, entre el cono B y C existirá una distancia estándar de 5 metros. La zona comprendida entre los conos A y B se denominará zona de aceleración, mientras que la comprendida entre los conos B y C se denominará zona de frenado.

Desarrollo y Procedimiento: Para su evaluación, se realizarán 5 repeticiones de la prueba de cambios de velocidad a máxima intensidad, con una recuperación activa entre test de 30 segundos. Todas las repeticiones se realizarán en línea recta y en la misma dirección (desde la línea de inicio hacia la zona de frenado). La evaluación está dividida en 2 zonas: (a) zona de aceleración y (b) zona de frenado. El deportista parte tras la línea de salida e inicia la prueba cuando cruza las fotocélulas que dan inicio a la zona de aceleración. La posición de partida del deportista será con un pie adelantado respecto al otro y con el tronco orientado hacia uno de los laterales simulando la acción de pedir el balón y visualizando el campo de juego para ser receptor de posible pase en la acción de desmarque durante el contrataque. En la zona de aceleración el deportista deberá acelerar lo máximo posible hasta llegar a la zona de frenado. La última fase es el frenado por lo que cuando entre en esta zona, al cruzar las fotocélulas, debe detenerse en el menor tiempo posible. Cuando el deportista se detiene, debe permanecer estático durante 5 segundos.

Diseño y validación de una batería de pruebas de campo para la valoración del perfil multi-ubicación de carga externa en deportes de invasión

Posteriormente, puede abandonar la prueba por la línea final y volver andando para realizar una recuperación activa de 30 segundos antes del inicio de la siguiente serie.

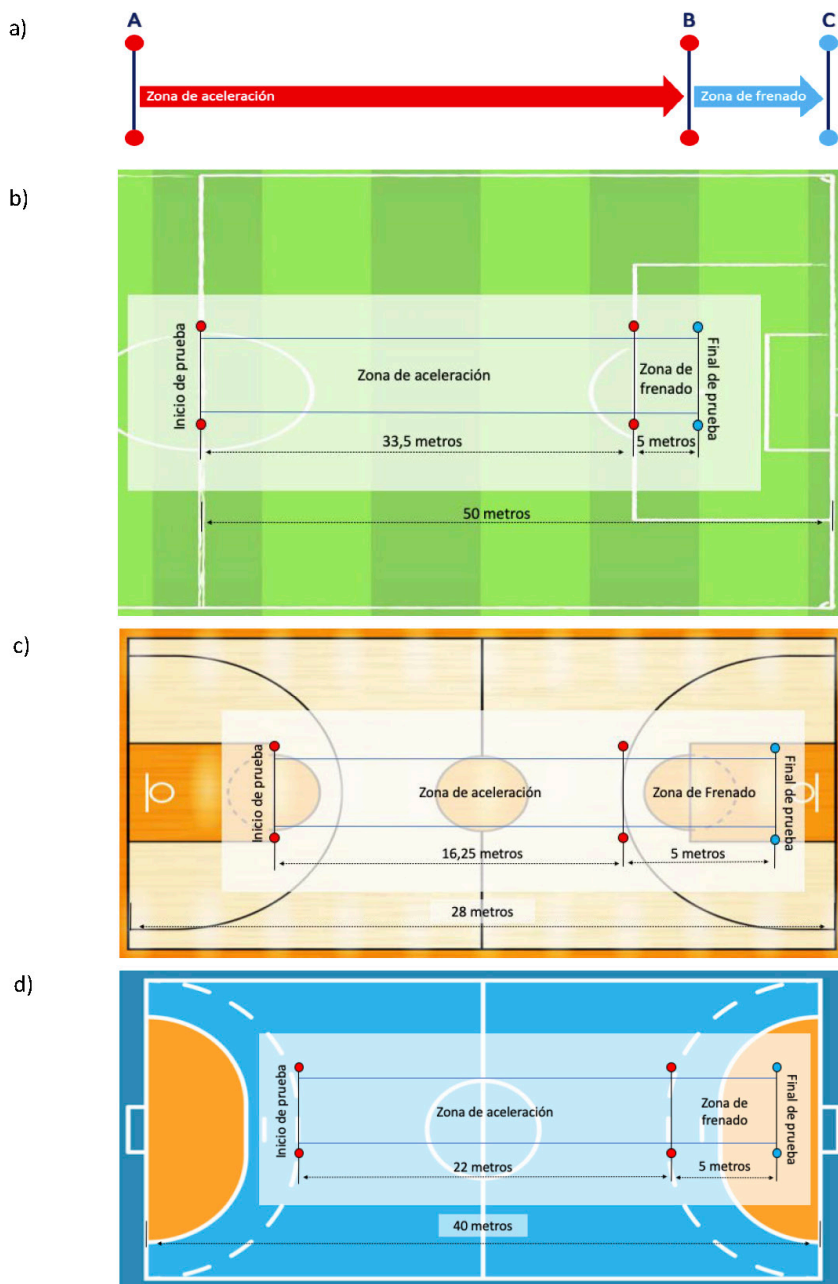


Figura 4. Diseño para la evaluación de la habilidad de esprint repetidos en la versión (a) global, (b) fútbol, (c) baloncesto, y (d) balonmano.

Evaluación de la Capacidad Anaeróbica Aláctica durante Desplazamiento Curvilíneo

Generalmente en el deporte y específicamente en los deportes de invasión en interior, los cambios de velocidad y de dirección se realizan de manera repetida en un gran número de ocasiones durante la competición (Sheppard y Young, 2006). Los cambios de dirección y la agilidad reactiva son dos componentes esenciales para una realización efectiva de las acciones específicas en la mayoría de deportes colectivos (Serpell et al., 2011).

La problemática actual es que las pruebas que se realizan para su evaluación tienen una gran parte de desplazamientos lineales, dependientes de la capacidad de aceleración y la velocidad del jugador, y no de la habilidad de cambiar de dirección o de generar fuerza en el desplazamiento circular (Nimphius et al., 2018). Por tanto, se propone la realización de test específicos para cada modalidad deportiva donde el 100% del desplazamiento es curvilíneo y donde se evalúa la fuerza centrípeta generada por el sujeto, siendo entendida esta como la fuerza o el componente de la fuerza que actúa en un objeto en movimiento sobre una trayectoria curvilínea que está dirigida hacia el centro de la curvatura (Resnick et al., 2002).

Diseño: El diseño de las pruebas en las diferentes modalidades deportivas dependerá de las líneas utilizadas para guiar el desplazamiento. En todos los deportes, se colocará un carril delimitado con conos un metro al exterior de la línea a emplear durante el desplazamiento. En fútbol se utilizará el círculo central con un radio de 9.15 m. (Figura 5a), en baloncesto la línea de 3 puntos con un radio de 6.75 metros (Figura 5b) y en balonmano la línea de 9 metros (Figura 5c).

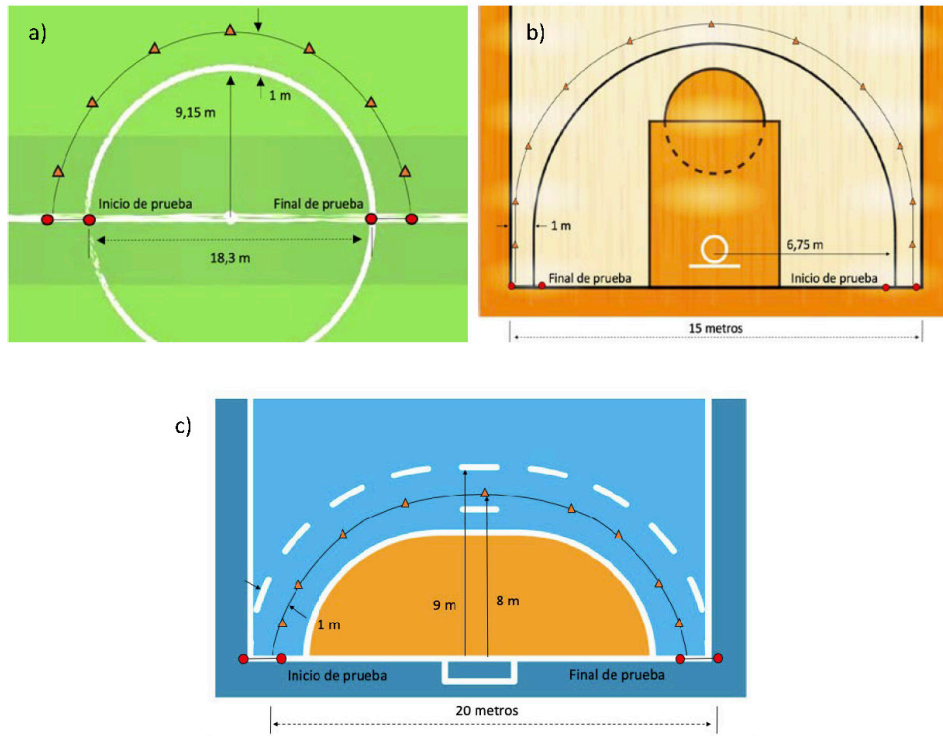


Figura 5. Diseño de los test para la valoración del desplazamiento curvilíneo en las modalidades deportivas de (a) fútbol, (b) baloncesto, y (c) balonmano.

Desarrollo y Procedimiento: En cada una de las pruebas, dependiendo de la modalidad deportiva, se realizarán cuatro repeticiones de la evaluación de desplazamientos curvilíneos a máxima intensidad, con una recuperación activa entre test de 1 minuto, siendo la mitad de los desplazamientos en cada sentido de giro. Todas las repeticiones se realizarán siguiendo el trayecto curvilíneo delimitado por conos (1 metros de ancho) y en la misma dirección (desde la línea de inicio hacia la línea de llegada). El deportista parte tras la línea de salida e inicia la prueba cuando cruza las fotocélulas que dan inicio a la zona de aceleración. En la zona de aceleración el deportista deberá acelerar a la máxima velocidad posible hasta llegar a la línea de llegada. Si el deportista tropieza o abandona la zona delimitada para realizar el recorrido repetirá la serie. Gracias a la realización de la prueba en ambos sentidos de giro, podremos detectar asimetrías en la ejecución en función de la lateralidad del jugador.

Evaluación de la Capacidad Física-CondicionaI durante Tareas basadas en el Juego en Espacios Reducidos

Dentro de los recursos metodológicos empleados uno de los más analizados han sido los juegos reducidos, conocidos como *small-sided games* (SSG). Los juegos reducidos (SSGs) son situaciones lúdico-deportivas en las que se respeta la estructura deportiva y en las que interactúan de forma conjunta todos los elementos del juego de una manera flexible (Parlebas, 2008).

Por ello, gran cantidad de investigadores y profesionales de los deportes de invasión utilizan como método de entrenamiento este tipo de situaciones motrices de forma habitual, eficaz e independientemente de la edad, sexo, experiencia previa en la práctica y nivel competitivo. Durante estos juegos, los jugadores experimentan situaciones semejantes a las que se van a encontrar durante la competición tanto en fútbol (Casamichana et al., 2013), baloncesto (Schelling y Torres, 2016) y balonmano (Belka et al., 2016). Por tanto, se utilizan con el fin de desarrollar la condición física, habilidades técnico-tácticas, y/o objetivos tácticos, estratégicos o psicológicos de forma integrada (Halouani et al., 2014).

La aplicación de estos juegos reducidos en deportes de equipo de invasión puede modificarse en función de diferentes parámetros como espacio del terreno de juego utilizado, número de jugadores, modificación de la reglamentación, presencia o ausencia de portero, influencia de las indicaciones del entrenador, duración de la actividad o densidad de la ejecución (relación entre actividad y pausas) (Halouani et al., 2014). Por tanto, para el diseño de cada una de las evaluaciones se respetó las características de la competición con el objetivo de conseguir la máxima representación de la situación de juego real, incluyendo la presencia de portero en fútbol y balonmano, manteniendo el área ocupada por jugador, no existiendo pausas durante la actividad y utilizando la reglamentación oficial de cada modalidad deportiva sin modificaciones (técnica y disciplinaria).

Diseño: Para la realización del diseño específico de cada juego reducido se tuvieron en cuenta los siguientes condicionantes: (1) deporte analizado, (2) dimensiones del terreno de juego, (3) número de jugadores y (4) reglamento del juego. Se tuvieron en cuenta tres criterios fundamentales para la selección del número de jugadores, espacio de juego y duración de la actividad: (1) mitad de jugadores de campo más 1 que en competición siguiendo la reglamentación de cada modalidad deportiva (excluyendo los porteros), (2) respetar el área por jugador en competición oficial y (3) realizar la actividad una cuarta parte del tiempo de juego total. En este sentido, según la modalidad deportiva, se obtuvieron los siguientes diseños que se muestran en la tabla 5.

Tabla 5. Características de los juegos reducidos empleados en el presente estudio.

Deporte	Espacio de juego (Área total)	Área por jugador	Número de jugadores	Duración	Fig
Fútbol	45x65 (2925 m ²)	243,8 m ²	6vs6 + 1 portero	22.5'	6a
Baloncesto	10x15 (150 m ²)	25 m ²	3vs3	10'	6b
Balonmano	15x20 (300 m ²), excluyendo el área del portero (210 m ²)	26,3 m ²	4vs4 + 1 portero	15'	6c

Gómez-Carmona, C. D., Pino-Ortega, J., & Ibáñez, S. J.



Figura 6. Diseño de los juegos reducidos en función de la modalidad deportiva analizada (a) fútbol, (b) baloncesto y (c) balonmano.

Diseño y validación de una batería de pruebas de campo para la valoración del perfil multi-ubicación de carga externa en deportes de invasión

Desarrollo y Procedimiento: El inicio del juego se realizará en función de la reglamentación, en fútbol y balonmano se realizará un sorteo para elegir el equipo que ataca en primer lugar mientras que en baloncesto se lanzará el balón al aire. A partir de este momento, un equipo se convertirá en atacante y el equipo contrario en defensor. Las reglas a seguir en cada modalidad deportiva serán:

- **Fútbol:** El equipo atacante deberá progresar desde la línea de ataque hasta la portería para conseguir gol. Si el balón sale fuera del terreno de juego impulsado por el equipo defensor se ejecutará un saque de banda o saque de esquina. Si el balón sale fuera del terreno de juego impulsado por el equipo atacante se cambiarán los roles, pasando el equipo defensor a ser equipo atacante y viceversa. El juego se reanudará desde la línea de ataque si fue gol o el balón salió por la línea de meta y con saque de banda si abandonó el balón el terreno de juego por la línea de banda. Si el equipo defensor recupera la posesión del balón deberá avanzar hasta la línea de ataque para convertirse en equipo atacante y cambiar los roles ataque-defensa. El portero colaborará con el equipo que se encuentre en fase defensiva sumando un jugador más para conseguir llevar el balón a la línea de ataque. Todas las infracciones se sancionarán de acuerdo con las reglas de juego de la Federación Internacional de Fútbol Asociado (FIFA), por lo que pueden señalarse tiros libres directos, tiros libres indirectos, tiros de penal y balones a tierra. Se mantendrá la regla del fuera de juego. No existirá limitación temporal para el ciclo de ataque.
- **Baloncesto:** El equipo atacante iniciará el ataque cuando el jugador con balón se encuentre fuera de la línea de 3 puntos. Si el balón abandona el terreno de juego impulsado por el equipo defensor se ejecutará un saque de banda o saque de fondo. Si el balón abandona el terreno de juego impulsado por el equipo atacante se cambiarán los roles, pasando el equipo defensor a ser equipo atacante y viceversa. El juego se reanudará desde fuera de la línea de 3 puntos si fue canasta, con saque de fondo si el balón salió por la línea de fondo y con saque de banda si abandonó el balón el terreno de juego por la línea de banda. Si el equipo defensor recupera la posesión del balón deberá salir fuera de la línea de 3 puntos para convertirse en equipo atacante y cambiar los roles ataque-defensa. Todas las infracciones se sancionarán de acuerdo con las reglas de juego de la Federación Internacional de Baloncesto Asociado (FIBA), por lo que puede producirse lanzamiento de tiros libres. Existirá una limitación temporal de 24 segundos para la finalización de cada ciclo de ataque, al igual que se penalizarán los 3 segundos en la zona.
- **Balonmano:** El equipo atacante iniciará el ataque cuando el jugador con balón se encuentre fuera de la línea de 9 metros. Si el balón abandona el terreno de juego impulsado por el equipo defensor se ejecutará un saque de banda o saque de esquina. Si el balón abandona el terreno de juego impulsado por el equipo atacante se cambiarán los roles, pasando el equipo defensor a ser equipo atacante y viceversa. El juego se reanudará desde fuera de la línea de 9 metros si fue gol o el balón salió por la línea de meta y con saque de banda si abandonó el balón el terreno de juego por la línea de banda. Si el equipo defensor recupera la posesión del balón deberá salir fuera de la línea de 9 metros para convertirse en equipo atacante y cambiar los roles ataque-defensa. El portero colaborará con el equipo que se encuentre en fase defensiva. Todas las infracciones se sancionarán de acuerdo con la reglamentación de la Federación Internacional de Balonmano (IHF), por lo que puede producirse lanzamiento de 7 metros y golpes francos. Existirá una limitación temporal de 50 segundos para la finalización de cada ciclo de ataque, debido a que es la duración media de los ataques en balonmano profesional reportada en investigaciones previas (Rogulj et al., 2004).

Evaluación de la Capacidad Elástica durante acciones de salto

En los deportes de invasión, la capacidad elástica es fundamental para conseguir un mayor rendimiento deportivo. En fútbol, forma parte de la mayoría de las acciones realizadas por el guardameta (White et al., 2018) y para las disputas de balón entre los jugadores de campo en balones aéreos sobre todo para pasarlo o intentar meter gol con la cabeza (Comfort et al., 2014). En baloncesto, los movimientos explosivos en ataque y defensa que terminan en acciones de salto son frecuentes (Erčulj et al., 2010), pudiendo realizarse un salto máximo o varios saltos para

Gómez-Carmona, C. D., Pino-Ortega, J., & Ibáñez, S. J.

conseguir el objetivo, formando parte de las acciones de rebote y lanzamiento. Además, en balonmano tiene un factor fundamental en ataque para la acción de lanzamiento y en defensa para la acción de bloqueo (Wagner et al., 2014).

En todas las modalidades deportivas, el salto no se realiza de forma estandarizada y únicamente con la fuerza del tren inferior como el salto en contramovimiento (CMJ) y el *squat jump* (SJ), sino que los brazos tienen una participación importante en la ejecución del movimiento (Klavora, 2000; Rouis et al., 2015). Por este motivo, se selecciona el test Abalakov de la batería de Bosco (Bosco et al., 1983).

Diseño: La prueba se realiza en una marcación del campo con el objetivo de asegurar la máxima verticalidad en el salto. De esta forma, el deportista debe partir y caer sobre la misma delimitación del terreno de juego.

Desarrollo y Procedimiento: El deportista realizará 3 saltos máximos con una recuperación entre saltos de 10 segundos con el objetivo de conocer la potencia máxima de salto con la participación tren inferior y superior. El protocolo utilizado será Abalakov de la batería de Bosco. Para su ejecución, el deportista parte de una posición erguida, con los pies separados a la anchura de los hombros y los brazos libres. A su discreción, el deportista flexionará las piernas y seguidamente realizará una extensión de las piernas ayudándose de los brazos en la ejecución del movimiento y evitando la flexión del tronco. Las piernas durante la fase de vuelo deben estar extendidas y los pies en el momento del contacto deben realizar una flexión plantar (Figura 7) (Bosco et al., 1983).

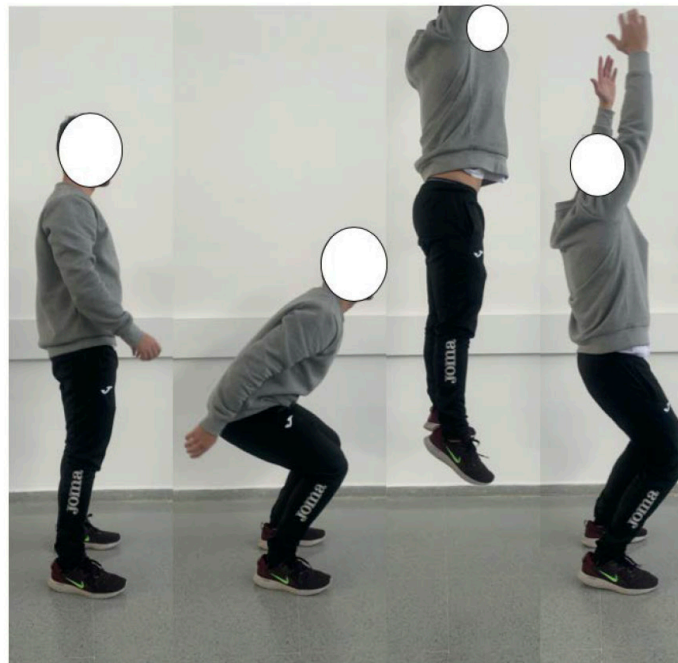


Figura 7. Secuencia en la ejecución del test de Abalakov.

Evaluación del Rendimiento Individual

Para la evaluación del rendimiento individual en cada una de las pruebas realizadas en cada modalidad deportiva, este podrá ser identificado a partir de diferentes métodos de medición en función de la presencia o ausencia de material específico para la monitorización individual: (a) rendimiento específico de la prueba (sin material o con material específico), (b) con dispositivos inerciales (carga interna y carga externa).

En la tabla 7 se muestra cada una de las pruebas según la modalidad deportiva y las variables a evaluar según la disponibilidad de material. Todas las variables serán relativas al tiempo de participación para posibilitar la comparación entre pruebas debido a su diferente duración, además de que esta medida parece ser más representativa del volumen general y la intensidad de los esfuerzos intermitentes en los deportes de equipo (e.g. baloncesto, balonmano, fútbol, fútbol sala), por lo tanto, podrían ser utilizados como índices totales debido a que proporcionan información más precisa sobre las demandas, independientemente del tiempo de juego (Naser et al., 2017; Pino-Ortega et al., 2019; Wagner et al., 2014).

En primer lugar, respecto al rendimiento específico de la prueba sin material, de forma general se podrá obtener la percepción subjetiva del esfuerzo (PSE) la cual ha sido previamente evaluada obteniendo altos valores de fiabilidad y validez para identificar la carga global del sujeto (Casamichana et al., 2013), a través de una escala Likert de 6 a 20 donde 6 es ejercicio muy ligero y 20 es extremadamente duro (Borg, 1982). De forma específica, solamente se podrá valorar sin material la carga soportada durante los juegos reducidos, siendo utilizado para ello el Sistema Integral para el Análisis de las Tareas de Entrenamiento (SIATE), el cual ha obtenido una alta relación con instrumentos de carga objetiva en fútbol y baloncesto (Gómez-Carmona, Gamonal-Puerto, Feu, y Ibáñez, 2019; Reina, Mancha-Triguero, García-Santos, García-Rubio, y Ibáñez, 2019), el cual es calculado a partir de 6 variables: grado de oposición, densidad de la tarea, porcentaje de ejecutantes simultáneos, carga competitiva, espacio de juego e implicación cognitiva en relación al tiempo de juego (Ibáñez et al., 2016).

En segundo lugar, respecto al rendimiento específico de la prueba con material, en todas las pruebas específicas donde se evalúa un tipo de desplazamiento (lineal, curvilíneo, cambio de velocidad) fuera del contexto real de juego se podrá valorar el tiempo de ejecución y la velocidad mediante células fotoeléctricas o en su defecto un cronómetro manual, siendo este último método menos válido, fiable y preciso (Haugen y Buchheit, 2016). Finalmente, en cuanto a la capacidad de salto, está podrá ser evaluada mediante esterillas de contacto, plataformas de fuerza o infrarrojos para detectar el tiempo de vuelo y a partir del mismo identificar la altura de salto y la fuerza de impulso generada durante su ejecución (Klavara, 2000; Rouis et al., 2015).

Finalmente, respecto a la utilización de material para la monitorización individualizada del deportista, gracias al desarrollo de los dispositivos inerciales es posible la monitorización de la carga interna y externa (McLaren et al., 2018). La carga interna es la reacción biológica, tanto fisiológica como psicológica, del organismo del deportista (Halson, 2014) en relación a la carga externa que es el estrés locomotor y mecánico que sufre el atleta como consecuencia de la actividad (Boyd, 2011).

La carga interna se monitorizará en todas las pruebas mediante las variables frecuencia cardíaca media y máxima (Achten y Jeukendrup, 2003) y mediante las variables de variabilidad de la frecuencia cardíaca para identificar el efecto del esfuerzo en el sistema simpático y parasimpático del deportista (Manso, 2013). Por último, también podrá ser utilizada la saturación de oxígeno muscular para identificar el porcentaje de oxihemoglobina en relación al total de hemoglobina en un grupo muscular específico, siendo este protocolo utilizado en investigaciones anteriores en entrenamiento de fuerza (Gómez-Carmona et al., 2019).

En cambio, la carga externa será monitorizada por un dispositivo inercial. Las variables tiempo movimiento podrán ser registradas en condiciones de exterior e interior mediante tecnología UWB o GPS debido a ser ambas fiables y válidas para las variables distancia y velocidad (Bastida-Castillo, Gómez-Carmona, De la Cruz Sánchez, y Pino-Ortega, 2018). En cambio, para la monitorización de la carga neuromuscular que soporta el cuerpo del deportista en relación a

Gómez-Carmona, C. D., Pino-Ortega, J., & Ibáñez, S. J.

la gravedad y para la detección de las diferentes variables analizadas durante el salto se utilizará el sensor acelerómetro (Gómez-Carmona et al., 2019).

Debido a que, en cada una de las pruebas, las variables de rendimiento presentan valores diferentes (e.j. capacidad de salto vs capacidad aeróbica), el resultado de cada variable debe normalizarse, pudiéndose compararse y valorarse de igual modo en todas las variables (Figura 8). Para este proceso, Z-Score puede ser utilizado para estandarizar las unidades y las magnitudes de cada variable (Field, 2013). Este proceso de transformación de datos se realiza con el propósito de igualar el tamaño, magnitud y variabilidad de las variables objeto de estudio (Milligan y Cooper, 1988). Los valores serán calculados a través de la siguiente ecuación:

$$Zscore = \frac{(Valor\ de\ la\ variable\ analizada - Promedio\ de\ la\ variable\ analizada)}{Desviación\ típica\ de\ la\ variable}$$

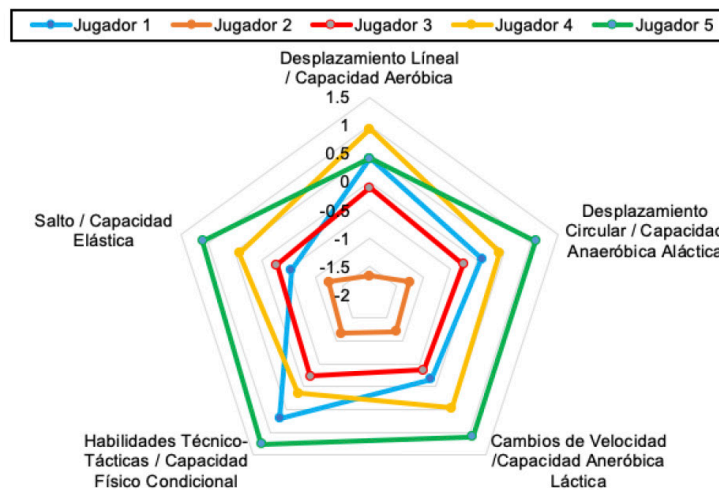


Figura 8. Representación gráfica de la simulación de los resultados obtenidos por cinco jugadores en la batería de pruebas propuesta.

Diseño y validación de una batería de pruebas de campo para la valoración del perfil multi-ubicación de carga externa en deportes de invasión

Tabla 7. Métodos de evaluación para cada una de las pruebas realizadas.

Prueba	Unidad de análisis	Rendimiento Específico		Dispositivos Inerciales	
		Sin material	Con material	Carga externa	Carga interna
Yo-Yo test	•Intervalos de velocidad	•Velocidad de finalización (km/h) •Estimación del consumo máximo de oxígeno (kg/ml/min).	•Cronómetro: Duración de la prueba (seg)	•Velocidad (km/h) •Distancia total (m/min) •Cambios de dirección (n/min) •Aceleraciones y deceleraciones media y máxima (m/s ²)	
Desplazamiento circular	•Sentido de giro •Tiempo de ejecución		•Cronómetro o fotocélulas: Tiempo de cada esfuerzo (seg)	•Velocidad (km/h) •Aceleraciones y deceleraciones media y máxima (m/s ²) •Fuerza centrípeta media y máxima (N)	
Test RSA	•Tiempo de ejecución •Evolución de la carga a lo largo de los 5 esfuerzos •Diferencias entre fase de aceleración y frenado		•Cronómetro o fotocélulas: Tiempo de cada esfuerzo (seg)	•Velocidad (km/h) •Aceleraciones y deceleraciones media y máxima (m/s ²)	
Juego reducido	•Comparación entre fase ofensiva y defensiva •Equipo ganador vs equipo perdedor •Fatiga en periodos de 1 minuto	•Carga externa subjetiva (SIATE)		•Velocidad (km/h) •Distancia total (m/min) •Cambios de dirección (n/min) •Aceleraciones y deceleraciones media y máxima (m/s ²) •Fuerza centrípeta media y máxima (N)	
Test Abalakov	•Diferencia según altura de salto		•Plataforma de contacto: Tiempo (seg) y altura (cm) de vuelo	•Altura de salto (cm) •Tiempo de vuelo (seg) •Fuerza de despegue (g) •Impacto de aterrizaje (g)	
Todas las pruebas		•Percepción subjetiva del esfuerzo (a.u./min)		•Carga acelerométrica en los 3 ejes de movimiento (a.u./min) •Impactos totales y por intensidades (n/min) •Tiempo de contacto y tiempo de vuelo en cada paso (seg)	•Frecuencia cardíaca media y máxima (ppm) •Variabilidad de la frecuencia cardíaca (a.u.) •Saturación de oxígeno muscular (%)

Discusión

La presente investigación tuvo como objetivo la validación de una batería de pruebas para la evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa en deportes de invasión. Los resultados obtenidos nos indican que la presente batería a alcanzado los niveles óptimos de validez $V=0.90$, debido a que el límite inferior del intervalo de confianza al 99% ($V=0.80$) supera tanto el mínimo valor de validez de contenido $V=0.50$ (Cicchetti, 1994) como el más conservador $V=0.70$ (Charter, 2003) expuestos en la literatura.

Para la realización del presente estudio se han seguido procedimientos metodológicos previamente expuestos en la literatura científica (Anguera y Mendo, 2013; Bulger y Housner, 2007; Escobar-Pérez y Cuervo-Martínez, 2008), así como estudios similares en el ámbito de actuación realizados en fútbol para ciegos (Gamonal et al., 2018), en el ámbito educativo (García-Ceberino et al., 2020; González Espinosa et al., 2017), en proceso de formación de jugadores expertos (García-Martín et al., 2016), evaluación del aprendizaje de las acciones técnico-tácticas en baloncesto (Ibáñez et al., 2019) o análisis de la actuación arbitral en baloncesto (García-Santos e Ibáñez, 2016). En estos estudios previamente realizados los valores de *V de Aiken* se sitúan entre 0.71 – 0.96, siendo similares a los que se han en el presente estudio tras el proceso de validación realizado mediante jueces expertos.

Respecto a la valoración de la prueba de desplazamiento lineal para la evaluación de la capacidad aeróbica, en primer lugar, fue seleccionada la prueba YoYo Test IR1. Aunque la mayoría de los jueces expertos determinaron que dicha prueba era válida para su inclusión en la batería debido a ser una prueba de evaluación estandarizada tanto en distancia como en velocidad (Krustrup et al., 2003), ampliamente utilizada en la literatura en los deportes de invasión (Comfort et al., 2014; Erčulj et al., 2010), diferentes jueces propusieron la modificación de la misma por el test 30-15 IFT (Buchheit, 2008). La selección final de esta prueba fue debido a su especificidad (adaptable a las diferentes distancias de las modalidades deportivas) y un incremento más progresivo de la velocidad de desplazamiento (0.5 km/h cada 30 segundos de ejecución). Además, esta prueba es igualmente válida y ha sido utilizada en deportes de invasión (Buchheit, 2010).

En relación con la prueba anaeróbica láctica para la evaluación del rendimiento en desplazamiento curvilíneo, únicamente existen dos publicaciones previas que proponen pruebas para su evaluación en fútbol en el semicírculo del área penal (Filter et al., 2019) y en baloncesto sobre la línea de 3 puntos (Mancha-Triguero, García-Rubio, et al., 2019). El resto de investigaciones previamente realizadas evalúan el rendimiento en desplazamiento no lineal mediante pruebas que poseen una gran cantidad de desplazamiento lineal que enmascara el rendimiento real en desplazamiento curvilíneo (Nimphius et al., 2018) como el test 505 o el test Illinois. Por tanto, el desarrollo de las pruebas mostradas en la presente investigación tuvo una muy alta valoración de los jueces expertos ya que ayudará a la evaluación objetiva de este indicador de rendimiento.

Respecto a la valoración de la capacidad anaeróbica láctica en cambios de velocidad, todas las pruebas realizadas en la literatura únicamente analizan la fase acelerativa, no teniendo en cuenta el rendimiento en la fase desacelerativa (Haugen et al., 2012; Haugen y Buchheit, 2016). El estudio de esta fase desacelerativa es importante debido a que un gran número de lesiones sin contacto se producen durante esta acción en los deportes colectivos (Ekstrand et al., 2011). Además, el diseño de estas pruebas no ha sido específico en relación a la modalidad deportiva, encontrando una gran variedad de distancias en fútbol (Bishop et al., 2011; Girard et al., 2011) y baloncesto (Mancha-Triguero, García-Rubio, et al., 2019). El diseño de las pruebas del presente estudio fue realizado teniendo en cuenta las características específicas de la competición y los estudios que previamente describieron el perfil de desplazamientos a sprint en las modalidades deportivas de invasión (Bradley et al., 2010; Michalsik et al., 2012; Stojanović et al., 2018).

En cuanto al diseño de las tareas basadas en formas jugadas, en la literatura existe una gran variedad de disposiciones en todas las modalidades deportivas de invasión (Halouani et al., 2014). Este método de entrenamiento es utilizado debido a que los jugadores experimentan demandas físicas y situaciones técnico-tácticas semejantes a las que se van a encontrar durante la competición tanto en fútbol (Casamichana et al., 2013), baloncesto (Schelling y Torres,

2016) y balonmano (Belka et al., 2016). El primer criterio diseñado fue incluir la mitad de los jugadores excluyendo al portero en fútbol (5 vs 5) y balonmano (3 vs 3), mientras que en baloncesto incluir la mitad más uno (3 vs 3). Diferentes jueces expertos identificaron que, tanto en fútbol como en balonmano, las disposiciones con ese número de jugadores no simulaban los sistemas de juego reales en competición (fútbol, 4-4-2; balonmano, primera y segunda línea) y que, al igual que en baloncesto, se debía añadir un jugador más a cada equipo. Por tanto, tras las aportaciones de los revisores y una revisión exhaustiva de la literatura científica (Buchheit et al., 2009; Gómez-Carmona et al., 2018; Halouani et al., 2014; Schelling y Torres, 2016), la selección de la disposición y número de jugadores fue modificada utilizando como criterio la mitad de los jugadores más uno excluyendo el portero como jugador de campo (6vs6 fútbol, 3vs3 baloncesto, y 4vs4 balonmano). Tanto en fútbol como en balonmano, se incluyó la presencia de portero debido a una mayor realidad competitiva, motivación y por ende mayores exigencias físico-fisiológicas (Koklu et al., 2015).

Finalmente, respecto a la inclusión de un test para la evaluación de la capacidad elástica durante la acción de salto, se eligió el test Abalakov debido a que durante la acción de salto incluye el uso de los brazos (Bosco et al., 1983). El salto en los deportes de invasión no se concibe sin la ayuda de los brazos durante el movimiento ya que es utilizado en fútbol para la realización de los remates de cabeza, en baloncesto para lanzamientos a canasta y taponés y en balonmano para blocajes y lanzamientos a portería entre otras acciones técnico-tácticas.

Conclusiones

El objetivo de la presente investigación fue el diseño de una batería de pruebas para la evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa en deportes de invasión (fútbol, baloncesto y balonmano) y la validación de la misma para su aplicación. La batería tuvo unos excelentes resultados de validez de contenido por parte del procedimiento de jueces expertos. Por tanto, el presente instrumento es una herramienta válida para su aplicación en el proceso de evaluación deportiva.

Las pruebas seleccionadas son específicas de las modalidades deportivas analizadas y se realizan teniendo como referencia las dimensiones reales de la superficie de juego, evitando con esto la realización de valoraciones en contexto de laboratorio que alejan al deportista del contexto real, lo que puede provocar diferencias entre el rendimiento real y el rendimiento evaluado fuera del contexto de juego.

A partir de la valoración del perfil multi-ubicación de carga externa en deportes de invasión, podremos obtener las siguientes aplicaciones en el contexto deportivo: (1) Detección de la carga neuromuscular específica en cada una de las ubicaciones anatómicas evaluadas; (2) Identificar los posibles desequilibrios del sujeto en la lateralidad y en la absorción ascendente de la carga soportada; y (3) Evolución del perfil multi-ubicación específico del deportista a lo largo de la temporada o durante el proceso de recuperación de una lesión y posterior readaptación al nivel óptimo de condición física para la práctica en la competición.

Validada esta batería de evaluación del perfil multi-ubicación de carga externa, esta podrá ser aplicada en diferentes poblaciones de género, edad, nivel competitivo y modalidad deportiva (fútbol, baloncesto y balonmano) con el objetivo de identificar el perfil multi-ubicación de carga externa y generar perfiles específicos de carga neuromuscular en diferentes ubicaciones anatómicas.

Referencias Bibliográficas

- Achten, J., y Jeukendrup, A. E. (2003). Heart rate monitoring. *Sports medicine*, 33(7), 517–538.
- Akenhead, R., y Nassis, G. P. (2016). Training Load and Player Monitoring in High-Level Football: Current Practice and Perceptions. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(5), 587-593. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2015-0331>
- Anguera, M. T., y Mendo, A. H. (2013). La Metodología Observacional en el Ámbito del Deporte [Observational methodology in sport sciences]. *E-Balonmano.Com: Revista de Ciencias Del Deporte*, 9(3), 135-160.

- Ato, M., López-García, J. J., y Benavente, A. (2013). Un sistema de clasificación de los diseños de investigación en psicología. *Anales de Psicología*, 29(3), 1038-1059. <https://doi.org/10.6018/analesps.29.3.178511>
- Barreira, P., Robinson, M. A., Drust, B., Nedergaard, N., Raja Azidin, R. M. F., y Vanrenterghem, J. (2017). Mechanical Player Load using trunk-mounted accelerometry in football: Is it a reliable, task- and player-specific observation? *Journal of Sports Sciences*, 35(17), 1674-1681. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1229015>
- Barrett, S., Midgley, A., y Lovell, R. (2014). PlayerLoad™: Reliability, Convergent Validity, and Influence of Unit Position during Treadmill Running. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 9(6), 945-952. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2013-0418>
- Bastida-Castillo, A., Gómez-Carmona, C. D., De la Cruz Sánchez, E., y Pino-Ortega, J. (2018). Accuracy, intra- and inter-unit reliability, and comparison between GPS and UWB-based position-tracking systems used for time-motion analyses in soccer. *European Journal of Sport Science*, 18(4), 450-457. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1427796>
- Belka, J., Hulka, K., Safar, M., Duskova, L., Weisser, R., y Riedel, V. (2016). Time-motion analysis and physiological responses of small-sided team handball games in youth male players: Influence of player number. *Acta Gymnica*, 46(4), 201-206. <https://doi.org/10.5507/ag.2016.019>
- Bereska, D., Daniec, K., Ilewicz, W., Jędrasiak, K., Koterak, R., Nawrat, A., y Pacholczyk, M. (2016). Influence of temperature on measurements of 3-axial accelerometers and gyroscopes: Embedded into inertial measurement unit. *2016 International Conference on Signals and Electronic Systems (ICSES)*, 200-205. <https://doi.org/10.1109/ICSES.2016.7593851>
- Billat, V. (2002). *Fisiología y Metodología del Entrenamiento. De la teoría a la práctica*. Editorial Paidotribo.
- Bishop, D., Girard, O., y Mendez-Villanueva, A. (2011). Repeated-sprint ability—Part II. *Sports Medicine*, 41(9), 741-756.
- Bloomfield, J., Polman, R., y O'Donoghue, P. (2007). Reliability of the Bloomfield Movement Classification. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 7(1), 20-27.
- Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14(5), 377-381.
- Bosco, C., Komí, P. V., Tihanyi, J., Fekete, G., y Apor, P. (1983). Mechanical power test and fiber composition of human leg extensor muscles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 51(1), 129-135.
- Boyd, L. J. (2011). *A new way of using accelerometers in Australian rules football: Assessing external loads* (Tesis Doctoral). Victoria University, Melbourne, Australia.
- Bradley, P. S., Di Mascio, M., Peart, D., Olsen, P., y Sheldon, B. (2010). High-Intensity Activity Profiles of Elite Soccer Players at Different Performance Levels: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(9), 2343-2351. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181aeb1b3>
- Buchheit, M., Laursen, P., Kuhnle, J., Ruch, D., Renaud, C., y Ahmaidi, S. (2009). Game-based Training in Young Elite Handball Players. *International Journal of Sports Medicine*, 30(04), 251-258. <https://doi.org/10.1055/s-0028-1105943>
- Buchheit, M. (2008). The 30-15 Intermittent Fitness Test: Accuracy for Individualizing Interval Training of Young Intermittent Sport Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(2), 365-374. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181635b2e>
- Buchheit, M. (2010). The 30-15 intermittent fitness test: 10 year review. *Myorobie Journal*, 1(9), 278.
- Buchheit, M. (2018). *30-15 Intermittent Fitness Test | 30-15 IFT by Martin Buchheit*. 30-15 IFT. <https://30-15ift.com/>
- Bulger, S. M., y Housner, L. D. (2007). Modified Delphi Investigation of Exercise Science in Physical Education Teacher Education. *Journal of Teaching in Physical Education*, 26(1), 57-80. <https://doi.org/10.1123/jtpe.26.1.57>
- Camomilla, V., Bergamini, E., Fantozzi, S., y Vannozzi, G. (2018). Trends Supporting the In-Field Use of Wearable Inertial Sensors for Sport Performance Evaluation: A Systematic Review. *Sensors*, 18(3), e873. <https://doi.org/10.3390/s18030873>
- Casamichana, D., Castellano, J., Calleja-Gonzalez, J., San Román, J., y Castagna, C. (2013). Relationship Between Indicators of Training Load in Soccer Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(2), 369-374. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182548af1>
- Chaouachi, A., Manzi, V., Chaalali, A., Wong, D. P., Chamari, K., y Castagna, C. (2012). Determinants Analysis of Change-of-Direction Ability in Elite Soccer Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(10), 2667-2676. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318242f97a>
- Charter, R. A. (2003). A breakdown of reliability coefficients by test type and reliability method, and the clinical implications of low reliability. *The Journal of General Psychology*, 130(3), 290-304. <https://doi.org/10.1080/00221300309601160>
- Cicchetti, D. V. (1994). Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology. *Psychological Assessment*, 6(4), 284-290. <https://doi.org/10.1037/1040-3590.6.4.284>
- Comfort, P., Stewart, A., Bloom, L., y Clarkson, B. (2014). Relationships between strength, sprint, and jump performance in well-trained youth soccer players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(1), 173-177.
- Conte, D., Kolb, N., Scanlan, A. T., y Santolamazza, F. (2018). Monitoring Training Load and Well-Being During the In-Season Phase in National Collegiate Athletic Association Division I Men's Basketball. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 13(8), 1067-1074. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0689>
- Cummins, C., Orr, R., O'Connor, H., y West, C. (2013). Global Positioning Systems (GPS) and Microtechnology Sensors in Team Sports: A Systematic Review. *Sports Medicine*, 43(10), 1025-1042. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0069-2>
- Di Salvo, V., Baron, R., González-Haro, C., Gormasz, C., Pigozzi, F., y Bachl, N. (2010). Sprinting analysis of elite soccer players during European Champions League and UEFA Cup matches. *Journal of Sports Sciences*, 28(14), 1489-1494. <https://doi.org/10.1080/02640414.2010.521166>
- Ekstrand, J., Häggglund, M., y Waldén, M. (2011). Epidemiology of Muscle Injuries in Professional Football (Soccer). *The American Journal of Sports Medicine*, 39(6), 1226-1232. <https://doi.org/10.1177/10363546510395879>
- Erčulj, F., Blas, M., y Bračić, M. (2010). Physical Demands on Young Elite European Female Basketball Players with Special Reference to Speed, Agility, Explosive Strength, and Take-off Power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(11), 2970-2978. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e38107>

Diseño y validación de una batería de pruebas de campo para la valoración del perfil multi-ubicación de carga externa en deportes de invasión

- Escobar-Pérez, J., y Cuervo-Martínez, Á. (2008). Validez de contenido y juicio de expertos: una aproximación a su utilización. *Avances en Medición*, 6, 27-36.
- Field, A. (2013). *Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics* (4.ª ed.). SAGE.
- Filter, A., Olivares, J., Santalla, A., Nakamura, F. Y., Loturco, I., y Requena, B. (2019). New curve sprint test for soccer players: Reliability and relationship with linear sprint. *Journal of Sports Sciences*, Pendiente de Publicación.
- Gamonales, J. M., León, K., Muñoz, J., González-Espinosa, S., y Ibáñez, S. J. (2018). Validación del IOLF5C para la eficacia del lanzamiento en fútbol para ciegos. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte*, 18(70), 361-381.
- García-Ceberino, J. M., Antúnez, A., Feu, S., y Ibáñez, S. J. (2020). Validación de dos programas de intervención para la enseñanza del fútbol escolar. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, Pendiente de Publicación.
- García-Martín, A., Antúnez, A., y Ibáñez, S. J. (2016). Análisis del proceso formativo en jugadores expertos: Validación de instrumento. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte*, 16(61), 157-182. <https://doi.org/10.15366/rimcafd2016.61.012>
- García-Santos, D., y Ibáñez, S. J. (2016). Diseño y validación de un instrumento de observación para la valoración de un árbitro de baloncesto (IOVAB). *Sport TK-Revista EuroAmericana de Ciencias del Deporte*, 5(2), 15-26. <https://doi.org/10.6018/264601>
- Girard, O., Mendez-Villanueva, A., y Bishop, D. (2011). Repeated-sprint ability—Part I. *Sports medicine*, 41(8), 673–694.
- Gomez-Carmona, C. D., Bastida-Castillo, A., González-Custodio, A., Olcina, G., y Pino-Ortega, J. (2019). Using an inertial device (WIMU PRO™) to quantify neuromuscular load in running: Reliability, convergent validity and the influence of type of surface and device location. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, Pendiente de Publicación. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000003106>
- Gómez-Carmona, C. D., Gamonales, J., Pino-Ortega, J., y Ibáñez, S. (2018). Comparative Analysis of Load Profile between Small-Sided Games and Official Matches in Youth Soccer Players. *Sports*, 6(4), 173. <https://doi.org/10.3390/sports6040173>
- Gómez-Carmona, C.D., Bastida Castillo, A., Rojas-Valverde, D., de la Cruz Sánchez, E., García-Rubio, J., Ibáñez, S. J., y Pino-Ortega, J. (2019). Lower-limb dynamics of muscle oxygen saturation during the back-squat exercise: Effects of training load and effort level. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, Pendiente de Publicación.
- Gómez-Carmona, C.D., Bastida-Castillo, A., García-Rubio, J., Ibáñez, S. J., y Pino-Ortega, J. (2019). Static and dynamic reliability of WIMU PRO™ accelerometers according to anatomical placement. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 233(2), 238-248. <https://doi.org/10.1177/1754337118816922>
- Gómez-Carmona, C. D., Pino-Ortega, J., Sánchez-Ureña, B., Ibáñez, S. J., y Rojas-Valverde, D. (2019). Accelerometry-Based External Load Indicators in Sport: Too Many Options, Same Practical Outcome? *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 16(24), 5101. <https://doi.org/10.3390/ijerph16245101>
- Gómez-Carmona, C.D., Gamonales-Puerto, J. M., Feu, S., y Ibáñez, S. J. (2019). Estudio de la carga interna y externa a través de diferentes instrumentos. Un estudio de casos en fútbol formativo. *Sportis. Scientific Journal of School Sport, Physical Education and Psychomotricity*, 5(3), 444-468. <https://doi.org/10.17979/sportis.2019.5.3.5464>
- González-Espinosa, S., Ibáñez, S. J., Feu-Molina, S., y Galatti, L. R. (2017). Programas de intervención para la enseñanza deportiva en el contexto escolar, PETB y PEAB: Estudio preliminar. *Retos. Nuevas tendencias en Educación Física, Deporte y Recreación*, 31, 107-113.
- Halouani, J., Chtourou, H., Gabbett, T., Chaouachi, A., y Chamari, K. (2014). Small-Sided Games in Team Sports Training: A Brief Review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(12), 3594-3618. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000564>
- Halson, S. L. (2014). Monitoring Training Load to Understand Fatigue in Athletes. *Sports Medicine*, 44(S2), 139-147. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0253-z>
- Haugen, T. A., Tønnessen, E., y Seiler, S. K. (2012). The Difference Is in the Start: Impact of Timing and Start Procedure on Sprint Running Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(2), 473-479. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318226030b>
- Haugen, T., y Buchheit, M. (2016). Sprint Running Performance Monitoring: Methodological and Practical Considerations. *Sports Medicine*, 46(5), 641-656. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0446-0>
- Hulin, B. T., Gabbett, T. J., Johnston, R. D., y Jenkins, D. G. (2017). Wearable microtechnology can accurately identify collision events during professional rugby league match-play. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(7), 638-642. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2016.11.006>
- Ibáñez, S. J., Martínez-Fernández, S., Gonzalez-Espinosa, S., García-Rubio, J., y Feu, S. (2019). Designing and Validating a Basketball Learning and Performance Assessment Instrument (BALPAI). *Frontiers in Psychology*, 10, 1595. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.01595>
- Ibáñez, S. J., Feu, S., y Cañadas, M. (2016). Sistema intergral para el análisis de las tareas de entrenamiento, SIATE, en deportes de invasión. *E-Balónmano.com: Revista de Ciencias del Deporte*, 12(1), 3-30.
- Klassen, T. D., Simpson, L. A., Lim, S. B., Louie, D. R., Parappilly, B., Sakakibara, B. M., Zbogar, D., y Eng, J. J. (2016). "Stepping Up" Activity Poststroke: Ankle-Positioned Accelerometer Can Accurately Record Steps During Slow Walking. *Physical Therapy*, 96(3), 355-360. <https://doi.org/10.2522/ptj.20140611>
- Klavara, P. (2000). Vertical-jump tests: A critical review. *Strength and Conditioning Journal*, 22(5), 70–75.
- Koklu, Y., Sert, O., Alemdaroglu, U., y Arslan, Y. (2015). Comparison of the physiological responses and time-motion characteristics of young soccer players in small-sided games: The effect of goalkeeper. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(4), 964-971.

- Krustrup, P., Mohr, M., Amstrup, T., Rysgaard, T., Johansen, J., Steensberg, A., Pedersen, P. K., y Bangsbo, J. (2003). The yo-yo intermittent recovery test: Physiological response, reliability, and validity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(4), 697-705. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000058441.94520.32>
- Lovell, T. W., Sirotic, A. C., Impellizzeri, F. M., y Coutts, A. J. (2013). Factors affecting perception of effort (session rating of perceived exertion) during rugby league training. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 8(1), 62–69.
- Mancha-Triguero, D., García-Rubio, J., González-Calleja, J., y Ibanez, S. J. (2019). Physical fitness in basketball players: A systematic review. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, Pendiente de Publicación.
- Mancha-Triguero, D., García-Rubio, J., y Ibáñez, S. J. (2019). Batería de test de campo para evaluar la condición física de jugadores de baloncesto: SBAFIT. *E-Balónmano. com: Revista de Ciencias del Deporte*, 15(2), 107-126.
- Manso, J. M. G. (2013). Aplicación de la variabilidad de la frecuencia cardiaca al control del entrenamiento deportivo: Análisis en modo frecuencia. *Archivos de Medicina del Deporte*, 30(1), 43–51.
- McLaren, S. J., Macpherson, T. W., Coutts, A. J., Hurst, C., Spears, I. R., y Weston, M. (2018). The Relationships Between Internal and External Measures of Training Load and Intensity in Team Sports: A Meta-Analysis. *Sports Medicine*, 48(3), 641-658. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0830-z>
- Michalsik, L., Aagaard, P., y Madsen, K. (2012). Locomotion Characteristics and Match-Induced Impairments in Physical Performance in Male Elite Team Handball Players. *International Journal of Sports Medicine*, 34(07), 590-599. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1329989>
- Milligan, G. W., y Cooper, M. C. (1988). A study of standardization of variables in cluster analysis. *Journal of Classification*, 5(2), 181-204. <https://doi.org/10.1007/BF01897163>
- Naser, N., Ali, A., y Macadam, P. (2017). Physical and physiological demands of futsal. *Journal of Exercise Science & Fitness*, 15(2), 76-80. <https://doi.org/10.1016/j.jesf.2017.09.001>
- Nedergaard, N. J., Robinson, M. A., Eusterwiemann, E., Drust, B., Lisboa, P. J., y Vanrenterghem, J. (2017). The Relationship Between Whole-Body External Loading and Body-Worn Accelerometry During Team-Sport Movements. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(1), 18-26. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2015-0712>
- Neville, J.G., Wixted, A., Rowlands, D.D., & James, D.A. (2010). Accelerometers: An underutilized resource in sports monitoring. 2010 Sixth International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing, 287-290. <https://doi.org/10.1109/ISSNIP.2010.5706766>
- Nichols, J. F., Morgan, C. G., Sarkin, J. A., Sallis, J. F., y Calfas, K. J. (1999). Validity, reliability, and calibration of the Tritrac accelerometer as a measure of physical activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(6), 908-912.
- Nimphius, S., Callaghan, S. J., Bezodis, N. E., y Lockie, R. G. (2018). Change of Direction and Agility Tests: Challenging Our Current Measures of Performance. *Strength and Conditioning Journal*, 40(1), 26-38. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000309>
- Ortega, E., Jiménez, J. M., Palao, J. M., y Sainz de Baranda, P. (2008). Diseño y validación de un cuestionario para valorar las preferencias y satisfacciones en jóvenes jugadores de baloncesto. *Cuadernos de Psicología Del Deporte*, 8(2), 39-58.
- Parlebas, P. (2008). *Juegos, deporte y sociedades. Léxico de praxeología motriz* (1.ª ed., Vol. 36). Editorial Paidotribo.
- Penfield, R. D., y Giacobbi, P. J. (2004). Applying a Score Confidence Interval to Aiken's Item Content-Relevance Index. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 8(4), 213-225. https://doi.org/10.1207/s15327841mpee0804_3
- Pino-Ortega, J., García-Rubio, J., y Ibáñez, S. J. (2018). Validity and reliability of the WIMU inertial device for the assessment of the vertical jump. *PeerJ*, 30(6), e4709. <http://dx.doi.org/10.7717/peerj.4709>
- Raper, D. P., Witchalls, J., Philips, E. J., Knight, E., Drew, M. K., y Waddington, G. (2017). Use of a tibial accelerometer to measure ground reaction force in running: A reliability and validity comparison with force plates. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 21(1), 84-88. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.06.010>
- Read, B., y Edwards, P. (1992). Blue Section. Invasion Games. En *Teaching Children to Play Games* (1st edition, pp. 91-139). White Line Publishing Services.
- Reina, M., Mancha-Triguero, D., García-Santos, D., García-Rubio, J., y Ibáñez, S. J. (2019). Comparison of three methods of quantifying the training load in basketball. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 15(58), 368-382. <https://doi.org/10.5232/ricyde2019.05805>
- Resnick, R., Halliday, D., y Krane, K. S. (2002). *Physics* (5th ed., Vol. 1). Wiley. <http://www.wiley.com/WileyCDA/WileyTitle/productCd-EHEP001926.html>
- Rogulj, N., Srhoj, V., y Srhoj, L. (2004). The contribution of collective attack tactics in differentiating handball score efficiency. *Collegium Antropologicum*, 28(2), 739-746.
- Rojas-Valverde, D., Gómez-Carmona, C. D., Gutiérrez-Vargas, R., y Pino-Ortega, J. (2019). From big data mining to technical sport reports: The case of inertial measurement units. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 5(1), e000565. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2019-000565>
- Rojas-Valverde, D., Sánchez-Ureña, B., Pino-Ortega, J., Gómez-Carmona, C., Gutiérrez-Vargas, R., Timón, R., y Olcina, G. (2019). External workload indicators of muscle and kidney mechanical injury in endurance trail running. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 16(20), 1-13. <https://doi.org/10.3390/ijerph16203909>
- Rouis, M., Attigobé, E., Vandewalle, H., Jaafar, H., Noakes, T. D., y Driss, T. (2015). Relationship between vertical jump and maximal power output of legs and arms: Effects of ethnicity and sport. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25(2), 197–207.
- Schelling, X., y Torres, L. (2016). Accelerometer Load Profiles for Basketball-Specific Drills in Elite Players. *Journal of Sports Science and Medicine*, 15, 585–591.
- Serpell, B. G., Young, W. B., y Ford, M. (2011). Are the Perceptual and Decision-Making Components of Agility Trainable? A Preliminary Investigation. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(5), 1240-1248. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181d682e6>

Diseño y validación de una batería de pruebas de campo para la valoración del perfil multi-ubicación de carga externa en deportes de invasión

- Sheppard, J. M., y Young, W. B. (2006). Agility literature review: Classifications, training and testing. *Journal of Sports Sciences*, 24(9), 919-932. <https://doi.org/10.1080/02640410500457109>
- Stojanović, E., Stojiljković, N., Scanlan, A. T., Dalbo, V. J., Berkemans, D. M., y Milanović, Z. (2018). The Activity Demands and Physiological Responses Encountered During Basketball Match-Play: A Systematic Review. *Sports Medicine*, 48(1), 111-135. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0794-z>
- Stølen, T., Chamari, K., Castagna, C., y Wisløff, U. (2005). Physiology of soccer. *Sports Medicine*, 35(6), 501-536.
- Takeda, R., Tadano, S., Todoh, M., Morikawa, M., Nakayasu, M., y Yoshinari, S. (2009). Gait analysis using gravitational acceleration measured by wearable sensors. *Journal of Biomechanics*, 42(3), 223-233. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.10.027>
- Torres-Unda, J., Zarrazquin, I., Gravina, L., Zubero, J., Seco, J., Gil, S. M., Gil, J., y Irazusta, J. (2016). Basketball Performance Is Related to Maturity and Relative Age in Elite Adolescent Players: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(5), 1325-1332. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001224>
- Wagner, H., Finkenzeller, T., Würth, S., y von Duvillard, S. P. (2014). Individual and team performance in team-handball: A review. *Journal of Sports Science & Medicine*, 13(4), 808.
- White, A., Hills, S. P., Cooke, C. B., Batten, T., Kilduff, L. P., Cook, C. J., Roberts, C., y Russell, M. (2018). Match-Play and Performance Test Responses of Soccer Goalkeepers: A Review of Current Literature. *Sports Medicine*, 48(11), 2497-2516. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0977-2>
- Wiersma, L. D. (2001). Conceptualization and Development of the Sources of Enjoyment in Youth Sport Questionnaire. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 5(3), 153-177. https://doi.org/10.1207/S15327841MPEE0503_3
- Wisloff, U., Castagna, C., Helgerud, J., Jones, R., y Hoff, J. (2004). Strong correlation of maximal squat strength with sprint performance and vertical jump height in elite soccer players. *British Journal of Sports Medicine*, 38(3), 285-288. <https://doi.org/10.1136/bjism.2002.002071>
- Wu, F., Zhang, K., Zhu, M., Mackintosh, C., Rice, T., Gore, C., Hahn, A., y Holthous, S. (2007). An Investigation of an Integrated Low-cost GPS, INS and Magnetometer System for Sport Applications, *Proceedings of the 20th International Technical Meeting of the Satellite Division of The Institute of Navigation (ION GNSS 2007)*, Fort Worth, 113-120.
- Wundersitz, D. W. T., Netto, K. J., Aisbett, B., y Gastin, P. B. (2013). Validity of an upper-body-mounted accelerometer to measure peak vertical and resultant force during running and change-of-direction tasks. *Sports Biomechanics*, 12(4), 403-412. <https://doi.org/10.1080/14763141.2013.811284>
- Zarić, I., Dopsaj, M., y Marković, M. (2018). Match performance in young female basketball players: Relationship with laboratory and field tests. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 18(1), 90-103. <https://doi.org/10.1080/24748668.2018.1452109>
- Zhang, J. H., An, W. W., Au, I. P. H., Chen, T. L., y Cheung, R. T. H. (2016). Comparison of the correlations between impact loading rates and peak accelerations measured at two different body sites: Intra- and inter-subject analysis. *Gait & Posture*, 46, 53-56. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.02.002>

10.6. Estudio VI. Multi-location external workload profile in U-18 soccer players

RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte
doi: 10.5232/ricyde
Rev. Int. cienc. deporte



RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte
Volume XVII - Year XVII
Pages: 124-139 - ISSN: 1885-3137
Issue 64 - April 2021

<https://doi.org/10.5232/ricyde2021.06402>

Multi-location external workload profile in U-18 soccer players Perfil multi-ubicación de carga externa en jugadores de fútbol sub-18

Carlos David Gómez-Carmona¹, Alejandro Bastida-Castillo², Víctor Moreno-Pérez³,
Sergio José Ibáñez¹, & José Pino-Ortega⁴

1. Research Group in Optimization of Training and Sports Performance (GOERD). Faculty of Sports Science. University of Extremadura, Spain
2. Departamento de Actividad Física y Deporte. Universidad Isabel I. Burgos, Spain
3. Departamento de Cirugía y Patología. Universidad Miguel Hernández, Elche, Spain
4. BioVetMed & Sport Sd Research Group. Physical Activity and Sports Department. International Excellence Campus "Mare Nostrum", Sport Science Faculty, University of Murcia, Spain

Abstract

An association between accelerometer workload and injury risk has been found previously. However, any research has assessed the absorption dynamics of external workload through the measurement in different anatomical locations simultaneously. A cross-sectional study was designed to: (i) to describe the multi-joint external workload profile of youth soccer players, (ii) to identify between-participant differences related to anatomical locations, (iii) to analyze the workload dynamics at different speeds at joints and body segments, (iv) to characterize the multi-joint individual workload and the within-participant difference in each body segment. Twenty-one U-18 male players, that were part of a Youth Spanish First Division soccer team, performed an incremental running treadmill test and wore four WIMU PRO™ inertial devices in lower limb (ankle-knee) and spine (lower-upper back) locations to register cumulative tri-axial accelerometry-based workload (PlayerLoad, PL_{tri}). The main results have shown that the highest PL_{tri} was detected at the lower limb, especially at the ankle. Different dynamics of accelerometer workload have been found between lower and upper limb, being them between ankle-knee at 12-km/h and lower-upper back at 9.5-km/h ($p < .05$). Between-participants' differences were shown at all joints, finding the highest differences at the upper back ($p < .01$; $d = 2.17$). Finally, the body segment knee-lower back reported the highest differences (%diff=34.25-to-67.28; $d = 2.20$ -to-4.77). In conclusion, a great between-participants external workload variability was found at joints and body segments, being recommended for an individualized assessment and specific training protocols.

Key words: testing; accelerometry; musculoskeletal workload; team sports.

Resumen

Una asociación entre la carga acelerométrica y el riesgo de lesión ha sido encontrada previamente. Sin embargo, no existen investigaciones que evalúen la dinámica de absorción de carga externa a través de diferentes ubicaciones anatómicas simultáneamente. Un estudio transversal fue diseñado para: (i) describir el perfil multi-ubicación de carga externa en jugadores jóvenes de fútbol, (ii) identificar diferencias entre sujetos relacionadas con las ubicaciones anatómicas, (iii) analizar la dinámica de carga a diferentes velocidades en diferentes ubicaciones anatómicas y segmentos corporales, (iv) caracterizar el perfil multi-ubicación individual y las diferencias intra-sujeto en cada segmento corporal. 21 jugadores masculinos U-18 que pertenecían a un equipo de fútbol de Primera División Nacional Juvenil realizaron un test incremental en tapiz rodante portando cuatro dispositivos inerciales WIMU PRO™ en diferentes ubicaciones del tren inferior (rodilla-tobillo) y columna (espalda alta y baja) para registrar la carga acelerométrica tri-axial acumulada (PlayerLoad, PL_{tri}). Los principales resultados muestran que el mayor PL_{tri} fue detectando en el tren inferior, especialmente en el tobillo. Diferentes dinámicas de carga acelerométrica han sido encontrados entre el tren inferior y el tren superior, siendo estas diferencias entre tobillo-rodilla a 12 km/h y entre espalda alta-baja a 9.5 km/h ($p < .05$). Diferencias inter-sujeto fueron encontradas en todas las ubicaciones, encontrando las mayores diferencias en la espalda alta ($p < .01$; $d = 2.17$). Finalmente, el segmento corporal rodilla-espalda baja reportó las mayores diferencias (%diff=34.25-to-67.28; $d = 2.20$ -to-4.77). En conclusión, una alta variabilidad inter-sujeto en la carga externa registrada fue encontrada en todas las ubicaciones y segmentos corporales, siendo recomendable su individualización y entrenamiento específico.

Palabras clave: evaluación; acelerometría; carga musculoesquelética; deportes de equipo.

Correspondence/correspondencia: Carlos David Gómez-Carmona
Research Group in Optimization of Training and Sports Performance (GOERD). Faculty of Sports Science.
University of Extremadura, Caceres, Spain
Email: cdgomezcarmona@unex.es

Received: November 24, 2020; Accepted: January 4, 2021

Introduction

Currently, there is a great amount of interest in research into workload quantification in team sports to design specific training programs according to competing demands (Bourdon et al., 2017). Recent research has shown that the total workload supported by an athlete is composed of internal and external workload, and their quantification is important to analyze physical and physiological demands during training and competition (McLaren et al., 2018). The internal workload is considered as the biological reaction of the athlete's body, both from the physiological and psychological viewpoint (Halson, 2014). While the external workload is the mechanical and locomotor stress that an athlete suffers during the activity (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo et al., 2020). In the last few years, research interest in external workload has increased due to a more accurate assessment of specific sport movements and skills thanks to advances in technology (Vanrenterghem et al., 2017)

The external workload can be divided into the kinematical and neuromuscular workload (Buchheit et al., 2018). The kinematical workload is related to the locomotion demands and their intensity and is recorded using different tracking technologies in outdoor (Global Navigation Satellite Systems, GNSS) (Colby et al., 2014), and indoor conditions (Ultra-Wide Band, UWB; Local Position Measurement, LPM) (Bastida-Castillo et al., 2018; Leser et al., 2014). In particular, the neuromuscular workload is defined as the force exerted by the athlete, as a result of the interaction with gravitational forces and teammates/opponents (impacts, jumps) recorded by triaxial accelerometers (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo et al., 2020).

In this sense, new devices known as Inertial Measurement Units (IMUs) have been developed for data recording. These devices are composed of different sensors (accelerometers, gyroscopes, magnetometer, etc.) that are integrated into the same unit (Wu et al., 2007). The reliability and validity of these units to assess neuromuscular workload through event detection (impacts, shots, jumps) (Hulin et al., 2017; Jaming et al., 2015), and the instant or accumulated workload in time (Player Load, PL; Ground Reaction Forces, GRF; 3-axis acceleration) (Barrett et al., 2014; Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, González-Custodio, et al., 2019).

After evaluating their validity and reliability, these variables have been widely used in team sports for workload quantification since 2010 (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo et al., 2020). In event detection, impacts >5G range from 490-613 in soccer (Abade et al., 2014; Gómez-Carmona et al., 2018) to 895-1222 in rugby and American football (Suarez-Arrones et al., 2012; Wellman et al., 2016); and in accumulated workload through PL, values from 900-to-1500 a.u. have been registered in team sports (Gastin et al., 2019; Oliva-Lozano et al., 2020; Pino-Ortega et al., 2019). So, due to the higher values registered, numerous studies have analyzed the association between neuromuscular workload and injury risk in different team sports such as Australian football (Colby et al., 2014) or soccer (Barrett et al., 2016; Bowen et al., 2017). A previous study showed that the injury risk in youth soccer players is higher than in seniors, especially during matches (Pfirrmann et al., 2016). For this reason, it is important to analyze the total workload in youth players, but it is necessary to perform a specific assessment of the location where that workload is suffered.

Concerning the location of IMUs, it is accepted that the center of mass (COM) is a valid placement to detect whole-body movement (Barrett et al., 2014). However, in team sports, the interscapular line (upper back) is admitted as the best location for GPS signal reception (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo et al., 2020). Nedergaard et al. (2017) subsequently found that accelerometers only record the acceleration of the body segment that they are attached. So, the measuring of whole-body acceleration is inadequate due to multi-joint complexity during sports movements. In this respect, the latest investigations suggested locating the device on the

Gómez-Carmona, C. D.; Bastida-Castillo, A.; Moreno-Pérez, V.; Ibañez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2021). Multi-location external workload profile in U-18 soccer players. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*. 64(17), 124-139. <https://doi.org/10.5232/ricyde2021.06402>

lateral malleolus to detect the ground reaction forces (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, González-Custodio, et al., 2019; Rojas-Valverde et al., 2019; Zhang et al., 2016).

However, the study of the accelerations in the different joints and body segments at the same time can provide useful information on the absorption dynamics of external workload that the athlete's musculoskeletal structure supports (Morris & Lawson, 2009). Therefore, the purposes of the study were to: (i) describe the multi-joint external workload profile of a U-18 soccer team during an incremental treadmill running test, (ii) identify the between-participants differences related to the anatomical location, (iii) analyze the workload dynamics at different speeds in each joint and body segment, and (iv) characterize the multi-joint individual workload and the within-participants difference in each body segment.

Methods

Participants

Twenty-one U-18 male national-level soccer players participated voluntarily in this testing (age: 17.2 ± 0.87 years, height: 1.77 ± 0.07 m, body mass: 73.96 ± 4.2 kg, BMI: 21.5 ± 1.1 kg/m²). Although the sample was intentionally selected, all soccer players were part of a soccer team that competed in the maximum youth category in Spain (Youth Spanish First Division, Group VII). Participants had to meet the following inclusion criteria: (i) up to two years of experience at the national level in soccer, (ii) more than one year of experience with high-level monitoring both in training and competition context, and (iii) not to present any physical limitations or musculoskeletal injuries that could have affected testing.

The study was approved by the ethics committee of the University (register number 232/2019) before the start of the testing. The investigation was conducted following the ethics code of the World Medical Association by the 7th edition of the Declaration of Helsinki (Hellmann et al., 2014). Before the start of this investigation, participants were fully informed about the testing and written informed consent was obtained from both the participants and their guardians.

Equipment

Anthropometric characteristics

Each participant's height and body mass were assessed. Specifically, height was measured to the nearest 0.5 cm during a maximal inhalation using a wall-mounted stadiometer (SECA model 213, Hamburg, Germany) (Baharudin et al., 2017). Body mass was obtained with an 8-electrode segmental body composition monitor (TANITA model BC418-MA, Tokyo, Japan) (Kelly & Metcalfe, 2012). One ISAK technician with level-2 accreditation completed the anthropometrical assessment.

External workload

The variables of the players when performing the incremental running treadmill test were recorded by four inertial devices WIMUPRO™ (RealTrack Systems, Almeria, Spain) (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, González-Custodio, et al., 2019). These devices contain four triaxial accelerometers that can detect and measure movement using a micro-electromechanical system with an adjustable sampling frequency from 10 to 1000 Hz. The full-scale output ranges are ± 16 g, ± 16 g, ± 32 g, and ± 400 g. Besides, each device has its own microprocessor, 8-GB internal memory, and high-speed USB interface, to record, store and upload data. The device is powered by an internal battery with 4-h of life, that weighs 70-g and is $81 \times 45 \times 16$ mm in size. In the present research, the sampling frequency of the accelerometers was 100 Hz

Gómez-Carmona, C. D.; Bastida-Castillo, A.; Moreno-Pérez, V.; Ibañez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2021). Multi-location external workload profile in U-18 soccer players. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 64(17), 124-139. <https://doi.org/10.5232/ricyde2021.06402>

following recommendations of accuracy and reliability for sports measurement (Gómez-Carmona, Rojas-Valverde et al., 2020).

Variables

In the present research, the following independent and dependent variables were analysed:

Dependent variable

- *Player Load*: This variable is the vector sum of the four accelerometer data points in their 3 axes of movement (vertical, anteroposterior, and lateral). It is developed by RealTrack Systems and is represented in arbitrary units (a.u.). Besides, it is calculated from the following equation where PL is the player workload calculated in the current moment; X_n , Y_n , and Z_n are the values of BodyX, BodyY, and BodyZ in the current moment; and X_{n-1} , Y_{n-1} , and Z_{n-1} are the values of BodyX, BodyY, and BodyZ in the previous moment. Then, the sum of PL during the session is calculated and multiplied by 0.01 as scale factor (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, et al., 2020).

$$PL = \sqrt{\frac{(X_n - X_{n-1})^2 + (Y_n - Y_{n-1})^2 + (Z_n - Z_{n-1})^2}{100}}$$

$$Accumulated\ PL = \sum_{n=0}^m PL_{RT} \times 0.01$$

Independent variables

- *Speed*: The distance covered related to the time spent.
- *IMU placement*: This variable represented the anatomical location of the IMUs during the testing. The location made it possible to analyze two variables:
 - *Joints*: Acceleration detected by the IMU accelerometers in each anatomical location (ankle, knee, lower back, and upper back).
 - *Body segments*: Differences among anatomical locations that represent the impact absorption by the musculoskeletal structures of the human body related to gravity: (1) ankle - knee; (2) knee-lower back; (3) lower back - upper back.

Procedure

The research was conducted over 3 weeks (one testing session per week) during the pre-season phase (August 2018). All tests were conducted in the lab of the Sports Science Faculty (San Javier, Spain). In the first session, the anthropometrical measurements were recorded, and information about the testing protocol and objectives was explained. The second session consisted of familiarization with the testing procedure (treadmill running) and experimental equipment (high-level monitoring with IMUs). Finally, in the last session, participants performed the incremental treadmill running test. The starting velocity was 8 km/h. Velocity was increased every 12 seconds, by 0.1 km/h (1 km/h every 2 minutes). The test ended when the athlete could no longer maintain the effort. This protocol was used in a previous study (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, González-Custodio, et al., 2019) and was proposed due to it being a laboratory-controlled trial, where velocity and environmental variables can be controlled accurately (temperature: 22.1±0.2° celsius, humidity: 50±2%).

Before the testing, participants performed a standardized warm-up composed of 5 min of running at aerobic intensity (65% of maximum heart rate, HR_{MAX}). This procedure was monitored by the WIMU PRO™ inertial devices that sent the data in real-time through Wi-Fi

Gómez-Carmona, C. D.; Bastida-Castillo, A.; Moreno-Pérez, V.; Ibañez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2021). Multi-location external workload profile in U-18 soccer players. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*. 64(17), 124-139. <https://doi.org/10.5232/ricyde2021.06402>

technology to a computer with the S PRO™ software (RealTrack Systems, Almeria, Spain) to check that the devices were working correctly. When the testing finished, participants performed 5 min of running at recovery intensity (55% HR_{MAX}).

Prior to placement, the inertial devices were calibrated manually, according to the manufacturer's recommendations, and synchronized. This process eliminated four 3D accelerometer error sources: offset error, scaling error, non-orthogonal error, and random error (Wu et al., 2007). The accuracy and the between and within-devices reliability have obtained satisfactory results (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, García-Rubio, et al., 2019; Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, González-Custodio, et al., 2020).

Then, the devices were placed in different anatomical locations: (i) upper back, on the interscapular line (Barrett et al., 2014); (ii) lower back, at L3 near to the center of mass (McGregor et al., 2011); (iii) knee, 3-cm above the kneecap crack (Takeda et al., 2009); and (iv) ankle, 3-cm above the malleolus lateralis (Klassen et al., 2016). Both at the knee and ankle, the devices were placed on the outside of the right leg on all athletes. A specifically-designed elastic band was used to attach the devices on the participants, except on the upper back where they were placed in an anatomically designed harness (see Figure 1 for more details).

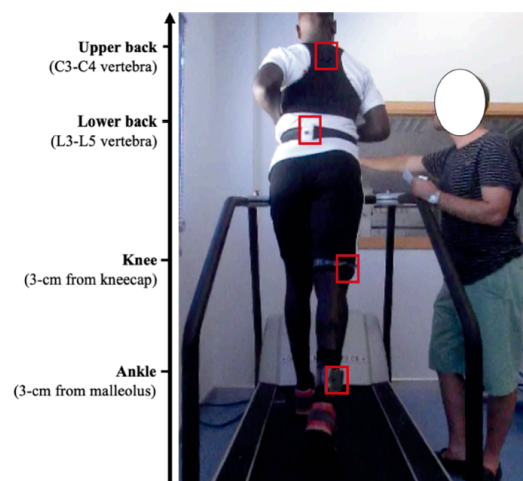


Figure 1. Anatomical placement of inertial devices during test in one of the participants.

To reduce the interference of uncontrolled variables, all the participants were instructed to maintain their habitual lifestyle and normal dietary intake before and during the study. Furthermore, the participants performed the different tests at the same time of day (i.e. 9:00 AM) to avoid the possible effects of circadian rhythms on physical performance, and with no high-intensity physical activity performed 48-hours before all tests (Spriet, 2014).

Statistical analysis

Firstly, the Shapiro-Wilk test to analyze the data distribution due to the sample size ($n=21$; less than 50 participants) and the Levene test to check the homoscedasticity of the sample, were performed to determine the appropriate statistical process (Field, 2013). The analysis showed a normal distribution, so parametric tests were selected. Secondly, a descriptive analysis was performed, showing data as mean (M) and standard deviation (SD).

A one-way ANOVA test was performed to identify the among-participants differences at all anatomical locations. A t-test for related samples analysed the workload dynamics concerning the speed in each joint and body segment, and also within-participants comparisons of each

Gómez-Carmona, C. D.; Bastida-Castillo, A.; Moreno-Pérez, V.; Ibañez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2021). Multi-location external workload profile in U-18 soccer players. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 64(17), 124-139. <https://doi.org/10.5232/ricyde2021.06402>

body segment, showing these results with the percentage of differences (%*diff*) (Vincent & Weir, 2012). The magnitude of the differences was termed unclear, being considered the observed magnitude. Thus, Cohen’s *d* effect size (*d*) was calculated and interpreted using the following criteria: very low (0-0.2), low (0.2-0.6), moderate (0.6-1.2), high (1.2-2.0), and very high (>2.0) (Hopkins et al., 2009). The statistical analysis was performed using the *Statistical Package of Social Science* (SPSS) software (release 24; SPSS Inc., Chicago IL, USA). Besides, the plots were designed using the GraphPad Prism software (release 7; GraphPad Ltd., La Jolla CA, USA). Statistical differences were considered at the *p*<.05 value.

Results

Descriptive analysis and between-participants differences at anatomical locations

Table 1 shows the descriptive analysis and between-participant differences comparison of PL_{TM} in the different analysed locations at all speeds. The highest values were found in the lower limb (ankle=1.65±0.47; knee=1.62±0.51) in comparison with the upper limb (lower back=0.68±0.15; upper back=0.59±0.12). In the between-participants comparison, statistical differences were found at all locations (*p*<.05; *F*=13.03-56.61; *d*=1.04-to-2.17), with the greatest differences on the upper back at high speed (*p*<.01; *d*=2.49-to-4.10).

Table 1. Descriptive analysis and comparison between-participants in PL_{RT} variable in function of accelerometer location at different speeds.

Speed (km/h)	Ankle M±SD	Knee M±SD	Lower back M±SD	Upper back M±SD	Ankle <i>F; d</i>	Knee <i>F; d</i>	Lower back <i>F; d</i>	Upper back <i>F; d</i>
8.0	0.98±0.17	0.99±0.13	0.47±0.08	0.45±0.07	103.34; 2.93*	78.74; 2.56*	255.70; 4.62*	123.84; 3.21*
8.5	1.05±0.15	1.06±0.15	0.50±0.08	0.47±0.08	47.03; 1.98*	67.31; 2.37*	172.53; 3.79*	74.56; 2.49*
9.0	1.14±0.15	1.14±0.15	0.53±0.08	0.49±0.09	56.44; 2.17*	68.31; 2.39*	146.87; 3.50*	98.00; 2.86*
10.0	1.32±0.17	1.30±0.17	0.59±0.09	0.52±0.09	46.64; 1.97*	97.62; 2.85*	132.75; 3.32*	123.09; 3.21*
10.5	1.39±0.18	1.36±0.19	0.62±0.09	0.54±0.09	61.89; 2.27*	87.55; 2.70*	145.21; 3.48*	124.99; 3.23*
11.0	1.46±0.19	1.47±0.26	0.64±0.09	0.56±0.09	74.71; 2.50*	88.88; 2.72*	136.54; 3.37*	78.99; 2.55*
11.5	1.56±0.19	1.55±0.29	0.67±0.09	0.58±0.09	59.48; 2.23*	194.12; 4.02*	161.14; 3.66*	110.69; 3.04*
12.0	1.65±0.20	1.63±0.31	0.70±0.09	0.60±0.09	46.70; 1.97*	129.91; 3.29*	128.72; 3.27*	144.95; 3.46*
12.5	1.75±0.20	1.71±0.33	0.73±0.09	0.62±0.09	63.30; 2.30*	157.17; 3.62*	145.57; 3.49*	128.34; 3.27*
13.0	1.85±0.23	1.81±0.34	0.75±0.09	0.63±0.10	58.38; 2.22*	204.24; 4.13*	166.12; 3.70*	121.45; 3.18*
13.5	1.96±0.25	1.90±0.36	0.77±0.09	0.65±0.10	71.39; 2.44*	214.95; 4.23*	205.57; 4.14*	165.81; 3.68*
14.0	2.05±0.24	2.03±0.45	0.79±0.09	0.68±0.10	76.63; 2.53*	107.61; 3.00*	133.16; 3.33*	116.74; 3.12*
14.5	2.14±0.24	2.17±0.61	0.82±0.09	0.71±0.11	52.21; 2.09*	508.58; 6.51*	105.36; 2.97*	201.73; 4.10*
15.0	2.26±0.25	2.20±0.48	0.83±0.09	0.72±0.11	53.84; 2.12*	334.37; 5.28*	122.49; 3.20*	160.63; 3.64*
15.5	2.37±0.23	2.19±0.27	0.87±0.10	0.75±0.11	32.05; 1.63*	71.82; 2.45*	115.50; 3.10*	175.84; 3.86*
16.0	2.51±0.19	2.27±0.17	0.92±0.09	0.79±0.10	14.05; 1.08*	43.88; 1.91*	17.20; 1.20*	116.53; 3.68*
Total	1.65±0.47	1.62±0.51	0.68±0.15	0.60±0.13	13.03; 1.04*	24.85; 1.44*	30.51; 1.59*	56.61; 2.17*

Note. M: Mean; SD: Standard deviation; F: F-value of ANOVA; d: Cohen’s *d* effect size. *Statistical differences (*p*<.01).

Speed influence on the external workload suffered by the joints and body segments

The external workload dynamics in each joint at all running speeds are shown in Figure 2. Higher velocity is related to a higher accelerometer workload at all anatomical locations. In addition, in the between-joint comparison, statistical differences were found in the lower limb (ankle-knee) from 12-km/h and in the upper limb (lower back – upper back) from 9.5-km/h.

Gómez-Carmona, C. D.; Bastida-Castillo, A.; Moreno-Pérez, V.; Ibañez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2021). Multi-location external workload profile in U-18 soccer players. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*. 64(17), 124-139. <https://doi.org/10.5232/ricyde2021.06402>

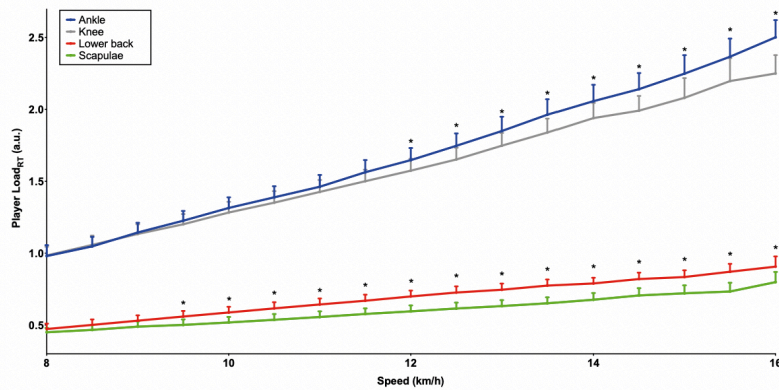


Figure 2. PL_{RT} dynamics of all the participants in the analyzed joints between 8-16 km/h. *Statistical differences (p<.05).

Figure 3 presents the analysis of workload dynamics in relation to body segments. The greatest differences were found in segment 2 (knee – lower back), and they increased when the speed was faster. The external workload dynamics in segment 1 (ankle-knee) and segment 3 (lower back – upper back) remained constant at all speeds.

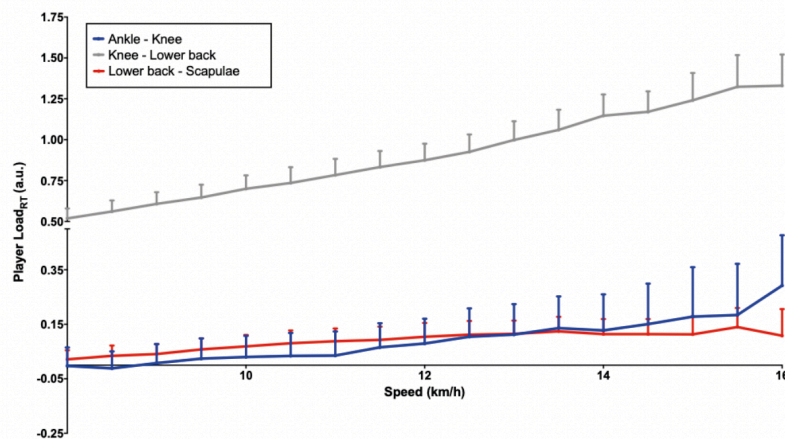


Figure 3. PL_{RT} dynamics of all the participants in the analyzed body segments between 8-16 km/h.

Individual external workload profile and within-participant differences in body segments

Finally, the individual external workload profile and the within-participant comparison of the body segments analysed are shown in Table 2. The greatest differences were found in segment 2 (knee – lower back) with very high effect size, showing all soccer players had a higher PL_{RT} at the knee in comparison with the lower back (%_{diff}= 34.25-to-67.28; *d*= 2.20-to-4.77). Conversely, in segment 1, 23.81% of the participants (6, 8, 9, 12, and 13) supported a higher workload at the knee than the ankle (%_{diff}= -2.77 to -65.98), and in segment 3, 23.81% of the participants (5, 8, 12, 13 and 14) suffered a higher workload in the upper back than the lower back (%_{diff}= -2.79 to -16.43). Besides, greater between-participant variability was found in the external workload profile in all body segments.

Gómez-Carmona, C. D.; Bastida-Castillo, A.; Moreno-Pérez, V.; Ibañez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2021). Multi-location external workload profile in U-18 soccer players. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*. 64(17), 124-139. <https://doi.org/10.5232/ricyde2021.06402>

Table 2. Within-participant differences of related samples. Percentage of differences, p-value, ranges and Cohen's d effect size on PL_{RT} dynamics in relation to body segments during the incremental treadmill running test.

N	Ankle	Knee	Lower back	Upper back	Segment 1 Knee - Ankle		Segment 2 Lower back - Knee		Segment 3 Upper back - Lower Back	
	M±SD	M±SD	M±SD	M±SD	% _{agr} :d	Ranges (a-k-d)	% _{agr} :d	Ranges (k-lb-d)	% _{agr} :d	Ranges (lb-ub-d)
1	1.49±0.40	1.47±0.46	0.65±0.13	0.47±0.08	1.94; 0.05*	55-19-3	54.11; 2.53*	77-0-0	27.74; 1.71*	77-0-0
2	1.30±0.38	1.26±0.23	0.82±0.09	0.58±0.07	-0.50; 0.03	24-34-1	34.25; 2.61*	59-0-0	29.50; 3.01*	59-0-0
3	1.38±0.33	2.40±1.08	0.73±0.11	0.62±0.13	-65.98; -1.23*	0-72-0	64.68; 2.29*	72-0-0	15.21; 0.91*	67-4-1
4	1.77±0.34	1.79±0.36	0.75±0.11	0.62±0.09	-0.84; -0.06	25-35-10	57.67; 4.07*	70-0-0	17.49; 1.31	70-0-0
5	1.77±0.55	1.51±0.31	0.50±0.05	0.60±0.05	11.47; 0.60*	50-12-1	58.41; 4.77*	25-0-0	-12.40; -2.00	0-25-0
6	1.58±0.47	1.77±0.41	0.68±0.13	0.51±0.11	-14.44; -0.43*	4-77-1	61.43; 3.73*	82-0-0	24.85; 1.42	82-0-0
7	1.65±0.43	1.53±0.21	0.84±0.17	0.58±0.06	3.73; 0.37*	46-36-1	45.92; 3.65*	83-0-0	28.83; 2.12	83-0-0
8	1.80±0.38	2.00±0.52	0.65±0.10	0.75±0.07	-10.45; -0.43*	0-74-1	66.65; 3.78*	75-0-0	-16.43; -1.18	0-75-0
9	1.45±0.34	1.50±0.41	0.56±0.09	0.47±0.05	-2.77; -0.13*	24-53-3	61.79; 3.32*	80-0-0	14.33; 1.27	80-0-0
10	1.71±0.51	1.49±0.35	0.71±0.20	0.63±0.11	11.02; 0.51*	74-9-0	52.96; 2.81*	83-0-0	7.03; 0.51	64-18-1
11	1.93±0.48	1.84±0.52	0.70±0.14	0.55±0.07	4.87; 0.18*	56-19-4	61.11; 3.13*	79-0-0	20.34; 1.40	79-0-0
12	1.44±0.45	1.59±0.41	0.51±0.11	0.53±0.10	-12.07; -0.35*	5-75-1	67.28; 3.76*	81-0-0	-4.05; -0.19	12-57-12
13	1.52±0.47	1.67±0.42	0.58±0.13	0.59±0.13	-11.83; -0.34*	11-71-0	64.85; 3.65*	82-0-0	-2.79; -0.08	17-57-8
14	1.85±0.47	1.46±0.32	0.70±0.10	0.80±0.11	19.93; 0.99*	81-0-0	51.63; 3.34*	81-0-0	-15.58; -0.95	0-81-0
15	1.91±0.60	1.43±0.43	0.64±0.15	0.55±0.13	24.58; 0.93*	85-0-0	54.33; 2.55*	85-0-0	12.87; 0.65	83-1-1
16	1.63±0.49	1.20±0.25	0.69±0.11	0.58±0.06	9.50; 1.14*	50-7-1	47.05; 2.73*	58-0-0	15.67; 1.28	58-0-0
17	1.47±0.29	1.45±0.27	0.72±0.11	0.65±0.06	1.05; 0.07*	42-22-6	50.31; 3.67*	70-0-0	8.16; 0.81	55-10-5
18	1.47±0.33	1.28±0.25	0.75±0.11	0.62±0.09	12.43; 0.66*	79-0-0	40.76; 2.84*	79-0-0	16.45; 1.31	79-0-0
19	1.59±0.35	1.38±0.34	0.56±0.14	0.46±0.09	13.65; 0.61*	76-0-0	59.02; 3.27*	76-0-0	16.99; 0.87	73-3-0
20	1.82±0.48	1.63±0.43	0.70±0.16	0.70±0.19	10.81; 0.42*	86-0-0	56.70; 2.98*	86-0-0	0.01; 0.00	36-47-3
21	1.49±0.27	1.41±0.23	0.63±0.11	0.48±0.04	4.49; 0.32*	54-7-1	55.89; 4.46*	62-0-0	22.31; 1.88	62-0-0
Total	1.61±0.46	1.60±0.51	0.68±0.15	0.59±0.13	-0.11; 0.02*	927-622-34	55.84; 2.55*	1345-0-0	-0.56; 0.64	1164-378-31

Note. %_{agr}: Percentage of differences; p: p-value; Ranges (a: ankle, k: knee, lb: lower back, ub: upper back; d: draws); d: Cohen's d effect size. *Statistical differences (p<0.01).

Discussion

Different investigations have analysed the influence of external workload on sports injuries (Bowen et al., 2017; Kiernan et al., 2018). However, a lack of research has been found about investigating the body segment differences (absorption dynamics of external workload in the whole body) through measurement at different anatomical locations simultaneously. Therefore, the main goal of the present research was to describe the multi-joint external workload profile of a U-18 soccer team related to speed and device location on joints and body segments and its comparison within- and between-participants. The main results showed that a lower distance to the ground-to-ground contact and a faster speed provoked higher external workloads. In addition, great between-participant variability was found both in joints and body segments in the accelerometer workload profile.

Multi-joint external workload profile

The results of the present study showed a greater external workload on the lower limb (ankle = 1.65 ± 0.47; knee = 1.62 ± 0.51) than the upper limb (lower back = 0.68 ± 0.15; upper back = 0.59 ± 0.12). Besides, each group obtained different external workload dynamics. Regarding the workload dynamics of the upper limb, Barrett et al. (2014) and Simons & Bradshaw (2016) found a greater external workload at the lumbar region than the scapulae in an incremental treadmill running test and in a specific jump assessment, respectively. Regarding the workload dynamics of the lower limb, Zhang et al. (2016) analyzed the difference in external workload between the ankle and the tibia, finding higher impacts on the ankle than the tibia, determining that the ankle is the most valid location to detect ground reaction forces (GRF).

Finally, only one investigation carried out by Nedergaard et al. (2017) has evaluated peak acceleration at different upper limb and lower limb joints simultaneously. The referred study found a greater acceleration peak at the tibia in comparison with the trunk, the center of mass, the pelvis and the scapulae at all speeds (2-5 m/s), both in linear locomotion and in 45°-to-90° changes of direction, the external workload being smaller as the distance to the ground increases. The highest external workload was recorded at the ankle and knee, and a recent

Gómez-Carmona, C. D.; Bastida-Castillo, A.; Moreno-Pérez, V.; Ibañez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2021). Multi-location external workload profile in U-18 soccer players. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*. 64(17), 124-139. <https://doi.org/10.5232/ricyde2021.06402>

review by Lopes et al. (2012) found that most sports injuries in runners were in both structures with an incidence rate between 22.7% and 9.1%, specifically Achilles and patellar tendinopathy and tibial stress fractures for every 1000 hours of practice. Therefore, a smaller distance to the ground contact during running will cause a higher external workload and a greater probability of injury, which is reduced as the distance to the ground increases. Besides, there are different workload dynamics between the lower and upper body.

Speed influence

Another interesting finding in our study was that a higher speed caused an increase in external workload at all anatomical locations, showing significant differences between ankle and knee from 12 km/h and between the lower back and upper back from 9.5 km/h. In this line of research, Barrett et al. (2014) and Nedergaard et al. (2017) found that a higher speed provoked higher PlayerLoad™ and peak triaxial acceleration in an incremental treadmill test from 8-to-16 km/h at the center of mass and scapulae and during specific movements from 2-to-5 m/s at the tibia, trunk, center of mass, trunk and back, respectively. Specifically, Barrett et al. (2014) found significant differences at all speeds in the PL of the anteroposterior axis, not finding differences in the PL of the vertical axis and mediolateral axis at high speeds (> 11 km/h), results which contrasted with those found in the present investigation. Conversely, Nedergaard et al. (2017) obtained significant differences in all locations at all speeds, in contrast to the present investigation where a speed higher than 12.5 km/h had to be reached to obtain significant differences between the ankle and knee. Therefore, speed directly influences the external workload that the evaluated joints support, being its influence more important in the lower limb in comparison with the upper limb regarding the nearer distance to the ground contact (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, González-Custodio, et al., 2019; Nedergaard et al., 2017). In this respect, a comparative analysis of the external workload supported at each speed by a healthy athlete could be performed and considered in the return-to-play processes to program the specific progress in running speed, especially in lower limb injuries.

Anatomical location comparison

Significant differences were shown in the between-participant comparison in all joints and at all speeds. The differences with the smallest effect size were obtained specifically at the ankle. These differences were greater the higher the unit location and the highest was found in the upper back. The smallest differences were found in the ankle as it is in the closest contact with the ground concerning Newton's third law. The ankle impact is influenced by the athlete's weight (Derrick et al., 2002), the muscle mass and fat mass of the lower limb (Liu and Nigg, 2000), the impact surface (Dixon et al., 2000), the type of footwear (Hardin et al., 2004), and the flight time between steps related to the stride rate (Heiderscheit et al., 2011). In this study, only the weight of the participants ($SD=4.2$ kg), the ratio of muscle mass and fat mass on the lower limb, and the flight time could influence the results. The type of footwear and the impact surface (treadmill) were not modified.

The differences in the rest of the joints increased when there was a greater distance from the ground so that the results obtained could be explained in relationship with different specific running biomechanics (Cochrum et al., 2017; Nigg, 2001), or an individualized absorption of the external workload by the musculoskeletal structures. In summary, because the players had similar anthropometric and physiological characteristics, the difference in the external workload at the ankle is the least variable among participants. In the rest of the anatomical locations, due to musculoskeletal characteristics and individual gait biomechanics, the variability of the external workload increased the higher the location in the body. Therefore,

Gómez-Carmona, C. D.; Bastida-Castillo, A.; Moreno-Pérez, V.; Ibañez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2021). Multi-location external workload profile in U-18 soccer players. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*. 64(17), 124-139. <https://doi.org/10.5232/ricyde2021.06402>

individual analysis of the external workload at all anatomical locations and at the specific intensities of locomotion that will be performed during the competition is recommended.

Body segment comparison

Regarding body segment comparison, the highest external workload absorption was found in the segment between the knee and the lower back in all the participants, where the change in external workload dynamics occurs between the lower limb and the upper limb ($\%_{diff} = 34.25$ to 67.28 ; $d = 2.20$ to 4.77). In addition, it was found that the differences in segment 1 (ankle-knee) ($\%_{diff} = -0.11$; $d = 0.02$) and segment 3 (upper back – lower back) ($\%_{diff} = -0.56$; $d = 0.64$) remained stable throughout all speeds, while segment 2 (knee–lower back) increased as the speed got faster. This aspect is important, because the majority of muscle injuries in team sports, and specifically in soccer, are produced in segment 2 (knee-lower back) both in the anterior and posterior part of the thigh (Ekstrand et al., 2011). Maybe this phenomenon could be considered as a factor of the injury risk. Also, the same as at each joint, there is a large between-participants variability of the external workload among the body segments. This finding confirms the results presented in the comparison between joints, showing that gait biomechanics (Cochrum et al., 2017), and the musculoskeletal characteristics of the athletes are determinants in the absorption of the external workload.

Finally, different participants were found (8/21, 38.09%) who presented an atypical pattern of impact absorption as a higher impact was recorded in a location that was further from the ground compared to a location that was nearer to the ground. This atypical profile was divided into three groups: (a) an abnormal profile of the lower limb, with a higher workload at the knee than the ankle ($\%_{diff} = -2.77$ to -65.98) that was found in three soccer players (3, 6, and 9; 14.28%); (b) an abnormal profile of the upper limb, with a higher workload at the upper back than the lower back recorded in two players (5 and 14; 9.52%) ($\%_{diff} = -2.79$ to -16.43) and (c) an abnormal profile in the upper and lower limb of three players (8, 12 and 13; 14.028%) that presented a higher accelerometer workload at the knee and upper back than the ankle and lower back, respectively. This atypical pattern of impact absorption could be due to different causes such as gait biomechanics (Cochrum et al., 2017), sex and maturation development (Sigward et al., 2012), and previous sports learning (Rugg et al., 2018). The last variable is very important because early sport-specialized athletes in basketball, soccer and volleyball demonstrated altered lower extremity coordination that may lead to less stable landings and increased injury risk (DiCesare et al., 2019). This aspect was confirmed in elite-level basketball players where multisport participants during their sport formation were less likely to sustain a major injury risk during their career and had a longer active time (Rugg et al., 2018). Therefore, individualized analysis of the difference in the accelerometer workload between joints is very important to identify the impact absorption profile of each participant (Gómez-Carmona, Pino-Ortega, & Ibañez, 2020; Gómez-Carmona, Bastida-Castillo et al., 2020).

Limitations and future research

While the results of this study have provided information regarding a new protocol to assess the multi-joint external workload profile of youth soccer players through simultaneously joint evaluation (ankle, knee, lower back, and upper back) with inertial measurement units (IMUs), some limitations to the study must be acknowledged. One of the limitations concerns the sample studied; it would be interesting to extend this study to include more athletes, levels, categories, and sport disciplines, to characterize the specific profiles and compare these profiles among groups. Besides, only one inertial device model with a specific variable was used in the present research, in this sense, users can compare the results if this specific formula is applied to the data raw provided by their inertial device models. In addition, it would also be interesting

Gómez-Carmona, C. D.; Bastida-Castillo, A.; Moreno-Pérez, V.; Ibañez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2021). Multi-location external workload profile in U-18 soccer players. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 64(17), 124-139. <https://doi.org/10.5232/ricyde2021.06402>

for futures studies to analyze the same parameters on sport-specific locomotion and skills in training and competition contexts.

Conclusions and practical applications

From the results obtained in the present study, five conclusions concerning the study purposes can be mentioned:

1. The highest external workload is suffered at ankle location as a consequence of a nearer distance to the ground contact, decreasing the impact when is ascend in the human body.
2. A faster speed caused a greater neuromuscular workload, being the highest increase in the lower limb locations (ankle and knee).
3. A different external workload dynamic was found between lower limb (ankle-knee) and upper limb (lower back – upper back). For this reason, related to speed, these differences are shown before in upper limb locations (9 km/h) respect to lower limb (12.5 km/h).
4. The segment 2 (knee – lower back) presented the greatest differences on external workload, showing an increase of these when the speed was faster. Instead, no differences in segment 1 and segment 3 were found related to a faster speed.
5. A great between-subject external workload variability was found at joints and body segments. For this reason, an individualized assessment is recommended.

The standardized protocol performed in the present research is proposed to evaluate the external workload suffered by the joints and body segments at all speeds during linear locomotion. It implies a direct practical application, since knowledge of the absorption capacity of the external workload in each athlete will make it possible to establish individualized training protocols to avoid injury risk, and the referential values obtained will be able to help the return-to-play process.

Acknowledgments

“This study has been developed by the Research Group in Optimization of Training and Sports Performance (GOERD) of the Sports Science Faculty of the University of Extremadura. The author Carlos D. Gómez Carmona was supported by a grant from the Spanish Ministry of Science, Innovation and Universities (FPU17/00407). This study has been partially subsidized by the Aid for Research Groups (GR18170) from the Regional Government of Extremadura (Department of Employment, Companies, and Innovation), with a contribution from the European Union from the European Funds for Regional Development.

References

- Abade, E. A.; Gonçalves, B. V.; Leite, N. M., & Sampaio, J. E. (2014). Time-motion and physiological profile of football training sessions performed by under-15, under-17, and under-19 elite portuguese players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 9(3), 463-470. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2013-0120>
- Baharudin, A.; Ahmad, M. H.; Naidu, B. M.; Hamzah, N. R.; Zaki, N. A. M.; Zainuddin, A. A., & Nor, N. S. M. (2017). Reliability, technical error of measurement and validity of height measurement using portable stadiometer. *Pertanika Journal of Science & Technology*, 25(3), 675-686.
- Barrett, S.; Midgley, A.; Reeves, M.; Joel, T.; Franklin, E.; Heyworth, R.; Garret, A., & Lovell, R. (2016). The within-match patterns of locomotor efficiency during professional soccer match play: implications for injury risk? *Journal of Science and Medicine in Sport*, 19(10), 810-815. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2015.12.514>

Gómez-Carmona, C. D.; Bastida-Castillo, A.; Moreno-Pérez, V.; Ibañez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2021). Multi-location external workload profile in U-18 soccer players. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 64(17), 124-139. <https://doi.org/10.5232/ricyde2021.06402>

- Barrett, S.; Midgley, A., & Lovell, R. (2014). PlayerLoad™: reliability, convergent validity, and influence of unit position during treadmill running. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 9(6), 945-952. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2013-0418>
- Bastida-Castillo, A.; Gómez-Carmona, C. D.; De la Cruz Sánchez, E., & Pino-Ortega, J. (2018). Accuracy, intra- and inter-unit reliability, and comparison between GPS and UWB-based position-tracking systems used for time-motion analyses in soccer. *European Journal of Sport Science*, 18(4), 450-457. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1427796>
- Bourdon, P. C.; Cardinale, M.; Murray, A.; Gastin, P.; Kellmann, M.; Varley, M. C.; Gabbett, T. J.; Coutts, A. J.; Burgess, D. J.; Gregson, W., & Cable, N. T. (2017). Monitoring athlete training loads: consensus statement. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(Suppl 2), S2-161-S2-170. <https://doi.org/10.1123/IJSPP.2017-0208>
- Bowen, L.; Gross, A. S.; Gimpel, M., & Li, F.-X. (2017). Accumulated workloads and the acute:chronic workload ratio relate to injury risk in elite youth football players. *British Journal of Sports Medicine*, 51(5), 452-459. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095820>
- Buchheit, M.; Lacombe, M.; Cholley, Y., & Simpson, B. M. (2018). Neuromuscular responses to conditioned soccer sessions assessed via GPS-embedded accelerometers: insights into tactical periodization. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 13(5), 577-583. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0045>
- Cochrum, R. G.; Connors, R. T.; Coons, J. M.; Fuller, D. K.; Morgan, D. W., & Caputo, J. L. (2017). Comparison of running economy values while wearing no shoes, minimal shoes, and normal running shoes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(3), 595-601. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000892>
- Colby, M. J.; Dawson, B.; Heasman, J.; Rogalski, B., & Gabbett, T. J. (2014). Accelerometer and GPS-derived running loads and injury risk in elite Australian footballers. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(8), 2244-2252. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000362>
- Derrick, T. R.; Dereu, D., & Mclean, S. P. (2002). Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(6), 998-1002. <https://doi.org/10.1097/00005768-200206000-00015>
- DiCesare, C. A.; Montalvo, A.; Foss, K. D. B.; Thomas, S. M.; Hewett, T. E.; Jayanthi, N. A., & Myer, G. D. (2019). Sport specialization and coordination differences in multisport adolescent female basketball, soccer, and volleyball athletes. *Journal of Athletic Training*, 54(10), 1105-1114. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-407-18>
- Dixon, S. J.; Collop, A. C., & Batt, M. E. (2000). Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(11), 1919-1926. <https://doi.org/10.1097/00005768-200011000-00016>
- Ekstrand, J.; Hagglund, M., & Walden, M. (2011). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *The American Journal of Sports Medicine*, 39(6), 1226-1232. <https://doi.org/10.1177/0363546510395879>
- Field, A. (2013). *Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics* (4th ed.). London, UK: SAGE.

Gómez-Carmona, C. D.; Bastida-Castillo, A.; Moreno-Pérez, V.; Ibañez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2021). Multi-location external workload profile in U-18 soccer players. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 64(17), 124-139. <https://doi.org/10.5232/ricyde2021.06402>

Gastin, P. B.; Hunkin, S. L.; Fahrner, B., & Robertson, S. (2019). Deceleration, acceleration, and impacts are strong contributors to muscle damage in professional australian football. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(12), 3374-3383. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003023>

Gómez-Carmona, C.D.; Gamonales, J.; Pino-Ortega, J., & Ibañez, S.J. (2018). Comparative analysis of load profile between small-sided games and official matches in youth soccer players. *Sports*, 6(4), 173. <https://doi.org/10.3390/sports6040173>

Gómez-Carmona, C.D.; Rojas-Valverde, D.; Rico-González, M.; Ibañez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2020). What is the most suitable sampling frequency to register accelerometry-based workload? A case study in soccer. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part P Journal of Sports Engineering and Technology*, Epub: Ahead of Print. <https://doi.org/10.1177/1754337120972516>

Gómez-Carmona, C.D.; Bastida-Castillo, A.; García-Rubio, J.; Ibañez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2019). Static and dynamic reliability of WIMU PRO™ accelerometers according to anatomical placement. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 233(2), 238-248. <https://doi.org/10.1177/1754337118816922>

Gómez-Carmona, C.D.; Bastida-Castillo, A.; González-Custodio, A.; Olcina, G., & Pino-Ortega, J. (2019). Using an inertial device (WIMU PRO™) to quantify neuromuscular load in running. reliability, convergent validity and influence of type of surface and device location. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(2), 365-373. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000003106>

Gómez-Carmona, C.D.; Bastida-Castillo, A.; Ibañez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2020). Accelerometry as a method for external workload monitoring in invasion team sports. A systematic review. *PLoS ONE*, 15(8), e0236643. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0236643>

Gómez-Carmona, C.D.; Pino-Ortega, J., & Ibañez, S. J. (2020). Design and validity of a field test battery for assessing multi-location external load profile in invasion team sports. *E-Balónmano.com: Journal of Sport Science*, 16(1), 23-48.

Halson, S. L. (2014). Monitoring training load to understand fatigue in athletes. *Sports Medicine*, 44(S2), 139-147. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0253-z>

Hardin, E. C.; Van Den Bogert, A. J., & Hamill, J. (2004). Kinematic adaptations during running: effects of footwear, surface, and duration. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(5), 838-844. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000126605.65966.40>

Heiderscheit, B. C.; Chumanov, E. S.; Michalski, M. P.; Wille, C. M., & Ryan, M. B. (2011). Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(2), 296-302. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181ebedf4>

Hellmann, F.; Verdi, M.; Schlemper Junior, B. R., & Caponi, S. (2014). 50th anniversary of the declaration of helsinki: the double standard was introduced. *Archives of Medical Research*, 45(7), 600-601. <https://doi.org/10.1016/j.arcmed.2014.10.005>

Hopkins, W. G.; Marshall, S. W.; Batterham, A. M., & Hanin, J. (2009). progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(1), 3-13. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818cb278>

Gómez-Carmona, C. D.; Bastida-Castillo, A.; Moreno-Pérez, V.; Ibañez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2021). Multi-location external workload profile in U-18 soccer players. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 64(17), 124-139. <https://doi.org/10.5232/ricyde2021.06402>

- Hulin, B. T.; Gabbett, T. J.; Johnston, R. D., & Jenkins, D. G. (2017). Wearable microtechnology can accurately identify collision events during professional rugby league match-play. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(7), 638-642. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2016.11.006>
- Jarning, J. M.; Mok, K.-M.; Hansen, B. H., & Bahr, R. (2015). Application of a tri-axial accelerometer to estimate jump frequency in volleyball. *Sports Biomechanics*, 14(1), 95-105. <https://doi.org/10.1080/14763141.2015.1027950>
- Kelly, J. S., & Metcalfe, J. (2012). Validity and Reliability of Body Composition Analysis Using the Tanita BC418-MA. *Journal of Exercise Physiology*, 15(6), 74-83.
- Kiernan, D.; Hawkins, D. A.; Manoukian, M. A. C.; McKallip, M.; Oelsner, L.; Caskey, C. F., & Coolbaugh, C. L. (2018). Accelerometer-based prediction of running injury in National Collegiate Athletic Association track athletes. *Journal of Biomechanics*, 73, 201-209. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.04.001>
- Klassen, T. D.; Simpson, L. A.; Lim, S. B.; Louie, D. R.; Parappilly, B.; Sakakibara, B. M.; Zbogar, D., & Eng, J. J. (2016). "Stepping up" activity poststroke: ankle-positioned accelerometer can accurately record steps during slow walking. *Physical Therapy*, 96(3), 355-360. <https://doi.org/10.2522/ptj.20140611>
- Leser, R.; Schleindlhuber, A.; Lyons, K., & Baca, A. (2014). Accuracy of an UWB-based position tracking system used for time-motion analyses in game sports. *European Journal of Sport Science*, 14(7), 635-642. <https://doi.org/10.1080/17461391.2014.884167>
- Liu, W., & Nigg, B. M. (2000). A mechanical model to determine the influence of masses and mass distribution on the impact force during running. *Journal of Biomechanics*, 33(2), 219-224. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(99\)00151-7](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(99)00151-7)
- Lopes, A. D.; Junior, L. C. H.; Yeung, S. S., & Costa, L. O. P. (2012). What are the main running-related musculoskeletal injuries? *Sports Medicine*, 42(10), 891-905. <https://doi.org/10.1007/bf03262301>
- McGregor, S. J.; Armstrong, W. J.; Yaggie, J. A.; Parshad, R. D., & Bollt, E. M. (2011). Fatiguing exercise increases complexity of postural control: control entropy of high-resolution accelerometry. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(Suppl 1), 526. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000401451.63095.d3>
- McLaren, S. J.; Macpherson, T. W.; Coutts, A. J.; Hurst, C.; Spears, I. R., & Weston, M. (2018). The relationships between internal and external measures of training load and intensity in team sports: a meta-analysis. *Sports Medicine*, 48(3), 641-658. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0830-z>
- Morris, R. G., & Lawson, S. E. M. (2009). A review and evaluation of available gait analysis technologies, and their potential for the measurement of impact transmission. *Newcastle University, UK*, 15.
- Nedergaard, N. J.; Robinson, M. A.; Eusterwiemann, E.; Drust, B.; Lisboa, P. J., & Vanrenterghem, J. (2017). The relationship between whole-body external loading and body-worn accelerometry during team-sport movements. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(1), 18-26. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0712>
- Nigg, B. M. (2001). The role of impact forces and foot pronation: A new paradigm. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 11(1), 2-9.

Gómez-Carmona, C. D.; Bastida-Castillo, A.; Moreno-Pérez, V.; Ibañez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2021). Multi-location external workload profile in U-18 soccer players. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 64(17), 124-139. <https://doi.org/10.5232/ricyde2021.06402>

- Oliva-Lozano, J. M.; Rojas-Valverde, D.; Gómez-Carmona, C. D.; Fortes, V., & Pino-Ortega, J. (2020). Impact of contextual variables on the representative external load profile of spanish professional soccer match-play: a full season study. *European Journal of Sport Science*, Epub: Ahead of Print, 1–22. <https://doi.org/10.1080/17461391.2020.1751305>
- Pfirrmann, D.; Herbst, M.; Ingelfinger, P.; Simon, P., & Tug, S. (2016). Analysis of injury incidences in male professional adult and elite youth soccer players: a systematic review. *Journal of Athletic Training*, 51(5), 410–424. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.6.03>
- Pino-Ortega, J.; Rojas-Valverde, D.; Gómez-Carmona, C. D.; Bastida-Castillo, A.; Hernández-Belmonte, A.; García-Rubio, J.; Nakamura, F. Y., & Ibañez, S. J. (2019). Impact of contextual factors on external load during a congested-fixture tournament in elite u'18 basketball players. *Frontiers in Psychology*, 10, 1100. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.01100>
- Rojas-Valverde, D.; Sánchez-Ureña, B.; Pino-Ortega, J.; Gómez-Carmona, C.D.; Gutiérrez-Vargas, R.; Timón, R., & Olcina, G. (2019). External workload indicators of muscle and kidney mechanical injury in endurance trail running. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 16(20), 1–13. <https://doi.org/10.3390/ijerph16203909>
- Rugg, C.; Kadoor, A.; Feeley, B. T., & Pandya, N. K. (2018). The effects of playing multiple high school sports on national basketball association players' propensity for injury and athletic performance. *The American Journal of Sports Medicine*, 46(2), 402–408. <https://doi.org/10.1177/0363546517738736>
- Sigward, S. M.; Pollard, C. D.; Havens, K. L., & Powers, C. M. (2012). Influence of sex and maturation on knee mechanics during side-step cutting. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(8), 1497–1503. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31824e8813>
- Simons, C., & Bradshaw, E. J. (2016). Reliability of accelerometry to assess impact loads of jumping and landing tasks. *Sports Biomechanics*, 15(1), 1–10. <https://doi.org/10.1080/14763141.2015.1091032>
- Spriet, L. L. (2014). Exercise and Sport Performance with Low Doses of Caffeine. *Sports Medicine*, 44(S2), 175–184. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0257-8>
- Suarez-Arrones, L. J.; Nuñez, F. J.; Portillo, J., & Mendez-Villanueva, A. (2012). Running demands and heart rate responses in men rugby sevens. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(11), 3155–3159. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318243fff7>
- Takeda, R.; Tadano, S.; Todoh, M.; Morikawa, M.; Nakayasu, M., & Yoshinari, S. (2009). Gait analysis using gravitational acceleration measured by wearable sensors. *Journal of Biomechanics*, 42(3), 223–233. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.10.027>
- Vanrenterghem, J.; Nedergaard, N. J.; Robinson, M. A., & Drust, B. (2017). Training load monitoring in team sports: a novel framework separating physiological and biomechanical load-adaptation pathways. *Sports Medicine*, 47(11), 2135–2142. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0714-2>
- Vincent, W. J., & Weir, J. P. (2012). *Statistics in Kinesiology* (4th ed.). Champaign, USA: Human Kinetics.

Gómez-Carmona, C. D.; Bastida-Castillo, A.; Moreno-Pérez, V.; Ibañez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2021). Multi-location external workload profile in U-18 soccer players. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 64(17), 124-139. <https://doi.org/10.5232/ricyde2021.06402>

Wellman, A. D., Coad, S. C., Goulet, G. C., & McLellan, C. P. (2017). Quantification of accelerometer derived impacts associated with competitive games in National Collegiate Athletic Association Division I college football players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 31(2), 330-338. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001506>

Wu, F.; Zhang, K.; Zhu, M.; Mackintosh, C.; Rice, T.; Gore, C.; Hahn, A., & Holthous, S. (2007). An investigation of an integrated low-cost GPS, INS and magnetometer system for sport applications. In *Proceedings of the 20th International Technical Meeting of the Satellite Division of The Institute of Navigation (ION GNSS 2007)*, pp. 113-120.

Zhang, J. H.; An, W. W.; Au, I. P. H.; Chen, T. L., & Cheung, R. T. H. (2016). Comparison of the correlations between impact loading rates and peak accelerations measured at two different body sites: Intra- and inter-subject analysis. *Gait & Posture*, 46, 53-56. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.02.002>

10.7. Estudio VII. Assessment of the Multi-Location External Workload Profile in the Most Common Movements in Basketball



Article

Assessment of the Multi-Location External Workload Profile in the Most Common Movements in Basketball

Carlos D. Gómez-Carmona ^{1,*} , Sebastián Feu ^{1,*} , José Pino-Ortega ² and Sergio J. Ibáñez ¹

¹ Research Group in Optimization of Training and Sports Performance (GOERD), University of Extremadura, 10005 Cáceres, Spain; sibanez@unex.es

² BioVetMed & Sport Sci Research Group, Physical Activity and Sports Department, Sport Science Faculty, University of Murcia, 30720 San Javier, Murcia, Spain; josepinoortega@um.es

* Correspondence: cdgomezcarmona@unex.es (C.D.G.-C.); sfeu@unex.es (S.F.)

Abstract: The present study analyzed the multi-location external workload profile in basketball players using a previously validated test battery and compared the demands among anatomical locations. A basketball team comprising 13 semi-professional male players was evaluated in five tests (abilities/skills/tests): (a) aerobic, linear movement, 30-15 IFT; (b) lactic anaerobic, acceleration and deceleration, 16.25 m RSA (c) alactic anaerobic, curvilinear movement, 6.75 m arc (d) elastic, jump, Abalakov test (e) physical-conditioning, small-sided game, 10' 3 vs. 3 10 × 15 m. PlayerLoad_{RT} was evaluated at six anatomical locations simultaneously (interscapular line, lumbar region, knees and ankles) by six WIMU PRO™ inertial devices attached to the player using an ad hoc integral suit. Statistical analysis was composed of an ANOVA of repeated measures and partial eta squared effect sizes. Significant differences among anatomical locations were found in all tests with higher values in the location nearer to ground contact ($p < 0.01$). However, differences between lower limb locations were only found in curvilinear movements, with a higher workload in the outside leg ($p < 0.01$). Additionally, high between-subject variability was found in team players, especially at lower limb locations. In conclusion, multi-location evaluation in sports movements will make it possible to establish an individual external workload profile and design specific strategies for training and injury prevention programs.

Keywords: accelerometry; microtechnology; inertial devices; human body; impacts; team sports



Citation: Gómez-Carmona, C.D.; Feu, S.; Pino-Ortega, J.; Ibáñez, S.J. Assessment of the Multi-Location External Workload Profile in the Most Common Movements in Basketball. *Sensors* **2021**, *21*, 3441. <https://doi.org/10.3390/s21103441>

Academic Editor: Nancy W. Glynn

Received: 23 March 2021

Accepted: 13 May 2021

Published: 15 May 2021

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2021 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

There has been exponential development in technology for workload monitoring in indoor and outdoor conditions in basketball during the last few years [1]. First, the most extended methods to quantify workload were heart rate telemetry (Edwards, Training Impulse or Summated Heart Rate Zones) and rating of perceived exertion (RPE) from a physiological approach [2,3]. However, the monitoring of internal workload only provides information about the biological reaction of the human body produced by an unknown external workload [4]. So, time-motion analysis (TMA) was developed to monitor external workload during training and competition through video analysis or indoor radiofrequency technologies (e.g., local positioning system, ultra-wideband, etc.) [1]. Although TMA provided data about positioning, movements and their speed, these technologies underestimated the workload of high-intensity actions not involving locomotion (impacts, tackles, jumps, etc.) [5].

In this regard, microtechnology sensors (accelerometers, gyroscopes, magnetometers) have been developed for use in sports and to complete the data provided by TMA, integrating both in non-invasive units called inertial devices [1,2]. Specifically, the most used microsensor is the accelerometer, which records the changes in acceleration performed by the player, as a result of the interaction with gravitational forces and teammates/opponents in the three planes of movement [6].

The accelerometry-based demands during training and competition and the effect of contextual variables in basketball have been widely investigated in players and referees [6]. However, these demands were recorded with one device per player and at the scapular level, as this is accepted as the best location for TMA signal reception [7]. The problem is that accelerometers only record the acceleration of the body segment that they are attached to due to multi-joint complexity during sports movements [8]. So, the evaluation of external workload with different devices simultaneously and at different anatomical locations could provide information about how much external workload is progressively reduced by the natural absorption of the intermediate musculoskeletal structures between anatomical locations (scapulae, lumbar region, knee and ankle), as well as the lateral asymmetries between lower limb locations (left vs. right knee and ankle). The information could be useful for performance enhancement, injury prevention and return-to-play processes throughout the season, individually for each player and in general for the team [6].

For this purpose, a recent study proposed a field test battery to evaluate the individual multi-joint external workload profile in three invasion team sports (soccer, basketball and handball) [6]. This battery evaluates speed changes (accelerations and decelerations), changes in direction, jumps, and high-intensity and sprinting movements that are essential in basketball physical performance [9,10]. Therefore, the purposes of the present study were to: (a) characterize the multi-location external workload profile in the most common movements in basketball, (b) analyze the differences between the nearer anatomical locations (five segments: scapulae vs. lumbar region, lumbar region vs. right knee, lumbar region vs. left knee, right knee vs. right ankle, left knee vs. left ankle) to discern the vertical absorption of external workload by the musculoskeletal structures, and (c) identify the differences in external workload between anatomical locations of the lower limb (right knee vs. left knee, right ankle vs. left ankle) that could be associated with lateral asymmetries.

2. Materials and Methods

2.1. Design

A descriptive comparative design was followed to characterize the external multi-location workload profile in the most common movements in basketball and to analyze the differences in vertical musculoskeletal absorption and lateral asymmetries. No intervention was performed during the study, so it was given an ecological treatment [11].

2.2. Participants

A basketball team comprising 16 semi-professional male players was recruited in the present study. The evaluated participants belonged to a reserve basketball team of one that participates in the Spanish Federative First Division (LEB Oro League). The inclusion and exclusion criteria were: (a) absence of musculoskeletal injury or a health problem that impeded their participation in the testing, and (b) having experience of high-level monitoring by electronic performance tracking systems (EPTS) both in training and official games over more than two months [12]. As three players did not meet these criteria, the total sample was composed of 13 players (age: 19.48 ± 1.41 years; body mass: 87.63 ± 7.98 kg; height: 1.91 ± 0.07 m; body mass index (BMI, body mass divided by the square of the body height): 23.98 ± 1.45 kg/m²; muscle mass: 71.16 ± 5.79 kg; fat mass: 12.78 ± 3.22 kg).

Club managers, technical staff and players were previously informed about the investigation details and signed informed consent forms. The study was performed based on the ethical guidelines of the Declaration of Helsinki (2013) and approved by the Bioethics Committee of the University of Extremadura (registration number 232/2019).

2.3. Variables and Equipment

2.3.1. Anthropometric Characteristics

Height, body mass, and BMI were assessed to characterize the participants in the study. Height was registered through a rod stadiometer (SECA, Hamburg, Germany)

with 0.5 cm sensitivity and body mass and composition through an 8-electrode segmental monitor MC-780 MA model (TANITA, Tokyo, Japan).

2.3.2. External Workload

Player Load by RealTrack Systems company (PL_{RT}) was utilized to measure the external workload at the different body locations, obtained through WIMU PRO™ inertial measurement units (RealTrack Systems, Almeria, Spain). These devices contain four 3D accelerometers (full-scale ranges: ± 16 g, ± 16 g, ± 32 g and ± 400 g), as well as other sensors (three 3D gyroscopes, a 3D magnetometer, a 10 Hz GPS, a 20 Hz UWB). Previous studies have shown the satisfactory reliability and accuracy results of the accelerometer in static and dynamic conditions [13]. The gyroscope and accelerometer were set with a sampling frequency of 100 Hz, the minimum recommended to record external workload in sport [14].

PL_{RT} is an accelerometer-derived measurement of total body load in its 3 axes (vertical, anterior-posterior and medial-lateral) that has been used to evaluate the neuromuscular load in different players [6]. This index calculates the vector sum of the four accelerometers that compose the inertial device, and it is represented in arbitrary units (a.u.). PL_{RT} is calculated from the following equation at a 100 Hz sampling frequency, where PL_n is the player load calculated in the current instant; n is the current instant in time; $n-1$ is the previous instant in time; X_n , Y_n and Z_n are the values of body load for each axis of movement in the current instant in time; and X_{n-1} , Y_{n-1} and Z_{n-1} are the values of body load for each axis of movement in the previous instant in time.

$$PL_n = \sqrt{\frac{(X_n - X_{n-1})^2 + (Y_n - Y_{n-1})^2 + (Z_n - Z_{n-1})^2}{100}}$$

$$accumulated\ PL = \sum_{n=0}^m PL_n \times 0.01$$

The monitorization of PL_{RT} was performed by six inertial devices located in six anatomical locations simultaneously: (i) back (inter-scapulae line), (ii) lumbar zone (L3-L5, center of mass), (iii) knee (3 cm above the kneecap crack) and (iv) ankle (3 cm above the lateral malleolus) [13]. In the knees and ankles, the devices were placed on the outside of both legs. The players carried 0.5 kg extra (70–90 g for each of the six devices) during the testing. The attachment of the six devices to the player’s body was by means of a specific anatomically adapted one-piece sports vest (150–200 g) with two parts: (a) an upper body with two interior pockets to attach the back and lumbar devices, as well as an extensible band over the lumbar region to securely fix the device, and (b) a lower body with four exterior pockets with elastic bands to fix the devices on knees and ankles [15].

2.3.3. Time Selection of Tests

Three hardware devices were used to perform the time selection in each test of each player in the timeline of the WIMU PRO™ inertial devices. Firstly, a Windows tablet with SVIVO™ software and with an Advanced and Adaptive Network Technology (Ant+) USB stick was checked to ensure the perfect functioning of the devices, as well as to mark the start and end point of each test. Ant+ is a wireless protocol for the collection and transfer of sensor data with an approximate range of 100 m. In addition to detecting the time when the players were running or jumping, Ant+ pushbuttons (RealTrack Systems, Almeria, Spain) and photocells (Chronojump, Barcelona, Spain) with Ant+ pushbuttons were used to send the data to the inertial devices with nearly perfect accuracy and reliability [16].

2.4. Procedures

The players’ assessments were carried out on their habitual court for training. The protocol was composed of four sessions. In the first session, the anthropometrical assessment (height, weight, and body composition) and the explanation of the study purposes were performed, while written informed consent was obtained by all study participants prior to

the initiation of research. Then, familiarization sessions with high-level monitoring and with the battery of tests were administered during the second and third sessions. Finally, the following tests to evaluate the most common movements in basketball were performed in the fourth session.

- (a) *Curvilinear movements*: Players ran at maximum speed around the 6.75 m line. Participants completed ten repetitions, where five repetitions were performed in each direction (left and right). When players finished each repetition, active rest of 1 min was taken. During the test, players had to run between the 6.75 m line and a line marked with cones at a distance of 1 m. If the participants fell or ran off the track, a new repetition was performed [15].
- (b) *Jump capacity*: Players performed five jumps within the Abalakov test from the Bosco battery. This test consists of the execution of a countermovement jump with upswing of the arms [17]. Athletes started the test standing upright with the feet shoulder-width apart. Between jumps, there was a passive rest of 30 s.
- (c) *Changes in speed*: Players performed five repetitions of the RSA test with a 16.25 m acceleration phase (from the free-throw line to the 6.75 m line) and a 5 m deceleration phase (from the 6.75 m line to the basket). Between repetitions, they performed active rest of 1 min. At the start, players had to place their feet behind the start line, and when the acceleration phase finished had to brake as soon as possible.
- (d) *Linear movements*: Players performed the 30–15 IFT test, a standardized test both in distance and speed, adapted to a basketball court [18]. The test is composed of fractions with a 30-s run and a 15-s passive rest. Every 30 s, the speed is increased by 0.5 km/h. The test started at 8 km/h.
- (e) *Game simulated conditions*: 10 min of a 3 vs. 3 small-sided game was played with official 3 vs. 3 rules on a reduced court with dimensions of 10 m × 15 m. To ensure compliance with the rules, an official referee participated in this test of the battery [15].

Previous to the data recording and following the manufacturer's recommendations related to microelectromechanical sensors, three actions were performed: (1) turning on the device on a flat surface, (2) keeping it static for 30 s, and (3) ensuring there were no electromagnetic devices around it [13]. Additionally, the devices were turned on 1 h before assessment to achieve a constant temperature to ensure optimal data accuracy [19]. Then, the devices were attached using an anatomical vest to six anatomical locations simultaneously (scapulae, lumbar region, 2 × knees and 2 × ankles).

Players were cited 30 min before the testing to place the high-level monitoring systems. Twenty minutes before the start of the testing, a specific warm-up was performed that was composed of 10 min of moderate activity, 5 min of dynamic stretching and 3 min of light activity previous to the start of testing. Five min of between-test active recovery was performed.

2.5. Statistical Analysis

First, the data from the six inertial devices were downloaded. The software SPRO™ was used to sync the data on the same timeline to be able to compare the recorded data during the same joint action and to calculate and export PL_{RT} data for each player in each test. Then, an exploratory analysis to determine the distribution and the homogeneity of data was carried out using the Shapiro–Wilk test and Levene test, respectively, showing a parametric distribution. So, a descriptive analysis (mean and standard deviation, $M \pm SD$) was performed to characterize the sample.

An ANOVA of repeated-measures (one factor: 6 anatomical locations) with dataset segmented by tests was used to analyze the specific differences in the vertical (5 comparisons: (1) scapulae vs. lumbar region; (2) lumbar region vs. right knee; (3) lumbar region vs. left knee; (4) right knee vs. right ankle; (5) left knee vs. left ankle) and horizontal profile (2 comparisons: (1) left vs. right knee; (2) left vs. right ankle) in each type of movement independently. The post-hoc comparisons were analyzed with Bonferroni. The effect sizes were obtained by partial eta squared (η_p^2) and were interpreted as: $\eta_p^2 < 0.01$ trivial,

$\eta_p^2 = 0.01$ to 0.06 low, $\eta_p^2 = 0.06$ to 0.14 moderate, and $\eta_p^2 > 0.14$ high [20]. The significance level was established at $p < 0.05$. Data analysis was performed with the Statistical Package for the Social Sciences (SPSS Statistics, version 24, IBM Corporation, Armonk, NY, USA) and figures (scatter dots plot where black line: mean; whiskers: standard deviation; dots: average value of each player) were designed with GraphPad Prism (Graphpad Ltd., version 8, La Jolla, CA, USA).

3. Results

3.1. Characterization of Multi-Location External Workload Profile in Male Basketball Players

Figures 1 and 2 show the multi-location external workload profile of each player in each test: jump (Figure 2A), linear running (Figure 2B), and game conditions (Figure 2C). Figure 1A,B shows the PL_{RT} presented in curvilinear movements (left vs. right direction) in scapulae (left: 0.42 ± 0.08 ; right: 0.40 ± 0.07), lumbar region (left: 0.69 ± 0.16 ; right: 0.69 ± 0.13), right knee (left: 1.18 ± 0.16 ; right: 1.00 ± 0.14), left knee (left: 0.96 ± 0.13 ; right: 1.20 ± 0.17), right ankle (left: 1.53 ± 0.16 ; right: 1.29 ± 0.18) and left ankle (left: 1.32 ± 0.13 ; right: 1.48 ± 0.23). Figure 1C,D show the external workload during changes in speed (acceleration vs. deceleration) in scapulae (acc: 0.23 ± 0.03 ; dec: 0.14 ± 0.02), lumbar region (acc: 0.36 ± 0.07 ; dec: 0.33 ± 0.06), right knee (acc: 0.59 ± 0.09 ; dec: 0.52 ± 0.07), left knee (acc: 0.58 ± 0.07 ; dec: 0.47 ± 0.07), right ankle (acc: 0.81 ± 0.11 ; dec: 0.64 ± 0.10) and left ankle (acc: 0.81 ± 0.11 ; dec: 0.66 ± 0.09).

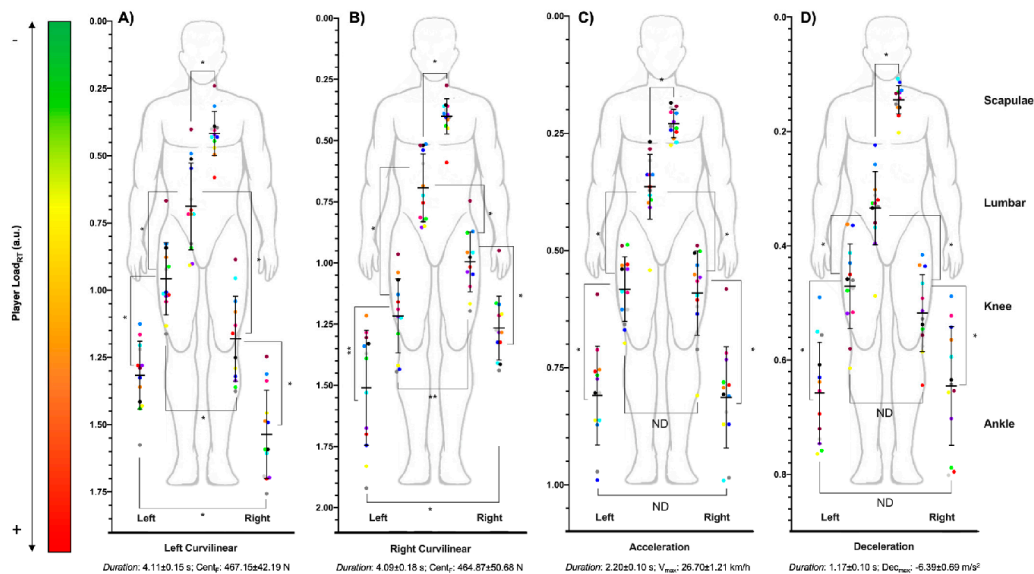


Figure 1. Scatter dots plot with mean (black line), whiskers (standard deviation) and dots (basketball players) to represent the multi-location external workload profile of semi-professional male basketball players in curvilinear movements ((A) left and (B) right direction) and speed changes ((C) acceleration and (D) deceleration). * Statistical differences ($p < 0.05$); ND: no statistical differences.

Figure 2A shows the multi-location external workload profile during jumps (scapulae: 0.08 ± 0.01 ; lumbar region: 0.11 ± 0.02 ; right knee: 0.22 ± 0.06 ; left knee: 0.22 ± 0.05 ; right ankle: 0.27 ± 0.06 ; left ankle: 0.27 ± 0.05), Figure 2B during linear movements (scapulae: 32.67 ± 3.27 ; lumbar region: 53.02 ± 7.61 ; right knee: 78.79 ± 10.21 ; left knee: 75.68 ± 10.18 ; right ankle: 96.47 ± 10.29 ; left ankle: 97.35 ± 13.00), and Figure 2C during small-sided

games (scapulae: 11.01 ± 1.53 ; lumbar region: 19.68 ± 2.89 ; right knee: 30.09 ± 4.80 ; left knee: 29.17 ± 4.09 ; right ankle: 41.67 ± 5.51 ; left ankle: 41.81 ± 5.55).

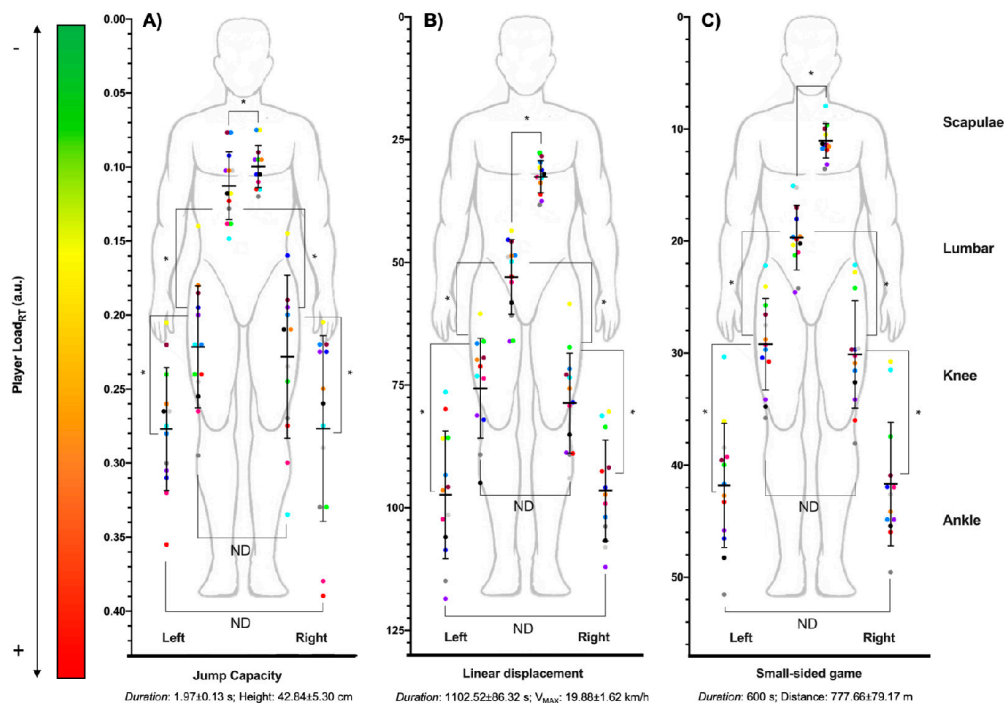


Figure 2. Scatter dots plot with mean (black line), whiskers (standard deviation) and dots (basketball players) to represent the multi-location external workload profile of semi-professional male basketball players in (A) jumps, (B) linear movements and (C) small-sided games. * Statistical differences ($p < 0.05$); ND: no statistical differences.

3.2. Differences between Anatomical Locations in Each Type of Movement

Table 1 shows the specific analysis of differences in each test between anatomical locations in the vertical and horizontal profiles through an ANOVA of repeated measures. Statistical differences were found between all anatomical locations in all tests ($F = 87.80$ to 333.33 ; $p < 0.01$; $\eta_p^2 = 0.86$ to 0.97 high effect). Specifically, in the vertical profile, differences were found between all anatomical locations with higher values in the location nearer to ground contact in all tests ($p < 0.01$), except in jumps where player 2 presented higher values in the right knee in comparison with the right ankle.

Regarding the horizontal profile, differences were found in left curvilinear movements at the knee and ankle, with higher values in the right leg in all participants ($p < 0.01$), and in right curvilinear movements at the knee and ankle, with higher values in the left leg ($p < 0.01$), except in players 10 and 12, with higher values in the right ankle. However, no horizontal differences in the knee and ankle were found in accelerations ($p = 1.00$), decelerations ($p > 0.32$), jumps ($p = 1.00$), linear movements ($p = 1.00$), and small-sided games ($p = 1.00$).

Table 1. Differences in the multi-location external workload profile in the most common movements in basketball.

Test	ANOVA of Repeated Measures			Bonferroni Post Hoc	
	F	p	η_p^2	Vertical Profile	Horizontal Profile
Left curvilinear	225.88	<0.01	0.95	a b c d e	f g
Right curvilinear	175.56	<0.01	0.93	a b c d e	f g
Acceleration	214.76	<0.01	0.95	a b c d e	
Deceleration	171.38	<0.01	0.94	a b c d e	
Jump	87.80	<0.01	0.88	a b c d e	
Linear	186.53	<0.01	0.94	a b c d e	
Small-sided game	333.33	<0.01	0.97	a b c d e	

Note. F: F-value of repeated-measures ANOVA; p: significance of repeated-measures ANOVA; η_p^2 : partial eta squared. a: Statistical differences between scapulae and lumbar. b: Statistical differences between lumbar and right knee. c: Statistical differences between lumbar and left knee. d: Statistical differences between right knee and right ankle. e: Statistical differences between left knee and left ankle. f: Statistical differences between right knee and left knee. g: Statistical differences between right ankle and left ankle.

4. Discussion

Most of the investigations into monitoring the external load using accelerometry in team sports for load quantification are performed in a single anatomical location, preferably the scapulae, due to the better reception of the tracking position in indoor or outdoor conditions [6]. The assessment of sports performance in basketball has been performed in physical fitness tests (endurance, power, strength and agility) [21] and during competitive situations [3]. These evaluations can obtain the distance covered, the time spent, the speed reached, or the force generated as a performance index. Accelerometers only detect the load on the location or segment to which they are attached [8]. In these traditional evaluations, the problem is that they only considered the total load recorded in one anatomical location, but not how the load is supported by the musculoskeletal structures, as well as the possible asymmetries in the lower limbs individually [22]. The behavior of neuromuscular load throughout the human body is specific concerning the volume and intensity of movements, as well as the anatomical location [6]. Due to the association between neuromuscular load and injury risk, the study of the accelerometry-based workload can provide useful information for the individualization of training programs [8,23]. Therefore, the purpose of this study was to characterize the multi-location external workload profile in semi-professional basketball players during the most common movements in basketball and analyze the vertical (scapulae vs. lumbar region, lumbar region vs. right knee, lumbar region vs. left knee, right knee vs. right ankle, left knee vs. left ankle) and horizontal differences (left vs. right knee, left vs. right ankle). Statistical differences were found in the vertical profile ($p < 0.01$), with the highest workload in the ankle and a progressive decrease in external workload as the distance of the joint from the ground increases. Regarding laterality, differences were found only in curvilinear movements ($p < 0.01$) related to their direction, with a higher impact on the outside leg.

Currently, every detail should be considered at high performance, and the monitoring of the external load in different locations simultaneously could provide more reliable and valid information of the total load that the player supports [6]. From this assessment, individual profiles could be detected in musculoskeletal structures. The study of individual variability is essential to adapt the training load and achieve the desired stimuli for performance enhancement [24], as shown in the results of the present study. Regarding the vertical profile, all players suffered a higher external workload in the location nearer to the ground contact in comparison with the further locations as found in previous research [8,23], although the percentage of differences between the upper and lower location is variable among subjects. However, in the horizontal profile, great variability in the accelerometry-based workload was found in the lower limb (ankle, knee), where the high number of non-contact injuries occur in team sports [25]. This variability was found in

acceleration, deceleration, jumps and linear movements, not finding predominant laterality in team players. Therefore, the detection of individual profiles seems to be fundamental for designing specific training and injury prevention sessions with the aim of maintaining the optimal physical level for a longer time [26]. Strategies such as running gait programs and unilateral strength (concentric-eccentric-isometric) training could be considered to improve these deficiencies [27,28]

The external workload profile is not only affected by the physical fitness and the individual characteristics of each player; the intensity, volume and direction of movements have a determinant role in the neuromuscular workload dynamics concerning the propulsive and braking forces against the ground [22]. Numerous studies have identified a high variability in musculoskeletal activation through electromyography [29], in psychophysiological response through heart rate, rating of perceived exertion and wellness [22], as well as in sports performance through time, distance covered, speed or generated force during movements in basketball [3]. All these factors are going to have a direct effect on the impacts suffered by the players' musculoskeletal structures. In the present study, the highest impact differences between the scapulae and lumbar region were found in the deceleration phase, between the lumbar region and knees in jumps, and between the knees and ankles in the acceleration phase and small-sided games. As mentioned above, different investigations have found a key role of the core in the deceleration phase [30], greater muscular activation of the thigh in jumping [31] and a high load and involvement of the calves and soleus in the acceleration phase [32]. This aspect is especially accentuated in basketball, where speed changes (accelerations and decelerations) are frequently performed due to the temporal limitation of playing actions and the reduced court space [33].

Another very important aspect to be considered is curvilinear movement. This type of movement plays an important role in the game, since specific actions such as receiving the ball, blocking continuations, blocking exits or reversals require a high level of curvilinear movements and changes in direction, being essential in the physical performance of basketball [9,10]. During curvilinear movements, the centripetal and centrifugal force must be added to horizontal and vertical forces suffered during linear movements [34]. For this reason, a greater external load was found on the outside leg compared to the inside leg, both in the ankle and the knee depending on the direction of movement ($p < 0.01$). This causes an imbalance between the force exerted by each leg during movements. The role of the inside (pivot point and to help the impulse) and outside leg (to maintain the player in the curvature and with a determinant role in impulse) is different, so that optimal levels of balance and body control are necessary [35,36]. Therefore, specific work must not only be carried out according to the individual characteristics but also concerning the type, volume and intensity of movements that are specific according to their role and the level of competition during official games [26]. The identification of these possible anomalies in the external workload absorption by the musculoskeletal structures may imply the re-education of the motor pattern in each type of movement, as well as the adaptation of the training workload to continue the process of performance improvement, decreasing the injury risk.

In addition to the assessment of sports performance, the multi-location profile could provide useful information for injury prevention. Injury is multifactorial with non-modifiable and modifiable risk factors [37]. Intervention on modifiable risk factors (e.g., strength, biomechanics, flexibility, balance, etc.) through a systematic process may reduce the injury risk [25]. The multi-location external workload assessment will provide useful information to create individual musculoskeletal absorption profiles and to consider them to check the evolution of the players throughout the season as well as whether the training process has the desired effect on each muscle segment or joint [6,8,22,23]. Due to the between-subject differences related to anthropometrics, laterality, body composition, playing position and specific role, as well as the history of previous injuries, it is advisable to identify individual profiles [38], thus making it possible to adapt and individualize the training workload, both total and specific, in each anatomical location.

5. Limitations and Future Research

While the results of this study provide the first approach to the multi-location external workload profile through six inertial devices simultaneously attached to the player in an integral vest, and differences between anatomical locations and between players were found to identify asymmetries and vertical impact absorption through musculoskeletal structures in the most common movements in basketball, some limitations to the study must be acknowledged. The main limitation in this research concerns the sample studied (13 basketball players at a semiprofessional level), although the application of a previously validated multi-location field test battery [15] has been shown to be effective for detecting the external workload in different body locations simultaneously, and creating individual profiles. It is important to consider that the data obtained can only be extrapolated to players with the same individual characteristics and competitive level. In addition, 36 inertial devices were necessary to evaluate all the players simultaneously in the same conditions, so it is recommended to collaborate with research teams for the evaluation and counseling of players at all competitive levels.

Finally, future research could use this assessment method to analyze the external load supported by different anatomical locations, and based on a larger population, identify if the percentage of difference in the external load between anatomical locations represents a pathology and design specific interventions for each of them.

6. Conclusions

From the evaluation of the multi-location external workload profile of basketball players in the most common movements in basketball, different conclusions and practical applications can be provided:

6.1. Vertical Profile

1. All players presented a higher workload in the anatomical location nearer to the ground contact in comparison with the further locations. The highest external workload was found in the lower limb (ankle and knee). Team staff should consider more extensive recovery protocols in the lower body to alleviate the workload suffered during training sessions and official games by these musculoskeletal structures.
2. The greatest variability of external workload was found in the lower limb in comparison to the upper limb. The design of training sessions must be individualized according to the musculoskeletal profile and the individual characteristics of each player (laterality, flexibility, strength and previous injuries), with special consideration for the lower limb.
3. The greatest differences between the scapulae and lumbar region were found during the deceleration phase, between the lumbar region and knee in jump actions, and between the knee and ankle in the acceleration phase and small-sided games. The identification of how the musculoskeletal structures support the external load in each type of movement will help team staff to detect movement patterns that may be specifically trainable.

6.2. Horizontal Profile

1. Differences in laterality between the knees and ankles were found in curvilinear movements. The highest workload was found in the knee and ankle of the outside leg in comparison with the inside leg. The specific training of actions that involve curvilinear movements and changes in direction at high intensity in basketball will help in the improvement of players' performance and injury prevention, especially due to the different motor patterns of each leg according to the direction of movement.
2. However, no differences in the external workload suffered by the knees and ankles were found in acceleration, deceleration, jump, linear movement and small-sided games. Therefore, the training of the lower limb must be completed according to the type of movement.

Author Contributions: Conceptualization, C.D.G.-C., J.P.-O. and S.J.I.; methodology, C.D.G.-C., S.F., J.P.-O. and S.J.I.; software, C.D.G.-C., J.P.-O.; validation, C.D.G.-C., S.F. and S.J.I.; formal analysis, C.D.G.-C., S.F., J.P.-O. and S.J.I.; investigation, C.D.G.-C. and S.F.; resources, S.F. and S.J.I.; data curation, C.D.G.-C., S.F., J.P.-O. and S.J.I.; writing—original draft preparation, C.D.G.-C. and S.F.; writing—review and editing, J.P.-O. and S.J.I.; visualization, C.D.G.-C., S.F., J.P.-O. and S.J.I.; supervision, J.P.-O. and S.J.I.; project administration, J.P.-O. and S.J.I.; funding acquisition, S.F. and S.J.I. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: The author Carlos D. Gómez Carmona was supported by a grant from the Spanish Ministry of Science, Innovation and Universities (FPU17/00407). This study was co-funded by the Regional Department of Economy and Infrastructure of the Government of Extremadura (Spain) through the European Funds of Regional Development of the European Union (dossier number: GR18170), and the Spanish National Agency of Investigation through the project “Scientific and Technological Support to analyze the Training Workload of Basketball teams according to sex, level of the players and season period” (PID2019-106614GB-I00).

Institutional Review Board Statement: Club managers, technical staff and players were previously informed about the investigation details and signed informed consent forms. The study was conducted following the ethical guidelines of the Declaration of Helsinki (2013) and approved by the Bioethics Committee of the University (registration number 232/2019).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: The data presented in this study are available on request from the corresponding author. The data are not publicly available as the Organic Law 3/2018, of 5 December, on the Protection of Personal Data and Guarantee of Digital Rights of the Government of Spain requires that this information must be in custody.

Acknowledgments: The authors would like to thank the study participants, as well as the team staff for their availability and commitment to the present study.

Conflicts of Interest: This work has been developed in the Training Optimization and Sports Performance Research Group (GOERD) of the Sports Science Faculty of the University of Extremadura. The funders had no role in the design of the study; in the collection, analyses, or interpretation of data; in the writing of the manuscript, or in the decision to publish the results. None of the authors has a conflict of interest to declare, and all authors were involved in the study design, data collection, and interpretation, and contributed to the writing of the manuscript.

References

1. Fox, J.L.; Scanlan, A.T.; Stanton, R. A Review of Player Monitoring Approaches in Basketball: Current Trends and Future Directions. *J. Strength Cond. Res.* **2017**, *31*, 2021–2029. [\[CrossRef\]](#)
2. Reina, M.; García-Rubio, J.; Ibáñez, S.J. Training and Competition Load in Female Basketball: A Systematic Review. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2020**, *17*, 2639. [\[CrossRef\]](#)
3. Stojanović, E.; Stojiljković, N.; Scanlan, A.T.; Dalbo, V.J.; Berkemans, D.M.; Milanović, Z. The Activity Demands and Physiological Responses Encountered During Basketball Match-Play: A Systematic Review. *Sports Med.* **2018**, *48*, 111–135. [\[CrossRef\]](#)
4. Bartlett, J.D.; O'Connor, F.; Pitchford, N.; Torres-Ronda, L.; Robertson, S.J. Relationships Between Internal and External Training Load in Team-Sport Athletes: Evidence for an Individualized Approach. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2017**, *12*, 230–234. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
5. Dalen, T.; Jørgen, I.; Gertjan, E.; Havard, H.G.; Ulrik, W. Player Load, Acceleration, and Deceleration During Forty-Five Competitive Matches of Elite Soccer. *J. Strength Cond. Res.* **2016**, *30*, 351–359. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
6. Gómez-Carmona, C.D.; Bastida-Castillo, A.; Ibáñez, S.J.; Pino-Ortega, J. Accelerometry as a Method for External Workload Monitoring in Invasion Team Sports. A Systematic Review. *PLoS ONE* **2020**, *15*, e0236643. [\[CrossRef\]](#)
7. Akenhead, R.; Nassis, G.P. Training Load and Player Monitoring in High-Level Football: Current Practice and Perceptions. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2016**, *11*, 587–593. [\[CrossRef\]](#)
8. Nedergaard, N.J.; Robinson, M.A.; Eusterwiemann, E.; Drust, B.; Lisboa, P.J.; Vanrenterghem, J. The Relationship Between Whole-Body External Loading and Body-Worn Accelerometry During Team-Sport Movements. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2017**, *12*, 18–26. [\[CrossRef\]](#)
9. Svilar, L.; Castellano, J.; Jukic, I.; Casamichana, D. Positional Differences in Elite Basketball: Selecting Appropriate Training-Load Measures. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2018**, *13*, 947–952. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
10. Vázquez-Guerrero, J.; Suarez-Arrones, L.; Casamichana Gómez, D.; Rodas, G. Comparing External Total Load, Acceleration and Deceleration Outputs in Elite Basketball Players across Positions during Match Play. *Kinesiology* **2018**, *50*, 228–234. [\[CrossRef\]](#)

11. Ato, M.; López-García, J.J.; Benavente, A. Un sistema de clasificación de los diseños de investigación en psicología. *Ann. Psychol.* **2013**, *29*, 1038–1059. [[CrossRef](#)]
12. Chambers, R.; Gabbett, T.J.; Cole, M.H.; Beard, A. The Use of Wearable Microsensors to Quantify Sport-Specific Movements. *Sports Med.* **2015**, *45*, 1065–1081. [[CrossRef](#)]
13. Gómez-Carmona, C.D.; Bastida-Castillo, A.; García-Rubio, J.; Ibáñez, S.J.; Pino-Ortega, J. Static and Dynamic Reliability of WIMU PRO™ Accelerometers According to Anatomical Placement. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part P J. Sports Eng. Technol.* **2019**, *233*, 238–248. [[CrossRef](#)]
14. Malone, J.J.; Lovell, R.; Varley, M.C.; Coutts, A.J. Unpacking the Black Box: Applications and Considerations for Using GPS Devices in Sport. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2017**, *12*, S2-18–S2-26. [[CrossRef](#)]
15. Gómez-Carmona, C.D.; Pino-Ortega, J.; Ibáñez, S.J. Design and validity of a field test battery for assessing multi-location external load profile in invasion team sports. *E-Balomancom J. Sport Sci.* **2020**, *16*, 23–48.
16. Bastida Castillo, A.; Gómez Carmona, C.D.; Pino Ortega, J.; de la Cruz Sánchez, E. Validity of an Inertial System to Measure Sprint Time and Sport Task Time: A Proposal for the Integration of Photocells in an Inertial System. *Int. J. Perform. Anal. Sport* **2017**, *17*, 600–608. [[CrossRef](#)]
17. Haff, G.G.; Triplett, N.T. *Essentials of Strength Training and Conditioning*, 4th ed.; Human Kinetics: Champaign, IL, USA, 2015; ISBN 978-1-4925-0162-6.
18. Buchheit, M. The 30-15 Intermittent Fitness Test: Accuracy for Individualizing Interval Training of Young Intermittent Sport Players. *J. Strength Cond. Res.* **2008**, *22*, 365–374. [[CrossRef](#)]
19. He, J.; Xie, J.; He, X.; Du, L.; Zhou, W. Analytical Study and Compensation for Temperature Drifts of a Bulk Silicon MEMS Capacitive Accelerometer. *Sens. Actuators Phys.* **2016**, *239*, 174–184. [[CrossRef](#)]
20. Cohen, J. Chapter 8. The analysis of variance and covariance. In *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*; Routledge Academic: New York, NY, USA, 1988; pp. 273–406.
21. Mancha-Triguero, D.; Garcia-Rubio, J.; González-Calleja, J.; Ibanez, S.J. Physical Fitness in Basketball Players: A Systematic Review. *J. Sports Med. Phys. Fit.* **2019**, *59*, 1513–1525. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
22. Vanrenterghem, J.; Nedergaard, N.J.; Robinson, M.A.; Drust, B. Training Load Monitoring in Team Sports: A Novel Framework Separating Physiological and Biomechanical Load-Adaptation Pathways. *Sports Med.* **2017**, *47*, 2135–2142. [[CrossRef](#)]
23. Gómez-Carmona, C.D.; Bastida-Castillo, A.; Moreno-Pérez, V.; Ibáñez, S.J.; Pino-Ortega, J. Multi-Location External Workload Profile in U-18 Soccer Players. [Perfil Multi-Ubicación de Carga Externa En Jugadores de Fútbol Sub-18]. *RICYDE Rev. Int. Cienc. Deporte* **2021**, *17*, 124–139. [[CrossRef](#)]
24. Coutts, A.J.; Crowcroft, S.; Kempton, T. Developing athlete monitoring systems: Theoretical basis and practical applications. In *Sport, Recovery and Performance: Interdisciplinary Insights*; En Kellmann, M., Beckmann, J., Eds.; Routledge: Abingdon, UK, 2018; pp. 19–32.
25. Eckard, T.G.; Padua, D.A.; Hearn, D.W.; Pexa, B.S.; Frank, B.S. The Relationship Between Training Load and Injury in Athletes: A Systematic Review. *Sports Med.* **2018**, *48*, 1929–1961. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
26. Bourdon, P.C.; Cardinale, M.; Murray, A.; Gatin, P.; Kellmann, M.; Varley, M.C.; Gabbett, T.J.; Coutts, A.J.; Burgess, D.J.; Gregson, W.; et al. Monitoring Athlete Training Loads: Consensus Statement. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2017**, *12*, S2-161–S2-170. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
27. Bezodis, N.E.; North, J.S.; Razavet, J.L. Alterations to the Orientation of the Ground Reaction Force Vector Affect Sprint Acceleration Performance in Team Sports Athletes. *J. Sports Sci.* **2017**, *35*, 1817–1824. [[CrossRef](#)]
28. Gonzalo-Skok, O.; Tous-Fajardo, J.; Suarez-Arrones, L.; Arjol-Serrano, J.L.; Casajús, J.A.; Mendez-Villanueva, A. Single-Leg Power Output and Between-Limbs Imbalances in Team-Sport Players: Unilateral Versus Bilateral Combined Resistance Training. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2017**, *12*, 106–114. [[CrossRef](#)]
29. Clarys, J.P.; Cabri, J. Electromyography and the Study of Sports Movements: A Review. *J. Sports Sci.* **1993**, *11*, 379–448. [[CrossRef](#)]
30. Hibbs, A.E.; Thompson, K.G.; French, D.; Wrigley, A.; Spears, I. Optimizing Performance by Improving Core Stability and Core Strength. *Sports Med.* **2008**, *38*, 995–1008. [[CrossRef](#)]
31. Umberger, B.R. Mechanics of the Vertical Jump and Two-Joint Muscles: Implications for Training. *Strength Cond. J.* **1998**, *20*, 70–74. [[CrossRef](#)]
32. Loturco, I.; Kopal, R.; Kitamura, K.; Fernandes, V.; Moura, N.; Siqueira, F.; Cal Abad, C.C.; Pereira, L.A. Predictive Factors of Elite Sprint Performance: Influences of Muscle Mechanical Properties and Functional Parameters. *J. Strength Cond. Res.* **2019**, *33*, 974–986. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
33. Reina, M.; García-Rubio, J.; Pino-Ortega, J.; Ibáñez, S.J. The Acceleration and Deceleration Profiles of U-18 Women’s Basketball Players during Competitive Matches. *Sports* **2019**, *7*, 165. [[CrossRef](#)]
34. Resnick, R.; Crane, K. *Physics*; John Wiley & Sons: New York, NY, USA, 2001.
35. Nimphius, S.; Callaghan, S.J.; Bezodis, N.E.; Lockie, R.G. Change of Direction and Agility Tests: Challenging Our Current Measures of Performance. *Strength Cond. J.* **2018**, *40*, 26–38. [[CrossRef](#)]
36. Courtine, G.; Schieppati, M. Human Walking along a Curved Path. II. Gait Features and EMG Patterns. *Eur. J. Neurosci.* **2003**, *18*, 191–205. [[CrossRef](#)]

37. Bahr, R.; Krosshaug, T. Understanding Injury Mechanisms: A Key Component of Preventing Injuries in Sport. *Br. J. Sports Med.* **2005**, *39*, 324–329. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
38. Shrier, I.; Safai, P.; Charland, L. Return to Play Following Injury: Whose Decision Should It Be? *Br. J. Sports Med.* **2014**, *48*, 394–401. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

10.8. Estudio VIII. Multi-Location External Workload Profile in Women's Basketball Players. A Case Study at the Semiprofessional-Level



Article

Multi-Location External Workload Profile in Women's Basketball Players. A Case Study at the Semiprofessional-Level

Carlos D. Gómez-Carmona ^{1,*} , David Mancha-Triguero ¹, José Pino-Ortega ^{2,*} and Sergio J. Ibáñez ¹

¹ Research Group in Optimization of Training and Sports Performance (GOERD), Sport Science Faculty, University of Extremadura, Av. de la Universidad s/n, 10005 Cáceres, Spain; davidmancha@unex.es (D.M.-T.); sibanez@unex.es (S.J.I.)

² BioVetMed & Sport Sci Research Group, Physical Activity and Sports Department, Sport Science Faculty, University of Murcia, Argentina Street s/n, San Javier, 30720 Murcia, Spain

* Correspondence: cdgomezcarmona@unex.es (C.D.G.-C.); josepinoortega@um.es (J.P.-O.)

Abstract: The external workload measured in one anatomical location does not determine the total load supported by the human body. Therefore, the purpose of the present study was to characterize the multi-location external workload through PlayerLoad_{RT} of 13 semi-professional women's basketball players, as well as to analyze differences among anatomical locations (interscapulae line, lumbar region, 2× knee, 2× ankle) and laterality (left vs. right) during five tests that represent the most common movements in basketball—(a) linear locomotion, 30-15 IFT; (b) acceleration and deceleration, 16.25-m RSA (c) curvilinear locomotion, 6.75-m arc (d) jump, Abalakov test (e) small-sided game, 10' 3 vs. 3 10 × 15-m. Statistical analysis was composed of a repeated-measures *t*-test and eta partial squared effect size. Regarding laterality, differences were found only in curvilinear locomotion, with a higher workload in the outer leg ($p < 0.01$; $\eta_p^2 = 0.33$ – 0.63). In the vertical profile, differences among anatomical locations were found in all tests ($p < 0.01$; $\eta_p^2 = 0.56$ – 0.98). The nearer location to ground contact showed higher values except between the scapulae and lumbar region during jumps ($p = 0.83$; $\eta_p^2 = 0.00$). In conclusion, the multi-location assessment of external workload through a previously validated test battery will make it possible to understand the individual effect of external workload in each anatomical location that depends on the type of locomotion. These results should be considered when designing specific strategies for training and injury prevention.

Keywords: microtechnology; impacts; human body; accelerometry; inertial devices



Citation: Gómez-Carmona, C.D.; Mancha-Triguero, D.; Pino-Ortega, J.; Ibáñez, S.J. Multi-Location External Workload Profile in Women's Basketball Players. A Case Study at the Semiprofessional-Level. *Sensors* **2021**, *21*, 4277. <https://doi.org/10.3390/s21134277>

Academic Editors: Marco Carratù and Nancy W. Glynn

Received: 19 April 2021

Accepted: 18 June 2021

Published: 22 June 2021

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2021 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

Basketball can be considered one of the most popular sports in the world because of the large number of people involved, and its dynamic characteristics [1]. In Spain, basketball is the second sport with the most licenses and the first in this category in women [2]. Regarding physical and physiological requirements, basketball involves intermittent efforts that combine high-intensity actions with low-intensity periods. Women's basketball players covered 4–6 km per game [3], performed 400–550 changes of direction [4], supported 450–650 a.u PlayerLoadTM (PL_{RT} = 45–55 a.u.) [5] and performed 10–20 high-intensity accelerations (>3 m/s²) [6]. The external workload influenced the internal workload with 3–5 mmol/L of blood lactate and 82–90% HR_{MAX} [3,7]. So, the comprehension of internal and external workload and its individualization could be important for managing load in basketball [8].

For external workload assessment, time-motion analysis (TMA) through video cameras or radiofrequency technologies in indoor conditions (e.g., ultra-wideband) has been utilized to analyze the volume and intensity of players' locomotion on the court [8]. To complete the data provided by TMA, the use of accelerometers has increased exponentially. These sensors provide the changes in acceleration in the three planes of movement

performed by the players as a result of the interaction with gravitational forces and teammates/opponents [9]. One of the injury risk factors is the accumulated external workload detected through accelerometry-based indexes, identifying a direct effect with injury risk throughout the season in Australian football [10], soccer [11], or rugby [12]. The main drawback of these studies is that they evaluated the external workload in one anatomical location (scapulae) which seems to be insufficient due to multi-joint complexity during sports movements [9].

Through the assessment of external workload in different locations simultaneously, a higher workload has been found in the lower limbs in comparison with the upper limbs during laboratory and field tests [13,14]. In basketball, the most commonly injured area has been in the lower limbs, with lateral ankle sprains and knee pathologies especially relevant in female players [15]. Therefore, to understand how the external workload is assimilated by the musculoskeletal structures of the human body, multi-location assessment is a useful alternative [9], and a field test battery has been designed recently with this aim [16]. Therefore, the purposes of the present study were to—(a) characterize the multi-location external workload profile in semi-professional women's basketball players, and (b) to analyze the differences in external workload regarding anatomical locations (scapulae, lumbar region, knee, ankle) and laterality (left vs. right) during the most common movements in basketball.

2. Materials and Methods

2.1. Design

A cross-sectional design was employed to characterize the multi-location external workload profile of women's basketball players during the most common movements in basketball through a previously validated field test battery [16] in the following order—(a) curvilinear locomotion, 6.75-m arc test; (b) jump capacity, Abalakov test; (c) acceleration and deceleration profile, 16.25-m RSA test; (d) linear locomotion, 30-15 IFT test; and (e) game conditions, 10' 3 vs. 3 small-sided game. To assess the multi-location external workload profile, PlayerLoad_{RT} was recorded using six WIMUPRO™ inertial devices that were placed in six anatomical locations—(1) inter-scapulae line, (2) lumbar region, (3) right knee, (4) left knee, (5) right ankle, and (6) left ankle. In the present study, an ecological treatment was given as all measures were taken during the tests without intervention.

2.2. Participants

Thirteen semi-professional women's basketball players participated voluntarily in the present study. The anthropometric characteristics per playing position were shown in Table 1. All the players took part in the reserve team of an elite-level women's basketball team in Spain (Liga Femenina 1, first division of women's basketball). All the participants met the following inclusion criteria—(a) over two-months experience of high-level monitoring during training and competition, and (b) absence of musculoskeletal injury or health problems [17].

Table 1. Anthropometric characteristics of women's basketball players in the present study.

	Guard (n = 3)	Forward (n = 5)	Center (n = 5)	Total (n = 13)
Age (years)	17.33 ± 0.58	17.81 ± 2.66	20.32 ± 3.57	18.49 ± 2.27
Height (m)	1.65 ± 0.05	1.70 ± 0.05	1.81 ± 0.06	1.73 ± 0.08
Weight (kg)	59.33 ± 8.13	64.26 ± 9.38	72.66 ± 11.46	66.64 ± 10.94
BMI (kg/m ²)	21.80 ± 3.87	22.30 ± 3.26	22.41 ± 2.96	22.25 ± 3.15
Fat mass (%)	23.60 ± 7.86	26.29 ± 3.97	28.31 ± 2.80	26.72 ± 4.68
Muscle mass (%)	72.56 ± 7.52	69.98 ± 3.77	68.05 ± 2.68	69.58 ± 4.47

The club managers, technical staff and players were previously informed about the investigation details and signed informed consent forms. The informed consent of under-18 players was subscribed additionally by their legal guardians. The study was performed based on the ethical guidelines of the Declaration of Helsinki (2013) and approved by the Bioethics Committee of the University of Extremadura (registration number 232/2019).

2.3. Procedures

The study lasted 3 weeks with four sessions. During the first week, the anthropometrical assessment (height, weight, and body composition), the explanation of the study purposes and the collection of the informed consent forms were carried out. The anthropometrical assessment was performed using an 8-electrode segmental monitor MC-780MA model (TANITA, Tokyo, Japan) and a rod stadiometer (SECA, Hamburg, Germany).

In the second week, two familiarization sessions with the protocol and multi-location monitoring were performed. Finally, in the fourth session, the assessment of the external workload profile was made using a previously validated field battery [16] composed of five tests—(a) 6.75-m arc test to evaluate the capacity for curvilinear locomotion at maximum speed, where five repetitions were performed in each direction with a 1-min rest between repetitions and a 5-min rest between directions ($5 \times$ left and $5 \times$ right); (b) the Abalakov test to evaluate the jump capacity with arm coordination, where five repetitions were performed with a 30-s rest between repetitions; (c) 16.25-m RSA test to evaluate the acceleration and deceleration phase (from the free-throw line to the 6.75-m line, with 5 m of deceleration between the 6.75-m line and the basket), where five repetitions were performed with a 1-min between-repetition rest; (d) 30-15 IFT to evaluate the aerobic capacity and the linear locomotion on the court, where during the test, fractions of 30-s running was combined with fractions of 15-s rest; and (e) a 3 vs. 3 10×15 -m small-sided game to evaluate the physical fitness during real-game conditions during 10 min with an official referee and rules. The rest time was active at low intensity in all cases to ensure optimal recovery between repetitions and between tests [1].

To assess the multi-location external workload during the field test battery, Player Load by the RealTrack Systems company (PL_{RT}, accelerometer-derived measurement of total body load in its 3 axes—vertical, anterior-posterior and medial-lateral) [9] was recorded through WIMU PRO™ inertial measurement units (RealTrack Systems, Almeria, Spain). Each device was composed of four 3D accelerometers (full-scale range— ± 16 , ± 16 , ± 32 and ± 400 g) to improve the accuracy and reliability through the fusion of data from the accelerometers based on the redundancy principle [18]. Also, other sensors are incorporated in the device (three 3D gyroscopes, a 3D magnetometer, a 10-Hz GPS, a 20-Hz UWB). The accelerometers presented very high between-device reliability in static (CV = 0.23–0.78%; Bias = 0.00–0.02 g) and dynamic conditions in different anatomical locations (scapulae, lower back, knee and ankle) (CV = 2.05–2.96%; Bias = 0.00–0.04 g) [19], and PL_{RT} presented satisfactory reliability (ICC = 0.96–0.99; CV = 4.65–6.54%) and convergent validity results (HR_{AVG}, $r > 0.99$; SmO₂, $r < -0.69$) to quantify neuromuscular load [20]. During recording, the sampling frequency of the microsensors was set at 100 Hz.

The time selection during tests in each player on the timeline of the WIMU PRO™ inertial devices was carried out in real-time during the assessment through three hardware devices—(a) Windows tablet with SVIVO™ software, (b) Ant+ pushbuttons and, (c) photocells with Ant+ pushbuttons. These hardware devices present nearly perfect accuracy and reliability [21].

Previous to placing the inertial devices on the players, they were calibrated following the manufacturer's recommendations to ensure the perfect functioning of the microelectromechanical sensors [19]. Players were cited 30 min before the testing to locate the six inertial devices in six anatomical locations simultaneously through a specific one-piece sports vest—(i) back (inter-scapulae line), (ii) lumbar region (L3-L5, center of mass), (iii) knee (3-cm above the kneecap's crack) and (iv) ankle (3-cm above the lateral malleolus) [19]. In the knees and ankles, the devices were on the external side (see Figure 1 for more details).

Then, a specific warm-up was performed to achieve the best physical performance of the players 20 min before the start of the testing. The distribution of the warm-up was—(1) 10 min of moderate activity, (2) 5 min of dynamic stretching, and (3) 3 min of light activity to prepare for the start of the testing. Between tests, a 5-min active recovery period was carried out.



Figure 1. Placement of the inertial devices in women's basketball players.

2.4. Statistical Analysis

First, the data were downloaded from the six inertial devices. The software SPRO™ was used to sync the data on the same timeline to be able to compare the recorded data during the same joint action and to calculate and export PL_{RT} data. Then, an exploratory analysis to determine the distribution and the homogeneity of data was performed using the Shapiro–Wilk test and Levene test, respectively, showing a parametric distribution.

A descriptive analysis (mean and standard deviation, $M \pm SD$) was performed. To compare data among anatomical locations both in all players and per player, a repeated-measures t -test was used. The effect sizes were obtained by eta partial squared (η_p^2) and were interpreted as— $\eta_p^2 < 0.01$ trivial, $\eta_p^2 = 0.01–0.06$ low, $\eta_p^2 = 0.06–0.14$ moderate, and $\eta_p^2 > 0.14$ high [22]. The significance level was established at $p < 0.05$. Data analysis was performed with the Statistical Package for the Social Sciences (SPSS Statistics, version 24, IBM Corporation, Armonk, NY, USA) and figures were designed with GraphPad Prism (GraphPad Ltd., version 8, La Jolla, CA, USA). Figures represent a scatter dot plot with mean (black line), whiskers (standard deviation) and color dots (basketball players).

3. Results

3.1. Multi-Location External Workload Profile

The multi-location external workload profile of women's basketball players is shown during curvilinear locomotion in Figure 2A,B and change of speed in Figure 2C,D. The PL_{RT} supported during curvilinear locomotion was in the scapulae (left: 0.42 ± 0.05 ; right: 0.43 ± 0.05), lumbar region (left: 0.68 ± 0.12 ; right: 0.69 ± 0.13), right knee (left: 1.27 ± 0.15 ; right: 1.14 ± 0.18), left knee (left: 1.10 ± 0.12 ; right: 1.29 ± 0.17), right ankle (left: 1.53 ± 0.22 ; right: 1.39 ± 0.21) and left ankle (left: 1.34 ± 0.16 ; right: 1.52 ± 0.22). On the other hand, The PL_{RT} supported during changes of speed was in the scapulae (acceleration, acc: 0.22 ± 0.02 ; deceleration, dec: 0.11 ± 0.01), lumbar region (acc: 0.32 ± 0.07 ; dec: 0.24 ± 0.05), right knee (acc: 0.60 ± 0.08 ; dec: 0.38 ± 0.06), left knee (acc: 0.58 ± 0.09 ; dec: 0.37 ± 0.06), right ankle (acc: 0.77 ± 0.13 ; dec: 0.50 ± 0.07) and left ankle (acc: 0.76 ± 0.09 ; dec: 0.50 ± 0.07).

Figure 3 shows the multi-location external workload profile of women's basketball players during jumps (Figure 3A), linear locomotion (Figure 3B) and small-sided games (Figure 3C). The PL_{RT} supported during jumps was in the scapulae (0.08 ± 0.02), lumbar region (0.08 ± 0.01), right knee (0.16 ± 0.02), left knee (0.16 ± 0.03), right ankle (0.21 ± 0.02) and left ankle (0.21 ± 0.03); during linear locomotion it was in the scapulae (24.08 ± 6.42), lumbar region (38.63 ± 9.11), right knee (61.52 ± 16.92), left knee (60.99 ± 15.97), right ankle (72.48 ± 20.91) and left ankle (70.67 ± 18.68); and during small-sided games it was in the scapulae (10.11 ± 1.74), lumbar region (17.20 ± 2.94), right knee (29.71 ± 4.80), left knee (29.11 ± 4.09), right ankle (42.44 ± 6.04) and left ankle (41.60 ± 6.41).

3.2. Vertical and Horizontal Differences

The vertical and horizontal differences in external workload suffered by the players in the different anatomical locations were shown in Table 2. In the vertical profile, differences were found among all anatomical locations with higher values in the location nearer to ground contact (left curvilinear: $p < 0.01$, $t = 4.47$ – 13.60 , $\eta_p^2 = 0.62$ – 0.94 ; right curvilinear: $p < 0.01$, $t = 3.87$ – 13.30 , $\eta_p^2 = 0.56$ – 0.94 ; acceleration: $p < 0.01$, $t = 5.08$ – 11.44 , $\eta_p^2 = 0.68$ – 0.92 ; deceleration: $p < 0.01$, $t = 5.31$ – 10.55 , $\eta_p^2 = 0.70$ – 0.90 ; jump: $p < 0.01$, $t = 8.48$ – 19.98 , $\eta_p^2 = 0.86$ – 0.97 ; linear: $p < 0.01$, $t = 4.76$ – 7.73 , $\eta_p^2 = 0.65$ – 0.83 ; small-sided game: $p < 0.01$, $t = 12.91$ – 23.39 , $\eta_p^2 = 0.93$ – 0.98), except between the scapulae and lumbar region during jumps ($p = 0.83$, $t = 0.22$, $\eta_p^2 = 0.00$).

In the horizontal profile, differences were found in curvilinear locomotion with higher external workload in the outer leg in comparison with the inner leg in the knee (left direction: $p < 0.01$, $t = 4.53$, $\eta_p^2 = 0.63$; right direction: $p < 0.01$, $t = 3.05$, $\eta_p^2 = 0.44$) and ankle (left direction: $p < 0.01$, $t = 4.92$, $\eta_p^2 = 0.56$; right direction: $p < 0.01$, $t = 2.16$, $\eta_p^2 = 0.33$), except during left curvilinear locomotion in player 5 with a higher workload in the left ankle, and during right curvilinear locomotion in players 6 and 13 with higher values in the right knee, and players 3 and 9 with higher values in the right ankle. However, no differences between knees and ankles were found during the acceleration ($p > 0.31$; $t = 0.91$ – 0.97 ; $\eta_p^2 < 0.01$) and deceleration phase ($p < 0.01$; $t = 0.43$ – 0.95 ; $\eta_p^2 < 0.01$), jumps ($p > 0.31$; $t = 0.64$ – 1.06 ; $\eta_p^2 < 0.01$), linear locomotion ($p > 0.12$; $t = 0.43$ – 1.68 ; $\eta_p^2 < 0.01$) or small-sided games ($p > 0.14$; $t = 0.16$ – 1.56 ; $\eta_p^2 < 0.01$).

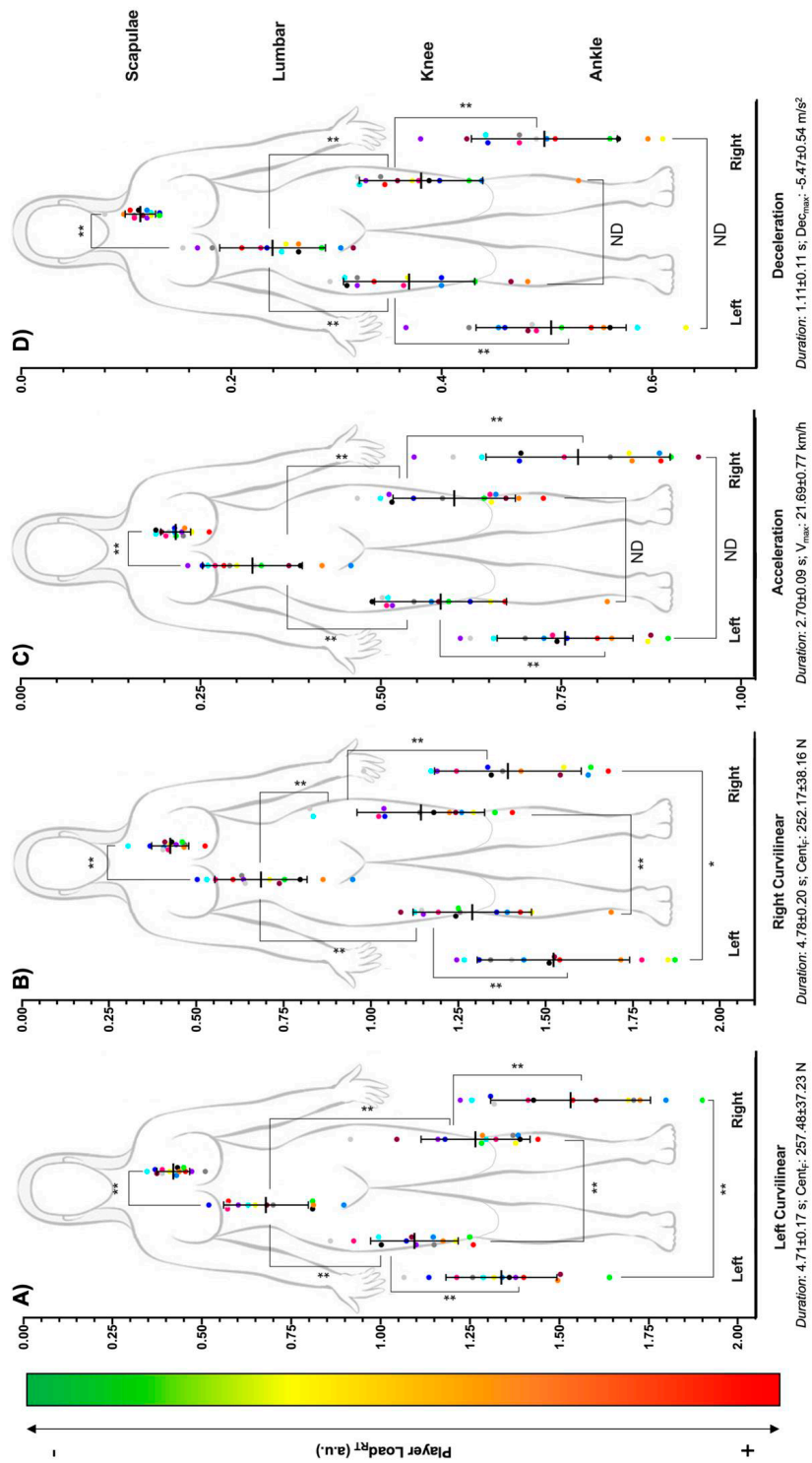


Figure 2. Multi-location external workload profile of semi-professional women's basketball players in curvilinear locomotion ((A) left and (B) right direction) and speed changes ((C) acceleration and (D) deceleration). ** Statistical differences ($p < 0.01$); * Statistical differences ($p < 0.05$); ND: No statistical differences.

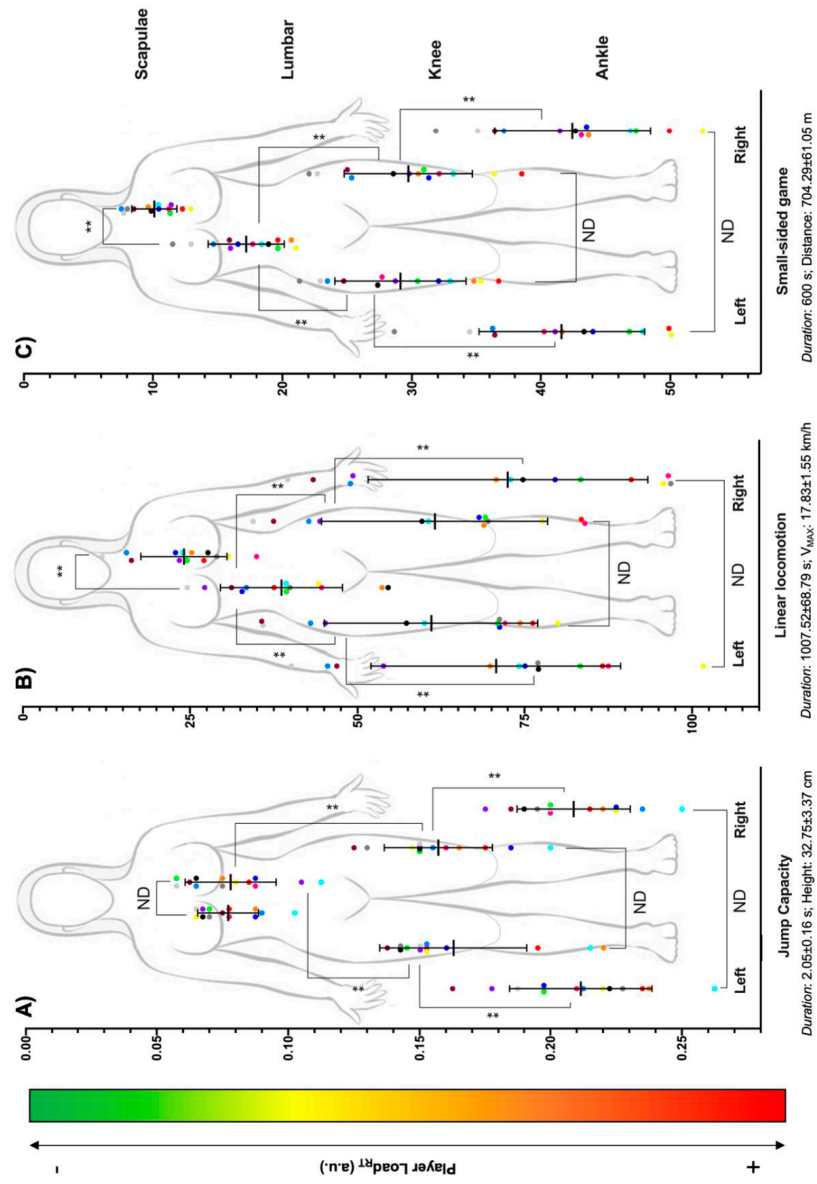


Figure 3. Multi-location external workload profile of semi-professional women's basketball players in (A) jumps, (B) linear locomotion and (C) small-sided games. ** Statistical differences ($p < 0.01$); ND: No statistical differences.

Table 2. Differences in vertical and horizontal external workload profile in the most common movements in basketball.

Test	Statistics	Vertical Differences					Horizontal Differences	
		Scapulae ¹ vs. Lumbar ²	Lumbar ¹ vs. Right Knee ²	Lumbar ¹ vs. Left Knee ²	Right Knee ¹ vs. Right Ankle ²	Left Knee ¹ vs. Left Ankle ²	Right ¹ vs. Left ² Knee	Right ¹ vs. Left ² Ankle
Left curvilinear	t	8.38	13.60	10.97	4.47	7.58	4.53	4.92
	(p)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)
	η_p^2 , ES	0.85	0.94	0.91	0.62	0.83	0.63	0.56
	%diff, 1-e-2	38.06	46.11	37.76	17.38	18.11	13.40	12.65
Right curvilinear	t	7.35	10.41	13.15	13.30	3.87	3.05	2.16
	(p)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(0.04)
	η_p^2 , ES	0.82	0.90	0.94	0.94	0.56	0.44	0.33
	%diff, 1-e-2	37.62	40.18	46.90	17.94	15.28	11.39	8.53
Acceleration	t	5.08	11.44	9.64	9.48	7.36	0.97	0.91
	(p)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(0.35)	(0.38)
	η_p^2 , ES	0.68	0.92	0.89	0.88	0.82	<0.01	<0.01
	%diff, 1-e-2	33.13	46.80	45.03	22.19	22.69	3.25	2.34
Deceleration	t	10.04	9.76	10.55	7.15	5.31	0.95	0.43
	(p)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(0.36)	(0.67)
	η_p^2 , ES	0.89	0.89	0.90	0.81	0.70	<0.01	<0.01
	%diff, 1-e-2	52.29	37.15	35.14	23.44	26.96	2.95	1.26
Jump	t	0.22	19.98	14.15	11.79	8.48	1.06	0.64
	(p)	(0.83)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(0.31)	(0.64)
	η_p^2 , ES	0.00	0.97	0.94	0.92	0.86	<0.01	<0.01
	%diff, 1-e-2	1.20	49.99	53.49	24.64	23.26	3.49	1.28
Linear	t	7.73	6.08	6.39	5.76	4.76	0.41	0.96
	(p)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(0.68)	(0.36)
	η_p^2 , ES	0.83	0.76	0.77	0.73	0.65	<0.01	<0.01
	%diff, 1-e-2	37.67	37.21	36.66	15.12	13.68	0.85	2.52
Small-sided game	t	12.91	15.06	14.76	23.39	15.66	1.12	2.21
	(p)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(<0.01)	(0.28)	(0.06)
	η_p^2 , ES	0.93	0.95	0.95	0.98	0.95	<0.01	<0.01
	%diff, 1-e-2	41.23	42.11	40.91	29.97	30.02	2.03	1.98

Note. t: t-value of repeated-measures t-test; p: significance; η_p^2 : eta partial squared; ES: magnitude of effect size; %diff: percentage of differences. ¹ Anatomical location 1; ² Anatomical location 2; 1: players with higher values in anatomical location 1; e: no differences between anatomical location 1 and 2; 2: players with higher values in anatomical location 2.

4. Discussion

The assessment of external workload is widely extended in men’s basketball, but the evidence in women’s basketball is scant [3]. Thanks to the use of inertial devices, tracking sensors and microtechnology (accelerometers) have been integrated into the same device to explain how the player moves on the court (positioning) and how these movements affect the load (impacts) supported [9]. Because of this dual measurement, it has been recommended to locate the device on the interscapular line for better reception of the positioning signal [23]. However, the question is whether recording at a single anatomical location sufficient to determine the load supported by the different musculoskeletal structures of the body? Nedergaard et al. [13] determined that accelerometers only detect the load on the location or segment to which they are attached. In this respect, the traditional evaluation of the load at a single anatomical point seems to be insufficient, and it seems

necessary to evaluate different body locations simultaneously and to achieve more accurate load quantification [14,16]. Therefore, the present study aimed to make a first approach to the characterization of the multi-location profile of external workload in semiprofessional women's basketball players, as well as to evaluate the differences among anatomical locations in the vertical (scapulae, lumbar region, knee and ankle) and horizontal profile (left vs. right knee and ankle).

From the results obtained, a global vision of the multi-location external workload profile in the most common movements in basketball in semi-professional women's basketball players has been identified. The volume and intensity of locomotion influenced the behavior of external workload, as well as their type and direction [9,19]. This is because the propulsive and braking forces against the ground have a direct effect on the accelerometry-based workload [24]. The greatest differences between the scapulae-lumbar region were found in the deceleration phase, between the lumbar region-knee in jumps and between the knee-ankle during small-sided games. On the other hand, the smallest differences between the scapulae-lumbar region were found in the jumps, between the lumbar region-knee in the deceleration phase and between the knee-ankle in linear locomotion. These specific workload profiles should be considered for training design, where core strength and stability [25], unilateral and bilateral strength for lower limb musculoskeletal structures [26] and running gait programs [27] seem to be useful to improve the distribution of the external workload among anatomical locations.

Regarding the horizontal profile, differences were found between legs in curvilinear locomotion while differences were not found in the rest of the locomotion (acceleration, deceleration, jumps, linear and small-sided games). The gait biomechanics during curvilinear locomotion differ from linear locomotion because the outer and inner leg present different functions [28]. This causes an imbalance between the force exerted by each leg, which should be trained according to specific considerations such as balance, body control, and core strength and stability [25,29,30]. In addition, as knee and ankle injuries are produced commonly without contact and during locomotion or actions that imply a change of direction (e.g., cutting, pivoting, blocking out), the use of high-intensity curvilinear locomotion seems to be fundamental for training and performance assessment, with the 6.75-m arc test being a valid tool for these two purposes [16,31].

Anthropometric characteristics and physical and physiological capabilities have a direct influence on the internal and external load supported by players during training and competition [32]. In the present study, high variability was found in the multi-location external workload profile of women's basketball players, especially in the lower limbs (knee and ankle), where the higher standard deviations were obtained. In this regard, the identification of individual profiles may be fundamental for identifying the reference profile after an injury as well as for analyzing the evolution of physical fitness throughout a season [33,34].

In addition, the highest external workload differences were found between the lumbar region and knee in the women's basketball players evaluated. Women's basketball players have the highest musculoskeletal absorption in this segment and a large intensity of impact supported by the ankle which reaches the knee due to anthropometric (wider hips, higher Q angle, higher tibiofemoral angle and genu recurvatum) and physical factors (lower center of mass and lateral displacement of it away from the knee joint, greater mean anterior pelvic tilt, hip anteversion and torso rotation) [4,35]. These aspects affect the trunk and hip flexion angles as well as hip adduction and internal rotation during sports movements, making women players prone to lower limb injuries [36,37]. So, the trunk, hip and knee joints need to be considered in women's basketball players due to the high rate of anterior cruciate ligament injuries and the effect of external variables such as fatigue and the menstrual cycle on this injury process [38,39]. Therefore, the injury prevention protocols, training tasks and recovery programs should focus on the lower limbs in comparison with the upper limbs.

While the results of this investigation have provided the first approach to multi-location external workload assessment of women's basketball players, with six inertial

devices on the different upper (scapulae and lumbar region) and lower limb (knee and ankle) locations to characterize vertical absorption and the differences related to laterality, some limitations to the study must be acknowledged. Firstly, the data obtained cannot be extrapolated to other populations with different individual characteristics because the sample studied is reduced and specific (13 women's basketball players at the semiprofessional level). Another limitation concerns the validity and reliability of the inertial devices. Although these devices are widely used by sports scientists and professional teams in different modalities of individual and team sports, and the reliability and validity of WIMU PRO™ inertial devices [19,20] have been proved in different conditions (laboratory vs. field, static vs. dynamic) and anatomical locations (inter-scapulae line, lumbar region, knees and ankles), the criterion measures are not considered as gold standard methods. For this reason, the obtained results should be taken with caution and future research could assess the validity and reliability of this device with respect to gold standard methods to provide more consistency to the obtained findings.

Finally, the multi-location external workload assessment through a validated field test battery [16] has proven its usefulness to identify individual profiles. In this respect, future research could evaluate the external workload through this assessment protocol during training and competition to detect the specific workload supported by each body location and design specific training programs for performance improvement or injury prevention. If this assessment was performed in a large population, the identification of injury profiles based on the difference between anatomical locations in the vertical profile (absorption by musculoskeletal structures) and horizontal profile (laterality) could be achieved.

5. Conclusions

Through the previously validated field test battery, the present study shows a first approach to the multi-location external workload profile of women's basketball players during the most common movements in basketball. Women's basketball players supported the higher external workload in the lower limbs (ankle and knee) that is related to the distance to the ground contact. The greatest difference between anatomical locations was found in the knee-lumbar segment ($42.53\% \pm 5.78\%$) while the smallest difference was found in the knee-ankle segment ($21.48\% \pm 5.56\%$). Besides, high variability was found among players due to the large amplitude in the standard deviation, especially in the lower limb.

Regarding locomotion, a specific profile was found. The highest between-location differences were found in the scapulae-lumbar region during decelerations, in the lumbar region-knee during jumps and in the knee-ankle during the small-sided game. No differences were found only in the scapulae-lumbar segment during jumps. On the other hand, differences in lateral profile were found between curvilinear and linear locomotion with higher impacts in the outer leg in comparison to the inner leg regardless of the curvilinear locomotion direction.

From these conclusions, different practical applications could be mentioned to improve the training for women's basketball teams—(a) the recovery protocols in the lower limb should be more in-depth in comparison to the upper limb because the greatest load is supported by the knee and ankle, also the greatest differences between locations were found in the knee-lumbar segment (musculoskeletal activity of thigh and gluteus); (b) the low absorption in the knee-ankle segment may be associated with the higher risk of knee injuries in female players (e.g., anterior cruciate ligament) so that an improvement in musculoskeletal absorption in this segment (calf, tibia and soleus) together with gait programs would be recommended to reduce the injury risk; (c) because each type of locomotion presented a specific multi-location external workload profile, the identification of these profiles will help in the design of specific training programs; (d) curvilinear locomotion presented a higher external workload in the outer knee and ankle so the training tasks should consider the different motor patterns of each leg for the improvement of players' performance and injury prevention.

Author Contributions: Conceptualization, C.D.G.-C., J.P.-O. and S.J.I.; methodology, C.D.G.-C., D.M.-T., J.P.-O. and S.J.I.; software, C.D.G.-C., J.P.-O.; validation, C.D.G.-C., D.M.-T. and S.J.I.; formal analysis, C.D.G.-C., D.M.-T., J.P.-O. and S.J.I.; investigation, C.D.G.-C. and D.M.-T.; resources, S.J.I.; data curation, C.D.G.-C., D.M.-T., J.P.-O. and S.J.I.; writing—original draft preparation, C.D.G.-C. and D.M.-T.; writing—review and editing, J.P.-O. and S.J.I.; visualization, C.D.G.-C., D.M.-T., J.P.-O. and S.J.I.; supervision, J.P.-O. and S.J.I.; project administration, J.P.-O. and S.J.I.; funding acquisition, S.J.I. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: The author Carlos D. Gómez Carmona was supported by a grant from the Spanish Ministry of Education, Culture, and Sport (FPU17/00407). This study was co-funded by the Regional Department of Economy and Infrastructure of the Government of Extremadura (Spain) through the European Funds of Regional Development of the European Union (GR18170). This study was co-funded by the Spanish National Agency of Investigation through the project “Scientific and Technological Support to analyze the Training Workload of Basketball teams according to sex, level of the players and season period” (PID2019-106614GB-I00).

Institutional Review Board Statement: Club managers, technical staff and players were previously informed about the investigation details and signed informed consent forms. The study was performed based on the ethical guidelines of the Declaration of Helsinki (2013) and approved by the Bioethics Committee of the University (registration number 232/2019).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: The data presented in this study are available on request from the corresponding author. The data are not publicly available due to the Organic Law 3/2018, of 5 December, on the Protection of Personal Data and Guarantee of Digital Rights of the Government of Spain, which requires that this information must be in custody.

Conflicts of Interest: This work has been developed in the Training Optimization and Sports Performance Research Group (GOERD) of the Sports Science Faculty at the University of Extremadura. The funders had no role in the design of the study; in the collection, analyses, or interpretation of data; in the writing of the manuscript, or in the decision to publish the results. None of the authors has a conflict of interest to declare, and all authors were involved in the study design, data collection, and interpretation, and contributed to the writing of the manuscript.

References

- Hoffman, J.; Maresh, C. Physiology of basketball. In *Exercise and Sport Science*; Garrett, W.E., Jr., Kirkendall, D.T., Eds.; Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia, PA, USA, 2000; pp. 733–744.
- Ministerio de Cultura y Deporte, Gobierno de España. *Anuario de Estadísticas Deportivas 2020*, 1st ed.; Secretaría General Técnica, Subdirección General de Atención al Ciudadano, Documentación y Publicaciones: Madrid, Spain, 2020.
- Reina, M.; García-Rubio, J.; Ibáñez, S.J. Training and competition load in female basketball: A systematic review. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2020**, *17*, 2639. [[CrossRef](#)]
- Ziv, G.; Lidor, R. Physical attributes, physiological characteristics, on-court performances and nutritional strategies of female and male basketball players. *Sports Med. Auckl. N. Z.* **2009**, *39*, 547–568. [[CrossRef](#)]
- Ransdell, L.B.; Murray, T.; Gao, Y.; Jones, P.; Bycura, D. A 4-year profile of game demands in Elite Women’s Division I college basketball. *J. Strength Cond. Res.* **2020**, *34*, 632–638. [[CrossRef](#)]
- Reina, M.; García-Rubio, J.; Pino-Ortega, J.; Ibáñez, S.J. The acceleration and deceleration profiles of U-18 women’s basketball players during competitive matches. *Sports* **2019**, *7*, 165. [[CrossRef](#)]
- Stojanović, E.; Stojiljković, N.; Scanlan, A.T.; Dalbo, V.J.; Berkelmans, D.M.; Milanović, Z. The activity demands and physiological responses encountered during basketball match-play: A systematic review. *Sports Med.* **2018**, *48*, 111–135. [[CrossRef](#)]
- Fox, J.L.; Scanlan, A.T.; Stanton, R. A review of player monitoring approaches in basketball: Current trends and future directions. *J. Strength Cond. Res.* **2017**, *31*, 2021–2029. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Gómez-Carmona, C.D.; Bastida-Castillo, A.; Ibáñez, S.J.; Pino-Ortega, J. Accelerometry as a method for external workload monitoring in invasion team sports. A systematic review. *PLoS ONE* **2020**, *15*, e0236643. [[CrossRef](#)]
- Gastin, P.B.; Hunkin, S.L.; Fahrner, B.; Robertson, S. Deceleration, acceleration, and impacts are strong contributors to muscle damage in professional Australian football. *J. Strength Cond. Res.* **2019**, *10*. [[CrossRef](#)]
- Bowen, L.; Gross, A.S.; Gimpel, M.; Li, F.-X. Accumulated workloads and the acute:Chronic workload ratio relate to injury risk in elite youth football players. *Br. J. Sports Med.* **2017**, *51*, 452–459. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
- Gabbett, T.; Jenkins, D.; Abemethy, B. Physical collisions and injury in professional rugby league match-play. *J. Sci. Med. Sport* **2011**, *14*, 210–215. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

13. Nedergaard, N.J.; Robinson, M.A.; Eusterwiemann, E.; Drust, B.; Lisboa, P.J.; Vanrenterghem, J. The relationship between whole-body external loading and body-worn accelerometry during team-sport movements. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2017**, *12*, 18–26. [\[CrossRef\]](#)
14. Gómez-Carmona, C.D.; Bastida-Castillo, A.; Moreno-Pérez, V.; Ibáñez, S.J.; Pino-Ortega, J. Multi-location external workload profile in U-18 soccer players. [Perfil Multi-Ubicación de Carga Externa En Jugadores de Fútbol Sub-18]. *RICYDE Rev. Int. Cienc. Deporte* **2021**, *17*, 124–139. [\[CrossRef\]](#)
15. Deitch, J.R.; Starkey, C.; Walters, S.L.; Moseley, J.B. Injury risk in professional basketball players: A comparison of women's national basketball association and national basketball association athletes. *Am. J. Sports Med.* **2006**, *34*, 1077–1083. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
16. Gómez-Carmona, C.D.; Pino-Ortega, J.; Ibáñez, S.J. Design and validity of a field test battery for assessing multi-location external load profile in invasion team sports. *E-Balonnano com.* **2020**, *16*, 23–48.
17. Chambers, R.; Gabbett, T.J.; Cole, M.H.; Beard, A. The Use of wearable microsensors to quantify sport-specific movements. *Sports Med.* **2015**, *45*, 1065–1081. [\[CrossRef\]](#)
18. Jafari, M.; Roshanian, J. Optimal redundant sensor configuration for accuracy and reliability increasing in space inertial navigation systems. *J. Navig.* **2013**, *66*, 199–208. [\[CrossRef\]](#)
19. Gómez-Carmona, C.D.; Bastida-Castillo, A.; García-Rubio, J.; Ibáñez, S.J.; Pino-Ortega, J. Static and dynamic reliability of WIMU PRO™ accelerometers according to anatomical placement. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part P J. Sports Eng. Technol.* **2019**, *233*, 238–248. [\[CrossRef\]](#)
20. Gomez-Carmona, C.D.; Bastida-Castillo, A.; González-Custodio, A.; Olcina, G.; Pino-Ortega, J. Using an inertial device (WIMU PRO™) to quantify neuromuscular load in running: Reliability, convergent validity and the influence of type of surface and device location. *J. Strength Cond. Res.* **2020**, *34*, 365–373. [\[CrossRef\]](#)
21. Bastida Castillo, A.; Gómez Carmona, C.D.; Pino Ortega, J.; de la Cruz Sánchez, E. Validity of an inertial system to measure sprint time and sport task time: A proposal for the integration of photocells in an inertial system. *Int. J. Perform. Anal. Sport* **2017**, *17*, 600–608. [\[CrossRef\]](#)
22. Cohen, J. Chapter 8. The analysis of variance and covariance. In *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*; Routledge Academic: New York, NY, USA, 1988; pp. 273–406.
23. Akenhead, R.; Nassis, G.P. Training load and player monitoring in high-level football: Current practice and perceptions. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2016**, *11*, 587–593. [\[CrossRef\]](#)
24. Vanrenterghem, J.; Nedergaard, N.J.; Robinson, M.A.; Drust, B. Training load monitoring in team sports: A novel framework separating physiological and biomechanical load-adaptation pathways. *Sports Med.* **2017**, *47*, 2135–2142. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
25. Hibbs, A.E.; Thompson, K.G.; French, D.; Wrigley, A.; Spears, I. Optimizing performance by improving core stability and core strength. *Sports Med.* **2008**, *38*, 995–1008. [\[CrossRef\]](#)
26. Moran, J.; Ramirez-Campillo, R.; Liew, B.; Chaabene, H.; Behm, D.G.; García-Hermoso, A.; Izquierdo, M.; Granacher, U. Effects of bilateral and unilateral resistance training on horizontally orientated movement performance: A systematic review and meta-analysis. *Sports Med.* **2021**, *51*, 225–242. [\[CrossRef\]](#)
27. Bezodis, N.E.; North, J.S.; Razavet, J.L. Alterations to the orientation of the ground reaction force vector affect sprint acceleration performance in team sports athletes. *J. Sports Sci.* **2017**, *35*, 1817–1824. [\[CrossRef\]](#)
28. Hall, S. *Basic Biomechanics*, 7th ed.; McGraw-Hill: Sydney, Australia, 2014.
29. Nimphius, S.; Callaghan, S.J.; Bezodis, N.E.; Lockie, R.G. Change of direction and agility tests: Challenging our current measures of performance. *Strength Cond. J.* **2018**, *40*, 26–38. [\[CrossRef\]](#)
30. Courtine, G.; Schieppati, M. Human Walking along a Curved Path. II. Gait Features and EMG Patterns. *Eur. J. Neurosci.* **2003**, *18*, 191–205. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
31. Mancha-Triguero, D.; García-Rubio, J.; Ibáñez, S.J. Batería de test de campo para evaluar la condición física de jugadores de baloncesto: SBAFIT. *E-Balonnano Com.* **2019**, *15*, 107–126.
32. Bartlett, J.D.; O'Connor, F.; Pitchford, N.; Torres-Ronda, L.; Robertson, S.J. Relationships Between internal and external training load in team-sport athletes: Evidence for an individualized approach. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2017**, *12*, 230–234. [\[CrossRef\]](#)
33. Blanch, P.; Gabbett, T.J. Has the athlete trained enough to return to play safely? The Acute: Chronic workload ratio permits clinicians to quantify a player's risk of subsequent injury. *Br. J. Sports Med.* **2016**, *50*, 471–475. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
34. Shrier, I.; Safai, P.; Charland, L. Return to play following injury: Whose decision should it be? *Br. J. Sports Med.* **2014**, *48*, 394–401. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
35. Suzuki, H.; Omori, G.; Uematsu, D.; Nishino, K.; Endo, N. Hip strength and pelvis kinematic asymmetries and knee injury and osteoarthritis outcome score in competitive female basketball players after anterior cruciate ligament reconstruction: A pilot study. *J. Athl. Train.* **2017**, *52*, S161.
36. Smith, H.C.; Vacek, P.; Johnson, R.J.; Slaughterbeck, J.R.; Hashemi, J.; Shultz, S.; Beynon, B.D. Risk factors for anterior cruciate ligament injury: A review of the literature—Part 1: Neuromuscular and anatomic risk. *Sports Health* **2012**, *4*, 69–78. [\[CrossRef\]](#)
37. Lin, C.Y.; Casey, E.; Herman, D.C.; Katz, N.; Tenforde, A.S. Sex differences in common sports injuries. *PM&R* **2018**, *10*, 1073–1082. [\[CrossRef\]](#)

38. Balachandar, V.; Marciniak, J.-L.; Wall, O.; Balachandar, C. Effects of the menstrual cycle on lower-limb biomechanics, neuromuscular control, and anterior cruciate ligament injury risk: A systematic review. *Muscles Ligaments Tendons J.* **2017**, *7*, 136. [[CrossRef](#)]
39. Mendiguchia, J.; Ford, K.R.; Quatman, C.E.; Alentorn-Geli, E.; Hewett, T.E. Sex differences in proximal control of the knee joint. *Sports Med.* **2011**, *41*, 541–557. [[CrossRef](#)]

10.9. Estudio IX. Characterization and Sex-Related Differences on the Multi-Location External Workload Profile in Semiprofessional Basketball Players. A Cross-Sectional Study

Publisher: Taylor & Francis & European College of Sport Science

Journal: *European Journal of Sport Science*

DOI: 10.1080/17461391.2021.2009040



Title: Characterization and Sex-Related Differences in the Multi-Location External Workload Profile of Semiprofessional Basketball Players. A Cross-Sectional Study.

Short title: Sex-related multi-location external workload profile

Gómez-Carmona, Carlos D.¹; Mancha-Triguero, D.¹; Pino-Ortega, J.²; Ibáñez, Sergio J.¹

- 1 Research Group in Optimization of Training and Sports Performance (GOERD). Didactics of Body Expression, Music and Plastic Department. Sport Science Faculty. University of Extremadura, Caceres, Spain.
- 2 BioVetMed & Sport Sci Research Group. Physical Activity and Sports Department. Sport Science Faculty. University of Murcia, San Javier, Murcia, Spain.

Funding: The author Carlos D. Gómez Carmona was supported by a grant from the Spanish Ministry of Education, Culture, and Sport (PPU17/00407). This study was co-funded by the Regional Department of Economy and Infrastructure of the Government of Extremadura (Spain) through the European Funds of Regional Development of the European Union (dossier number: GR18170), and the Spanish National Agency of Investigation through the project “Scientific and Technological Support to analyze the Training Workload of Basketball teams according to sex, level of the players and season period” (PID2019-106614GB-I00).

Conflict of interest: This work has been developed into the Training Optimization and Sports Performance Research Group (GOERD) of the Sports Science Faculty of the University of Extremadura. The funders had no role in the design of the study; in the collection, analyses, or interpretation of data; in the writing of the manuscript, or in the decision to publish the results. None of the authors has a conflict of interest to declare, and all authors were involved in the study design, data collection, and interpretation, and contributed to the writing of the manuscript.

Corresponding author: Carlos D. Gómez Carmona. Training Optimization and Sports Performance Research Group (GOERD). Department of Didactics of Music, Plastic and Body Expression. Sport Science Faculty, University of Extremadura. Avenida de la Universidad s/n, 10071 – Caceres, Spain Phone number: 0034 – 664233394, E-mail: cdgomezcarmona@unex.es

Abstract

Commonly, the monitoring of external workload has been performed using a single device on player's scapulae. The human body is a complex multi-articular system and quantification in a single location is insufficient, being necessary the assessment in multiple body locations simultaneously. Therefore, this study aimed to characterize the

multi-location external workload in men's and women's players and to analyze the sex-related differences during the most common movements in basketball. Twenty-six semi-professional basketball players ($n=13$ men, $n=13$ women) were evaluated in five tests: linear and curvilinear movements, changing of speed, jumping and in-game movements. PlayerLoad_{RT} was evaluated at six anatomical locations simultaneously (scapulae, lumbar region, knees, and ankles) with WIMU PRO™ inertial devices attached to the athlete using a full-body skinsuit. Statistical analysis was composed of a t-test of independent measures and Cohen's d effect size. The main results indicated: (1) the type of movement modified the external workload supported by the musculoskeletal structures; (2) sex-related differences were found in the vertical absorption of external workload ($p<0.05$); (3) no sex-related differences were shown in the horizontal profile ($p>0.16$). The multi-location monitoring will allow the identification of musculoskeletal structures with high vertical absorption of external load depending on sex (men>women: scapulae-lumbar and knee-ankle; women>men: lumbar-knee) and type of movement (scapulae-lumbar: decelerations; lumbar-knee: jumping; knee-ankle: in-game), just like horizontal differences in lower limb (outer>inner leg: curvilinear). Equally movements distribution throughout training sessions, strengthening and recovery programs of high-workload muscle groups according to player's characteristics could contributed to performance enhancement and reduce injury risk.

Keywords: Gender, team sports, technology, testing.

Highlights

1. Men's and women's basketball players presented different vertical musculoskeletal absorption of external workload. Men presented higher absorption in scapulae – lumbar and knee – ankle segments while women did so in the lumbar – knee segment.
2. The type of movements had a direct effect in the multi-location external workload profile.
3. A combined effect of sex and type of movement was found in the vertical musculoskeletal absorption of the external workload profile.
4. No sex-related differences were found in the horizontal profile regarding the type of movement.

INTRODUCTION

Sports performance depends on multiple factors at the individual and collective level (McGarry et al., 2013). Specifically, technical efficiency, tactical disposition and individual physical-physiological characteristics of the players have a direct effect on sports performance in basketball (Gómez et al., 2017; Stojanović et al., 2018). The scientific knowledge, the monitoring of these aspects, and the analysis of the large data sets generated are essential for the design of training loads, the injury prevention

programs and the return-to-play process adapted to players' individual characteristics (Rojas-Valverde et al., 2019, 2020). For these reasons, the quantification of training and competition demands is necessary and different tools have been used for this purpose in basketball (Akenhead & Nassis, 2016).

The first method for assessing physical demands in basketball was by hand notation, then by video-analysis, and later by time-motion analysis (TMA) such as video tracking or local positioning radiofrequency with high precision (Fox et al., 2017). From TMA, similar external workload demands were found in men's and women's basketball players represented by total distance traveled (4-to-6 kilometers per game), changes of direction (400-550 CODs), high-intensity actions (3% of total distance) or number of accelerations $>3 \text{ m/s}^2$ (20-40) (Reina et al., 2019; Stojanović et al., 2018; Vazquez-Guerrero et al., 2018). The problem of TMA is the underestimation of high-intensity actions without locomotion (impacts, jumps, blocks, etc.) (Dalen et al., 2016).

For this reason, microsensors (accelerometers, gyroscopes, magnetometers) have been developed to complement court movement with its effect on the musculoskeletal structures (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, et al., 2020). Accelerometry-based workload (e.g., Player Load) has been used previously as an external workload index in sport (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, et al., 2020). Due to in sports performance context players need to do their best and need to move explosively that generates high volumes of accelerometry-based workload, previous research have identified that: (1) large spikes in acute workload are related to a risk factor for injury, and (2) higher chronic values are related to experience muscle soreness and generate high levels of creatine kinase (Bowen et al., 2017; Gastin et al., 2019). Therefore, an adequately training for high workloads as well as the monitoring of how musculoskeletal structures contributed to generate these external workloads in the most common movements in basketball seems to be important to ensure performance enhancement without injuries.

The most basketball injuries have been recorded in the lower limbs (63.7%), specifically at the ankle and foot (men vs women, 28.4 vs 30.3%), knee (17.5 vs 20.6%), and thigh, hip and leg (19.3 vs 17.5%) (Andreoli et al., 2018); but the assessment of accelerometry-based workload has been realized in a single anatomical location on the upper limb (interscapulae line) due to the better reception of the tracking signal (Akenhead & Nassis, 2016). Quantifying overall match demands is accepted in sport science with one device at scapulae level, but the human body has a complex multi-articular system and accelerometers only record the acceleration of the body segment that they are attached (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, et al., 2020; Nedergaard et al., 2017). Therefore, assessment in multiple body locations simultaneously, including a device on the interscapular line to maintain tracking data quality, seems to be necessary to provide knowledge on how external workload is supported along the human body during sports movements (Gómez-Carmona, Pino-Ortega, et al., 2020; Morris & Lawson, 2009).

In this respect, different factors could play an important role in the external workload profile supported by the musculoskeletal structures of basketball players such as

anthropometric and morphological characteristics according to players' sex (e.g., on average in senior age athletes men have greater height, weight, wingspan and muscle mass while women have a wider pelvis, lower center of gravity and fat mass) (Santos et al., 2014; Suzuki et al., 2017; Ziv & Lidor, 2009), and the type of movement in relation to the effect of vertical, horizontal, centripetal and centrifugal forces in players' movements (Resnick & Krane, 2001). Therefore, the specific detection of which musculoskeletal structures have a higher external workload during basketball specific movements seems to be important to design specific strength and conditioning programs and recovery protocols with the aim of improving performance and reducing injury risk adapted to players' individual characteristics. Finally, the purposes of the present study were: (a) to characterize the vertical and horizontal differences in the multi-location external workload profile during the most common movements in basketball in men's and women's players, and (b) to identify differences in the vertical and horizontal profile concerning the player's sex.

METHODS

Design and procedures

A cross-sectional study was designed to characterize the vertical and horizontal differences in external workload between body locations in men's and women's semiprofessional players as well as to analyze sex-related differences in the most common movements in basketball. The physical fitness tests were performed in two sessions (session one: men players; session two: women players), at the same time of day (i.e., 9:00 to 11:00 a.m.) and under similar environmental conditions (temperature $21.5 \pm 0.2^\circ\text{C}$; humidity: $42.1 \pm 1.2\%$). The order of tests followed a previously validated protocol (Gómez-Carmona, Pino-Ortega, et al., 2020): (1) curvilinear movements; (2) jumping; (3) changes of speed (acceleration and deceleration); (4) linear movements; (5) in-game movements. Before starting, the basketball players performed the same standardized warm-up consisting of moderate-intensity basketball-specific skills without ball (7 min), static and dynamic stretching (5 min), bouts of high-intensity basketball-specific skills with ball (1x0, 2x0, 3x0) (5 min), and light activity (active walking rest with free-throws) (3 min).

The study was conducted in the first part of the in-season period, when players attended five training sessions and one official game (MD) per week (MD+1: one recovery session; MD+2: rest day; MD-4: strength and on-court conditioning session; MD-3 and MD-1: technical-tactical sessions; MD-2: simulated game session). The study lasted three weeks. In the first week, the explanation of the study purposes, the attainment of informed consent and the anthropometrical assessment were performed. The second week, two familiarization sessions were carried out with the tests and the monitoring with six WIMU PRO™ inertial devices (1x scapulae, 1x lumbar, 2x knee, and 2x ankle) simultaneously attached to the players using a full body skinsuit. Finally, the assessment of the external workload profile using a previously validated field battery was conducted during the

fourth week. The tests were performed during training session MD-4. All the tests were performed on their usual indoor training court.

Participants

Thirteen semi-professional men's basketball players (age: 19.48 ± 1.41 years; body mass: 87.63 ± 7.98 kg.; height: 1.91 ± 0.07 cm.; BMI: 23.98 ± 1.45 kg/m²; muscle mass: $81.31 \pm 2.71\%$ of total body mass; fat mass: 14.48% of total body mass) and 13 semi-professional women's basketball players (age: 18.49 ± 2.27 years; body mass: 66.64 ± 10.94 kg.; height: 1.73 ± 0.08 cm.; BMI: 22.25 ± 3.15 kg/m²; muscle mass: $69.58 \pm 4.57\%$ of total body mass; fat mass: $20.82 \pm 7.29\%$ of total body mass) took part in the present study. All the players recruited were right-handed and belonged to the reserve team of two elite Spanish basketball teams. The men's team was composed of three guards, six forwards and four centers, while the women's team was composed of three guards, five forwards and five centers.

All the players met the following inclusion criteria: a) absence of musculoskeletal injury in the previous two months, (b) over two months with high-level monitoring by inertial devices (IMUs), and (c) having participated in at least 85% of the training sessions during the two months before the study (Chambers et al., 2015). Club managers, technical staff and players signed an informed consent. The study followed the ethical guidelines of the Declaration of Helsinki (2013) and was approved by the Bioethics Committee of the University (registration number 232/2019).

Equipment

Anthropometrical characteristics

Height was registered using a rod stadiometer (SECA, Hamburg, Germany) and body composition with an 8-electrode segmental monitor MC-780MA model (TANITA, Tokyo, Japan).

Time selection and trial duration

Photocells (Chronojump, Barcelona, Spain) were used to measure the time to cover each repetition, as well as to select the duration of each attempt in the timeline of the WIMU PRO™ inertial device. Photocells commonly include only two connections: power and communication signal to the software to start and end a timer when the light is interrupted. For this purpose, photocells incorporated an Ant+ transmitter that was connected to the output of the communication signal via an RCA cable (standard communication cable). This process showed almost perfect validity with a bias of 0.006 ± 0.0018 s (Bastida Castillo et al., 2017). The Ant+ transmitter that incorporates a pushbutton was used by the researchers to mark the start and end points on the IMUs timeline in jump tests, 30-15 IFT and small-sided game.

Assessment of players' movements

WIMU PRO™ inertial devices have been used previously to monitor workload demands, that include tracking (global navigation satellite systems (GNSS) including GPS, GALILEO, Beidou and GLONASS, 10 Hz; ultra-wide band (UWB), 18 Hz) and microelectromechanical sensors set at 100 Hz (four accelerometers $2x \pm 16$, ± 32 and ± 400 g; 3x gyroscope at 2000°/sec; and 1x magnetometer), as it is the minimum sampling frequency recommended for recording in sports (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, et al., 2020). For time-motion analysis in indoor conditions, a reference system composed of eight UWB antennas were placed around the court following the protocol described in a recent study that showed suitable values of reliability ($CV < 1\%$) and validity (mean difference = 0.03 m; magnitude of differences = 0.21% with real measures as reference) (Pino-Ortega et al., 2020).

For external workload assessment, six inertial devices were located in six anatomical locations simultaneously: (i) back (inter-scapulae line), (ii) lumbar zone (L3-L5, center of mass), (iii) knee (3-cm above the kneecap's crack) and (iv) ankle (3-cm above the lateral malleolus) (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, García-Rubio, Ibáñez & Pino-Ortega, 2019). In the knee and ankle, the devices were located on the external side of both legs. Previous to placing the inertial devices, specific processes recommended by the manufacturer were performed (Gómez-Carmona et al., 2019). The multi-location external workload profile was assessed with Player Load (PL_{RT}, RealTrack Systems, Almería, Spain), obtained through the sum of the rate of change of accelerations across all axes of the triaxial accelerometers during movement (vertical, medial-lateral and anteroposterior) as shown in Equation 1 (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, et al., 2020). PL_{RT} has been widely used as an external workload index in team sports to obtain the player's workload due to the differences in force production profile between team sports athletes (intermittent) and sprint athletes (continuous) (Wild et al., 2018). This accelerometry-based index presents a great advantage with respect to the acceleration or the force generated that indicates a single value (peak) at a specific moment of the action or the average of acceleration/force that not consider how it was produced (changes in acceleration/forces throughout the movement) (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, et al., 2020).

Both the reliability in static ($CV = 0.23-0.78\%$; Bias < 0.02 g) and dynamic ($CV = 2.05-2.96\%$; Bias = 0.00-0.04 g) conditions of the WIMU PRO™ accelerometers, as well as the convergent validity of PlayerLoad_{RT} with respect to heart rate ($r = 0.99$) and muscle oxygenation ($r = -0.69$) have been previously assessed with satisfactory results (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, González-Custodio, Olcina & Pino-Ortega, 2020; Gómez-Carmona et al., 2019). PL_{RT} is calculated from the following equation at a 100 Hz sampling frequency, where PL_n is the player load calculated in the current instant; n is the current instant in time; n-1 is the previous instant in time; X_n, Y_n and Z_n are the values of acceleration for each axis of movement in the current instant in time; and X_{n-1}, Y_{n-1} and Z_{n-1} are the values of acceleration for each axis of movement in the previous instant in time.

$$PL_n = \frac{\sqrt{(X_n - X_{n-1})^2 + (Y_n - Y_{n-1})^2 + (Z_n - Z_{n-1})^2}}{100} \quad (1)$$

$$\text{Accumulated } PL_{RT} = \sum_{n=0}^m PL_n \times 0,01$$

On-court physical fitness tests

The selected tests belong to a field test battery for the multi-location external workload assessment in invasion team sports (soccer, basketball and handball), that was validated by expert judgement (Gómez-Carmona, Pino-Ortega, et al., 2020). All the tests were selected because they are adapted to the competition demands, and can be performed on the court, using the field lines as a reference.

Curvilinear movements. A 3-points line running arc test has been used to assess the ability to complete a curvilinear movement at the maximum speed possible (Mancha-Triguero et al., 2019). The player must run on the outside of the 3-points line from the start line to the end line located on the baseline of the court. The photocells were placed at the start and end line to send the start and end points to the IMUs timeline through Ant+ technology. Ten repetitions were performed (five in each direction) with 1-minute rest between repetitions. The average of the three best repetitions in each direction was included for analysis.

Jumping. An Abalakov test was used to assess the bilateral power output and arms coordination during the jump following the Bosco et al. (1983) protocol. The athlete starts from an upright position, with feet shoulder-width apart and arms free. At their discretion, the athlete flexes the legs and then perform an extension of the legs, with the arms assisting in the execution of the movement and avoiding the flexion of the trunk. No restrictions were imposed on knee angle during the eccentric phase of the jumps. Five repetitions were performed with 30-second rest between repetitions. The average of the three best repetitions was included for analysis.

Changes of speed. A 16.25-m repeated sprint ability (RSA) test was performed to evaluate the acceleration and deceleration capacity of the athletes. The test has two zones: (a) acceleration zone from the free-throw line (start) at one end to the 3 -points line (finish) at the other; and (b) the deceleration zone from the 3-points line (start) to the free-throw line (finish) at the same end. Players had to run as fast as possible into the acceleration zone and brake as soon as possible into the deceleration zone, without passing the end of the deceleration zone. The photocells were placed at the start and finish points of the acceleration zone to send the start and end points to the IMUs timeline through Ant+ technology. The deceleration zone was from the finish point of acceleration phase to the player's total stop (0 km/h in the UWB speed channel). Players completed five sprints with 30-seconds active rest between repetitions (walking from the end line of the deceleration zone to the start line of the acceleration zone). The average of the three best accelerations (including their respective decelerations) was included for analysis.

Linear movements. To evaluate the linear movements of the players at a standardized distance and speed and the aerobic capacity on the court, the 30-15 intermittent fitness test (IFT) was performed. The reliability (maximal oxygen uptake, VO_{2max} : CV=4.9%, ICC=0.85; end running velocity, V_{IFT} : CV=6.0%, ICC=0.85; maximal heart rate, HRmax: CV=4.8%, ICC=0.96%) and validity (VO_{2max} : $r=0.69$; V_{IFT} : $r=0.74$; HRmax: $r=0.73$) of this test to assess aerobic capacity have been analyzed in basketball players with acceptable values (Jeličić et al., 2020). The baselines (0 and 28 m), the center line (14 m) and four courtesy lines situated at 3-m (2x center line and 1x each baseline) were marked. The test combines 30-sec running with 15-sec of passive rest. To maintain speed, at the baselines of the court the players circled a cone and did not perform a 180° change of direction with braking. During running time, the athletes had to be in the zones when the beep sound, using the smartphone app for IOS. The starting speed was 8 km/h and for each period of 30-sec the speed increased by 0.5 km/h. The athlete finished the test when they did not reach the zone with the beep twice.

In-game movements. Ten minutes of a 3vs3 small-sided game (SSG) was played with 3vs3 official rules in a smaller court measuring 10x15 m. To control compliance with the official rules, an official referee collaborated in the study. The external workload was calculated as the accumulated demands during the 10 minutes of the small-sided games, included all within-SSG breaks such as free-throws, fouls or ball out among others. Players' substitutions were not allowed.

Statistical analysis

After the assessments, the data were downloaded, and the six inertial devices were synchronized in the same timeline to be able to compare the recorded data during the same joint action. Then, the accumulated PL_{RT} of each anatomical location was exported in an Excel spreadsheet to create the database. In this database, the percentage of change in PL_{RT} in each segment in vertical (1: scapulae-lumbar; 2: lumbar - right knee; 3: lumbar - left knee; 4: right knee-ankle; 5: left knee-ankle) and horizontal direction (6: left vs right knee; 7: left vs right ankle) were calculated for the final analysis. The percentage of change (%change) was calculated through this formula: $[(PL_{RT} \text{ lower location} - PL_{RT} \text{ upper location}) / PL_{RT} \text{ lower location}] * 100$. The use of percentage of change between anatomical locations instead of the difference in PL_{RT} values makes it possible to make individual (within-subject) and collective comparisons (between-subject), regardless of the value obtained by each player (Hopkins, 2004; Merino-Muñoz et al., 2021).

Then, an exploratory analysis to determine the distribution and the homogeneity of data was conducted with the Shapiro-Wilk test and Levene test respectively, showing a parametric distribution. A descriptive analysis (mean and standard deviation, $M \pm SD$) was performed. A t-test of independent measures was used to analyze the sex-related differences in vertical and horizontal profiles per type of movement. The effect sizes were obtained with Cohen's d (d) and were interpreted as: $d < 0.20$ trivial, $0.20 > d < 0.50$ low, $0.50 > d < 0.80$ moderate, and $d > 0.80$ high (Cohen, 1988). The significance level was

established at $p < 0.05$. Data analysis was performed with the Statistical Package for the Social Science (IBM Corp. Released 2017. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 25.0. Armonk, NY: IBM Corp.) and figures were designed by GraphPad Prism (Graphpad Ltd., version 8, La Jolla, CA, USA).

RESULTS

Figure 1 shows the multi-location external workload profile per sex in each test during curvilinear locomotion (1A: left direction, 1B: right direction), change of speed (1C: acceleration, 1D: deceleration), jumps (1E), linear running (1F), and game conditions (1G). Regarding vertical differences, men players presented the highest percentage of change ($\%change$) in the scapulae-lumbar segment in decelerations (57.55%), in the lumbar-knee segment during jumps (left=48.59%, right=49.31%), and in the knee-ankle segment during in-game movements (left=30.23%, right=27.79%) and accelerations (left=27.98%, right=27.56%). Women players presented the highest $\%change$ in the scapulae-lumbar segment in the deceleration phase (52.29%), in the lumbar-knee segment during jumps (left=53.49%, right=49.99%), and in the knee-ankle segment during in-game conditions (left=30.02%, right=29.97%) and decelerations (left=26.96%, right=23.44%).

On the other hand, the highest horizontal differences were found in both sexes in curvilinear movements. Left curvilinear movements produced higher values in the right knee ($\%change$: men=19.07%, women=13.40%) and in the right ankle ($\%change$: men=19.07%, women=13.40%). Instead, right curvilinear movements produced higher values in the left knee ($\%change$: men=16.41%, women=11.39%) and in the left ankle ($\%change$: men=12.50%, women=8.53%). In addition, higher workload was found in the right knee during decelerations in men players ($\%change$ =9.15%).

Table 1 shows the analysis of sex-related differences on vertical and horizontal profiles of external workload during the most common movements in basketball. Regarding vertical differences, men players presented higher musculoskeletal absorption in the scapulae-lumbar segment during jumps, and in the knee-ankle segment during left and right curvilinear movements and accelerations in both legs, and in linear movements in the left leg. On the other hand, women players obtained higher musculoskeletal absorption in the lumbar-knee segment in both legs during accelerations and small-sided games, in the right leg during right curvilinear movements and in the left leg during left curvilinear movements. No sex-related differences were found in laterality.

DISCUSSION

The specialization and individualization of training are essential for the physical-physiological, technical and tactical development of the player (McGarry et al., 2013).

This process is important for the improvement of sports performance, the prevention of injuries and the return-to-play process (Akenhead & Nassis, 2016; Rojas-Valverde et al., 2019). Previous research has found a relationship between higher acute and chronic values of accelerometer-based workload with higher injury risk and muscle soreness (Bowen et al., 2017; Gastin et al., 2019). In this sense, the preparation to support high workloads in competition according to individual characteristics (Santos et al., 2014) and type of movements (Resnick & Krane, 2001) could play an important role in sport performance.

The human body has a complex multi-articular system since the detection of how musculoskeletal structures contributed to generate these external workloads seems to be important (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, et al., 2020; Nedergaard et al., 2017). In this sense, as opposed the common register in the upper back with one device to obtain total body workload (Akenhead & Nassis, 2016), the monitoring through accelerometers in different body locations simultaneously could be an useful alternative (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, et al., 2020; Morris & Lawson, 2009) due to most injuries in men's and women's basketball players are produced in the lower limb (Andreoli et al., 2018). Therefore, the objectives of this research were to characterize the vertical and horizontal differences in the external workload supported by the men's and women's semi-professional basketball players, as well as to identify differences related to sex.

Assuming that the musculoskeletal structures of men's and women's are different, this aspect could affect the vertical differences in the external workload in these structures. Statistical differences with higher values in percentages of change were found in men between the ankle and knee (left and right curvilinear movements in the inner leg, acceleration and linear movements) and between the scapulae and lumbar region (jumping), while they were found in women between the knee and lumbar region (acceleration, in-game movements, and in left and right curvilinear movements in the inner leg). Different non-modifiable morphological factors such as wider hips, higher Q angle, higher tibiofemoral angle and genu recurvatum in women athletes could explain the differences in vertical accelerometry-based workload profile between male and female players (Nguyen & Shultz, 2007; Mendiguchia et al., 2011). As a consequence, during sports movements, women athletes presented higher activation of quadriceps that increase the anterior tibial translation of forces to the knee, which is a predisposing factors to knee ligamentous injury (Delahunt et al., 2013; Padua et al., 2006). In this sense, lower vertical differences of external workload in the first segment (knee – ankle) and higher in the second segment (lumbar – knee) were reported in women players.

In addition, other modifiable factors could influence external workload. One is body composition (muscle and fat mass distribution) with a direct effect on injury risk in the lower limb, specifically knee injuries (Smith et al., 2012). In this study, women players presented higher fat mass and lower muscle mass than men players, so this could be considered as another factor that explains the different external workload profile between women and men players. Another factor is gait biomechanics and the speed of movement.

Men players presented greater step length and speed associated with higher tibial shock due to men players were taller (Bruening et al., 2020), while women athletes had a higher center of mass movement in the three planes that increased with gait speed (greater mean anterior pelvic tilt and hip anteversion) that influence instability of the knee joint and thigh muscle activation (Bruening et al., 2020; Nguyen & Shultz, 2007). Change of speed implies explosive and faster speed movements that resulted in higher external workload in all body segments, especially in lower limb locations (ankle and knee) (Gomez-Carmona et al., 2020; Nedergaard et al., 2017). Therefore, as a higher acute and chronic accelerometry-based workload has been related with higher injury risk and muscle soreness (Bowen et al., 2017; Gastin et al., 2019): (a) the physical conditioning programs should be focused on strengthening lumbar-knee segment in women and the knee-ankle segment in men to be adequately prepared for the demands that they are likely to experience in matches, and (b) the injury prevention programs and recovery strategies should be realized with the aim to reduce muscle soreness and injury risk in two steps: (1) globally (recovery: active recovery, hydrotherapy, sleep, ergogenic aids; injury prevention: warm-up, dynamic stretching, strengthening activities, plyometrics, agility tasks and warm-down) (2) focus in specific segments (recovery: pressotherapy, compression garments; injury prevention: increase work volume of dynamic stretching and strengthening activities of specific muscle groups) (Huyghe, Calleja-González & Terrados, 2020; Taylor et al., 2015).

This profile is not only affected during running, but previous research has also determined an increased effect of sex-related differences in the action of jumping. Lower values in scapulae-lumbar segment and higher values in lumbar-knee segment in women than men players have been found. These differences could be produced by: (1) Women players presented a combination of disturbances in the three planes of motion (less trunk flexion, less hip flexion, higher lateral movement of the trunk center of mass away from the knee joint) that directly affects the landing capacity, increased knee valgus and ACL risk (Mendiguchia et al., 2011; Schmitz et al., 2007), and (2) the limitation of energy absorption capacity of the trunk musculoskeletal system in women players with the thighs and the gluteus being the main muscles responsible for reducing it (Mendiguchia et al., 2011). To improve the take-off and landing force transmission in both sexes, different strategies could be considered to reduce fatigue in musculoskeletal structures (Decker et al., 2003): (1) reducing the erect posture, (2) decreasing the contribution of energy absorption by knee extensors and ankle plantar-flexors, and (3) increasing the contribution of energy absorption by trunk and hip extensor muscles. In this process, lumbo-pelvic (core) and hip neuromuscular control may have a large effect in reducing energy absorption by thigh musculoskeletal structures (Mendiguchia et al., 2011), so strategies that improve their stabilization and strength seems to be essential to improve performance and reduce injury risk.

Regarding the horizontal profile, no sex-related differences were found between knees and between ankles. Although the vertical differences of external workload differ between men's and women's players, both sexes presented a common pattern of

horizontal differences in the lower body as all players were right-handed. The only differences in the external workload between legs were found in curvilinear movements. This aspect is important because this type of movements is special because of the different actions of the inner (to help the impulse and pivot point) and outer leg (to maintain player curvature and play a determinant role in the impulse) during the movement (Courtine & Schieppati, 2003). In addition, the body not only suffers horizontal and vertical forces (Resnick & Krane, 2001), but the centripetal and centrifugal force is also added in the movement, with a similar effect in the multi-location profile of external load between men's and women's players. Therefore, they depend on sex and type of movement influence (Mendiguchia et al., 2011). The assessment in multiple locations simultaneously through accelerometers could be presented as an useful method to detect the effect of these factors in vertical and horizontal profiles of external workload.

Finally, the evaluation of the player during competition movements through simulated game conditions is essential to understand the real workload that they support in the competition, due to the multidimensional contribution of upper and lower limbs in a different way when playing (Halouani et al., 2014). During in-game movements, differences were found in the second segment (lumbar-knee) with higher percentages of changes in external workload in women players. In team sports and specifically in basketball, high intensity-actions in a small area based on curvilinear movements, jumps and speed changes are performed thanks to a greater contribution of lower limb muscles (Reina et al., 2019; Stojanović et al., 2018; Vazquez-Guerrero et al., 2018). In this respect, the differences found could be explained by the higher prevalence of thigh and knee injuries in women compared to men (Andreoli et al., 2018). Following this line of argument and ignoring these non-modifiable morphological factors in women players, the design of training plans to strengthen the musculoskeletal structures of this part of the human body could be a good strategy to adequately absorb the energy and to decrease ligamentous tension, fatigue and injury risk in the thigh and ankle (Decker et al., 2003), that represented the most common injuries in basketball (Andreoli et al., 2018).

The present study is a first approach in the comparison of the differences in the external workload between body locations regarding sex, and identified differences in vertical musculoskeletal absorption but not in the horizontal profile. However, the study presents different limitations that should be mentioned. Firstly, six inertial devices are necessary per player to carry out the assessment and need to be attached to the human body, entailing a high economic cost and the design and manufacture of a full body skinsuit to incorporate the devices. Another aspect to consider is the sample (13 men and 13 women players of a semiprofessional level, from the reserve team of elite-level national teams) that presented a specific training history, anthropometric measures and body composition so data obtained cannot be extrapolated to other populations with different individual characteristics as the sample studied was small and specific. Only one test (3vs3) was focused on the real game-based basketball play (combining linear locomotion, acceleration, deceleration, curvilinear and jump actions with the presence of teammates, opponents, ball and the competition context).

In addition, although $\text{PlayerLoad}_{\text{RT}}$ metrics have been validated against different internal and external load indexes and have been used to quantify external workload in multiple anatomical locations simultaneously, the methodology of calculation the percentage of change of $\text{PlayerLoad}_{\text{RT}}$ in multiple anatomical locations to detect workload absorption and lateral differences have not been used and validated previously. Therefore, the results obtained represent a preliminary study for identifying the specific profiles of vertical absorption of external workload by the musculoskeletal structures in men's and women's players for the design of training and injury prevention programs.

Finally, the first challenge is to find a gold standard method to validate the workload absorption by the musculoskeletal structures in different anatomical locations since the current gold standard (force platforms) only can measure the acceleration/forces in one foot-ground-contact (feet) making the use of these in this topic very limited. Then, future investigations could expand the study sample to other sports modalities, competition levels and ages, using training history, anthropometric measures and body composition as confounding factors that will help to adapt these programs to the individual characteristics of the players, as well as incorporate more tests that are focused on the real game-based basketball play.

CONCLUSIONS

Sex and type of movements modified the vertical differences in external workload between anatomical locations in basketball players with greater differences between the scapulae and lumbar region in men and in the deceleration phase, between the lumbar region and knees in women and in jumps, and between knee and ankle in men and in small-sided games. However, only curvilinear movements presented horizontal differences in external workload profile with higher values in the outer leg. No sex-related differences were found in the horizontal profile regarding the type of movement.

PRACTICAL APPLICATIONS

From a first approach in the evaluation of the multi-location profile of external workload based on accelerometry in men's and women's basketball players, the following practical applications can be provided:

1. The evaluation of multi-location external workload profile will allow the identification of individual patterns of vertical differences in the external workload profile among musculoskeletal structures, as well as horizontal differences during sports movements.
2. The individual profile of each player could be used to analyze the specific effect of training workload throughout the season in the anatomical locations and body segments, to design specific protocols for strengthening and injury prevention in specific body segments that supported higher external workload, as well as to be reference values of optimal conditioning in the return-to-play process after injury.
3. Regarding vertical differences, due to higher acute and chronic external workload are related to higher injury risk and muscle soreness, the specific musculoskeletal groups

that suffer higher external workload differences depending on type of movement and player's individual characteristics should be considered to design training workloads (equal distribution of game movements through the microcycle, reduce tasks duration and improve rest time between tasks), include specific injury prevention and strengthening programs (back and calves in men, thigh and gluteus in women) and to focus recovery protocols in these muscle groups (back in decelerations, thigh and gluteus in jumps, calf during in-game movements).

4. Regarding horizontal differences, only curvilinear motion presented differences with higher values in the outer leg. For this reason, it is important to carry out complementary training workload in the contrary curvilinear direction depending on the player's change of direction preference or rotation direction of the game system.

REFERENCES

- Akenhead, R., & Nassis, G. P. (2016). Training Load and Player Monitoring in High-Level Football: Current Practice and Perceptions. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *11*(5), 587–593. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0331>
- Andreoli, C. V., Chiaramonti, B. C., Biruel, E., Pochini, A. de C., Ejnisman, B., & Cohen, M. (2018). Epidemiology of sports injuries in basketball: Integrative systematic review. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, *4*(1), e000468. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2018-000468>
- Bastida Castillo, A., Gómez Carmona, C. D., Pino Ortega, J., & de la Cruz Sánchez, E. (2017). Validity of an inertial system to measure sprint time and sport task time: A proposal for the integration of photocells in an inertial system. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, *17*(4), 600–608. <https://doi.org/10.1080/24748668.2017.1374633>
- Bosco, C., Komi, P. V., Tihanyi, J., Fekete, G., & Apor, P. (1983). Mechanical power test and fiber composition of human leg extensor muscles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *51*(1), 129–135.
- Bowen, L., Gross, A. S., Gimpel, M., & Li, F.-X. (2017). Accumulated workloads and the acute:chronic workload ratio relate to injury risk in elite youth football players. *British Journal of Sports Medicine*, *51*(5), 452–459. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095820>
- Bruening, D. A., Baird, A. R., Weaver, K. J., & Rasmussen, A. T. (2020). Whole body kinematic sex differences persist across non-dimensional gait speeds. *PLOS ONE*, *15*(8), e0237449. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0237449>
- Bruening, D. A., Frimenko, R. E., Goodyear, C. D., Bowden, D. R., & Fullenkamp, A. M. (2015). Sex differences in whole body gait kinematics at preferred speeds. *Gait & Posture*, *41*(2), 540–545. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.12.011>
- Chambers, R., Gabbett, T. J., Cole, M. H., & Beard, A. (2015). The Use of Wearable Microsensors to Quantify Sport-Specific Movements. *Sports Medicine*, *45*(7), 1065–1081. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0332-9>
- Cohen, J. (1988). Chapter 8. The analysis of variance and covariance. In *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (2nd Edition), 273–406. Routledge Academic: New York
- Courtine, G., & Schieppati, M. (2003). Human walking along a curved path. II. Gait

- features and EMG patterns. *European Journal of Neuroscience*, 18(1), 191–205. <https://doi.org/10.1046/j.1460-9568.2003.02737.x>
- Dalen, T., Jørgen, I., Gertjan, E., Havard, H. G., & Ulrik, W. (2016). Player Load, Acceleration, and Deceleration During Forty-Five Competitive Matches of Elite Soccer. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 30(2), 351–359. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001063>
- Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I., & Richard Steadman, J. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(7), 662–669. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(03\)00090-1](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(03)00090-1)
- Delahunt, E., Chawke, M., Kelleher, J., Murphy, K., Prendiville, A., Sweeny, L., & Patterson, M. (2013). Lower Limb Kinematics and Dynamic Postural Stability in Anterior Cruciate Ligament-Reconstructed Female Athletes. *Journal of Athletic Training*, 48(2), 172–185. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.2.05>
- Fox, J. L., Scanlan, A. T., & Stanton, R. (2017). A Review of Player Monitoring Approaches in Basketball: Current Trends and Future Directions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(7), 2021–2029. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001964>
- Gastin, P. B., Hunkin, S. L., Fahrner, B., & Robertson, S. (2019). Deceleration, acceleration, and impacts are strong contributors to muscle damage in professional australian football. *Journal of Strength and Conditioning Research, Epub: Ahead of print*, 10. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003023>
- Gómez, M. A., Ibáñez, S. J., Parejo, I., & Furley, P. (2017). The use of classification and regression tree when classifying winning and losing basketball teams. *Kinesiology*, 49(1), 47–56. <https://doi.org/10.26582/k.49.1.9>
- Gómez-Carmona, C. D., Bastida-Castillo, A., García-Rubio, J., Ibáñez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2019). Static and dynamic reliability of WIMU PRO™ accelerometers according to anatomical placement. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 233(2), 238–248. <https://doi.org/10.1177/1754337118816922>
- Gomez-Carmona, C. D., Bastida-Castillo, A., González-Custodio, A., Olcina, G., & Pino-Ortega, J. (2020). Using an inertial device (WIMU PRO™) to quantify neuromuscular load in running: Reliability, convergent validity and the influence of type of surface and device location. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(2), 365–373. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003106>
- Gómez-Carmona, C. D., Bastida-Castillo, A., Ibáñez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2020). Accelerometry as a method for external workload monitoring in invasion team sports. A systematic review. *PLoS ONE*, 15(8), e0236643. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0236643>
- Gómez-Carmona, C. D., Pino-Ortega, J., & Ibáñez, S. J. (2020). Design and validity of a field test battery for assessing multi-location external load profile in invasion team sports. *E-Balónmano.com* 16(1), 23–48.
- Halouani, J., Chtourou, H., Gabbett, T., Chaouachi, A., & Chamari, K. (2014). Small-Sided Games in Team Sports Training: A Brief Review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(12), 3594–3618. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000564>
- Hopkins, W. G. (2004). How to Interpret Changes in an Athletic Performance Test. *SportScience*, 8, 1–7.
- Huyghe, T., Calleja-Gonzalez, J., & Terrados, N. (2020). Post-Exercise Recovery Strategies in Basketball: Practical Applications Based on Scientific Evidence.

- In *Basketball Sports Medicine and Science* (pp. 799-814). Springer, Berlin, Heidelberg.
- Jeličić, M., Ivančev, V., Čular, D., Čović, N., Stojanović, E., Scanlan, A. T., & Milanović, Z. (2020). The 30-15 Intermittent Fitness Test: A Reliable, Valid, and Useful Tool to Assess Aerobic Capacity in Female Basketball Players. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 91(1), 83–91. <https://doi.org/10.1080/02701367.2019.1648743>
- Mancha-Triguero, D., García-Rubio, J., & Ibáñez, S. J. (2019). SBAFIT: a field-based test battery to assess physical fitness in basketball players. *E-Balanzmano.com*, 15(2), 107–126.
- McGarry, T., O'Donoghue, P., Sampaio, J., & de Eira Sampaio, A. J. (2013). *Routledge handbook of sports performance analysis*. Routledge.
- Mendiguchia, J., Ford, K. R., Quatman, C. E., Alentorn-Geli, E., & Hewett, T. E. (2011). Sex Differences in Proximal Control of the Knee Joint. *Sports Medicine*, 41(7), 541–557. <https://doi.org/10.2165/11589140-000000000-00000>
- Merino-Muñoz, P., Pérez-Contreras, J., & Aedo-Muñoz, E. (2021). The percentage change and differences in sport: A practical easy tool to calculate. *Sport Performance & Science Reports*, 118, 446–450. <https://doi.org/10.13140/RG.2.2.33416.24328>
- Morris, R. G., & Lawson, S. E. M. (2009). *A review and evaluation of available gait analysis technologies, and their potential for the measurement of impact transmission*. [BTech Thesis, Newcastle University]. <https://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.508.8196&rep=rep1&type=pdf>
- Nedergaard, N. J., Robinson, M. A., Eusterwiemann, E., Drust, B., Lisboa, P. J., & Vanrenterghem, J. (2017). The Relationship Between Whole-Body External Loading and Body-Worn Accelerometry During Team-Sport Movements. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(1), 18–26. <https://doi.org/10.1123/ijspp.2015-0712>
- Nguyen, A.-D., & Shultz, S. J. (2007). Sex Differences in Clinical Measures of Lower Extremity Alignment. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2487>
- Padua, D. A., Arnold, B. L., Perrin, D. H., Gansneder, B. M., Carcia, C. R., & Granata, K. P. (2006). *Fatigue, Vertical Leg Stiffness, and Stiffness Control Strategies in Males and Females*. 41(3), 294–304.
- Pino-Ortega, J., Bastida Castillo, A., Gómez Carmona, C. D., & Rico-González, M. (2020). Validity and reliability of an eight antennae ultra-wideband local positioning system to measure performance in an indoor environment. *Sports Biomechanics*, Epub: Ahead of Print. <https://doi.org/10.1080/14763141.2020.1830162>
- Reina, M., García-Rubio, J., Pino-Ortega, J., & Ibáñez, S. J. (2019). The Acceleration and Deceleration Profiles of U-18 Women's Basketball Players during Competitive Matches. *Sports*, 7(7), 165. <https://doi.org/10.3390/sports7070165>
- Resnick, R., & Krane, K. (2001). *Physics*. John Wiley & Sons.
- Rojas-Valverde, D., Gómez-Carmona, C. D., Gutiérrez-Vargas, R., & Pino-Ortega, J. (2019). From big data mining to technical sport reports: The case of inertial measurement units. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 5(1), e000565. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2019-000565>
- Rojas-Valverde, D., Pino-Ortega, J., Gómez-Carmona, C. D., & Rico-González, M. (2020). A Systematic Review of Methods and Criteria Standard Proposal for the

Use of Principal Component Analysis in Team's Sports Science. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(23), 8712. <https://doi.org/10.3390/ijerph17238712>

Santos, D. A., Dawson, J. A., Matias, C. N., Rocha, P. M., Minderico, C. S., Allison, D. B., Sardinha, L. B., & Silva, A. M. (2014). Reference values for body composition and anthropometric measurements in athletes. *PloS One*, 9(5), e97846. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0097846>

Schmitz, R. J., Kulas, A. S., Perrin, D. H., Riemann, B. L., & Shultz, S. J. (2007). Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. *Clinical Biomechanics*, 22(6), 681-688. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.03.001>

Smith, H. C., Vacek, P., Johnson, R. J., Slauterbeck, J. R., Hashemi, J., Shultz, S., & Beynnon, B. D. (2012). Risk factors for anterior cruciate ligament injury: A review of the literature - part 1: neuromuscular and anatomic risk. *Sports Health*, 4(1), 69-78. <https://doi.org/10.1177/1941738111428281>

Stojanović, E., Stojiljković, N., Scanlan, A. T., Dalbo, V. J., Berkelmans, D. M., & Milanović, Z. (2018). The Activity Demands and Physiological Responses Encountered During Basketball Match-Play: A Systematic Review. *Sports Medicine*, 48(1), 111-135. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0794-z>

Suzuki, H., Omori, G., Uematsu, D., Nishino, K., & Endo, N. (2017). Hip Strength and Pelvis Kinematic Asymmetries and Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score in Competitive Female Basketball Players After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Pilot Study. *Journal of Athletic Training*, 52(6), S161.

Taylor, J. B., Ford, K. R., Nguyen, A. D., Terry, L. N., & Hegedus, E. J. (2015). Prevention of lower extremity injuries in basketball: a systematic review and meta-analysis. *Sports health*, 7(5), 392-398.

Vazquez-Guerrero, J., Reche, X., Cos, F., Casamichana, D., & Sampaio, J. (2018). Changes in External Load When Modifying Rules of 5-on-5 Scrimmage Situations in Elite Basketball. *Journal of Strength and Conditioning Research*, Epub: Ahead of print. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002761>

Wild, J. J., Bezodis, I. N., North, J. S., & Bezodis, N. E. (2018). Differences in step characteristics and linear kinematics between rugby players and sprinters during initial sprint acceleration. *European Journal of Sport Science*, 18(10), 1327-1337.

Ziv, G., & Lidor, R. (2009). Physical attributes, physiological characteristics, on-court performances and nutritional strategies of female and male basketball players. *Sports Medicine*, 39(7), 547-568. <https://doi.org/10.2165/00007256-200939070-00003>

Table 1. Differences in vertical and horizontal external workload profile in the most common movements in basketball between men's and women's basketball players.

Test	Statistics	Vertical differences					Horizontal differences	
		Scapulae vs lumbar	Lumbar vs right knee	Lumbar vs left knee	Right knee vs right ankle	Left knee vs left ankle	Right vs left knee	Right vs left ankle
Left curvilinear	<i>t</i>	0.23	1.00	2.10	0.96	2.35	1.45	0.39
	<i>(p)</i>	(0.82)	(0.33)	(0.04)	(0.35)	(0.03)	(0.16)	(0.70)
	<i>d</i>	0.09	0.39	0.83	0.38	0.92	0.57	0.15
	<i>magnitude</i>		<i>low</i>	<i>high</i>	<i>low</i>	<i>high</i>	<i>moderate</i>	
	<i>% change, direction</i>	1.01 m = w	3.99 m = w	9.02 m < w	5.03 m = w	7.61 m > w	5.78 m = w	1.90 m = w
Right curvilinear	<i>t</i>	0.98	2.09	1.36	2.66	1.20	0.58	0.73
	<i>(p)</i>	(0.34)	(0.04)	(0.19)	(0.01)	(0.24)	(0.57)	(0.47)

	<i>d</i>	0.38	0.82	0.53	1.09	0.47	0.22	0.28
	<i>magnitude</i>	<i>low</i>	<i>high</i>	<i>moderate</i>	<i>high</i>	<i>low</i>	<i>low</i>	<i>low</i>
	% change,	4.51	8.90	6.19	5.74	5.09	3.10	4.34
	<i>direction</i>	m = w	m < w	m = w	m > w	m = w	m = w	m = w
Acceleration	<i>t</i>	1.23	2.07	1.95	2.33	2.12	0.56	0.32
	(<i>p</i>)	(0.23)	(0.04)	(0.05)	(0.03)	(0.04)	(0.58)	(0.76)
	<i>d</i>	0.48	0.79	0.67	0.92	0.83	0.19	0.17
	<i>magnitude</i>	<i>low</i>	<i>moderate</i>	<i>moderate</i>	<i>high</i>	<i>high</i>		
	% change,	5.99	7.93	6.94	7.08	6.66	2.07	0.94
	<i>direction</i>	m = w	m < w	m < w	m > w	m > w	m = w	m = w
Deceleration	<i>t</i>	1.29	0.39	1.43	0.67	0.55	1.19	0.08
	(<i>p</i>)	(0.25)	(0.70)	(0.22)	(0.51)	(0.59)	(0.28)	(0.94)
	<i>d</i>	0.45	0.15	0.48	0.26	0.19	0.34	0.03
	<i>magnitude</i>	<i>low</i>	<i>low</i>	<i>low</i>	<i>low</i>	<i>low</i>	<i>low</i>	<i>low</i>
	% change,	4.04	1.69	4.26	2.49	2.93	3.87	0.33
	<i>direction</i>	m = w	m = w	m = w	m = w	m = w	m = w	m = w
Jump	<i>t</i>	2.59	0.94	1.09	1.27	0.69	0.16	0.28
	(<i>p</i>)	(0.01)	(0.36)	(0.29)	(0.22)	(0.50)	(0.87)	(0.78)
	<i>d</i>	1.01	0.26	0.32	0.48	0.22	0.06	0.11
	<i>magnitude</i>	<i>high</i>	<i>low</i>	<i>low</i>	<i>low</i>	<i>low</i>		
	% change,	18.72	3.46	4.80	5.81	4.23	0.92	1.59
	<i>direction</i>	m > w	m = w	m = w	m = w	m = w	m = w	m = w
Linear	<i>t</i>	0.08	0.65	1.13	1.23	2.41	1.30	0.81
	(<i>p</i>)	(0.94)	(0.52)	(0.27)	(0.23)	(0.03)	(0.21)	(0.43)
	<i>d</i>	0.03	0.26	0.44	0.48	0.95	0.49	0.32
	<i>magnitude</i>	<i>low</i>	<i>low</i>	<i>low</i>	<i>low</i>	<i>high</i>	<i>low</i>	<i>low</i>
	% change,	0.33	3.47	6.01	3.00	8.22	3.51	2.50
	<i>direction</i>	m = w	m = w	m = w	m = w	m > w	m = w	m = w
Small-sided game	<i>t</i>	1.26	2.37	3.08	0.52	0.11	0.21	1.06
	(<i>p</i>)	(0.22)	(0.02)	(<0.01)	(0.61)	(0.92)	(0.84)	(0.30)
	<i>d</i>	0.49	0.93	1.21	0.22	0.04	0.08	0.41
	<i>magnitude</i>	<i>low</i>	<i>high</i>	<i>high</i>	<i>low</i>			<i>low</i>
	% change,	3.01	8.34	8.60	2.18	0.19	0.51	2.43
	<i>direction</i>	m = w	m < w	m < w	m = w	m = w	m = w	m = w

Note. *t*: *t*-value of independent measures *t*-test; *p*: significance; *d*: Cohen's *d* effect size; %change: differences in percentage of change between men's and women's basketball players; m: men; w: women.

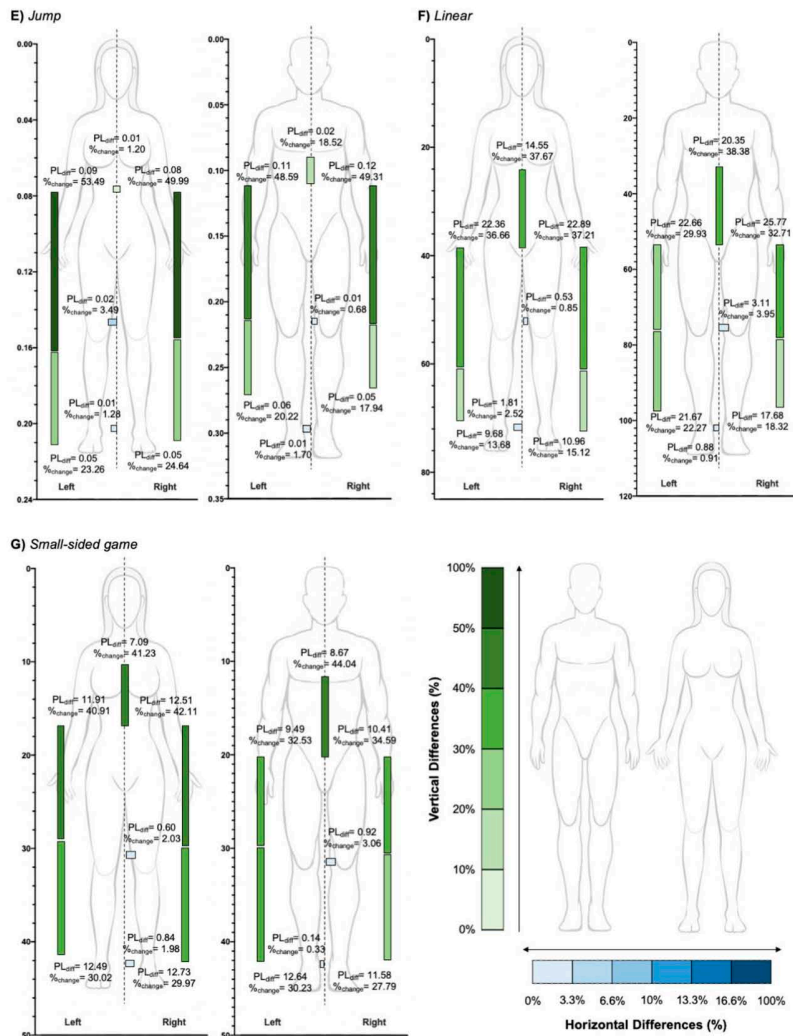


Figure 1. Vertical and horizontal differences in multi-location external workload profile in men's and women's semiprofessional basketball players during the most common movements in basketball. Lateral axes represent total PlayerLoad_{RT} during the tests.

Estudio X. Effect of isolated vs in-game curvilinear displacements in multi-location external workload profile. A case study in semiprofessional basketball players

Revista de Psicología del Deporte/Journal of Sport Psychology Vol. 30, n.º2. 2021. pp. 309–317
 Universidad de Almería / Universitat Autònoma de Barcelona. ISSN 1132–239X ISSNe 1988–5636

Effect of Isolated Vs in-Game Curvilinear Displacements in Multi-Location External Workload Profile. A Case Study in Semi-Professional Basketball Players

Gómez-Carmona C. D¹, Reina M¹, Pino-Ortega J², Ibáñez S. J¹

Abstract

In team sports, linear and non-linear displacements are combined during the game. In this sense, the importance of curvilinear trajectories and their impact on body joints have not been addressed yet. Therefore, the present research aims to: (a) describe the multi-location external workload profile during curvilinear displacements in isolated and in-game conditions, (b) compare the effect of direction and displacement context, and (c) analyse the correlation between impacts and curvilinear performance. Thirteen semi-professional male basketball players were assessed in two tests: (a) isolated (2 directions x 5 repetitions x 6.75-m line) and (b) in-game (10-min 3vs3 small-sided game). To evaluate curvilinear performance and impacts suffered per joints, six WIMU PRO™ inertial devices (scapulae, centre of mass, 2x knee, 2x ankle) were placed through a specific integral whole-body vest. Statistical analysis was composed by ANOVA with Bonferroni post-hoc, t-test for independent samples and Pearson correlation coefficient, analysing the effect of magnitude by Cohen's *d* and omega partial squared. The key findings indicate that straight displacements presented lower external workload than curvilinear displacements during in-game conditions ($p < .01$; $\omega_p^2 = 0.47$ -to- 0.50), but no differences were found between left and right directions ($p > 0.67$; $d < 0.12$). In addition, differences were found at lower limb locations in external workload in maximum sprinting during curvilinear displacements, with higher workload at left lower limb in right direction (knee: $p < .01$, $d = -1.35$; ankle: $p < .01$, $d = -0.91$), and at right lower limb in left direction (knee: $p < .01$, $d = 1.23$; ankle: $p < .01$, $d = 0.91$). Very high between-subjects variability has been shown in both tests. Besides, a nearly perfect relationship between external workload at different body locations ($p < .01$; $r > 0.918$) and a high relationship between external workload and centripetal force were found ($p < .01$; $r > 0.518$). In conclusion, curvilinear displacements should be trained specifically and, in both directions, due to the differences presented with straight displacements, considering the lower limb joints (knee and ankle). Due to the demands during in-game situations represent around 50% of maximum centripetal force and 20- to-40% of maximum external workload, a sprinting test with curvilinear displacements seems to be optimum to detect asymmetries for design training programs to reduce the injury risk in team sports players, specifically in basketball.

Keywords: accelerometry, inertial devices, joints, impacts, non-linear displacements.

Introduction

Basketball is a court-based team sport with intermittent physical demands produced by repeated transitions between offence and defence (Stojanović et al., 2018). Due to the basketball game dynamics, frequent activity changes are performed combining periods of high-intensity with low-intensity activity in all competitive levels and genres (Feroli et al., 2020; Reina, García-Rubio, & Ibáñez, 2020). Recent studies focusing on elite and young male players found through principal component analysis that changes of speed (accelerations and decelerations), changes of direction (CoD), jumps, high-intensity and sprinting displacements are essential in basketball performance

(Svilar, Castellano, Jukic, and Casamichana (2018); Pino-Ortega, Gómez-Carmona, Nakamura, & Rojas-Valverde, 2020). Thus, the analysis of actions in competition, both volume and intensity, is necessary to determine the specific physical athletes' profile and design training sessions and evaluation tests according to it (Fox, Stanton, & Scanlan, 2018; Mancha-Triguero, García-Rubio, Calleja-Gonzalez, & Ibanez, 2019a)

One of these physical components is the change of direction. Change of direction is considered to be the specific event where the linear trajectory of displacement is modified, and it can occur during planned or non-planned conditions, where balance and body control have a fundamental role (Nimphius, Callaghan, Bezodis, &

¹ Research Group in Optimization of Training and Sports Performance (GOERD). Didactics of Body Expression, Music and Plastic Department. Sport Science Faculty, University of Extremadura, Caceres, Spain.

² BioVetMed & Sport Sci Research Group. Physical Activity and Sports Department. Sport Science Faculty, University of Murcia, San Javier, Murcia, Spain.

Corresponding author: Carlos D. Gómez Carmona.

¹ Training Optimization and Sports Performance Research Group (GOERD).

Department of Didactics of Music, Plastic and Body Expression. Sport Science Faculty, University of Extremadura.

Avenida de la Universidad s/n, 10071 – Caceres, Spain. Phone number: 0034 – 664233394, E-mail: cdgomezcarmona@unex.es

Lockie, 2018). During curvilinear displacements, the centrifugal and centripetal force is added to the vertical and horizontal forces that influence the linear displacements, being the centripetal force that is performed by the athlete and directed towards the centre of the curvature and the centrifugal force that counteracts centripetal force and takes out the athlete from the curvilinear trajectory (Resnick, Halliday, & Krane, 2002). For monitoring basketball workload, different technologies have been developed in the last years; from video-analysis to electronic performance and tracking systems (EPTS) in outdoor and indoor conditions and microtechnologies (e.g., wearable microsensors and accelerometers) (Cummins, Orr, O'Connor, & West, 2013). Microtechnologies have become a valid and practical alternative due to their reliability, precision, and sensitivity with the detection of high-intensity actions without locomotion (jumps, collisions, etc.). (Fox, Scanlan, & Stanton, 2017; Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Ibáñez, & Pino-Ortega, 2020) For this reason, a combination of technologies has been incorporated in new devices to sum the advantages and indexes of these systems and to obtain new variables for performance monitoring as the centripetal force during curvilinear displacements (Granero-Gil et al., 2021).

Although the most common location to measure external workload in basketball is at scapulae as it is admitted as the best location for EPTS signal reception (Reina, García-Rubio, Feu, & Ibáñez, 2019); a recent study found that accelerometers only record the acceleration of the body segment that they are attached due to multi-joint complexity during sports movements (Nedergaard et al., 2017). In this sense, previous research found higher workload in lower limb in comparison to upper limb, especially in ankles (Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, García-Rubio, Ibáñez, & Pino-Ortega, 2019; Gómez-Carmona, Bastida-Castillo, Moreno-Pérez, Ibáñez, & Pino-Ortega, 2021). Therefore, monitoring at different body locations simultaneously could be a solution to improve the accuracy of workload registering and it can provide useful information for performance enhancement, injury prevention and return to play in team sports performance. (Gómez-Carmona et al., 2020) Finally, the purposes of the present research were to: (a) describe the multi-location external workload profile during curvilinear displacements in isolated and in-game conditions, (b) compare the effect of direction and displacement context, and (c) analyse the correlation between impacts and curvilinear performance.

Methods

Design

The investigation presented a descriptive and comparative design to determine the external multi-location workload

profile in curvilinear displacements during isolated and in-game conditions, specifically in basketball. In this study, no intervention has been performed so that only a non-invasive monitorization through inertial measurement units in different body locations can be realized in the court (Ato, López-García, & Benavente, 2013).

Participants

13 semi-professional male basketball players have participated voluntarily in the present study (age: 19.48 ± 1.41 years; body mass: 87.63 ± 7.98 kg.; height: 1.91 ± 0.07 cm.; body mass index (BMI): 23.98 ± 1.45 kg/m²). All the players met the following inclusion and exclusion criteria: (a) absence of musculoskeletal injury or health problem that impedes their participation in the testing, and (b) have an experience of high-level monitoring by electronic performance tracking systems (EPTS) both in training and official games over than two months (Chambers, Gabbett, Cole, & Beard, 2015). Club managers, technical staff and players were previously informed about the investigation details and signed informed consent. The study was performed based on the ethical guidelines of the Declaration of Helsinki (2013) and approved by the Bioethics Committee of the University (registration number 232/2019).

Variables

Anthropometric characteristics. Height, weight, and BMI were assessed to characterise the participants in the study. PlayerLoad_{RT} (PL_{RT}). This variable was utilized to measure the external workload of the different body locations was Player Load by RealTrack Systems company (PL_{RT}). This variable is an accelerometer-derived measurement of total body load in its 3 axes (vertical, anterior-posterior and medial-lateral) which have been used to evaluate the neuromuscular load in different athletes (Gomez-Carmona et al., 2020). It is represented in arbitrary units (a.u.) and is calculated from the following equation at a 100 Hz sampling frequency where: PL_n is the player load calculated in the current instant; n is the current instant in time; n-1 is the previous instant in time; X_n, Y_n, and Z_n are the values of Body Load for each axis of movement in the current instant in time; X_{n-1}, Y_{n-1} and Z_{n-1} are the values of Body Load for each axis of movement in the previous instant in time.

$$PL_n = \sqrt{\frac{(X_n - X_{n-1})^2 + (Y_n - Y_{n-1})^2 + (Z_n - Z_{n-1})^2}{100}}$$

$$Accumulated PL = \sum_{n=0}^m PL_n \times 0,01$$

Centripetal force (Cent_r). The centripetal force is the force or force component acting on a moving object performed by the athlete which is directed towards the centre of the curvature (Resnick et al., 2002). It was obtained by multiplying mass, turning radius and angular velocity squared. Mass was obtained previously during each session

and inserted into DIR CHANGES monitor of SPRO™ software. DIR CHANGES monitor obtained angular velocity through Euler values and turning radius through dividing linear velocity from UWB by angular velocity (Granero-Gil et al., 2021).

Equipment

Anthropometric characteristics. Height was registered through a rod stadiometer (SECA, Hamburg, Germany) and body composition through an 8-electrode segmental monitor MC-780MA model (TANITA, Tokyo, Japan).

External workload. PlayerLoad_{RT} and Cent_F were obtained through WIMU PRO™ inertial measurement units (RealTrack Systems, Almeria, Spain). These devices contain four 3D accelerometers (full-scale ranges: ±16g, ±16g, ±32g and ±400g), as well as other sensors (three 3D gyroscopes with 8000°/s full-scale output range, a 3D magnetometer, a 10-Hz global positioning system, a 20-Hz ultra-wideband). Previous studies have shown satisfactory reliability and accuracy results of inertial device sensors (accelerometers and gyroscopes) in static and dynamic conditions (Gómez-Carmona et al., 2019; Pino-Ortega, Bastida-Castillo, Hernández-Belmonte, & Gómez-Carmona, 2020). Gyroscope and accelerometer were set with a sampling frequency of 100 Hz, the minimum recommended to register external workload in sport (Gómez-Carmona et al., 2020).

To detect PL_{RT} and Cent_F, the microelectromechanical sensors (accelerometer, gyroscope, and magnetometer) and indoor tracking sensor (ultrawide-band, UWB) have been utilized. The UWB tracking system was installed and calibrated following a recent study conducted by Pino-Ortega, Bastida-Castillo, Gómez-Carmona, and Rico-González (2020), where almost perfect validity and reliability was obtained. Before the evaluation and following the manufacturer recommendations related to microelectromechanical sensors, three actions were performed: (1) turn on the device on a flat zone, (2) maintain static during 30-seconds and, (3) without electromagnetic devices around it (Gómez-Carmona et al., 2019). In addition, this protocol was performed in the centre of the court to synchronize each device with the UWB tracking system.

Procedures

The players' assessment was realised in the habitual court of training. Before the data register, athletes were cited 30-minutes before the testing to locate the high-monitoring systems. The protocol was composed of four sessions. The first three sessions anthropometrical assessment (height, weight and human body composition), explanation of the study purposes and familiarization with the high monitoring were carried out. Then, the assessment of the isolated and in-game curvilinear displacement

performance was performed in the fourth session through two tests previously designed and validated by an expert committee. The tests performed were as follows:

- a) isolated curvilinear displacement: Athletes ran at maximum speed on 6.75-m line. Participants realized ten repetitions, where five repetitions were performed in each direction (left and right). When athletes finished each repetition, an active rest of 1 minute was realized. During the test, athletes must run into the 6.75-m line and the 1-m line courtesy. If the participants fall or run out of the track, a new repetition was performed (Fig. 1a) (Mancha-Triguero, García-Rubio, & Ibáñez, 2019b).
- b) in-game conditions: 10-min of a 3vs3 small-sided game was played with 3vs3 official rules in a reduced court with dimensions of 10x15 (Fig. 1b) (Gómez-Carmona, Pino-Ortega, & Ibáñez, 2020).

20-minutes before the start of the testing, a specific warm-up was realized to achieve the best physical performance of the athletes where they worked different types of displacement and physical capacities. The distribution of the warm-up was composed of 10 minutes of moderate activity, 5 minutes of dynamic stretching and 3 minutes of light activity to prepare for the start of the testing. An active recovery of 5-minutes between test was carried out. The high-monitorization was performed by six inertial devices located in six anatomical locations simultaneously: (i) back (inter-scapulae line), (ii) lumbar zone (L3-L5, centre of mass), (iii) knee (3-cm above the kneecap's crack) and (iv) ankle (3-cm above the lateral malleolus) (Gómez-Carmona et al., 2019). In knee and ankle, the devices were in the external side in both legs. The athlete wore 0.5 kg extra (70-90 gr per six devices) during the testing. The annexing of the six devices in the athlete's body was realized through a specific one-piece sport vest (150-200 gr) adapted anatomically with two parts: (a) upper body with two interior pockets to attach the back and lumbar devices, as well as an extensible band over the lumbar region to securely fix the device (see Figure 1c); and (b) lower body with four exterior pockets with elastic bands to fix the devices in knees and ankles (see Figure 1d). Finally, the data was downloaded, and the six inertial devices have been synchronized in the same timeline to be able to compare the register data during the same joint action.

Statistical analysis

After importing data to SPRO™ software, data of in-game conditions was divided into 4-second sections ($n=150$ cases per subject) to be able to compare with isolated conditions (average: 4.02 ± 0.23 seconds). Following this, a descriptive analysis (mean \pm standard deviation, $M \pm SD$) was performed. Moreover, an exploratory analysis to determine the distribution and the homogeneity of data was realized through the Kolmogorov-Smirnov test and

Levene test respectively, showing a parametric distribution. ANOVA was used to compare data between straight displacements and right and left changes of direction during in-game conditions with Bonferroni post-hoc, while t-test for independent samples have been utilized for comparison between left and right curvilinear displacements in isolated conditions. The effect sizes were obtained by omega partial square (ω_p^2) and Cohen's d (d). ω_p^2 is interpreted as follows: >0.01 low, >0.06 moderate, and >0.14 high; and d was interpreted as: $d < 0.2$ trivial, $d = 0.2$ -to- 0.6 low, $d = 0.6$ -to- 1.2 moderate, $d = 1.2$ -to- 2.0 high, and $d > 2.0$ very high (Hopkins, Marshall, Batterham, & Hanin, 2009).

Finally, a correlational analysis to identify relationships between PL_{RT} in each anatomical location with $Cent_F$ generated during isolated and in-game conditions was performed using the Pearson correlation coefficient, interpreted as follows: insignificant ($r < 0.1$), low ($r = 0.1$ -to- 0.3), moderate ($r = 0.3$ -to- 0.5), high ($r = 0.5$ -to- 0.7), very high ($r = 0.7$ -to- 0.9), almost perfect ($r = 0.9$ -to- 0.99) and perfect ($r = 1.0$) (Hopkins et al., 2009). The significance level is established at $p < .05$. Data analysis was performed using Statistical Package for the Social Science (SPSS Statistics, version 24, IBM Corporation, Armonk, NY, USA) and figures were designed by GraphPad Prism (Graphpad Ltd., versión 8, La Jolla, CA, USA).

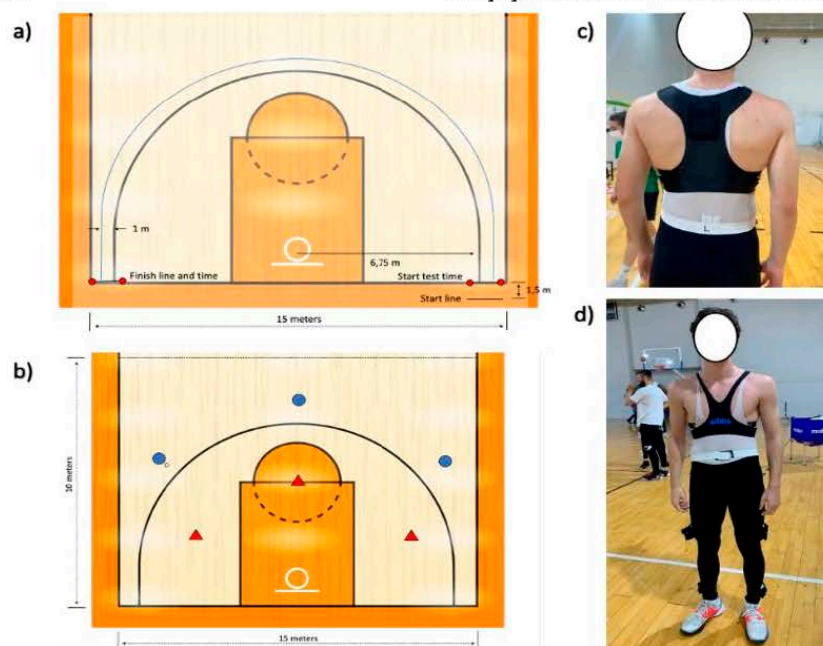


Figure 1. (a) 6.75-m line maximum sprinting test; (b) 3vs3 small-sided game; (c) location of inertial devices in the upper body; (d) location of inertial devices in the lower body.

RESULTS

Table 1 shows the descriptive and comparative analysis of external workload at each anatomical location and centripetal force generated during in-game conditions at the different directions of displacement. Lower demands in external workload are found between straight and curvilinear displacements with high effect size ($p < .01$; $\omega_p^2 = 0.47$ -to- 0.50 ; left = right > straight). Instead, no differences in external workload ($p > .67$; $d < 0.12$) and centripetal force ($p = .88$; $d = 0.02$) have found between directions in curvilinear displacements. Specifically, only two players show differences in external workload at lower limb locations with higher workload at left knee and left ankle in right displacements (number 8), and centre of mass, right knee and right ankle in left displacements (number 9). Besides, high between-subjects variability was found at all anatomical locations, all displacements and centripetal force generated during in-game conditions ($p < .01$; $\omega_p^2 >$

0.40).

The descriptive and comparative analysis between right and left curvilinear displacements on isolated conditions are found in Table 2. Higher values are found at left lower limb in right curvilinear displacements and at right lower limb in left curvilinear displacements with high effect size at knee (right knee: $p < .01$, $d = 1.23$; left knee: $p < .01$, $d = -1.35$) and moderate effect size at ankle (right ankle: $p < .01$, $d = 0.91$; left ankle: $p < .01$, $d = -0.91$). Instead, no differences are found at upper limb (scapulae: $p = .37$, $d = 0.26$; centre of mass: $p = .81$, $d = 0.02$) and in centripetal force ($p = .74$, $d = 0.08$). In individual analysis, seven participants show differences at scapulae (1,2,3,8,9,11,12), seven participants at centre of mass (3,4,7,8,9,10,11), ten participants at right knee (1,2,3,4,5,6,9,10,11,13), twelve participants at right knee (all except 8), ten participants at right ankle (1,2,3,4,5,6,10,11,12,13), and ten participants at left ankle (1,2,3,4,5,6,9,10,11,12).

Effect of Isolated Vs In-Game Curvilinear Displacements in Multi-Location External Workload Profile

Table 1
Descriptive and comparative analysis of PL_{LR} and Cent_L during straight and curvilinear displacements in the small-sided game.

s	Straight displacements (M±SD)					Left curvilinear displacements					Right curvilinear displacements (M±SD)					Effect size and differences															
	Sc (M±SD)	Com (M±SD)	RR (M±SD)	LK (M±SD)	LA (M±SD)	Sc (M±SD)	Com (M±SD)	RR (M±SD)	LK (M±SD)	LA (M±SD)	Sc (M±SD)	Com (M±SD)	RR (M±SD)	LK (M±SD)	LA (M±SD)	Sc (M±SD)	Com (M±SD)	RR (M±SD)	LK (M±SD)	LA (M±SD)	Cent _L (M±SD)	Cent _R (M±SD)	Sc(ω ²)	Com(ω ²)	RR(ω ²)	LK(ω ²)	RA(ω ²)	LA(ω ²)	Cent _L (d)	Cent _R (d)	
1	68.05±0.03	09±0.04	15±0.09	17±12	22±14	25±15	37	10±06	17±10	27±15	26±15	37±19	36±21	238.56±120.80	45	09±03	17±10	26±15	29±17	37±21	40±20	253.38±247.63	0.28*	0.27*	0.23*	0.23*	0.23*	0.23*	0.21*	0.07	
2	53.05±0.03	16±0.06	15±0.07	15±07	22±12	20±10	42	10±05	17±08	27±12	25±13	38±17	35±19	286.84±163.87	44	09±04	15±07	23±09	23±08	23±08	29±10	32±13	247.63±104.52	0.19*	0.22*	0.22*	0.22*	0.22*	0.22*	0.21*	0.22
3	64.06±0.03	09±0.05	15±07	15±07	22±12	20±10	42	10±05	17±08	27±12	25±13	38±17	35±19	286.84±163.87	44	09±04	15±07	23±09	23±08	23±08	29±10	32±13	247.63±104.52	0.19*	0.22*	0.22*	0.22*	0.22*	0.22*	0.21*	0.22
4	81.05±0.03	09±0.07	10±07	11±07	15±10	17±11	36	10±05	19±12	22±13	22±12	28±16	33±18	286.29±150.37	33	10±05	19±10	20±10	20±10	22±12	25±12	31±16	259.68±151.98	0.33*	0.36*	0.38*	0.37*	0.33*	0.33*	0.33*	-0.18
5	60.06±0.04	11±06	18±10	16±09	24±14	24±14	50	11±03	20±07	31±10	29±11	40±14	41±15	217.25±99.04	40	10±04	18±08	29±11	28±12	28±12	37±17	41±17	241.43±94.96	0.43*	0.46*	0.36*	0.44*	0.35*	0.38*	0.38*	0.24
6	59.06±0.03	12±07	17±10	17±08	23±13	22±11	44	10±05	19±10	27±13	27±14	36±16	36±17	275.82±124.47	47	10±05	19±08	29±11	27±12	33±13	35±16	270.34±136.01	0.28*	0.29*	0.24*	0.29*	0.25*	0.32*	0.32*	-0.04	
7	62.06±0.03	10±04	19±08	16±06	24±19	23±10	45	09±04	15±07	28±14	23±09	36±18	31±13	205.92±165.11	43	09±04	15±07	26±11	24±10	34±15	36±14	298.73±130.89	0.30*	0.29*	0.24*	0.29*	0.25*	0.32*	0.26*	0.22	
8	68.06±0.03	10±06	15±09	14±08	20±13	19±11	30	08±04	15±07	22±10	20±08	31±18	26±11	224.64±87.76	52	10±04	19±07	26±09	26±09	26±09	26±10	36±14	209.76±80.83	0.36*	0.40*	0.39*	0.44*	0.40*	0.40*	0.42*	-0.17
9	83.05±0.04	09±08	15±12	14±10	20±16	20±15	29	10±05	17±07	29±12	25±11	41±18	36±17	257.43±134.37	38	08±03	13±05	22±08	22±08	21±10	31±13	33±16	208.62±170.14	0.40*	0.35*	0.39*	0.34*	0.39*	0.36*	0.36*	-0.31
10	76.04±0.03	07±04	14±09	12±06	21±13	17±14	37	09±04	14±06	26±11	25±11	35±16	36±16	266.99±168.36	38	08±04	13±07	25±12	24±12	24±12	35±16	32±15	292.43±127.84	0.47*	0.44*	0.39*	0.51*	0.37*	0.45*	0.45*	0.17
11	73.05±0.04	08±06	14±08	14±09	21±13	21±14	37	09±05	16±09	25±13	22±10	35±16	32±14	306.84±154.92	40	11±05	19±10	28±15	28±15	28±15	40±18	40±19	320.38±181.18	0.40*	0.38*	0.36*	0.36*	0.36*	0.34*	0.34*	0.08
12	103.04±0.02	08±04	12±06	11±05	17±09	15±08	21	07±04	14±07	21±11	20±10	29±14	33±15	198.13±77.56	36	09±03	16±09	22±09	22±09	23±14	30±15	221.43±78.51	0.31*	0.38*	0.41*	0.39*	0.31*	0.38*	0.31*	0.26	
13	81.04±0.03	09±06	11±06	12±07	18±10	19±11	33	08±03	19±09	22±09	23±10	33±15	36±18	234.02±97.75	36	09±03	21±09	22±09	22±09	24±11	34±16	36±16	261.13±121.40	0.51*	0.52*	0.53*	0.49*	0.49*	0.43*	0.43*	0.23
14	93.05±0.03	09±06	14±09	14±08	20±12	20±12	490	09±05	17±08	26±12	24±11	35±16	34±16	251.67±128.95	29	09±04	17±08	24±11	25±12	25±12	35±15	254.16±125.20	0.49*	0.48*	0.49*	0.50*	0.49*	0.48*	0.48*	0.02	

Note. S: Subject; T: Total; Sc: Scapulae PL_{LR}; Com: Centre of mass PL_{LR}; RR: Right knee PL_{LR}; LK: differences with straight displacements (p<0.05); Cent_L: Statistical differences with left curvilinear Left knee PL_{LR}; RA: Right ankle PL_{LR}; LA: Left ankle PL_{LR}; M: Mean; SD: Standard deviation; Cent_R: differences with right curvilinear displacements (p<0.05).

Centripetal force. *Statistical differences between type of displacements (p<0.01); †Statistical

Table 2

Descriptive and comparative analysis of PL_{LR} and Cent_L during curvilinear displacements in 6.75-m line test

S	Left curvilinear displacements (M±SD)					Right curvilinear displacements (M±SD)					Differences and effect size											
	Sc	Com	RR	LK	LA	Sc	Com	RR	LK	LA	Sc(d)	Com(d)	RR(d)	LK(d)	LA(d)	RA(d)	LA(d)	Cent _L (d)	Cent _R (d)			
1	39±0.1	51±0.1	1.25±0.1	84±1.5	1.59±1.3	1.42±0.4	524.36±19.57	36±0.1	52±0.1	52±0.1	98±0.7	1.07±0.1	1.42±0.9	1.33±0.1	547.20±14.91	3.00**	-1.00	5.40**	-14.55**	1.52*	3.09*	-1.31
2	43±0.4	55±0.1	1.32±0.4	1.01±0.8	1.49±0.2	1.23±0.8	431.38±14.44	40±0.1	54±0.2	1.05±0.1	1.44±0.4	1.33±0.8	1.75±0.8	416.53±29.30	1.03	0.63	9.26**	-14.75**	2.74*	-6.50**	0.64	
3	32±0.1	49±0.3	1.04±0.4	83±1.3	1.31±0.6	1.13±0.3	510.89±7.66	39±0.2	52±0.1	87±0.2	1.13±0.2	1.17±0.1	1.34±0.1	512.63±19.24	4.42**	-1.34	5.38**	-15.00**	3.26*	-9.39**	-0.11	
4	47±0.1	91±0.2	1.29±0.2	1.13±1.2	1.46±0.8	1.43±1.3	430.88±18.73	45±0.1	85±0.1	1.17±0.4	1.42±0.8	1.21±0.3	1.83±1.1	428.39±10.32	2.00*	3.80*	3.80**	-4.80**	4.14**	-3.32*	0.17	
5	40±0.2	83±0.1	1.38±0.6	1.16±1.0	1.76±1.3	1.58±1.1	431.51±11.24	40±0.2	83±0.6	1.20±0.3	1.45±0.1	1.44±0.2	1.92±1.8	433.77±11.32	0.00	0.00	3.50*	-6.74**	3.44*	-2.28*	-0.20	
6	42±0.4	90±1.0	1.34±0.4	1.02±1.4	1.69±0.6	1.28±0.4	505.14±40.83	40±0.1	86±0.1	1.04±0.4	1.22±0.2	1.29±0.6	1.67±0.1	531.39±3.90	0.68	0.56	7.50**	-3.88**	6.67**	-13.40**	-0.91	
7	58±0.1	70±0.6	1.16±0.8	1.02±0.9	1.70±0.7	1.28±0.7	464.26±34.19	59±0.1	76±0.1	1.13±0.7	94±0.1	1.71±4.6	1.33±1.5	456.39±18.53	1.00	-1.40	0.40	2.74*	-0.03	-0.43	0.28	
8	40±0.1	72±0.1	1.13±0.3	1.04±0.8	1.23±0.4	1.17±0.6	389.57±22.83	36±0.1	82±0.1	1.10±0.6	1.19±1.5	1.22±1.4	1.29±1.6	368.55±15.01	4.00**	-2.33*	0.63	-1.28	0.09	-0.99	1.24	
9	24±0.1	40±0.3	89±0.7	66±1.1	95±0.2	99±1.3	482.84±28.38	28±0.1	52±0.2	75±0.1	97±0.6	95±0.7	1.31±0.4	445.96±4.21	4.00**	2.80*	-6.08**	-6.08**	0.00	-3.32*	1.26	
10	44±0.1	66±0.1	1.16±0.6	92±1.1	1.69±0.6	1.22±1.0	484.59±14.46	38±0.1	60±0.2	98±0.1	1.23±0.4	1.28±0.3	1.37±0.6	509.33±5.20	2.00*	3.80**	4.19**	-7.75**	8.64**	-1.82*	-2.27*	
11	50±0.1	72±0.1	1.08±0.1	88±1.0	1.48±0.3	1.36±0.1	520.38±5.23	42±0.1	69±0.2	96±0.4	84±0.2	1.29±0.3	1.21±0.7	491.52±1.20	8.00**	1.90*	4.12**	2.00*	6.33**	3.00*	7.60**	
12	43±0.2	72±0.1	96±0.1	1.01±1.0	1.61±0.1	1.21±0.4	425.93±10.31	36±0.1	73±0.3	97±0.4	1.23±0.8	1.41±0.5	1.53±0.6	431.01±5.25	4.43**	-0.45	-0.34	-3.86**	5.54**	-6.28**	-0.62	
13	45±0.2	84±0.2	1.36±0.4	91±1.0	1.59±1.2	1.44±2.4	451.95±4.27	44±0.1	82±0.1	88±0.1	1.29±0.8	1.17±0.4	1.39±0.1	443.50±2.08	0.63	1.27	16.46**	-6.52**	4.70**	0.29	2.51*	
14	42±0.8	69±0.8	1.18±1.6	96±1.3	1.50±2.3	1.29±1.7	465.67±44.63	40±0.7	69±1.4	1.00±1.3	1.18±1.9	1.30±2.1	1.48±2.4	462.01±52.92	0.26	0.02	1.23**	-1.35**	0.91**	-0.91**	0.08	

Note. S: Subject; T: Total; Sc: Scapulae PL_{LR}; Com: Centre of mass PL_{LR}; RR: Right knee PL_{LR}; LK: Centripetal force. *Statistical differences between right and left curvilinear displacements Left knee PL_{LR}; RA: Right ankle PL_{LR}; LA: Left ankle PL_{LR}; M: Mean; SD: Standard deviation; Cent_R: (p<0.05); **Statistical differences between right and left curvilinear displacements (p<0.01).

Finally, Table 3 shows the correlational analysis between external workload and centripetal force performed during both tests in curvilinear displacements. A nearly perfect correlation is found between all anatomical locations in the external workload ($p < .01$; $r > .918$). Besides, a high correlation is shown between external workload and centripetal force in all anatomical locations ($p < .01$; $r > .518$).

Table 3
Correlational analysis between external workload at anatomical locations and centripetal force performed during curvilinear displacements

	Com	RK	LK	RA	LA	Cent _F
Sc	.958**	.958**	.940**	.953**	.936**	.534**
Com		.947**	.947**	.932**	.939**	.523**
RK			.934**	.978**	.935**	.521**
LK				.918**	.977**	.518**
RA					.924**	.530**
LA						.532**

Note. Sc: Scapulae PL_{RI}; Com: Centre of mass PL_{RI}; RK: Right knee PL_{RT}; LK: Left knee PL_{RT}; RA: Right ankle PL_{RT}; LA: Left ankle PL_{RI}; M: Mean; SD: Standard deviation; Cent_F: Centripetal force. **Significative correlations ($p < .01$).

Discussion

Currently, the studies that assess basketball physical performance have centred in the effect of contextual variables in technical-tactical actions, lineal displacements, jumps and collisions (Ferioli et al., 2020; Reina et al., 2020). Instead, although CoD actions as one of the most important skills in basketball, these displacements have received less attention and only one previous research analyses their performance during basketball (Svilar et al., 2018). For this reason, this study analyses during curvilinear displacements, the centripetal force and the multi-location external workload in isolated and in-game conditions. The main results of the present study demonstrate greater demands in curvilinear displacements in comparison with straight displacements, as well as lower demands on in-game conditions with respect to isolated tests with differences in external workload between lower-body joints.

Firstly, straight displacements represents lower demands than curvilinear displacements, both at right and left directions. When an athlete performs a change of direction, centripetal and centrifugal forces are added to horizontal and vertical forces that are involved in straight displacements (Resnick et al., 2002). These forces provoke a modification on the gait pattern of the athlete, and as consequence, the external workload suffered by the lower-

body joints (Sankey, Robinson, & Vanrenterghem, 2020). For this reason, when a curvilinear displacement is performed, the musculoskeletal structures support greater external workload both in the lower and upper limb in comparison with straight displacements (Marshall et al., 2014). Therefore, strength and conditioning coaches should train specifically the displacements with curvilinear trajectories, being the intensity and duration equal or superior to competition with the aim to achieve the best competitive performance and the adaptation to these demands.

Subsequently, when the external workload demands are compared between isolated and in-game conditions, the results show that in-game demands represent around 50% of maximum centripetal force and between 20-to-40% of maximum external workload in the different anatomical locations, finding the highest differences in lower limb locations (knee and ankle). For this reason, while in straight displacements the external workload is distributed equally in lower-body joints, during curvilinear displacements at maximum intensity this distribution is not equal due to the fact that each leg has a specific role during the displacement. The inside leg needs to be the pivot point and help the impulse while the outside leg has to provide enough force to maintain the athlete into the curvature and has the determinant role of impulse (Courtine & Schieppati, 2003).

In addition, although a tendency is found in all players during maximum curvilinear efforts (inside leg lower external workload than outside leg), each player obtains a specific external workload and centripetal force profile during the test. This aspect is fundamental because each player has an individual profile of anthropometrical characteristics, musculoskeletal development and playing role in the court (Mujika, Halson, Burke, Balagué, & Farrow, 2018). Therefore, the straight and curvilinear displacements should train specifically, and each player should be trained individually to detect his/her strengths and weakness and preventive and/or return-to-play programs/training should be designed in a way as to adapt to each one.

Respect to correlation analysis, significant relationships are found between anatomical locations, so higher centripetal force supposes greater impacts at all anatomical locations. This aspect is important because higher centripetal force can produce higher body mass, velocity of displacements and turning radio (Dos'Santos, Thomas, Comfort, & Jones, 2018). These three parameters are fundamental to designing specific curvilinear training tasks for the development of skills/abilities of non-linear displacements (Nimphius et al., 2018). Besides, these tasks should be designed with caution because, as mention earlier, curvilinear displacements represents higher demands in external workload at all body locations,

especially in lower body joints where most of the injuries are suffered in male and female basketball players (Reina et al., 2020; Zuckerman et al., 2018).

Finally, the present study is the first approach to external workload analysis in different body locations simultaneously during curvilinear displacements, and specifically in basketball through tests extracted of a field test battery previously validated through expert committee (Gómez-Carmona et al., 2020). The assessment of skills and abilities of basketball players out of competition context in isolated tests could provide a new point of view about the maximum demands of displacements, and complement the data obtained in the competition (Mancha-Triguero et al., 2019a). These values have special relevance as a reference point for each player to evaluate their progress in terms of physical capacities and skills/abilities through the season (Rojas-Valverde, Gómez-Carmona, Gutiérrez-Vargas, & Pino-Ortega, 2019).

While the results of this study provide information regarding the multi-location external workload and the centripetal force generated on in-game and isolated conditions in basketball, made possible by the use of an advanced tracking system, some limitations to the study must be acknowledged. In the present study, one team has been analysed in terms of anthropometrical characteristics, musculoskeletal development and tactics specific. For these reasons, the results of the present study should be taken into consideration with caution and generalizations should not be made. In addition, data collection is performed without modifying the individual gait pattern of the athletes, so that an ecological treatment for the study can be achieved. Future research may analyse through the protocol of multi-location external workload assessment provided in this study for different basketball common displacements (e.g., jumps, accelerations, decelerations, etc.) and complement the lateral differences with the assessment of musculoskeletal structures' absorption of impacts in team sports, and specifically in basketball.

Conclusions

The first results that analyse the external workload demands in different body locations simultaneously found higher demands in curvilinear displacements than straight displacements during in-game conditions, but no differences are found between the left and right direction.

References

- Ato, M., López-García, J. J., & Benavente, A. (2013). Un sistema de clasificación de los diseños de investigación en psicología. *Annals of Psychology*, 29(3), 1038-1059. doi: 10.6018/analesps.29.3.178511
- Chambers, R., Gabbett, T. J., Cole, M. H., & Beard, A. (2015). The use of wearable micro-sensors to quantify sport-specific movements. *Sports Medicine*, 45(7), 1065-1081. doi:10.1007/s40279-015-0332-9

At maximum curvilinear sprinting, lower limb obtains different external workload profile in relation to the direction of displacement while upper limb obtains similar demands. Right ankle-knee obtained higher impacts in left curvilinear displacements and left ankle-knee in right curvilinear displacements. During in game and isolated conditions, an individual profile is found in each athlete both in external workload and centripetal force generated. Finally, higher centripetal force is related with higher external workload at all body locations.

Practical Applications

Movement demands in athletes should be regularly monitored by conditioning coaches and analysed individually per players. The specific considerations highlighted in this study provide initial guidelines for the use of multi-location external workload analysis during curvilinear displacements to detect asymmetries. As in-game situations are not sufficient to achieve the maximum curvilinear performance and the maximum external workload in each joint, isolated tests are presented as an alternative to analyse the external workload profile of players and detect weakness during displacements with non-linear trajectories. In addition, the analysis of the distribution of curvilinear displacements (ratio right-left change of direction) seems to be necessary with the aim of reducing the asymmetries in the number of changes of direction performed. This information could be useful for designing specific strength and conditioning programs to improve sports performance and reduce injury risk, where this isolated test could be used as a training task.

Acknowledgment

The author Carlos D. Gómez Carmona was supported by a grant from the Spanish Ministry of Education, Culture, and Sport (FPU17/00407).

This study was co-funded by the Regional Department of Economy and Infrastructure of the Government of Extremadura (Spain) through the European Funds of Regional Development of the European Union (dossier number: GR18170).

This study was co-funded by the Spanish National Agency of Investigation through the project "Scientific and Technological Support to analyse the Training Workload of Basketball teams according to sex, level of the players and season period" (PID2019-106614GB-I00).

- Courtine, G., & Schieppati, M. (2003). Human walking along a curved path. I. Body trajectory, segment orientation and the effect of vision. *European Journal of Neuroscience*, 18(1), 177-190. doi: 10.1046/j.1460-9568.2003.02736.x
- Cummins, C., Orr, R., O'Connor, H., & West, C. (2013). Global positioning systems (GPS) and microtechnology sensors in team sports: a systematic review. *Sports Medicine*, 43(10), 1025-1042. doi:10.1007/s40279-013-0069-2
- Dos'Santos, T., Thomas, C., Comfort, P., & Jones, P. A. (2018). The effect of angle and velocity on change of direction biomechanics: An angle-velocity trade-off. *Sports medicine*, 48(10), 2235-2253. doi: 10.1007/s40279-018-0968-3
- Feroli, D., Schelling, X., Bosio, A., La Torre, A., Rucco, D., & Rampinini, E. (2020). Match activities in basketball games: comparison between different competitive levels. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 34(1), 172-182. doi:10.1519/JSC.0000000000003039
- Fox, J. L., Scanlan, A. T., & Stanton, R. (2017). A review of player monitoring approaches in basketball: current trends and future directions. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 31(7), 2021-2029. doi: 10.1519/JSC.0000000000001964
- Fox, J. L., Stanton, R., & Scanlan, A. T. (2018). A comparison of training and competition demands in semiprofessional male basketball players. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 89(1), 103-111. doi:10.1080/02701367.2017.1410693
- Gómez-Carmona, C. D., Bastida-Castillo, A., García-Rubio, J., Ibáñez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2019). Static and dynamic reliability of WIMU PRO™ accelerometers according to anatomical placement. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 233(2), 238-248. doi: 10.1177/1754337118816922
- Gómez-Carmona, C. D., Bastida-Castillo, A., Ibáñez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2020). Accelerometry as a method for external workload monitoring in invasion team sports. A systematic review. *PloS One*, 15(8), e0236643. doi: 10.1371/journal.pone.0236643
- Gómez-Carmona, C. D., Bastida-Castillo, A., Moreno-Pérez, V., Ibáñez, S. J., & Pino-Ortega, J. (2021). Multi-location external workload profile in U-18 soccer players. [Perfil multi-ubicación de carga externa en jugadores de fútbol sub-18]. *RICYDE. Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 17(64), 124-139. doi: 10.5232/ricyde2021.06402
- Gómez-Carmona, C. D., Pino-Ortega, J., & Ibáñez, S. J. (2020). Diseño y validación de una batería de pruebas de campo para la valoración del perfil multi-ubicación de carga externa en deportes de invasión. *E-Balonmano com*, 16(1), 23-48.
- Granero-Gil, P., Bastida-Castillo, A., Rojas-Valverde, D., Gomez-Carmona, C. D., de la Cruz Sánchez, E., & Pino-Ortega, J. (2021). Accuracy, inter-unit reliability and comparison between GPS and UWB-based tracking systems for measuring centripetal force during curvilinear locomotion. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 1-12. doi: 10.1177/1754337120961601.
- Hopkins, W., Marshall, S., Batterham, A., & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(1), 3. doi: 10.1249/MSS.0b013e31818cb278
- Mancha-Triguero, D., Garcia-Rubio, J., Calleja-Gonzalez, J., & Ibanez, S. J. (2019a). Physical fitness in basketball players: A systematic review. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 59, 1513-1525. doi: 10.23736/S0022-4707.19.09180-1
- Mancha-Triguero, D., García-Rubio, J., & Ibáñez, S. J. (2019b). Batería de test de campo para evaluar la condición física de jugadores de baloncesto: SBAFIT. *E-Balonmano com*, 15(2), 107-126.
- Marshall, B. M., Franklin-Miller, A. D., King, E. A., Moran, K. A., Strike, S. C., & Falvey, E. C. (2014). Biomechanical factors associated with time to complete a change of direction cutting maneuver. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(10), 2845-2851. doi: 10.1519/JSC.0000000000000463
- Mujika, I., Halson, S., Burke, L. M., Balagué, G., & Farrow, D. (2018). An integrated, multifactorial approach to periodization for optimal performance in individual and team sports. *International journal of sports physiology and performance*, 13(5), 538-561. doi: 10.1123/ijsp.2018-0093
- Nedergaard, N. J., Robinson, M. A., Eusterwiemann, E., Drust, B., Lisboa, P. J., & Vanrenterghem, J. (2017). The relationship between whole-body external loading and body-worn accelerometry during team-sport movements. *International journal of sports physiology and performance*, 12(1), 18-26. doi: 10.1123/ijsp.2015-0712
- Nimphius, S., Callaghan, S. J., Bezodis, N. E., & Lockie, R. G. (2018). Change of direction and agility tests: Challenging our current measures of performance. *Strength & Conditioning Journal*, 40(1), 26-38. doi: 10.1519/SSC.0000000000000309
- Pino-Ortega, J., Bastida-Castillo, A., Gómez-Carmona, C. D., & Rico-González, M. (2020). Validity and reliability of an eight antennae ultra-wideband local positioning system to measure performance in an indoor environment. *Sports Biomechanics*, 1-11. doi: 10.1080/14763141.2020.1830162
- Pino-Ortega, J., Bastida-Castillo, A., Hernandez-Belmonte, A., & Gomez-Carmona, C. D. (2020). Validity of an inertial device for measuring linear and angular velocity in a leg extension exercise. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 234(1), 30-36. doi: 10.1177/1754337119878296
- Pino-Ortega, J., Gómez-Carmona, C.D., Nakamura, F.Y., & Rojas-Valverde, D. (2020). Setting Kinematic Parameters That Explain Youth Basketball Behaviour: Influence of Relative Age Effect According to Playing Position. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 1-7. doi: 10.1519/jsc.0000000000003543
- Reina, M., García-Rubio, J., & Ibáñez, S. J. (2020). Training and Competition Load in Female Basketball: A Systematic Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(8), 2639. doi:

- 10.3390/ijerph17082639
- Reina, M., García-Rubio, J., Feu, S., & Ibáñez, S. J. (2019). Training and competition load monitoring and analysis of women's amateur basketball by playing position: approach study. *Frontiers in Psychology, 9*, 2689. doi: 10.3389/fpsyg.2018.02689
- Resnick, R., Halliday, D., & Krane, K. (2002). Chapter 10. Angular Momentum. In *Physics, 5th edition* (pp. 207-227). New York, USA: John Wiley & Sons.
- Rojas-Valverde, D., Gómez-Carmona, C. D., Gutiérrez-Vargas, R., & Pino-Ortega, J. (2019). From big data mining to technical sport reports: The case of inertial measurement units. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine, 5*(1), e000565. doi: 10.1136/bmjsem-2019-000565
- Sankey, S. P., Robinson, M. A., & Vanrenterghem, J. (2020). Whole-body dynamic stability in side cutting: Implications for markers of lower limb injury risk and change of direction performance. *Journal of Biomechanics, 104*, 109711. doi: 10.1016/j.jbiomech.2020.109711
- Stojanović, E., Stojiljković, N., Scanlan, A. T., Dalbo, V. J., Berkelmans, D. M., & Milanović, Z. (2018). The activity demands and physiological responses encountered during basketball match-play: a systematic review. *Sports Medicine, 48*(1), 111-135. doi: 10.1007/s40279-017-0794-z
- Svilar, L., Castellano, J., Jukic, I., & Casamichana, D. (2018). Positional differences in elite basketball: Selecting appropriate training-load measures. *International Journal of Sports Physiology and Performance, 13*(7), 947-952. doi: 10.1123/ijsp.2017-0534
- Zuckerman, S. L., Wegner, A. M., Roos, K. G., Djoko, A., Dompier, T. P., & Kerr, Z. Y. (2018). Injuries sustained in National Collegiate Athletic Association men's and women's basketball, 2009/2010–2014/2015. *British Journal of Sports Medicine, 52*(4), 261-268. doi: 10.1136/bjsports-2016-096005

Estudio XI. Exploring Physical Fitness Profile of Male and Female Semiprofessional Basketball Players through Principal Component Analysis. A Case Study.



Article

Exploring Physical Fitness Profile of Male and Female Semiprofessional Basketball Players through Principal Component Analysis—A Case Study

Carlos D. Gómez-Carmona ^{1,*}, David Mancha-Triguero ^{1,*}, José Pino-Ortega ² and Sergio J. Ibáñez ¹

¹ Research Group in Optimization of Training and Sports Performance (GOERD), Faculty of Sport Sciences, University of Extremadura, Av. de la Universidad, s/n, 10005 Cáceres, Spain; sibanez@unex.es

² BioVetMed & Sport Sci Research Group, Physical Activity and Sports Department, Sport Science Faculty, University of Murcia, 30720 San Javier, Murcia, Spain; josepinoortega@um.es

* Correspondence: cdgomezcarmona@unex.es (C.D.G.-C.); davidmancha@unex.es (D.M.-T.)

Citation: Gómez-Carmona, C.D.; Mancha-Triguero, D.; Pino-Ortega, J.; Ibáñez, S.J. Exploring Physical Fitness Profile of Male and Female Semiprofessional Basketball Players through Principal Component Analysis. A Case Study. *J. Funct. Morphol. Kinesiol.* **2021**, *6*, 67. <https://doi.org/10.3390/jfmk6030067>

Academic Editors: Cristina Cortis, Andrea Fusco and Carl Foster

Received: 16 June 2021
Accepted: 10 August 2021
Published: 13 August 2021

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2021 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: Basketball is a sport in continuous evolution, being one of these key aspects of the players' physical fitness that has an impact on the game. Therefore, this study aimed to characterize and identify the physical fitness level and profiles of basketball players according to sex. Total of 26 semi-professional basketball players were assessed (13 male, 13 female) through inertial devices in different previously validated fitness tests. T-test for independent samples and principal component analysis were used to analyze sex-related differences and to identify physical fitness profiles. The results showed differences according to sex in all physical fitness indexes ($p < 0.01$; $d > 1.04$) with higher values in males, except in accelerometer load during small-sided games ($p = 0.17$; $d < 0.20$). Four principal components were identified in male and female basketball players, being two common ([PC1] aerobic capacity and in-game physical conditioning, [PC4 male, PC3 female] unipodal jump performance) and two different profiles (male: [PC2] bipodal jump capacity and acceleration, [PC3] curvilinear displacement; female: [PC2] bipodal jump capacity and curvilinear displacement, [PC4] deceleration). In conclusion, training design must be different and individualized according to different variables, including physical fitness profiles between them. For practical applications, these results will allow knowing the advantages and weaknesses of each athlete to adapt training tasks and game systems based on the skills and capabilities of the players in basketball.

Keywords: team sports; sex-related differences; physical demands; assessment; inertial devices

1. Introduction

Basketball is a team sports with dynamic behavior that combines high-intensity actions with specific technical-tactical abilities of the sport, being the level of this abilities and skills more relevant when the competitive level increases [1]. During games, basketball players should be adapted for internal demands that consist of repeated efforts with variable intensity and incomplete rests [2]. Regarding external workload, basketball players covered four-to-six kilometers per game [3,4], realize 400-to-550 changes of direction [5,6], 20–40 accelerations $>3 \text{ m/s}^2$ [7,8], and around 1000 high-intensity actions, two jumps per minute or 45 sprints of few duration [9], resulting in a PlayerLoad of 450–650 a.u. [7,8].

These physical and physiological demands are conditioned by anthropometrical measurements (height, weight, wingspan, etc.) and physical parameters (strength, power, aerobic, and anaerobic capacity, etc.) [10,11], being the physical capacity the most variable aspect throughout a season [6]. It could be influenced by different contextual factors such as sex, age, and competitive level [3,4]. Previous studies have identified sex-related differences with higher demands in male players and an increase difference in

relation with the maturity development [12]. In this sense, higher values in male players were found in different capacities/abilities with such as aerobic capacity (related to the body size and age) [13], speed (related to the type II-B muscular fibers), strength (higher size of muscular belly), or agility (related to Q-angle and hip abduction) [11].

All factors influence the playing position and the technical-tactical role in the game. Players with high speed of displacement and agility play further to the basket, while players with higher height, weight, and strength play closer to the basket [6,10]. For this reason, three (guard, forward and center) or five (center, power forward, small forward, point guard, and shooting guard) playing positions have been used traditionally [4,14]. Instead, the playing positions in today's basketball are based on a compendium of physical, technical, and tactical aspects. Recent studies identified between eight and thirteen player's profiles in the National Basketball Association (NBA) [15,16], due to the high specialization of players (each player has a specific role in the game).

For this reason, different assessments need to be realized in different season periods with the aim to control the evolution of the physical fitness and to adapt individually the external and internal workloads during training sessions [17]. To realize the assessment of physical fitness, previously validated field or laboratory tests should be used preferably if they are adapted to sport [18,19]. From the data obtained through these assessment, new mathematical methods could be implemented such as exploratory factor analysis (EFA) to explain many registered variables in a number of extracted factors [20]. Therefore, the purposes of the study were to characterize the physical profiles of male and female basketball players through principal component analysis (PCA), to analyze the differences of physical performance between players' profiles, and to identify the relationship between players' physical profile and the in-game assigned role by the coach.

2. Methods

2.1. Design and Procedures

A cross-sectional study was designed to characterize the physical profiles of basketball players through previous validated field tests, as well as to compare the different profiles obtained and identify the relationship between physical capacities and the playing positions in official games. The physical fitness field tests were performed in two sessions (one for each sex) and at the same time of day (i.e., 9:00 to 11:00 a.m.), under similar environmental conditions (temperature 21.5 ± 0.2 °C; humidity: 42.1 ± 1.2%), and in non-fasting conditions. The order of tests was realized following a previous validated protocol [18]: (1) 6.75-m arc; (2) single leg hop (right and left); (3) abalakov test; (4) 16.25-m RSA; (5) 30–15 IFT; (6) 10 × 15-m 3 vs. 3 small-sided game. The experimental design was detailed in Figure 1.

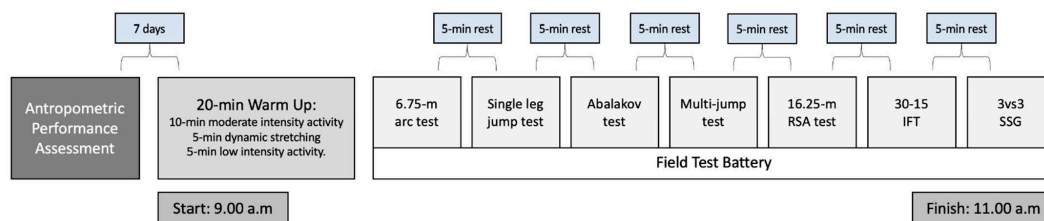


Figure 1. Experimental design of the present study.

Before starting, the basketball players went through the same standardized warm-up that they regularly do before the competition. The warm-up consisted of three work phases with a maximum duration of 20 min [21]. In the first 10-min duration, the players performed moderate activity. In the second phase, the players performed dynamic

stretches lasting 5 min. In phase three, players performed low intensity activity for 5 min to prepare for the tests. The tests were performed during training session MD-4 (i.e., four days before the next match day). All tests were realized in their usual indoor training court. During testing, players wore a WIMU PRO™ inertial device (RealTrack Systems, Almeria, Spain) that register time-motion analysis through ultra-wide band (UWB) radiofrequency technology and microelectromechanical sensors.

2.2. Participants

Twenty-six semi-professional basketball players ($n = 13$ male, $n = 13$ female). With age: 18.98 ± 1.84 years (Male: 19.48 ± 1.41 years; Female: 18.49 ± 2.27 years), body mass: 77.13 ± 9.46 kg. (Male: 87.63 ± 7.98 kg; Female: 66.64 ± 10.94 kg), height: 1.82 ± 0.075 m. (Male: 1.91 ± 0.07 m; Female: 1.73 ± 0.08 m), body mass index (BMI): 23.11 ± 1.45 kg/m² (Male: 23.98 ± 1.45 kg/m²; Female: 22.25 ± 3.15 kg/m²), muscle mass percentage: $75.23 \pm 6.98\%$ (Male: $81.31 \pm 2.71\%$; Female: $69.58 \pm 4.57\%$), and fat mass percentage: $20.82 \pm 7.29\%$ (Male: $14.48 \pm 2.86\%$; Female: $20.82 \pm 7.29\%$) took part in the present study. Players recruited for the study belonged to the reserve team of a male and female basketball team that play in the first Spanish basketball division. The male basketball team was composed by three guards, six forwards and four centers, while the female basketball team was composed by three guards, five forwards and five centers.

All players met the following inclusion criteria: (a) absence of musculoskeletal injury or health problem in the previous two months, (b) minimum basketball experience of five years, (c) over than two months with high-level monitoring by inertial devices (IMUs), and (d) participated in at least 85% of the training sessions during the two months prior to the study [22]. The study was realized in the first part of the in-season period, where players attended five training sessions and one official game (MD) per week (MD + 1: one recovery session; MD + 2: rest day; MD-4: strength and on-court conditioning session; MD-3 and MD-1: technical-tactical sessions; MD-2: simulated game session).

2.3. Equipment

Anthropometrical characteristics. Height was registered through a rod stadiometer (SECA, Hamburg, Germany) and body composition through an 8-electrode segmental monitor MC-780MA model (TANITA, Tokyo, Japan).

Time selection and trials' duration. Photocells (ChronoJump, Barcelona, Spain) were used to measure the time to cover each repetition, as well as, to select the duration of each attempt in the timeline of the WIMU PRO™ inertial device (RealTrack Systems, Almería, Spain). Photocells commonly include only two connections: power and communication signal to the software to start and end a timer when the light is interrupted. For this purpose, photocells incorporated an Ant+ transmitter that was connected to the output of the communication signal via a RCA cable (standard communication cable). This process showed almost perfect validity with a bias of 0.006 ± 0.0018 s [23]. The Ant+ transmitter that incorporate a pushbutton was used by the researchers to mark the start and end points on the IMUs timeline in jump tests, 30–15 IFT and small-sided game.

Assessment of players' movements. WIMU PRO™ inertial devices have been used to monitor the workload demands of the players during the assessment. Each device includes tracking (global positioning systems, GPS at 10 Hz; ultra-wide band, UWB at 18 Hz) and microelectromechanical sensors set at 100 Hz (4× accelerometer [$2 \times \pm 16$, $1 \times \pm 32$ and $1 \times \pm 400$ g]; 3× gyroscope at 2000°/s; and 1× magnetometer). For time-motion analysis in indoor conditions, a reference system composed of eight UWB antennas was placed around the court following the protocol described in a recent study that showed suitable values of reliability (coefficient of variation, CV < 1%) and validity (mean difference = 0.03 m; magnitude of differences = 0.21% with real measures as reference) [24]. Devices were located at scapulae level using an adjustable harness in each player.

2.4. On-Court Physical Fitness Tests and Registered Variables

Different on-court physical fitness tests were extracted from previous validated field test batteries designed to evaluate the physical performance of male and female basketball players [18,19]. The description of the tests and the variables obtained were mentioned, following the order of realization during the assessment.

6.75-m arc test. This test has been used to assess the ability to complete a curvilinear displacement at the maximum speed as possible [19]. Player must run between the 6.75-m line and 1-m line courtesy from the start line to the end line. The photocells were placed at the start and end line to send the start and end points to the IMUs timeline through Ant+ technology. Ten repetitions were performed (five in each direction) with 1-min rest between repetitions. If the athlete fell or left the running zone, the attempt was repeated. The average of the three best repetitions was selected for analysis. From this test, the average centripetal force generated ($CentF_{AVG}$) in left and right direction in each repetition was obtained [25]. The test CV was 4.2% in males and 5.8% in females.

Single leg jump test. This test has been included to evaluate the power output of each leg independently following Young et al. [26]. Player must performed the takeoff with a single leg. The non-takeoff leg or free leg was flexed at the knee and not permitted to touch the floor. No restrictions or specific instructions were given of the role of free leg during the jumping action, while hands must be placed at the hip as countermovement jump protocol. Left and right takeoff legs were assessed alternatively with 45-s passive rest between jumps (five repetitions with each leg). The average of the three best repetitions was selected for analysis. From this test, the jump height was obtained, that show nearly perfect validity (flight time: CV = 0–13-to-0.29%, Difference = 0.61-to-1.31 ms) and reliability with this device (ICC = 0.96-to-0.97%; SEM = 1.4-to-2.2%; CV = 2.5–3.1%) [27]. The test CV was 9.6% in males and 10.9% in females.

Abalakov test. The bilateral power output and the arms coordination during jump were evaluated following Bosco et al. protocol [28]. The athlete starts from an upright position, with feet shoulder-width apart and arms free. At his discretion, the athlete will flex the legs and then perform an extension of the legs, assisting the arms in the execution of the movement and avoiding the flexion of the trunk. No restrictions were imposed on knee angle during the eccentric phase of the jumps. Subjects were required to maintain straight legs during the flight phase of the jumps. A passive 45-s rest was realized between jumps. From this test, the jump height was obtained. The test CV was 14.4% in males and 16.7% in females.

Multi-jump test: This test assesses the tolerance to fatigue of the lower body [19]. To do this, the player starts on a box with a height of 50 cm. The player jumps down from the box and makes five maximum jumps in a row using the arm swing. From this test, the jump height was obtained. The test CV was 20.5% in males and 23.2% in females.

16.25-m. RSA test. Through this test, the acceleration and deceleration capacities of the athletes were evaluated. The start line of acceleration was placed in the free-throw line, the end line of acceleration and start line of deceleration in the 6.75-m line, and the end line of deceleration in the free-throw line [18]. Players must run as fast as possible from the start line to the end line in acceleration phase and brake as soon as possible into the deceleration phase, without exceeding the end line of the braking zone. The photocells were placed at the start and end line of acceleration zone to send the start and end points to the IMUs timeline through Ant+ technology. Players completed five sprints with 30-s active rest (walking from end line of deceleration zone to start line of acceleration zone) between repetitions. From this test, the average speed ($Speed_{AVG}$) and the maximum deceleration (De_{CMAX}) were obtained in acceleration and deceleration phase respectively. The test CV was 11.7% in males and 13.6% in females.

30–15 IFT. It is a standardized test in distance and speed to evaluate the aerobic capacity of the players on the court [29]. The baselines (0 and 28 m), the center line (14 m), and four courtesy lines situated at 3 m (2× center line and 1× each baseline) were marked. The test combines 30-s running with 15 s of passive rest. During running time, athletes

must be in the zones when it beeps, using the smartphone app for IOS. The start speed was 8 km/h and in each period of 30 s the speed is increased by 0.5 km/h. The test was concluded when the athlete did not reach the zone in two beeps. The last period that the player completes was considered for analysis.

3 vs. 3 small-sided game. 10-min of a 3 vs. 3 small-sided game was played with 3 vs. 3 official rules in a reduced court with dimensions of 10 × 15 meters [18]. To control the official rules, an official referee collaborated in the study. From this game, Player Load by RealTrack Systems (PLRT), total distance covered (Dist), and total distance covered over 16 km/h (Dist > 16 km/h) were registered.

2.5. Procedures

Prior to starting all procedures, the study was approved by the Bioethics Committee of the University of Extremadura (registration number: 232/2019; date of approval: 08/10/2019) because it follows the ethical guidelines of the Declaration of Helsinki (2013). Then, coaches and clubs were contacted to inform about the proposal of the study. Club managers, technical staff, and players signed informed consent. After consent, the selection of testing date was agreed with both teams. Prior to testing, the teams performed two familiarization sessions to know the tests and the high monitoring, reducing the chances of error during the assessment.

Players were cited 30-min prior to the assessment with the aim to place the inertial devices through an anatomical-specific harness at scapulae level and perform the warm-up after the evaluation. At the end of the physical tests, the research team downloaded the data in a laptop and imported them to the SPRO™ software to obtain the variables. The data were exported from SPRO™ software to an Excel spreadsheet. A database was made in Excel and then introduced in statistical package for further analysis. In addition, researchers made an informative dossier with the results obtained in the different tests in order for the coaching staff to have knowledge about the findings found in order to improve performance or detect possible anomalies.

2.6. Statistical Analysis

Results of physical fitness level of basketball players according to sex are reported as mean and standard deviation (SD). Data normality and homoscedasticity were confirmed through Shapiro–Wilk and Levene tests. The differences in physical fitness level between male and female basketball players were analyzed by *t*-test for independent samples. The effect sizes were obtained by Cohen's *d* (*d*) and was interpreted as: *d* < 0.20 trivial, *d* = 0.20-to-0.60 low, *d* = 0.60-to-1.20 moderate, *d* = 1.20-to-2.00 high, and *d* > 2.00 very high [30]. The significance level was established at *p* < 0.05.

Then, to identify the physical fitness profile in male and female basketball players, principal component analysis (PCA) was used. Variables were scaled and centered (Z-score). The Kaiser–Meyer–Olkin values (KMO, male = 0.657; female = 0.623) and Bartlett Sphericity test confirmed that PCA was suitable (*p* < 0.01). Eigenvalues > 1 were considered for the extraction of principal components. A Varimax-orthogonal rotation method was performed in order to identify the high correlation of components and guarantee that each principal component offered different information. A threshold of 0.6 in each PC loading was retained for interpretation, extracting the highest factor loading when a cross-loading was found between the components. Authors did not limit the number of PCs of the model final outcome and PCs selection was based on the guidelines previously described [31]. Data analysis and figures were performed and designed by Statistical Package for the Social Science (SPSS Statistics, version 24, IBM Corporation, Armonk, NY, USA).

3. Results

3.1. Sex-Related Differences in Physical Fitness Level of Basketball Players

The differences in physical fitness level between male and female basketball players are represented in Table 1. Male players obtained better results than female players in all physical fitness variables ($p < 0.01$; $t = 2.65$ -to- 13.31 ; $d = 1.04$ -to- 5.22), except in SSG PL_{RT} ($p = 0.17$; $t = 1.40$; $d < 0.20$ trivial). The highest differences were found in 6.75-m arc Cent_{FAVG} in both directions and RSA Acc while the lowest differences were found in SSG total distance.

Table 1. Descriptive and inferential analysis of sex-related differences in physical fitness profile of semiprofessional basketball players.

	Male M ± SD	Female M ± SD	t	p	d	Cohen's d Magnitude
6.75-m arc left Cent _{FAVG} (N)	467.15 ± 42.91	257.48 ± 37.23	13.31	<0.01	5.22	very high
6.75-m arc right Cent _{FAVG} (N)	464.87 ± 50.68	252.17 ± 38.15	12.08	<0.01	4.74	very high
Unipodal jump right leg (cm)	31.67 ± 3.73	20.71 ± 1.30	10.01	<0.01	3.93	very high
Unipodal jump left leg (cm)	33.48 ± 3.45	20.69 ± 1.99	11.57	<0.01	4.54	very high
Abalakov (cm)	40.15 ± 5.30	32.75 ± 3.77	7.12	<0.01	2.79	very high
Multijump (cm)	38.03 ± 6.13	30.45 ± 5.05	3.44	<0.01	1.35	high
RSA Acc (km/h)	26.69 ± 1.21	21.70 ± 0.77	12.53	<0.01	4.92	very high
RSA Dec (m/s ²)	-6.38 ± 0.69	-5.47 ± 0.54	3.76	<0.01	1.48	high
30–15 final players (km/h)	19.88 ± 1.62	17.83 ± 1.55	3.30	<0.01	1.29	high
SSG PL _{RT} (a.u.)	11.01 ± 1.53	10.11 ± 1.74	1.40	0.17	<0.20	trivial
SSG Total Distance (m)	777.66 ± 79.17	704.29 ± 61.06	2.65	<0.01	1.04	moderate
SSG Total Distance > 16 km/h (m)	184.39 ± 41.09	144.29 ± 16.25	3.27	<0.01	1.28	high

Note. M: mean; SD: standard deviation; t: t-value of independent samples t-test; p: significance; d: Cohen's d effect size.

3.2. Physical Fitness Profile of Basketball Players According to Sex

Table 2 and Figure 2 show the principal component analysis in physical fitness test. Four PC were extracted from male and female basketball players that represent an 85.71% and 83.61% of total variance respectively. The PC1 in male players represents 31.01% of total variance and was composed of RSA Dec, 30–15 final players, SSG PL_{RT}, total distance and total distance > 16 km/h, while female players represent 36.00% and are composed of RSA Acc, 30–15 final players, SSG PL_{RT}, total distance and total distance > 16 km/h. The PC2 in male players represents 26.81% and was composed of Abalakov, Multijump, and RSA Acc, while the female players represent 22.91% and were composed of Abalakov, Multijump 6.75-m arc Cent_{FAVG} at left and right direction. The PC3 in male players represents 16.15% and was composed of 6.75-m arc Cent_{FAVG} at left and right direction, while female players represent 15.32% and were composed of Unipodal jump in both legs. Finally, the PC4 in male players represent 11.74% and was composed of Unipodal jump in both legs, while female players represent 9.37% and were composed of RSA Dec.

Table 2. Principal component analysis by sex with respective eigenvalue, variances and % variance explained.

Sex	Male				Female			
	PC 1	2	3	4	1	2	3	4
6.75-m arc left CentF _{AVG} (N)			0.88		0.93			
6.75-m arc right CentF _{AVG} (N)			0.96		0.95			
Unipodal jump right leg (cm)				0.88			0.75	
Unipodal jump left leg (cm)				0.77			0.96	
Abalakov (cm)		0.93				0.51		
Multijump (cm)		0.86				0.74		
RSA Acc (km/h)		0.71			0.90			
RSA Dec (m/s ²)	0.80							-0.90
30–15 final players (km/h)	0.57				0.80			
SSG PL _{RT} (a.u.)	0.76				0.82			
SSG Total Distance (m)	0.89				0.94			
SSG Total Distance > 16 km/h (m)	0.93				0.83			
Eigenvalue	3.72	3.22	1.94	1.41	4.32	2.75	1.84	1.13
Variance	31.01	26.81	16.15	11.74	36.00	22.91	15.32	9.37
%Variance	31.01	57.82	73.97	85.71	36.00	58.91	74.23	83.61

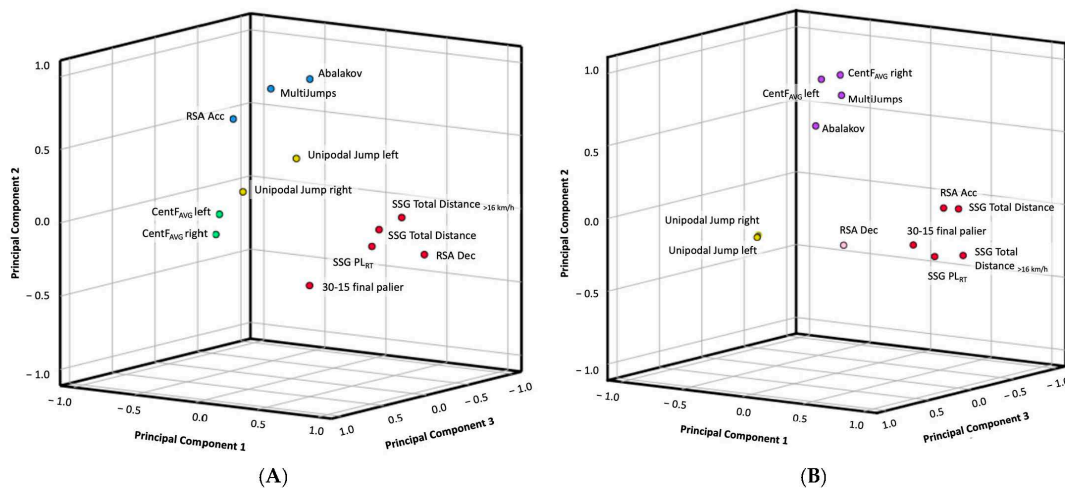


Figure 2. Rotated principal component distribution of physical fitness profile in (A) male and (B) female semiprofessional basketball players. Each color of the filled circles represents one principal component. In male players, PC1 is represented with red, PC2 with blue, PC3 with green and PC4 with yellow. In female players, PC1 is represented with red, PC2 with purple, PC3 with yellow and PC4 with pink. Red and yellow colors are shown in male and female players due to these components were found in both sexes.

4. Discussion

Basketball performance is determined by physical, technical, and tactical level of the players [6]. Coaches tend to consider mainly the technical and tactical characteristics to determine the playing position during the competition, as well as adapt the collective game to individual profiles in order to optimize performance [4,14]. In contrast, the analysis of physical condition is not usually used to identify specific performance profiles, which is strongly influenced by the sex of the players [32]. Therefore, the purposes of the

present study were to identify sex-related differences in the physical profile of semi-professional basketball players, as well as to classify physical profiles based on principal component analysis.

Previously, the literature has shown scientific evidence of the sex-related differences between physical and physiological profiles of basketball players across different ages [10,11,13]. The present research confirms that better results were obtained by male players in (a) curvilinear displacements (CentF_{AVG}, N), (b) jump at unipodal, bipodal and repeated efforts (height, cm), (c) acceleration (Speed_{MAX}, km/h) and deceleration (Dec_{MAX}, m/s²), (d) aerobic capacity (30–15 IFT final players, km/h). These higher physical-physiological capacities have impacted in small-sided game demands (total distance and total distance > 16 km/h, m) except in PL_{RT} although the formal and structural elements of the game are similar (10 min of 3 vs. 3 in 10 × 15 meters court). The differences of physical and physiological capacities depend on different factors at anthropometrical (height, weight, wingspan, etc.) [10,32], morphological (Q-angle, tibiofemoral angle, hip abduction, center of mass displacement) [33], musculoskeletal development (size of muscular belly, bone thickness, type II-B muscular fibers associated) [11], and cardiopulmonary capacity (pulmonary: lung size, respiratory muscle blood flow, cost and work of breathing; cardiovascular: stroke volume, arterial blood pressure and oxygen content, oxygen consumption) [34,35]. For all this, male and female players should be considered as independent populations, so conditioning sessions as well as playing roles during the game need to be modeled based on their specific physical fitness profile.

For reducing the dimensions that explain the physical performance in basketball, mathematical methods are being applied to the sports area as the principal component analysis [20]. PCA is a statistical method for data reduction to explain the most relevant variables of players' behavior. From this analysis, four principal components were extracted in male and female basketball players that explain an elevated percentage of total variance (85.71 and 83.61% respectively). Two principal components were similar in male and female players ((1) aerobic capacity and in-game physical conditioning, (2) single leg jump) and two components were different (male: (3) curvilinear displacements, (4) jump capacity; female: (3) curvilinear displacements and jump capacity, (4) deceleration). Figure 3 represents different examples of basketball technical actions according to the principal components extracted from the physical fitness performance during the tests in both sexes.

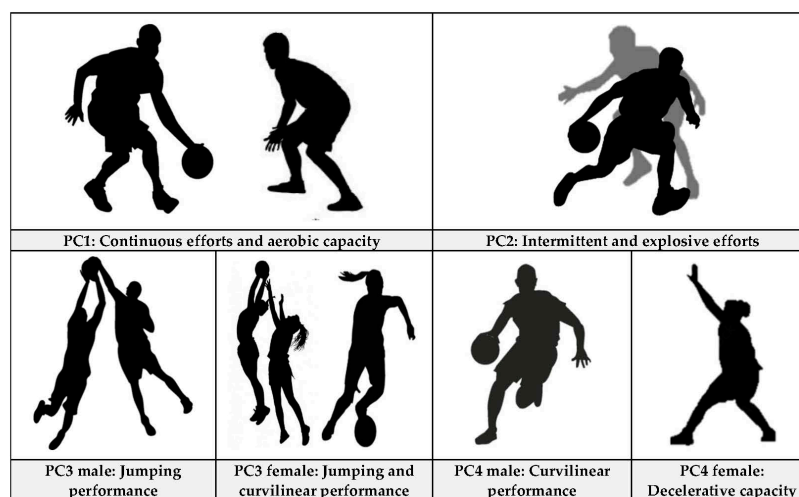


Figure 3. Representation of the principal components extracted according to the sex of the players.

The first component explained 31.01% in male and 36.00% in female of total variance in basketball players. The same variables were found in both sexes that represent aerobic capacity (30–15 final players) and in-game physical-conditioning (total distance, total distance > 16 km/h, PL_{RT}), excepting deceleration in male and acceleration in female players during repeated sprint ability. The game dynamics of basketball requires a high aerobic capacity to repeat high-intensity intermittent efforts during offensive and defensive actions, as well as rapid coast-to-coast transitions during counterattacks [4]. Good values in both variables indicate that the player presents a competitive advantage during the game, being decisive in attack to get better shoot positions and in defense to counteract the actions of the opponent [36,37]. Therefore, the development of aerobic capacity, as well as the integration of physical conditioning in simulated in-game conditions could be useful to improve the fitness level of basketball players, it being determinant for successful.

The other similar component between male and female players is the single leg jump performance that represented the PC4 with 11.74% in males and the PC3 with 15.32% in female players. This ability represents an independent PC due to the prediction of sprint and curvilinear displacement is limited based on single-leg jump at lateral, horizontal, and vertical directions [38]. In both sexes, higher performance in single-leg jump has been associated with the same playing positions (guard and forward) [39,40]. Traditionally, perimeter players were chosen for smaller body size and greater explosiveness than centers, regardless of the evaluation of different physical capabilities [6]. However, players with high values in this variable could be oriented to playing roles out of the paint to take advantage of their single-leg power in the performance of individual technical-tactical actions with short explosive movements (e.g., 1 vs. 1, dribbling, block-outs), without considering the anthropometrical-morphological characteristics.

Performance in curvilinear locomotion, repeated jump ability, and jump with arm-swing also represent key factors in physical fitness in basketball [5,10,11]. These capacities represent two components in male players (jump capacity, PC2: 26.81%; curvilinear locomotion, PC3: 16.15%) and only one component in female players (PC2: 22.91%). Due to the greater specificity of men's basketball, jumping ability and curvilinear movement ability define two different player profiles [15,16]. On the one hand, there are players with greater body size who, from their formative stage, have a specialization in making shots close to the basket and rebound action, while players with greater speed in curvilinear movement present functions related to the outside throw after a race to generate an advantage over the rival [6,10]. However, in women's basketball, due to the lower capacity to perform high intensity actions, the taller players present a multipurpose role, unifying the two roles mentioned in the male sex. These differences may be related to anthropometric and physical characteristics, as well as the different dynamics of the game depending on sex [41]. Therefore, the identification of the players with these specific profiles will require individualized functions and training based on their differentiating characteristics to enhance their performance in competition.

Finally, a main component is observed in female basketball players who are characterized by making a greater number of decelerations and at greater intensity than the rest of the players (PC4, 9.37%). In male players, this profile does not exist (it is integrated in PC1), so it is specific in female basketball. This peculiarity may be due to different aspects related to morphological and musculoskeletal development [6,11,34]. This profile explains the importance of eccentric work in the lower body of female players, where a high number of injuries occur in actions related to decelerations and changes of direction [42]. Instead, due to the musculoskeletal structures of male players (distribution of fibers and muscle belly), the injuries suffered in the lower body are mainly due to overload or fatigue provoked by the high volume of actions in the game and not due to the intensity of them [43]. Therefore, the injury prevention strategies between male and female basketball players should be designed accordingly, where a greater focus is needed

on the intensity of actions in female players and on the volume of actions in male players to reduce injury risk.

5. Limitations and Future Research

The present research is the first approach to the identification of physical profiles in basketball based on sex through the principal component analysis, although different limitations should be mentioned. The first of these is related to the size of the sample and its specific competitive level, which means that the data are specific to the study population and cannot be generalized to all basketball players. In addition, the inclusion of new physical condition tests (e.g., agility with and without the ball, anaerobic capacity) to evaluate the physical performance of athletes may lead to the identification of new physical profiles of basketball players. However, the included tests belong to two specific basketball field batteries that are previously validated to evaluate integrally the most important abilities and capabilities in basketball players. Finally, future research that evaluates the physical condition of basketball players through specific tests and classifies the profiles based on principal component analysis will help to understand the physical performance factors throughout the different ages and competitive levels.

6. Conclusions

Sex-related differences were found in physical fitness level with higher values in male players, especially in physical capabilities that depend on power output (curvilinear displacements, unipodal jump, abalakov, and accelerative actions). Four principal components were identified in male and female basketball players with different distribution of physical capabilities. The component that explains the highest total variance in male (31.01%) and female (36.00%) players was represented by aerobic capacity and in-game physical conditioning.

7. Practical Applications

From the conclusions of the present study, different practical applications could be given about the different capabilities of physical fitness in basketball players based on principal component analysis:

1. Because male players presented higher physical fitness values, especially in game actions that depend on power output, it is fundamental to individualize that the training workload depends on the sex as well as the physical characteristics of the players.
2. The comprehension of the different profiles of basketball players in each team based on the physical fitness is fundamental to design individual task oriented in specific physical capabilities to improve sports performance. In addition, the knowledge of physical fitness profile of the players could help the team staff to design playing systems and tactical dispositions adapted to them (e.g., low values in aerobic capacity will entail long-time attacks, low values in changes of speed and curvilinear locomotion will entail more static playing systems, or low values in jump capacity will entail playing systems that end with shoots without rebounds).
3. The integrated work of aerobic capacity through modified game situations seems to be indicated as a fundamental aspect to improve the physical fitness level of basketball players in both sexes, so that the highest total variance was represented by aerobic capacity and in-game physical conditioning.

Author Contributions: Conceptualization, C.D.G.-C., J.P.-O., and S.J.I.; methodology, C.D.G.-C., D.M.-T., J.P.-O., and S.J.I.; software, C.D.G.-C., J.P.-O.; validation, C.D.G.-C., D.M.-T., and S.J.I.; formal analysis, C.D.G.-C., D.M.-T., J.P.-O., and S.J.I.; investigation, C.D.G.-C. and D.M.-T.; resources, S.J.I.; data curation, C.D.G.-C., D.M.-T., J.P.-O., and S.J.I.; writing—original draft preparation, C.D.G.-C. and D.M.-T.; writing—review and editing, J.P.-O. and S.J.I.; visualization, C.D.G.-C.,

D.M.-T., J.P.-O., and S.J.I.; supervision, J.P.-O. and S.J.I.; project administration, J.P.-O. and S.J.I.; funding acquisition, S.J.I. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: The author Carlos D. Gómez Carmona was supported by a grant from the Spanish Ministry of Education, Culture, and Sport (FPU17/00407). This study was co-funded by the Regional Department of Economy and Infrastructure of the Government of Extremadura (Spain) through the European Funds of Regional Development of the European Union (dossier number: GR18170), and the Spanish National Agency of Investigation through the project “Scientific and Technological Support to analyze the Training Workload of Basketball teams according to sex, level of the players and season period” (PID2019-106614GB-I00).

Institutional Review Board Statement: Club managers, technical staff and players were previously informed about the investigation details and signed informed consent. The study was performed based on the ethical guidelines of the Declaration of Helsinki (2013) and approved by the Bioethics Committee of the University (registration number 232/2019).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: The data presented in this study are available on request from the corresponding author. The data are not publicly available due to the Organic Law 3/2018, of 5 December, on the Protection of Personal Data and Guarantee of Digital Rights of the Government of Spain requires that this information must be in custody.

Acknowledgments: The authors would like to thank the study participants, as well as the team staff for their availability and commitment to the present study.

Conflicts of Interest: This work has been developed into the Training Optimization and Sports Performance Research Group (GOERD) of the Sports Science Faculty of the University of Extremadura. The funders had no role in the design of the study; in the collection, analyses, or interpretation of data; in the writing of the manuscript, or in the decision to publish the results. None of the authors has a conflict of interest to declare, and all authors were involved in the study design, data collection, and interpretation, and contributed to the writing of the manuscript.

References

1. Aoki, M.S.; Ronda, L.T.; Marcelino, P.R.; Drago, G.; Carling, C.; Bradley, P.S.; Moreira, A. Monitoring Training Loads in Professional Basketball Players Engaged in a Periodized Training Program. *J. Strength Cond. Res.* **2017**, *31*, 348–358, doi:10.1519/JSC.0000000000001507.
2. Montgomery, P.G.; Pyne, D.B.; Minahan, C.L. The Physical and Physiological Demands of Basketball Training and Competition. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2010**, *5*, 75–86, doi:10.1123/ijsp.5.1.75.
3. Reina, M.; García-Rubio, J.; Ibáñez, S.J. Training and Competition Load in Female Basketball: A Systematic Review. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2020**, *17*, 2639.
4. Stojanović, E.; Stojiljković, N.; Scarlan, A.T.; Dalbo, V.J.; Berkelmans, D.M.; Milanović, Z. The Activity Demands and Physiological Responses Encountered During Basketball Match-Play: A Systematic Review. *Sports Med.* **2018**, *48*, 111–135, doi:10.1007/s40279-017-0794-z.
5. Svilar, L.; Castellano, J.; Jukic, I.; Casamichana, D. Positional Differences in Elite Basketball: Selecting Appropriate Training-Load Measures. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2018**, *13*, 947–952, doi:10.1123/ijsp.2017-0534.
6. Ziv, G.; Lidor, R. Physical Attributes, Physiological Characteristics, on-Court Performances and Nutritional Strategies of Female and Male Basketball Players. *Sports Med.* **2009**, *39*, 547–568, doi:10.2165/00007256-200939070-00003.
7. Vazquez-Guerrero, J.; Reche, X.; Cos, F.; Casamichana, D.; Sampaio, J. Changes in External Load When Modifying Rules of 5-on-5 Scrimmage Situations in Elite Basketball. *J. Strength Cond. Res.* **2018**, doi:10.1519/JSC.0000000000002761.
8. Reina, M.; García-Rubio, J.; Pino-Ortega, J.; Ibáñez, S.J. The Acceleration and Deceleration Profiles of U-18 Women’s Basketball Players during Competitive Matches. *Sports* **2019**, *7*, 165, doi:10.3390/sports7070165.
9. Delextrat, A.; Badiella, A.; Saavedra, V.; Matthew, D.; Schelling, X.; Torres-Ronda, L. Match Activity Demands of Elite Spanish Female Basketball Players by Playing Position. *Int. J. Perform. Anal. Sport* **2015**, *15*, 687–703, doi:10.1080/24748668.2015.11868824.
10. Cui, Y.; Liu, F.; Bao, D.; Liu, H.; Zhang, S.; Gómez, M.-A. Key Anthropometric and Physical Determinants for Different Playing Positions During National Basketball Association Draft Combine Test. *Front. Psychol.* **2019**, *10*, 2359, doi:10.3389/fpsyg.2019.02359.
11. Mancha-Triguero, D.; García-Rubio, J.; Gamonales, J.M.; Ibáñez, S.J. Strength and Speed Profiles Based on Age and Sex Differences in Young Basketball Players. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2021**, *18*, 643.

12. Ramos, S.; Volossovitch, A.; Ferreira, A.P.; Fragoso, I.; Massaça, L. Differences in Maturity, Morphological and Physical Attributes between Players Selected to the Primary and Secondary Teams of a Portuguese Basketball Elite Academy. *J. Sports Sci.* **2019**, *37*, 1681–1689.
13. Mancha-Triguero, D.; García-Rubio, J.; Antúnez, A.; Ibáñez, S.J. Physical and Physiological Profiles of Aerobic and Anaerobic Capacities in Young Basketball Players. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2020**, *17*, 1409.
14. Ibáñez, S.J.; Mazo, A.; Nascimento, J.; García-Rubio, J. The Relative Age Effect in Under-18 Basketball: Effects on Performance According to Playing Position. *PLoS ONE* **2018**, *13*, e0200408, doi:10.1371/journal.pone.0200408.
15. Alagappan, M. From 5 to 13 Redefining the Positions in Basketball. 2012. Available online: <https://www.math.utk.edu/~fernando/Students/GregClark/pdf/Alagappan-Muthu-EOSMarch2012PPT.pdf> (accessed on 19 April 2021).
16. Cheng, A. Using Machine Learning to Find the 8 Types of Players in the NBA. Available online: <https://medium.com/fastbreak-data/classifying-the-modern-nba-player-with-machine-learning-539da03bb824> (accessed on 19 April 2021).
17. Impellizzeri, F.M.; Marcora, S.M.; Coutts, A.J. Internal and External Training Load: 15 Years On. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2019**, *14*, 270–273, doi:10.1123/ijspp.2018-0935.
18. Gómez-Carmona, C.D.; Pino-Ortega, J.; Ibáñez, S.J. Design and validity of a field test battery for assessing multi-location external load profile in invasion team sports. *E-Balnonmano Com.* **2020**, *16*, 23–48.
19. Mancha-Triguero, D.; García-Rubio, J.; Ibáñez, S.J. Batería de Test de Campo Para Evaluar La Condición Física de Jugadores de Baloncesto: SBAFIT. *E-Balnonmano Com* **2019**, *15*, 107–126.
20. Pino-Ortega, J.; Rojas-Valverde, D.; Gómez-Carmona, C.D.; Rico-González, M. Training Design, Performance Analysis and Talent Identification—A Systematic Review about the Most Relevant Variables through the Principal Component Analysis in Soccer, Basketball and Rugby. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2021**, *18*, 2642, doi:10.3390/ijerph18052642.
21. Zarić, I.; Dopsaj, M.; Marković, M. Match Performance in Young Female Basketball Players: Relationship with Laboratory and Field Tests. *Int. J. Perform. Anal. Sport* **2018**, *18*, 90–103, doi:10.1080/24748668.2018.1452109.
22. Chambers, R.; Gabbett, T.J.; Cole, M.H.; Beard, A. The Use of Wearable Microsensors to Quantify Sport-Specific Movements. *Sports Med.* **2015**, *45*, 1065–1081, doi:10.1007/s40279-015-0332-9.
23. Bastida Castillo, A.; Gómez Carmona, C.D.; Pino Ortega, J.; de la Cruz Sánchez, E. Validity of an Inertial System to Measure Sprint Time and Sport Task Time: A Proposal for the Integration of Photocells in an Inertial System. *Int. J. Perform. Anal. Sport* **2017**, *17*, 600–608, doi:10.1080/24748668.2017.1374633.
24. Pino-Ortega, J.; Bastida Castillo, A.; Gómez Carmona, C.D.; Rico-González, M. Validity and Reliability of an Eight Antennae Ultra-Wideband Local Positioning System to Measure Performance in an Indoor Environment. *Sports Biomech.* **2020**, doi:10.1080/14763141.2020.1830162.
25. Granero-Gil, P.; Bastida-Castillo, A.; Rojas-Valverde, D.; Gómez-Carmona, C.D.; de la Cruz Sánchez, E.; Pino-Ortega, J. Accuracy, Inter-Unit Reliability and Comparison between GPS and UWB-Based Tracking Systems for Measuring Centripetal Force during Curvilinear Locomotion. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part P J. Sports Eng. Technol.* **2020**, 1–12, doi:10.1177/1754337120961601.
26. Young, W.B.; MacDonald, C.; Flowers, M.A. Validity of Double- and Single-Leg Vertical Jumps as Tests of Leg Extensor Muscle Function. *J. Strength Cond. Res.* **2001**, *15*, 6–11.
27. Pino-Ortega, J.; García-Rubio, J.; Ibáñez, S.J. Validity and Reliability of the WIMU Inertial Device for the Assessment of the Vertical Jump. *PeerJ* **2018**, *30*, e4709, doi:10.7717/peerj.4709.
28. Bosco, C.; Komi, P.V.; Tihanyi, J.; Fekete, G.; Apor, P. Mechanical Power Test and Fiber Composition of Human Leg Extensor Muscles. *Eur. J. Appl. Physiol.* **1983**, *51*, 129–135.
29. Buchheit, M. 30-15 Intermittent Fitness Test|30-15 IFT by Martin Buchheit. Available online: <https://30-15ift.com/> (accessed on 16 January 2020).
30. Cohen, J. Chapter 8. The analysis of variance and covariance. In *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*; Routledge Academic: New York, NY, USA, 1988; pp. 273–406.
31. Rojas-Valverde, D.; Pino-Ortega, J.; Gómez-Carmona, C.D.; Rico-González, M. A Systematic Review of Methods and Criteria Standard Proposal for the Use of Principal Component Analysis in Team's Sports Science. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **2020**, *17*, 8712, doi:10.3390/ijerph17238712.
32. Mancha-Triguero, D.; García-Rubio, J.; González-Calleja, J.; Ibanez, S.J. Physical Fitness in Basketball Players: A Systematic Review. *J. Sports Med. Phys. Fit.* **2019**, *59*, 1513–1525.
33. Mendiguchia, J.; Ford, K.R.; Quatman, C.E.; Alentorn-Geli, E.; Hewett, T.E. Sex Differences in Proximal Control of the Knee Joint. *Sports Med.* **2011**, *41*, 541–557, doi:10.2165/11589140-000000000-00000.
34. Wheatley, C.M.; Snyder, E.M.; Johnson, B.D.; Olson, T.P. Sex Differences in Cardiovascular Function during Submaximal Exercise in Humans. *SpringerPlus* **2014**, *3*, 445, doi:10.1186/2193-1801-3-445.
35. Guenette, J.A.; Witt, J.D.; McKenzie, D.C.; Road, J.D.; Sheel, A.W. Respiratory Mechanics during Exercise in Endurance-Trained Men and Women. *J. Physiol.* **2007**, *581*, 1309–1322, doi:10.1113/jphysiol.2006.126466.
36. Gomes, J.H.; Rebelo Mendes, R.; de Almeida, M.B.; Zanetti, M.C.; dos S. Leite, G.; Figueira Júnior, A.J. Relationship between Physical Fitness and Game-Related Statistics in Elite Professional Basketball Players: Regular Season vs. Playoffs. *Mot. Rev. Educ. Física* **2017**, *23*, e101626, doi:10.1590/s1980-6574201700020004.
37. Mancha-Triguero, D.; Reina, M.; García-Rubio, J.; Ibáñez, S.J. Does Physical Fitness Influence the Technical-Tactical Performance Indicators in a Professional Female Basketball Team? *RICYDE Rev. Int. Cienc. Deporte* **2021**, *17*, 174–188.

38. Meylan, C.; McMaster, T.; Cronin, J.; Mohammad, N.I.; Rogers, C.; deKlerk, M. Single-Leg Lateral, Horizontal, and Vertical Jump Assessment: Reliability, Interrelationships, and Ability to Predict Sprint and Change-of-Direction Performance. *J. Strength Cond. Res.* **2009**, *23*, 1140–1147, doi:10.1519/JSC.0b013e318190f9c2.
39. Delextrat, A.; Cohen, D. Strength, Power, Speed, and Agility of Women Basketball Players According to Playing Position. *J. Strength Cond. Res.* **2009**, *23*, 1974–1981, doi:10.1519/JSC.0b013e3181b86a7e.
40. Pehar, M.; Sekulic, D.; Susic, N.; Spasic, M.; Uljevic, O.; Krolo, A.; Milanovic, Z.; Sattler, T. Evaluation of Different Jumping Tests in Defining Position-Specific and Performance-Level Differences in High Level Basketball Players. *Biol. Sport* **2017**, *3*, 263–272, doi:10.5114/biolSport.2017.67122.
41. Sampaio, J.; Godoy, S.I.; Feu, S. Discriminative Power of Basketball Game-Related Statistics by Level of Competition and Sex. *Percept. Mot. Ski.* **2004**, *99*, 1231–1238.
42. Bahr, R.; Krosshaug, T. Understanding Injury Mechanisms: A Key Component of Preventing Injuries in Sport. *Br. J. Sports Med.* **2005**, *39*, 324–329, doi:10.1136/bjism.2005.018341.
43. Zuckerman, S.L.; Wegner, A.M.; Roos, K.G.; Djoko, A.; Dompier, T.P.; Kerr, Z.Y. Injuries Sustained in National Collegiate Athletic Association Men’s and Women’s Basketball, 2009/2010–2014/2015. *Br. J. Sports Med.* **2018**, *52*, 261–268.



CAPÍTULO 11

ANEXOS

“No eres lo que logras, eres lo que superas”

Anónimo

Capítulo 11. Anexos

11.1. Informe del Comité de Bioética de la Universidad de Extremadura (67/2017)



**VICERRECTORADO DE INVESTIGACIÓN,
TRANSFERENCIA E INNOVACIÓN**

Campus Universitario
Avda de Elvas s/nº
06071 BADAJOZ

Tel.: 924 28 93 05
Fax: 924 27 29 83

NºRegistro: 67/2017

D. FERNANDO HENAO DÁVILA, PRESIDENTE POR DELEGACIÓN DE LA COMISIÓN DE BIOÉTICA Y BIOSEGURIDAD DE LA UNIVERSIDAD DE EXTREMADURA.

INFORMA: Que una vez analizada, por esta Comisión la solicitud de Proyecto de Investigación titulado " Validez y fiabilidad del dispositivo inercial Wimbu para la mediación de la condición física en humanos " cuyo Investigador Principal es D/Dª Sergio J Ibañez Godoy, ha decidido por unanimidad valorar positivamente el precitado proyecto por considerar que se ajusta a las normas éticas esenciales cumpliendo con la normativa vigente al efecto.

Y para que conste y surta los efectos oportunos firmo el presente informe en Badajoz a 7 de julio de 2017

11.2. Informe del Comité de Bioética de la Universidad de Extremadura (232/2019)



VICERRECTORADO DE INVESTIGACIÓN,
Y TRANSFERENCIA

Campus Universitario
Avda de Elvas s/nº
06071 BADAJOZ

Tel.: 924 28 93 05
Fax: 924 27 29 83

NºRegistro: 232/2019

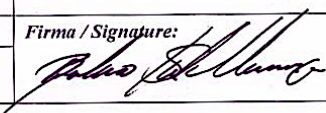
D. JAVIER DE FRANCISCO MORCILLO, PRESIDENTE POR DELEGACIÓN DE LA COMISIÓN DE BIOÉTICA Y BIOSEGURIDAD DE LA UNIVERSIDAD DE EXTREMADURA.

INFORMA: Que una vez analizada por esta Comisión la solicitud de Proyecto de Tesis titulado "Estudio ecológico del perfil multi-articular de carga externa en deportes de invasión", cuyo Investigador/a Principal es D/Dº Carlos David Gómez Carmona, ha decidido por unanimidad, valorar positivamente el precitado proyecto por considerar que se ajusta a las normas éticas esenciales cumpliendo con la normativa vigente al efecto.

Y para que conste y surta los efectos oportunos firmo el presente informe en Badajoz, a 08 de octubre de 2019.

11.3. Certificado de Estancia Internacional en la Universidad Nacional de Costa Rica entre el 01/03/2019 y 01/06/2019 (3 meses) para la obtención de la Mención Internacional en la presente Tesis Doctoral

**CERTIFICADO DEL CENTRO RECEPTOR DE LA ESTANCIA
CERTIFICATE BY THE RECEIVING ORGANISATION**

1. Datos del Estudiante / Student information	
<i>Nombre del estudiante / Student name:</i> Carlos David Gómez Carmona	
<i>D.N.I. / National Identity Card:</i> 77759307-X	
<i>Grupo de investigación y Departamento / Research group and Department:</i> Grupo de Optimización del Entrenamiento y el Rendimiento Deportivo (GOERD), Departamento de Didáctica de la Expresión Musical, Plástica y Corporal.	
<i>Centro de adscripción / Host Institution:</i> Facultad de Ciencias del Deporte, Universidad de Extremadura	
2. Centro en el que se realiza la estancia / Organisation where the traineeship is realized	
<i>Centro receptor / Receiving Organisation:</i> Universidad Nacional de Costa Rica	
<i>Organización del centro receptor / Sector of the Receiving Organisation:</i> Escuela de Ciencias del Movimiento Humano y Calidad de Vida	
<i>Localidad / Country:</i> Lagunilla, Heredia, Costa Rica	
3. Datos acerca de la estancia / Traineeship data	
<i>Fecha de inicio y final de la estancia / Start date and end date of traineeship:</i> <i>desde [día/mes/año] 27/02/2019 hasta [día/mes/año] 01/06/2019</i> <i>from [day/month/year] 27/02/2019 to [day/month/year] 01/06/2019</i>	
<i>Título de la estancia / Traineeship title:</i> Estancia de investigación de Doctorado internacional	
<i>Programa detallado del periodo de estancia incluyendo las tareas realizadas / Detailed programme of the traineeship period including tasks carried out:</i> El alumno, matriculado en el programa de doctorado y beneficiario de una beca predoctoral (FPU) y con motivo de conseguir el doctorado con mención internacional decide realizar una estancia de investigación en la universidad seleccionada bajo la supervisión del profesor Dr. D. Braulio Sánchez Ureña. Durante los meses de estancia, el alumno realiza diferentes actividades investigadoras relacionadas con su área de investigación, así como asiste y ayuda durante el desarrollo de cursos de formación.	
<i>Conocimiento, habilidades (mental y práctica) y competencias adquiridas (resultados de aprendizaje logrados) / Knowledge, skills (intellectual and practical) and competences acquired (achieved Learning Outcomes):</i>	
<ul style="list-style-type: none"> • Participó en diferentes proyectos de investigación como investigador colaborador. • Se familiarizó con el uso de estadísticas inferenciales para la comparación de grupos y sujetos para dar continuidad a sus trabajos de doctorado. • Adquirió nuevos conocimientos y competencias en cuanto a valoración individual del deportista y cuantificación de la carga en competición. • Asistió a un curso de posgrado de formación específica en relación con la temática del proyecto de tesis doctoral (Genética aplicada al rendimiento deportivo). • Colaboró en la impartición de cursos de formación deportiva durante la estancia. 	
4. Investigador responsable en el centro receptor / Person in charge at Host institution	
<i>Institución / Organisation:</i> Universidad Nacional de Costa Rica	<i>Fecha / Date:</i> 06/09/2019
<i>Nombre / Name:</i> Braulio Sánchez Ureña, PhD	<i>Firma / Signature:</i>
<i>Cargo / Position:</i> Director de Unidad Académica / Investigador	



11.4. Certificado de Estancia Nacional en la Universidad de Murcia entre el 20/11/2019 y 20/12/2019 (1 mes)



UNIVERSIDAD DE MURCIA

CERTIFICADO DEL CENTRO RECEPTOR DE LA ESTANCIA CERTIFICATE BY THE RECEIVING ORGANISATION

1. Datos del Estudiante / Student information	
<i>Nombre del estudiante / Student name:</i> Carlos David Gómez Carmona	
<i>D.N.I. / National Identity Card:</i> 77759307-X	
<i>Grupo de investigación y Departamento / Research group and Department:</i> Grupo de Optimización del Entrenamiento y el Rendimiento Deportivo (GOERD), Departamento de Didáctica de la Expresión Musical, Plástica y Corporal.	
<i>Centro de adscripción / Host Institution:</i> Facultad de Ciencias del Deporte, Universidad de Extremadura	
2. Centro en el que se realiza la estancia / Organisation where the traineeship is realized	
<i>Centro receptor / Receiving Organisation:</i> Universidad de Murcia	
<i>Organización del centro receptor / Sector of the Receiving Organisation:</i> Departamento de Actividad Física y Deporte, Facultad de Ciencias del Deporte.	
<i>Localidad / Country:</i> San Javier, Murcia, España	
3. Datos acerca de la estancia / Traineeship data	
<i>Fecha de inicio y final de la estancia / Start date and end date of traineeship:</i> <i>desde [día/mes/año] 20/11/2019 hasta [día/mes/año] 20/12/2019</i> <i>from [day/month/year] 20/11/2019 to [day/month/year] 20/12/2019</i>	
<i>Título de la estancia / Traineeship title:</i> Estancia de Investigación durante el programa de Formación del Profesorado Universitario (FPU)	
<i>Programa detallado del periodo de estancia incluyendo las tareas realizadas / Detailed programme of the traineeship period including tasks carried out:</i> El alumno, matriculado en el programa de doctorado y beneficiario de una beca pre-doctoral (FPU), con el objetivo de mejorar su conocimiento científico-académico decide realizar una estancia de investigación en la universidad seleccionada bajo la supervisión del profesor Dr. D. José Pino Ortega. Durante el mes de estancia, el alumno realiza diferentes actividades científico-académicas relacionadas con el instrumental de investigación a utilizar durante la realización de su proyecto de tesis.	
<i>Conocimiento, habilidades (mental y práctica) y competencias adquiridas (resultados de aprendizaje logrados) / Knowledge, skills (intellectual and practical) and competences acquired (achieved Learning Outcomes):</i> Estancia de investigación con una duración de 1 mes (20 noviembre a 20 de diciembre de 2019) en la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Murcia con los siguientes objetivos: <ul style="list-style-type: none"> Realizar la redacción y análisis estadístico de los artículos correspondientes a los objetivos 2.3 y 2.4 del presente proyecto de tesis doctoral Familiarización con el material de investigación (WIMU PRO) para la recogida de datos de los artículos de aplicación práctica y formación debido a la actualización del sistema de seguimiento indoor (Tecnología UWB, 6 a 8 antenas), software para el análisis (SPRO) y software para visualización en tiempo real (SVIVO). 	
4. Investigador responsable en el centro receptor / Person in charge at Host institution	
<i>Institución / Organisation:</i> Departamento de Actividad Física y Deporte, Facultad de Ciencias del Deporte, Universidad de Murcia.	<i>Fecha / Date:</i> 27/01/2020
<i>Nombre / Name:</i> Ernesto de la Cruz Sánchez, PhD	<i>Firma / Signature:</i>
<i>Cargo / Position:</i> Profesor Titular de Universidad / Investigador	



