



TESIS DOCTORAL

LA INFLUENCIA DEL DROP DEL CALZADO DEPORTIVO EN EL ESTUDIO DINAMOMÉTRICO DE LA MARCHA Y EL EQUILIBRIO ESTÁTICO

Raquel Fragua Blanca

PROGRAMA DE DOCTORADO:

INVESTIGACIÓN BIOMÉDICA APLICADA (R009)

Conformidad de la directora en su caso:

Prof. Dra. Elena Escamilla Martínez

Esta tesis cuenta con la autorización de la directora de la misma y de la Comisión Académica del programa. Dichas autorizaciones constan en el Servicio de la Escuela Internacional de Doctorado de la Universidad de Extremadura.

AÑO DE LECTURA

2024



TESIS DOCTORAL

**LA INFLUENCIA DEL DROP DEL CALZADO
DEPORTIVO EN EL ESTUDIO DINAMOMÉTRICO
DE LA MARCHA Y EL EQUILIBRIO ESTÁTICO**

**PROGRAMA DE DOCTORADO:
INVESTIGACIÓN BIOMÉDICA APLICADA (R009)**

Raquel Fragua Blanca

Plasencia, 2024

Directora:

Prof. Dra. Elena Escamilla Martínez

Y una vez que la tormenta termine, no recordarás como lo lograste, cómo sobreviviste. Ni siquiera estarás seguro de si la tormenta ha terminado realmente. Pero una cosa sí es segura, cuando salgas de esa tormenta, no serás la misma persona que entró en ella. De eso se trata la tormenta

Haruki Murakami

AGRADEMICIENTOS

Quién me iba a decir a mí que después de realizar la tesis doctoral me iba a quedar en blanco a la hora de hacer este apartado. Mientras escribo tengo sentimientos encontrados, por un lado, una alegría inmensa de poder, por fin, terminar este proyecto y por otro, el miedo que me invade cuando pienso en futuros proyectos.

En estas líneas quiero expresar mi más sincero agradecimiento a todas las personas que han formado parte de este proyecto de alguna u otra manera.

En primer lugar, AGRADECER, sí, en mayúsculas, a mi directora de tesis, Elena Escamilla Martínez, por tu dedicación, orientación y apoyo a lo largo de este duro camino. Por ser compañera, y en muchas ocasiones amiga, cuando las fuerzas flaqueaban y siempre has tenido palabras de aliento y ánimo, por respetar mis tiempos, pero, sobre todo, por estar conmigo siempre a una. Sin ti nunca hubiera sido posible.

A mi hijo, David, que es lo más importante de mi vida, quiero agradecerte tu comprensión y paciencia durante mis largas horas de estudio y trabajo. Por esperar paciente los días en los que, tenía que viajar y pasar la noche fuera de casa para que este proyecto

podiera salir adelante. Tu amor y alegría ha sido mi mayor impulso. Prometo compensarte por todas las horas que no he podido dedicarte como te merecías.

A mi marido, Adrián, gracias por tu apoyo incondicional, por ser mi soporte en los momentos difíciles y por creer en mí siempre. Por dejarme tu hombro para poder derrumbarme y levantarme después con las palabras correctas en cada momento, que hacían que encontrara la motivación dentro de mí, cuando no era consciente de que estaba. Gracias por apoyar todos y cada uno de mis proyectos. Eres el mejor compañero de vida que se puede tener.

A mis padres, Tere y Javi, os estoy profundamente agradecida por vuestro amor incondicional hacia mí, por todos los sacrificios que habéis hecho a lo largo de vuestra vida para que nunca nos faltara de nada y sobre todo por el constante apoyo que he recibido por vuestra parte a lo largo de toda mi vida. Habéis sido siempre un ejemplo de perseverancia y determinación. Gracias por enseñarme que todo, con trabajo y dedicación, antes o después, se consigue.

A mi hermana, Estefanía, te doy las gracias por tu constante ánimo y por ser mi confidente en cada paso del camino. Gracias

por escucharme siempre que lo necesito y por todos y cada uno de los consejos que me das.

A mis suegros, Suso y Bea y mi cuñada, Sara os agradezco todo el cariño que recibo por vuestra parte y por animarme siempre a lo largo de este proyecto.

A mi tío, Pedro, gracias por ser el primero en leerte la tesis, ya sabes que tu opinión es siempre muy importante para mí. Gracias por estar siempre, por acompañarme y por dedicarme tantas horas cuando necesitaba evadirme y desahogarme. Eres la positividad que complementa mis momentos de negatividad.

A mis estrellitas, que me iluminan cuando todo se torna oscuro. Sé que, aunque no os vea, vosotros podéis verme desde donde estéis y guiarme como lo hacéis.

A María, Plasencia te puso en mi camino hace ya unos cuantos años, siempre has estado ahí, para todo, como la amiga en la que te has convertido. Gracias por acogerme bajo tu techito y gracias por esas noches de confianzas cervecita en mano.

A todos, os doy las gracias por vuestro amor, apoyo y por ser parte de este importante logro en mi vida.

Raquel.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE FIGURAS.....	11
ABREVIATURAS.....	17
RESUMEN Y PALABRAS CLAVE.....	19
SUMMARY AND KEY WORDS.....	22
1 INTRODUCCIÓN	25
2 MARCO TEÓRICO	29
2.1. CAPACIDAD ADAPTATIVA DEL PIE EN DIFERENTES CIRCUNSTANCIAS.....	30
2.2. LA MARCHA HUMANA. FASES Y BIOMECÁNICA.....	34
2.2.1. Factores que influyen en la marcha.....	39
2.2.1.1. <i>Factores intrínsecos</i>	40
A. Género.....	40
B. Edad	40
C. Peso	42
2.2.1.2. <i>Factores extrínsecos</i>	43
A. Terreno.....	43
B. Indumentaria.....	45
C. Consumo de sustancias.....	45
D. Transporte de carga	45
E. Calzado.....	46
2.2.1.3. <i>Factores patológicos</i>	53

2.3. CINESIOLOGÍA.....	55
2.3.1. Cinemática.....	56
2.3.2. Cinética.....	57
2.4. MÉTODOS DE ANÁLISIS CINÉTICO	58
A. Electromiografía.....	58
B. Plataformas de presiones	59
C. Plantillas instrumentadas	60
D. Dinamometría.....	61
2.5. PLATAFORMAS DINAMOMÉTRICAS	62
2.5.1. Utilidades de las plataformas dinamométricas	63
2.5.2. Medición con plataformas dinamométricas.....	64
2.5.3. Interpretación de las gráficas	68
2.6. POSTURA Y EQUILIBRIO	76
2.6.1. Posición bípeda.....	76
2.6.2. Estabilimetría y equilibrio.....	76
2.6.3. Sentido de la vista	79
2.6.4. Sistema vestibular	80
2.7. CAUSAS DE DESEQUILIBRIO POSTURAL.....	81
2.7.1. Análisis del equilibrio postural.....	82
3 OBJETIVOS.....	86
4 MATERIAL Y MÉTODOS	89
4.1. CARACTERÍSTICAS DEL ESTUDIO	90

4.2.	CONSIDERACIONES ÉTICAS.....	91
4.3.	TAMAÑO MUESTRAL	92
4.4.	CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LA MUESTRA	93
4.5.	CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN.....	94
4.6.	RECOGIDA DE DATOS Y VARIABLES DE ESTUDIO.....	95
4.6.1.	Material utilizado.....	100
4.6.1.1.	<i>Plataforma de fuerzas</i>	100
4.6.1.2.	<i>Palmillas</i>	105
4.7.	PROCEDIMIENTO DE LAS MEDICIONES.....	108
4.8.	TRATAMIENTO DE LOS DATOS Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO 112	
5	RESULTADOS	115
6	DISCUSIÓN	142
7	CONCLUSIONES	168
8	LIMITACIONES Y FORTALEZAS DEL ESTUDIO	173
8.1	LIMITACIONES DEL ESTUDIO	174
8.2	FORTALEZAS DEL ESTUDIO.....	174
8.3	CONFLICTOS DE INTERÉS	175
8.4	FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN.....	175
9	BIBLIOGRAFÍA	176

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Distribución de las fuerzas en el pie a través del astrágalo, visión lateral.

Figura 2. Distribución de las fuerzas en el pie a través del astrágalo, visión dorsal.

Figura 3. Fases de la marcha.

Figura 4. Cómo calcular el drop. Diferencia entre la altura de la suela del retropié y antepié.

Figura 5. Plataforma de presiones.

Figura 6. Plantillas instrumentadas.

Figura 7. Plataforma dinamométrica Dinascan/IBV® P600.

Figura 8. Distribución de las fuerzas del pie en bipedestación.

Figura 9. Sujeto caminando sobre la plataforma dinamométrica.

Figura 10. Distribución de los cuatro sensores en la plataforma dinamométrica.

Figura 11. Gráfica de fuerzas en función de las fases de la marcha.

Figura 12. Gráfica de los tres tipos de fuerzas que se generan en los pies durante la marcha.

Figura 13. Gráficas de fuerzas normalizadas vs tiempo de apoyo de ambos pies.

Figura 14. Colocación de los pies en la plataforma dinamométrica para la prueba de Romberg.

Figura 15. Proyección del centro de gravedad.

Figura 16. Variables de estudio en marcha.

Figura 17. Fuerza de reacción que se mide en cada parte de la gráfica.

Figura 18. Variables de estudio en equilibrio.

Figura 19. Equipo completo. 1: Plataforma, 2: Tarima, 3: Monitor para el paciente, 4: Ordenador especialista, 5: Tallímetro, 6: Barreras de fotocélulas.

Figura 20. Aplicaciones de la plataforma dinamométrica Dinascan/IBV®.

Figura 21. Palmillas empleadas en la toma de muestra, de izquierda a derecha, 0 mm, 5 mm y 10 mm de drop.

Figura 22. Zapatillas empleadas en la recogida de datos.

Figura 23. Colocación de los pies en la prueba de Romberg.

Figura 24. Desplazamiento del CG y CM durante la marcha.

Figura 25. Proyección del centro de gravedad por delante de los maléolos.

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Características generales de la muestra.

Tabla 2. Estadísticos descriptivos de la muestra total.

Tabla 3. Resultados descriptivos de la velocidad, tiempo de apoyo y fuerzas de frenado, propulsión, despegue y oscilación del pie derecho.

Tabla 4. Resultados descriptivos de la velocidad, tiempo de apoyo y fuerzas de frenado, propulsión, despegue y oscilación del pie izquierdo.

Tabla 5. Significación (p-valor) de pie derecho y pie izquierdo en cada una de las fuerzas de reacción estudiadas.

Tabla 6. Prueba post hoc (por parejas) de pie derecho e izquierdo.

Tabla 7. Análisis de las fuerzas de reacción en el pie derecho en función del sexo.

Tabla 8. Análisis de las fuerzas de reacción en el pie izquierdo en función del sexo.

Tabla 9. Coeficientes de correlación obtenidos al relacionar 0 drop con IMC.

Tabla 10. Coeficientes de correlación obtenidos al relacionar 5 drop con IMC.

Tabla 11. Coeficientes de correlación obtenidos al relacionar 10 drop con IMC.

Tabla 12. Resultados descriptivos de ROA en las tres situaciones planteadas.

Tabla 13. Significación (p-valor) de las diferentes variables estudiadas.

Tabla 14. Prueba post hoc (por parejas) de las variables con diferencias significativas previas.

Tabla 15. Influencia del sexo en el comportamiento estabilométrico en ROA en las diferentes situaciones propuestas.

Tabla 16. Influencia del sexo en el comportamiento estabilométrico en ROC en las diferentes situaciones propuestas.

Tabla 17. Correlación entre talla y ROA área barrida.

Tabla 18. Correlación entre talla y ROA desplazamiento AP.

Tabla 19. Correlación entre talla y ROA fuerza máxima ML.

Tabla 20. Correlación entre talla y ROA fuerza máxima AP.

Tabla 21. Correlación entre IMC y ROA fuerza máxima ML.

Tabla 22. Correlación entre IMC y ROA fuerza máxima AP.

Tabla 23. Correlación entre IMC y ROC fuerza máxima ML y AP.

ABREVIATURAS

mm: milímetros

CoP: centro de presiones

IMC: índice de masa corporal

TPA: tibio-peroneo-astragalina anterior

º: grados

ASA: articulación subastragalina

AP: anteroposterior

ML: mediolateral

CG: centro de gravedad

N: Newtons

s: segundos

CM: centro de masa

cm: centímetros

m/s: metro/s por segundo

mm²: metro/s cuadrado/s

ROA: Romberg ojos abiertos

ROC: Romberg ojos cerrados

IBV: Instituto Biomecánico de Valencia

Kg: kilogramos

m: metros

EVA: etinil-vinil-acetato

CI: consentimiento informado

DE: desviación estándar

RIQ: Rango intercuartílico

FP: flexión plantar

**RESUMEN Y
PALABRAS CLAVE**

RESUMEN EN ESPAÑOL

La marcha humana puede ser estudiada mediante diferentes métodos. Las plataformas dinamométricas son un método cinético para analizar las fuerzas del pie con el suelo además de valorar el equilibrio estático.

La marcha está influida por diferentes factores. El calzado, es un factor extrínseco que influye en este proceso. El drop se define como la diferencia en milímetros entre el retropié y antepié.

Por ello, en el presente estudio nos hemos planteado analizar si diferentes drop del calzado deportivo pueden influir en las fuerzas de reacción durante la marcha y el equilibrio estático.

Material y métodos: La muestra se compuso de 117 participantes, a los que se les evaluó las fuerzas de reacción del suelo durante la marcha y el equilibrio estático con un drop de 0, 5 y 10 mm. Las medidas se tomaron con la plataforma Dinascan/IBV®.

Resultados: La fuerza de despegue fue la de mayor magnitud, mientras que la de frenado fue la menor. Hubo diferencias significativas en todas las fuerzas estudiadas, así como entre sexos y en función del Índice de Masa Corporal (IMC).

En el equilibrio estático, también se observaron diferencias significativas en función del drop, sexo, talla e IMC.

Conclusiones: El uso de diferente drop es un factor influyente en las fuerzas de reacción que se producen en la marcha y en el mantenimiento del equilibrio. Aun así, es importante tener en cuenta ciertos factores que también condicionan la marcha y el equilibrio estático, como el sexo, por las diferencias anatómicas y hormonales existentes entre hombres y mujeres, la talla o el IMC, de cara a la elección del calzado deportivo.

Palabras clave: drop, calzado deportivo, estabilometría, equilibrio, marcha humana, dinamometría, Dinascan/IBV®, pie.

**SUMMARY AND KEY
WORDS**

Human gait can be studied using different methods. Dynamometric platforms are a kinetic method to analyze the forces of the foot with the ground in addition to assessing static balance.

The gait is influenced by different factors. Footwear is an extrinsic factor that influences this process. The drop is defined as the difference in millimeters between the rearfoot and forefoot.

Therefore, in this study we have considered analyzing whether different drops of sports shoes can influence the reaction forces during the gait and static balance.

Material and methods: The sample consisted of 117 participants, who were evaluated for ground reaction forces during walking and static balance with drops of 0, 5 and 10 mm. The measurements were taken with the Dinascan/IBV® platform.

Results: The take-off force was the greatest magnitude, while the braking force was the smallest. There were significant differences in all the forces studied, as well as between sexes and according to the Body Mass Index (BMI).

In static balance, significant differences were also observed depending on drop, sex, height and BMI.

Conclusions: The use of different drop is an influential factor in the reaction forces that occur during the gait and in maintaining balance. Even so, it is important to take into account certain factors that also affect gait and static balance when choosing sports footwear, such as sex, due to the anatomical and hormonal differences between men and women, size or BMI.

Keywords: drop, sports footwear, stabilometry, balance, human gait, dynamometry, Dinascan/IBV®, foot

1 INTRODUCCIÓN

La marcha humana es un proceso complejo que se adquiere a partir del primer año de vida (1,2).

En los últimos años, ha existido un aumento de la práctica deportiva, sobre todo de la carrera y, en consecuencia, cada año, aproximadamente un 50% de corredores sufren lesiones en los miembros inferiores asociadas a esta práctica deportiva (3). Por ello, es importante hacer uso de un calzado deportivo específico para cada práctica deportiva (4).

Existen diferentes factores que afectan al proceso de marcha, los factores intrínsecos, extrínsecos y patológicos. Dentro de los factores extrínsecos, se encuentra el calzado y sus características (5). Las características del calzado que más afectan al proceso de deambulación son: la capacidad de amortiguación, peso del calzado, control de movimientos, la altura del tacón y en el caso del calzado deportivo, el drop (6).

El drop se define como la diferencia en milímetros (mm) que existe entre el retopie y el antepie (7). En la actualidad podemos diferenciar 3 tipos de drop: drop alto, cuando la diferencia de la suela del antepie y el retropie es de 8 mm a 12

mm, drop medio, cuando esa diferencia es de 4mm a 8 mm y drop bajo cuando es de 0 mm a 4 mm (3).

Para el análisis de la marcha humana existen diferentes métodos, entre los que se encuentran los métodos cinéticos. Las plataformas dinamométricas son sistemas de análisis cinético del movimiento que se utilizan en el análisis biomecánico de la marcha, pruebas de equilibrio y saltos (8). Su funcionamiento se basa principalmente en la aplicación de la tercera ley de Newton, conocida como el principio de acción-reacción. Esta ley describe que, cuando un objeto ejerce una fuerza sobre otro, este último ejerce una fuerza igual en magnitud, pero en dirección contraria sobre el primero (9). Con estos sistemas podemos medir la fuerza que el pie ejerce sobre el suelo durante la marcha, carrera o salto y está fabricada por una plancha metálica (10).

Las plataformas dinamométricas en muchas ocasiones se encuentran encastradas en pasillos de marcha para que, el sujeto camine con la mayor naturalidad posible (11).

A simple vista no podemos observar que en el patrón de marcha exista una diferencia provocada por el uso de un drop

alto, medio o bajo, pero teniendo en cuenta que está demostrado que la altura del tacón afecta tanto a la estabilidad como al desarrollo del proceso de marcha (6,12–14), cabe pensar que con diferentes drop podemos encontrar diferencias tanto a nivel dinamométrico, en cuanto a las fuerzas de reacción en los tres ejes (x,y,z) , así como a nivel estabilométrico, en cuanto a variaciones en la trayectoria del Centro de Presiones (CoP).

Por todo lo expuesto anteriormente, hemos considerado de interés realizar un estudio de investigación sobre las diferencias que pudieran existir tanto en la marcha, como en el equilibrio, por el uso de distintos drop: bajo, medio o alto, cuantificado con la plataforma dinamométrica Dinascan/IBV®.

2 MARCO TEÓRICO

2.1. CAPACIDAD ADAPTATIVA DEL PIE EN DIFERENTES CIRCUNSTANCIAS

El pie es una estructura formada por 28 huesos, 55 articulaciones y multitud de ligamentos y músculos (15). Se trata de una estructura compleja y adaptada para llevar a cabo las exigencias que conlleva el apoyo y la locomoción, así como otros movimientos complejos (16). Actúa como base de apoyo del sistema locomotor y gracias a su biomecánica es capaz de adaptarse a cualquier tipo de terreno y necesidad fisiológica (17).

Es una estructura muy importante con respecto a la transferencia del peso del cuerpo al suelo, capaz de mantener la estabilidad y facilitar la propulsión durante la deambulación. Sin embargo, esta importancia también los hace propensos a sufrir diversas afecciones que pueden perturbar los patrones de marcha normales (18).

El pie está conformado por un conjunto de articulaciones que le otorgan movilidad en los tres planos del espacio. Dichos movimientos son (17):

- Flexión-extensión.
- Aducción- abducción.
- Pronación- supinación.

La articulación tibioperoneo-astragalina (TPA) actúa como enlace entre el pie y el cuerpo y además desempeña un papel muy importante en la interacción del cuerpo con el entorno (17,19).

En el desarrollo de actividades deportivas, el pie gestiona las cargas biomecánicas que generamos dando soporte y el equilibrio, locomoción y motricidad, capacidad de absorción de impactos y la acción de ataque. Para que todas estas funciones se ejecuten de manera correcta, es necesario que las estructuras que conforman la TPA funcionen adecuadamente (19,20).

En la postura bípeda, el peso de nuestro cuerpo se transmite desde la pelvis hasta el suelo a través de las extremidades inferiores. Por esta razón, cada pie asume la mitad de la carga total de nuestro peso corporal.

El astrágalo es el primer hueso del pie en recibir las cargas descendentes, por lo que su función cinética es clave a la hora de distribuir las cargas a los diferentes puntos de apoyo del pie. La carga recibida en el astrágalo va a ser distribuida en tres puntos, aunque no de manera uniforme (16,17,20) (**Figura 1**).

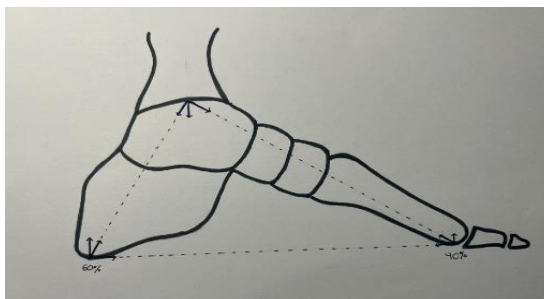


Figura 1. Distribución de las fuerzas en el pie a través del astrágalo, visión lateral.

Según el estudio de Álvarez Camarena y Palma Villegas (16), se calcula que, en una posición erguida, vertical e inmóvil, el peso corporal se reparte en un 50% al calcáneo mientras que el otro 50% se reparte en dos tercios hacia el apoyo antero interno y otro tercio hacia el apoyo antero externo del pie (**Figura 2**).

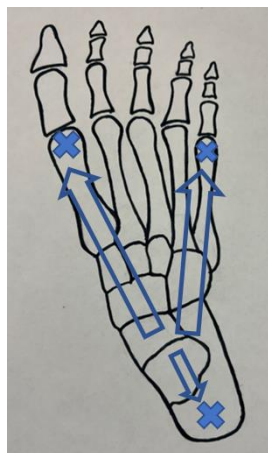


Figura 2. Distribución de las fuerzas en el pie a través del astrágalo, visión dorsal.

Por otro lado, al analizar las fuerzas baropodométricamente en un plano sagital, se observa que el 60% de las fuerzas se dirigen hacia el calcáneo, mientras que el 40% restante se distribuye hacia la zona del antepié. Es importante tener en cuenta que esta proporción varía con el despegue de talón, aumentando la carga en la zona del antepié (17).

2.2. LA MARCHA HUMANA. FASES Y BIOMECÁNICA

El estudio de la marcha humana se basa en entender la forma en la que camina el ser humano (21,22). La marcha bipodal es el proceso más común de desplazamiento del ser humano en posición bípeda y erguida. Se corresponde a una progresión de pasos, siendo el paso todos y cada uno de los movimientos y acciones que acontecen entre el momento de choque de talón de un pie y el choche de talón del pie contralateral (1,6,21) combinación con el equilibrio dinámico (2,23,24).

La ejecución de la marcha humana requiere dos requisitos indispensables. Por un lado, es necesario que exista un movimiento constante de cada pie desde la primera posición de apoyo hasta la siguiente. Por otro lado, es necesario que existan fuerzas de reacción del suelo suficientes para mantener el cuerpo en bipedestación (25).

Analizando el ciclo de marcha encontramos dos fases muy diferentes entre sí: la fase de apoyo, que se corresponde al 60% del ciclo de marcha y la fase de balanceo, que se corresponde

al 40% del ciclo de marcha) (21–27). A su vez la fase de apoyo y de balanceo se dividen en subfases. (21,22,28,29) (**Figura 3**):

FASE DE APOYO:

Contacto inicial: es el momento en el que se inicia el contacto del pie ipsilateral con el suelo. Siempre y cuando no exista ninguna patología, el primer contacto se realizará con el talón (25,30). El ángulo con el que contacta el calcáneo con el suelo es de 25 grados ($^{\circ}$) (31). Al inicio de esta fase, el tobillo adopta una posición neutra, aunque inmediatamente después va a realizar una ligera flexión plantar hasta llegar a los 15 $^{\circ}$. Este movimiento es perfectamente controlado gracias a la contracción excéntrica de toda la musculatura pretibial, entre la que se encuentran los músculos tibial anterior, extensor largo de los dedos, extensor largo del hallux y tercer peroneo.

El cuádriceps femoral realiza en primer lugar una contracción concéntrica, lo que provoca que la rodilla se encuentre en extensión en el momento de contacto de talón. Posteriormente, el cuádriceps femoral realiza una contracción excéntrica para frenar la flexión de la rodilla y que esta se mantenga en 15 $^{\circ}$ de flexión.

Durante el contacto inicial los músculos flexores de cadera, más concretamente, el músculo iliopsoas, realiza una contracción concéntrica, lo que provoca una flexión de cadera de unos 30-40° (31–33).

Doble apoyo inicial o de transferencia de carga: se observa que tanto el pie ipsilateral, que acaba de realizar el contacto inicial con el talón, como el pie contralateral, se encuentran en contacto con el suelo, ya que este último, aún no ha entrado en fase de balanceo. En esta fase, el pie contralateral se encuentra a punto de realizar el despegue y se produce una flexión dorsal del tobillo a 10°, propiciada por la contracción excéntrica de los gastrocnemios y el sóleo (23,25,29).

En cuanto a la rodilla, se va a producir una ligera extensión (de 15° de flexión en la que se encontraba en la fase anterior, a 5° de flexión). Este movimiento se va a producir gracias a la contracción concéntrica del músculo cuádriceps femoral.

Al igual que la rodilla, la cadera va a realizar una ligera extensión y va a pasar de estar 30° flexionada a encontrarse 5° en flexión, por lo que se va a encontrar prácticamente en posición neutra (31–33).

Apoyo monopodal: el pie ipsilateral se encuentra en contacto con el suelo, y el pie contralateral ya se encuentra en fase de balanceo (25,30).

El tobillo, cuando realiza el despegue de talón, va a realizar una ligera dosiflexión. Esto ocurre porque los gastrocnemios y el sóleo se contraen de manera excéntrica, pero justo en la fase de impulso, el tobillo va a realizar un movimiento de flexión plantar. El cuádriceps femoral realiza una contracción excéntrica, para mantener la rodilla extensión (31,33). La cadera va a experimentar de 0° a 20° de hiperextensión debido a que el glúteo mayor y los músculos isquiotibiales se van a contraer de manera concéntrica (31).

Doble apoyo final o fase de prebalanceo: esta fase tiene su inicio en el momento en el que el pie contralateral realiza el contacto inicial con el suelo. Esta fase concluye cuando el pie ipsilateral comienza su fase de balanceo (25,29,30). En esta fase el tobillo realiza una flexión plantar y la rodilla se encuentra realizando una flexión pasiva (33).

Con lo citado anteriormente deducimos que en la marcha siempre existe contacto con el suelo, al contrario que en la carrera, que existe una fase de vuelo (23,33).

FASE DE BALANCEO:

Fase inicial del balanceo: a esta fase también se la conoce como fase de despegue y comienza cuando el pie ipsilateral realiza el despegue total del suelo (25).

El tobillo realiza una dorsiflexión hasta alcanzar su posición neutra. De manera simultánea, la musculatura pretibial se contrae para evitar el arrastre del pie en la superficie de apoyo.

La rodilla realiza un movimiento de flexión (de 40° a 60°) gracias a que el sartorio, grácil, semitendinoso, semimembranoso y cabeza corta del bíceps femoral se contraen de manera concéntrica

La cadera experimenta una flexión de unos 25° ya que la musculatura flexora se va a contraer concéntricamente (31,33).

Fase media del balanceo: la rodilla del miembro ipsilateral realiza ligera extensión y el tobillo se encuentra en posición neutra (33).

Fase final del balanceo: con esta fase concluye el balanceo y se inicia otra vez el ciclo de marcha con el contacto inicial (28). En esta fase la rodilla adopta una posición de semiextensión y el tobillo se neutraliza (33).

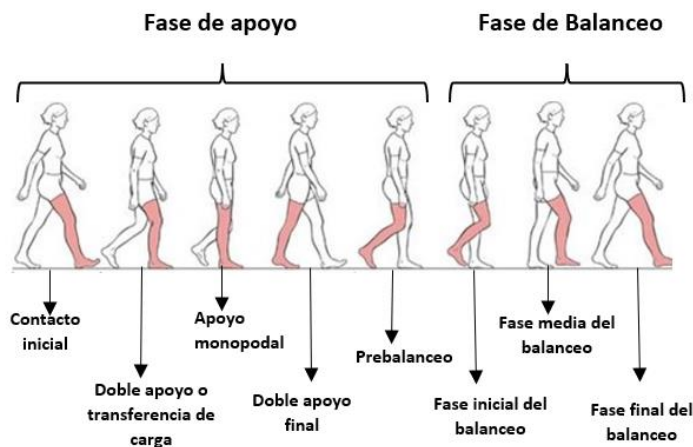


Figura 3. Fases de la marcha.

2.2.1. Factores que influyen en la marcha

El proceso de marcha humana está influido por una serie de factores; extrínsecos (terreno, indumentaria, consumo de sustancias, transporte de carga, calzado, etc), intrínsecos

(género, edad, peso y talla, etc.) y patológicos (5,6,10). Cada sujeto deambula de manera diferente, hasta el punto en el que se puede reconocer a una persona por su forma de caminar (5,6).

2.2.1.1. *Factores intrínsecos*

A. Género

Existen variaciones anatómicas entre hombres y mujeres (6,34), como, por ejemplo, la anatomía de la pelvis y muslo y la lordosis lumbar, que hacen que exista un patrón diferente en la marcha (35). Estas variaciones hacen que existan diferencias en los patrones de movimiento, por ejemplo, las mujeres durante la marcha movilizan más las caderas y la pelvis y sin embargo los hombres suelen mover más los brazos y los hombros (36). Además, la influencia del género en la marcha suele estar asociada a otros factores como el calzado, el peso o la altura (6,34,37).

B. Edad

La edad es un factor intrínseco muy significativo en el análisis de la marcha humana. La marcha humana es un

proceso adquirido, que se aprende a partir del primer año de vida. Tras el gateo, si lo hubiera, y con el mantenimiento de la posición bípeda, en el infante comienzan a aparecer los primeros pasos (1,2).

En esta etapa del desarrollo se pueden observar características muy significativas de la marcha, como un aumento de la base de sustentación y la elevación y flexión de miembros superiores, para buscar un mayor equilibrio. Según el niño va cumpliendo años y practicando de manera progresiva el desplazamiento, el patrón de marcha irá madurando hasta que consiga llegar a lo que conocemos como “patrón de marcha adulta”, que se alcanza a los 7 años aproximadamente (5,6,38).

Por otro lado, la edad avanzada es uno de los factores de riesgo más relevantes en cuanto a la alteración del patrón de marcha. Este cambio no siempre se debe a un proceso patológico, sino que se corresponde a cambios propios del envejecimiento (38–40). El objetivo de esos cambios es el de aumentar la seguridad en este proceso, pero a su vez causan un aumento en el gasto energético. Se observan características

como la disminución de la longitud del paso y aumento de la base de sustentación, que ayudan a mantener el equilibrio, y la disminución de la cadencia, con lo que se consigue un aumento del tiempo de apoyo, y por tanto un aumento de apoyo bipodal, reduciéndose así el tiempo de apoyo modopodal (5,6,38).

C. **Peso**

El peso es un factor influyente en el proceso de marcha. En primer lugar, las fuerzas de reacción del suelo aumentan en pacientes con IMC elevado. Los individuos obesos, no realizan la fase de contacto inicial con el talón, sino que realizan un contacto plantígrado. Se observa un aumento de la base de sustentación, disminuye la longitud del paso y la velocidad de la marcha aumentando el periodo de doble apoyo, lo que aporta mayor estabilidad. También existen variaciones en el centro de gravedad, que se desplaza hacia adelante como maniobra para contrarrestar la falta de equilibrio.

Además, el exceso de masa corporal suscita una tensión biomecánica elevada en las articulaciones de la rodilla y la cadera, lo que conlleva una degeneración articular de la rodilla

y las caderas, lo cual influye de manera notable a la hora de padecer patologías a nivel articular en el miembro inferior y por tanto también afectaría al patrón de marcha (6,41,42).

2.2.1.2. *Factores extrínsecos*

A. Terreno

La marcha es una tarea complicada que implica el reto de producir un impulso mecánico mediante la interacción de los pies con el suelo (43).

Los individuos caminan de manera diferente dependiendo del terreno por el que transiten.

Se ha comprobado que la fuerza de reacción del suelo sobre el pie aumenta cuando el individuo deambula por terrenos duros, como el asfalto, sin embargo, esta fuerza de reacción disminuye cuando lo hace por terrenos naturales, como la madera o la arena.

También es importante tener en cuenta las diferentes inclinaciones que pueda tener el terreno, puesto que nuestro cuerpo va a tener que realizar un trabajo de adaptación (6).

Cuando la inclinación es descendente, los pies se encuentran en una posición de equino y en algunas ocasiones tienden a favorecer un movimiento de inversión para conseguir una mayor adherencia con el terreno. El cuerpo adopta una posición retrasada con respecto a los pies inclinando así el centro de gravedad hacia atrás y favoreciendo el frenado.

En las inclinaciones ascendentes los pies se encuentran en talo mientras que el cuerpo se inclina hacia el frente, desviando el centro de gravedad hacia delante, para así buscar el equilibrio (6).

Cuando el individuo se encuentra en posición bipodal y ante una inclinación medio-lateral, el pie que está por debajo adopta una posición de supinación, mientras que el que se encuentra por encima adopta una posición de eversión.

En cuanto a la longitud del paso, tanto en las subidas como en las bajadas, se verá disminuida.

B. Indumentaria

Las propiedades de la vestimenta, como, por ejemplo, el peso la comodidad o la amplitud de esta, pueden supeditar el tipo de marcha, ya que entre otras cosas se verá afectado el centro de gravedad, desplazándose hacia delante en el caso de vestir una prenda pesada (6).

C. Consumo de sustancias

El consumo de determinados fármacos, alcohol o drogas alteran la percepción sensorial y por tanto va a producir ciertas alteraciones en el patrón normal de la marcha. Se van a modificar la longitud y la velocidad del paso y por tanto va a haber una disminución de la cadencia de marcha. También se van a producir alteraciones en el equilibrio y la coordinación, así como en la postura (6).

D. Transporte de carga

Las variaciones en el patrón de marcha en cuanto al transporte de carga van a depender, tanto del peso y distribución de ésta, como de la manera en la que se transporte. Por ejemplo, si un individuo transporta una carga media en la

espalda se van a preservar, tanto el movimiento de los miembros superiores como el paso y además va a tener lugar una compensación a nivel de las escápulas. Sin embargo, si la carga a transportar tiene un peso elevado el tronco se inclinará hacia adelante. Además, el transporte de carga provoca un aumento del gasto energético durante la deambulación (6,44).

E. Calzado

En la edad primitiva los individuos caminaban descalzos hasta que vieron la necesidad de cubrir sus pies mediante hojas de plantas cortezas de árboles o pieles (6).

A través de estudios antropológicos se deduce que el calzado comenzó a usarse hace más de 40.000 años. Una de las hipótesis que se ha planteado para llegar a esta conclusión es la disminución de la longitud de los dedos (15).

Con el tiempo, a lo que era una mera necesidad con finalidad funcional y protectora, se le añadió la moda (6), por lo que hoy en día, en el diseño del calzado, el factor estético en muchas ocasiones se tiene más en cuenta que el factor funcional (15).

Las características del calzado que más influyen en la marcha humana son:

E.1. Amortiguación

A lo largo de todo el proceso de deambulación, los miembros inferiores se encuentran supeditados a una serie de fuerzas de reacción que derivan de su interacción con el suelo. En la fase de contacto inicial, dichas fuerzas de reacción son tan bruscas que incluso se puede llegar a hablar de impacto (45).

Aunque el cuerpo humano cuenta con mecanismos propios de amortiguación que le ayudan a protegerse de los impactos, como la acción muscular del tibial anterior y del cuádriceps, la eversión de la articulación subastragalina (ASA) durante la fase inicial de la marcha, los tendones ligamentos y el tejido adiposo, que absorben parte de la fuerza de reacción del suelo es muy importante tener en cuenta la capacidad de amortiguación del calzado (6,10).

La intensidad del choque de talón en cada sujeto, junto con el diseño o material con los que esté fabricado el calzado, van

a imprimir una mayor o menor capacidad de amortiguación en cada sujeto (6).

E.2. Peso

El hecho de caminar con un calzado pesado provoca un aumento de gasto energético y, además, va a provocar una ralentización de la marcha. La actividad del glúteo medio será insuficiente para levantar el peso del calzado y esto dará lugar a oscilaciones laterales compensadoras. Si se usa de manera habitual un calzado con un peso elevado, esas oscilaciones compensatorias llegarán a formar parte del patrón de marcha del individuo y, por tanto, serán visibles en la marcha con cualquier otro tipo de calzado, aunque este sea de menor peso (6,46).

E.3. Control de movimientos

Es importante que el pie se encuentre bien sujeto a la vez que se le permita una buena movilidad en el interior del calzado.

Un buen calzado debe de ajustarse bien en todo el pie salvo en la zona de la puntera, donde los dedos deben poder moverse con libertad y no quedar comprimidos.

En la parte trasera del calzado se hace uso de contrafuertes, que permiten cierto control y sujeción del retropié (6).

E.4. Tacón

Con el uso de tacón alto, varios autores han descrito que existe una reacción en cadena de los efectos cinemáticos de la marcha de forma ascendente, ya que se altera el desplazamiento del centro de masa hacia adelante. Esto se traduce en un aumento de inestabilidad, afectación del control postural y un aumento de riesgo de caída (47–49). También se altera el patrón de marcha disminuyendo la longitud del paso y velocidad (38).

Al caminar con el pie descalzo, el periodo de apoyo es menor que cuando se camina con el pie calzado. Este periodo aumenta de manera directamente proporcional a la altura de tacón que posea el calzado, puesto que se pretende compensar la inestabilidad provocada por el tacón. Además, el uso de tacón alto obliga al aparato locomotor a realizar una serie de

compensaciones, como caminar con las rodillas flexionadas y realizar torsiones lumbares (6,34,38).

E.5. Drop en calzado deportivo

La práctica de la carrera ha aumentado en los últimos años, pero cada año aproximadamente un 50% de corredores sufren lesiones en los miembros inferiores asociadas a esta práctica deportiva (3).

En los años 70, cuando las carreras se popularizaron en Estados Unidos, las empresas de calzado deportivo comenzaron a fabricar zapatillas más modernas, a las cuales aportaron una mayor amortiguación para que esta práctica fuera más cómoda. Sin embargo, en la actualidad, el calzado minimalista o barefoot está generando un cambio en la industria del calzado deportivo destinado a la carrera (3).

Como ayuda a la prevención de lesiones, las empresas de zapatillas deportivas destinadas a la carrera, se encuentra en la continua labor de fabricar nuevos modelos de zapatillas, modificando la amortiguación, la estabilidad o el control de movimiento entre otras cosas (3,50). En los últimos años, las zapatillas deportivas se comercializan atendiendo al drop, que

se define como la diferencia en mm que existe entre el retropié y el antepié (7) (**Figura 4**).



Figura 4. Cómo calcular el drop. Diferencia entre la altura de la suela del retropié y antepié.

En la actualidad podemos distinguir tres tipos de drop:

- **Drop alto**, cuando la diferencia de altura entre el retropié y el antepié es mayor a 8 mm. Este drop se corresponde al que presentan las zapatillas convencionales, en las que el drop normalmente oscila entre los 10 mm y los 12 mm. Este calzado se caracteriza por presentar una buena amortiguación, pero, por otro lado, esto aporta a la zapatilla un peso más elevado. Normalmente, este tipo de zapatillas son usadas para el entrenamiento o competición de medias y largar

distancias, pero que no requieran ritmos muy dinámicos (3,51).

- **Drop medio**, cuando la diferencia de altura entre el retropié y el antepié está entre los 4 y los 8 mm. En este tipo de zapatilla se observa una suela delgada y flexible que ayuda al movimiento natural de los pies. Con este calzado se le facilita al corredor el poder aterrizar tanto con el antepié como con el talón. Este tipo de drop se utiliza como transición para pasar de correr con un drop alto a un drop bajo (3).
- **Drop bajo**, cuando la diferencia de altura del retropié y el antepié es de 0 a 4 mm. El calzado minimalista suele tener un perfil más bajo, esto quiere decir, que se encuentra más próximo al suelo y la suela es más flexible, puesto que las espumas con las que está elaborada la entresuela son más blandas.

Hoy en día existen diferencias por parte de los corredores a la hora de definir el calzado minimalista, algunos lo definen como un calzado con poco soporte que permite imitar la carrera barefoot, y sin embargo para otros consiste en un

calzado que se asemeja al calzado deportivo tradicional, pero con una diferencia retropié-antepié más baja (3,51).

Las zapatillas barefoot tienen el propósito de que el primer contacto que tenga el corredor sea con el antepié, lo contrario que las zapatillas convencionales, que aportan mayor amortiguación para que ese primer contacto se realice con el talón (3).

A la hora de calcular el drop, en el caso de utilizar soportes plantares personalizados, es importante tener en cuenta el grosor de dicha plantilla (52).

2.2.1.3. Factores patológicos

Las enfermedades relacionadas con el envejecimiento producen dolor musculoesquelético crónico y patrones antiálgicos de la marcha, lo cual va a influir en el desarrollo de una marcha disfuncional.

Las patologías degenerativas articulares, como la artritis, llevan intrínseco el dolor articular, así como la inestabilidad y el deterioro progresivo de los mecanorreceptores de las articulaciones, lo que provoca alteraciones de la propiocepción

y, como consecuencia, una marcha débil y con muchos tropiezos (53,54).

En las enfermedades neurodegenerativas se produce la degeneración progresiva de las neuronas. Este proceso degenerativo empeora a lo largo del tiempo teniendo como resultado final la muerte neuronal. La marcha ejecutada por personas que sufren este tipo de degeneración va a mostrar ciertas carencias a nivel del sistema neuromuscular, así como alteraciones en el equilibrio (55).

Por otro lado, el deterioro cognitivo, los accidentes cerebro-vasculares van a limitar la locomoción normal por la incapacidad de generar contracciones musculares normales de forma voluntaria (53,56).

Otra causa de alteración de la marcha normal es la pérdida somatosensorial en el caso de amputaciones en el miembro inferior, puesto que los aferentes de la piel en la planta del pie y la información propioceptiva de los músculos y las articulaciones son cruciales para mantener el equilibrio (57).

2.3. CINESIOLOGÍA

La Cinesiología es el estudio de la dinámica del movimiento humano y los factores que intervienen en él desde el punto de vista de las ciencias físicas.

La Academia Estadounidense de Kinesiología y Educación Física afirma que la Cinesiología describe diferentes áreas especializadas en la que se estudian las causas y consecuencias de la actividad física desde perspectivas diferentes (58). El estudio de la Cinesiología puede subdividirse en las siguientes áreas de conocimiento: Biomecánica, Anatomía y Fisiología (58).

La Biomecánica es la ciencia encargada del estudio de los fenómenos producidos en el cuerpo humano tras la aplicación de fuerzas de distinto origen, teniendo como objetivo la medición del rendimiento en base al gasto energético necesario para la realización de una actividad. La biomecánica Nos permite analizar destrezas motoras con el fin de identificar alteraciones en el movimiento y poder corregirlo. La Cinesiología mecánica es el área que se encarga del estudio de los efectos que ejercen fuerzas externas sobre cuerpos en

movimiento o en estado de reposo (59).

La Anatomía es la ciencia encargada de estudiar la estructura de los seres vivos (60). La Fisiología es la ciencia que estudia el funcionamiento de un organismo vivo y las partes que lo forman, teniendo en cuenta todos los procesos químicos y físicos que suceden en su interior (61).

2.3.1. Cinemática

La cinemática es la ciencia que estudia el desplazamiento del cuerpo mediante el registro de las variaciones angulares de las articulaciones y los movimientos relativos de los segmentos corporales en el espacio. Describe el movimiento de los cuerpos teniendo en cuenta factores como velocidad, aceleración, distancia y tiempo (23,59,62,63).

En el análisis cinemático de la marcha se tiene en cuenta la longitud del paso, anchura del paso, cadencia o frecuencia de la marcha, altura del paso, amplitud de la base de sustentación, ángulo del paso, desplazamiento vertical y lateral, movimiento articular y velocidad de la marcha (6,63–66).

Entre los distintos métodos de análisis cinemático se encuentran:

- Los sistemas de análisis de movimiento con marcadores. El más utilizado es el método de análisis con tecnología infrarroja, que se caracteriza por tener un coste muy elevado (67,68). Por otro lado, también se utilizan sistemas inerciales que nos proporcionan datos sobre la aceleración lineal y la velocidad angular de los movimientos. Estos sensores son de muy fácil colocación (67,69).
- La fotogrametría que consiste en la colocación de unos marcadores e ir tomando fotos que son recogidas por un sistema que recoge, procesa, almacena y analiza la información (11).
- La videogrametría consiste en la grabación de imágenes para su posterior análisis (67).

2.3.2. Cinética

La cinética es la ciencia encargada de estudiar las fuerzas responsables de generar el movimiento. En ella se estudian tanto las fuerzas lineales y angulares que generan el

movimiento, como las fuerzas que resultan de esos movimientos (12).

Puede subdividirse en estática, que estudia los factores asociados a cuerpos inmóviles y dinámica, que se encarga de los factores asociados con cuerpos en movimiento) (59,70).

La fuerza extrínseca más importante en el análisis de la marcha humana es la fuerza de reacción del suelo. Teniendo en cuenta la tercera ley de Newton, la fuerza de reacción del suelo es aquella fuerza que ejerce el suelo sobre el cuerpo que se encuentra en contacto con él. Durante la marcha, esta fuerza, genera momentos de fuerza externos que consiguen movimientos controlados gracias a los esfuerzos musculares (33).

2.4. MÉTODOS DE ANÁLISIS CINÉTICO

Los métodos cinéticos son aquellos empleados para estudiar las fuerzas que producen el movimiento.

A. Electromiografía

Es la técnica que se encarga de registrar las señales eléctricas que suceden tanto con el músculo en reposo como en

contracciones voluntarias. Por un lado, está la electromiografía con aguja, en la que es necesario introducir una aguja electrodo en el músculo (71) y por otro lado se encuentra la electromiografía de superficie, que cuenta con unos electrodos de superficie que se adhieren a la piel. Este sistema permite conocer la contribución relativa de la musculatura superficial durante el movimiento.

La electromiografía es una técnica de gran utilidad para la detección de la actividad muscular implicada en cada fase de la marcha (72).

B. Plataformas de presiones

Se trata de dispositivos capaces de medir, mediante baropodometría, la distribución de las presiones plantares (73) (**Figura 5**).

Las plataformas están conformadas por unos sensores de presión que detectan y registran la distribución de cargas y presiones sobre el pie.

La baropodometría, en ningún caso sustituye a la exploración clínica podológica ni radiológica, sino que se trata

de una prueba complementaria que nos aporta datos cuantitativos para detectar afecciones presentes en el pie (68,73,74).



Figura 5. Plataforma de presiones.

C. Plantillas instrumentadas

Las plantillas instrumentadas son un sistema de valoración funcional de tobillo y pie durante la deambulaci3n. Se encargan de registrar cargas entre el pie y el calzado. Por lo general, est1n compuestas por dos plantillas ligeras que est1n dotadas de sensores de presi3n fijos (68,75,76) (Figura 6). Tambi3n, est1n dotadas de m3dulos externos cableados que se utilizan para registrar los datos, aunque actualmente se pueden encontrar plantillas instrumentadas inal1mbricas.

Se considera un método cómodo y útil para la obtención de datos fuera del ámbito clínico ya que, al ser portátil, pueden utilizarse en cualquier otro entorno y/o actividad (68,75,76).



Figura 6. Plantillas instrumentadas.

D. Dinamometría

Las técnicas dinamométricas se encargan de analizar datos relativos a la fuerza que genera un músculo en un momento determinado. Se pueden distinguir dos tipos de dinamometría en función del momento en el que se analizan dichas fuerzas. La dinamometría isométrica se utiliza para registrar datos cuantitativos sobre la fuerza que es capaz de generar un músculo en estática. Los datos son recogidos mediante un dinamómetro portátil (77). La dinamometría isocinética mide la fuerza que se genera a lo largo de un rango de movimiento

concreto y nos aporta información sobre las contracciones concéntricas y/o excéntricas que ocurren en un músculo a una velocidad concreta. Al ser una técnica que recoge datos de la fuerza muscular generada en dinámica, es un método muy útil a la hora de evaluar las actividades de la vida cotidiana (8).

2.5. PLATAFORMAS DINAMOMÉTRICAS

Las plataformas dinamométricas son sistemas de análisis cinético del movimiento que se utilizan en el análisis biomecánico de la marcha, pruebas de equilibrio y saltos (73) (**Figura 7**). Su funcionamiento está fundamentado principalmente en la aplicación de la tercera ley de Newton, conocida como el principio de acción-reacción. Esta ley establece que es factible determinar la fuerza externa que actúa sobre una superficie al conocer la fuerza que la origina, siendo ambas fuerzas de igual magnitud y dirección, pero opuestas en sentido (9).

Estos sistemas nos permiten medir la fuerza que el pie ejerce sobre la superficie de apoyo durante la marcha, carrera o salto y está fabricada mediante una plancha metálica (79).

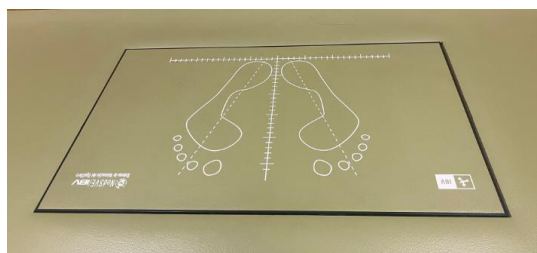


Figura 7. Plataforma dinamométrica Dinascan/IBV® P600.

2.5.1. Utilidades de las plataformas dinamométricas

Las plataformas dinamométricas tienen diferentes utilidades. Con ellas se analiza la técnica deportiva y por tanto se mejora la eficiencia del gesto deportivo para la prevención de lesiones. También se pueden valorar patologías a nivel musculoesquelético y enfermedades neurológicas para su posterior tratamiento y recuperación (80).

Otra de las aplicaciones más comunes es la evaluación funcional de las discapacidades que impactan tanto en la marcha humana como en el equilibrio.

Además, esta tecnología facilita el diagnóstico diferencial de diversas patologías al permitir comparar el registro del paciente con los datos almacenados en la base de datos del

programa, lo que brinda información valiosa sobre el grado de similitud.

Asimismo, nos permite llevar a cabo la evaluación y adaptación personalizada de distintas ayudas técnicas como, por ejemplo, en el caso de prótesis de miembros inferiores, con el objetivo de lograr una marcha lo más fisiológica posible, así como a la confección de soportes plantares y fabricación de calzado ortopédico (80).

En salud laboral, las plataformas dinamométricas son utilizadas para realizar análisis ergonómicos en los puestos de trabajo y así poder modificar diferentes posturas que puedan producir alteraciones o patologías en el sistema musculoesquelético (80).

2.5.2. Medición con plataformas dinamométricas

Las plataformas dinamométricas están compuestas por una superficie plana, a través de la cual se toma la medición, al imprimir un mínimo movimiento con el pie sobre ella. Además, tiene que ser rígida para que, al caminar, ese movimiento sea imperceptible por el individuo al cual se le está tomando la medición. Para cuantificar las fuerzas

generadas por una persona en una acción específica, utilizándose sensores, que pueden ser de tipo piezoeléctrico o resistivo. Estos sensores también incorporan dos barreras de fotocélulas para registrar la velocidad de la marcha del individuo (81).

Mediante el empleo de sensores, que incluyen galgas extensiométricas y cristales piezoeléctricos, las plataformas tienen la capacidad de convertir la fuerza aplicada sobre ellas en una señal eléctrica la cual es directamente proporcional a dicha fuerza en los 3 ejes del espacio.

Esta señal será directamente proporcional a la fuerza ejercida inicialmente y se calculará, en función de las características específicas de la plataforma, considerando los tres ejes del espacio (x, y, z) (**Figura 8**) (82).



Figura 8. Distribución de las fuerzas del pie en bipedestación.

Dichos sensores se encuentran conectados a un sistema electrónico que se encarga de amplificar y registrar la señal. De esta manera, las plataformas son capaces de medir las fuerzas de interacción que existen entre el pie y el suelo.

Para poder determinar las fuerzas y momentos de fuerza presentes en cada articulación, el sistema realiza los cálculos correspondientes y los presenta en el informe clínico (11).

Estos cálculos se basan en algoritmos que se nutren de los datos cinéticos obtenidos de la plataforma y de los datos antropométricos medidos al paciente al comienzo de la prueba.

Para que sea posible utilizar las plataformas dinamométricas con otros sistemas de análisis, como la fotogrametría o videografía, se colocan, en muchas ocasiones, en el centro de pasillos de marcha, prestando especial atención a su disposición, procurando encastrarlas en el pasillo para evitar que representen un obstáculo y asegurando que estén ocultas para no influir en el patrón natural de la marcha (**Figura 9**) (11).



Figura 9. Sujeto caminando sobre la plataforma dinamométrica.

Las plataformas de fuerza también permiten realizar estudios estabilométricos mediante una serie de transductores de fuerza que se encargan de cuantificar la fuerza de reacción del suelo y dónde se aplica, lo que se corresponde al CoP. Esta plataforma es conectada a un ordenador que registra el movimiento del CoP durante un tiempo determinado (83).

Los parámetros utilizados en el análisis de fuerzas implicadas en la marcha mediante plataformas dinamométricas son la velocidad, tiempo de apoyo, frenado, propulsión, despegue, oscilación.

2.5.3. Interpretación de las gráficas

Existen numerosos parámetros para la evaluación de la estabilidad y la marcha, sin embargo, el uso de plataformas dinamométricas permite la evaluación simultánea de múltiples parámetros, como el vector de fuerzas, el centro de presiones, y las fuerzas de reacción del suelo entre ellos (83).

Para llevar a cabo un estudio de la marcha humana, cuando deseamos medir la fuerza que nuestro paciente aplica sobre la plataforma, esta utiliza cuatro sensores (**Figura 10**), generando así un total de ocho señales diferentes (79):

- Cuatro señales correspondientes a las fuerzas verticales.
- Dos señales en dirección anteroposterior (AP) o longitudinal.
- Dos señales en dirección mediolateral (ML).

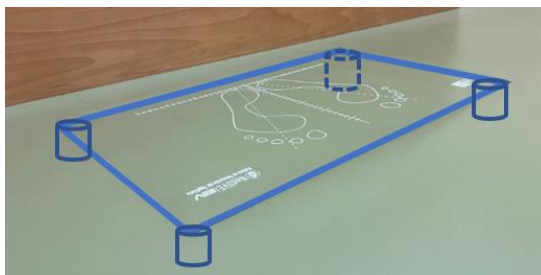


Figura 10. Distribución de los cuatro sensores en la
plataforma dinamométrica.

A partir de estas señales, el sistema realiza unos cálculos para obtener los tres componentes de la fuerza de reacción, las coordenadas del centro de presión vertical y el momento de torsión ejercido sobre la plataforma (79).

Una vez que se han calculado todos los componentes, se pueden obtener datos como el tiempo transcurrido entre los apoyos de un pie a otro, la cadencia de la marcha, la longitud de cada paso, el tiempo de apoyo, el tiempo de oscilación de cada pie y el cálculo de los valores máximos y mínimos de las tres componentes de la fuerza de reacción (79).

La componente vertical (corresponde a la gráfica en color rojo) es la componente de mayor intensidad y está directamente relacionada con la gravedad. Al analizar esta componente, se observa una gráfica que se describe como una curva con doble joroba en la que el primer pico corresponde a la fuerza vertical en el contacto inicial, el valle corresponde a la fuerza vertical en el periodo de apoyo monopodal y el

segundo pico corresponde a la fuerza vertical en la fase de despegue (79,82,84) (**Figura 11 y 12**).

Las fuerzas que impactan en la rodilla, en la espalda, así como en el resto del miembro inferior nos aportan información sobre la capacidad que tiene el pie de absorber y atenuar las fuerzas reactivas del suelo.

Por ello, el estudio de las fuerzas verticales es de gran importancia, ya que, en el caso de ser muy elevadas, podrían provocar lesiones articulares tanto a nivel de rodilla como de la articulación sacroilíaca, ya que esas fuerzas repercuten directamente, sobre todo, en los segmentos más proximales al pie (85).

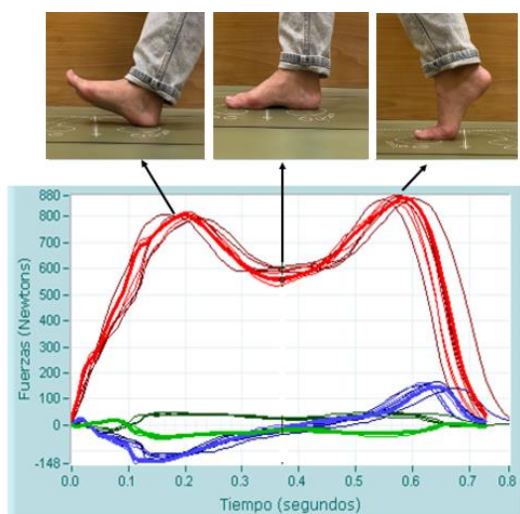


Figura 11. Gráfica de fuerzas en función de las fases de la marcha.

Las magnitudes de las fuerzas AP y ML son menores y se originan a partir de las fuerzas de fricción generadas entre el pie y la superficie (86,87).

La componente ML de la fuerza de reacción del suelo (en color verde) (**Figura 12**) refleja las desviaciones laterales del pie durante la marcha, siendo mayor en situaciones en las que el sujeto presenta más inestabilidad. Durante las etapas de contacto inicial y carga, esta fuerza se dirige hacia el eje medial del cuerpo. A medida que se inicia la fase de despegue del pie, esta fuerza cambia su dirección y se desplaza hacia lateral,

alejándose de la línea media del cuerpo. Además, esta componente equivale al movimiento de pronosupinación del pie (6,82).

Es importante destacar que la intensidad de esta componente de fuerza es, generalmente, relativamente baja, representando menos del 10% del peso corporal del individuo (82,88).

En la fuerza de reacción del suelo en la dirección AP (en color azul) (**Figura 12**), se observa una fase inicial de desaceleración durante la fase de contacto inicial, alcanzando su punto máximo en la fase de doble apoyo. Posteriormente, esta fuerza disminuye hasta llegar a cero, coincidiendo con la fase de apoyo monopodal, cuando el centro de gravedad (CG) se sitúa sobre el pie que sostiene la carga. Finalmente, se observa una nueva curva que alcanza su valor máximo al iniciar la fase de apoyo bipodal (82).

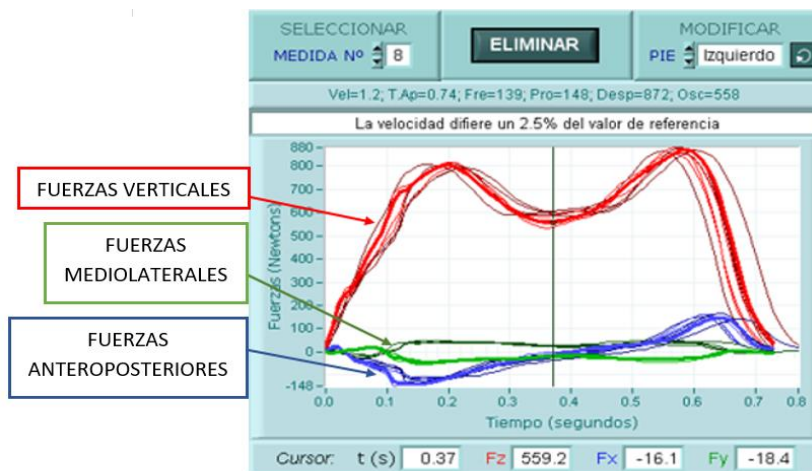


Figura 12. Gráfica de los tres tipos de fuerzas que se generan en los pies durante la marcha.

El CG puede conceptualizarse como un punto imaginario donde se presume que está concentrada toda la masa del cuerpo (89). Además, las fuerzas de torsión explican los movimientos de rotación externa e interna en la extremidad inferior durante la marcha (6,23).

En la gráfica, se destacan diferentes líneas que corresponden a cada uno de los pies, es decir, el pie derecho y el pie izquierdo, por ello se muestran con dos tonalidades distintas. En el eje Y de la gráfica se observan los valores de

fuerza expresados en Newtons (N), mientras que en el eje X se representa el tiempo en segundos (s) (87).

En el proceso de evaluación, el software de la plataforma dinamométrica Dinascan/IBV® P600 (NedAMH/IBV y NedSVE/IBV), compara los valores adquiridos con una base de datos normativa. Esta base de datos incluye individuos con características similares a las del sujeto; caminando a la misma velocidad, segmentada según la edad, la presencia o ausencia de calzado, y el sexo (87). Por esta razón, las tres componentes están resaltadas con un sombreado en tono más claro.

Las fuerzas normalizadas, representadas en el eje vertical, señalan que, durante el primer pico de las fuerzas verticales, en la fase de apoyo del talón, el pie sostiene el 100% de nuestro peso corporal, reflejado por el valor 1.0, que se considera como la normalidad. Si el valor fuera 1.1, indicaría que, en la fase de apoyo del talón, el pie está soportando el 110% de nuestro peso corporal (87) (**Figura 13**).

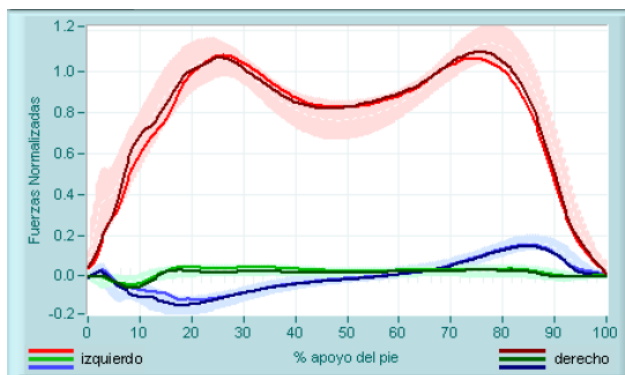


Figura 13. Gráfica de fuerzas normalizadas vs tiempo de apoyo de ambos pies.

Estas plataformas pueden ser empleadas en estudios biomecánicos, como, por ejemplo, análisis de la marcha en seres humanos y animales. Además, son de gran utilidad en su aplicación en ortopedia para facilitar el diseño y el ajuste de prótesis. También son útiles en campos como neurología, traumatología, pediatría, geriatría, rehabilitación y medicina deportiva, entre otras utilidades (82).

2.6. POSTURA Y EQUILIBRIO

2.6.1. Posición bípeda

El ser humano es el único ser vivo que ha conseguido desarrollar una postura bípeda y vertical para el desarrollo de una locomoción eficiente. Este hecho permite al ser humano interactuar con el medio ambiente de manera diferente a la que lo hacen otros seres vivos.

Para que el ser humano haya podido instaurar la postura bípeda, previamente ha tenido que evolucionar en cuanto al desarrollo del equilibrio (90).

2.6.2. Estabilometría y equilibrio

El objetivo principal de la estabilometría es determinar la preservación del control postural.

La estabilometría fue validada como método diagnóstico y terapéutico de los trastornos posturales en 1985 por la Asociación Francesa de Posturología (91).

La estabilometría registra datos cuantitativos de las desviaciones del centro de presiones a través de una

plataforma que contiene unos transductores de fuerza, cuantificando así los movimientos corporales (92).

El control postural también depende de la capacidad de integrar y procesar estímulos visuales, vestibulares y propioceptivos a través del sistema nervioso central del individuo (93,94) para posteriormente emitir una respuesta ante los posibles cambios que pueda presentar el entorno (95).

En función de si la actividad se desarrolla en dinámica o estática, el sistema nervioso central hace uso de distintas estrategias para que existan las sinergias musculares necesarias para que se mantenga el equilibrio (93).

También es importante tener en cuenta que la base de apoyo, la posición del pie y la condición en la que se encuentra el sistema musculoesquelético contribuyen al mantenimiento de la estabilidad postural (93).

El CoP es la posición puntual que adopta el vector de fuerza de reacción vertical del suelo, lo cual representa un promedio ponderado de todas las fuerzas que existen sobre todos los puntos del cuerpo que se encuentran en contacto con la superficie (85,86)

El CoP es una de las variables biomecánicas que evalúan el control del equilibrio estático y dinámico.

El recorrido del CoP durante la deambulación representa características resumidas de la marcha, posibilitando una forma de evaluación de la marcha rápida, eficiente y sin marcadores ni restricciones de movimiento (85).

El estudio estabilométrico se lleva a cabo mediante un estabilómetro incluido en una plataforma de fuerzas, que registra las oscilaciones del CoP en los planos sagital y coronal según las oscilaciones del cuerpo y un software que permite analizar los datos recogidos (84).

El centro de masa (CM) corresponde a una región que equivale a la masa total del cuerpo en el espacio y su ubicación generalmente se encuentra alrededor de la vértebra S2 (86).

La desviación del CM se ve afectada por diferentes factores incluyendo el género la edad o diferentes patologías.

Cuando una persona se encuentra en posición erguida existe una interrelación entre el CM y el CoP, donde el CoP

oscila de un lado a otro del centro de masa y lo atraviesa para poder mantener y recobrar el equilibrio (87).

La estabilimetría nos permite conocer (88):

- **El grado de disfunción:** los resultados de estas mediciones proporcionan información valiosa tanto para los profesionales de la salud como para el paciente ya que ayudan a evaluar el grado que existe de alteración funcional y, por tanto, a comprender los síntomas y repercusiones que esto tiene en la vida cotidiana del paciente.
- **La capacidad y grado de compensación del individuo**
- **A nivel terapéutico:** permite que el individuo sea tratado con el tratamiento que más se adecúe a su estado.

2.6.3. Sentido de la vista

La orientación espacial del cuerpo requiere una precisa y continua integración de las señales provenientes de los sistemas vestibulares, somato sensoriales y visuales. Estas señales desempeñan un papel fundamental en la creación de una representación neuronal que refleja la disposición del

cuerpo y su relación con el entorno. La exactitud de esta representación interna resulta crucial a la hora de realizar ajustes adaptativos a las fuerzas mecánicas tanto internas como externas que afectan al esqueleto axial. Factores como el envejecimiento y las afecciones neurológicas pueden afectar la función visual y, por lo tanto, contribuir a un mayor riesgo de pérdida de equilibrio (96).

2.6.4. Sistema vestibular

La conexión entre el sistema auditivo y el equilibrio es bastante estrecha tanto, desde un punto de vista anatómico como fisiológico. Por tanto, la pérdida de audición está estrechamente relacionada con el desequilibrio postural, ya que cualquier alteración en el sistema vestibular puede provocar un aumento en el balanceo del cuerpo (88).

Las señales auditivas desempeñan un papel primordial en la conservación del equilibrio, la capacidad auditiva y el equilibrio. Estas tienden a deteriorarse con el envejecimiento, aunque es importante tener en cuenta que esta pérdida puede variar en función de las características individuales de cada persona (88).

2.7. CAUSAS DE DESEQUILIBRIO POSTURAL

Desde una perspectiva posturológica, existen diferentes causas de desequilibrio (97)

- Alteración de la información plantar (91,97): los mecanorreceptores que se encuentran localizados en las plantas de los pies desempeñan un papel esencial en el equilibrio. Estos mecanorreceptores pueden ser influenciados mediante la colocación de piezas finas y delgadas que contribuyen a mejorar el equilibrio (plantillas posturales).
- Afección Oculomotora (91,97): existen diferentes patologías a nivel ocular que pueden influir en el equilibrio. En algunos casos se puede hacer uso de prismas para ejercer influencia sobre los músculos oculomotores y contribuir a mejorar el equilibrio
- Origen musculoesquelético (91,98): las patologías del sistema musculoesquelético a menudo se asocian con problemas de equilibrio.

El tratamiento de dichas patologías puede contribuir a la normalización del equilibrio. En ocasiones, la corrección del

equilibrio a través del reentrenamiento sensoriomotor puede ser más eficaz para reducir el dolor que un tratamiento manipulativo.

2.7.1. Análisis del equilibrio postural

A la hora de realizar un estudio estabilométrico es de vital importancia eliminar, en la medida de lo posible, todos los estímulos externos procedentes del entorno ya sean visuales o vestibulares (con luz apagada y sin ruidos) para que el estudio sea lo más exacto posible. Se recomienda llevar a cabo la medición en un lugar tranquilo en ausencia de los estímulos externos anteriormente citados (95).

Para que la medición se lleve a cabo de manera correcta, el individuo debe colocarse en la plataforma y mantener una posición vertical, erguida y cómoda con los brazos colgando y relajados a ambos lados del cuerpo y colocando los pies ligeramente hacia afuera (**Figura 14**).



Figura 14. Colocación de los pies en la plataforma dinamométrica para la prueba de Romberg.

Los movimientos y cambios posturales del individuo se obtienen mediante el análisis del recorrido del centro de presión durante un tiempo determinado (95).

La señal registrada del Cop se puede visualizar de dos maneras: mediante un estabilograma, que es la representación de los movimientos del CoP en una dirección AP o ML, y un estatokinesigrama, que constituye una representación vectorial de la proyección del CG (83,99) (**Figura 15**).



Figura 15. Proyección del centro de gravedad.

La prueba por excelencia de control postural en estabilometría es la prueba de Romberg. Esta prueba fue descrita por Moritz Heinrich Romberg y valora la integridad de la vía propioceptiva (100,101).

La prueba de Romberg consiste en colocar al individuo erguido, con los pies juntos, en una posición de apertura concreta y mirando al frente. La prueba se realiza en primer lugar con los ojos abiertos, durante 30 s y posteriormente con los ojos cerrados durante el mismo tiempo (100).

Una prueba de Romberg es positiva cuando el individuo, al cerrar los ojos, comienza a balancearse inmediatamente de

un lado a otro perdiendo el equilibrio y pudiendo llegar a caerse si no se sujeta a una estructura con los brazos (100).

3 OBJETIVOS

GENERAL

Evaluar mediante plataforma de fuerzas la influencia del drop del calzado deportivo tanto en marcha como en equilibrio

ESPECÍFICOS

1 Investigar si existen variaciones de las fuerzas de reacción en dinámica en función del drop utilizado (0, 5 y 10mm).

1.1 Cuantificar las fuerzas de reacción (fuerza de frenado, fuerza de propulsión, fuerza de despegue y fuerza de oscilación) con los tres drop estudiados.

1.2 Analizar las diferencias de las fuerzas de reacción según el sexo

1.3 Determinar las diferencias de las fuerzas de reacción según el Índice de Masa Corporal (IMC).

2 Evaluar si existen cambios en la trayectoria del CoP mediante la evaluación estabilométrica en función del drop utilizado (0, 5 y 10 mm).

2.1 Cuantificar los cambios del CoP con los tres drop estudiados.

2.2 Analizar las diferencias del Cop según el sexo.

2.3 Determinar las diferencias del CoP según la talla.

2.4 Observar los cambios del CoP según el IMC.

4 MATERIAL Y MÉTODOS

4.1. CARACTERÍSTICAS DEL ESTUDIO

Nos planteamos un estudio observacional, descriptivo y transversal, para valorar los posibles cambios que se producen tanto en fuerzas de reacción del suelo como en estabilometría dependiendo del tipo de drop que se utilice.

El presente estudio es considerado observacional, dado que no existe control sobre el factor de estudio, limitándose a observar, medir y analizar una variable sin ejercer influencia sobre la misma. También es considerado un estudio descriptivo, ya que su propósito radica en determinar la frecuencia y las características de un problema de salud dentro de una población. Su enfoque se centra en explorar la asociación entre dos o más variables, sin asumir una relación causal entre ellas. Además, busca generar hipótesis lógicas que requerirán contrastarse en investigaciones analíticas posteriores. También se considera transversal, ya que los datos de cada sujeto reflejan un momento específico en el tiempo, sin que exista una secuencia temporal entre ellos. Por último, se considera prospectivo, ya que se inicia antes de que los hechos

sean objeto de estudio, recopilando la información a medida que estos acontecen.

4.2. CONSIDERACIONES ÉTICAS

El presente proyecto de investigación fue aprobado por la Comisión de Bioética y Bioseguridad de la Universidad de Extremadura, con número de registro: 137//2023 (Anexo I). Es por ello por lo que se cumplen los principios éticos de respeto a la dignidad humana, confidencialidad, no discriminación y proporcionalidad entre los riesgos y los beneficios esperados, con el consentimiento de las personas implicadas o sus representantes legales, mediante un informe escrito. Asimismo, se respetan los principios fundamentales de la Declaración de Helsinki y sus revisiones posteriores para estudios en humanos, la ley 14/2007 de investigación biomédica, el Convenio del Consejo de Europa relativo a los derechos humanos y Biomedicina, la Declaración Universal de la UNESCO sobre el genoma y los derechos humanos y la legislación para tal fin vigente en España y la Unión Europea.

Todos los participantes firmaron una declaración de consentimiento informado previa participación en el estudio (Anexo II).

4.3. TAMAÑO MUESTRAL

La fórmula que se aplicó fue:

$$n = \frac{z_{\alpha/2}^2 \cdot s^2}{FE^2}$$

S: Estimación de la desviación típica basándose en el estudio.

Se toma el valor 0.05.

Nivel de confianza = $1 - \alpha = 95\%$, por lo que $z_{\alpha/2} = 1.96$

Factor de error (FE): Determina la precisión con la que se quiere estimar la media, es decir, la amplitud del intervalo de confianza. Se toma el valor de 0.01.

Por tanto, la ecuación final que se usó fue:

$$n = \frac{z_{\alpha/2}^2 \cdot s^2}{FE^2} = \frac{1.96^2 \cdot 0.05^2}{0.01^2} = 96.04 \cong 97$$

Conclusión. Se requieren, al menos, 97 casos para estimar un valor medio cumpliendo estos requisitos.

La muestra se compuso de 117 participantes (56 hombres y 61 mujeres) (**Tabla 1**) que cursaban el grado de Podología en la Universidad de Extremadura, en el Centro Universitario de Plasencia.

	Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
HOMBRE	56	47,9	47,9	47,9
MUJER	61	52,1	52,1	100,0

Tabla 1. Características generales de la muestra.

4.4. CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LA MUESTRA

Los sujetos tenían entre 18 y 28 años, con una edad media de 21.63 ± 2.4 años, un peso medio de 71.08 ± 14.05 kilogramos (kg), una estatura media de 169.29 ± 9.3 centímetros (cm) y un IMC medio de 25.02 ± 5.59 kg/metro² (kg/m²) (**Tabla 2**).

	Mínimo	Máximo	Media	Desviación estándar
EDAD	18	28	21,63	2,409
PESO	44,97	110,7	71,08	14,05
TALLA	148	193	169,29	9,399
IMC	13,7	40,61	25,02	5,596

Tabla 2. Estadísticos descriptivos de la muestra total.

4.5. CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN

Los criterios de inclusión que se tuvieron en cuenta a la hora de realizar el estudio fueron:

- Que tuvieran entre 18 y 30 años
- Que estuvieran en pleno uso de las facultades físicas y mentales para poder expresar su consentimiento de participar en el estudio mediante la cumplimentación del correspondiente consentimiento informado.
- Que no tuvieran patologías que afectaran al proceso de deambulación normal

- Que no hubieran sido sometidos a intervenciones quirúrgicas que pudieran afectar a la deambulación
- Que no tuvieran enfermedades en la vista y el oído que pudieran afectar al equilibrio.

Como criterios de exclusión se consideraron los que no cumplieran los requisitos anteriores.

4.6. RECOGIDA DE DATOS Y VARIABLES DE ESTUDIO

La recogida de datos se realizó desde el 9 de febrero de 2023 hasta el 22 de diciembre de 2023.

Antes de comenzar cada medición se anotó la fecha de nacimiento de cada participante, su peso medido en kilogramos y la altura en centímetros.

VALORACIÓN DE LA MARCHA

En el presente estudio se analizaron las siguientes variables (**Figuras 16 y 17**):

- **Velocidad de Marcha:** Es la velocidad a la que se mueve el cuerpo durante la medición. Se mide en metros por segundo (m/s).
- **Diferencia en el Tiempo de Apoyo:** Se refiere a la discrepancia entre los tiempos de apoyo registrados en la pierna izquierda y derecha durante la medición. Se mide en s.
- **Fuerza de Frenado:** Es el mínimo de las fuerzas anteroposteriores registradas durante el contacto del talón, que indica la fuerza empleada para frenar el movimiento, medido en N.
- **Fuerza de Propulsión:** Es el máximo de las fuerzas anteroposteriores registradas durante el despegue de los dedos del pie, indicando la fuerza empleada para impulsar el cuerpo hacia adelante, medido en N.
- **Fuerza de Despegue:** Se refiere al máximo de las fuerzas verticales registradas durante el despegue de los dedos del pie, lo que indica la fuerza ejercida para levantar el pie del suelo, medido en N.

- **Fuerza de Oscilación:** Es el mínimo de las fuerzas verticales registradas durante la fase de oscilación, que representa la fuerza necesaria para mantener el movimiento de balanceo durante la marcha, medido en N.

Todas las variables se analizaron en tres situaciones distintas: con 0 mm, 5 mm y 10 mm de drop.

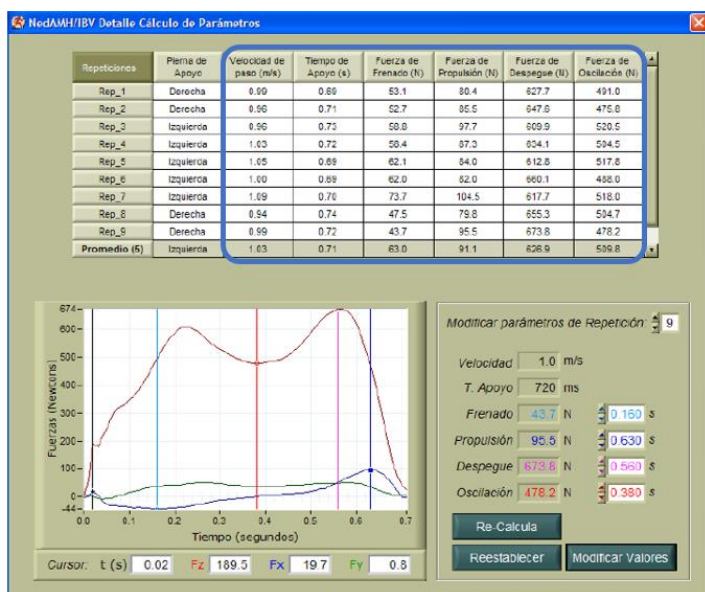


Figura 16. Variables de estudio en marcha.

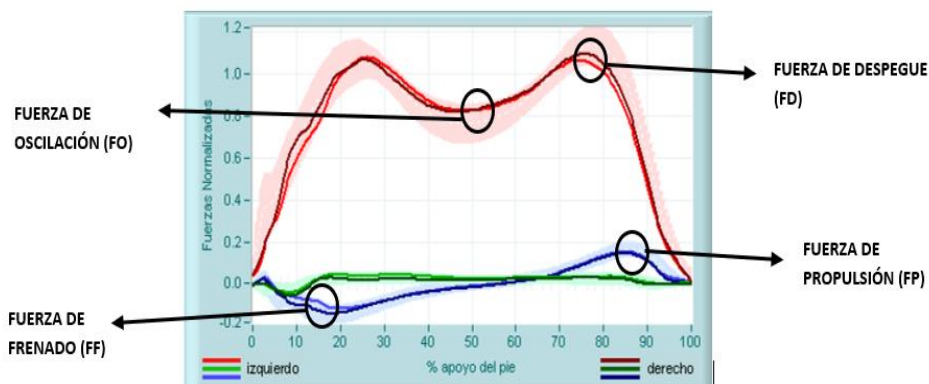


Figura 17. Fuerza de reacción que se mide en cada parte de la gráfica.

VALORACIÓN DEL EQUILIBRIO

Se analizaron las siguientes variables (**Figura 18**):

- **Desplazamiento Total:** Se refiere a la distancia desde el origen de la plataforma hasta el centro de presiones, representado por el vector desplazamiento y generada por la proyección del CG. Se mide en mm.
- **Ángulo de Desplazamiento:** Indica la orientación del vector de desplazamiento antes mencionado, expresada en grados.

- **Dispersión en dirección X, Y:** Se trata de la dispersión de la nube de puntos. Es generada por la proyección del CG en las direcciones ML y AP y se mide en mm.
- **Área Barrida:** Este parámetro es un estimador del área aproximada- en la que ocurre el balanceo del sujeto durante la prueba. Se mide en milímetros cuadrados (mm²).
- **Velocidad Media:** Este parámetro representa un estimador de la velocidad media de la proyección del CG del sujeto durante la prueba, expresado en m/s.
- **Desplazamiento en dirección ML, AP:** Se refiere a la distancia máxima alcanzada en las direcciones ML y AP durante el ejercicio, expresada en mm.
- **Fuerza Máxima en dirección ML, AP:** Indica la fuerza máxima ejercida en las direcciones ML y AP durante el ejercicio expresada en N.

Todos estos parámetros son realmente importantes para poder estudiar el control de equilibrio desde un punto de vista

neurofísico y biomecánico (83) y se analizaron tanto en Romberg Ojos Abiertos (ROA) como en Romberg Ojos Cerrados (ROC), en las tres situaciones planteadas.

Detalle Cálculo de Parámetros											
Análisis Sensorial	Nº	Desplaz. Total (mm)	Ángulo Desplaz. (f)	Dispers ML (mm)	Dispers AP (mm)	Área barrida (mm2)	Velocidad media (m/s)	Desplazam. ML (mm)	Desplazam. AP (mm)	Fuerza Max. ML (N)	Fuerza Max. AP (N)
ROA	1	26.19	278.09	3.07	4.25	51.90	0.0131	16.4	20.6	7.4	4.2
ROC	1	23.71	271.24	4.42	4.45	77.63	0.0207	21.2	23.3	8.0	8.5
ROA	0	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
ROC	0	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Pruebas AUX	Desplaz. Total (mm)	Ángulo Desplaz. (f)	Dispers ML (mm)	Dispers AP (mm)	Área barrida (mm2)	Velocidad media (m/s)	Desplazam. ML (mm)	Desplazam. AP (mm)	Fuerza Max. ML (N)	Fuerza Max. AP (N)
-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Límites Estabilidad	Desplaz. Máx. (%)	Tiempo Reacción (s)	Control Direcc. (%)	Éxito (%)	Tiempo Confiam. (s)	Valoración (%)
Frontal (F)	-	-	-	-	-	-
Frontal Derecho (FD)	-	-	-	-	-	-
Derecho (D)	-	-	-	-	-	-
Trasero Derecho (TD)	-	-	-	-	-	-
Trasero (T)	-	-	-	-	-	-
Trasero Izquierdo (TI)	-	-	-	-	-	-
Izquierdo (I)	-	-	-	-	-	-
Frontal Izquierdo (FI)	-	-	-	-	-	-
Promedios	-	-	-	-	-	-

Control Rítmico y Direccional	Nº	Habilidad (%)	Control y eficacia (%)	Valoración Ponderada (%)
Medio-Lateral	0	-	-	-
Antero-Posterior	0	-	-	-

Figura 18. Variables de estudio en equilibrio.

4.6.1. Material utilizado

4.6.1.1. Plataforma de fuerzas

El sistema empleado para la realización del estudio fue la plataforma dinamométrica Dinascan/IBV® P600, creada por el Instituto Biomecánico de Valencia (IBV).

Este sistema consta de dos softwares, el NedAMH/IBV[®], con el cuál valoramos el patrón cinético (fuerzas de reacción que ejerce el pie sobre la superficie en la fase de apoyo de la marcha); y el NedSVE/IBV[®], con el cual valoramos el equilibrio.

El NedAMH/IBV[®] nos aporta una serie de parámetros cinéticos expresados en valor absoluto y en porcentaje de normalidad.

La valoración final de la prueba cinética se resume en:

- **Capacidad funcional global:** se trata de un promedio ponderado de la evaluación. Se expresa en porcentaje que se calcula realizando un cálculo global para ambos miembros inferiores y posteriormente se calcula por separado para el miembro derecho e izquierdo. Se considera que los valores por debajo del 90% indican alteración funcional.
- **Regularidad:** se corresponde con el cálculo promedio de la regularidad de los parámetros registrados.

- El NedSVE/IBV® nos permite estudiar, mediante la comparación con patrones de normalidad, los cuales se encuentran en la base de datos del IBV y que están segmentados por edad:
- Evaluación del equilibrio que combina pruebas de equilibrio estático, incluyendo patrones de normalidad en 4 pruebas Romberg.
- Visualización en tiempo real de la trayectoria del centro de presiones del individuo
- Valoración de los sistemas somatosensorial, vestibular y visual
- Análisis de la contribución de las articulaciones del tobillo y la cadera en las fuerzas que estabilizan el equilibrio en los planos ML y AP.
- Determinación de los límites de estabilidad y su comparación con patrones de normalidad.
- Proporciona una evaluación global del equilibrio, teniendo en cuenta todas las valoraciones realizadas durante la prueba, entre otros aspectos.

Los elementos que componen el sistema de medición son
(Figura 19):

- Plataforma dinamométrica Dinascan/IBV® P600, con un área activa de 600x370 mm, 100 mm de altura y un peso aproximado de 25 kilogramos (kg). Se encuentra montada y calibrada.
- Tarima y soporte de anclaje mecánico para la plataforma y accesorios, como son un monitor para el paciente, cuatro barreras de fotocélulas, tallímetro y arnés de seguridad. Las medidas son de 3,5 x 15 metros (m) de superficie, y 2,4 m de altura.
- Las barras de fotocélulas están incorporadas también en el soporte mecánico, donde registra la velocidad de la marcha.
- Ordenador para el profesional, que contiene teclado, ratón, pantalla plana, mesa e impresora a color para el registro y análisis de los datos obtenidos.

- Licencia de software de adquisición y tratamiento desarrollado en entorno Windows (Figura 20).



Figura 19. Equipo completo. 1: Plataforma, 2: Tarima, 3: Monitor para el paciente, 4: Ordenador especialista, 5: Tallímetro, 6: Barreras de fotocélulas.



Figura 20. Aplicaciones de la plataforma dinamométrica Dinascan/IBV®.

4.6.1.2. *Palmillas*

En nuestro caso, el estudio se va a realizar con tres drop diferentes: drop 0 o también conocido como barefoot, drop 5, lo que corresponde a un drop medio y drop 10, que se considera un drop alto.

La decisión de tomar estos drop, ha sido el poder realizar un estudio con medidas que engloben los tres tipos de drop tal y como se describe en la literatura (3,7,51).

Se realizaron un par de palmillas de cada drop. La palmilla es una plantilla plana, sin ningún elemento biomecánico, que

se introduce en el calzado y se encuentra en contacto con el pie (**Figura 21**).

El material que se utilizó para la fabricación de las palmillas fue, resina para la base (Podiaflex de 1,9 mm) y un Etil-vinil-acetato (EVA) de alta densidad para la simulación del drop (Herbiliegere forte 5 mm). Todas las palmillas se cubrieron por un forro microperforado estándar de 1 mm.

Las palmillas de drop 0 únicamente estarán compuestas por la base de resina (Podiaflex 1,9 mm).

Las palmillas de drop 5 constarán de la base de resina (Podiaflex 1,9 mm) y de una capa de EVA de alta densidad (Herbiliegere forte 5mm) en el retropié.

Las palmillas de drop 10 constarán de la base de resina (Podiaflex 1,9 mm) y de dos capas de EVA de alta densidad (Herbiliegere forte 5mm) en el retropié.



Figura 21. Palmillas empleadas en la toma de muestra, de izquierda a derecha, 0 mm, 5 mm y 10 mm de drop.

4.6.1.3. Zapatillas

Las zapatillas empleadas para la recogida de datos fueron unas zapatillas de lona acordonadas estándar (**Figura 22**). Dispusimos de las tallas desde la 35 hasta la 46.



Figura 22. Zapatillas empleadas en la recogida de datos.

4.7. PROCEDIMIENTO DE LAS MEDICIONES

El mismo día de la prueba, los sujetos rellenaron y firmaron el consentimiento informado (CI) aceptando la participación (Anexo II) en el presente estudio tras recibir las pautas exactas del procedimiento.

A continuación, se le indicó a cada sujeto que se quitara los zapatos y se pusiese las zapatillas estándar con las diferentes palmillas que simulaban los drop.

La toma de datos se dividió en dos partes: la primera consistía en la valoración de las fuerzas reactivas del suelo durante el proceso de marcha y la segunda en la valoración del

equilibrio. Ambas pruebas se realizaron en tres condiciones diferentes:

- 1) Con drop 0 mm
- 2) Con drop 5mm
- 3) Con drop 10 mm

Para la valoración de las fuerzas de reacción del suelo se siguió el siguiente protocolo:

- En primer lugar, se le indicaba al sujeto que se subiese a la plataforma para pesarle.
- Posteriormente se le indicaba que caminase por el pasillo de marcha a una velocidad normal, para detectar la velocidad de la marcha y tener ese dato como referencia antes de tomar las mediciones.
- Una vez realizado todo lo anterior, mediante el protocolo validado del segundo paso (102), que ha demostrado ser fiable, se le indicó al sujeto que comenzara a caminar con el pie que le indicábamos hasta obtener ocho pasos, teniendo en cuenta que la velocidad de marcha no difiriera

más de un 10%. Se instruyó a cada sujeto sobre la forma en la que debían de pisar en la plataforma y, no se tomaron mediciones hasta que estuvieron familiarizados tanto con el sistema como con el protocolo de medición

Para la valoración del equilibrio se siguió el siguiente protocolo, fundamentado en la prueba de ROA y en la prueba de ROC:

- En primer lugar, se le indicó al sujeto que se subiese a la plataforma para pesarlo. Mantuvimos la sala de medición sin ruidos durante las mediciones.
- Posteriormente que colocase los pies de la misma forma que las huellas que se encuentran dibujadas en la plataforma de tal manera que, sus pies formaran un ángulo de 30° con los talones juntos, pero sin juntar los maléolos internos, y que el segundo metatarsiano quedara alineado con la línea discontinua que en la plataforma se presentaba (Vertical de Barré) (**Figura 23**).

Después de la correcta colocación se le indicó a cada individuo que mirara a un punto fijo a la altura de sus ojos y que se mantuviera sin hablar y ni moverse durante 30 segundos, que es el tiempo de duración de la prueba ROA.

- A continuación, en la misma posición, se le indicó que mirase otra vez a un punto fijo a la altura de sus ojos y acto seguido, con la luz apagada, que cerrara los ojos, manteniéndose sin hablar y sin moverse durante 30 segundos, que es el tiempo de duración de la prueba ROC.



Figura 23. Colocación de los pies para la prueba de Romberg.

4.8. TRATAMIENTO DE LOS DATOS Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para el **análisis descriptivo** se calcularon la frecuencia absoluta (N), frecuencia relativa (%), los valores medios, desviación típica (D.T.), y percentiles 25, 50 y 75 (Rango intercuartílico).

El **análisis inferencial** se utilizó para sacar conclusiones una vez planteadas hipótesis estadísticas sobre las variables a estudiar. Para este tipo de análisis tuvo en cuenta un nivel de confianza del 95%, por lo que el p-valor experimental se ha comparado con un nivel de significación del 5%.

Para la aplicación del **test estadístico** se necesita conocer el tipo de prueba más adecuada a emplear según sea el comportamiento de los datos. Para ello se realizaron pruebas de normalidad a través del test de Kolmogorov-Smirnov.

Las pruebas que se llevaron a cabo en este estudio son:

- *Prueba T para muestras independientes.* Compara dos grupos independientes cuando los valores de las variables cumplen normalidad.

- *Prueba U de Mann-Whitney de muestras independientes.* Compara dos grupos independientes cuando la variable a estudiar NO cumple el criterio de normalidad.
- *ANOVA de medidas repetidas.* Compara más de dos grupos relacionados cuando los valores de las variables cumplen normalidad. Se realizan pruebas post-hoc de comparación por parejas en caso de alcanzar significación estadística.
- *Prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos.* Compara más de dos grupos relacionados cuando los valores de las variables NO cumplen normalidad. Se realizan pruebas post-hoc de comparación por parejas en caso de alcanzar significación estadística.

También se realizó un **análisis correlacional** para indicar la intensidad y tendencia en la relación entre dos variables cuantitativas. Según sea el comportamiento de las variables, se utilizó el coeficiente de correlación de Pearson o el coeficiente de correlación de Spearman.

El análisis estadístico se ha realizado utilizando el paquete estadístico IBM SPSS Statistics 27.

5 RESULTADOS

5.1 Cuantificar las fuerzas de reacción (fuerza de frenado, fuerza de propulsión, fuerza de despegue y fuerza de oscilación) con los tres drop estudiados

Primero se ha realizado un análisis descriptivo de la muestra. Para ello se han obtenido los datos correspondientes a la media, desviación estándar (DE), mediana y rango intercuartílico (RIQ), en los cuatro valores de las fuerzas de reacción del suelo (frenado, propulsión, despegue y oscilación) del tiempo de apoyo y de la velocidad, tanto en pie derecho (Tabla 3) como en pie izquierdo. (Tabla 4).

DERECHO	0 mm				5 mm				10 mm			
	Media	DE	Mediana	RIQ	Media	DE	Mediana	RIQ	Media	DE	Mediana	RIQ
Velocidad (m/s)	1.19	0.09	1.18	1.13-1.23	1.19	0.09	1.19	1.13-1.24	1.18	0.08	1.17	1.13-1.23
Apoyo (s)	0.73	0.06	0.73	0.69-0.77	0.74	0.05	0.74	0.70-0.77	0.74	0.05	0.74	0.71-0.77
Frenado (N)	107.2	29.0	103.2	82.7-127.0	109.1	26.2	108.3	89.8-123.5	110.6	29.2	108.7	88.5-129.3
Propulsión (N)	128.0	31.8	123.4	104.6-142.4	128.6	31.4	124.6	105.6-144.5	138.4	117.9	122.5	105.0-146.7
Despegue (N)	763.3	146.6	757.7	648.7-864.3	771.5	148.1	760.3	656.8-866.6	774.7	148.7	765.1	660.6-860.8
Oscilación(N)	551.3	120.8	536.9	459.5-631.5	549.7	121.1	533.2	458.9-632.4	543.8	119.0	532.8	453.4-624.8

Tabla 3. Resultados descriptivos de la velocidad, tiempo de apoyo y fuerzas de frenado, propulsión, despegue y oscilación del pie derecho.

IZQUIERDO	0 mm				5 mm				10 mm			
	Media	DE	Mediana	RIQ	Media	DE	Mediana	RIQ	Media	DE	Mediana	RIQ
Velocidad (m/s)	1.18	0.11	1.17	1.10-1.24	1.17	0.09	1.17	1.11-1.24	1.17	0.09	1.17	1.11-1.22
Apoyo (s)	0.73	0.05	0.73	0.70-0.77	0.74	0.05	0.73	0.71-0.77	0.74	0.05	0.74	0.70-0.77
Frenado (N)	105.3	28.9	101.6	83.6-116.2	105.7	26.9	102.2	85.8-122.2	108.8	25.5	106.1	91.7-125.8
Propulsión (N)	122.8	32.8	118.4	98.5-140.1	124.3	31.7	119.9	102.8-141.6	123.5	31.8	118.1	99.5-141.0
Despegue (N)	762.0	145.0	754.4	640.8-862.2	772.3	146.4	759.3	660.6-863.3	773.9	148.1	760.4	655.6-878.1
Oscilación(N)	551.9	117.5	543.7	471.8-627.7	548.6	119.7	527.9	459.9-626.9	543.9	117.7	524.7	451.4-617.9

Tabla 4. Resultados descriptivos de la velocidad, tiempo de apoyo y fuerzas de frenado, propulsión, despegue y oscilación del pie izquierdo.

Con respecto al estudio descriptivo, podemos observar que los valores de media en el tiempo de apoyo, así como en las fuerzas estudiadas, es muy similar en ambos pies.

De todas las fuerzas estudiadas, la de mayor magnitud ha sido la fuerza de despegue en ambos pies en los tres casos estudiados. Cabe destacar que no existen diferencias mayores a 0,8 N en todas las fuerzas estudiadas según aumentamos el drop. Esta diferencia es la resultante de restar la fuerza de despegue del pie derecho y del pie izquierdo con 10 drop.

Se ha utilizado la prueba ANOVA y Friedman de medidas repetidas, para observar las variaciones de los valores de fuerza con los tres drop usados (**Tabla 5**).

DERECHO	p
Velocidad (m/s)	0.725
Apoyo (s)	0.013
Frenado (N)	0.010
Propulsión (N)	0.559
Despegue (N)	<0.001
Oscilación (N)	0.002
IZQUIERDO	p
Velocidad (m/s)	0.117
Apoyo (s)	0.008
Frenado (N)	0.039
Propulsión (N)	0.042
Despegue (N)	<0.001
Oscilación (N)	<0.001

Tabla 5. Significación (p-valor) de pie derecho y pie izquierdo en cada una de las fuerzas de reacción estudiadas.

Se encontraron diferencias significativas ($p < 0.05$) en todas las fuerzas estudiadas y el tiempo de apoyo en ambos pies, siendo la única variable que no presenta diferencias

estadísticamente significativas la fuerza de propulsión en el pie derecho.

Posteriormente se llevó a cabo la prueba post hoc (prueba por parejas), para poder determinar con qué situación de drop provenían los mayores cambios en el patrón de fuerzas de apoyo plantar (Tabla 6).

DERECHA	p	0-5	0-10	5-10
Apoyo (s)	0.013	0.139	0.015	>0.999
Frenado (m/s)	0.010	0.161	0.010	0.241
Despegue (N)	<0.001	<0.001	<0.001	0.143
Oscilación	0.002	0.150	0.001	0.350
IZQUIERDA	p	0-5	0-10	5-10
Apoyo (s)	0.008	>0.999	0.011	0.086
Frenado (N)	0.039	>0.999	0.039	0.307
Propulsión (N)	0.042	0.109	0.079	>0.999
Despegue (N)	<0.001	<0.001	<0.001	0.150
Oscilación	<0.001	0.174	<0.001	0.066

Tabla 6. Prueba post hoc (por parejas) de pie derecho e izquierdo.

En el pie derecho se observó que, en el tiempo de apoyo, fuerza de frenado y de oscilación, únicamente existían diferencias significativas al comparar 0 y 10 drop

En la fuerza de despegue sí se encontraron cambios significativos entre 0 y 5 drop y 0 y 10 drop ($p < 0,001$).

En el pie izquierdo se obtuvieron resultados siguiendo la misma línea que en el pie derecho, siendo significativos los valores del tiempo de apoyo, fuerza de frenado y de oscilación únicamente entre 0 y 10 drop y obteniendo datos significativos en la fuerza de despegue entre 0 y 5 drop y 0 y 10 drop.

5.2 Analizar las diferencias de las fuerzas de reacción según el sexo

En la situación inicial de 0 drop, hombres y mujeres ya muestran diferencias significativas tanto en el tiempo de apoyo como en las fuerzas de reacción por su condición de género.

En primer lugar, se realizó un análisis estadístico descriptivo tanto del pie derecho como del izquierdo calculando la media, DE, Mediana y RIQ (**Tabla 7**) (**Tabla 8**).

Posteriormente se llevaron a cabo la prueba T para muestras independientes y la Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes con cada pie. Se obtuvieron

diferencias significativas con 0 drop entre ambos sexos en todas las fuerzas estudiadas, así como en el tiempo de apoyo.

Sin embargo, se ha observado que no existen diferencias significativas en la velocidad en ninguno de los casos.

DERECHO		Hombre				Mujer				p
		Media	DE	Mediana	RIQ	Media	DE	Mediana	RIQ	
Velocidad (m/s)	0 mm	1.19	0.10	1.18	1.13-1.23	1.18	0.09	1.18	1.11-1.23	0.585
	5 mm	1.19	0.09	1.19	1.13-1.23	1.18	0.09	1.17	1.12-1.24	0.560
	10 mm	1.19	0.08	1.17	1.12-1.24	1.18	0.08	1.17	1.13-1.23	0.678
Apoyo (s)	0 mm	0.74	0.05	0.74	0.70-0.78	0.73	0.07	0.73	0.69-0.75	0.047
	5 mm	0.75	0.05	0.75	0.71-0.78	0.73	0.04	0.73	0.70-0.75	0.013
	10 mm	0.75	0.05	0.75	0.72-0.78	0.73	0.04	0.73	0.69-0.75	0.001
Frenado (N)	0 mm	112.7	30.6	106.4	92.3-133.8	102.0	26.8	100.2	79.2-119.4	0.046
	5 mm	114.4	26.9	115	92.6-132.8	104.2	24.7	107.7	85.8-117.0	0.034
	10 mm	118.1	30.5	114.9	95.4-141.8	103.7	26.3	104.7	83.0-120.6	0.007
Propulsión (N)	0 mm	136.3	33.3	132.4	113.7-156.5	120.3	28.5	117.2	99.36-135.4	0.004
	5 mm	137.0	32.0	137.1	113.6-149.7	120.8	29.0	119.1	99.3-136.2	0.003
	10 mm	134.6	30.9	128	109.9-149.4	141.8	161.2	118.1	98.9-136.4	0.031
Despegue (N)	0 mm	821.9	133.6	808.1	739.6-899.5	709.4	138.0	681.1	608.3-787.1	<0.001
	5 mm	833.7	135.1	826.2	745.3-904.9	714.5	136.9	683.8	136.9-782.0	<0.001
	10 mm	835.8	136.1	828	755.3-907.9	718.6	138.1	692.3	617.3-790.5	<0.001
Oscilación (N)	0 mm	610.0	112.3	600.3	543.1-680.7	497.5	102.6	476.5	437.5-541.1	<0.001
	5 mm	605.0	117.7	592.2	522.6-684.1	498.8	100.8	482.0	436.7-540.3	<0.001
	10 mm	600.1	110.9	591.1	523.5-676.0	492.1	102.1	463.7	420.3-537.5	<0.001

Tabla 7. Análisis de las fuerzas de reacción en el pie derecho
en función del sexo

IZQUIERDO		Hombre				Mujer				p
		Media	DE	Mediana	RIQ	Media	DE	Mediana	RIQ	
Velocidad (m/s)	0 mm	1.18	0.10	1.18	1.11-1.24	1.17	0.11	1.15	1.10-1.24	0.461
	5 mm	1.18	0.09	1.18	1.12-1.23	1.17	0.09	1.17	1.10-1.24	0.792
	10 mm	1.17	0.08	1.17	1.12-1.22	1.17	0.09	1.17	1.10-1.22	0.819
Apoyo (s)	0 mm	0.75	0.05	0.74	0.71-0.79	0.72	0.05	0.72	0.69-0.76	0.011
	5 mm	0.75	0.05	0.75	0.72-0.78	0.73	0.05	0.73	0.70-0.75	0.006
	10 mm	0.76	0.05	0.76	0.73-0.78	0.73	0.05	0.74	0.70-0.77	0.001
Frenado (N)	0 mm	114.1	33.4	109.8	90.4-128.7	97.3	21.4	95.7	79.6-114.6	0.004
	5 mm	112.1	28.4	109.2	91.9-129.0	99.9	24.1	94.9	83.3-111.9	0.018
	10 mm	114.2	27.8	109.6	92.5-132.9	103.9	22.4	98.9	89.1-120.4	0.062
Propulsión (N)	0 mm	129.9	33.0	125.4	108-142	116.3	31.5	109.1	93.3-130.4	0.009
	5 mm	130.7	31.3	128.2	109.2-143.4	118.4	31.1	115.4	97.0-137.6	0.013
	10 mm	130.2	30.7	127.3	106.9-147.9	117.4	31.8	113.3	94.1-140.4	0.017
Despegue (N)	0 mm	819.6	133.3	814.8	727.0-884.3	709.0	135.7	668.3	612.1-777.3	<0.001
	5 mm	830.8	138.3	826.6	735.1-904.2	718.5	133.4	691.4	621.6-784.0	<0.001
	10 mm	831.8	138.3	820.6	739.9-908.6	720.8	137.4	685.1	625.1-803.8	<0.001
Oscilación (N)	0 mm	608.2	109.2	600.9	544.1-666.1	500.3	100.4	482.7	432.3-545.8	<0.001
	5 mm	607.0	113.5	596.9	537.6-668.6	495.0	98.9	471	432.9-528.0	<0.001 ²
	10 mm	603.3	108.1	596.5	535.6-659.5	489.4	98.7	465.8	418.7-524.0	<0.001 ²

Tabla 8. Análisis de las fuerzas de reacción en el pie izquierdo en función del sexo.

Como hemos expuesto con anterioridad, al inicio del análisis, con 0 drop, ya se observaron diferencias significativas por lo que, continuar comparando en situaciones de 5 y 10 drop podría generar resultados influenciados por la condición de género en lugar de reflejar la reacción específica de cada género ante la variación en el drop en las situaciones planteadas.

5.3 Determinar las diferencias de las fuerzas de reacción según el Índice de Masa Corporal (IMC)

Al analizar la relación que existía entre el IMC y las fuerzas de reacción del suelo obtuvimos resultados significativos en todas las fuerzas.

En la prueba de Rho de Spearman, el coeficiente de correlación va entre -1 y 1. Se considera que la relación es moderada a partir de que sea $| > 0.5 |$.

En el caso de 0 drop, tanto en el pie izquierdo como en el derecho, en el frenado se han obtenido diferencias significativas relativas con un coeficiente de correlación de 0,641 en el pie izquierdo y 0,677 en el pie derecho. En la fuerza de propulsión, despegue, oscilación se han obtenido

diferencias significativas fuertes con un coeficiente de correlación $> 0,7$ en todas las variables.

Además, al haber obtenido el coeficiente de correlación positivo significa que a mayor IMC mayores son las fuerzas de reacción del suelo (**Tabla 9**).

Frenado 0 drop izquierdo (N)	Coeficiente de correlación	,641**
	Sig. (bilateral)	,000
Propulsión 0 drop izquierdo (N)	Coeficiente de correlación	,789**
	Sig. (bilateral)	,000
Despegue 0 drop izquierdo (N)	Coeficiente de correlación	,817**
	Sig. (bilateral)	,000
Oscilación 0 drop izquierdo (N)	Coeficiente de correlación	,785**
	Sig. (bilateral)	,000
Frenado 0 drop derecho (N)	Coeficiente de correlación	,677**
	Sig. (bilateral)	,000
Propulsión 0 drop derecho (N)	Coeficiente de correlación	,742**
	Sig. (bilateral)	,000
Despegue 0 drop derecho (N)	Coeficiente de correlación	,809**
	Sig. (bilateral)	,000
Oscilación 0 drop derecho (N)	Coeficiente de correlación	,780**
	Sig. (bilateral)	,000

Tabla 9. Coeficientes de correlación obtenidos al relacionar 0 drop con IMC.

En la misma línea que en el caso anterior, con 5 drop, tanto en el pie izquierdo como en el derecho, el coeficiente de correlación del frenado ha sido significativo relativo en ambos

pies con un coeficiente de correlación moderado de 0,689 en el pie izquierdo y de 0,676 en el pie derecho. En el resto de las fuerzas estudiadas se han obtenido diferencias significativas fuertes con un coeficiente de correlación $>0,7$ en todas las variables. Al igual que en la situación inicial, el haber obtenido el coeficiente de correlación positivo significa que a mayor IMC mayores son las fuerzas de reacción del suelo (**Tabla 10**).

Frenado 5 drop izquierdo (N)	Coeficiente de correlación	,689**
	Sig. (bilateral)	,000
Propulsión 5 drop izquierdo (N)	Coeficiente de correlación	,781**
	Sig. (bilateral)	,000
Despegue 5 drop izquierdo (N)	Coeficiente de correlación	,825**
	Sig. (bilateral)	,000
Oscilación 5 drop izquierdo (N)	Coeficiente de correlación	,772**
	Sig. (bilateral)	,000
Frenado 5 drop derecho (N)	Coeficiente de correlación	,676**
	Sig. (bilateral)	,000
Propulsión 5 drop derecho (N)	Coeficiente de correlación	,759**
	Sig. (bilateral)	,000
Despegue 5 drop derecho (N)	Coeficiente de correlación	,804**
	Sig. (bilateral)	,000
Oscilación 5 drop derecho (N)	Coeficiente de correlación	,778**
	Sig. (bilateral)	,000

Tabla 10. Coeficientes de correlación obtenidos al relacionar 5 drop con IMC.

En el caso de 10 drop, tanto en el pie izquierdo como en el derecho, se han obtenido diferencias estadísticamente significativas en todas las fuerzas de reacción estudiadas.

En este caso, sí que se han obtenidos coeficientes de correlación fuertes en todas ellas. Al igual que en los casos anteriores, al obtener coeficientes de correlación se relaciona que a mayor IMC mayor serán las fuerzas de reacción del suelo (Tabla 11).

Frenado 10 drop izquierdo (N)	Coeficiente de correlación	,704**
	Sig. (bilateral)	,000
Propulsion10 drop izquierdo (N)	Coeficiente de correlación	,804**
	Sig. (bilateral)	,000
Despegue 10 drop izquierdo (N)	Coeficiente de correlación	,826**
	Sig. (bilateral)	,000
Oscilación 10 drop izquierdo (N)	Coeficiente de correlación	,754**
	Sig. (bilateral)	,000
Frenado 10 drop derecho (N)	Coeficiente de correlación	,733**
	Sig. (bilateral)	,000
Propulsión 10 drop derecho (N)	Coeficiente de correlación	,771**
	Sig. (bilateral)	,000
Despegue 10 drop derecho (N)	Coeficiente de correlación	,812**
	Sig. (bilateral)	,000
Oscilación 10 drop derecho (N)	Coeficiente de correlación	,771**
	Sig. (bilateral)	,000

Tabla 11. Coeficientes de correlación obtenidos al relacionar 10 drop con IMC.

5.4 Cuantificar los cambios del CoP con los tres drop estudiados

Para el análisis del equilibrio, en primer lugar, se realizó un análisis estadístico descriptivo en el que se calculó la media, mediana, DE y RIQ de todas las variables a estudio en la prueba de ROA.

Teniendo en cuenta la media, el valor máximo obtenido se corresponde al *Ángulo ROA desplazamiento* en la situación de 5 drop (193.1°) y el valor mínimo corresponde a *ROA velocidad media* en las tres situaciones estudiadas (0.011 m/s) (**Tabla 12**).

ROA	0 mm				5 mm				10 mm			
	Media	DE	Mediana	RIQ	Media	DE	Mediana	RIQ	Media	DE	Mediana	RIQ
ROA desplazamiento total (mm)	8.8	9.6	5.4	3.4-11.1	12.0	7.3	11.6	6.0-16.6	11.7	6.7	10.4	6.5-16.3
Ángulo ROA desplazamiento (°)	182.2	96.5	189.8	94.4-263.9	193.1	100.0	209.3	98.0-280.3	168.3	101.8	152.9	92.6-264.2
ROA dispersión ML (mm)	2.6	1.0	2.5	2.0-3.2	2.9	1.1	2.6	2.1-3.4	2.9	1.1	2.7	2.2-3.5
ROA dispersión AP (mm)	3.9	1.5	3.6	3.0-4.7	4.2	2.2	3.7	2.9-4.9	3.9	1.6	3.7	2.7-4.5
ROA área barrida (mm ²)	38.9	24.0	33.1	24.9-47.0	47.5	41.1	35.6	24.1-54.8	45.3	33.7	34.5	23.5-55.2
ROA velocidad media (m/s)	0.011	0.002	0.010	0.009-0.012	0.011	0.002	0.011	0.010-0.012	0.011	0.002	0.011	0.010-0.013
ROA desplazamiento ML (mm)	13.2	4.6	12.4	10.3-15.9	14.3	5.2	13.2	10.8-16.5	15.3	6.1	14.1	11.2-18.1
ROA desplazamiento AP (mm)	18.6	6.0	17.4	14.6-22.0	19.9	8.9	17.6	14.7-23.4	19.0	7.1	17.8	14.4-22.2
ROA fuerza máxima ML (N)	6.9	2.8	6	4.8-8.4	7.0	2.9	6.6	5.0-9.2	7.2	3.1	6.6	5.0-8.8
ROA fuerza máxima AP (N)	3.9	1.5	3.6	2.6-4.6	4.3	1.8	4	2.7-5.4	4.5	2.3	4.3	3.0-5.5

Tabla 12. Resultados descriptivos de ROA en las tres situaciones planteadas.

Posteriormente, aplicando la prueba de ANOVA de medidas repetidas y la Prueba de Friedman para muestras relacionadas para análisis de la varianza de dos factores por rangos, se obtuvieron diferencias estadísticas significativas en *ROA desplazamiento*, *ROA dispersión ML*, *ROA velocidad media*, *ROA desplazamiento ML* y *ROA fuerza máxima AP* con valores de $p < 0.05$ (**Tabla 13**).

ROA	p
ROA desplazamiento total	<0.001
ROA dispersión ML	0.024
ROA velocidad media	<0.001
ROA desplazamiento ML	0.004
ROA sin fuerza máxima AP	0.048

Tabla 13. Significación (p-valor) de las diferentes variables estudiadas.

Por último, se llevó a cabo la prueba post hoc (prueba por parejas) (**Tabla 14**), para poder determinar con qué drop se obtenían las mayores variaciones.

ROA	0-5	0-10	5-10
ROA desplazamiento total	<0.001	<0.001	>0.999
ROA dispersión ML	0.032	0.118	>0.999
ROA velocidad media	0.007	0	0.509
ROA desplazamiento ML	0.150	0.004	0.607
ROA sin fuerza máxima AP	0.307	0.051	>0.999

Tabla 14. Prueba post hoc (por parejas) de las variables con diferencias significativas previas.

En cuanto a *ROA desplazamiento total* y *ROA velocidad media* obtuvimos diferencias significativas al comparar 0 y 5 drop y 0 y 10 drop.

En *ROA dispersión ML* únicamente había diferencias significativas al comparar el uso de 0 y 5 drop.

En *ROA desplazamiento ML* se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas al comparar 0 y 10 drop.

Remarcar que, a pesar de que obtuvimos resultados significativos en *ROA fuerza máxima AP* ($p=0.048$), al realizar la prueba post hoc en dicha variable se observó que no existían diferencias estadísticamente significativas entre ninguna de las situaciones.

En el caso de ROC no se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas en ninguno de los casos.

5.5 Analizar las diferencias del CoP según el sexo

Inicialmente, nos planteamos observar si en mujeres y hombres existía un comportamiento estabilométrico diferente con los distintos drop propuestos, tanto en ROA como en ROC.

Obtuvimos diferencias significativas en *ROA dispersión AP*, *ROA velocidad media*, *ROA fuerza máxima ML* y *ROA fuerza máxima AP* con el drop 0, por lo que cualquier diferencia posterior podría deberse a la condición de ser hombre o mujer y no al diferente comportamiento frente a la circunstancia de aumento de drop a 5 o 10 mm (**Tabla 15**).

LA INFLUENCIA DEL DROP DEL CALZADO DEPORTIVO EN EL ESTUDIO DINAMOMÉTRICO
DE LA MARCHA Y EL EQUILIBRIO ESTÁTICO

RESULTADOS

ROA		Hombre				Mujer				p
		Media	DE	Mediana	RIQ	Media	DE	Mediana	RIQ	
ROA desplazamiento total (mm)	0 mm	11.0	12.2	6.4	3.5-14.6	6.8	5.9	4.8	3.1-8.8	0.083
	5 mm	12.0	7.9	11.4	5.7-15.9	11.9	6.8	11.6	6.7-17.9	0.849
	10 mm	11.4	6.3	9.9	6.4-16.3	12.1	7.0	11.9	6.7-16.5	0.612
Ángulo ROA desplazamiento (°)	0 mm	197.1	97.2	225.4	99.5-276.9	168.6	94.6	161.1	86.3-246.1	0.078
	5 mm	197.4	98.8	222.3	95.0-281.4	189.1	101.7	196.5	99.6-280.3	0.623
	10 mm	159.0	97.4	141	78.1-231.2	176.8	105.7	182.6	99.0-277.8	0.331
ROA dispersión ML (mm)	0 mm	2.8	1.1	2.6	2.0-3.2	2.5	1.0	2.4	1.9-3.0	0.287
	5 mm	3.1	1.4	2.6	2.2-4.0	2.7	0.9	1.6	2.0-3.1	0.230
	10 mm	3.0	1.1	2.8	2.2-3.6	2.8	1.0	2.5	1.9-3.4	0.129
ROA dispersión AP (mm)	0 mm	4.3	1.7	3.9	3.2-4.9	3.6	1.2	3.4	2.7-4.3	0.045
	5 mm	4.7	2.5	4.3	3.1-5.2	3.7	1.7	3.5	2.6-4.5	0.020
	10 mm	4.0	1.6	3.8	2.7-4.8	3.9	1.6	3.7	3.0-4.5	0.889
ROA área barrida (mm ²)	0 mm	43.1	26.9	34.1	27.1-54.7	35.1	20.4	31	21.9-46.0	0.101
	5 mm	57.5	52.1	41	26.8-77.8	38.3	24.5	32.8	20.2-43.3	0.029
	10 mm	48.5	39.1	38.6	22.9-59.7	42.3	28.0	34.2	24.4-52.7	0.438
ROA velocidad media (m/s)	0 mm	0.011	0.002	0.011	0.009-0.012	0.010	0.002	0.010	0.009-0.011	0.042
	5 mm	0.012	0.002	0.011	0.010-0.013	0.011	0.002	0.010	0.009-0.011	0.007
	10 mm	0.012	0.002	0.012	0.010-0.013	0.011	0.002	0.011	0.010-0.012	0.038
ROA desplazamiento ML (mm)	0 mm	13.9	4.5	12.6	10.8-16.4	12.7	4.6	12	9.2-15.2	0.180
	5 mm	15.4	5.9	13.7	11.5-18.8	13.3	4.3	12.8	10.3-15.0	0.050
	10 mm	16.2	6.7	14.9	11.7-18.7	14.5	5.4	13.5	11.1-17.1	0.183
ROA desplazamiento AP (mm)	0 mm	19.6	6.9	18	15.1-22.7	17.7	4.8	17.1	14.5-20.1	0.152
	5 mm	21.6	8.9	19	15.9-24.4	18.4	8.8	16.2	13.8-21.4	0.007
	10 mm	19.8	8.1	17.9	13.5-23.5	18.3	6.0	17.2	14.9-21.9	0.543
ROA fuerza máxima ML (N)	0 mm	7.8	3.0	7.2	5.3-9.5	6.1	2.3	5.6	4.5-7.3	<0.001
	5 mm	8.0	3.0	7.4	5.8-9.9	6.2	2.5	5.5	4.2-7.7	<0.001
	10 mm	7.8	2.9	7.7	5.5-9.8	6.6	3.2	5.7	4.3-8.3	0.006
ROA fuerza máxima AP (N)	0 mm	4.5	1.5	4.1	3.5-5.2	3.4	1.4	3	2.5-4.1	<0.001
	5 mm	4.8	1.7	4.8	3.4-5.9	3.8	1.6	3.1	2.6-4.7	<0.001
	10 mm	5.2	2.7	4.6	3.9-5.8	3.9	1.7	3.2	2.8-5.0	0.001

Tabla 15. Influencia del sexo en el comportamiento estabilométrico en ROA en las diferentes situaciones propuestas.

Por el contrario, con respecto al *ROA área barrida* y *ROA desplazamiento AP*, con 0 drop no existen diferencias significativas entre hombres y mujeres y, sin embargo, al analizar 5 drop, se observa que es mayor en hombres que en mujeres con una diferencia estadísticamente significativa de $p=0.029$ y $p=0.007$ respectivamente.

Al igual que con ROA, también nos planteamos comprobar si con ROC existían diferencias en el comportamiento estabilométrico entre hombres y mujeres con los distintos drop propuestos (**Tabla 16**).

LA INFLUENCIA DEL DROP DEL CALZADO DEPORTIVO EN EL ESTUDIO DINAMOMÉTRICO
DE LA MARCHA Y EL EQUILIBRIO ESTÁTICO

RESULTADOS

ROC		Hombre				Mujer				p
		Media	DE	Mediana	RIQ	Media	DE	Mediana	RIQ	
ROC desplazamiento total (mm)	0 mm	12.7	8.6	11.5	5.4-18.7	9.7	7.4	7.6	3.9-12.3	0.067
	5 mm	190.8	94.4	204.6	117.2-267.8	183.3	107.6	183.5	88.0-277.6	0.727
	10 mm	165.5	87.6	161.2	90.5-241.0	173.1	118.4	136.4	68.6-282.5	0.838
Ángulo ROC desplazamiento (°)	0 mm	167.8	94.2	165.7	85.3-262.2	179.6	101.8	199.6	79.9-272.1	0.567
	5 mm	11.2	6.2	11.3	6.3-14.3	10.5	5.4	9.9	6.1-14.5	0.471
	10 mm	10.4	4.8	10	6.8-13.7	12.4	7.3	10.6	7.1-17.8	0.081
ROC dispersión ML (mm)	0 mm	3.8	1.8	3.2	2.8-4.5	3.2	1.7	2.9	2.2-3.8	0.017
	5 mm	4.0	2.1	3.5	2.6-5.2	3.3	1.4	3	2.2-4.1	0.048
	10 mm	3.9	2.2	3.2	2.5-4.9	3.6	1.4	3.2	2.5-4.6	0.688
ROC dispersión AP (mm)	0 mm	4.7	1.8	4.4	3.6-5.2	4.5	2.1	4.1	3.1-5.3	0.278
	5 mm	4.7	2.0	4.2	3.3-5.7	4.4	1.5	4.5	3.0-5.6	0.647
	10 mm	4.8	2.3	4	3.4-6.0	4.9	2.4	4.1	3.3-6.0	0.985
ROC área barrida (mm ²)	0 mm	76.4	73.5	59.5	39.8-90.7	59.3	50.7	42.5	31.7-65.1	0.025
	5 mm	78.1	70.9	57.5	34.6-88.6	57.8	35.2	57.2	25.0-83.2	0.247
	10 mm	83.3	109.5	52	33.9-110.6	72.8	62.2	53.7	37.0-94.5	0.889
ROC velocidad media (m/s)	0 mm	0.016	0.005	0.015	0.012-0.018	0.013	0.003	0.012	0.011-0.015	<0.001
	5 mm	0.015	0.004	0.014	0.012-0.017	0.013	0.003	0.013	0.011-0.015	0.009
	10 mm	0.015	0.004	0.014	0.011-0.019	0.014	0.004	0.013	0.011-0.017	0.380
ROC desplazamiento ML (mm)	0 mm	20.0	9.5	18.3	13.6-23.5	16.7	7.1	14.3	11.4-21.4	0.043
	5 mm	20.3	10.9	18.5	13.1-25.5	17.1	6.6	15.4	11.8-21.5	0.109
	10 mm	20.7	11.4	17.7	13.5-25.7	18.4	7.8	16.4	12.7-22.1	0.252
ROC desplazamiento AP (mm)	0 mm	24.3	8.2	23.7	19.3-27.3	22.6	10.2	19.8	15.6-25.5	0.033
	5 mm	23.5	9.0	21.4	16.4-28.6	22.0	7.5	22.1	15.5-27.8	0.698
	10 mm	24.1	10.2	21.4	14.2-29.7	24.3	10.0	21.7	17.7-29.1	0.881
ROC fuerza máxima ML (N)	0 mm	10.4	4.8	8.9	7.4-12.3	7.6	3.6	6.6	5.0-9.1	<0.001
	5 mm	9.3	4.8	8.4	6.5-10.9	7.6	3.1	7.4	5.0-9.3	0.031
	10 mm	9.5	4.5	7.7	6.2-11.7	8.4	3.8	7.4	5.3-11.0	0.167
ROC fuerza máxima AP (N)	0 mm	6.0	2.5	5.5	4.1-7.1	4.6	1.8	4.2	3.2-5.8	0.002
	5 mm	5.9	2.3	5.6	4.3-6.6	4.5	2.1	4.3	2.9-5.2	<0.001
	10 mm	5.9	2.6	5.4	3.7-7.4	5.2	2.9	4.3	3.2-6.1	0.028

Tabla 16. Influencia del sexo en el comportamiento estabilométrico en ROC en las diferentes situaciones propuestas.

Obtuvimos diferencias significativas en *ROC dispersión ML*, *ROC área barrida*, *ROC velocidad media*, *ROC desplazamiento ML*, *ROC desplazamiento AP*, *ROC fuerza máxima ML* y *ROC fuerza máxima AP* con 0 drop. Al existir desde la situación inicial de 0 drop diferencias significativas, probablemente las diferencias presentes en 5 y 10 drop se deban a la condición de sexo y no a la variación de drop propuestos

En el análisis de ROC no se han encontrado diferencias significativas en *desplazamiento total*, *Ángulo ROC desplazamiento* ni en *dispersión AP* al comparar el sexo con los tres supuestos ya que hemos obtenido $p > 0.05$ en todos los casos.

5.6 Determinar las diferencias del CoP según la talla

Se ha utilizado la prueba Rho de Spearman para evaluar la relación que existe entre cada una de las variables a estudio y la talla.

Respecto al *ROA área barrida*, se encuentra significación estadística al analizar los tres supuestos planteados, aunque la correlación más notable es la de 5 drop (0.304) ya que en el

resto de los supuestos el coeficiente de correlación es muy bajo.

(Tabla 17)

ROA 0 drop Área barrida (mm ²)	Coeficiente de correlación	,205*
	Sig. (bilateral)	,027
ROA 5 drop Área barrida (mm ²)	Coeficiente de correlación	,304**
	Sig. (bilateral)	,001
ROA 10 drop Área barrida (mm ²)	Coeficiente de correlación	,218*
	Sig. (bilateral)	,018

Tabla 17. Correlación entre talla y ROA área barrida.

En *ROA desplazamiento AP* se han obtenido diferencias significativas en el caso de 5 y 10 drop aunque el coeficiente de correlación mayor ha sido el de 5 drop (0.320) (Tabla 18).

ROA 0 drop desplazamiento anteroposterior (mm)	Coeficiente de correlación	,128
	Sig. (bilateral)	,169
ROA 5 drop desplazamiento anteroposterior (mm)	Coeficiente de correlación	,320**
	Sig. (bilateral)	,000
ROA 10 drop desplazamiento anteroposterior (mm)	Coeficiente de correlación	,223*
	Sig. (bilateral)	,016

Tabla 18. Correlación entre talla y ROA desplazamiento AP.

Al analizar la correlación entre la talla y ROA fuerza máxima ML se observa significación en los tres casos, siendo el coeficiente de correlación mayor en 5 drop (0.435) (**Tabla 19**)

ROA 0 drop fuerza máxima ML (N)	Coeficiente de correlación	,382**
	Sig. (bilateral)	,000
ROA 5 drop fuerza máxima ML (N)	Coeficiente de correlación	,435**
	Sig. (bilateral)	,000
ROA 10 drop fuerza máxima ML (N)	Coeficiente de correlación	,384**
	Sig. (bilateral)	,000

Tabla 19. Correlación entre talla y ROA fuerza máxima ML.

Al correlacionar la talla con ROA fuerza máxima AP, se han obtenido diferencias significativas en las tres situaciones propuestas, pero el coeficiente de correlación mayor corresponde a 0 drop (**Tabla 20**).

ROA 0 drop fuerza máxima AP (N)	Coeficiente de correlación	,412**
	Sig. (bilateral)	,000
ROA 5 drop fuerza máxima AP (N)	Coeficiente de correlación	,385**
	Sig. (bilateral)	,000
ROA 10 drop fuerza máxima AP (N)	Coeficiente de correlación	,390**
	Sig. (bilateral)	,000

Tabla 20. Correlación entre talla y ROA fuerza máxima AP.

5.7 Observar los cambios del CoP según el IMC

Se ha utilizado la prueba Rho de Spearman para evaluar la relación que existe entre cada una de las variables a estudio y el IMC.

En el análisis de *ROA fuerza máxima ML* existe correlación en las tres situaciones con el *IMC*. La correlación existente es positiva, lo que quiere decir que a mayor *IMC* mayor *fuerza máxima ML*. Se puede afirmar que la correlación entre estas variables es moderada, ya que en todos los casos es >0.5 , siendo mayor el coeficiente de correlación correspondiente a 0 drop (0.589) (**Tabla 21**).

ROA 0 drop fuerza máxima ML (N)	Coefficiente de correlación	,589**
	Sig. (bilateral)	,000
ROA 5 drop fuerza máxima ML (N)	Coefficiente de correlación	,516**
	Sig. (bilateral)	,000
ROA 10 drop fuerza máxima ML (N)	Coefficiente de correlación	,538**
	Sig. (bilateral)	,000

Tabla 21. Correlación entre IMC y ROA fuerza máxima ML.

Al analizar *ROA fuerza máxima AP*, existen diferencias significativas en los tres casos siendo el coeficiente de

correlación mayor en el caso de 0 drop (0.523). Aunque el coeficiente de correlación en el caso de 5 y 10 drop no llega a $|0.5|$, se queda muy cerca y además siguen la misma tendencia entre los tres ya que todos los coeficientes de correlación son positivos, lo que significa que a mayor *IMC* mayor *ROA fuerza máxima AP* (**Tabla 22**).

ROA 0 drop fuerza máxima AP (N)	Coeficiente de correlación	,523**
	Sig. (bilateral)	,000
ROA 5 drop fuerza máxima AP (N)	Coeficiente de correlación	,492**
	Sig. (bilateral)	,000
ROA 10 drop fuerza máxima AP (N)	Coeficiente de correlación	,477**
	Sig. (bilateral)	,000

Tabla 22. Correlación entre *IMC* y *ROA fuerza máxima AP*.

En el análisis de *ROC fuerza máxima ML* y *ROC fuerza máxima AP*, se encuentran datos significativos en los tres casos, aunque el coeficiente de correlación en 0 drop es moderado y sin embargo en el caso de 5 y 10 drop no llega a $|0.5|$

Al ser positivo afirmamos que la tendencia es la misma y que a mayor valor de *IMC* hay mayor valor de *fuerza máxima ML* y *AP*. (**Tabla 23**)

ROC 0 drop fuerza máxima ML (N)	Coeficiente de correlación	,545**
	Sig. (bilateral)	,000
ROC 5 drop fuerza máxima ML (N)	Coeficiente de correlación	,494**
	Sig. (bilateral)	,000
ROC 10 drop fuerza máxima ML (N)	Coeficiente de correlación	,413**
	Sig. (bilateral)	,000
ROC 0 drop fuerza máxima AP (N)	Coeficiente de correlación	,508**
	Sig. (bilateral)	,000
ROC 5 drop fuerza máxima AP (N)	Coeficiente de correlación	,493**
	Sig. (bilateral)	,000
ROC 10 drop fuerza máxima AP (N)	Coeficiente de correlación	,391**
	Sig. (bilateral)	,000

Tabla 23. Correlación entre IMC y ROC fuerza máxima ML y AP.

6 DISCUSIÓN

6.1 Cuantificar las fuerzas de reacción (fuerza de frenado, fuerza de propulsión, fuerza de despegue y fuerza de oscilación) con los tres drop estudiados.

A la luz de los resultados obtenidos, podríamos afirmar que las cuatro fuerzas estudiadas, han sido similares en ambos pies, aunque ligeramente superiores en el pie derecho, con la mayor diferencia observada de 0.8 N en el despegue y a los 10 mm de drop.

Para poder hacernos una idea de la equivalencia de 0.8 N, teniendo en cuenta que la masa media del adulto se estima mundialmente en 62 kg, ejercería una fuerza de 608 N teniendo en cuenta el 100% del peso corporal. En el momento del despegue, los valores son mayores de ese porcentaje, ascendiendo hasta un 120%, por lo que la fuerza podría ascender todavía más hasta los 729 N en condiciones normales. Teniendo en cuenta que el peso de un cuerpo puede calcularse multiplicando su masa por la fuerza de la gravedad, 0.8 N corresponde a un cuerpo cuya masa es de 78,4 gramos, lo que equivale a un pájaro del tamaño de un agaporni (103).

Ya, Peters, en 1988, hablaba de “pie preferido” y “pie no preferido” para referirse a la dominancia de un pie sobre el otro a la hora de apoyar el pie en el suelo cargando en dicho pie el peso corporal, lo que podría explicar las ligeras diferencias de fuerza obtenidas en nuestros resultados (104).

Hay que tener en cuenta que no podemos observar el cuerpo humano únicamente desde una perspectiva biomecánica, ya que el movimiento está generado como resultado de la combinación entre factores biomecánicos y factores neurofisiológicos. Cuando se habla de lateralidad se refiere a la predominancia motora de un miembro del cuerpo sobre el contralateral. Cuando hay predominancia del hemisferio cerebral izquierdo, la predominancia motora será del miembro derecho y viceversa (105).

Sin embargo, propusieron que se utilizara el término “simetría de la marcha” siempre que no se observaran diferencias estadísticamente significativas en todos los parámetros que se midieran de forma bilateral, por lo tanto, podríamos considerar simetría según los resultados obtenidos en nuestro estudio (106).

Con respecto a la velocidad de la marcha, no hay diferencias con el aumento de drop. Esto podría explicarse por la homogeneidad de la muestra con respecto a la edad, a diferencia de otros autores que han demostrado que la velocidad, junto con otros parámetros del patrón de marcha, cambian según la edad. De esta forma, **Oberg T** (107) y **Al-Obaidi S** (108) obtuvieron que la velocidad normal en la marcha humana joven era de 1,05 a 1,43 m/s, mientras que **Bohannon RW** (109) consideró como normal una velocidad de 0,94 a 1,34 m/s en adultos mayores.

Distintos investigadores, han podido demostrar que todos los cambios en los patrones de marcha se deben a las alteraciones que sufren el sistema locomotor, vestibular y propioceptivo con la edad (110–112), disminuyendo la velocidad por el aumento de la inestabilidad (113).

Todas las fuerzas de reacción estudiadas, excepto la de propulsión, y el tiempo de apoyo, cambiaron con los distintos drop utilizados.

El tiempo de apoyo aumentó comparando el 0 drop con los 10 drop en ambos pies.

Esto se podría explicar porque con drop 10, al aumentar la altura del talón 10mm, conferiría al tobillo un mayor rango de flexión plantar, por lo que para iniciar la marcha y realizar el contacto de talón, el tobillo tendría que angularse más hacia flexión dorsal que con 0 drop. Sin embargo, en la situación de 0 drop, el pie se encontraría con unos grados iniciales menores de flexión plantar y podríamos decir que el tobillo se encuentra en posición más neutra en el momento del contacto con el suelo. Por tanto, a la hora de realizar la transición desde el contacto de talón hasta el despegue, pasando por el medio apoyo, podría deducirse que se necesita más tiempo para abandonar el pie del suelo en la situación de 10 drop que con 0 drop (114,115).

Con respecto a las investigaciones sobre las angulaciones del tobillo, sobre todo en carrera, **Lieberman** (114) dio claridad al respecto, obteniendo resultados en los que se evidenciaba que los corredores, cuando usaban calzado, tenían que realizar una mayor dorsiflexión para hacer el contacto de talón y, sin embargo, esos mismos corredores, al correr descalzos realizaban el contacto de talón con 7-10º menos de dorsiflexión. En cuanto a los corredores que caminan habitualmente

descalzos, realizaban el primer contacto con el antepié, posteriormente con el retropié y finalmente con el antepié otra vez, lo que se conoce como carrera punta-talón-punta, tanto calzados como descalzos.

Por otro lado, **Bonacci** (115) estudió la carrera en cuatro situaciones diferentes, descalza, con calzado minimalista, con zapatilla de carrera ligera y plana y con zapatilla convencional y observó que la dorsiflexión inicial del pie era menor en la carrera descalza y con calzado minimalista que con la zapatilla de carrera ligera y plana y con la zapatilla convencional.

Apoyándonos tanto en el estudio de **Lieberman** como en el de **Bonacci**, podríamos concluir que la diferente angulación del tobillo que se produce con el calzado de carrera puede deberse al drop que todos los calzados deportivos convencionales tienen, resultados que podemos extrapolarlos a los obtenidos por nosotras en nuestra investigación al usar diferentes drop en la marcha.

De la misma forma que con el tiempo de apoyo, la fuerza de frenado aumentó al cambiar de los 0 a los 10 drop. Los resultados obtenidos también podrían explicarse por la

angulación que el tobillo adopta cuando caminamos en las diferentes inclinaciones.

Podríamos pensar que un mayor drop podría desplazar la carga hacia el antepié, al igual que pasa con el calzado de tacón, que a más cm de tacón mayor carga soporta el antepié (116,117), pero no ha sido así en nuestro estudio. Esto puede deberse a que la altura de 10 mm de drop no es suficiente para trasladar la carga hacia el antepié, como ya dijo Viladot hace bastantes años en sus investigaciones, en las que proponía una altura de más de 2 cm de tacón para trasladar las cargas hacia el antepié (118).

Además, **Beson et al** (7) estudiaron 15 corredores con diferentes drop (0, 6 y 10) y obtuvieron hallazgos con respecto a la angulación del tobillo hacia dorsal en el momento del contacto inicial, siendo mayor con 10 drop que con 0 drop.

Squadrone et al (119) también comprobaron la influencia que existía del drop en la angulación del tobillo. Compararon zapatillas convencionales con zapatillas barefoot y obtuvieron datos que corroboraban que al correr con con 0 drop existía una mínima flexión dorsal de la TPA al realizar el primer

contacto y por tanto había un menor impacto en la fase de contacto inicial con el suelo, lo que explicaría que las fuerzas de frenado sean menores con 0 drop que con 10 drop. **Tam et al** (120) también obtuvieron resultados mayores en la fuerza de reacción en la fase de contacto en calzados deportivos convencionales con respecto al barefoot. En carrera, con 0 drop, el pie tiende a realizar su primer contacto con el antepié, sin embargo, con 10 drop, el primer contacto se realiza con el retropié. Por todo esto, la fuerza de frenado podría ser mayor en el caso de 10 drop (121–125).

Hay que tener en cuenta que existen otros factores que también influyen en la angulación del tobillo durante la marcha, como pueden ser la conformación muscular del individuo, la flexibilidad o el rango de movilidad articular (126). En la práctica deportiva también hay diferencias en la angulación del tobillo en función del deporte que se practique, ya que la flexibilidad es una capacidad que permite realizar los movimientos articulares con el mayor rango de movilidad posible. Existen modalidades deportivas en las que la flexibilidad requiere estar más entrenada y sin embargo en

otras modalidades deportivas no se requiere tanta flexibilidad (127).

Debido a la limitación de estudios publicados sobre nuestro tema, hemos querido hacer un símil del drop con el zapato de tacón, teniendo presente siempre que la altura del drop se mide en mm y sin embargo la del tacón se mide en centímetros. El calzado de tacón favorece el movimiento de supinación del pie reduciendo así la anchura del arco plantar (128).

Además, el aumento de tacón obliga a la TPA a aumentar su flexión plantar y esto provoca que las unidades motoras de los gastrocnemios, tanto medial como lateral, aumenten su actividad y su acortamiento (129,130). Por lo tanto, teniendo en cuenta que los tacones altos provocan alteraciones biomecánicas en el pie y el tobillo, se podría suponer que también existe una relación con las alteraciones posturales ascendentes compensatorias (131,132).

De esta forma, deducimos que una mayor elevación del talón, aunque sea mínima de 5 mm, ya aumenta la fuerza de

despegue durante la marcha, con las correspondientes repercusiones musculares de forma ascendente.

Los valores de la fuerza de despegue fueron los más elevados en comparación con el resto de las fuerzas estudiadas. En el despegue, es necesario angular el tobillo hacia flexión plantar (FP), teniendo que realizar el antepié una fuerza mayor a la de nuestro peso para poder trasladar toda la carga hacia delante y que posteriormente podamos despegar el pie del suelo en la fase de propulsión (7).

Además, según **Riddick** (133), las partes blandas del cuerpo humano ayudan a disipar la energía generada durante el contacto del talón. Bajo la piel del pie, está presente una capa de tejido subcutáneo gruesa conocida como almohadilla plantar. En el talón, esta almohadilla grasa tiene un grosor medio de 18 mm y sus células se encuentran dispuestas en celdillas, separadas por tabiques verticales, lo que le aporta la resistencia necesaria y la capacidad amortiguadora para poder soportar y absorber el impacto durante la marcha o la carrera (134,135).

La fuerza de propulsión es menor que la fuerza de despegue. Esto se podría explicar porque cuando hablamos de fuerza de despegue nos estamos refiriendo a fuerzas verticales, que se encuentra estrechamente relacionada con el peso del individuo, como veremos más adelante. Sin embargo, al hablar de fuerzas de propulsión nos referimos a fuerzas antero-posteriores y su magnitud es menor que la de las fuerzas verticales. La fuerza de propulsión es la que se encarga de desplazar la carga corporal hacia delante (10,84,136).

6.2 Analizar las diferencias de las fuerzas de reacción según el sexo

A la vista de los resultados obtenidos, las fuerzas de reacción eran diferentes ya en la situación inicial con 0 drop en ambos pies. Esto puede deberse a las diferencias anatómicas y fisiológicas que existen entre hombres y mujeres, como, por ejemplo, la lordosis lumbar, que es más acusada en mujeres que en hombres (137), la densidad ósea, que en adultos jóvenes es un 35-42 % mayor en hombres que en mujeres, lo que hace que sus huesos tengan un mayor tamaño y un peso más elevado (138) y la estructura de la pelvis, en mujeres es más ancha y menos profunda, presentando un arco del pubis

mayor de 90°. Estos cambios anatómicos se deben a la necesidad de adaptación del cuerpo de la mujer de cara al parto (139). **Velez Vázquez** (140) estudió variables que dejaban tangibles las diferencias anatómicas entre hombres y mujeres. Observó diferencias en el peso, la altura, la longitud de los miembros inferiores y en la fuerza del cuádriceps y el tríceps sural, obteniendo resultados en todas estas variables mayores para el grupo de hombres. Por otro lado, la flexibilidad muscular es mayor en mujeres que en hombres, esto es debido a la existencia de estrógeno y a las altas cantidades de relaxina (139).

Por todo lo anteriormente expuesto, al haber encontrado diferencias significativas entre sexos en la situación inicial de 0 drop propuesta en nuestro estudio, no podemos afirmar que los cambios posteriores se deban al incremento de drop.

6.3 Determinar las diferencias de las fuerzas de reacción según el Índice de Masa Corporal (IMC)

A la vista de los resultados obtenidos existe una relación directa entre el IMC y las fuerzas de reacción del suelo en las tres situaciones estudiadas.

Cabe destacar que, en la fuerza de frenado en 0 y 5 drop, la correlación es moderada. Sin embargo, en el caso de 10 drop se obtuvo una correlación fuerte en la fuerza de frenado, lo que sugiere que ambas variables están estrechamente relacionadas.

Durante la marcha existen cambios de posición del centro de gravedad tanto en el plano vertical como en el horizontal (141). Además, también existe un transporte del centro de masa en sentido anteroposterior. Al iniciar la marcha, cuando realizamos el contacto de talón, se puede observar que el centro de masa se encuentra por detrás del centro de gravedad y que a medida que se van llevando a cabo las diferentes fases de la marcha, el centro de masa se va transportando hacia delante hasta la fase de propulsión, en la que el peso se encuentra por delante de la pierna de apoyo y por tanto por delante del centro de gravedad (**Figura 24**). A esto se le conoce como analogía de la caminata con el modelo de péndulo invertido (142). Esto podría explicar que en la fuerza de frenado hayamos obtenido una correlación con el IMC más moderada que en el resto de las fuerzas estudiadas.

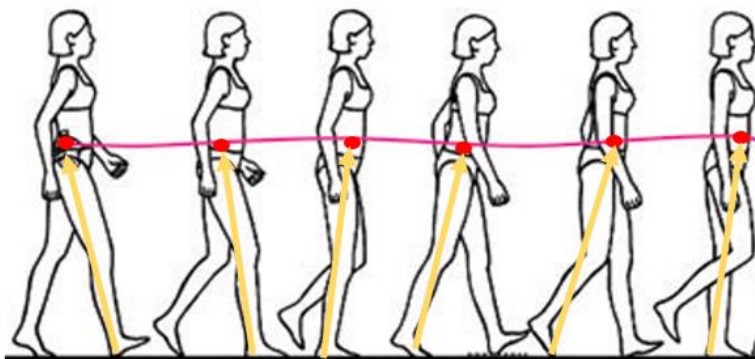


Figura 24. Desplazamiento del CG y CM durante la marcha.

Por otro lado, en el resto de las fuerzas estudiadas, propulsión, despegue y oscilación, se han obtenido correlaciones fuertes del IMC con el drop y los resultados han seguido la misma línea en los tres casos estudiados, siendo el coeficiente de relación positivo, lo que implica que a un mayor IMC existe una mayor fuerza de reacción.

Esto podría tener sentido si entendemos la tercera ley de Newton, por la que se rige la plataforma que hemos utilizado, que describe que la fuerza que ejerce un cuerpo sobre otro le será devuelta con una fuerza de igual magnitud, pero en sentido contrario (143). Por lo tanto, una persona con mayor IMC va a ejercer más fuerza que otra con un IMC menor.

En coherencia con los resultados obtenidos entre el IMC y las fuerzas de reacción del suelo, podríamos deducir que las personas que sufren un aumento de su peso corporal por sobrepeso u obesidad podrían tener mayor probabilidad de padecer lesiones a nivel osteo-articular. La obesidad en muchas ocasiones está asociada a un estilo de vida sedentario y por tanto esto implica pérdida de masa muscular que también afectaría a la estabilidad articular (144).

Además, la obesidad se relaciona con la diabetes mellitus tipo 2. Se trata de una patología que viene dada por la incapacidad del organismo de regular los niveles de glucosa por la segregación insuficiente de insulina (145). Según la Sociedad Española de Diabetes (SED), España es actualmente el segundo país de Europa con mayor prevalencia de diabetes mellitus tipo 2 con un 14,8 %.

Algunos autores comparten la idea de que la existencia de presiones altas en algunas zonas de los pies es el factor inicial en la aparición de úlceras neuropáticas en pacientes con diabetes mellitus. Estas úlceras pueden producirse tanto por la fuerza vertical en la superficie plantar, como por la fuerza de cizallamiento (146,147). Por ello es tan importante educar en

un estilo de vida saludable y teniendo en cuenta de manera prioritaria la elección de un calzado que redistribuya las presiones de manera óptima y poder así prevenir las lesiones en el pie diabético y de riesgo.

6.4 Cuantificar los cambios del CoP con los tres drop estudiados.

A la vista de los resultados obtenidos en *ROA desplazamiento* y *ROA velocidad media* obtuvimos diferencias significativas al comparar 0 y 5 drop y 0 y 10 drop.

Sin embargo, en *ROA dispersión ML* encontramos diferencias significativas únicamente entre 0 y 5 drop. Estos resultados pueden explicarse, si entendemos bien cómo se mantiene el equilibrio en el cuerpo humano.

Los factores que intervienen en el mantenimiento del equilibrio son mecánicos, psicológicos y ambientales, fisiológicos y la condición física (90,148).

ESTABILIDAD DEL EQUILIBRIO

MECÁNICOS

- Base de sustentación
- Proyección del CG
- Altura del CG
- Otros factores mecánicos

**PSICOLÓGICOS Y
AMBIENTALES**

- Stress, miedo.
- Control SNC

FISIOLÓGICOS

- Aferencias vestibulares, visuales o somatosensoriales.
- Envejecimiento
- Fatiga
- Consumo de sustancias

CONDICIÓN FÍSICA

- Capacidades físicas básicas
- Coordinación y agilidad

Teniendo en cuenta todos los factores anteriormente citados, creemos que al haber aumentado el drop de manera gradual, el sistema somatosensorial, a través de los mecanorreceptores, ha trabajado para compensar el desequilibrio inicial y sin embargo en el caso de 5 y 10 drop y 0 y 10 drop pudiera ser que el organismo se haya adaptado una vez producido un desequilibrio inicial.

También podría ser que, al estar implicados tantos factores en el mantenimiento del equilibrio, aunque intentemos

“desestabilizar” al individuo sano aumentando la altura del drop, no se consigue de forma evidente, ya que los individuos son jóvenes y no tienen ninguna patología que les afecte al equilibrio. De esta forma, podrían mantener el equilibrio con estrategias compensatorias, como ocurre en las patologías que cursan con afectación vestibular, en la que los individuos se ayudan de otros sistemas implicados, como la información visual que reciben del medio para el mantenimiento del equilibrio (149).

Además, existen diferentes estrategias posturales para mantener el equilibrio. Por un lado, se encuentra la estrategia de tobillo, en la que se registran movimientos en la TPA y por tanto se corresponden a movimientos antero-posteriores. Por otro lado, está la estrategia de cadera, en la que el cuerpo realiza movimientos a través de la articulación de la cadera para mantener el equilibrio y por tanto se registran movimientos medio-laterales. Por último, está la estrategia del paso, cuando la inestabilidad del individuo es tal, que necesita dar un paso para poder mantener el equilibrio (150).

Cualquier individuo libre de patología que vea afectado su equilibrio en un momento determinado, podrá utilizar la

estrategia de tobillo en una superficie estable para mantener el equilibrio. Sin embargo, en el caso de que la superficie de apoyo se vaya volviendo inestable, empleará la estrategia de cadera para poder mantener el equilibrio (150).

Por lo tanto, otra explicación que le encontramos a nuestros resultados ante la ausencia de estudios similares con los que comparar nuestra investigación, es que, al aumentar el drop de 0 a 5, podríamos asemejar este aumento de drop con esa "superficie inestable" a la que se refieren **Peydro de Moya et al** (151) en su estudio y por tanto podría requerir una estabilización a nivel de la articulación de la cadera.

En cuanto a los resultados en *ROA desplazamiento ML* se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas únicamente al comparar 0 y 10 drop.

Esto quiere decir que el sujeto es más inestable en sentido mediolateral con la mayor elevación del talón propuesta.

En la literatura, se relaciona la inestabilidad lateral en estática con el riesgo de caída, siendo un importante factor predictivo (152). También se relaciona la insuficiencia en el control del equilibrio estático en sentido ML con alteraciones

en la marcha, que es el momento en el que suceden el mayor porcentaje de caídas (153). A raíz de nuestro estudio, podemos deducir que una elevación de talón, por muy pequeña que sea, produce más inestabilidad ML en los sujetos jóvenes y sanos. Podemos extrapolar esto a que con mayor tacón y con individuos de más edad, se acentúe más todavía dicha inestabilidad, y también con la existencia de patologías que pudieran afectar al equilibrio, lo que podría demostrarse con investigaciones ulteriores.

Es necesario entender que el cuerpo humano se encuentra en un desequilibrio anterior. La línea de gravedad se sitúa por delante de los maléolos, lo que implica que el peso de la cabeza esté $2/3$ por delante de esta línea (**Figura 25**), lo que provoca una tensión fascial de toda la cadena muscular posterior para poder contrarrestar dicho desequilibrio (154). Por ello podríamos deducir que el desplazamiento AP del CoP es menor que el desplazamiento ML.

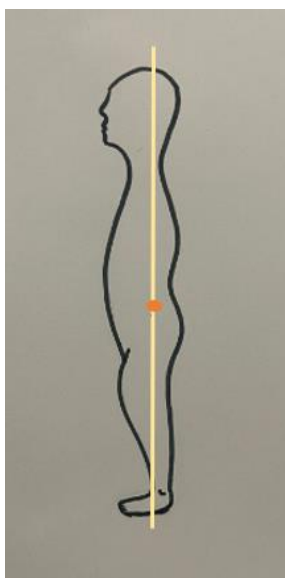


Figura 25. Proyección del centro de gravedad por delante de los maléolos

6.5 Analizar las diferencias del CoP según el sexo

En las variables: *ROA dispersión AP*, *ROA velocidad media*, *ROA fuerza máxima ML* y *ROA fuerza máxima AP* existen diferencias en la situación inicial de 0 drop, por lo que como ya hemos explicado anteriormente con la marcha, esto podría deberse a las diferencias anatómicas que existen entre hombres y mujeres (137–140), y por lo tanto no tiene sentido analizar posteriormente con 5 y 10 drop, ya que, si existen diferencias, pueden deberse a la condición de sexo estrictamente.

Con respecto al *ROA área barrida*, *ROA desplazamiento ML* y *ROA desplazamiento AP*, con 0 drop no existen diferencias significativas entre hombres y mujeres, por lo que procede seguir evaluando si en la condición de 5 y 10 drop se muestran diferencias. Analizando 5 drop, se observan todos los anteriores valores mayores en hombres que en mujeres con una diferencia estadísticamente significativa de $p= 0.029$, $p= 0.050$ y $p= 0.007$.

Esto podría deberse a la diferencia de elasticidad muscular, fascial y ligamentosa de las mujeres con respecto a los hombres, que viene dada por la condición hormonal. Existen diferentes investigaciones que señalan la importancia de las hormonas en la flexibilidad de las fascias femeninas (155–157). Las hormonas son capaces de mantener la musculatura, ligamentos y fascias femeninas, tras los numerosos cambios estructurales que sufre el cuerpo de la mujer a lo largo de su vida.

En la actualidad se conoce que cuando los niveles hormonales cambian, el porcentaje de colágeno-I, colágeno-III, fibrilina y elastina varía, provocando cambios en el tejido musculoesquelético (157).

6.6 Determinar las diferencias del CoP según la talla

A la vista de los resultados obtenidos, existe influencia de la talla con respecto a las oscilaciones del CoP, aunque los coeficientes de correlación obtenidos son bajos en al analizar todas las variables ya que no llegan al 0,5, siendo el coeficiente de correlación más alto 0,435 que se corresponde a *ROA fuerza máxima ML* en el caso de 5 drop. Estas diferencias se pueden explicar por la posición del centro de gravedad en el individuo. **Plas et al** (158) dejan de manifiesto que el centro de gravedad del cuerpo humano en posición relajada de bipedestación se encuentra en el 55% de la estatura del sujeto, por lo que, a mayor estatura, más alto se encuentra el centro de gravedad.

La muestra de nuestra investigación ha sido bastante homogénea con respecto a la talla, siendo la talla media 169,29 cm, lo que podría explicar que se hayan obtenido coeficientes de correlación bajos en nuestros sujetos.

Distintas investigaciones muestran la edad como un factor importante de afectación de equilibrio. Ya Sheldon (159), en 1963 estudió las alteraciones progresivas que tuvieron lugar afectando a la estabilidad de las personas a medida que la edad

aumentaba, concluyendo que el máximo control postural se alcanza en la adolescencia tardía y se mantiene hasta los 60 años.

En la misma línea, Era et al (160) estudiaron el equilibrio postural en una población mayor de 30 años y obtuvieron resultados con los que observaron que la función del equilibrio se ve afectada a una edad relativamente joven y que se deteriora de manera más rápida a partir de los 60 años.

Algunos de los factores que contribuyen a esta alteración de equilibrio en la edad adulta son, la pérdida de masa y fuerza muscular, peso corporal, fatiga y agotamiento, pérdida de la flexibilidad en los ligamentos, disminución de la capacidad de reacción disminución de la flexibilidad de los ligamentos y la disminución en la capacidad de reacción, entre otros (161).

Por otro lado, se han registrado desplazamientos y velocidades del CoP superiores en adultos mayores respecto a los registrados en adultos jóvenes. Estos cambios en el CoP indican la activación de "respuestas posturales automáticas" y el uso de las estrategias de tobillo y cadera para mantener el equilibrio (162,163).

Teniendo en cuenta las investigaciones de **Shaldon y Era et al** citadas anteriormente, es posible que, el coeficiente de correlación obtenido en nuestro estudio haya sido bajo debido a la homogeneidad de la muestra en cuanto a la edad y talla.

6.7 Observar los cambios del CoP según el IMC

Con los resultados obtenidos observamos que sí existe relación directa entre el IMC y las oscilaciones del centro de presiones.

A la vista de los resultados obtenidos en el análisis de ROA, en *ROA fuerza máxima ML* y *ROA fuerza máxima AP* hay una correlación positiva entre el IMC y las tres variables estudiadas.

Se obtuvieron diferencias del IMC en la situación inicial de 0 drop. Al igual que pasaba con el sexo y las variables de equilibrio en el apartado 2, no podremos saber, si las diferencias obtenidas con 5 y 10 drop se deben a esta condición y no a las diferencias en IMC.

Hay algunas investigaciones que relacionan el equilibrio con la obesidad de los sujetos. En esta línea, **Teasdale** investigó sobre el efecto que tenía la obesidad en el equilibrio, realizando

mediciones a individuos antes y después de perder peso y obtuvo resultados en lo que se apreciaba una mejora de la estabilidad tras la pérdida de peso (164).

Corbeil et al (165) sometieron a estudio la influencia que tenía el peso corporal en la estabilidad anteroposterior. Obtuvieron resultados en los que con un aumento de peso existía un desplazamiento anterior de masa y por tanto el tobillo tenía que realizar movimientos de torsión para seguir manteniendo el equilibrio, por lo que concluyeron que los individuos obesos tienen más probabilidades de sufrir caídas por estar rozando sus límites de estabilidad.

Por lo tanto, apoyándonos en las anteriores investigaciones podemos deducir que un mayor peso sí influye en los parámetros de fuerza mencionados, como hemos visto en el apartado de discusión del análisis de la marcha. En el caso de nuestra muestra, los sujetos se sitúan de media en un IMC de 25.3, correspondiendo a valores normales, por lo que entendemos que las oscilaciones del CoP en nuestros sujetos han sido bajas.

7 CONCLUSIONES

Teniendo en cuenta los resultados que hemos obtenido en esta investigación y atendiendo a los objetivos que inicialmente se marcaron, a continuación, se detallan las conclusiones alcanzadas:

PRIMERA. Con respecto a cuantificar las fuerzas de reacción (fuerza de frenado, fuerza de propulsión, fuerza de despegue y fuerza de oscilación) con los tres drop estudiados.

El presente estudio ha demostrado que existe un incremento en las fuerzas de reacción del suelo durante el proceso dinámico de la marcha, con los distintos drop propuestos. Esto es importante a la hora de elegir un calzado adecuado para la práctica deportiva que se vaya a realizar, teniendo en cuenta especialmente la amortiguación de cara a la prevención de lesiones.

SEGUNDA. Con respecto a analizar las diferencias de las fuerzas de reacción según el sexo

Existen variaciones en las fuerzas de reacción analizadas según el sexo, lo que posiblemente se deba a las diferencias anatómicas y fisiológicas existentes entre hombres y mujeres. Esto hace posicionar al sexo como principal factor intrínseco a tener en cuenta en investigaciones que ayuden a diseñar tanto el calzado deportivo como el convencional.

TERCERA. Con respecto a analizar las diferencias de las fuerzas de reacción según el IMC.

Con los resultados obtenidos en nuestro estudio de investigación podemos concluir que, a mayor IMC, mayores son las fuerzas de reacción que soportan los pies. Esto hace pensar que los sujetos con mayor IMC son más susceptibles de padecer dolor y lesiones por sobrecarga en extremidades inferiores, lo que es importante a considerar de cara a la prevención.

CUARTA. En cuanto a cuantificar las oscilaciones del CoP en los tres drop estudiados.

El CoP cambia en determinadas variables según el drop utilizado, especialmente se aprecia más inestabilidad en sentido ML al comparar la situación de 0 y 5 drop. Esto justifica la necesidad de evaluar el equilibrio previamente a la compra de un calzado deportivo con una altura de drop determinada, especialmente en deportistas que pudieran tener alteraciones en el equilibrio.

QUINTA. Con respecto a cuantificar las oscilaciones del CoP según el sexo.

El sexo biológico de los sujetos parece influir en las oscilaciones del CoP, por lo que no podemos concluir que las diferencias obtenidas en el equilibrio se deban al drop. El equilibrio es distinto entre hombres y mujeres y puede resultar interesante en investigaciones ulteriores.

SEXTA. Con respecto a cuantificar las oscilaciones del CoP según la talla.

La talla es un factor influyente en las oscilaciones del CoP, por lo tanto, un calzado con más drop también tiene efecto en el equilibrio del individuo.

SÉPTIMA. Con respecto a cuantificar las oscilaciones del CoP según el IMC.

Existe una relación directa entre el aumento del IMC y el aumento de inestabilidad estática mediante la cuantificación de las oscilaciones del CoP, por lo que es importante tener en cuenta de cara a la prevención de la obesidad, ya que los individuos con más IMC tienen más desequilibrio que los que se sitúan dentro de un rango de normopeso.

8 LIMITACIONES Y FORTALEZAS DEL ESTUDIO

8.1 LIMITACIONES DEL ESTUDIO

La limitación más importante con la que nos hemos enfrentado durante el proceso de elaboración del trabajo es que, hay pocas investigaciones previas con las que contrastar nuestros resultados.

Por otro lado, lo ideal hubiera sido trabajar con drop en calzado deportivo real, pero debido a la falta de colaboración de las marcas comerciales, hemos tenido que recurrir a simulaciones. Por lo tanto, queda la duda de si al trabajar con zapatillas, el pie se pudiera comportar de manera distinta, teniendo en cuenta las características amortiguadoras de los posibles materiales de fabricación, pudiéndose obtener resultados diferentes.

8.2 FORTALEZAS DEL ESTUDIO

Hasta el mejor conocimiento de las autoras, existen muy pocos trabajos previos que investiguen sobre cómo el drop puede cambiar la marcha y el equilibrio en los individuos, por lo que este estudio y posteriores podrán dar luz al respecto.

Además, según los resultados obtenidos, no sólo debe recomendarse un determinado drop según el nivel de entrenamiento del sujeto, como se hace habitualmente, sino que otros factores como el sexo, talla o IMC de los individuos debería tenerse en cuenta, lo que supondría un avance de cara a las recomendaciones de drop en el calzado deportivo.

8.3 CONFLICTOS DE INTERÉS

Las autoras declaran que este trabajo no ha recibido ninguna fuente de financiación externa, por lo tanto, no existe conflicto de interés.

8.4 FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

Como línea futura de investigación nos planteamos ampliar la muestra de estudio, incluyendo otros grupos de edad para obtener datos menos homogéneos en cuanto a esta variable, así como investigar con calzado real.

9 BIBLIOGRAFÍA

1. Hurtado Padilla A. Uso de la baropodometría. *Ortho-tips*. 2006;2:255–61.
2. Roberts M, Mongeon D, Prince F. Biomechanical parameters for gait analysis: a systematic review of healthy human gait. *Phys Ther Rehabil*. 2017;4(1):6.
3. Moody D, Hunter I, Ridge S, William Myrer J. Comparison of Varying Heel to Toe Differences and Cushion to Barefoot Running in Novice Minimalist Runners. *International Journal of Exercise Science*. 2018;11.
4. Gijón Nogueron G. Factores del calzado deportivo de carrera que influyen en la práctica deportiva: revisión sistemática. *Arch Med Deporte*. 2014;31(22):105–10.
5. Molina Rueda F, Carratalá Tejada María. La marcha humana. Biomecánica, evaluación y patología. In: Monge Pereira P, Fernández González P, Cuesta Gómez A, editors. *Ciclo de la marcha: fases y parámetros espaciotemporales*. 2020. p. 13–9.

6. Collado Vázquez S. Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas. influencia del transporte de carga. [Tesis doctoral]. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2002.
7. Besson T, Morio C, Millet GY, Rossi J. Influence of shoe drop on running kinematics and kinetics in female runners. *Eur J Sport Sci.* 201;19(10):1320–7.
8. Bagordo A, Ciletti K, Kemp-Smith K, Simas V, Climstein M, Furness J. Isokinetic Dynamometry as a Tool to Predict Shoulder Injury in an Overhead Athlete Population: A Systematic Review. *Sports.* 2020;8(9).
9. Halliday D, Resnick R, Walker J. *Fundamentals of Physics. Revised.* Wiley, editor. 2013;10
10. Sánchez Lacuesta JJ, Prat Pastor JM, Hoyos Fuentes JV, Viosca Herrero E, Soler Gracia C, Comín Clavijo M, et al. *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica.* Valencia; 1999.

11. Gil Agudo A. Protocolo de valoración biomecánica de las alteraciones de la marcha PROTOCOLOS DE PRÁCTICA ASISTENCIAL Medicine. 2019;12.
12. Wiedemeijer MM, Otten E. Effects of high heeled shoes on gait. A review. Gait and Posture. 2018;61:423–30.
13. Chen Y, Li JX, Wang L. Influences of heel height on human postural stability and functional mobility between inexperienced and experienced high heel shoe wearers. PeerJ. 2020;8.
14. Wan FKW, Yick KL, Yu WWM. Effects of heel height and high-heel experience on foot stability during quiet standing. Gait Posture. 2019;68:252–7.
15. Franklin S, Grey MJ, Heneghan N, Bowen L, Li FX. Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. Gait and Posture. 2015;42:230–9.
16. Camarena CÁ, Villegas WP. Desarrollo y biomecánica del arco plantar. Orthotips. 2010;6(4):215–21.

17. Viladot Voegeli A. Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie. *Rev Esp Reumatol*. 2003;30(9):469–77.
18. Granero Xiberta J. Manual de exploración física del aparato locomotor. Medical & Marketing Communications; 2010.
19. Sánchez Hernández EV, De Loera Rodríguez CO, Cobar Bustamante AE, Martín Oliva X. Biomecánica funcional del pie y tobillo: comprendiendo las lesiones en el deportista. *Orthotips*. 2016;12 (1):7–11.
20. Muñoz J.C, Vales Flores M., Cassibba R., Represas G. Represas G. Gráficos FF y FA: método complementario de análisis cinético. *FF and FA graphics: complementary method of kinetic analysis. Anales AFA*. 2012;24(1):51–5.
21. Cicirelli G, Impedovo D, Dentamaro V, Marani R, Pirlo G, D’Orazio TR. Human gait analysis in neurodegenerative diseases: A review. *Journal of Biomedical and Health Informatics*. 2022;26(1):229–42.

22. Sethi D, Bharti S, Prakash C. A comprehensive survey on gait analysis: history, parameters, approaches, pose estimation, and future work. *Artif Intell Med.* 2022;129.
23. Maceira Suárez E. Análisis cinemático y cinético de la marcha humana. *Revista del pie y tobillo.* 2003;17:29–37.
24. Osorio JH, Valencia MH. Bases para el entendimiento del proceso de la marcha humana. *Archivos de medicina.* 2013;13:89–96.
25. Davis B. *Dynamics of human gait.* 2nd ed. Kiboho Publishers; 1992.
26. Bucinskas V, Dzedzickis A, Rozene J, Subaciute-Zemaitiene J, Satkauskas I, Uvarovas V, et al. Wearable feet pressure sensor for human gait and falling diagnosis. *Sensors.* 2021;21(15).
27. Agudelo Mendoza AI, Briñez Santamaría TJ, Guarín Urrego V, Ruiz Restrepo JP, Zapata García MC. *Marcha: descripción, métodos, herramientas de*

- evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura. *CES Movimiento y Salud*. 2013;1:29–43.
28. Jarchi D, Pope J, Lee TKM, Tamjidi L, Mirzaei A, Sanei S. A Review on accelerometry-based gait analysis and emerging clinical applications. *IEEE Rev Biomed Eng*. 2018;11:177–94.
29. Kharb A, Saini V, Jain YK, Dhiman S. A review of gait cycle and its parameters, *IJCEM International Journal of Computational Engineering & Management*. 2011;13: 2230-7893.
30. Cámara J. Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales. *Gait analysis: phases and spatio-temporal variables*. *Entramado*. 2011;7(1).
31. Leite Melo Silva L, Eduardo Maciel de Moura C, Roberto Pimenta de Godoy J. A marcha no paciente hemiparético. *Univ Ci Saúde, Brasilia*. 2005;3(2):261–73.
32. Tao W, Liu T, Zheng R, Feng H. Gait analysis using wearable sensors. *Sensors*. 2012 (2):2255–83.

33. Dedieu P. Anatomie et physiologie de la marche humaine. *EMC Podologie*. 2020;22:1–13.
34. Shroyer JF, Weimar WH. Comparative Analysis of Human Gait While Wearing Thong-Style Flip-flops versus Sneakers. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2010; 100(4):251–7.
35. Di Nardo F, Mengarelli A, Maranesi E, Burattini L, Fioretti S. Gender differences in the myoelectric activity of lower limb muscles in young healthy subjects during walking. *Biomed Signal Process Control*. 2015;19:14–22.
36. Yu S, Tan T, Huang K, Jia K, Wu X. A study on gait-based gender classification. *IEEE Transactions on Image Processing*. 2009;18(8):1905–10.
37. López Elvira JL, López Plata D, López Valenciano A, Alonso Montero C. Influencia del calzado en el movimiento del pie durante la marcha y la carrera en niños y niñas de 6 y 7 años. *Retos*. 2017;1 (31):128–32.

38. Villarroya Aparicio A, García Pérez J. Parámetros que modifican la marcha. *Revista del pie y tobillo* . 2003;17(1):38–43.
39. Hollman JH, McDade EM, Petersen RC. Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait Posture*. 2011;34(1):111–8.
40. Jahn K, Zwergal A, Schniepp R. Gangstörungen im alter - Klassifikation, diagnostik und therapie aus neurologischer sicht. *Deutsches Arzteblatt*. 2010;107(17):306–16.
41. Desrochers PC, Kim D, Keegan L, Gill S V. Association between the Functional Gait Assessment and spatiotemporal gait parameters in individuals with obesity compared to normal weight controls: A proof-of-concept study. *J Musculoskelet Neuronal Interact* [Internet]. 2021;21(3):335–42.
42. Ahsan M. Determine the kinematics and kinetics parameters associated with bilateral gait patterns among healthy, overweight, and obese adults. *Acta Biomedica*. 2022;93(5).

43. Willems C, Stassijns G, Cornelis W, D'Août K. Biomechanical implications of walking with indigenous footwear. *Am J Phys Anthropol.* 2017;162(4):782–93.
44. Saucedo Romero MÁ, Ayala Ruiz A. Valoración de la marcha humana. 2009.
45. Neumann DA. *Kinesiology of the Musculoskeletal System.* 3rd ed. 2016.
46. Divert C, Mornieux G, Freychat P, Baly L, Mayer F, Belli A. Barefoot-shod running differences: Shoe or mass effect? *Int J Sports Med.* 2008;29(6):512–8.
47. Chien HL, Lu TW, Liu MW. Control of the motion of the body's center of mass in relation to the center of pressure during high-heeled gait. *Gait Posture.* 2013;38(3):391–6.
48. Cronin NJ. The effects of high heeled shoes on female gait: A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2014;24:258–63.

49. Schroeder J, Hollander K. Effects of high-heeled footwear on static and dynamic pelvis position and lumbar lordosis in experienced younger and middle-aged women. *Gait Posture*. 2018;59:53–7.
50. Relph N, Greaves H, Armstrong R, Prior TD, Spencer S, Griffiths IB, et al. Running shoes for preventing lower limb running injuries in adults. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2022;8:1–5.
51. Richert FC, Stein T, Ringhof S, Stetter BJ. The effect of the heel-to-toe drop of standard running shoes on lower limb biomechanics. *Footwear Sci*. 2019;11(3):161–70.
52. Alfaro V. Todo comienza por un paso. 6ª. Alienta editorial; 2020.
53. Ríos-Fraustro C, Galván-Plata ME, Gómez-Galicia DL, Giraldo-Rodríguez L, Agudelo-Botero M, Mino-León D. Factores intrínsecos y extrínsecos asociados con caídas en adultos mayores: estudio de casos y controles en México. *Gac Med Mex*. 2021;157(2):127–32.

54. Zhao H, Cao J, Liao WH. Simultaneous Estimation of the Vertical Stiffness in the Knee and Hip for Healthy Human Subjects during Walking. *Bioengineering*. 2023;10(2).
55. Cicirelli G, Impedovo D, Dentamaro V, Marani R, Pirlo G, D’Orazio TR. Human Gait Analysis in Neurodegenerative Diseases: A Review. *IEEE J Biomed Health Inform*. 2022;26(1):229–42.
56. Kim SC, Cho SH. Effects of H-Reflex Onset Latency on Gait in Elderly and Hemiplegic Individuals. *Medicina*. 2022;58(6).
57. Bachini L, Liszez S, Mesure S, Mahé C, Touillet A, Loiret I, et al. Phantom Sensations Influenced by Global and Local Modifications of the Prosthetic Socket as a Potential Solution for Natural Somatosensory Feedback During Walking: A Preliminary Study of a Single Case. *Frontiers in Rehabilitation Sciences*. 2022;3.
58. Ottosson A. The first historical movements of kinesiology: Scientification in the borderline between

- physical culture and medicine around 1850. *International Journal of the History of Sport*. 2010;27:1892–919.
59. Balthazard P, Currat D, Degache F. Fundamentos de biomecánica. EMC - Kinesiterapia - Medicina Física. 2015;36(4):1–8.
60. Iturrieta Zuazo I, de las Heras López-Negrete S, Valenzuela Limiñana R. Conceptos anatómicos fundamentales. In: *Anatomía humana para estudiantes de ciencias de la salud*. 2ª Edición. Elsevier; 2020.
61. Silverthorn. *Fisiología humana: un enfoque integrado*. Panamericana; 2014.
62. Cifuentes C, Martínez F, Romero E. Análisis teórico y computacional de la marcha normal y patológica: una revisión. *Rev fac med*. 2010;18(2):182–96.
63. Dedieu P, Barthés C. Marcha. EMC - Podología. 2011;13(4):1–19.
64. Cerda Aburto L. Manejo del trastorno de marcha en el adulto. *Rev Med Clin Condes*. 2014;25(2):265–75.

65. Tyson SF. Trunk kinematics in hemiplegic gait and the effect of walking aids. *Clin Rehabil.* 1999;13(4):295–300.
66. Sgaravatti A, Santos D, Bermúdez G, Barboza A. Velocidad de marcha del adulto mayor funcionalmente saludable. *Anales de la Facultad de Medicina.* 2018;5(2):93–101.
67. Moro M, Marchesi G, Hesse F, Odone F, Casadio M. Markerless vs. Marker-Based Gait Analysis: A Proof of Concept Study. *Sensors.* 2022;22(5).
68. Klöpfer-Krämer I, Brand A, Wackerle H, Müßig J, Kröger I, Augat P. Gait analysis – Available platforms for outcome assessment. *Injury.* 2020;51:S90–6.
69. Iosa M, Picerno P, Paolucci S, Morone G. Wearable inertial sensors for human movement analysis. Vol. 13, *Expert Review of Medical Devices.* Taylor and Francis Ltd; 2016. p. 641–59.
70. Grooten WJA, Billsten E, von Stedingk S, Reimeringer M. Biomechanical analysis of lifting on stable versus

- unstable surfaces a laboratory-based proof of concept study. *Pilot Feasibility Stud.* 2022;8:1–16
71. Rubin DI. Needle electromyography: Basic concepts. In: *Handbook of Clinical Neurology.* Elsevier B.V.; 2019. p. 243–56.
72. Jarchi D, Pope J, Lee TKM, Tamjidi L, Mirzaei A, Sanei S. A Review on Accelerometry-Based Gait Analysis and Emerging Clinical Applications. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering.* Institute of Electrical and Electronics Engineers. 2018;11:177–94.
73. Cobos-Moreno P, Astasio-Picado Á, Martínez-Nova A, Sánchez-Rodríguez R, Escamilla-Martínez E, Gómez-Martín B. The Podoprint® plantar pressure platform: Evaluation of reliability and repeatability, and determination of the normality parameters. *J Tissue Viability.* 2022;31(4):619–24.
74. Izquierdo-Renau M, Pérez-Soriano P, Ribas-García V, Queralt A. Intra and intersession repeatability and reliability of the S-Plate® pressure platform. *Gait Posture.* 2017;52:224–6.

75. Oerbekke MS, Stukstette MJ, Schütte K, de Bie RA, Pisters MF, Vanwanseele B. Concurrent validity and reliability of wireless instrumented insoles measuring postural balance and temporal gait parameters. *Gait Posture*. 2017;51:116–24.
76. Martínez Assucena A, Pradas Silvestre J, Sánchez Ruiz MD, Peydro De Moya MF. Plantillas instrumentadas. Utilidad clínica. *Rehabilitacion (Madr)*. 2005;39(6):324–30.
77. Van Der Woude DR, Ruyten T, Bartels B. Reliability of Muscle Strength and Muscle Power Assessments Using Isokinetic Dynamometry in Neuromuscular Diseases: A Systematic Review. *Physical Therapy*. 2022;102(10):2-9
78. Silva MG, Moreira PVS, Rocha HM. Development of a low cost force platform for biomechanical parameters analysis. *Research on Biomedical Engineering*. 2017;33(3):259–68.
79. Sánchez Lacuesta J, Comín M, Prat J, Soler C, Dejoz R, Peris JL, et al. Nueva plataforma dinamométrica para

- el análisis y valoración del rendimiento deportivo.
Biomecánica-Investigación. 1993:52–53
80. Hoyos JV, Brizuela G. Análisis cinético y cinemático simultáneo mediante la sincronización de Dinascan/IBV y Kinescan/IBV.
81. Olivera R, Asesor O, Ponce ET. Diseño de una plataforma dinamométrica para el cálculo del centro de presiones utilizando galgas extensiométricas. [Tesis doctoral] Lima: Pontificia universidad católica del Perú; 2012.
82. Collado Vázquez S. Plataformas dinamométricas. Aplicaciones. Revista de la Facultad de Ciencias de la Salud. 2005;3:1–18.
83. de Oliveira JM. Statokinesigram normalization method. Behav Res Methods. 2017;49(1):310–7.
84. Nuñez-Samper M, Llanos Alcázar LF. Biomecánica, medicina y cirugía del pie. 1ª. Barcelona: Masson; 2000.
85. Agudelo Mendoza AI, Briñez Santamaría TJ, Guarín Urrego V, Ruiz Restrepo JP, Zapata García MC.

- Descripción de los parámetros de referencia de la marcha en adultos de la población antioqueña entre 20 y 54 años de edad. [Tesis doctoral]. Medellín: Universidad CES; 2012.
86. Trillos Chacón MC, Tolosa I. Biomecánica clínica de la rodilla. 2008.
87. Viosca Herrero E, Prat Pastor J, Soler Gracia C, Peydro de Moya M^a Francisca, Vivas Broseta MJ, Pitarch Corresa S, et al. Valoración funcional. Cuadernos de biomecánica. 2010.
88. Berge JE, Nordahl SHG, Aarstad HJ, Goplen FK. Hearing as an Independent Predictor of Postural Balance in 1075 Patients Evaluated for Dizziness. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery (United States)*. 2019;161(3):478–84.
89. Comín A, Prat J, Soler García C, Viosca E, Peris JL, Lafuente R, et al. Biomecánica del raquis y sistemas de reparación. Instituto de Biomecánica de Valencia; 1995.

90. Duclos N, Duclos C, Mesure S. Control postural: fisiología, conceptos principales e implicaciones para la readaptación. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física*. 2017;38(2):1–9.
91. Belmonte Albaladejo AÁ. Análisis baroestabilométrico de los integrantes de la patrulla acrobática paracaidista del ejército del aire. [Tesis doctoral]. Murcia: Universidad de Murcia; 2017.
92. Petrocci KE, Paola R, Sandoval C. La medición del control postural con estabilometría- Una revisión documental. *Rev Col Reh*. 2011;10:16–24.
93. Ruhe A, Fejer R, Walker B. The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions. A systematic review of the literature. *Gait and Posture*. 2010;32:436–45.
94. Degache F, Van Zaen J, Oehen L, Guex K, Trabucchi P, Millet G. Alterations in postural control during the world's most challenging mountain ultra-marathon. *PLoS One*. 2014;9(1).

95. Lelard T, Stins J, Mouras H. Postural responses to emotional visual stimuli. Vol. 49, *Neurophysiologie Clinique*. Elsevier Masson SAS; 2019. p. 109–14.
96. Danna-dos-Santos A, Ribeiro dos Santos MM, Magalhães AT, Cardoso VS, Driusso P, Mochizuki L, et al. Visuo-postural dependency index (VPDI) in human postural control. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. 2021;13(1).
97. Gagey PMarie, Weber B, Faig Martí Jordi. *Posturología: regulación y alteraciones de la bipedestación*. Masson; 2001.
98. Liebson C. Sensory-motor training - An update. *J Bodyw Mov Ther*. 2005;9(2):142–7.
99. Valade D, Bleton JP, Chevalier AM. Rééducation de la posture et de l'équilibre. *Encycl. Méd. Chir. Kinésithérapie*.
100. García Pastor C, Álvarez Solís GA. La prueba de Romberg y Moritz Heinrich Romberg. *Rev Mex Neuroci*. 2014;15(1):31–5.

101. Lanska DJ. The Romberg sign and early instruments for measuring postural sway. *Seminars in Neurology*. 2002;22: 409–18.
102. Bus SA, Lange A De. A comparison of the 1-step, 2-step, and 3-step protocols for obtaining barefoot plantar pressure data in the diabetic neuropathic foot. *Clinical Biomechanics*. 2005;20(9):892–9.
103. Walpole SC, Prieto-Merino D, Edwards P, Cleland J, Stevens G, Roberts I. The weight of nations: an estimation of adult human biomass. *BMC Public Health*. 2012;12:439.
104. Peters M. Footedness: Asymmetries in Foot Preference and Skill and Neuropsychological Assessment of Foot Movement. *Psychological Bulletin*. 1988;103.
105. Hellige J. Hemispheric asymmetry : what's right and what's left. 3rd ed. Stephen M, editor. Series Editor; 2001.

106. Griffin pml MP, Olney PhDz SJ, McBride ID. Role of symmetry in gait performance of stroke subjects with hemiplegia. *Gait & Posture*. 1995;3.
107. Oberg T, Karsznia A, Oberg K. Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev*. 1993;30(2):210–23.
108. Al-Obaidi S, Wall JC, Al-Yaqoub A, Al-Ghanim M. Basic gait parameters: A comparison of reference data for normal subjects 20 to 29 years of age from Kuwait and Scandinavia. *J Rehabil Res Dev*. 2003;40 (4):361–6.
109. Bohannon RW, Williams Andrews A. Normal walking speed: A descriptive meta-analysis. *Physiotherapy*. 2011;97:182–9.
110. Verdú E, Ceballos D, Vilches JJ, Navarro X. Influence of aging on peripheral nerve function and regeneration. Vol. 5, *Journal of the Peripheral Nervous System*. 2000.
111. Kerber KA, Ishiyama GP, Baloh RW. A longitudinal study of oculomotor function in normal older people. *Neurobiol Aging*. 2006;27(9):1346–53.

112. Seidler RD, Bernard JA, Burutolu TB, Fling BW, Gordon MT, Gwin JT, et al. Motor control and aging: Links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects, *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 2010;34:721–33.
113. Morrison S, Colberg SR, Parson HK, Neumann S, Handel R, Vinik EJ, et al. Walking-Induced Fatigue Leads to Increased Falls Risk in Older Adults. *J Am Med Dir Assoc*. 2016;17(5):402–9.
114. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, Dandrea S, Davis IS, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*. 2010;463(7280):531–5.
115. Bonacci J, Saunders PU, Hicks A, Rantalainen T, Vicenzino BT, Spratford W. Running in a minimalist and lightweight shoe is not the same as running barefoot: A biomechanical study. *Br J Sports Med*. 2013;47(6):387–92.

116. Cong Y, Tak-Man Cheung J, Leung AKL, Zhang M. Effect of heel height on in-shoe localized triaxial stresses. *J Biomech.* 2011;44(12):2267–72.
117. Hong WH, Lee YH, Chen HC, Pei YC, Wu CY. Influence of heel height and shoe insert on comfort perception and biomechanical performance of young female adults during walking. *Foot Ankle Int.* 2005;26(12):1042–8.
118. Viladot Pericé A. Quince lecciones sobre patología del pie. Toray, editor. Barcelona; 1989. 245–251 p.
119. Squadrone R, Rodano R, Hamill J, Preatoni E. Acute effect of different minimalist shoes on foot strike pattern and kinematics in rearfoot strikers during running. *J Sports Sci.* 2015;33(11):1196–204.
120. Tam N, Prins D, Divekar N V., Lamberts RP. Biomechanical analysis of gait waveform data: exploring differences between shod and barefoot running in habitually shod runners. *Gait Posture.* 2017;58:274–9.

121. Agresta C, Kessler S, Southern E, Goulet GC, Zernicke R, Zandler JD. Immediate and short-term adaptations to maximalist and minimalist running shoes. *Footwear Sci.* 2018;10(2):95–107.
122. Peltz CD, Haladik JA, Hoffman SE, McDonald M, Ramo NL, Divine G, et al. Effects of footwear on three-dimensional tibiotalar and subtalar joint motion during running. *J Biomech.* 2014;47(11):2647–53.
123. Miller EE, Whitcome KK, Lieberman DE, Norton HL, Dyer RE. The effect of minimal shoes on arch structure and intrinsic foot muscle strength. *J Sport Health Sci.* 2014;3(2):74–85.
124. Chambon N, Delattre N, Guéguen N, Berton E, Rao G. Shoe drop has opposite influence on running pattern when running overground or on a treadmill. *Eur J Appl Physiol.* 2015;115(5):911–8.
125. Fuller JT, Thewlis D, Tsiros MD, Brown NAT, Hamill J, Buckley JD. Longer-term effects of minimalist shoes on running performance, strength and bone density: A 20-

- week follow-up study. *Eur J Sport Sci.* 2019;19(3):402–12.
126. Willems PA, Schepens B, Detrembleur C. Marcha normal. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física.* 2012;33(2):1–29.
127. Cejudo A, Sainz De Baranda P, Ayala F, Santonja F. Perfil de flexibilidad de la extremidad inferior en jugadores de fútbol sala. *Rev.int.med.cienc.act.fís.deporte.* 2014;14(55):509–25.
128. Nordin M, Frankel VH. *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético.* 3rd ed. McGraw-Hill Interamericana; 2004. 228–250 p.
129. Martins Silva A, Rocha de Siqueira G, Alves da Silva GP. Implications of high-heeled shoes on body posture of adolescents. *Rev Paul Pediatr.* 2013;31:265–71
130. Cowley EE, Chevalier TL, Chockalingam N. The effect of heel height on gait and posture: a review of the literature. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2009;99(6):512–18

131. Mika A, Oleksy Ł, Mikołajczyk E, Marchewka A, Mika P. Changes of bioelectrical activity in cervical paraspinal muscle during gait in low and high heel shoes. *Acta Bioeng Biomech.* 2011;13(1):27–33.
132. Busquet L. Las cadenas musculares. Lordosis, cifosis, escoliosis y deformaciones torácicas. 7ª. Paidotribo. 2008. 7–12 p.
133. Riddick RC, Kuo AD. Soft tissues store and return mechanical energy in human running. *J Biomech.* 2016;49(3):436–41.
134. Hellfritsch MB. Diagnostic Imaging of the Foot and Ankle. *Acta radiol.* 2015;56(6).
135. Zhang X, Delabastita T, Lissens J, De Beenhouwer F, Vanwanseele B. The morphology of foot soft tissues is associated with running shoe type in healthy recreational runners. *J Sci Med Sport.* 2018;21(7):686–90.
136. J DJ, García VA, M BJ, Soler Gracia Aplicaciones Recursos Tecnológicos C. Valoración evolutiva de

- fracturas de calcáneo mediante el análisis biomecánico de la marcha. Análisis de resultados., *Mapfre Medicina*. 2002;13.
137. Lelièvre J LJ. *Patología del pie*. Masson. Barcelona; 1993.
138. Riggs BL, Melton LJ, Robb RA, Camp JJ, Atkinson EJ, Peterson JM, et al. Population-based study of age and sex differences in bone volumetric density, size, geometry, and structure at different skeletal sites. *Journal of Bone and Mineral Research*. 2004;19(12):1945–54.
139. Tórtora Gerard J, Derrickson Bryan. *Principios de anatomía y fisiología*. 15th ed. Editorial Médica Panamericana; 2018.
140. Velez Vázquez T, Carbonero López P, del Baño Aledo ME. Sonographic study of muscular architecture of lower limb musculature: Gender and age variability. *Fisioterapia*. 2022;44(1):6–14.

141. Daza Lesmes J. Examen de la marcha. In: Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano. Editorial Médica Internacional; 2007. p. 259–68.
142. Emiro L, Bravo C, Alejandro M, Garzón R. Modelamiento de la marcha humana por medio de gráficos de unión. *Tecnura*. 2005;8(16).
143. González R, Guerra R, Manuel D, Labrada R, Susana Ramírez González R, Manuel Ramírez Guerra D, et al. Evaluación de la marcha en pacientes con ataxia espinocerebelosa tipo 2: fundamentos teóricos. *Olimpia*. 2021;18 (3):1–9.
144. Alvarez-Nemegyei J, Pacheco-Pantoja E, González-Salazar M, López-Villanueva RF, May-Kim S, Martínez-Vargas L, et al. Asociación entre sobrepeso/obesidad y estado clínico en artritis reumatoide. *Reumatol Clin*. 2020;16(6):462–7.
145. Gómez-Ambrosi J, Catalán V. Prevalence of diabetes in Spain: it depends on how obesity is defined. *Anales del Sistema Sanitario de Navarra. Gobierno de Navarra*. 2022;45

146. Marinello i Roura J, Blanes Mompó J, Escudero rodríguez. JR, Ibáñez esquembre V, Rodríguez Olay J. Capítulo IX. In: Tratado de pie diabético. Jarpyo; 2002.
147. Lavery LA, Armstrong DG, Wunderlich RP, Tredwell J, Boulton AJM. Predictive Value of Foot Pressure Assessment as Part of a Population-Based Diabetes Disease Management Program. *Diabetes Care.* 2003;26:1069–73
148. Garcia-Lopez J, Rodriguez-Marroyo JA. Equilibrio y estabilidad del cuerpo humano. In: Biomecánica básica aplicada a la actividad física y al deporte. Barcelona: Paidotribo; 2012.
149. Martín-Bailón M, Yáñez-González R, Sánchez-Gómez H, Sánchez-Blanco C, González-Sánchez M, Martín-Sánchez V, et al. Compensación vestibular. *Revista ORL.* 2019;11(1):19–28.
150. Karlsson A, Lanshammar H. Analysis of postural sway strategies using an inverted pendulum model and force plate data. *Gait & Posture.* 1997;5.

151. Peydro De Moya MF, Baydal Bertomeu JM, Vivas Broseta MJ. Evaluación y rehabilitación del equilibrio mediante posturografía. *Rehabilitacion (Madr)*. 2005;39(6):315–23.
152. Brauer SG, Burns YR, Galley P. A Prospective Study of Laboratory and Clinical Measures of Postural Stability to Predict Community-Dwelling Fallers. *Journal of Gerontology*. 2000;55.
153. Bergland A, Jarnlo GB, Laake K. Predictors of falls in the elderly by location. *Aging Clin Exp Res*. 2003;15:43–50.
154. Busquet L. Las cadenas musculares. Tronco, columna cervical y miembros superiores. Vol. 1. Editorial Paidotribo;
155. Stecco C, Stern R, Porzionato A, MacChi V, Masiero S, Stecco A, et al. Hyaluronan within fascia in the etiology of myofascial pain. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 2011;33(10):891–6.

156. Stecco C, Fede C, Macchi V, Porzionato A, Petrelli L, Biz C, et al. The fasciocytes: A new cell devoted to fascial gliding regulation. *Clinical Anatomy*. 2018;31(5):667–76.
157. Fede C, Pirri C, Fan C, Albertin G, Porzionato A, Macchi V, et al. Sensitivity of the fasciae to sex hormone levels: Modulation of collagen-I, collagen-III and fibrillin production. *PLoS One*. 2019;14(9).
158. Plas F, Blanc Y, Viel E. La marcha humana: Cinesiología dinámica, biomecánica y patomecánica. Masson. 1996.
159. Sheldon J. The effect of age on the control of sway. *Geront clin*. 1963;5 (3):129–38.
160. Era P, Sainio P, Koskinen S, Haavisto P, Vaara M, Aromaa A. Postural balance in a random sample of 7,979 subjects aged 30 years and over. *Gerontology*. 2006;52(4):204–13.
161. Lars Larsson X, Degens H, Li M, Salviati L, il Lee Y, Thompson W, et al. Sarcopenia: Aging-related loss os

- muscle mass and function. *Physiol Rev.* 2019;99:427–511.
162. Kiemel T, Elahi AJ, Jeka JJ. Identification of the plant for upright stance in humans: Multiple movement patterns from a single neural strategy. *J Neurophysiol.* 2008;100(6):3394–406.
163. Mergner T. Modeling sensorimotor control of human upright stance. *Progress in Brain Research.* 2007;165:283–97.
164. Teasdale N, Hue O, Marcotte J, Berrigan F, Simoneau M, Doré J, et al. Reducing weight increases postural stability in obese and morbid obese men. *Int J Obes.* 2007;31(1):153–60.
165. Corbeil P, Simoneau M, Rancourt D, Tremblay A, Teasdale N. Increased Risk for Falling Associated with Obesity: Mathematical Modeling of Postural Control. *IEEE Transactions On Neural Systems and Rehabilitation Engineering.* 2001;9(2).