



TESIS DOCTORAL

**EFEECTO DE LOS SOPORTES PLANTARES
PREFABRICADOS PARA EL CONTROL DE LA
PRONACIÓN MEDIDO CON EL ÍNDICE DE LA
POSTURA DEL PIE**

M^a VICTORIA CÁCERES MADRID

PROGRAMA DE DOCTORADO:

INVESTIGACIÓN BIOMÉDICA APLICADA (R009)

AÑO 2022



TESIS DOCTORAL

**EFEECTO DE LOS SOPORTES PLANTARES PREFABRICADOS PARA EL
CONTROL DE LA PRONACIÓN MEDIDO CON EL ÍNDICE DE LA
POSTURA DEL PIE**

M^a VICTORIA CÁCERES MADRID

PROGRAMA DE DOCTORADO:

INVESTIGACIÓN BIOMÉDICA APLICADA (R009)

AÑO 2022



TESIS DOCTORAL

**EFEECTO DE LOS SOPORTES PLANTARES PREFABRICADOS PARA EL
CONTROL DE LA PRONACIÓN MEDIDO CON EL ÍNDICE DE LA
POSTURA DEL PIE**

M^a VICTORIA CÁCERES MADRID

PROGRAMA DE DOCTORADO:

INVESTIGACIÓN BIOMÉDICA APLICADA (R009)

Conformidad del director:

Conformidad del codirector:

La conformidad del director/es de la tesis consta en el original en papel de esta Tesis Doctoral

Fdo.: Dr. D. Julián Fernando Calderón García

Fdo.: Dr. D. Sergio Rico Martín

AÑO 2022



D. Julián Fernando Calderón García, Profesor Titular de Universidad y D. Sergio Rico Martín, Profesor Contratado Doctor, adscritos al Departamento de Enfermería de la Facultad de Enfermería y Terapia Ocupacional de la Universidad de Extremadura,

CERTIFICAN:

Que el presente trabajo, titulado “EFECTO DE LOS SOPORTES PLANTARES PREFABRICADOS PARA EL CONTROL DE LA PRONACIÓN MEDIDO CON EL ÍNDICE DE LA POSTURA DEL PIE” de la que es autora M^a Victoria Cáceres Madrid, ha sido realizado bajo su dirección en el Departamento de Enfermería de la Universidad de Extremadura.

Como directores del trabajo, hacemos constar que se ha realizado con todas las garantías técnicas y metodológicas y que las conclusiones obtenidas son plenamente válidas, reuniendo las condiciones necesarias para ser presentado como Tesis Doctoral.

Y para que así conste y surta los efectos oportunos, firmamos el presente certificado en Plasencia a 28 de febrero de 2022.

La conformidad del director/es de la tesis consta en el original en papel de esta Tesis Doctoral

Fdo. Dr. D. Julián Fernando Calderón García

Fdo. Dr. D. Sergio Rico Martín

Sé que estarías orgullosa...

AGRADECIMIENTOS

A mis directores, el Dr. Julián F. Calderón y el Dr. Sergio Rico Martín por su disponibilidad, trato y excelente trabajo en la elaboración de esta Tesis Doctoral que ha supuesto para mí la culminación de un reto a pesar de los obstáculos.

A mi familia, mi compañero de vida y mis niños, gracias por ayudarme a seguir con tanto cariño y por apoyarme en todos mis proyectos. A mis padres, que siempre han confiado en mí, mi velita, mi madre, que allí en su cielo estará orgullosa.

A mi otra familia, mis compañeros del Centro Universitario de Plasencia, que después de 20 años son más que amigos. Marina, mi amiga incondicional, Alfonso y Raquel a los que les debo tantísimo, Mamen, la que me alegra cada momento que compartimos. A mi otra Raquel, gracias por esos consejos y conversaciones distendidas. Elena, Beatriz, Patricia, Jose Carlos, Mayte, María, Sonia, Ana, Raquel, Paco, Juanfran, y demás, gracias, me quedo con un poco de todos vosotros.

A la Clínica Podológica Universitaria y a los alumnos del Centro Universitario de Plasencia especialmente a nuestros alumnos de Podología con los que aprendemos cada día.

Al personal de conserjería, secretaría, biblioteca y limpieza del Centro Universitario de Plasencia.

A la Podología en general porque personalmente me ha dado mucho más de lo que imaginaba.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE GENERAL	i
ÍNDICE DE ILUSTRACIONES	v
ÍNDICE DE TABLAS	vi
ABREVIATURAS	vii
1 RESUMEN	3
2 ABSTRACT	7
3 INTRODUCCIÓN	11
3.1 Justificación del estudio	13
4 MARCO TEÓRICO	17
4.1 Recuerdo anatómico del pie	17
4.1.1 Anatomía del pie.....	17
4.1.2 El arco longitudinal interno (ALI).....	18
4.2 El pie normal	24
4.2.1 Concepto de pie normal.....	24
4.2.2 Criterios de Normalidad.....	24
4.2.2.1 Escuela europea.....	24
4.2.2.2 Escuela americana.....	25
4.2.2.3 Distintas consideraciones actuales sobre la normalidad del pie	26
4.2.3 Técnicas de clasificación del pie.....	29
4.2.3.1 Medidas antropométricas.....	29
4.2.3.1.1 Arch Height Index.....	30
4.2.3.1.2 Navicular Drop.....	31
4.2.3.1.3 Navicular Drift.....	32
4.2.3.1.4 Ángulo de retropié.....	32
4.2.3.1.5 Medición Antropométrica p-MAP.....	33
4.2.4 Pedigrafías.....	34
4.2.4.1 Valgus Index.....	34
4.2.4.2 Índice de Chippaux-Smirak.....	35
4.2.4.3 Método Viladot.....	36
4.2.4.4 Índice de Stahelli.....	36
4.2.4.5 Arch Index.....	37
4.2.4.6 Índice de Clarke o Footprint Angle.....	38
4.2.5 Radiología.....	39
4.2.5.1 En el plano transverso: proyección anteroposterior.....	39
4.2.5.2 En el plano sagital: proyección lateral.....	41
4.2.5.3 En el plano frontal.....	43
4.2.6 Índice de la Postura del pie.....	43
4.2.7 Baropodometría.....	46
4.3 El pie pronado	47
4.3.1 Definición de pronación.....	47
4.3.2 Etiología del pie pronado.....	50
4.3.3 Sintomatología del pie pronado.....	50

4.3.4	Tratamiento del pie pronado	52
4.3.4.1	Definición de ortesis plantar	52
4.3.4.2	Ortesis personalizadas (hechas a medida).....	53
4.3.4.3	Ortesis prefabricadas.....	54
4.3.4.4	Otros tratamientos	55
4.4	Factores que influyen en la posición del pie	55
4.4.1	Edad.....	55
4.4.2	Sexo.....	56
4.4.3	Peso	56
4.4.4	Calzado.....	57
4.4.5	Fórmula digital y Fórmula metatarsal	57
4.4.6	Hiperqueratosis.....	60
4.4.7	Actividad Física.....	61
5	OBJETIVOS.....	65
6	METODOLOGÍA.....	69
6.1	Diseño del estudio	69
6.2	Características de la muestra	70
6.3	Criterios de inclusión y de exclusión.....	70
6.3.1	Criterios de inclusión	70
6.3.2	Criterios de exclusión.....	71
6.4	Recogida de datos	71
6.5	Randomización.....	71
6.6	Variables del estudio	72
6.6.1	Variables biológicas y antropométricas	72
6.6.2	Índice de la Postura del Pie	75
6.6.2.1	Preparación del sujeto	75
6.6.2.2	Exploración de los criterios de IPP	75
6.6.2.2.1	Palpación de la cabeza del astrágalo	75
6.6.2.2.1	Curvatura supra e infra-maleolar lateral.....	77
6.6.2.2.2	Posición del calcáneo en el plano frontal	78
6.6.2.2.3	Prominencia de la región talo-navicular.....	79
6.6.2.2.4	Congruencia del arco longitudinal interno	80
6.6.2.2.5	Abducción/ Aducción del antepié respecto al retropié.....	81
6.6.2.2.6	Puntuación final y clasificación	83
6.7	Intervención	84
6.8	Temporalidad.....	85
6.9	Consideraciones éticas.....	85
6.10	Análisis estadístico	86
7	RESULTADOS.....	91
7.1	Datos antropométricos y morfofuncionales de la población de estudio. ...	91
7.2	Valor del IPP en la población global al inicio y al final del seguimiento, por sexo y por grupo (control y experimental).....	94
7.3	Migración de sujetos entre los grupos del IPP.....	97

7.4	Estudio de factores predisponentes a los cambios de postura del pie.....	99
8	DISCUSIÓN	103
8.1	Conflicto de intereses.....	116
9	CONCLUSIONES	119
10	BIBLIOGRAFÍA	123
11	ANEXOS	149
11.1	ANEXO I.....	149
11.2	ANEXO II.....	151
11.3	ANEXO III.....	153
11.4	ANEXO IV.....	155
11.5	ANEXO V.....	157

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

<i>Ilustración 1. Partes del pie.</i>	18
<i>Ilustración 2. Arco longitudinal interno.</i>	18
<i>Ilustración 3. Elementos óseos de sujeción del arco plantar.</i>	20
<i>Ilustración 4. Fuerza tensional de la fascia plantar.</i>	21
<i>Ilustración 5. Músculos intrínsecos del pie.</i>	21
<i>Ilustración 6. Músculos extrínsecos del pie.</i>	22
<i>Ilustración 7. Ligamentos plantares del pie.</i>	23
<i>Ilustración 8. Arch Height Index. (LT: longitude total)</i>	30
<i>Ilustración 9. Navicular Drop.</i>	31
<i>Ilustración 10. Navicular Drift.</i>	32
<i>Ilustración 11. Ángulo de retropié.</i>	32
<i>Ilustración 12. Medición antropométrica P-MAP⁹².</i>	33
<i>Ilustración 13. Valgus index.</i>	35
<i>Ilustración 14. Índice de Chippaux-Smirak.</i>	36
<i>Ilustración 15. Índice de Stahelli.</i>	37
<i>Ilustración 16. Arch Índex.</i>	38
<i>Ilustración 17. Índice de Clarke.</i>	39
<i>Ilustración 18. Cobertura de la cabeza del astrágalo.</i>	40
<i>Ilustración 19. A: Ángulo de Kite (ángulo amarillo); B: Ángulo calcáneo-cuboideo (ángulo naranja).</i>	41
<i>Ilustración 20. Línea de Cyma.</i>	41
<i>Ilustración 21. Seno del tarso.</i>	42
<i>Ilustración 22. A: Ángulo de Meary (rojo); B: Ángulo de declinación del astrágalo (verde); C: Ángulo de inclinación del calcáneo (amarillo)</i>	42
<i>Ilustración 23. Imagen baropodométrica.</i>	47
<i>Ilustración 24. Pie pronado.</i>	49
<i>Ilustración 25. Ortesis personalizadas.</i>	53
<i>Ilustración 26. Ortesis prefabricadas.</i>	54
<i>Ilustración 27. Fórmula digital egipcia.</i>	58
<i>Ilustración 28. Fórmula digital griega.</i>	58
<i>Ilustración 29. Fórmula digital cuadrada.</i>	59
<i>Ilustración 30. Fórmula metatarsal.</i>	60
<i>Ilustración 31. Diagrama de flujo</i>	69
<i>Ilustración 32. Medición de la longitud relativa del primer metatarsiano. En la imagen el pie presenta index plus.</i>	74
<i>Ilustración 33. Localización de la cabeza del astrágalo.</i>	76
<i>Ilustración 34. Curvas supra e inframaleolar lateral.</i>	77
<i>Ilustración 35. Inclinación del calcáneo en una visión posterior.</i>	79
<i>Ilustración 36. Prominencia de la región astrágalo escafoidea.</i>	80
<i>Ilustración 37. Congruencia del arco longitudinal interno.</i>	81
<i>Ilustración 38. Aducción/ Abducción de antepié respecto a retropié.</i>	82
<i>Ilustración 39. Plantillas prefabricadas empleadas en el estudio.</i>	84
<i>Ilustración 40. Izquierda, Postura pronada del pie izquierdo. Derecha, Pie egipcio.</i>	103
<i>Ilustración 41. Pies pronados y lugar de palpación de la cabeza del astrágalo.</i>	108
<i>Ilustración 42. Ajuste de plantilla prefabricada al pie.</i>	109

ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1. Tabla clasificación del IMC según la OMS.</i>	72
<i>Tabla 2. Puntuación de la posición de la cabeza del astrágalo</i>	76
<i>Tabla 3. Puntuación de la curvatura supra en inframalelar lateral</i>	78
<i>Tabla 4. Puntuación de la cabeza del astrágalo en el plano frontal</i>	79
<i>Tabla 5. Puntuación de la prominencia de la región talo-navicular.</i>	80
<i>Tabla 6. Puntuación de la congruencia del arco longitudinal interno</i>	81
<i>Tabla 7. Puntuación de la abducción/ aducción de antepié respecto a retropié</i>	82
<i>Tabla 8. Tabla de puntuación del IPP</i>	83
<i>Tabla 9. Datos antropométricos de la población de estudio.</i>	91
<i>Tabla 10. Clasificación según el tipo de pie</i>	92
<i>Tabla 11. Presencia de hiperqueratosis en los pies.</i>	92
<i>Tabla 12. Dolor en el pie</i>	93
<i>Tabla 13. Valores del IPP en la muestra global al inicio y final del seguimiento.</i>	94
<i>Tabla 14. Variable Delta para los criterios del IPP en la muestra global.</i>	95
<i>Tabla 15. Variable Delta para los criterios del IPP por grupos.</i>	95
<i>Tabla 16. Variable Delta IPP para grupo control y experimental.</i>	96
<i>Tabla 17. Variable Delta IPP en grupos control y experimental por sexos.</i>	96
<i>Tabla 18. IPP al inicio del seguimiento por grupos.</i>	97
<i>Tabla 19. Migraciones en el grupo control y en el grupo experimental.</i>	97
<i>Tabla 20. Cambio en la postura del pie en el grupo control y en el grupo experimental.</i>	98
<i>Tabla 21. Factores predisponentes de cambio de pie altamente pronado a pronado o de pronado a neutro.</i>	99
<i>Tabla 22. Factores predictores de pronado a neutro.</i>	100

ABREVIATURAS

1 ^a	Primera
ALI	Arco Longitudinal interno
ASA	Articulación Subastragalina
CMT	Cabeza metatarsal
EVA	Ethil Vinil Acetato
FPI	Foot Posture Índex
FRS	Fuerzas de reacción de suelo
IBV	Instituto Biomecánico de Valencia
IC	Intervalo de Confianza
IMC	Índice de Masa Corporal
IPAQ	International Physical Activity Questionnaire
IPP	Índice de la Postura del Pie
ISO	International Standarization Organization
Km/m ²	Kilómetro/metro cuadrado
MI	Miembro Inferior
Mm	Milímetro
MMII	Miembros Inferiores
OMS	Organización Mundial de Salud
OR	Odd Ratio
P-Map	Plataforma de Medición antropométrica
SNC	Sistema Nervioso Central

RESUMEN

1 RESUMEN

INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS: El aumento de pronación en el pie altera la postura y puede provocar lesiones en el miembro inferior. El Índice de la Postura del Pie (IPP) es una prueba objetiva y eficaz para determinar la presencia de pronación. El propósito del presente trabajo fue valorar la influencia del uso de ortesis plantares prefabricadas durante 6 meses en el cambio de postura del pie en una población de jóvenes con pie pronado o altamente pronado.

METODOLOGÍA: Se seleccionaron 109 sujetos (90 mujeres y 19 hombres) de los 400 analizados previamente para el ensayo clínico por presentar pies pronados o altamente pronados según el IPP asignándose de forma aleatoria a un grupo experimental (uso de ortesis plantar prefabricada) y control (ninguna intervención). Se exploraron y valoraron datos antropométricos, parámetros morfológicos e IPP de la muestra al inicio y al final del estudio.

RESULTADOS: Al final del seguimiento el grupo experimental mostró una reducción de la variable Delta IPP ($-1,1 \pm 2,2$), sin embargo, el grupo control aumentó dicha variable ($1,2 \pm 2,1$) ($p=0,001$). En el grupo experimental migraron 11 sujetos de pie pronado a pie neutro. En el análisis univariable el uso de ortesis plantar se asoció significativamente con el cambio de la postura estática de altamente pronado a pronado o de pronado a neutro (OR (IC 95%): 6.23 (2.27-17.09)). Ocurrió lo mismo cuando se estudió solamente el cambio de pie pronado a neutro (OR (IC 95%): 3.55 (1.05-11.97)). En el análisis multivariable se encontraron similares resultados, desapareciendo esta relación cuando se estudió la influencia del uso de ortesis plantares en el cambio de pie pronado a neutro (OR (IC95%): 3.13 (0.91-10.84)); ($p=0,068$).

CONCLUSIONES: En nuestro estudio el efecto del uso de ortesis plantares prefabricadas durante 6 meses provocó un cambio en la postura estática del pie desde la posición altamente pronado a pronado y desde pronado a neutro con respecto al grupo control. No se identificaron otros factores asociados al cambio de pie altamente pronado a pronado, a excepción del uso de soportes plantares prefabricados.

ABSTRACT

2 ABSTRACT

INTRODUCTION AND OBJECTIVES: Increased pronation in the foot alters posture and can cause lower limb injuries. The Foot Posture Index (FPI) is an objective and effective test to determine the presence of pronation. The purpose of this work was to assess the influence of the use of prefabricated plantar orthoses on the change in foot posture in a population of young people with pronated or highly pronated feet for 6 months.

METHODOLOGY: 109 subjects (90 women and 19 men) were selected from the 400 previously analyzed for the clinical trial. All of them presented pronated or highly pronated feet according to the Foot Posture Index (FPI), being randomly assigned to an experimental group (use of prefabricated plantar orthoses) and control (no intervention). Anthropometric data, morphological parameters and the Foot Posture Index were explored and evaluated from the sample at the beginning and at the end of the study.

RESULTS: At the end of the follow-up, the experimental group showed a reduction in the Delta FPI variable ($-1,1 \pm 2.2$). However, the control group increased such variable (1.2 ± 2.1) ($p=0.001$). 11 subjects went from pronated foot to neutral foot in the experimental group. In the univariate analysis, the use of a plantar orthosis was significantly associated with the change in static posture from highly pronated to pronated or from pronated to neutral (OR (IC 95%): 6.23 (2.27-17.09)). The same happened when the change from pronated to neutral foot was studied only (OR (IC 95%): 3.55 (1.05-11.97)). Similar results were found in the multivariate analysis and this relationship disappeared when the influence of the use of plantar orthoses on the change from pronated to neutral foot was studied (OR (IC 95%): 3.13 (0.91-10.84)); ($p=0.068$).

CONCLUSIONS: In our study, the effect of the use of prefabricated plantar orthoses for 6 months caused a change in the static posture of the foot from highly pronated to pronated and from pronated to neutral with respect to the control group. No other factors associated with the change from highly pronated to pronated foot were identified, except for the use of prefabricated plantar supports.



INTRODUCCIÓN

3 INTRODUCCIÓN

El pie como elemento del aparato locomotor que conecta el miembro inferior con la superficie del suelo anatómicamente está formado por 28 huesos, 33 articulaciones, 20 músculos y 57 ligamentos¹. La interacción perfecta de estas estructuras permite que el pie sea capaz de realizar movimientos en los tres planos corporales dotando al humano de la bipedestación y la coordinación dentro del ciclo de la marcha. El ciclo de la marcha es una característica individual de cada sujeto influido por muchas variables que pueden hacer que sea distinto de unos a otros. Pero el arco longitudinal interno puede ser el rasgo determinante para alterar esta biomecánica normal de la marcha. Así la variabilidad en la postura del arco longitudinal interno produce cambios en la biomecánica del pie, y por lo tanto conlleva a alteraciones patológicas²⁻⁵.

Generalmente para clasificar la postura del pie se observa principalmente la posición del arco longitudinal interno, que es lo que lleva a determinar finalmente el tipo de pie que presenta la población⁶. Esta postura del pie se puede medir por diferentes métodos como las mediciones antropométricas⁶, pedigrafías⁷ o mediante mediciones radiológicas⁸, cada una de ellas presentan, según la bibliografía, variabilidad en la confiabilidad de su aplicación. Un método mayoritariamente empleado es el Índice de la postura del pie⁹ (en adelante IPP), cuya finalidad es clasificar el tipo de pie en estática de manera incruenta, fácil, rápida y objetiva. Esta herramienta diagnóstica se ha validado a través de numerosos estudios⁹⁻¹⁴ y emplea un sistema de clasificación basados en seis criterios valorables a través de la observación y la palpación del retropié y el antepié en los tres planos corporales que categorizan finalmente los pies en neutros, supinados y pronados.

El estudio de la postura del pie nos lleva a conocer si estamos ante un pie neutro, un pie supinado o un pie pronado, caracterizado este último por un exceso de pronación durante la estática y la dinámica¹⁵. La pronación, a pesar de ser una posición fisiológica dentro del ciclo de la marcha humana, se presenta también como una patología biomecánica que afecta precisamente a la correcta marcha humana. Es un componente normal y necesario del ciclo de la marcha para estabilizar el pie durante la dinámica. Durante la locomoción la pronación ocurre durante el 25% inicial de la fase de apoyo del pie. Existe un movimiento de pronación óptimo y específico de cada individuo, pero no

se conoce exactamente, pero lo que sí se conoce es que esta pronación en exceso y en defecto puede ser una desventaja para el pie¹⁶.

La posición pronada en el adulto se caracteriza por una eversión y flexión plantar del calcáneo mientras que se produce una aducción del astrágalo¹⁷. Esto conduce a que el antepié se compense con una dorsiflexión de la columna interna representada por la primera articulación metatarsocuneana y metatarsofalángica traduciéndose así en un aplanamiento del arco longitudinal interno¹⁸. Este aplanamiento del ALI provoca alteraciones biomecánicas estáticas y dinámicas en el pie y en las articulaciones superiores del miembro inferior¹⁹⁻²¹. La excesiva pronación o hiperpronación ha sido relacionada con lesiones en el pie y en el miembro inferior. Altera el movimiento en el plano sagital del tobillo en la fase de despegue digital generando movimientos anormales en la rodilla¹⁸ y lesiones incluso en la pelvis²².

El tratamiento del pie pronado en el adulto va encaminado a frenar la evolución y evitar otras alteraciones en el pie y/o en el miembro inferior derivadas de esta posición. El tratamiento será distinto dependiendo de su severidad y de su posibilidad de reducción, pero uno de los más frecuentes para tratar la pronación son las ortesis plantares^{20,23}. Las ortesis plantares más destacadas son las realizadas a medida o personalizadas y las prefabricadas, elaboradas sobre un molde estándar. La diferencia que existe entre ellas es que en las primeras es necesario hacer un molde del pie del paciente o tomar la medida directamente y en las prefabricadas se puede aplicar directamente al pie de paciente sin necesidad de realizar ninguna modificación.

En ocasiones la confección de las ortesis o plantillas personalizadas puede ser laborioso para el profesional de la podología, disminuyendo el tiempo necesario para el diagnóstico y comprobación de la evolución de la pronación del paciente. Por el contrario, la aplicación directa que le proporcionan las plantillas prefabricadas al profesional en el tratamiento del paciente le permite un ajuste rápido evitando los posibles errores en la confección de las plantillas y disminuyendo así el coste beneficio por parte de los pacientes.

Esta disyuntiva a la hora de prescribir al paciente con pie pronado un tratamiento personalizado o tratamiento prefabricado versa también en la eficacia de los resultados obtenidos con ambos. En el presente trabajo se pretende demostrar si en pies pronados de

adultos diagnosticados con el IPP es posible detener la evolución de la deformidad y así poder refutar el tratamiento con ortesis plantares prefabricadas como alternativa fiable al homólogo personalizado.

3.1 Justificación del estudio

Existen varios motivos por los que se justifica la realización de este trabajo de investigación y que están inevitablemente interrelacionados.

Uno de ellos radica en el conocimiento de la evolución de la pronación entendida como deformidad estructural instaurada en el grupo de población elegido (adultos) según los criterios medidos con el IPP. Conociendo esto se hace necesario la aplicación de un tratamiento que detenga esta situación y evite la evolución de la deformidad hasta llegar al planteamiento de un tratamiento más cruento.

El motivo más importante es poder demostrar si con la aplicación del tratamiento con plantillas prefabricadas existe una contención en la evolución de la pronación en los adultos durante el periodo de tiempo estudiado. Estos resultados se compararán con los obtenidos en la bibliografía en una muestra de población similar realizados con plantillas personalizadas.

Esto nos daría la información necesaria para poder plantear el tratamiento con plantillas prefabricadas como una alternativa de tratamiento eficaz en el pie pronado del adulto.

The background of the slide is a light blue gradient with several large, expressive, darker blue brushstrokes that sweep across the frame from the top left towards the bottom right. The strokes vary in opacity and thickness, creating a sense of movement and depth.

MARCO TEÓRICO

4 MARCO TEÓRICO

Conocer la forma y la función del pie humano es necesario para evitar patologías^{24,25}, mejorar el rendimiento deportivo²⁶ o incluso diseñar calzado²⁷⁻²⁹. La posición erguida es una característica evolutiva del humano lograda gracias a la adaptación del pie al suelo³⁰. El pie debe actuar como elemento de conexión entre el miembro inferior y el suelo soportando las fuerzas de reacción del mismo y consiguiendo un equilibrio adecuado para la propulsión^{31,32}.

En la bipedestación el pie se adapta al suelo a través de modificaciones osteoarticulares logradas gracias a sus estructuras ligamentosas y tendinosas^{4,32,33}.

4.1 Recuerdo anatómico del pie

4.1.1 Anatomía del pie

El pie es una unidad anatómica compleja integrada en el aparato locomotor. Junto con la tibia y el peroné está formada por 28 huesos y 57 articulaciones estabilizadas mediante potentes formaciones ligamentosas^{16,30,33-35}.

El pie es capaz de realizar movimientos más o menos complejos en los tres planos espaciales gracias a la musculatura intrínseca que tiene su origen e inserción en los huesos del pie, y a la musculatura extrínseca, que tiene su origen en los huesos de la pierna y su inserción en el esqueleto del pie mediante tendones¹.

Su esqueleto óseo divide el pie en tres partes³⁵:(Ilustración 1)

- retropié (tarso posterior): calcáneo y astrágalo
- mediopié (tarso anterior): escafoides, cuboides y cuneiformes
- antepié (metatarso y falanges): metatarsianos y falanges.

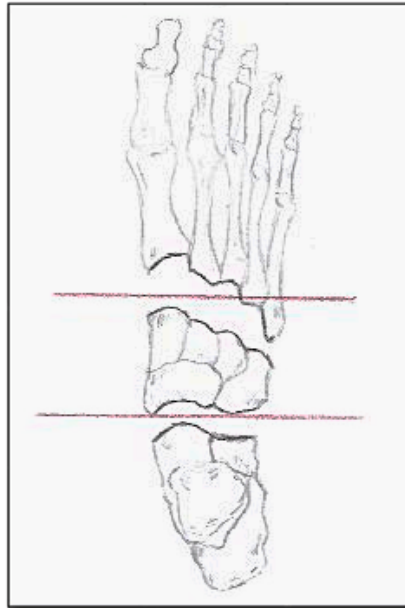


Ilustración 1. Partes del pie.

La articulación de Chopart establece la unión entre retropié y mediopié a través de las articulaciones astragaloescafoidea y calcaneocuboidea.

La articulación de Lisfranc o línea articular de Lisfranc o articulación tarsometatarsiana une mediopié y antepié.

Las articulaciones metatarsofalángicas unen las cabezas metatarsales y las bases de las falanges proximales de los dedos.

Las articulaciones interfalángicas conectan las falanges de los dedos entre sí¹.

4.1.2 El arco longitudinal interno (ALI)

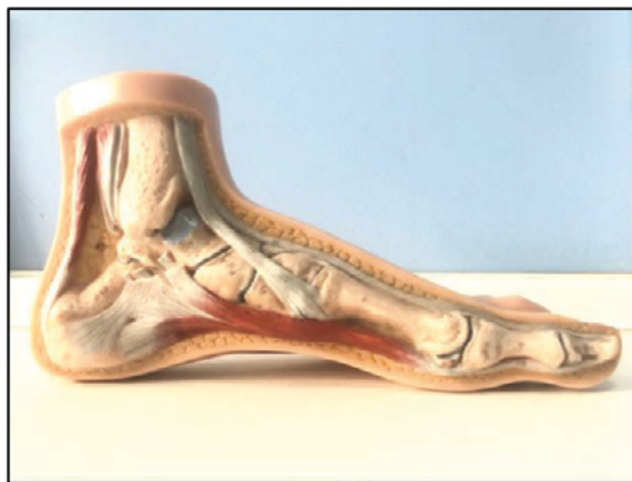


Ilustración 2. Arco longitudinal interno.

El arco longitudinal interno (Ilustración 2) del pie permite el correcto funcionamiento de la extremidad inferior durante el ciclo de la marcha³⁶. Está formado por estructuras específicas que permiten que el pie funcione de manera eficaz. Compuesto por tres metatarsianos, tres cuneiformes, el escafoide, el astrágalo cuya superficie articular superior está localizado a 15-18mm del suelo y es el pico del arco medial, y el calcáneo³⁷.

El arco medial se apoya en el ligamento calcaneonavicular plantar (ligamento de resorte) el ligamento deltoideo (la porción tibial-navicular y las fibras anteriores), el ligamento astragalocalcáneo medial, el ligamento interóseo astragalocalcáneo, el tendón del tibial posterior y la aponeurosis plantar. Estas estructuras estabilizan el arco y el mediopié³⁸.

El tendón del tibial posterior debido a su inserción en el escafoide y en el primer cuneiforme proporciona un sólido soporte del arco longitudinal interno^{39,40}.

Es una estructura que juega un papel fundamental en la absorción de impactos y la propulsión del pie al caminar^{41,42}.

En las dos fases del ciclo de la marcha, fase de apoyo y fase de balanceo el ALI sufre modificaciones. En la fase de apoyo que comienza con el contacto del talón en el suelo el pie se supina y el arco longitudinal medial se alarga. Debido a esta carga sobre el pie disminuye su concavidad produciendo un movimiento de pronación en el pie². Los tendones y ligamentos elásticos que se estiran durante esta fase almacenan energía mecánica³.

Una vez que el arco medial alcanza su longitud máxima, comienza a acortarse hasta que el talón abandona el suelo, justo después aumenta de nuevo antes de que los dedos de los pies abandonen el suelo. Debido a la supinación del retropié se produce un retroceso elástico del tejido (las tres cabezas metatarsianas mediales), de esa manera el ALI actúa como un trampolín durante el despegue del pie. La articulación de Lisfranc también juega un papel en la propulsión al permitir una menor flexión plantar y dorsiflexión^{37,38}.

En la fase de balanceo el arco longitudinal interno aparece porque la distancia entre la cabeza de los metatarsianos y el talón se acorta cuando los dedos están extendidos en apoyo del peso del cuerpo o en la marcha. Esta situación que se da es un mecanismo ligamentoso muy potente producido en el pie sin la necesidad de ninguna fuerza muscular directa^{3,43}.

Según Kirby⁴¹ el arco longitudinal interno tiene un sistema de cargas formado por los siguientes elementos para prevenir el aplanamiento y elongación del pie en situaciones de carga:

- los elementos óseos: astrágalo y calcáneo en el retropié y escafoides, cuboides, cuneiformes y metatarsianos en el antepié. Cuando aumentan las fuerzas de reacción del suelo el retropié responde realizando plantarflexión y el antepié dorsiflexión produciendo un aplanamiento del arco longitudinal interno. Cuando estas fuerzas disminuyen aparece el arco longitudinal interno (con flexión dorsal del retropié y flexión plantar del antepié). (Ilustración 3)

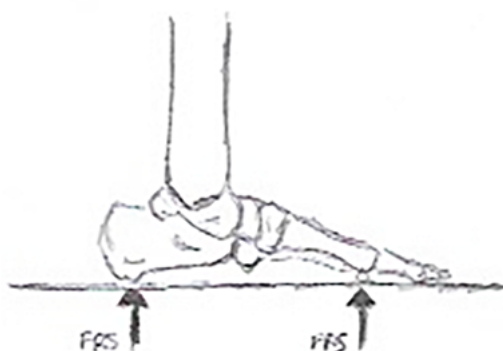


Ilustración 3. Elementos óseos de sujeción del arco plantar.

- la fascia plantar: aumenta su fuerza tensional cuando las fuerzas de reacción del suelo (FRS) actúan en el antepié produciendo flexión dorsal (FD) elevando la rigidez del ALI siendo responsables también la fuerza de la tibia sobre el astrágalo y la tensión del tendón de Aquiles. (Ilustración 4)

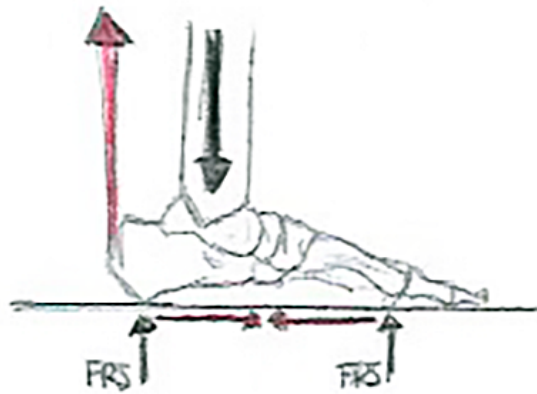


Ilustración 4. Fuerza tensional de la fascia plantar.

- músculos plantares intrínsecos: se extienden a lo largo del ALI previniendo el aplastamiento excesivo durante las actividades de carga. (Ilustración 5)

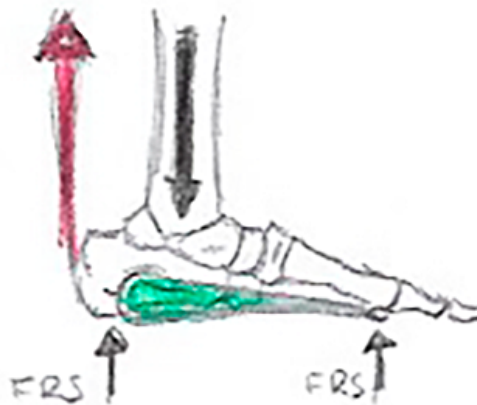


Ilustración 5. Músculos intrínsecos del pie.

Kelly⁴⁴ demostró que el abductor del *Hallux*, el cuadrado plantar y el flexor de los dedos tienen la capacidad de controlar la postura y la tirantez, dan una sujeción al arco interno durante la carga de peso en la marcha. Este mecanismo de soporte tiene una implicación importante sobre cómo las fuerzas son transmitidas durante la locomoción y la postura del pie así como el ahorro de energía metabólica⁴⁴.

Okamura⁴⁵ evaluó la capacidad de los músculos intrínsecos del pie para mantener el arco longitudinal interno en las situaciones de pronación y pie plano. Concluyó que el fortalecimiento de estos músculos puede prevenir o tratar las lesiones en el miembro

inferior y pie producidas por una disminución del arco interno en las situaciones de soporte de carga del pie^{45,46}.

- músculos extrínsecos: estabilizan de forma activa el ALI gracias a su localización y función. (Ilustración 6)

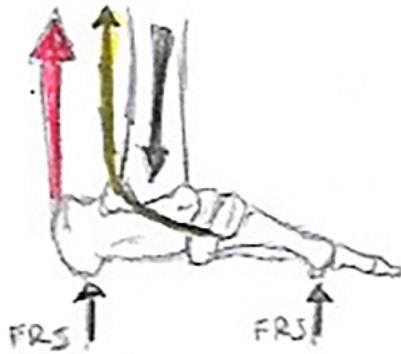


Ilustración 6. Músculos extrínsecos del pie.

El tibial posterior³⁹ evita el aplanamiento del arco longitudinal interno gracias a la flexión plantar del antepié, al igual que los flexores que en su recorrido cruzan el mismo flexionando hacia plantar el antepié⁴⁰. Asimismo el tendón del tibial posterior insertado en el escafoides y en el primer cuneiforme provee de una restricción en la separación entre estos dos huesos soportando la parte más distal del arco longitudinal interno³⁹.

El tendón del músculo peroneo lateral largo flexiona hacia plantar al igual el primer metatarsiano y el antepié⁴⁷.

El tríceps sural controla el movimiento de la tibia en el medio apoyo ejerciendo una fuerza en el pie a través del tendón de Aquiles para iniciar el despegue de talón y posteriormente el despegue digital gracias a un arco longitudinal interno suficientemente rígido para una marcha fisiológica³³.

- los ligamentos plantares: cuando se elongan generan fuerzas tensionales, es decir en situaciones de carga del antepié se produce un aplanamiento del ALI y aumenta la fuerza tensional de estos ligamentos entre los elementos óseos⁴⁸. (Ilustración 7)

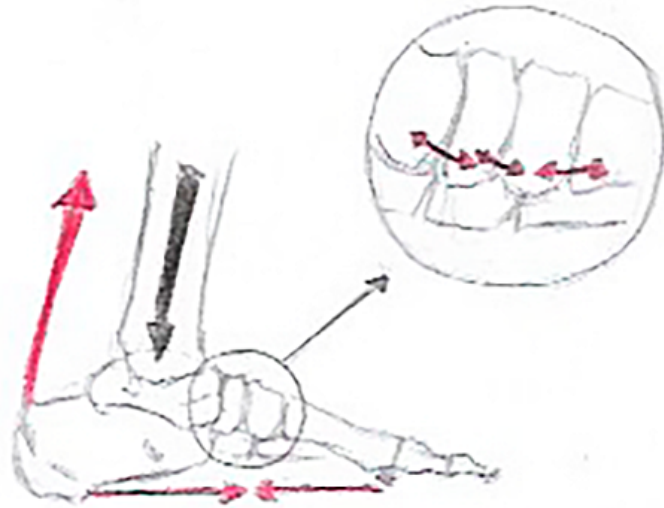


Ilustración 7. Ligamentos plantares del pie.

La fascia plantar junto con los ligamentos plantares contribuyen a la estabilidad del ALI^{33,49}.

El ALI debe ser suficientemente flexible para permitir deformarse durante la primera mitad de la fase de apoyo y a la vez suficientemente rígido para permitir una propulsión eficaz durante la segunda mitad de la fase de apoyo. Es decir, Kirby⁵⁰ observó que estas capas deben trabajar al unísono activa y pasivamente para garantizar la integridad y la funcionalidad del arco longitudinal interno en el ciclo de la marcha. Y además garantizar que cuando uno de estos elementos falle las demás capas mantendrán la forma y función del arco longitudinal interno⁵⁰. El mantenimiento de la bóveda plantar depende de una adecuada interacción entre los elementos óseos, musculares y ligamentosos que lo componen³³. Todos ellos vienen regulados a su vez por el sistema nervioso que proporciona el tono muscular y garantiza una coordinada acción muscular. La alteración primitiva o secundaria de cualquiera de estos elementos va a provocar secundariamente la aparición de la deformidad del pie⁵.

Orejana-García y Monzó-Pérez⁵¹, tras el análisis del modelo de estrés de los tejidos de McPoil y Hunt²⁹, mostraron que las FRS actúan sobre las articulaciones del pie generando momentos de fuerza produciendo movimientos que son controlados por las estructuras anatómicas del pie, pero la repetición de las mismas puede llegar a lesionar.

Welte⁵² estableció que gracias al arco longitudinal interno el pie se adapta a las irregularidades del terreno tanto en el período de apoyo medio como en el despegue digital. El mecanismo de Windlass^{3,53} explica la función en estática del pie cuando el arco es capaz de deformarse sin resistencia. Y en situaciones de compresión dinámica el arco se modifica y así el pie se comporta de tal manera que disminuya su gasto energético⁵².

4.2 El pie normal

4.2.1 Concepto de pie normal

El concepto de normal ha prevalecido en cada aspecto de la vida rechazando lo “anormal” como indeseable al considerarse una deformidad o anomalía.

Phillips acepta como criterio de “pie normal” aquel pie que no afecta a la vida normal⁵⁴. Sin embargo Kirby²⁰, consideraba el pie como una maravilla de la ingeniería permitiendo al cuerpo realizar actividades físicas en una amplia variedad de terreno con sorprendente eficacia sin dolor ni lesión. Destacó que las funciones del pie y del miembro inferior están integradas y relacionadas entre sí, por lo tanto la función normal del pie requiere la función normal del miembro inferior y viceversa²⁰.

A la hora de diferenciar un pie normal de un pie patológico es necesario tener en cuenta criterios basados tanto en los elementos estáticos⁵⁵ como en los elementos dinámicos⁵⁶.

Existen teorías estáticas y funcionales de la escuela europea y la escuela americana que muestran la normalidad y la patología del pie y que difieren en el manejo de estos conceptos⁵⁷.

4.2.2 Criterios de Normalidad

4.2.2.1 Escuela europea

Autores como Lelièvre⁵⁸, Viladot⁵⁹ y Núñez Samper⁶⁰ definen criterios de normalidad en estática y dinámica. Estos parámetros de normalidad son⁵⁷:

- Talón neutro o con 5° o 7° de desviación en valgo en bipedestación estática
- Arco longitudinal externo e interno conservados cuando con valorados en podoscopio. El ítmo de la huella plantar debe abarcar un tercio de la anchura del antepié.
- Congruencia de la articulación talo-navicular o astrágalo-escofoidea, sin apariencia de valguización del mediopie.
- Apófisis estiloides del 5° metatarsiano congruente con el cuboides, que no sugiera desviación del antepié.
- Base de sustentación estable, sin aumento o disminución del ángulo de la marcha
- Dedos alineados y sin deformidades
- 1ª y 5ª articulaciones metatarsofalángicas alineadas
- Arco transversal de pie conservado
- Mediciones radiográficas dentro de los valores normales.

4.2.2.2 Escuela americana

En la escuela americana Root⁶¹ expuso sus teorías funcionales y sus 9 criterios biofísicos de normalidad donde se define la relación ideal entre los segmentos óseos del pie y pierna que permiten la máxima funcionalidad durante la marcha⁵⁷. Estos son:

- El tercio distal de la pierna debe estar $\pm 2^\circ$ perpendicular al suelo cuando el individuo permanece con su base de sustentación normal
- Cuando la articulación subtalar o subastragalina (ASA) se mantiene en posición neutra y la articulación calcáneo cuboidea está bloqueada, la bisectriz vertical del calcáneo debe encontrarse $\pm 2^\circ$ paralela a la bisectriz de la pierna, la superficie plantar del antepié ha de ser perpendicular a la bisectriz del calcáneo y las cabezas de los metatarsianos deben reposar en el mismo plano transversal.
- La extensión distal de las cabezas metatarsianas debe formar una suave parábola.
- Las extremidades inferiores deben tener la misma longitud.
- Las distintas articulaciones de la extremidad inferior y de la pelvis deben moverse en sus rangos mínimos específicos de movimiento.
- La coordinación neuromotora ha de ser intacta, y los tejidos periarticulares deben proporcionar información propioceptiva.

- Los músculos deben poseer una tensión, poder y resistencia adecuados.
- La arquitectura articular debe proteger los movimientos excesivos y anormales.
- La ontogenia debe proporcionar la formación de una extremidad inferior suficientemente alineada (en los planos frontal y transversal) y de un arco longitudinal interno funcional.

Desafortunadamente, muy pocos individuos presentan las características de un pie normal descrito por Root debido a sus estrictos criterios.

Root ML, Orien W, Weed JH⁶² se refieren a un pie normal aquel que funciona de manera asintomática dentro de las exigencias impuestas por un entorno locomotor, moderno y urbanizado⁶³.

4.2.2.3 Distintas consideraciones actuales sobre la normalidad del pie

Padrós et al⁶³ en su revisión sobre los modelos biomecánicos expusieron aquellos con los que hoy en día se cuenta que son los de Root, Dananberg, Kirby, Fuller y McPoil, el modelo de stress de los tejidos de Hunt y el modelo de Demp⁶³.

Cada modelo presenta sus características particulares:

- En el modelo de Dye se explica que debe trabajarse la estructura muscular y ligamentosa del pie, ya que son factores que pueden llevar a una debilidad de los pies, para la óptima recuperación de la función y estructura del mismo⁶⁴.
- En el modelo de Root, se establecieron las variaciones estructurales y morfológicas del mismo: “la patología depende de la manera en que el pie compensa desde la articulación subastragalina neutra como respuesta a las combinaciones morfológicas” aquí se refiere al retropié varo, retropié valgo, antepié varo y antepié valgo. Propuso la posición neutra de la articulación subastragalina como la posición más estable de dicha articulación en la que no está ni supinada ni pronada⁶⁵.

- Modelo neurofisiológico-propioceptivo: la piel, las articulaciones y los músculos funcionan como propioceptores enviando información al sistema nervioso central (SNC) sobre la posición del cuerpo. Esta información una vez procesada se convierte en una respuesta motora adecuada⁶⁶.

- Modelo de Dananberg: este modelo pretende explicar el comportamiento mecánico del pie dejando la acción muscular en un plano secundario. Señala que para una correcta función del pie es necesaria la existencia de 3 mecanismos de autosoporte que facilitan una marcha eficiente y asintomática: el bloqueo de la articulación calcáneo-cuboidea en la fase de apoyo medio, el efecto de Windlass y el bloqueo intercuneano encargados de proporcionar estabilidad, especialmente en el mediopie y como puntos de pivotaje (apoyo de la circunferencia del talón durante la fase de apoyo de talón, movimiento anteroposterior de la tibia sobre el astrágalo en la fase de apoyo medio y flexión dorsal de la articulación metatarsofalángica durante la fase de propulsión) que aseguren el correcto movimiento en el plano sagital. El desarrollo de la patología del pie vendría determinado por la existencia de un bloqueo de movimiento en alguno de estos tres puntos de pivotaje, el cual obligaría al desarrollo de compensaciones mecánicas que serían las responsables de generar los signos y síntomas clínicos que presentan los pacientes⁶⁷.

- Modelo de Kirby: éste estableció un eje en la zona plantar, esta línea de separación entre las fuerzas de reacción del suelo que pasen por la zona medial del pie tienden a supinar el pie y las que pasen por la zona lateral a esta línea tenderán a pronar al pie⁶⁸.

- Modelo de Fuller: modelo del centro de presiones: conociendo la localización de las fuerzas y la posición del pie se establece el eje de la articulación subastragalina (subtalar) medido por Kirby y la localización del centro de presiones. Con respecto a estas medidas categorizó tres posibles tipos de pies: pies en los que el centro de presiones está medial al eje de la subastragalina donde predominan los momentos pronadores, pies en los que el centro de presiones está lateral y predominan los movimientos supinadores, y finalmente los pies en los que el

punto de presiones está por detrás del eje de la subastragalina, que son pies raros relacionados con esguinces de tobillo o pies equinovaros⁶⁹.

- Modelo de estrés de los tejidos: McPoil y Hunt²⁹ establecieron los pasos a seguir para su aplicación clínica y el tratamiento de las patologías de pie. Consiste en identificar los factores externos causantes del tejido lesionado del miembro inferior (MI) y del pie mediante los datos facilitados por el paciente a través de una anamnesis. Los factores internos son evaluados por el clínico mediante la exploración física muscular y articular, pruebas de imagen, palpación anatómica para discriminar la estructura dañada y la identificación de cómo las FRS están actuando en la estructura anatómica llevándola a la lesión del tejido. Así se diseña un plan de tratamiento encaminado a disminuir la tensión que soporta el tejido para recuperar el daño que ha sufrido y después la aplicación de medidas que le ayuden a recuperar sus propiedades mecánicas²⁹.

- Modelo de Demp: los conceptos de forma, curvatura, simetría y optimización en el pie. Es un modelo muy teórico ya que a través de estas mediciones sugiere que existe el concepto de pie biomecánicamente óptimo en contraposición de pie normal⁶³.

José Luis Moreno de la Fuente⁷⁰ mantuvo que debe considerarse un pie normal aquel que presente:

- Ausencia de dolor.
- Adecuado equilibrio muscular.
- Ausencia de contracturas.
- Tegumentos en las regiones posteriores, anterior y media según patrones conocidos
- dedos en extensión y con buena movilidad.
- Distribución correcta de la carga en el momento de estar parados y durante las fases de la deambulación.

Uden et al⁷¹ hicieron referencia al pie normal refiriéndose al pie del niño como un concepto engañoso ya que la postura del niño en desarrollo depende de la edad y que

cambia con el tiempo. Consideró que el pie plano en niños es igual a un pie normal teniendo en cuenta la posición del ALI ⁷¹.

Al igual que Kirby, Buldt et al⁷² sostuvieron que en una muestra de población el pie normal es levemente pronado y no neutro como se pensaba en un principio⁷².

4.2.3 Técnicas de clasificación del pie

Existen diferentes técnicas para categorizar y clasificar el tipo de pie con el fin de simplificar la complejidad de las estructuras anatómicas del mismo y dar respuesta a las patologías que presenta.

Razegui y Batt⁶ apuntaron la exploración visual como parte del examen clínico y la inspección en todas las visiones, en carga y descarga ayudándose de vídeos y fotografías e incluso empleando un podoscopio para detallar la exploración⁶. Dahle et al⁷³ concluyeron que la exploración visual directa en sujetos en estática para categorizar el tipo de pie es fiable y válida siempre y cuando los observadores estén entrenados y los criterios a observar sean objetivos⁷³.

4.2.3.1 Medidas antropométricas

La antropometría clínica tiene como objetivo catalogar el pie relacionándolo con las medidas directas haciendo marcas en la superficie o en las prominencias óseas así representa la posición o localización de las diferentes estructuras, incluido el ALI. De esta manera se da información de la orientación del plano sagital y frontal, la cual es usada para clasificar el tipo de pie⁶.

En podología, la antropometría sirve para ubicar cada una de las partes del pie humano partiendo de conocimientos porcentuales sin tener que recurrir a estudios de imagen más complejos, costosos y poco ecológicos. Una utilidad importante la encontramos en el diseño de los tratamientos ortopodológicos y para situar con precisión a que estructura corresponde un punto doloroso o de referencia⁷⁰. Se realizan mediante la observación de la localización de las estructuras óseas en carga.

Las más utilizadas son las siguientes:

4.2.3.1.1 Arch Height Index

Clasifica la altura del ALI empleando una plataforma de madera con calibradores deslizantes. Se calcula midiendo la altura del arco en el dorso del pie (en la mitad de la longitud total, desde el talón hasta el final de los dedos) y dividiendo el resultado por la distancia que hay desde la parte distal del talón hasta la 1ª articulación metatarsofalángica. El valor normal es de 0.340 ± 0.030 ³⁶. (Ilustración 8)

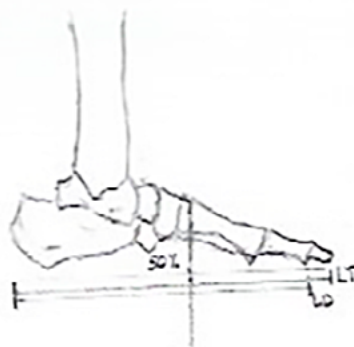


Ilustración 8. Arch Height Index. (LT: longitud total)

Es una medida fiable y válida que puede ser útil para clínicos e investigadores para clasificar la postura del pie⁷⁴. Tiene una alta fiabilidad interexplorador para descubrir estructuras susceptibles de padecer lesiones en adultos^{75,76}. Sin embargo Cowan et al⁷⁷ no demostraron una fiabilidad interexplorador en su estudio en la que se observaba la altura del arco donde de forma subjetiva se clasificaba dentro de una categoría para pies planos.

Drefus et al⁷⁸ determinaron la fiabilidad interexplorador e intraexplorador de este método. Considera que debería ser usado por como medida objetiva para valorar la estructura del pie, monitorizar los cambios a través de tiempo y valorar el tratamiento sobre todo en niños.

Con esta prueba Zifchock et al⁷⁹ clasificaron los pies atendiendo a la flexibilidad del ALI dando como resultados de esta investigación de que el pie plano tiende a ser muy rígido y el pie plano tiende a ser muy flexible.

4.2.3.1.2 Navicular Drop

Se define como la distancia que recorre la tuberosidad del escafoides en el plano sagital en carga, cuando la articulación subastragalina realiza el movimiento desde su posición neutra a la posición relajada⁸⁰.

El *Navicular Drop* se halla con el sujeto en posición relajada sentado descalzo con rodilla y cadera a 90° apoyando con toda la superficie del pie en el suelo. El explorador se asegura de el retropié se coloca en posición neutra y se marca con un bolígrafo la posición del escafoides en esta posición. Después se le pide al paciente que se ponga en bipedestación apoyando el peso con ambos pies y se vuelve a medir en esta nueva posición relajada del retropié la altura del escafoides a continuación de la marca anterior. (Ilustración 9) La distancia entre las dos marcas es medida con un medidor. Se considera normal la diferencia entre ambas marcas de 10mm (igual o mayor)⁸⁰.



Ilustración 9. Navicular Drop.

Según el *Navicular Drop* test se considera normal (5–9 mm), excesivamente pronado (≥ 10 mm), y supinado (≤ 4 mm)⁸¹.

Este test ha demostrado ser un parámetro adecuado para medir la valoración del pie pronado^{82–86} presentando también alta fiabilidad intraobservador y baja fiabilidad interexplorador⁸⁷.

4.2.3.1.3 Navicular Drift

Es la medida que valora la movilidad del ALI representado por el movimiento horizontal del escafoides marcado cuando el pie pasa de estar en posición neutra a colocarse en posición relajada. Se marca la localización del escafoides y se calibra la movilidad sufrida por él en estas dos posiciones⁸⁸. (Ilustración 10) Medidas menores representan un arco longitudinal interno más alto y menos deformable⁸⁹.



Ilustración 10. Navicular Drift.

4.2.3.1.4 Ángulo de retropié

Se obtiene comparando el ángulo formado por la bisección del calcáneo con el tercio distal de la pierna o con el suelo⁶¹. Para obtener información de la posición del calcáneo, se traza la bisección del mismo comparado con el tercio distal de la pierna o con el suelo⁹⁰. (Ilustración 11)



Ilustración 11. Ángulo de retropié.

Sobel et al⁹¹ realizaron un estudio en 88 adultos y 124 niños midiendo la posición relajada del calcáneo en apoyo, para valorar la fiabilidad de los valores normales determinados por Root⁶⁵ en los que decía que en un pie sano debe haber un rango de +/- 2 grados de retropié. Demostraron que no había diferencias significativas entre adultos y niños siendo la media de 6,07 y 5,6 respectivamente. No está relacionado con la edad, ni el peso ni la altura y no disminuye con la edad hasta 0 como decía Root.

4.2.3.1.5 Medición Antropométrica p-MAP

Escalona-Marfil et al⁹² describieron en su artículo un nuevo protocolo de medición para cuantificar de forma fiable la postura (altura del arco y anchura del mediopié) y la movilidad del pie mediante la plataforma de medición antropométrica del pie (p-MAP) donde se obtiene la altura del arco dorsal y la anchura del mediopié así como la movilidad en ambos planos y global del pie. P-MAP se trata de una herramienta simple y de bajo coste que permite cuantificar el pie en cuanto a su postura (pies cavos y planos) y a su movilidad. (Ilustración 12)

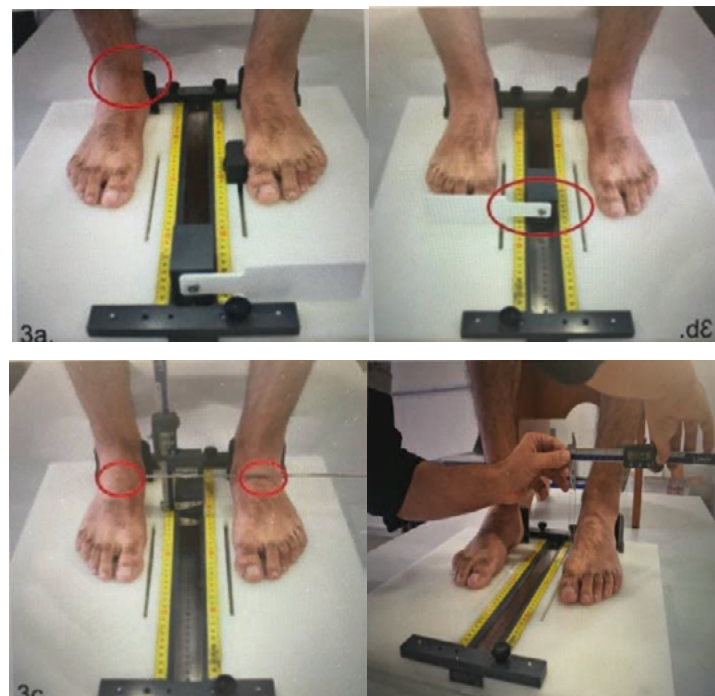


Ilustración 12. Medición antropométrica P-MAP⁹².

4.2.4 Pedigrafías

La pedigrafía es un sistema de obtención de la huella plantar mediante un instrumento llamado pedígrafo. Se trata de una caja cuya cara superior o externa está dotada de un elemento elástico que se impregna interiormente de tinta mediante un rodillo. Al apoyar el pie, la superficie entintada choca con el fondo de la caja donde se coloca una hoja de papel en la que la huella plantar queda registrada en tinta⁷.

La obtención de la huella plantar es un método sencillo de realizar del que se pueden extraer datos de la posición del pie y en el que se pueden realizar mediciones valiosas para la clasificación de este. Actualmente el diagnóstico a través de estos métodos ha ido quedando obsoleto porque solo aporta una imagen del contorno del pie y está siendo sustituido por programas informáticos. Quedándose los primeros relegados a un simple vistazo como complemento a esclarecer la sospecha diagnóstica.

Se realizan las pedigrafías impregnando tinta en una de las caras del pedígrafo, y después se pide al paciente que coloque uno de los pies dentro de dispositivo manteniendo su ángulo y base de sustentación mientras que la cara entintada es presionada por el pie en apoyo y calcando las zonas de apoyo del pie en el papel⁷⁰.

Las mediciones más frecuentes son las siguientes:

4.2.4.1 *Valgus Index*

Índice que establece la relación o posición del calcáneo en estática con el eje longitudinal estático del pie. Para su cálculo hay que trasladar los maléolos a la imagen de la huella a través de una línea que intersecciona a través de un punto con el eje longitudinal del pie⁷⁰. (Ilustración 13)

El *Valgus Index* o Índice de Valgo además relaciona la posición de la articulación del tobillo en el plano frontal con la superficie de apoyo del talón⁹³. Es un método objetivo y para su realización es necesario proyectar los dos maléolos sobre la pedigrafía, unirlos mediante una línea y trazar el eje del pie. Este índice se calcula mediante la siguiente fórmula:

$$\frac{\frac{1}{2}AB-AC}{AB} \times 100$$

Los puntos A y B son las proyecciones de los maléolos en la pedigráfica. Ambos puntos se unen. El punto de intersección con el eje longitudinal del pie se denomina punto C.

Rango de normalidad: 11-14.

Un índice positivo indica desplazamiento medial del tobillo y por tanto pronación, mientras que el negativo indica desplazamiento lateral en supinación. Cuanto más alto es el índice de valgo más pronado o plano es el pie. Por el contrario del Índice de Valgo no puede predecir la posición normal del retropié en dinámica⁹⁴.

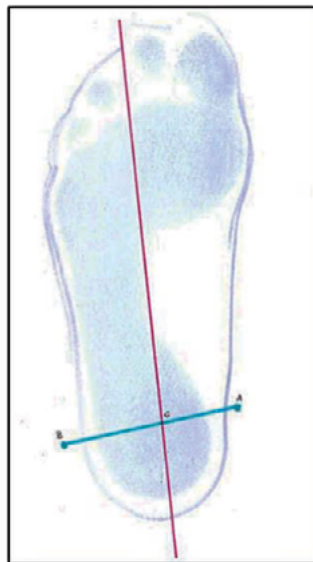


Ilustración 13. Valgus index.

4.2.4.2 Índice de Chippaux-Smirak

El índice de Chippaux-Smirak mide la ocupación del istmo plantar en una superficie lisa. Se obtiene dividiendo el valor de la zona más estrecha del istmo entre el valor de una paralela en la zona más ancha del talón anterior, y multiplicando el resultado por cien. Se expresa porcentualmente. (Ilustración 14)

Se halla trazando la línea que une la parte más ancha del antepié (A) y otra paralela que une la parte más estrecha de mediopié (B). La fórmula $B/A \times 100$ y se obtiene un índice de apoyo en tanto por ciento. Se considera normal entre 33% y el 50%. Valores mayores de 50%: tendencia a aplanamiento y menores de 33%: tendencia al cavo⁸⁵. Existe

mayor sensibilidad para diagnosticar el pie plano con este índice que con el índice de Clarke¹⁰.

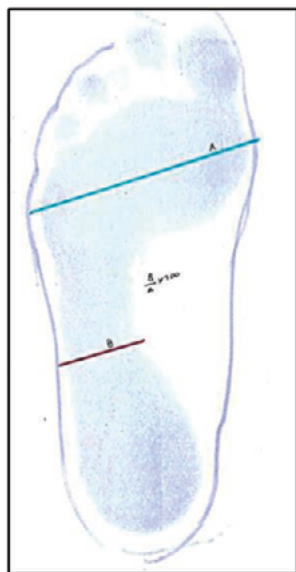


Ilustración 14. Índice de Chippaux-Smirak.

4.2.4.3 Método Viladot

En el método Viladot se emplean las mismas líneas que para el índice de Chippaux-Smirak. La huella que obtiene se considera normal si B mide entre la mitad y un tercio de A⁹⁵.

4.2.4.4 Índice de Stahelli

Índice que establece una relación entre el mediopié y el talón. Se obtiene dividiendo el valor de la zona más estrecha del istmo entre el valor de una paralela en la zona más ancha del talón posterior. (Ilustración 15)

Rango de normalidad: 0,6000-0,6999. Superiores : tendencia al aplanamiento y/o pronación y valores inferiores: tendencia al cavo⁸⁵.

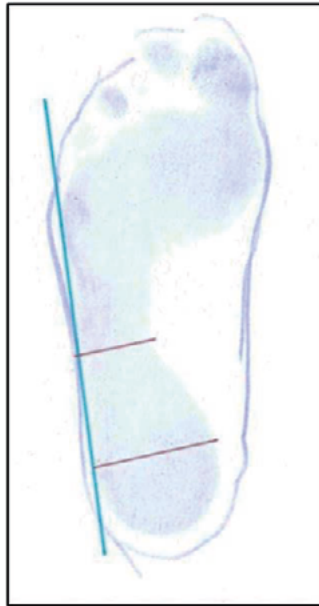


Ilustración 15. Índice de Stahelli.

4.2.4.5 Arch Index

El *Arch Index* o Índice del Arco (AI) consiste en dibujar, con el paciente en posición relajada, el eje del pie desde el centro del talón hasta la punta del segundo dedo y la huella se divide en tercios iguales (excluyendo los dedos) mediante líneas tangenciales al eje del pie. Se traza otra línea perpendicular al eje del pie que es tangente a la parte más distal de las cabezas metatarsales y desde ésta hasta la parte posterior del talón se trazan 3 líneas que dividen el pie en tres partes: A - antepié; B - mediopié; y C - talón. Luego, el índice de arco se calcula dividiendo la región media del pie (B) por toda el área de la huella (es decir, el índice de arco = $B / [A + B + C]$). (Ilustración 16)

Se considera un arco alto los valores $AI < 0,21$, un arco normal que oscila entre 0,22 y 0,26, y un arco bajo como valores $> 0,27$ ⁹⁶.

El índice del arco es un método rápido, fiable y válido que puede ser utilizado por clínicos e investigadores para la clasificación de la postura del pie en adultos ^{74,97}.

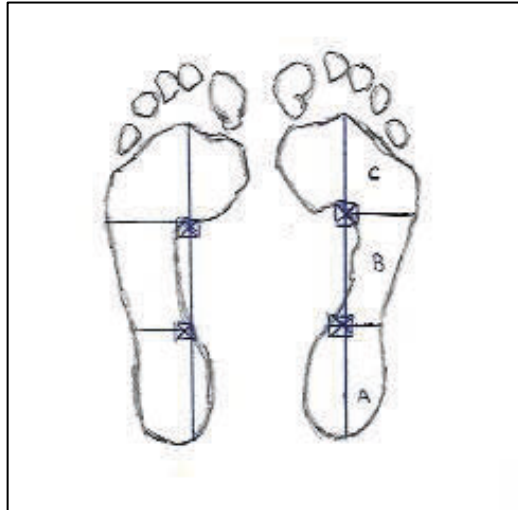


Ilustración 16. Arch Índex.

4.2.4.6 Índice de Clarke o *Footprint Angle*

El índice de Clarke, ángulo de la huella, *Footprint Angle* o ángulo de Clarke se basa en calcular un ángulo formado por las líneas tangentes a las dos zonas más salientes de la parte interna de la huella, es decir, la línea que une el punto más interno del antepié y el punto que se encuentra en la parte más pendiente del arco que coincide con la zona metatarsal. (Ilustración 17) El ángulo de Clarke representa un coeficiente de fiabilidad de 0,97⁹⁸.

Esta medición se considera objetiva y fiable para medir el arco longitudinal interno⁹⁹. Se establecen como rango de normalidad: 38 ± 7 grados, valores superiores muestran tendencia al cavismo, e inferiores tendencia a plano y/o pronación.

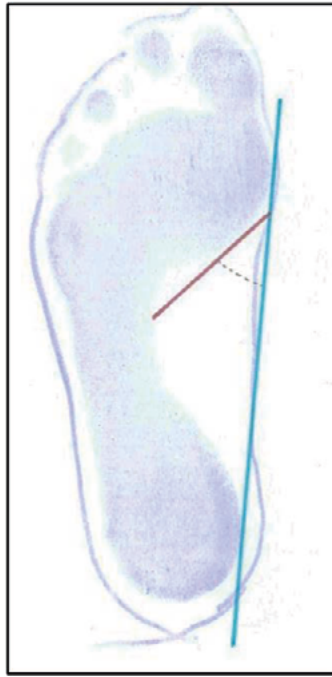


Ilustración 17. Índice de Clarke.

4.2.5 Radiología

Los parámetros radiológicos medidos en el pie se emplean para dar información acerca de la disposición de las estructuras de este para determinar su posición.

Los siguientes parámetros reportaron alta fiabilidad intra e interobservador^{8,100}:

4.2.5.1 En el plano transversal: proyección anteroposterior

- Cobertura de la cabeza del astrágalo: en condiciones normales el 75-100% del cartílago articular de la cabeza del astrágalo debería estar cubierto por la superficie articular proximal del cartílago articular del escafoide. Cuando hay una progresiva deformidad en el plano transversal como ocurre en la pronación, esta cobertura disminuye traduciendo esto como una insuficiente unión articular astragaloescafoidea. (Ilustración 18)

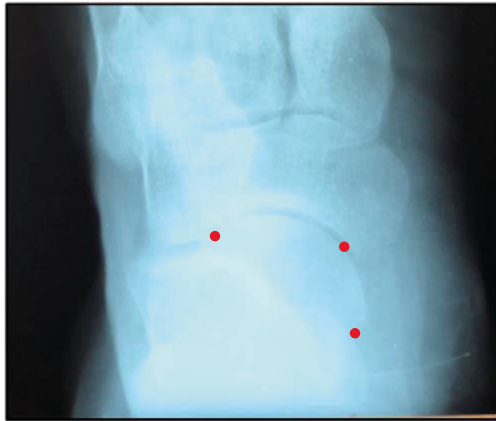


Ilustración 18. Cobertura de la cabeza del astrágalo.

- **Ángulo talocalcáneo: Ángulo de Kite:** está formado por el eje longitudinal de la cabeza y cuello del astrágalo y una tangente dibujada en la cara lateral del calcáneo. En condiciones normales tiene un valor de 25-40°. Valores superiores a 40° se consideran compatibles con pronación y menores de 25° con supinación. (Ilustración 19)
- **Ángulo calcáneo-cuboideo:** ángulo formado por la línea tangente al borde lateral del cuboides y la línea tangente al borde lateral del calcáneo. El ángulo formado debe tener un valor normal entre 0 y 5°. Si es mayor de 5° representa abducción del antepié presente en la pronación. (Ilustración 19)



Ilustración 19. A: Ángulo de Kite (ángulo amarillo); B: Ángulo calcáneo-cuboideo (ángulo naranja).

4.2.5.2 En el plano sagital: proyección lateral

- Línea de Cyma: Valora la articulación mediotarsiana o de Chopart. En condiciones normales existe la “S” formada por la línea articular de las articulaciones astrágaloescafoidea y calcáneo-cuboidea. En un pie pronado esta “S” está desplazada debido a que la articulación astrágaloescafoidea está anterior a la calcáneo-cuboidea. (Ilustración 20)



Ilustración 20. Línea de Cyma.

- Seno del tarso: en un pie normal es visible el hueco que muestra lateralmente el seno del tarso, pero en un pie pronado no aparece por la ocupación de la posición aducida del astrágalo. (Ilustración 21)



Ilustración 21. Seno del tarso.

- Ángulo de declinación del astrágalo: cabeza y cuello del astrágalo con respecto al suelo. Valores normales entre 18 y 24°, si es mayor de 24 es compatible con pie pronado y si es menor de 18 con pie supinado. (Ilustración 22)
- Ángulo de inclinación del calcáneo: es la línea tangencial del borde inferior del calcáneo con respecto al suelo. En condiciones normales tiene unos valores que oscilan entre 18-24°. Si es menor de 18 es compatible con pie pronado y si es mayor de 24° con pie supinado. (Ilustración 22)
- Ángulo de Meary: ángulo que compara el eje longitudinal del primer metatarsiano con el eje de cabeza y cuello del astrágalo. En condiciones normales deben ser paralelos, pero si existe angulación mayor de 4° con vértice orientado hacia abajo es compatible con pie pronado y si el vértice es superior con pie supinado. (Ilustración 22)

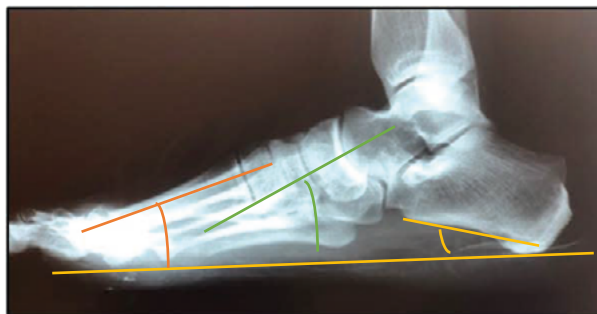


Ilustración 22. A: Ángulo de Meary (rojo); B: Ángulo de declinación del astrágalo (verde); C: Ángulo de inclinación del calcáneo (amarillo)

4.2.5.3 En el plano frontal

- Inclinación de la bisección del calcáneo. En este plano se compara la angulación entre el eje longitudinal de la tibia y la bisección del calcáneo. La inclinación en valgo de esta bisección es compatible con pie pronado ^{6,101}.

4.2.6 Índice de la Postura del pie

El índice de la postura del pie (IPP) o *Foot Posture Index* (FPI) es una herramienta clínica diagnóstica que permite valorar de manera fiable la postura del pie en carga. Fue desarrollado por la necesidad de encontrar un método aceptado para valorar la postura del pie en estática y poder cuantificar sus variaciones¹⁰².

Creado por Redmond¹⁰² et al, en el 2006 en el que empleó varias fases en su descripción final hasta demostrar su fiabilidad y su validación^{102,103}, Redmond pretendía que las mediciones fueran fáciles de realizar, no necesitaran una tecnología costosa y los datos fueran cuantificables con resultados sencillos de comprender.

En la primera fase después de revisar la bibliografía sobre artículos que valoraban la postura del pie, de 36 medidas del pie se eligieron 8 que debían presentar la capacidad de evaluar los cambios posturales en los tres planos corporales y valorar varios segmentos anatómicos (retropié, mediopie y antepié).

Las 8 medidas o criterios que componían el primer IPP fueron las siguientes:

1. Palpación de la cabeza del astrágalo.
2. Curvatura supra e infra-maleolar lateral.
3. Línea de Helbing.
4. Inversión/ eversión del calcáneo.
5. Prominencia de la región talo-navicular.
6. Congruencia del arco longitudinal interno.
7. Congruencia del borde lateral del pie.
8. Abducción/ aducción del antepié respecto al retropié.

En la segunda fase se eligió el sistema de medición que se emplearía para recoger los datos extraídos. Para ello utilizaron una escala numérica tipo Likert, que consistió en 5 puntos (-2, -1, 0, +1, +2). Esta escala observacional permite objetivar las mediciones puesto que los resultados no se obtienen en grados o en milímetros. Las puntuaciones son individuales para cada una de las 8 medidas que se realizan. Cuando se combinan los valores obtenidos el resultado de la suma proporciona un índice de la postura global del pie. Los valores variaban entre -16 y +16. Un valor alto en positivo indica la postura pronada del pie, al contrario, un resultado negativo indica una posición global en supinación, mientras que el pie normal tendrá un valor del IPP entre 0 y +5.

La tercera fase consistió en una serie de pruebas para la validación del IPP. Para ello tomaron pedigrafías a 131 sujetos en los cuales midieron el *Valgus Index* y lo compararon con el IPP de cada sujeto y con cada una de las 8 medidas. El IPP predijo el 59% de la variación de los valores del *Valgus Index*. La fiabilidad para cada uno de los 8 criterios del IPP fue buena en 6 de ellos mientras que la medición de la línea de Helbing y la congruencia del borde externo no mostraron buena fiabilidad.

Posteriormente realizaron un estudio de laboratorio en el que emplearon un sistema de rastreo electromagnético (Fastrak™) para reconstruir un modelo tridimensional de la extremidad inferior derecha. Se midieron mediante software las variaciones de la postura del pie en los tres planos corporales, simulando, en 20 sujetos la postura neutra, pronada y supinada del pie. La posición de pronación correspondió a la máxima rotación interna tibial y eversión del retropié. Todas las medidas mostraron buena validez excepto la medición de la línea de Helbing y la congruencia del borde externo del pie.

Por ello se retiraron los dos criterios que mostraron baja validez y fiabilidad, quedando, finalmente, el IPP compuesto por 6 criterios o medidas que están validados internacionalmente ^{10,102,104}. Los criterios actuales son:

1. Palpación de la cabeza del astrágalo.
2. Curvatura supra e infra-maleolar lateral.
3. Posición del calcáneo en el plano frontal.
4. Prominencia de la región talo-navicular.
5. Congruencia del arco longitudinal interno.
6. Abducción / aducción del antepié respecto al retropié.

Así el IPP reducido a 6 criterios la escala de medición osciló su puntuación entre -12 y +12. Se considera neutro aquel pie cuya puntuación oscile entre 0 y +5, pronado entre +6 y +9, altamente pronado cuando sea igual o superior a +10, supinado cuando oscile entre -1 y -4 y altamente supinado cuando sea igual o superior a -5.

En la cuarta y última fase se evaluó la validez de las 6 medidas que concluyeron el IPP mediante el sistema Fastrak™ (rastreo electromagnético). Para ello compararon los datos obtenidos del IPP con los obtenidos del rastreo electromagnético en el complejo articular del tobillo y la articulación subtalar durante la estática y la dinámica. El IPP predijo el 64% de la variación estática y el 41% de las variaciones durante la dinámica de la fase de medio apoyo, la proporción más alta con respecto a los otros estudios que compararon la estática con la dinámica^{9,105}.

El IPP introduce en la práctica clínica una manera tridimensional de valorar la postura del pie, ya que emplea los tres planos corporales y tiene en cuenta varios segmentos anatómicos: retropié, mediopié y antepié⁹. Además es un método válido, simple y económico que no conlleva ningún riesgo para el sujeto.

Autores como Newnman¹¹, Chuter¹² y Cornwall y McPoil¹³ han demostrado la validez del IPP para predecir la función en dinámica del pie y la predisposición a sufrir lesiones, este último apuntó que los pies con arco longitudinal interno más bajo (pie pronado) tenían más movilidad en mediopié. Nielsen et al¹⁰⁶ concluyeron que el IPP no es un predictivo de la posición dinámica del pie sino que se necesitaría un sistema de video bidimensional que dotara de unas medidas cuantificables y más fiables.

Sánchez Rodríguez¹⁰⁷ en su tesis doctoral, analizando las presiones plantares dinámicas comparadas con el IPP en pies pronados, supinados y neutros, concluyó que el IPP puede ayudar a identificar posturas patológicas y prevenir lesiones por sobrecarga.

La fiabilidad de esta herramienta diagnóstica ha sido discutida y demostrada en numerosos estudios, así autores como Redmond¹⁰, Nielsen et al¹⁰⁶, Cornwall y McPoil¹³ lo consideran como la prueba objetiva que permite valorar la postura del pie en carga.

La fiabilidad intra e interexplorador del IPP es otro aspecto discutido en todos los trabajos realizados con el fin de demostrar la validez de la prueba^{13,108}, Evans et al¹⁰⁸ demostraron con esta técnica adecuada fiabilidad intra e interexplorador en la población infantil así como casi perfecta fiabilidad interexplorador en la población de edad avanzada¹⁰⁸.

Es un método de clasificación muy fiable incluso en profesionales poco entrenados^{106,109}. Sin embargo Terada et al¹¹⁰ concluyeron que tiene una excelente fiabilidad intraexplorador pero pobre fiabilidad interexplorador sobre todo en los criterios observables visualmente.

Aunque no hay un método universalmente aceptado para el diagnóstico del pie plano, después de un estudio a través de las bases de datos buscando el mejor criterio de valoración del pie plano en niños Banwell et al¹¹¹ llegaron a la conclusión de que el IPP es el método de valoración más fiable, seguido de Stahelli, *Arch Index* y Chippaux-Smirak.

La fiabilidad del IPP también ha sido comparada con otras herramientas de diagnóstico como el Navicular Drop¹¹⁰ y la altura del escafoides¹¹² siendo el índice IPP más fiable que las citadas.

4.2.7 Baropodometría

El estudio de las huellas plantares a través de plataformas de registro electrónico o baropodometría es un método de registro no invasivo, repetible y cuantificable que permite estudiar la postura del pie y principalmente la marcha desde un punto de vista cinético y cinemático¹¹³. Con ella se permite cuantificar la distribución de las presiones plantares de un modo más exacto que con los métodos clásicos²⁶. El registro de la presión plantar refleja de forma fiel el modo en el que pie carga ayudando al diagnóstico de la biomecánica del pie, prevención de deformidades y diseño y comprobación de los tratamientos ortopodológicos¹¹⁴. (Ilustración 23)

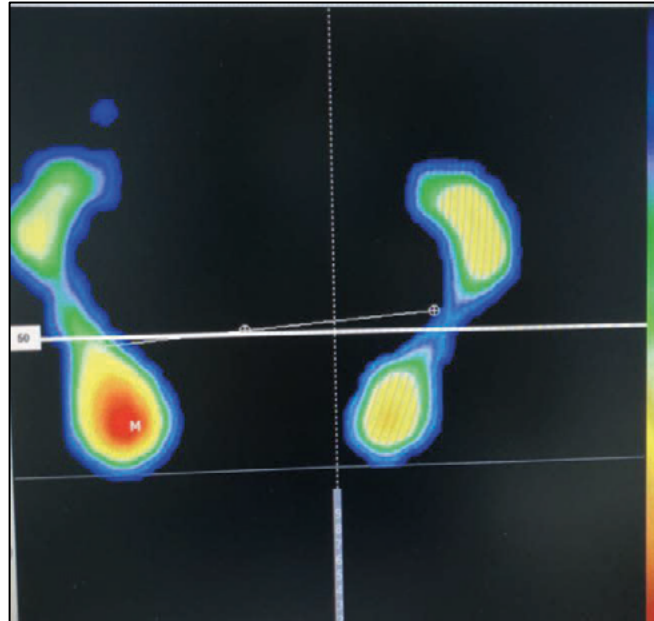


Ilustración 23. Imagen baropodométrica.

4.3 El pie pronado

4.3.1 Definición de pronación

La pronación en el pie durante la marcha es un movimiento fisiológico que se produce durante el 25% inicial de la fase de apoyo¹⁶. Es un mecanismo imprescindible que permite a la musculatura de la extremidad inferior absorber las fuerzas de reacción del suelo y concede al antepié un aumento en el rango de movilidad articular, permitiendo al pie adaptarse a la superficie de apoyo⁹⁸.

En el momento que el pie recibe la carga del peso corporal en la fase de medio apoyo se produce su pronación, ésta se registra como un movimiento originado en la articulación subastragalina. La pronación que aparece en el momento del contacto con el piso es un mecanismo pasivo y parece depender totalmente de la configuración de las articulaciones del pie, de sus inserciones capsulares y de sus ligamentos extraarticulares. Debido al vínculo específico con el pie a través de la articulación subastragalina, la pronación del pie y la rotación interna de la pierna deben ocurrir simultáneamente⁹⁸.

La pronación del pie durante la fase de apoyo de la marcha es parcialmente explicada por la interacción entre las fuerzas de reacción del suelo generadas durante el inicio de contacto del pie con el suelo. Esta fuerza es aplicada lateralmente al eje de la

articulación subastragalina creando un momento de eversión al complejo pie y tobillo, durando desde la respuesta de apoyo del mediopié. Durante esta parte de la fase de apoyo el momento de eversión genera una eversión del calcáneo el cual es el componente de la pronación en el plano frontal^{115,116}.

Cuando se produce el movimiento de pronación de la articulación subtalar en carga, el calcáneo evierte mientras el astrágalo realiza un movimiento de flexión plantar y aducción⁶. Se produce un aumento de la movilidad articular debido al paralelismo que adoptan los ejes de la articulación mediotasiana y el antepié se verá forzado a compensar la posición de retropié, colocándose en flexión dorsal y abducción y provocando el descenso del arco longitudinal interno¹¹⁷.

En cadena cinética cerrada el pie realiza movimientos en los tres planos: eversión de la subastragalina, dorsiflexión del tobillo y abducción del antepié, movimientos que se realizan también en la fase de pronación. Una excesiva o prolongada pronación (sobre todo en la articulación subastragalina) puede producir lesiones en otras articulaciones superiores del miembro inferior²⁰.

Se considera patológico la pronación cuando ocurre durante la segunda mitad de la fase de apoyo, superando el 25% inicial, o cuando sea mayor de lo normal, porque esto provocaría una excesiva eversión del retropié con aplanamiento del arco longitudinal interno que repercutirá en la alineación de toda la extremidad inferior¹¹⁸. Esto impedirá al pie comportarse como un soporte adaptativo para todo el cuerpo y puede alterar la biomecánica de los miembros inferiores causando el riesgo de lesión y dolor¹¹⁹ lo que conlleva a una marcha anormal y un patrón de carrera anormal¹²⁰. Sin embargo Nigg et al¹⁶ concluyeron que el grado “ normal” de pronación es desconocido, por lo tanto, es imposible determinar el exceso de pronación¹⁶. (Ilustración 24)



Ilustración 24. Pie pronado.

El pie pronado se caracteriza por una eversión del calcáneo, una aducción y plantarflexión del astrágalo, una inversión y dorsiflexión del antepié en cadena cinética cerrada en la fase de apoyo del pie¹⁶. (Ilustración 24) Las estructuras del mediopié incluidos ligamentos, aponeurosis plantar, músculos intrínsecos y tendones extrínsecos pueden verse afectadas por un aumento de pronación¹²¹. Esta mayor eversión produce una fuerza deformante en el arco longitudinal interno disminuyendo su flexibilidad y mayor movimiento en retropié y antepié, produciendo fuerzas anormales de reacción del suelo durante la marcha adelantando el centro de gravedad del pie¹²². Esto compromete además los movimientos en el plano sagital de las articulaciones del miembro inferior: tobillo y rodilla¹²³. Aunque Nigg¹⁶ en su revisión sobre la pronación determinó que no existe una relación suficientemente consistente para asegurar la relación de la pronación con estas lesiones¹⁶.

Se consideran términos sinónimos como pie plano, calcáneo valgo, pies valgos, pies pronados, pies planos flexibles, pies planos valgos, pie plano hipomóvil (pie plano flexible)³³.

La deformidad de pie plano también se refiere a “pie valgo”, “pie plano valgo”, pies planos” y “pronación subastragalina”. Es comúnmente caracterizada por un relativamente simple y subjetivo “colapso” del arco longitudinal interno¹⁰¹.

Sin embargo, Toullec et al¹²⁴ lo definieron como un aplanamiento del arco medial al soporte de peso y una marcha a propulsiva con lesión a nivel talonavicular (astrágalo escafoidea), tibiotarsal (tibio astragalina) y en mediopié. Presenta lesiones tendinosas en tibial posterior y ligamentosas como en el ligamento interóseo y el tratamiento tiende a

ser quirúrgico dependiendo de la degeneración de este. Concluye que un pie plano adulto tiende a diagnosticarse y manejarse tarde¹²⁴.

La presentación de este tipo de pie puede variar desde la deformidad flexible con la integridad normal articular a un pie plano rígido¹²⁵⁻¹²⁷.

4.3.2 Etiología del pie pronado

La etiología del pie pronado puede ser de origen congénito como en la laxitud ligamentosa^{49,62}, la existencia de la función insuficiente del tibial posterior^{98,128}, de origen artrítico o traumático¹²⁸ e incluso durante el embarazo aumenta la pronación pero no parece que influya en el dolor de los miembros inferiores (MMII)¹²⁹.

4.3.3 Sintomatología del pie pronado

Secundarias a pronación pueden aparecer patologías dolorosas, que constituyen la causa más frecuente de consulta podológica.

La pronación puede provocar un aumento de presión en el Hallux⁸⁹ acompañado de *Hallux Abductus Valgus*¹³⁰ *Hallux Limitus/ Rígido*¹³¹ incluso en las áreas del segundo y tercer metatarsiano, esta distribución alterada de las presiones produce inestabilidad y mayor riesgo de lesiones¹³². La disminución del mecanismo de *Windlass* generada^{123,133} puede producir fascitis plantar^{134,135}, hipermovilidad de la columna interna, osteoartritis tarsometatarsiana¹³⁵⁻¹³⁷. La marcha apropulsiva resultante provoca dolor en la parte medial del talón, cerca del tendón del tibial posterior o en la zona correspondiente con la cara posterior del peroné^{138,139}, y otras patologías del miembro inferior como osteoartritis del compartimento medial de la rodilla¹⁴⁰ o síndrome patelofemoral¹⁴⁰, sin embargo Nigg et al¹⁴¹ en sus estudios con corredores pronadores no encontraron más lesiones que en corredores con pie normal¹⁴¹.

La pronación del pie compromete la biomecánica del miembro inferior durante la marcha²⁵. Esto se explica por el hecho de que la pronación incrementa la flexibilidad de los segmentos del pie y compromete la función del brazo de palanca durante la fase de

apoyo. Según esto Resende et al¹³⁴ concluyeron que la posición pronada del pie incrementa el rango de movimiento del antepié, reduce y retrasa la plantarflexión del tobillo en medio apoyo, disminuye el rango de movimiento de la rodilla y el desplazamiento anterior del centro de presiones¹³⁴.

La existencia de pronación unilateral aumenta los momentos de rotación interna y aducción en el miembro inferior produciendo cambios biomecánicos y la aparición de lesiones ¹⁴².

Yazdani et al¹⁴³ estudiaron la relación del pie con la posición de la pelvis en dos grupos de adultos jóvenes con pies hiperpronados medidos con el IPP y pies neutros. En las personas con pies hiperpronados la función de la pelvis es de aumentar la inclinación anterior para controlar los movimientos rotacionales o en el plano frontal producidos por la eversión del calcáneo. Así la hiperpronación es uno de los factores de un mal alineamiento de la pelvis en el plano sagital y causante de dolor y lesiones a este nivel¹⁴³.

Contrariamente a la pronación existe la supinación que es un movimiento fisiológico que se produce durante el 37% final de la fase de apoyo. Comienza después del contacto del antepié con el suelo, hacia la segunda mitad del periodo de la fase de medio apoyo y se prolonga hasta el despegue digital. La articulación subastragalina supina mientras que el antepié se coloca en eversión, flexión plantar y aducción, provocando el aumento del ALI. El movimiento de supinación estabiliza las articulaciones gracias a la divergencia de los ejes de la articulación mediotarsiana convirtiendo al pie en una palanca rígida que permite el desplazamiento hacia delante del cuerpo¹⁴⁴.

Se considera patológico el movimiento de supinación cuando está aumentado sobre todo al principio de la fase de apoyo. De esta manera el pie no puede absorber las fuerzas de reacción del suelo ni adaptarse lo que puede provocar inestabilidad de tobillo y esguinces laterales ¹⁴⁵ y un aumento en el apoyo lateral del pie junto con anomalías laterales de la pelvis²⁵.

4.3.4 Tratamiento del pie pronado

El abordaje será distinto dependiendo de su severidad y de su reductibilidad, pero uno de los más frecuentes para tratar la pronación son las ortesis plantares²⁰.

4.3.4.1 Definición de ortesis plantar

Los soportes plantares, ortesis plantares o plantillas son términos que se usan indistintamente para referirse a un medio de ayuda ortopédico para el tratamiento del dolor en el pie que aparece por una alteración de la situación estática o dinámica. Se fabrican a medida según molde, y forman una unidad funcional con el zapato¹⁴⁶. Valmassy¹⁴⁷ y después La *International Standardization Organization* (ISO) las definen como un apoyo u otro dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético.

Según el Instituto Biomecánico de Valencia (IBV) el objetivo de una ortesis es mantener, mejorar y restaurar la función de las partes móviles de todo el cuerpo humano. En el caso de las ortesis del pie, las que actúan sobre las estructuras del pie y la marcha, aunque lo ideal sería obtener un equilibrio musculo-articular y ligamentoso, que nos lleve a un correcto funcionamiento biomecánico del pie y sus estructuras vecinas. Así las ortesis plantares ayudan a mejorar el equilibrio tanto en situación estática como en dinámica¹⁴⁸. También tienen una influencia importante en el control de los movimientos de la parte posterior del pie (pronación y supinación) durante carrera¹⁴⁹.

Otra finalidad de las ortesis plantares es cambiar la función de las articulaciones del pie y del miembro inferior durante la fase de apoyo y con frecuencia llevando la articulación subastragalina a la posición neutra¹⁵⁰ controlando su rango y su velocidad de movimiento^{151,152}.

Nigg et al¹⁵³ concluyeron que las plantillas reducen o previenen el movimiento relacionado con las lesiones y producen cambios esqueléticos en el movimiento, pequeños y no sistemáticos. La comodidad es una variable importante. Desde el punto de vista biomecánico, la comodidad puede estar relacionada con la adecuación de la plantilla, estabilización adicional del trabajo muscular, fatiga, y daño en la vibración de los tejidos

blandos. El calzado actúa como un primer filtro, la plantilla como una segunda capa y el pie como una tercera capa. La información de las capas es llevada al sistema nervioso central que le da al sujeto una respuesta motora. Si una intervención como es una plantilla ayuda o contiene un movimiento, la actividad muscular puede ser reducida o incrementada¹⁵³.

4.3.4.2 Ortesis personalizadas (hechas a medida)



Ilustración 25. Ortesis personalizadas.

Las ortesis personalizadas, son ortesis hechas a mano desde un molde, una impresión o un escaneado individual del pie. El tratamiento con plantillas hechas a medida está basado en la premisa de que personalizando las plantillas con un diseño específico adaptado para cada paciente, aspectos seleccionados de la función del pie entre otros pueden ser modificados específicamente¹⁵⁰. (Ilustración 25)

Para la confección de las plantillas a medida es necesario previamente disponer del molde del pie del paciente que puede obtenerse de diferentes maneras como moldes de escayola, espuma fenólica o bien realizar la técnica en directo¹⁵⁴.

No existe evidencia de que las plantillas hechas a medida sean el tratamiento de elección para el dolor, la incapacidad funcional del pie¹⁵⁵ y la calidad de vida comparado con las plantillas prefabricadas^{156,157}.

4.3.4.3 Ortesis prefabricadas



Ilustración 26. Ortesis prefabricadas.

Las ortesis prefabricadas tienen una forma general y pueden ser vendidas en serie. Muchas plantillas prefabricadas pueden ser personalizadas y varios laboratorios ofrecen ortesis hechas a medida desde un molde prefabricado con una selección ilimitada de modificaciones en la forma¹⁵⁸. (Ilustración 26)

Los soportes plantares prefabricados son diseñados para ajustarse a un rango de pacientes por lo tanto no es necesario hacerlas a medida. Las ortesis personalizadas se ajustan exactamente a las características del pie en comparación con las prefabricadas. Sin embargo, hacer unas plantillas a medida es laborioso y depende de la habilidad del ortopeda, entonces la capacidad de confort y funcionalidad de la plantilla puede variar¹⁵⁹.

Dars¹⁵⁸ en su estudio realizó una encuesta para determinar cuándo, por qué y cómo de deben prescribir las ortesis plantares. Esta investigación determinó que los participantes prefieren las ortesis prefabricadas debido a la rentabilidad, la puntualidad de la dispensación y la facilidad de modificación. Sin embargo, se recomendaron las ortesis plantares personalizadas cuando no se obtuvo el apoyo adecuado con el uso de dispositivos prefabricados, y con la prescripción específica dependiente del "nivel de control" requerido¹⁵⁸.

A través de su experiencia y resultados obtenidos existen autores¹⁵⁸ que optan por las plantillas personalizadas porque se adaptan mejor porque reducen el balanceo postural

y mejoran la coordinación del miembro inferior en participantes más mayores sin limitar sus habilidades de la vida diaria¹⁶⁰ o porque reducen la eversión del calcáneo en bipedestación y la pronación excesiva durante la dinámica en el momento de instauración del tratamiento o tras dos semanas de uso¹⁶¹. Pero existen también autores¹⁶² que han optado por la indicación de las plantillas prefabricadas porque tiene la capacidad de redistribuir las presiones plantares, disminuir significativamente la eversión del retropié por lo tanto controlan la pronación ^{162,163} así también la reducción del dolor en el tendón de Aquiles y de la fascitis plantar^{164,165}.

4.3.4.4 Otros tratamientos

Un programa de ejercicios para fortalecer la musculatura intrínseca y extrínseca del pie tales como caminar con el talón, el antepié, borde lateral, medial, coger pequeños objetos con los dedos, movimientos contrarresistencia de inversión y eversión del pie, abducción de la cadera, fortalecer musculatura del abdomen y espalda además los ejercicios de equilibrio mejoran demostrado en un estudio de Sánchez Rodríguez¹⁶⁶ la posición pronada hacia una posición neutra del pie. Según la autora, estos ejercicios realizados en 9 semanas disminuyeron los valores de pronación en sujetos jóvenes hacia la neutralidad del pie medido con el FPI. Asimismo concluyó que estos ejercicios pueden ser una herramienta adicional al tratamiento con ortesis plantares del pie pronado¹⁶⁶. Otro estudio realizado concluyó que el fortalecimiento de la musculatura intrínseca del pie es una herramienta útil para tratar patologías cuya etiología incluya una pronación excesiva del pie⁴⁶.

La técnica del vendaje Low-Die consiste en fijar la articulación con el objetivo de reducir el exceso de pronación y así aliviar el dolor y las patologías derivadas de la misma. Disminuye las presiones plantares, la caída del escafoides y el pico de eversión del calcáneo¹⁶⁷.

4.4 Factores que influyen en la posición del pie

4.4.1 Edad

El arco longitudinal interno juega un papel importante en la adaptación del pie al suelo generando la suficiente fuerza para propulsarse en la marcha. Existe una tendencia

gradual a la disminución de este cuya etiología puede ser variable donde la edad está también relacionada. Con la edad hay una tendencia del pie a aumentar la rigidez de los tejidos blandos, a disminuir el rango de movimiento y la fuerza y a una postura más pronada lo que producirá una propulsión menos eficiente en la marcha^{168,169}. Existe una disminución en la capacidad de realización las actividades de la vida diaria, problemas de desequilibrio y mayor riesgo y preocupación por las caídas¹⁷⁰. Aunque según algunos autores^{27,171} no hay relación entre la edad y la posición pronada en adultos jóvenes, ni en población infantil.

4.4.2 Sexo

Los hombres y las mujeres son anatómica y fisiológicamente diferentes¹⁷². Algunos estudios^{173,174} demuestran que las diferencias se producen principalmente en la cadera y en la rodilla, por ejemplo en la mujer están aumentados el ángulo Q del cuádriceps, genu recurvatum, la inclinación pélvica y la anteversión femoral. Sin embargo, aunque el patrón de la marcha guarda similitud entre ambos sexos disminuye la cadencia a lo largo de los años sobre todo en las mujeres donde el rango de movimiento articular de la cadera es menor^{175,176}. Sin embargo, según la literatura^{171,177-179} las diferencias entre géneros con respecto a la postura del pie no son estadísticamente significativas.

4.4.3 Peso

El Índice de masa corporal no es un factor predisponente para la aparición del pie pronado^{27,180,181} en una población joven ni en la población infantil^{171,182}, puesto que aunque aumenta la presión en la planta del pie el porcentaje de distribución plantar y de situación del centro de presiones es similar que con un índice de masa corporal normal²⁷. En realidad en un pie pronado la disminución del ALI conlleva a que un aumento de peso corporal produzca una limitación funcional del pie¹⁸³.

4.4.4 Calzado

El apoyo del pie en el suelo se realiza generalmente calzado. Según las características como la forma de la puntera, la altura del arco, la amortiguación y el material pueden influir en la postura del pie^{184,185}. Parece ser que el aspecto que más influye en la postura del pie es la altura del tacón^{186,187}, generalmente usado en el sexo femenino. La altura del tacón produce un aplanamiento del arco metatarsal, *Hallux Abductus Valgus* y deformidades en los dedos menores debido a que disminuye la superficie de apoyo en la planta del pie sobrecargando la zona metatarsal produciendo dolor¹⁸⁸ además de un aumento de la lordosis lumbar y adaptaciones en la alineación espinal¹⁸⁹.

Además el calzado puede alterar la musculatura intrínseca, la forma, la función y la configuración esquelética³⁰ pudiendo ser el causante de lesiones recurrentes sobre todo en corredores. Por lo tanto, recientemente han aparecido corrientes como el *Barefoot* (caminar descalzo) o el calzado minimalista que le da una protección al pie proporcionándole la sensación de estar descalzo¹⁹⁰. No se ha demostrado exactamente que el calzado minimalista reduzca considerablemente las lesiones en el pie^{191,192}.

4.4.5 Fórmula digital y Fórmula metatarsal

La fórmula digital valora la relación entre la longitud del primer dedo y la longitud del segundo dedo⁵⁹. Existen tres tipos de fórmula digital:

- Pie egipcio: cuando el primer dedo es más largo que el segundo dedo. (Ilustración 27) En un pie con esta fórmula digital y especialmente cuando el primer dedo es muy largo, es decir, pie egipcio hay que prestar atención a las lesiones producidas en la falange distal del mismo, ya sea en la uña por presión del calzado, en la zona lateral de la articulación interfalángica, o en la parte más distal del pulpejo del dedo, ya que la presión que el zapato ejerce en la parte distal de la falange repercute en esta zona, pudiendo llegar a producirse una úlcera por presión.



Ilustración 27. Fórmula digital egipcia.

- Pie griego: cuando el segundo dedo es más largo que el primero. (Ilustración 28). Este tipo de pie puede producir lesiones a nivel del segundo dedo, tanto en el pulpejo como en las articulaciones interfalángicas, ya que en la mayoría de los casos va acompañado por una posición en garra.



Ilustración 28. Fórmula digital griega.

- Pie cuadrado: cuando el primer y segundo dedo tienen la misma longitud. (Ilustración 29) Es el que suele presentar menos problemas, ya que los dedos se colocan dentro del zapato de una forma ordenada, recibiendo todos ellos la misma presión en función de su acción durante la marcha.



Ilustración 29. Fórmula digital cuadrada.

La morfología del antepié puede estar influida por el uso de calzado estrecho en la puntera produciendo una modificación de la fórmula digital desde pie egipcio a cuadrado agravando la deformidad de *Hallux Abductus Valgus* en una población constituida principalmente por mujeres con una media de edad de 65 años¹⁹³.

La fórmula metatarsal se refiere a la protusión relativa de los metatarsianos en relación con la línea horizontal perpendicular al eje de la marcha, segundo con disminución progresiva del resto de metatarsianos¹⁵¹. (Ilustración 30)

Existen tres tipos:

- *Índex plus*: el primer metatarsiano es aproximadamente 2 milímetros más largo que el segundo, decreciendo los restantes.
- *Índex plus-minus*: primer y segundo metatarsiano son de la misma longitud, disminuyendo la longitud del resto de tercero a quinto.
- *Índex minus*: primer metatarsiano es aproximadamente 2 milímetros más corto que él.

El primer metatarsiano más largo o *Índex plus* ocasionará con frecuencia un *Hallux Rígidas*, una sesamoiditis, o hiperqueratosis en la zona de la primera cabeza metatarsal, por aumento de la presión en la misma en el momento del despegue.

En el *Índex minus* la presión en el momento de la marcha recaerá sobre la cabeza del segundo metatarsiano, que puede implicar lesiones a este nivel en forma de hiperqueratosis o heloma, tanto en la articulación como en la zona externa. La insuficiencia del primer metatarsiano hace que se desvíe para aumentar la zona de despegue, motivo por el que casi siempre se acompaña de un *Hallux Abductus Valgus* incipiente.

El *índex plus-minus* al igual que la fórmula digital cuadrada, presenta una correcta distribución de presiones y por tanto una menos probable aparición de lesiones¹⁹⁴.

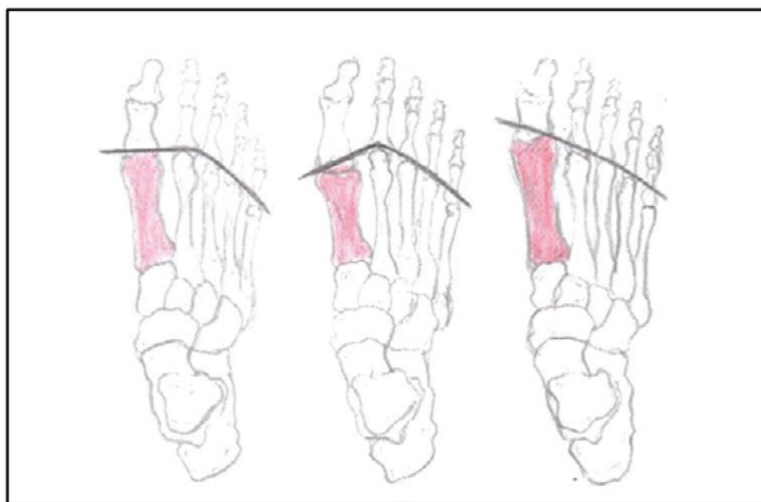


Ilustración 30. Fórmula metatarsal.

4.4.6 Hiperqueratosis

La aparición de hiperqueratosis o callosidades plantares es un mecanismo de defensa natural de la piel para compensar una presión prolongada, fricción o cualquier otra forma de irritación local, produciendo un engrosamiento de la misma¹⁹⁵. La presencia de callosidades en la planta del pie se debe a una carga mecánica sobre la piel que cursa generalmente con dolor. Un repetido microtraumatismo sobre la piel secundario a una alteración biomecánica del pie como puede ser un pie pronado produce desviaciones del esqueleto óseo que sobrecargan zonas localizadas del pie¹⁹⁶.

4.4.7 Actividad Física

La actividad física regular implica un estado de salud adecuado de todo el cuerpo humano y el pie como parte fundamental del aparato locomotor juega un papel importante en el desarrollo de esa actividad física²⁵. La postura del pie puede ser un determinante que influya en la realización de esta o viceversa pudiendo prevalecer una postura más neutra en deportistas comparado con personas sedentarias^{197,198}. De la misma manera existen deportes en los que las técnicas realizadas predisponen a diferentes posturas del pie como ocurre en el baloncesto o el balonmano¹⁹⁹. Según recientes investigaciones^{46,166,200} la práctica deportiva²⁰¹ y la realización de un programa de ejercicios específicos de fortalecimiento de la musculatura intrínseca y extrínseca del pie durante un período de tiempo puede mejorar la postura pronada del pie.

An abstract graphic consisting of several overlapping, diagonal brushstrokes in various shades of blue, ranging from light to dark. The strokes are thick and textured, creating a sense of movement and depth. They are positioned in the upper and middle portions of the page, with the word 'OBJETIVOS' appearing below them.

OBJETIVOS

5 OBJETIVOS

Los objetivos de nuestro estudio fueron los siguientes:

1. Determinar la influencia del uso de ortesis prefabricadas en el cambio de postura del pie en una población de jóvenes con pie pronado/altamente pronado.
2. Identificar el cambio en la postura estática del pie a los 6 meses en el grupo control vs grupo experimental.
3. Analizar la influencia de factores predisponentes para el cambio de pie altamente pronado a pronado y/o pronado a neutro.

The background of the page is white, featuring several large, expressive brushstrokes in various shades of green. These strokes are oriented diagonally, running from the upper left towards the lower right. The colors range from a pale, almost white green to a deep, dark forest green. The texture of the brushstrokes is visible, with some areas appearing more saturated and others more faded, creating a sense of movement and depth.

MATERIAL Y MÉTODO

6 METODOLOGÍA

6.1 Diseño del estudio

Se realizó un ensayo clínico, aleatorio simple ciego, controlado, analítico y prospectivo²⁰². El resumen del ensayo clínico se refleja en el siguiente diagrama de flujo:

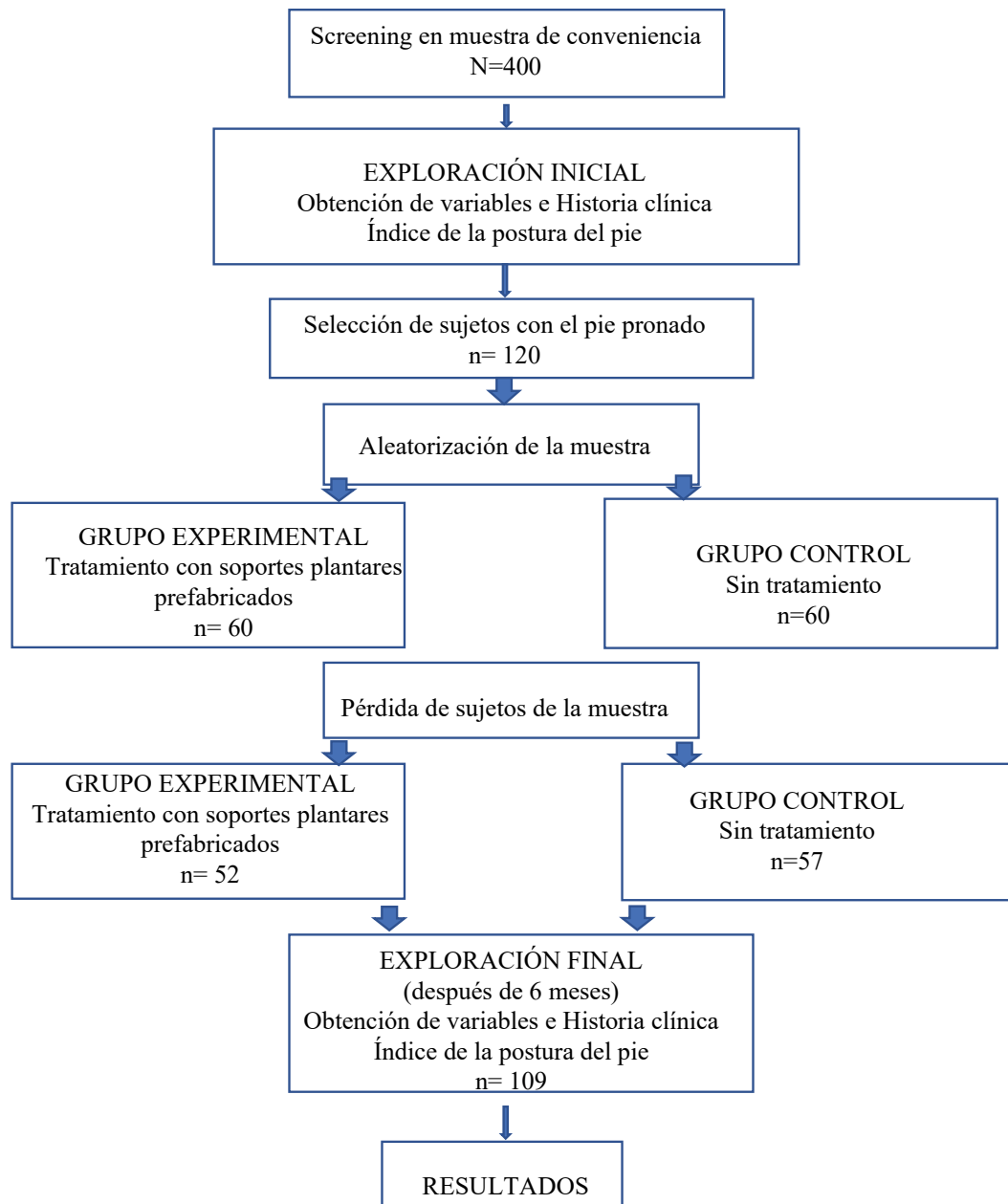


Ilustración 31. Diagrama de flujo

6.2 Características de la muestra

Se estudiaron 400 sujetos con edades comprendidas entre los 18 y los 50 años. Los participantes fueron estudiantes del grado de Podología, Administración y Dirección de Empresas, Enfermería e Ingeniería del Medio Forestal pertenecientes al Centro Universitario de Plasencia captados voluntariamente y que acudieron a las dependencias de la clínica Podológica de la Universidad de Extremadura situada en el propio Centro Universitario.

Tras informarles de la naturaleza del estudio y sus objetivos, se les entregó la hoja del Consentimiento informado (ANEXO I) y se aclararon las dudas existentes. Todos los sujetos firmaron el consentimiento informado por escrito, atendiendo a lo dispuesto en la Ley Orgánica 15/99, de 13 de septiembre, de protección de Datos de Carácter Personal (ANEXO II). Al igual que los investigadores y profesionales sanitarios relacionados con este estudio se comprometieron a garantizar la confidencialidad de los datos que serían tratados con fines de investigación exclusivamente de acuerdo con la Declaración de Helsinki de la Asamblea Mundial Médica de 1975. El Comité de Bioética de la Universidad de Extremadura (expediente 07/2017) informó positivamente sobre el proyecto de investigación aprobando los procedimientos del estudio (ANEXO III). El estudio fue registrando en www.clinicaltrials.gov con el número NCT03954821.

Las mediciones se hicieron desde octubre de 2016 hasta junio de 2017.

6.3 Criterios de inclusión y de exclusión

6.3.1 Criterios de inclusión

- Presentar pies pronados en estática medidos con IPP.
- Presentar pies asintomáticos.
- No presentar deformidades articulares tales que dificultaran la adecuada medida de estos.
- Tener edades comprendidas entre los 18 y 50 años.
- Haber firmado en consentimiento informado.

6.3.2 Criterios de exclusión

- Padecer deformidades degenerativas osteoarticulares.
- Haberse sometido a intervenciones quirúrgicas de las extremidades inferiores y en concreto del pie.
- Presentar pérdida de equilibrio que dificulte la correcta medición de los pies.
- Queratopatías dolorosas o verrugas plantares que dificulten el apoyo de los pies.
- Uso de otros tratamientos ortopodológicos en la actualidad (ortesis plantares).
- No ser capaz de mantenerse en posición bipodal o pisar de manera correcta y coordinada encima del banco de exploración para poder explorar la postura del pie.

6.4 Recogida de datos

Todos los participantes del estudio fueron entrevistados personalmente y se anotaron los datos obtenidos en una hoja de recogida de datos diseñada para tal fin (ANEXO IV).

Fueron sometidos a una primera exploración por observación para valorar los criterios del Índice de la Postura del pie. Una vez realizado el IPP a todos los miembros del grupo se seleccionaron sólo los sujetos con un IPP mayor de 6 puntos que corresponde con pie pronado.

El investigador principal se trata de un profesional especializado en exploración del miembro inferior y del pie con experiencia en la medición del IPP.

6.5 Randomización

Se establecieron dos grupos: grupo experimental y grupo control compuesto ambos grupos por participantes con pies pronados medidos y clasificados previamente con el IPP.

Los participantes fueron asignados de forma aleatoria a cada uno de los grupos mediante la utilización de un software (IBM SPSS ®) para tal fin. El investigador principal no conocía a qué grupo pertenecía cada sujeto (estudio ciego para el investigador principal).

Al grupo experimental se le intervino mediante la utilización de un tratamiento con soportes plantares mientras que a el grupo control no se le asignó ningún tratamiento.

6.6 Variables del estudio

6.6.1 Variables biológicas y antropométricas

- Edad: medida en años, facilitada por los sujetos.
- Sexo: sexo masculino y sexo femenino.
- Peso (en kilogramos) y la talla (en centímetros) fueron obtenidos mediante una báscula mecánica de columna con pesas deslizantes de gran precisión que lleva incorporado un tallímetro telescópico.
- El IMC se calculó a partir de la división del peso por el cuadrado de la talla (Kg/m^2). Los sujetos fueron clasificados como indica la OMS en la siguiente tabla: (Tabla 1)

Tabla 1. Tabla clasificación del IMC según la OMS.

Clasificación del IMC	
Insuficiencia ponderal	< 18.5
Intervalo normal	18.5-24.9
Sobrepeso	≥ 25.0
Preobesidad	25.0-29.9
Obesidad	≥ 30.0
Obesidad de clase I	30.0-34.9
Obesidad de clase II	35.0-39.0
Obesidad de clase III	≥ 40.0

- Número de pie: facilitado por los sujetos.
- Fórmula metatarsal: La fórmula metatarsal se midió siguiendo el método descrito por Spooner²⁰³ para obtener la posición relativa de los metatarsianos.

Para ello se procedió a mantener al paciente de pie en apoyo bipodal en su base y ángulo de la marcha sobre una superficie plana. Se le pidió que caminase unos segundos en su sitio y se parase manteniendo su apoyo en estática. En esta posición se palpó el área de la articulación metatarsofalángica hasta su localización más distal y una vez localizado se marcó con un bolígrafo y así se repitió la palpación con el segundo metatarsiano²⁰⁴. La determinación de la fórmula metatarsal consiste en medir la longitud relativa de los metatarsianos desde la tuberosidad del escafoides hasta las cabezas metatarsales usando un pie de rey. (Ilustración 32)

Posteriormente se marcaron con un bolígrafo estos puntos anatómicos. Mediante palpación se localizaron los puntos más distales de las cabezas metatarsales correspondientes a las articulaciones metatarsofalángicas. Se midió la distancia en milímetros desde el punto marcado en la tuberosidad del escafoides hasta la primera cabeza metatarsal y de la misma forma hasta la segunda cabeza metatarsal. Según demostró Martínez-Cepa²⁰⁵ este método de medida presenta gran fiabilidad. Se considera *index plus* cuando el primer metatarsiano es aproximadamente 2 milímetros más largo que el segundo, decreciendo los restantes, *index minus* cuando el primero es aproximadamente 2 milímetros más corto que el segundo e *index plus-minus* cuando el primer y segundo metatarsiano son de la misma longitud²⁰⁶.



Ilustración 32. Medición de la longitud relativa del primer metatarsiano. En la imagen el pie presenta index plus.

- Fórmula digital: Se obtuvo midiendo la longitud de los dedos con los pies en apoyo y se clasificaron comparando la longitud del primer dedo con la del segundo, siendo tal, pie egipcio si la longitud del primero excedía al segundo; pie griego cuando la longitud del segundo excedía al primero y pie cuadrado cuando la longitud del primero y segundo eran similares^{193,207}.
- Hiperqueratosis: Fue medida la presencia de hiperqueratosis mediante observación de la planta y el dorso del pie la sin haberse realizado quiropodia en los dos meses anteriores. El paciente permaneció sentado relajado y el explorador observaba y palpaba el pie para detallar las zonas de hiperqueratosis.
- Actividad física: se evaluó la actividad física mediante IPAQ (Cuestionario de Actividad Física) en su versión corta²⁰⁸. (ANEXO V)
- El dolor: fue medido mediante una escala de clasificación verbal que consiste en una escala de cuatro graduaciones: 0 no dolor, 1 dolor leve, 2 dolor moderado, 3 dolor grave y 4 dolor angustiante²⁰⁹. Es una herramienta útil para la evaluación del dolor en pacientes adultos²¹⁰.

6.6.2 Índice de la Postura del Pie

Se siguió la versión adaptada a la población española: Manual y Guía de Usuario por Pascual et al²¹¹. Donde se valoraron las siguientes variables posturales, que atienden a los seis criterios que finalmente fueron validados por Redmond⁹ para el diagnóstico del Índice de la Postura del Pie:

- Palpación de la cabeza del astrágalo.
- Curvatura supra e infra-maleolar lateral.
- Posición del calcáneo en el plano frontal.
- Prominencia de la región talo-navicular.
- Congruencia del arco longitudinal interno.
- Abducción y aducción de antepié.

6.6.2.1 Preparación del sujeto

El sujeto debía permanecer de pie sobre el banco de marcha en apoyo bipodal y relajado manteniendo el ángulo y base de sustentación normal. Los brazos debían estar relajados a cada lado del cuerpo y mirar el frente, sin moverse durante unos 2 minutos.

El explorador debía ser capaz de moverse alrededor del sujeto durante las mediciones para acceder a todas las caras de la pierna y del pie para poder valorar los seis criterios empleados en el IPP.

6.6.2.2 Exploración de los criterios de IPP

4.6.3.2.1 Palpación de la cabeza del astrágalo

Valora la orientación del cabeza del astrágalo mediante la palpación. Con los dedos índice y pulgar se palpó la cabeza del astrágalo en su cara medial y lateral, a nivel anterior del tobillo. (Ilustración 33)

A veces puede ser necesario realizar movimientos de inversión / eversión del pie para determinar la posición de la cabeza del astrágalo, principalmente en el caso de sujetos

con valores entre -1 y +2. En el caso de pies neutros la cabeza del astrágalo se palpará tanto por medial como por lateral. En pies pronados se hace más palpable por medial debido a la posición en aducción y plantarflexión que adopta el astrágalo, mientras que en pies supinados ocurre lo contrario. La graduación se realizó como se detalla en la Tabla 2.



Ilustración 33. Localización de la cabeza del astrágalo.

Tabla 2 . Puntuación de la posición de la cabeza del astrágalo

Puntuación	-2	-1	0	+1	+2
	Cabeza del astrágalo palpable en la cara lateral pero no en la cara medial	Cabeza del astrágalo palpable en la cara lateral y ligeramente en la cara medial	Cabeza del astrágalo palpable en la cara medial y lateral	Cabeza del astrágalo ligeramente palpable en la cara lateral y palpable en la cara medial	Cabeza del astrágalo no palpable en la cara lateral, pero si palpable en la cara medial

6.6.2.2.1 Curvatura supra e infra-maleolar lateral

Se valoró visualmente la simetría que existía entre la curvatura supra e infra-maleolar lateral. (Ilustración 34)

Para estimar la curvatura puede ayudar el uso de una regla como referencia apoyada sobre el maléolo peroneal. En el pie neutro las dos curvaturas deben ser simétricas. En el pie pronado la curva infra-maleolar será más cóncava, debido a la eversión del calcáneo. En el supinado será recta o convexa con respecto a la supra-maleolar debido a la inversión del calcáneo. La graduación se realizó como se detalla en la Tabla 3.



Ilustración 34. Curvas supra e inframaleolar lateral.

Tabla 3. Puntuación de la curvatura supra en inframaleolar lateral

Puntuación	-2	-1	0	+1	+2
	Curva debajo del maléolo más recta y convexa	Curva debajo del maléolo cóncava pero más plana, aunque más que la curva superior	Ambas supra e infra curvatura maleolar iguales	Curva debajo del maléolo más cóncava que la supra	Curva infra maleolar marcadamente más cóncava que la curva supra

En casos de obesidad o edema no se tendrá en cuenta esta medición sobre el resultado pues puede enmascarar la curvatura y el resultado no será fiable.

6.6.2.2.2 Posición del calcáneo en el plano frontal

Este criterio se realiza por medio de la observación y es equivalente a las mediciones que se realizarán para cuantificar la posición neutra y relajada del calcáneo en apoyo. Se observó la cara posterior del calcáneo con el explorador situado perpendicular al eje del pie. La medición del ángulo respecto al suelo no fue necesaria, la postura del pie se graduó según la visualización del calcáneo en el plano frontal. (Ilustración 35)

En el pie neutro el talón estará situado en la vertical, en el pie pronado se desviará en eversión mientras que en el pie supinado se desplazará en inversión. La graduación fue realizada como se detalla en la Tabla 4.



Ilustración 35. Inclinación del calcáneo en una visión posterior.

Tabla 4. Puntuación de la cabeza del astrágalo en el plano frontal

Puntuación	-2	-1	0	+1	+2
	Más de 5 grados de estimación de inversión o varo	Entre la vertical y los 5 grados de estimación de inversión o varo	Vertical	Entre la vertical y los 5 grados de estimación de eversión o valgo	Más de 5 grados de estimación de eversión o valgo

6.6.2.2.3 Prominencia de la región talo-navicular

El explorador valoró la congruencia de la articulación talo-navicular mediante su observación. En un pie neutro el área del pie equivalente a esta articulación es plana, mientras que será más prominente o cóncava con la pronación, ya que la cabeza del astrágalo se aduce y plantarflexiona mientras el retropié se evierte. (Ilustración 36)

En un pie supinado esta área del pie está hundida o convexa debido a que el astrágalo se posiciona en abducción y flexión dorsal. La graduación fue realizada como se detalla en la Tabla 5.



Ilustración 36. Prominencia de la región astrágalo escafoidea.

Tabla 5. Puntuación de la prominencia de la región talo-navicular.

Puntuación	-2	-1	0	+1	+2
	Área de la AAE marcadamente cóncava	Área de la AAE ligeramente pero poco definido de forma cóncava	Área de ATN plana	Área de la AAE ligeramente abultada	Área de la AAE marcadamente convexa o abultada
AAE, articulación astrágalo escafoidea; ATN, articulación talo-navicular					

6.6.2.2.4 Congruencia del arco longitudinal interno

En este punto, se valoró visualmente la congruencia y la altura del arco longitudinal interno. (Ilustración 37)

En un pie neutro la curvatura del arco longitudinal interno debe ser uniforme, similar al segmento de una semicircunferencia. En pies excesivamente pronados el arco longitudinal interno se aplanaba a nivel central mientras que en pies supinados la curvatura del arco se vuelve más aguda en los extremos de este, sobre todo a nivel posterior. La graduación se realizó como detalla en la Tabla 6.



Ilustración 37. Congruencia del arco longitudinal interno.

Tabla 6. Puntuación de la congruencia del arco longitudinal interno

Puntuación	-2	-1	0	+1	+2
	Arco alto y angulado hacia posterior	Arco moderadamente alto y ligeramente angulado hacia posterior	Altura del arco normal y curvatura concéntrica	Arco ligeramente disminuido con ligero aplanamiento de la porción central	Arco severamente aplanado y en contacto con el suelo

6.6.2.2.5 Abducción/ Aducción del antepié respecto al retropié

Se valoró la posición del antepié con respecto al retropié mientras observábamos el pie directamente desde atrás, en línea con el eje longitudinal del talón. En un pie neutro observaremos la misma porción del antepié a nivel medial y lateral. En un pie supinado

el antepié estará aducido respecto al retropié dando lugar a un antepié más visible en la cara medial. Al revés, la pronación cursa con abducción del antepié dando lugar a un antepié más visible en la cara lateral. (Ilustración 38). La graduación se realizó como se detalla en la Tabla 7.

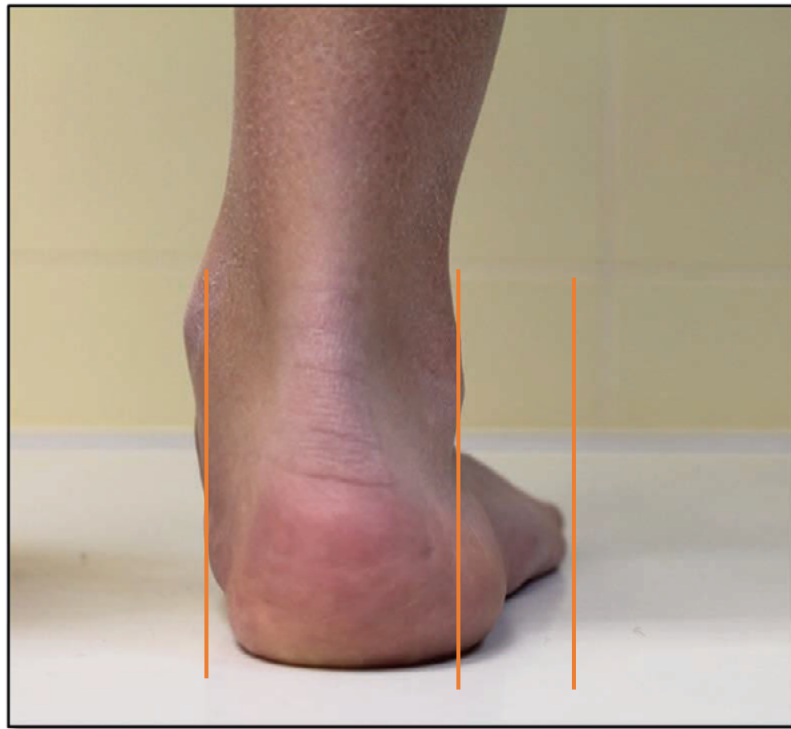


Ilustración 38. Aducción/ Abducción de antepié respecto a retropié.

Tabla 7. Puntuación de la abducción/ aducción de antepié respecto a retropié

Puntuación	-2	-1	0	+1	+2
	Los dedos laterales no se visualizan. Visibilidad marcada de los dedos mediales	Los dedos mediales más visibles que los laterales	Dedos mediales y laterales igual de visibles	Dedos laterales ligeramente más visibles que los mediales	Dedos mediales no visibles. Visibilidad marcada de los dedos laterales

6.6.2.2.6 Puntuación final y clasificación

Las puntuaciones obtenidas en cada una de las 6 pruebas se plasmaron en una tabla resumen. (Tabla 8). Esta tabla se divide en dos zonas, retropié y antepié y cada una de ellas incluye tres de los criterios que forman la prueba de valoración postural y en cada uno de ellos se especifica el plano corporal en el que se valora. Consta de dos columnas, lo que permite realizar puntuaciones en diferentes fechas para seguir la evolución del sujeto.

Tabla 8. Tabla de puntuación del IPP

	CRITERIOS	PLANO	PUNTUACIÓN 1		PUNTUACIÓN 2	
			Fecha		Fecha	
			Comentario		Comentario	
			Izquierdo -2 a +2	Derecho -2 a +2	Izquierdo -2 a +2	Derecho -2 a +2
Retropié	Palpación cabeza del astrágalo	Transverso				
	Curvatura supra e inframaleolar lateral	Frontal/ Transverso				
	Calcáneo plano frontal	Frontal				
Antepié	Prominencia región talonavicular	Transverso				
	Congruencia arco longitudinal interno	Sagital				
	Abducción/Aducción antepié respecto retropié	Transverso				
	TOTAL					

A cada uno de los criterios se dará una puntuación de -1, -2, 0, +1 o +2. De la suma de ellos se obtiene una puntuación final que oscila entre +12 y -12. Siendo la puntuación para los diferentes tipos de pie la siguiente:

- a) Pie neutro: 0 a +5.
- b) Pie pronado: +6 a +9.
- c) Pie altamente pronado: +10 a +12.
- d) Pie supinado: -1 a -4.
- e) Pie altamente supinado: -5 a -12.

6.7 Intervención

Al grupo experimental se le asignó un tratamiento que consistió en un par de plantillas (soporte plantar prefabricado sin modificar) realizadas con resinas y material de E.V.A. (Ethil Vinil Acetato) que corresponde al forro que va en contacto con el pie color blanco y negro, marca Herbitas®. Compuestas de un arco longitudinal interno que coincide con el arco interno en concordancia con el número de pie de cada participante. (Ilustración 39)

A cada participante se le entregaron las plantillas asegurándonos de la correcta adaptación de tratamiento en un primer momento.

Con la firma del consentimiento informado se les pidió el compromiso de utilizar un calzado adecuado junto con las ortesis plantares al menos 7 horas al día durante al menos cinco días de la semana. Se realizó un seguimiento vía email cada mes para asegurarnos de la correcta utilización del tratamiento o de los posibles problemas surgidos por el mismo durante un período de 6 meses.



Ilustración 39. Plantillas prefabricadas empleadas en el estudio.

El grupo control estuvo compuesto por sujetos con pie pronado sin asignación de tratamiento.

Los dos grupos fueron emplazados en el transcurso de seis meses para realizar de nuevo las mediciones siguiendo el mismo protocolo incluido en el ANEXO IV y valorar si el uso de los soportes plantares modificó la postura del pie tras ese periodo de tiempo.

La muestra estuvo compuesta en el momento del inicio del estudio de 120 sujetos (95 mujeres y 25 hombres). En el grupo control (sin plantilla) había un total de 60 participantes, al igual que en el grupo experimental, constituido por 60 participantes que recibieron el tratamiento. La muestra estuvo compuesta finalmente de 109 participantes (90 mujeres y 19 hombres) distribuidos en el grupo control $n=57$ y el grupo experimental $n=52$. Esta falta de participantes se debió a que en las revisiones periódicas aseguraron no sentirse cómodos con las plantillas en el grupo experimental y abandonaron el tratamiento, y en el caso del grupo control no acudieron a la revisión al final del seguimiento.

6.8 Temporalidad

El análisis de la muestra se hizo temporalmente en dos espacios de tiempo separados: en primer lugar, la recopilación de la base de datos y selección de la muestra a estudiar desde octubre 2016 hasta enero 2017. En esta etapa se procedió a la conformación de los grupos y la intervención del grupo experimental. En segundo lugar, en junio de 2017, se procedió a segunda exploración de la muestra al final del seguimiento que se realizó a los seis meses desde la primera evaluación.

6.9 Consideraciones éticas

El Comité de Bioética de la Universidad de Extremadura (expediente 59/2017) informó positivamente para llevar a cabo el proyecto de investigación, aprobando los procedimientos del estudio (ANEXO III). Todos los sujetos firmaron un consentimiento por escrito en cumplimiento de lo dispuesto en la Ley Orgánica 15/99, de 13 de septiembre, de protección de Datos de Carácter Personal. (ANEXO II). En dicho

documento se incluía una parte en la que los participantes se reservaban la voluntad de abandonar el estudio cuando lo estimaran oportuno sin necesidad de informar al investigador. El presente estudio se ajustará en todo momento a los principios éticos y normas legales establecidas, y en especial a lo referido a la siguiente normativa:

- La Declaración de Helsinki (Asamblea Médica Mundial).
- El Convenio del Consejo de Europa relativo a los derechos humanos y la biomedicina.
- La Declaración Universal de la UNESCO sobre el genoma y los derechos humanos.

También se tuvieron en consideración los requisitos establecidos en la legislación española en el ámbito de la investigación biomédica, la protección de datos de carácter personal y la bioética, la Ley 14/2007, de 3 de julio, de Investigación Biomédica referente a la investigación en humanos o la utilización de muestras de origen humano y el Real Decreto 223/2004, de 6 de febrero, relativo a los proyectos que comporten ensayos clínicos.

El investigador se comprometió a garantizar la confidencialidad de los datos y velar por el cumplimiento de las recomendaciones de la Ley Orgánica 15/1999 del 13 de diciembre de protección de datos de carácter personal (LOPD) y las del Real Decreto 1720/2007 de 21 de diciembre por el que se aprueba el Reglamento de desarrollo de la LOPD. La información que fue registrada en formato papel y electrónico fue destinada únicamente para la base de datos del estudio y medir los resultados finales con el fin de dar conclusión a los objetivos.

6.10 Análisis estadístico

Todos los valores fueron expresados como media +/- desviación estándar, frecuencias, porcentajes. La distribución normal de los datos se confirmó mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov de bondad de ajuste y la homogeneidad de datos con el test de Levene antes de aplicar las pruebas estándar. Para las variables cuantitativas se realizó el análisis comparativo para cada subgrupo usando el t-test pareada (comparaciones dentro del mismo grupo al inicio y los seis meses) y t-test independiente (comparaciones entre el grupo control y experimental). Cuando no existió normalidad, las pruebas estadísticas anteriores fueron sustituidas por el test de Wilcoxon y la U de

Mann-Whitney respectivamente. Las variables categóricas se compararon con la prueba de Chi-cuadrado de Pearson o test de Fisher.

Para preservar la independencia de los datos²¹² y dado que existe una fuerte correlación entre las puntuaciones de IPP de los pies izquierdo y derecho en individuos sanos¹⁰, se incluyeron en los análisis estadísticos los datos de un solo pie (el izquierdo, elegido al azar), aunque se midieron los datos de ambos pies. Las comparaciones al inicio del estudio y a los 6 meses de las puntuaciones de IPP fueron estudiadas con la variable Delta IPP, que se define como la diferencia entre el resultado obtenido de los seis criterios del IPP al final del seguimiento menos el resultado del IPP obtenido al principio del seguimiento.

Por otra parte, se estudió la asociación entre diferentes factores predictores (variable independiente) que pueden influir en el cambio de pie altamente pronado a pronado o pie pronado a neutro (variable dependiente) mediante el análisis de regresión logística. Previamente se realizó un análisis univariable y aquellas variables que obtuvieron un $p < 0.10$, fueron incluidas en el análisis multivariable.

Para la realización de todas las pruebas estadísticas se utilizó el software IBM SPSS *Statistic* en su versión 24 y el umbral de significación considerado fue de $p < 0.05$.



RESULTADOS

7 RESULTADOS

7.1 Datos antropométricos y morfofuncionales de la población de estudio.

De los 109 sujetos, el 82.5% (n=90) fueron mujeres y el 17.4% (n=19) hombres, presentando una edad media de 24.5 ± 3.7 años y un IMC de 22.17 ± 3.01 kg/m². El resto de las variables antropométricas se detallan en la Tabla 9. Datos antropométricos de la población de estudio. No hubo diferencias antropométricas entre los miembros del grupo control y el experimental ($p > 0.05$ en todos los casos, Tabla 9).

Tabla 9. Datos antropométricos de la población de estudio.

	Muestra global n=109	Grupo control (n= 57)	Grupo experimental (n= 52)	p-valor
Sexo femenino n (%)	90 (82.56%)	47 (52.2%)	43 (47.7%)	0.432
Sexo masculino n (%)	19 (17.43%)	10 (52.6%)	9 (47.3%)	0.675
Edad (años)	24.5 ± 3.8	24.9 ± 3.5	23.9 ± 4.05	0.172
Peso (kg)	59.8 ± 11.2	59.3 ± 12.6	60.5 ± 9.2	0.523
Talla (m)	1.6 ± 0.8	1.3 ± 0.7	1.6 ± 0.8	0.723
IMC (kg/m ²)	22.17 ± 3.01	21.95 ± 3.12	22.50 ± 2.85	0.332
Número de pie	38.6 ± 2.4	38.6 ± 2.5	38.6 ± 2.4	0.812
Datos expresados en media \pm desviación estándar.				

Un 45.9% de la muestra global presentó fórmula metatarsal *Índex Minus*, por un 40.4% *Índex Plus*, sin presentar diferencias significativas entre el grupo control y experimental. En relación con la fórmula digital la más prevalente fue el pie egipcio con un 71.6% en la muestra global. No se observaron tampoco diferencias en esta variable entre ambos grupos (Tabla 10).

Tabla 10. Clasificación según el tipo de pie

	Muestra global n=109	Grupo control (n= 57)	Grupo experimental (n= 52)	p-valor
Fórmula metatarsal n (%)				
• <i>Index Plus</i>	44 (40,4%)	20 (35.1%)	24 (46.2%)	0.312
• <i>Índex Plus Minus</i>	15 (13,8%)	7 (12.3%)	8 (15.4%)	0.700
• <i>Índex Minus</i>	50 (45,9%)	30 (52.6%)	20 (38.5%)	0.194
Fórmula digital n (%)				
• Pie Griego	14 (12,8%)	9 (15.8%)	5 (9.6%)	0.297
• Pie Cuadrado	17 (15,6 %)	9 (15.8%)	8 (15.4%)	0.449
• Pie Egipcio	78 (71,6%)	39 (68.42%)	39 75%)	0.153

El mayor porcentaje de presencia de hiperqueratosis en toda la población recayó sobre el primer dedo (55.0%). No hubo diferencias significativas entre el grupo control y el grupo experimental ($p>0.05$). En el grupo control el porcentaje de hiperqueratosis en el talón fue del 7.0%, por un 1.9% en el grupo experimental, aunque las diferencias no fueron estadísticamente significativas (Tabla 11).

Tabla 11. Presencia de hiperqueratosis en los pies.

	Muestra global n=109	Grupo control (n= 57)	Grupo experimental (n= 52)	p-valor
Primer dedo	60 (55.0%)	29 (50.8%)	21 (40.3 %)	0.360
Dedos	0 (0%)			
1ª CMT	15 (13.8%)	8 (53.3%)	7 (46.7%)	0.935
2ª CMT	13 (11.9%)	6 (46.2%)	7 (53.8%)	0.637
3ª CMT	6 (5.5%)	4 (66.7%)	2 (33.3%)	0.468
4º CMT	4 (3.7%)	3 (75.0%)	1 (25.0%)	0.354
5º CMT	20 (18.3%)	11 (55.0%)	9 (45.0%)	0.789
Medio pie	0 (0%)			
Talón medial	5 (4.6%)	4 (7.0%)	1 (1.9%)	0.204
Talón lateral	31 (28.4%)	13 (41.9%)	18 (58.1%)	0.172

En relación con la presencia de dolor, el 78.0% de la muestra no presentó ningún tipo de dolor en el pie. Y la presencia de dolor tanto en el grupo control como en el grupo experimental de manera moderada e intensa apareció en un porcentaje muy bajo (1.8%), no habiendo diferencias significativas en ninguno de los valores ($p > 0.05$, Tabla 12)

Tabla 12 . Dolor en el pie

	Muestra global n= 109	Grupo control n= 57	Grupo experimental n= 52	p-valor
Sin dolor	85 (78.0%)	47 (82.45%)	38 (73.07%)	0.352
Leve	12 (11.0%)	6 (10.52%)	6 (11.53%)	
Moderado	10 (9.2%)	4 (7.01%)	6 (11.53%)	
Intenso	2 (1.8%)	0 (0.0%)	2 (3.84%)	

7.2 Valor del IPP en la población global al inicio y al final del seguimiento, por sexo y por grupo (control y experimental).

El valor global del IPP para la muestra global fue de 7.98 ± 2.16 al inicio, mientras que al final del seguimiento fue de 8.15 ± 2.44 , no presentando diferencia significativa ($p=0.486$). Con relación a los criterios individuales la palpación de la cabeza del astrágalo presentó un valor significativamente mayor al final del seguimiento (1.31 ± 0.55 por 1.42 ± 0.64 , $p=0.033$). El resto de los criterios individuales no presentaron diferencias significativas ($p>0.05$ en todos los casos, (Tabla 13).

Tabla 13. Valores del IPP en la muestra global al inicio y final del seguimiento.

	Muestra global antes n= 109	Muestra global después n= 109	p-valor
IPP global	7.98 ± 2.16	8.15 ± 2.44	0.486
Palpación de la cabeza del astrágalo	1.31 ± 0.55	1.42 ± 0.64	0.033 *
Curvatura supra e infra-maleolar lateral	1.41 ± 0.53	1.51 ± 0.55	0.063
Posición del calcáneo en el plano frontal	1.35 ± 0.56	1.37 ± 0.61	0.798
Prominencia de la región talo-navicular	1.34 ± 0.49	1.35 ± 0.58	0.867
Congruencia del arco longitudinal interno	1.39 ± 0.50	1.40 ± 0.56	0.747
Abducción / Aducción del antepié respecto al retropié.	1.21 ± 0.56	1.12 ± 0.64	0.167
Datos expresados en media \pm desviación estándar.			

En la muestra general los criterios individuales (1-5) mostraron un crecimiento, menos en el 6 que hubo una reducción de 0.09, es decir, en la muestra global los todos los criterios excepto el último, mostró una posición más pronada de los pies (Tabla 14).

Tabla 14. Variable Delta para los criterios del IPP en la muestra global.

Delta criterios IPP	Muestra global n=109
Palpación cabeza del astrágalo	0.11 ± 0.53
Curvatura supra e inframaleolar lateral	0.10 ± 0.56
Calcáneo plano frontal	0.01 ± 0.74
Prominencia región talonavicular	0.00 ± 0.56
Congruencia arco longitudinal interno	0.01 ± 0.59
Abducción/Aducción antepié respecto retropié	-0.09 ± 0.68
Datos expresados en media ± desviación estándar.	

Los sujetos del grupo experimental, que llevaron plantillas, presentaron diferencias significativas entre los criterios curvatura supra e inframaleolar lateral, bisección del calcáneo en el plano frontal, prominencia región talonavicular, congruencia arco longitudinal interno y abducción/aducción antepié respecto al retropié, con valores inferiores a los del grupo control. Sin embargo, el criterio palpación de la cabeza del astrágalo no presentó diferencias entre ambos grupos (Tabla 15).

Tabla 15. Variable Delta para los criterios del IPP por grupos.

Delta criterios IPP	Grupo	Media ± DE	p-valor
Palpación cabeza del astrágalo	Control	0.15 ± 0.49	0.329
	Experimental	0.05 ± 0.57	
Curvatura supra e inframaleolar lateral	Control	0.21 ± 0.55	0.032
	Experimental	-0.01 ± 0.54	
Calcáneo plano frontal	Control	0.22 ± 0.65	0.002
	Experimental	-0.21 ± 0.77	
Prominencia región talonavicular	Control	0.15 ± 0.56	0.004
	Experimental	-0.15 ± 0.53	
Congruencia arco longitudinal interno	Control	0.19 ± 0.54	0.001
	Experimental	-0.17 ± 0.58	
Abducción/Aducción antepié/retropié	Control	0.22 ± 0.56	<0.001
	Experimental	-0.44 ± 0.63	
Datos expresados en media ± desviación estándar.			

En la tabla 16 se observa como los sujetos del grupo que llevaron plantilla experimentaron una reducción de la variable Delta IPP (-1,1 ± 2.2), es decir, cambiaron

su Índice de Postura del Pie hacia la neutralidad, mientras que los sujetos del grupo control vieron aumentada dicha variable (1.2 ± 2.1), su posición cambió hacia la pronación, siendo esta diferencia estadísticamente significativa.

Tabla 16. Variable Delta IPP para grupo control y experimental.

	Grupo control n= 57	Grupo experimental n= 52	p-valor
Delta IPP	1.24 ± 2.14	-1.01 ± 2.26	0.001
Datos expresados en media \pm desviación estándar.			

Según la variable Delta IPP, al final del seguimiento se observa como en el grupo experimental los hombres redujeron su valor menos que las mujeres, un -0.22 de los hombres por un -1.19 de las mujeres. Siendo este valor estadísticamente significativo tal y como se puede observar en la tabla 17.

Tabla 17. Variable Delta IPP en grupos control y experimental por sexos.

Delta IPP	Plantilla	Sexo	Media	p-valor
NO		Hombres	1.10	0.711
		Mujeres	1.28	
SI		Hombres	-0.22	<0.05
		Mujeres	-1.19	

7.3 Migración de sujetos entre los grupos del IPP

En la tabla 18 se observa como previamente en el grupo control la frecuencia de pies altamente pronados era menor que el grupo experimental.

Tabla 18. IPP al inicio del seguimiento por grupos.

IPP	Grupo control n=57	Grupo experimental n=52	p-valor
Pronado	47 (82.4%)	28 (53.8%)	0.001
Altamente pronado	10 (17.5%)	24 (46.1%)	

En cuanto a las migraciones producidas tanto en el grupo control como en el experimental, desde pronado/altamente pronado a neutro, pronado y altamente pronado. Se observaron diferencias entre ambos grupos en las migraciones de pronado a neutro, siendo significativamente mayor en el grupo experimental tal y como se aprecia en la tabla 19.

Tabla 19. Migraciones en el grupo control y en el grupo experimental.

	Grupo control				Grupo experimental			
	N	Neutro	Pronado	Alta-mente pronado	N	Neutro	Pronado	Alta-mente pronado
Pronado	47	4 (8.5%)*	30 (63.8%)	13 (27.7%)	28	11 (39.3%)*	13 (46.4%)	4 (14.3%)
Alta-mente pronado	10	0 (0.0%)	2 (20.0%)	8 (80.0%)	24	0 (0.0%)	11 (45.8%)	13 (54.2%)

Diferencias entre grupo experimenta vs control *p<0.05; † p<0.01; ‡p<0.001

En la Tabla 20, se observa como el uso de plantillas predispone significativamente al cambio de la postura estática de altamente pronado a pronado o de pronado a neutro (OR (IC 95%): 6.23 (2.27-17.09)). Además, podemos observar similar asociación cuando estudiamos solamente el cambio de pie pronado a neutro (OR (IC 95%): 3.55 (1.05-11.97))

Tabla 20. Cambio en la postura del pie en el grupo control y en el grupo experimental.

	Grupo control n=57	Grupo experimental n=52	OR (IC 5%)	p- valor
Cambio a pronado o neutro	6 (10.5%)	22 (42.3%)	6.23 (2.27-17.09)	<0.001
Neutralizan	4 (7.0%)	11 (21.2%)	3.55 (1.05-11.97)	0.041

7.4 Estudio de factores predisponentes a los cambios de postura del pie

Al realizar el análisis univariable y multivariable para detectar los posibles factores predictores para el cambio de pie altamente pronado a pronado o de pronado a neutro (Tabla 21) observamos que solamente el uso de plantillas se asoció significativamente con este cambio de postura del pie.

Tabla 21. Factores predisponentes de cambio de pie altamente pronado a pronado o de pronado a neutro.

	Corrigen a pronado o neutro n=28	No cambio n=81	ANÁLISIS UNIVARIABLE		ANÁLISIS MULTIVARIABLE	
			OR (IC 95%)	p-valor	OR (IC 95%)	p-valor
Uso plantillas	22 (78.6%)	30 (37.0%)	6.23 (2.72-17.09)	<0.001	6.23 (2.72-7.09)	<0.001
Edad (años)	-	-	1.04 (0.93-1.16)	0.456	-	-
Sexo femenino (%)	25 (89.3%)	65 (80.2%)	0.48 (0.31-1.81)	0.277	-	-
IMC (kg/m ²)	-	-	0.89 (0.76-1.05)	0.202	-	-
Obesidad-sobrepeso (%)	3 (10.7%)	16 (19.8%)	0.48 (0.13-1.81)	0.277	-	-
Sedentarismo (%)	5 (17.9%)	20 (24.7%)	0.66 (0.22-1.97)	0.458	-	-
Número de pie	-	-	0.89 (0.73-1.09)	0.270	-	-
Fór. metatarsal (%)						
- <i>Índex plus</i>	10 (35.7%)	40 (49.4%)	1.39 (0.58-3.32)	0.211	-	-
- <i>Índex plus minus</i>	13 (46.4%)	31 (38.3%)	1.54 (0.47-4.98)	0.448	-	-
- <i>Índex minus</i>	5 (17.9%)	10 (12.3%)	0.56 (0.23-1.38)	0.466	-	-
Fór. digital (%)						
- Griego	3 (10.7%)	11 (13.6%)	0.76 (0.19-2.96)	0.696	-	-
- Egipcio	20 (71.4%)	58 (71.6%)	0.99 (0.38-2.56)	0.986	-	-
- Cuadrado	5 (17.9%)	12 (14.8%)	1.25 (0.39-3.92)	0.702	-	-
Tipo de calzado						

	Corrigen a pronado o neutro n=28	No cambio n=81	ANÁLISIS UNIVARIABLE		ANÁLISIS MULTIVARIABLE	
			OR (IC 95%)	p-valor	OR (IC 95%)	p-valor
- Deportivo	6 (21.4%)	22 (27.2%)	0.73 (0.26-2.04)	0.550	-	-
- Bota	5 (17.9%)	14 (17.3%)	1.04 (0.33-3.20)	0.945	-	-
- Tacón	0 (0.0%)	3 (3.7%)	-	0.302	-	-
- Plano	17 (60.7%)	42 (51.9%)	1.43 (0.59-3.44)	0.417	-	-
Altura del tacón (cm)	-	-	0.80 (0.57-1.12)		-	-

Finalmente se analizó la influencia del uso de plantillas y de otros factores predisponentes para el cambio de pie pronado a neutro (Tabla 22). En el análisis univariable, el uso de plantillas (OR (IC 95%): 3.55 (1.05-11.97)) y la fórmula metatarsal *index minus* (OR (IC 95%): 0.25 (0.06-0.94)) fueron asociadas con este cambio. Al realizar el análisis multivariable, esta influencia desapareció en ambos casos ($p > 0.05$).

Tabla 22. Factores predictores de pronado a neutro.

	SI Neutralizan n= 15	No neutralizan n= 94	ANÁLISIS UNIVARIABLE		ANÁLISIS MULTIVARIABLE	
			OR (IC 95%)	p-valor	OR (IC 95%)	p-valor
Uso Plantillas	11 (73.3%)	41 (43.6%)	3.55 (1.05-11.97)	0.041	3.13 (0.91-10.84)	0.068
Edad (años)	-	-	1.04 (0.90-1.20)	0.536	-	-
Sexo femenino (%)	14 (93.3%)	76 (80.9%)	0.30 (0.37-2.44)	0.237	-	-
IMC (kg/m ²)	-	-	0.94 (0.77-1.15)	0.602	-	-
Obesidad-sobrepeso (%)	2 (13.3%)	17 (18.1%)	0.69 (0.14-3.37)	0.652	-	-
Sedentarismo (%)	2 (13.3%)	23 (24.5%)	0.47 (0.1-2.26)	0.513	-	-
Número de pie	-	-	0.91 (0.71-1.17)	0.474	-	-
Fór. metatarsal (%)						

	SI Neutralizan n= 15	No neutralizan n= 94	ANÁLISIS UNIVARIABLE		ANÁLISIS MULTIVARIABLE	
			OR (IC 95%)	p-valor	OR (IC 95%)	p-valor
- <i>Índex Plus</i>	8 (53.3%)	36 (38.3%)	1.84 (0.61-5.51)	0.270	-	-
- <i>Índex Plus Minus</i>	4 (26.7%)	11 (11.7%)	2.74 (0.74-10.12)	0.118	-	-
- <i>Index Minus</i>	3 (20%)	47 (50.0%)	0.25 (0.06-0.94)	0.048	0.28(0.07- 1.08)	0.065
Fórmula digital (%)						
- Griego	1 (6.7%)	13 (13.8%)	0.44 (0.05-3.67)	0.687	-	-
- Egipcio	13 (86.7%)	65 (69.1%)	2.90 (0.61-13.68)	0.163	-	-
- Cuadrado	1 (6.7%)	16 (17.0%)	0.34 (0.4-2.84)	0.458	-	-
Tipo de calzado						
- Deportivo	3 (20.0%)	25 (26.6%)	0.69 (0.18-2.64)	0.756	-	-
- Bota	4 (26.7%)	15 (16.0%)	1.91 (0.53-6.82)	0.293	-	-
- Tacón	0 (0.0%)	3 (3.2%)	-	0.999	-	-
- Plano	8 (53.3%)	51 (54.3%)	0.96 (0.32-2.87)	0.947	-	-
Altura del tacón (cm)	-	-	0.96 (0.66-1.40)	0.856	-	-



DISCUSIÓN

8 DISCUSIÓN

Este trabajo se diseñó para estudiar el efecto de las ortesis plantares prefabricadas sobre los pies con diferentes grados de pronación. Comprobamos como el uso de ortesis plantares prefabricadas provocaron cambios en la postura estática del pie desde las posiciones altamente pronadas a pronadas y de pronadas a neutras.

Se estudiaron las variables antropométricas y morfofuncionales de la población diana. La muestra tuvo predominio femenino con dos grupos homogéneos, puesto que sus características no mostraron diferencias significativas. Esta frecuencia mayoritaria de mujeres es esperable debido a la mayor presencia de estas dentro de los estudiantes de los grados del Centro Universitario de Plasencia, de donde procedió la muestra. Así, tanto la antropometría como las características podológicas (fórmula metatarsal y digital) pueden ser comparables, no sesgando los resultados del seguimiento de los grupos a los 6 meses.

A continuación, exponemos un caso, que correspondería con un “caso medio”, presentando una postura pronada (Ilustración 40), un primer metatarsiano corto y un primer dedo más largo que el segundo, o pie egipcio.



Ilustración 40. Izquierda, Postura pronada del pie izquierdo. Derecha, Pie egipcio.

Comparando nuestra muestra con la Pérez Pico et al²¹², podemos observar que las prevalencias de *index minus* y pie egipcio, son muy parecidas (71% de pie egipcio de nuestro estudio frente a el 64.4% obtenido en el suyo). En este trabajo ratificaron de nuevo como esta fórmula digital egipcia es uno de los factores asociados al *Hallux Abductus*

Valgus. Además, otras investigaciones²¹³⁻²¹⁵ concluyeron que un primer dedo más largo también predispone a la deformidad del *Hallux Abductus Valgus*. Los hallazgos de un primer dedo más corto en las mujeres de nuestro estudio podrían indicar que existe una excesiva carga de peso en la primera articulación metatarsofalángica. Esto podría llevar a una disminución de la movilidad en ese *Hallux* más largo durante la marcha y derivar en un *Hallux Limitus*²¹⁶⁻²¹⁸.

La fórmula metatarsal más prevalente que encontramos fue el *index minus*. Estos resultados coinciden con los observados en estudios anteriores en población coetánea²¹⁹⁻²²². En un estudio realizado por Arie et al²²³ la fórmula metatarsal más prevalente fue *index minus* (62.5%) en una población que presentaba metatarsalgia. El 45.9% de la población de nuestro trabajo también presentó *index minus* que añadido al pie egipcio se postula como otro factor de riesgo en la población eminentemente femenina susceptible de padecer alteraciones biomecánicas del antepié relacionadas con la metatarsalgia.

La presencia de hiperqueratosis encontrada en nuestra muestra recayó de igual manera en la zona plantar de la articulación interfalángica del *Hallux* tanto en el grupo control como en el experimental. Esto mismo fue observado en el estudio de Sánchez Rodríguez¹⁰⁷ en pies pronados y altamente pronados. Esta alta prevalencia de la hiperqueratosis en el primer dedo, también se denominada *pinch callus*²²⁴. Esta hiperqueratosis está frecuentemente asociada a la posición pronada del pie que a su vez desencadena en el aumento de la carga en el arco longitudinal interno y una disminución de la dorsiflexión del primer dedo²²⁵. Todo ello provoca la rotación en valgo y la sobrecarga de la articulación interfalángica²²⁶. Cuando se asocia al pie egipcio, dificulta considerablemente el uso de los modelos de calzado actual pudiendo facilitar la deformidad, así como la aparición de hiperqueratosis localizada en esta zona.

El dolor es otro de los aspectos discutidos como factor asociado a la posición pronada del pie como han demostrado numerosos estudios^{141,227,228}, relacionándolo con alteraciones musculoesqueléticas en el pie o incluso osteoartritis de rodilla y dolor lumbar^{143,229,230}. Sin embargo, en nuestro trabajo contrariamente a lo esperado, el dolor apenas estuvo presente. En cambio, no podemos conocer si la evolución de los pies estudiados tenderá a reproducir sintomatología debido a que nos estamos refiriendo a un grupo de

población que presenta numerosos factores de riesgo compatibles con patologías asociadas a la pronación del pie.

Aunque los participantes en este estudio no presenta sintomatología dolorosa importante asociada, estas características posturales y morfológicas (primer metatarsiano corto y pie egipcio) podrían ser un factor de riesgo para el desarrollo de patologías como *Hallux Abductus Valgus*²¹³⁻²¹⁵, *Hallux Rigidus*²¹⁶, metatarsalgia²¹⁶ y fascitis plantar²³¹, entre otras. Además, esto unido al sexo y el tipo de calzado usado habitualmente por la mujer (tacón alto y puntera estrecha)¹⁸⁶, nos despierta especial el interés por la prevención de alteraciones podológicas.

Es probable que la edad sea la razón por la que nosotros no encontramos estas patologías que, por otro lado, son poco frecuentes en la población joven y es difícil determinar si posteriormente podrían desarrollarlas pues se desconoce la evolución exacta de los pies pronados hacia las mismas²³². El seguimiento de un periodo de tiempo nos puede arrojar información de si el tratamiento ortopodológico pudiera frenar la evolución de esta posición pronada hacia valores más altos del IPP. Así, el tratamiento ortésico podría evitar en un futuro la aparición de patologías asociadas, que una vez instauradas pueden incapacitar al sujeto para las actividades de la vida diaria y llevarlos a otros tratamientos más cruentos.

Martínez-Nova et al²³³, en un estudio longitudinal de 3 años de evolución en niños, observaron que un porcentaje de niños con pies pronados evolucionó naturalmente hacia la neutralidad sin necesidad de tratamiento ortopodológico. Por el contrario, según Alfageme-García et al²³⁴ en una población infantil esta evolución positiva se vio anulada con el peso de las mochilas escolares utilizadas. En nuestra muestra, de población adulta, no es esperable una evolución natural favorable hacia la neutralidad, ya que ha superado su desarrollo musculoesquelético²³⁵.

Es interesante el estudio de Reina et al²³⁶ en el que instauró un tratamiento ortopodológico y realizó un seguimiento en pies con *Hallux Abductus Valgus* para valorar su evolución durante un período de 12 meses. No se encontró ningún argumento significativo de que existiera el freno de la pronación a corto o medio plazo. La similitud con el presente trabajo se basa fundamentalmente en la población de muestra,

principalmente mujeres con pie pronado susceptibles de padecer en un futuro esta deformidad del primer dedo. Este hecho justifica la elección del tratamiento ortopédico, que podría controlar la evolución de estos pies hacia el desarrollo de estas patologías.

A pesar de los resultados observados en el estudio de Reina et al²³⁶, nosotros creemos que con la utilización de este tratamiento ortopodológico podríamos comprobar si existe un control de la pronación efectivo a corto-medio plazo.

En cuanto al IPP, Redmond et al¹⁰ indicaron que la puntuación que presenta un pie pronado estaría situado desde 6 que equivale a pie pronado hasta 12 que representa un pie altamente pronado en el cual cada uno de sus criterios marcarían una la puntuación máxima. El IPP de nuestra muestra en la primera evaluación fue de 7.98 ± 2.16 , lo que estaría en un valor algo inferior a la media en relación con los pies pronados (6-12, media 9). Esto indica que mayoría de nuestra muestra estaba en el rango bajo de dichos valores de pronación, es decir, una posición moderadamente pronada de sus pies, pero aún así con tendencia a la alteración biomecánica. Estos resultados concuerdan con los encontrados por Sánchez Rodríguez et al²³⁷ en una muestra de pies pronados en población adulta, con un valor de 8.0 ± 1.5 . Esta similitud se debe fundamentalmente a que se trata de una población universitaria con características similares. De acuerdo a los presentes resultados, anteriores estudios²³⁸ también aportan parecidos datos de pronación (7.46 ± 1.01) en población femenina con la misma edad. Por otro lado, Páez Tudela et al¹⁹⁸ encontraron una media de 6.87 ± 1.15 puntos en el IPP en una muestra de adultos, pero en este caso éstos fueron sometidos a fatiga y por consiguiente incrementaron su postura en pronación hasta los 8.9 ± 1.68 puntos.

Una posible explicación para lo anterior podría ser que la posición pronada es más frecuente que la posición altamente pronada (10-12 puntos). Sin embargo, los pies con puntuaciones de 6-9 en el IPP son susceptibles de incrementar la puntuación (hasta los 10-12), ya sea en condiciones de fatiga (ejercicio físico) o por la evolución fisiológica de la deformidad.

Este valor medio de 7.98 ± 2.16 varió ligeramente en la muestra global al final del seguimiento. Es decir, si tomamos a todos los participantes, grupo control y experimental, sufrieron cambios en la posición pronada del pie (8.15 ± 2.44).

Con lo cual la población global de nuestra muestra presentó una posición más pronada al final del seguimiento lo que nos hace pensar que los pies que inicialmente tienen una posición pronada tienen una tendencia a deformarse más en un plazo de tiempo. Esto puede ser explicado porque la tendencia a la deformidad de la pronación va en aumento a lo largo del tiempo como indicaron Scott et al²³⁹ donde los pies con una posición pronada evolucionan con la edad. En su estudio se comprobó cómo ese aumento de la pronación estuvo influido por una disminución de la capacidad funcional en la biomecánica de las articulaciones del pie. En nuestro trabajo se han analizado los resultados a los seis meses de tratamiento, es un período de tiempo que puede ser un inicio para demostrar si estos cambios son sustancialmente importantes para futuras investigaciones. Sería interesante comprobar, como hicieron Kim et al²⁴⁰, si la actividad física asociada al uso de soportes plantares prefabricados disminuye esta tendencia a la pronación comparándola con el grupo de población sin tratamiento y con menor actividad física. Mientras tanto se expone cómo existe una tendencia de los participantes a evolucionar hacia la pronación.

Con respecto a los criterios del IPP todos se mantuvieron inalterados en la segunda evaluación, excepto la palpación de la cabeza del astrágalo (Ilustración 41) que aumentó su puntuación. Lo mismo ocurrió en el trabajo de Martínez-Nova et al¹⁹⁹, en el que este criterio también fue el que determinó la posición pronada del grupo de deportistas que evaluaron. La diferencia observada en este criterio, puede ser debida a que, aunque se ha validado la fiabilidad del IPP¹⁴ y el investigador principal del presente estudio sea un profesional experimentado en la exploración del pie y en la evaluación del IPP puede que este aspecto no sea lo suficientemente sensible a todos los pequeños cambios de movimiento que se producen durante la valoración como demostraron Scharfbillig et al²⁴¹. La orientación de la articulación astrágaloescafoidea o la posición angular del astrágalo de los participantes también pueden determinar esta puntuación²⁴², sin olvidar que en la pronación del retropié se crea una demanda de la musculatura inversora del pie debido a la posición en abducción del antepié, dorsiflexión del tobillo y eversión del retropié^{127,243,244}. En estos casos habría que determinar de forma específica si exactamente en el grupo seleccionado existe esta variabilidad musculoesquelética que pudiera estar alterando la puntuación final del IPP, hecho que pudiera ser tenido en cuenta en próximas investigaciones.



Ilustración 41. Pies pronados y lugar de palpación de la cabeza del astrágalo.

Analizando la variable Delta IPP para los criterios en la muestra global comprobamos como en general todos aumentan su puntuación a llevar a una postura más pronada del pie excepto el último que corresponde a la abducción y la aducción del antepié respecto a retropié que mostró una reducción de su postura. Este criterio es el que parece que evitó el aumento del valor del IPP, es decir, no solo no ha aumentado su puntuación, si no que ha disminuido notablemente (-0.44 ± 0.63). Esto puede ser debido a que, como demostró Angin et al²⁴⁵ en la región metatarsal de la fascia plantar y el músculo flexor corto y largo del *Hallux* son los que tienen mayor influencia sobre los cambios en los valores del IPP. Por lo tanto, el mantenimiento de arco longitudinal interno mediante la ortesis plantar reduce la pronación del IPP disminuyendo la tendencia a la deformidad del pie. De la misma manera Pérez Tudela et al¹⁹⁸ demostraron que el ALI y la abducción aducción del antepié son los criterios que presentan mayor susceptibilidad a la modificación. Esto nos corrobora la hipótesis planteada en nuestro estudio de aplicar un tratamiento estándar (prefabricado) para demostrar que este criterio puede ser mejorado dentro de la postura del IPP. De esta manera, sujetando el ALI el músculo tibial posterior mantiene la fuerza necesaria para evitar la abducción del antepié.

Con respecto a la diferencia entre sexos, el IPP de los hombres fue ligeramente mayor que el de las mujeres; 8.95 ± 2.72 por 7.98 ± 2.46 . Estos datos difieren de los estudios de Khan et al²⁷ y el de Noguerón Gijón²⁴³, en las que las puntuaciones eran mayores, debido probablemente a la mayor laxitud ligamentosa de las pacientes. Este aspecto también fue analizado en el trabajo de Alahmari et al²³⁸ en el que se corroboraron mediante la valoración de la hipermovilidad, que la laxitud ligamentosa en mujeres se asocia más con la pronación. En nuestro caso podría valorarse, en futuras investigaciones, mediante la prueba de Beighton, para determinar si estamos ante un factor determinante que demuestre la efectividad de nuestro tratamiento ortopodológico en el sexo femenino. Por el contrario, autores como Redmond et al¹⁰, Jiménez-Cebrián et al¹⁸⁰, Sánchez Rodríguez et al¹⁷⁸ y Gijón Noguerón et al¹⁷⁷ no encontraron diferencias significativas en el IPP entre hombres y mujeres.

Este tratamiento ortopodológico que pautamos a nuestro grupo de estudio consistió en llevar un par de plantillas prefabricadas marca Herbitas® (Ilustración 42), que se ajustaron al número de pie de los participantes a los cuales se les dio la recomendación de usarlas al menos 7 horas al día durante cinco días a la semana dentro de un calzado fisiológico.



Ilustración 42. Ajuste de plantilla prefabricada al pie.

La razón por la que se eligió este tipo de plantillas fue el evitar la confección de plantillas personalizadas, que precisarían diferentes materiales, técnicas de moldeado y adaptación, lo que impediría reproducir la homogeneidad en el ajuste a los pies de los sujetos. Se pretendió colocar todos los pies pronados pertenecientes al grupo experimental en una posición fisiológica de neutralidad según los parámetros descritos por Root⁶¹ y la neutralidad de los parámetros del IPP descritos por Redmond et al²⁴⁶. De esta manera fue más fácil asignar el tratamiento a cada participante según su número de pie, salvando ligeras modificaciones realizadas que fueron manifestadas por ellos los primeros días de tratamiento, y asegurándonos que todos llevaron el mismo tipo de plantillas.

En el presente estudio se ha observado cómo el IPP ha cambiado hacia la neutralidad en el grupo experimental, es decir el grupo que usó las plantillas prefabricadas, mientras que en el grupo control mantuvo su posición pronada o incluso aumentó. Esta tendencia a la mejoría de la postura pronada en el grupo de población que utilizó las plantillas prefabricadas concuerda con otros estudios como los de Saeedi et al¹⁶² y Majumdar et al²⁴⁷, que vieron como el uso de plantillas prefabricadas reduce la presión en la zona del talón debido a que ajusta el arco longitudinal interno y realinea el calcáneo a su posición neutra. De esta forma las plantillas prefabricadas que propusimos muestran, después de 6 meses de seguimiento que en el grupo experimental se frena la evolución de la posición pronada inicial de ese grupo. Aunque Redmond et al²⁴⁸ compararon el efecto de las plantillas prefabricadas con las plantillas personalizadas en un periodo de tiempo similar al de nuestro estudio, llegaron a la conclusión que no existían diferencias significativas en el uso de ambos tipos de plantillas. Esto nos hace pensar que, aunque el periodo de tiempo de estudio no es muy largo, se exponen datos importantes como son la comodidad de las plantillas de los participantes puesto que un porcentaje muy bajo de ellos refirió dolor en la primera y en la segunda evaluación, y sobre todo el estancamiento de la posición pronada de los sujetos que las llevaron. De la misma manera Zhai et al²⁴⁹ consiguieron con ortesis prefabricadas en un periodo de tres meses en adultos, mejorar la alineación de los huesos del pie y la acomodación del ALI. Con estos resultados nosotros sugerimos que sería necesario ampliar el tiempo de observación haciendo estudios a largo plazo para valorar si esa tendencia se prolonga en el tiempo comparándola con la evolución de la pronación.

Tomando como punto de partida de nuestro estudio la evolución de la posición pronada del pie por sexos, se ha observado cómo las mujeres pertenecientes al grupo experimental han presentado una mejoría en su evolución con el uso de las plantillas prefabricadas respecto a los hombres del mismo grupo experimental. Por lo tanto, según muestran los resultados que hemos obtenidos el sexo podría estar influyendo en los valores observados al final del seguimiento en el grupo de mujeres que usó las plantillas prefabricadas durante el ensayo ya que la reducción de la pronación es mayor en mujeres, en consecuencia, si el tratamiento propuesto frena la evolución de la pronación de manera más efectiva en el sexo femenino. Podría relacionarse con los trabajos de Lee et al²⁵⁰ y Alahmari et al²³⁸ en el que demostraron que el aumento de la laxitud ligamentosa más presente en mujeres influyó en la mejor adaptación y cambio de postura como ocurre en las mujeres²⁵¹ de nuestro estudio; de hecho existen diferencias anatómicas entre hombres y mujeres²⁵² donde ellas presentan un sistema musculo esquelético menos rígido y más adaptable a las diferencias estructurales.

Previamente, al inicio del estudio, tanto en el grupo control como en el experimental hubo más porcentaje de pies pronados que altamente pronados. Esto apunta a que en la población estudiada se aprecie la presencia de una postura estática con valor moderadamente mayor a 6 puntos en la clasificación del IPP asintomática.

En cuanto a la migración de sujetos entre los grupos control y experimental desde la postura de pronado y altamente pronado a neutro, pronado y altamente pronado, la principal diferencia se observó en el grupo que utilizó la ortesis plantar. Este grupo, el grupo experimental, tuvo un porcentaje del 39.3% que evolucionó desde la posición de pronado a neutro. Esta diferencia se pudo comparar con el grupo que no recibió el tratamiento donde solo un 8.5% cambió su posición a neutro.

Esta mejor evolución de los pies pronados respecto a los altamente pronados observados en el grupo experimental guarda relación con lo encontrado por Pascual Huerta et al²⁵³, que evaluó la actuación de las ortesis plantares con el IPP en estática, concluyendo que los pies altamente pronados fueron menos susceptibles a la realineación de la posición del calcáneo. La diferencia fundamental que vemos nosotros es que encontramos menos pies altamente pronados a los seis meses de tratamiento. Esto puede ser explicado porque el tratamiento pautado ha sido utilizado en la población de estudio

dentro de un calzado en su vida diaria, es decir, no se ha analizado únicamente la posición del calcáneo en estática como presentaron Pascual Huerta et al²⁵³. Por lo tanto, el tratamiento ortopodológico utilizado ha podido actuar en la biomecánica del pie en dinámica con intención de controlar los aspectos no solo osteoarticulares sino también musculoesqueléticos del pie y pierna. Asimismo, el tratamiento utilizado por ellos consistió en la utilización de ortesis hechas a medida a cada pie. Por el contrario, en nuestro estudio se evitó la confección personalizada, evitando así la variabilidad anatómica de cada sujeto y poder demostrar si una posición estándar, ofrecida por plantillas prefabricadas, pudiera controlar la posición pronada. En nuestro caso, este tipo de soportes plantares parece que ha sido eficaz en este grupo de población estudiado puesto que tanto el grupo de pronados como el grupo de altamente pronados ha evolucionado a disminuir su posición al final del seguimiento con el uso de las plantillas prefabricadas. Es así tanto que, a los seis meses 11 sujetos han presentado pie neutro, en comparación con los 4 que del grupo que no llevó plantillas y que presentó igualmente pie neutro.

Como citamos anteriormente, también nuestros resultados difieren de los obtenidos por Reina²³⁶, donde el tratamiento propuesto en mujeres para controlar la pronación y frenar la evolución del *Hallux Abductus Valgus* no presentó los resultados deseados. De la misma forma, en este caso, se utilizaron plantillas hechas a medida.

Esta eficacia de las plantillas prefabricadas también fue expuesta por Majumdar et al¹⁶³, ellos compararon la eficacia de este tipo de ortesis para controlar la pronación, encontrando que la eversión del retropié se redujo tanto como en las plantillas hechas a medida.

Al hilo de nuestros resultados, diversos estudios²⁵⁴⁻²⁵⁶ coinciden en que el tratamiento ortopodológico proporciona una mejoría en el control del pie pronado. Así, Lee et al²⁵⁷ concluyeron que con el uso de ortesis plantares mejoró la tensión del arco longitudinal interno en solo tres meses de seguimiento en niños disminuyendo el dolor en esa zona con el uso de las ortesis plantares.

Algunos autores^{155,258,259} han mostrado también la eficacia de los soportes plantares de la misma manera en cuanto al control de la pronación y el dolor. En nuestro

caso no estaba relacionado el dolor con la pronación, esto puede ser debido a que la población era muy joven y aún no se había instaurado un patrón biomecánico patológico. Sin embargo la pronación conlleva unos riesgos en el pie adulto pudiendo considerarse como un pie plano que persiste después de la maduración esquelética²⁶⁰. Las consecuencias que puede tener esta alteración de la estructura del pie afecta a los patrones de la marcha y a una excesiva carga en los huesos y tejidos blandos²⁶¹. El hecho de que algunos sujetos hayan mejorado su postura hacia la posición neutra disminuye en este grupo la prevalencia del pie pronado, lo que reduce los riesgos que conlleva esta alteración biomecánica. Por lo tanto, en el futuro sería de esperar que estos sujetos no padecieran dolor en el pie²⁶¹ *Hallux Abductus Valgus*²¹⁸, fascitis plantar¹²¹, mal alineamiento pélvico^{142,143} o dolor de rodilla^{151,262}.

Así como se hemos mencionado anteriormente no existe diferencia en los resultados obtenidos con plantillas personalizadas y con plantillas prefabricadas. En nuestro estudio, al igual que ocurre en otros trabajos realizados con plantillas prefabricadas^{162,263-266}, hemos observado esa tendencia a mejorar la postura pronada de los individuos aunque en un porcentaje muy bajo de la muestra y o se pueden tomar como resultados concluyentes.

Por lo tanto, los hallazgos más importantes de nuestra investigación se basan en que el uso de ortesis plantares se presenta como uno de los factores predictores que aseguran el cambio de postura del pie: desde altamente pronado a pronado o de pronado a neutro. Este factor influyó significativamente en este cambio en comparación con otros factores como la edad, el sexo, el IMC, la actividad física, la fórmula metatarsal y digital, el tipo de calzado o la altura del tacón. Otros trabajos^{182,267,268} tampoco han confirmado la relación del sobrepeso con la presencia de hiperpronación.

Entre estas variables, al analizar explícitamente el cambio de postura desde la posición pronada a la posición neutra, la utilización de las ortesis plantares por el grupo experimental produjo un efecto correctivo pero la presencia de la fórmula digital *index minus* contrarrestó el efecto de estas evitando el cambio de su postura hacia la neutralidad. Por consiguiente, podemos considerar esta morfología metatarsal como un factor predisponente de pie pronado suficientemente influyente en la no favorable evolución de la pronación. Por lo tanto, analizando los resultados de nuestra investigación, podemos

corroborar como demostraron autores^{205,222,223,269} anteriormente citados que la presencia de *index minus* es la fórmula metatarsal más prevalente en la población con pie pronado.

Entre las limitaciones de nuestro estudio puede destacar el corto periodo de seguimiento para poder verificar si el tratamiento propuesto, las plantillas prefabricadas, controlan la evolución de la posición pronada. Posiblemente si se hubiera hecho un seguimiento más a largo plazo se podían haber evidenciado cambios posturales más notables. La razón principal que nos llevó a realizar la segunda exploración y observar los resultados a los seis meses fue la llegada del periodo estival y el fin del curso académico, época en la que no nos aseguraríamos el uso continuado o la posible interrupción del tratamiento por parte de los participantes. No obstante, en los estudios consultados el período de seguimiento fue similar como los de Menz et al^{263,270}, Jafarnehadgero et al²⁷¹ y Lee et al²⁷² en los que el tratamiento propuesto con plantillas prefabricadas tuvo resultados satisfactorios en los pies planos tanto en adultos como en niños respectivamente.

En nuestra investigación se recomendó la utilización de las plantillas como mínimo 7 horas diarias al menos 5 días a la semana, es decir, el tiempo que el sujeto realizara actividad física, así las estructuras ligamentosas y musculoesqueléticas del pie estarían sujetas la mayor parte del pie que estuviera sometido a carga. Por lo tanto, con la llegada del verano no nos podíamos asegurar el uso de los soportes plantares el tiempo suficiente para obtener resultados fiables. Aunque se ha hecho un seguimiento vía email y mediante consultas personales no podemos afirmar verazmente que el tratamiento se haya usado el tiempo estrictamente suficiente. Sería necesario saber si aumentando el tiempo de utilización de las ortesis plantares o aumentando el periodo de seguimiento se obtienen nuevos resultados o si el grado de la evolución de la pronación guarda relación con el tiempo de utilización del tratamiento.

Otra limitación importante para tener en cuenta es el gran porcentaje de población femenina que ha constituido nuestra muestra, sería interesante contar con grupos de ambos sexos de forma equiparada para poder contrastar esos resultados.

Podemos considerar como fortaleza de nuestro trabajo la implicación clínica que tendrían los resultados obtenidos teniendo en cuenta que actualmente la posición pronada

del pie en el adulto se presenta como un pie susceptible de evolucionar y padecer una deformidad mayor como es el pie plano adquirido²⁷³. Esta alteración caracterizada por la caída del arco longitudinal interno aparte de afectar a las estructuras del pie también repercute en el miembro inferior y el aparato locomotor²⁷⁴. Mayoritariamente el tratamiento de elección en el pie plano adquirido del adulto es el quirúrgico^{273,274}. Pero sería necesario que, en los primeros estadios, el tratamiento con ortesis plantares contenga la evolución de la deformidad. En nuestro trabajo se ha podido demostrar que el tratamiento con ortesis plantares ha reducido esta tendencia a la evolución de la deformidad en la edad adulta. Teniendo en cuenta los hallazgos encontrados, ha de tenerse en cuenta a la hora de pautar este tratamiento una exploración exhaustiva de la anatomía metatarsal conociendo la influencia que presenta en la pronación del pie y que puede obstaculizar el éxito del tratamiento ortopodológico.

De esta manera se deben considerar los resultados que hemos obtenido a la hora de pautar tratamientos ortopodológicos con plantillas prefabricadas en pacientes adultos con presencia de pronación. Este tratamiento, como se ha podido comprobar en un porcentaje de población adulta, se ajusta a la anatomía del pie sujetando el arco longitudinal interno. Se trata de una ortesis que en su aplicación no necesita apenas diseño ni confección, solo unos ajustes previos a su uso. Esto disminuye el tiempo que el podólogo destina a esta parte del tratamiento y permite, de la misma manera que lo haría con unas plantillas personalizadas, centrarse en la evolución de este. Aunque los resultados obtenidos no son suficientemente amplios para ser contundentes y poder asegurar que sea un tratamiento de elección para la evolución del pie pronado, sí se presentan como alternativa en los casos de pronación en pacientes adultos sin sintomatología asociada.

Debe considerarse que en el caso en que se aplique este tratamiento ortopodológico para el control de la pronación, la efectividad del mismo dependerá de la utilización por parte del paciente durante el mayor tiempo posible, sobre todo en las situaciones de la vida diaria que supongan actividad física, que es cuando el esqueleto del pie sufre modificaciones de su anatomía.

8.1 Conflicto de intereses

Los soportes plantares utilizados en este estudio pertenecen a una marca comercial a la que no se le ha solicitado ninguna ayuda ni de la que se ha recibido ninguna compensación. La autora declara no tener conflicto de intereses.

A collection of various colored pens and pencils, including shades of blue, green, yellow, red, and purple, arranged in a fan-like pattern. A soft shadow is cast below the writing instruments. The background is a light, textured surface with diagonal lines.

CONCLUSIONES

9 CONCLUSIONES

Las principales conclusiones de nuestro estudio fueron las siguientes

1. El efecto del uso de ortesis plantares prefabricados provocó un cambio en la postura estática del pie desde la posición altamente pronado a pronado y desde pronado a neutro.
2. Los cambios producidos en la postura estática del pie por el uso de soportes plantares prefabricados comparado con el grupo control se produjo principalmente desde el pie pronado a neutro.
3. El principal factor predisponente a evitar el cambio de pie pronado a neutro en el análisis univariable fue la presencia de la fórmula metatarsal *Índex minus*, aunque esta asociación desapareció en el análisis multivariable. No se identificaron factores asociados al cambio de pie altamente pronado a pronado, a excepción del uso de soportes plantares prefabricados.

BIBLIOGRAFÍA

10 BIBLIOGRAFÍA

1. Ficke J, Byerly DW. Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Gastrocnemius Muscle. In: StatPearls Publishing. StatPearls Publishing; 2020. p. 1–11.
2. Camarena CÁ, Villegas WP. www.medigraphic.org.mx Desarrollo y biomecánica del arco plantar. *Ortho-tips*. 2010;6(4):215–22.
3. Hicks JH. The mechanics of the foot. II. The plantar aponeurosis and the arch. *J Anat*. 1954;88(1):25–30.
4. Fernández JA. Empezar por la base: el pie. Unidad morfológica y funcional adaptada a la bipedación. *Cienc y Deport*. 2005;2(1):1–9.
5. Viladot Perice R. Ortesis y prótesis del aparato locomotor. 2.1 Extremidad inferior. Masson, editor. Barcelona; 1997. 296 p.
6. Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait Posture*. 2002;15(3):282–91.
7. Lara Diéguez S, Jesús A, Sánchez L, Luisa M, Sánchez Z, Martínez-López EJ. Análisis de los diferentes métodos de evaluación de la huella plantar Analysis of different methods to evaluate the footprint. *Red Rev Am Lat el Caribe, España y Port*. 2011;19(1):49–53.
8. Bock P, Pittermann M, Chraim M, Rois S. The inter- and intraobserver reliability for the radiological parameters of flatfoot, before and after surgery. *Bone Jt J*. 2018;100B(5):596–602.
9. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21(1):89–98.
10. Redmond AC, Crane YZ, Menz HB. Normative values for the Foot Posture Index. *J Foot Ankle Res*. 2008;1(6):1–9.
11. Newman M, Sandall S, Reilly K, Shamley D, Oskrochi GR, Barker K. The role of foot and ankle assessment of patients with lower limb osteoarthritis. *Physiotherapy*. 2009;95(1):164–9.
12. Chuter VH. Relationships between foot type and dynamic rearfoot frontal plane motion. *J Foot Ankle Res*. 2010;3(1):3–9.
13. Cornwall MW, McPoil TG. Relationship between static foot posture and foot mobility. *J Foot Ankle Res*. 2011;4(4):1–9.

14. Aquino MRC, Avelar BS, Silva PL, Ocarino JM, Resende RA. Reliability of Foot Posture Index individual and total scores for adults and older adults. *Musculoskelet Sci Pract.* 2018;36(1):92–5.
15. Horwood AM, Chockalingam N. Defining excessive, over, or hyper-pronation: A quandary. *Foot.* 2017;31(1):49–55.
16. Nigg B, Behling AV, Hamill J. Foot pronation. *Footwear Sci.* 2019;11(3):131–4.
17. Lee W, Lee C, Leung A, Hutchins S. Is it important to position foot in subtalar joint neutral position during non-weight-bearing molding for foot orthoses? *J Rehabil Res Dev.* 2012;49(3):459–66.
18. Resende RA, Pinheiro LSP, Ocarino JM. Effects of foot pronation on the lower limb sagittal plane biomechanics during gait. *Gait Posture.* 2019;68(1):130–5.
19. Neal B, Griffiths I, Dowling G, Murley G, Munteanu S, Franettovich Smith M, et al. Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. *J Foot Ankle Res.* 2014;7(1):1–13.
20. Kirby KA. Biomechanics of the Normal and Abnormal Foot. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2000;90(1):1–5.
21. Caravaggi P, Sforza C, Leardini A, Portinaro N, Panou A. Effect of plano-valgus foot posture on midfoot kinematics during barefoot walking in an adolescent population. *J Foot Ankle Res.* 2018;11(1):55.
22. Resende R, Deluzio K, Kirkwood R, Hassan E, Fonseca S. Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. *Gait Posture.* 2015;41(2):395–401.
23. Huang Y, Peng H, Wang X, Chen Z, Song C. The arch support insoles show benefits to people with flatfoot on stance time, cadence, plantar pressure and contact area. *PLoS One.* 2020;15(8):1–12.
24. Takabayashi T, Edama M, Nakamura E, Yokoyama E, Kanaya C, Kubo M. Coordination among the rearfoot, midfoot, and forefoot during walking. *J Foot Ankle Res.* 2017;10:42.
25. Dugan SA, Bhat KP. Biomechanics and analysis of running gait. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2005;16(5):603–21.
26. Pérez García J, Herrera Rodríguez A. La baropometría electrónica: Pasado, presente y futuro. *Rev Pie Tobillo.* 2007;21(1):8–13.
27. Khan FR, Chevidikunnan MF, Mazi AF, Aljawi SF, Mizan FH, BinMulayh EA,

- et al. Factors affecting foot posture in young adults: A cross sectional study. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2020;20(2):216–22.
28. Cavanagh PR, Morag E, Boulton AJM, Young MJ, Deffner KT, Pammer SE. The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *J Biomech.* 1997;30(3):243–50.
 29. McPoil TG, Hunt GC. Evaluation and management of foot and ankle disorders: Present problems and future directions. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995;21(6):381–8.
 30. McNutt EJ, Zipfel B, DeSilva JM. The evolution of the human foot. *Evol Anthropol.* 2018;27(5):197–217.
 31. Farahpour N, Jafarnejhad AA, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. *J Biomech.* 2016;49(9):1705–10.
 32. Mann RW. The Role of Impact Forces and Foot Pronation: A New Paradigm. *Clin J Sport Med.* 2002;12(1):57–9.
 33. Van Boerum DH, Sangeorzan BJ. Biomechanics and pathophysiology of flat foot. *Foot Ankle Clin.* 2003;8(3):419–30.
 34. Waldman SD. Anatomía funcional del tobillo y el pie. In: Elsevier, editor. *Atlas diagnóstico del dolor.* 1ª. es: Elsevier; 2010. p. 360–1.
 35. Drake R, Wayne Volg A, Adam W. M. M. Anatomía para estudiantes. 2ª. Elsevier, editor. Barcelona; 2010. 1059 p.
 36. Williams DS, McClay IS. Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: Reliability and validity. *Phys Ther.* 2000;80(9):864–71.
 37. Babu D, Bordoni B. Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Medial Longitudinal Arch of the Foot. *StatPearls.* StatPearls Publishing; 2020.
 38. Gwani AS, Asari MA, Ismail ZIM. How the three arches of the foot intercorrelate. *Folia Morphol.* 2017;76(4):682–8.
 39. Swanton E, Fisher L, Fisher A, Molloy A, Mason L. An Anatomic Study of the Naviculocuneiform Ligament and Its Possible Role Maintaining the Medial Longitudinal Arch. *Foot Ankle Int.* 2019;40(3):352–5.
 40. Kaye RA, Jahss MH. Tibialis posterior: A review of anatomy and biomechanics in relation to support of the medial longitudinal arch. Vol. 11, *Foot and Ankle.*

- Foot Ankle; 1991. p. 244–7.
41. Birinci T, Demirbas SB. Relationship between the mobility of medial longitudinal arch and postural control. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2017;51(3):233–7.
 42. Hsu WC, Sugiarto T, Chen JW, Lin YJ. The design and application of simplified insole-based prototypes with plantar pressure measurement for fast screening of flat-foot. *Sensors (Switzerland).* 2018;18(11):2–14.
 43. Araguas Garcia C, Corbi Soler F. Do plantar hyperkeratoses affect balance in people older than 65 years old? *Foot.* 2018;36:43–8.
 44. Kelly LA, Cresswell AG, Racinais S, Whiteley R, Lichtwark G. Intrinsic foot muscles have the capacity to control deformation of the longitudinal arch. *J R Soc Interface.* 2014;11(93):1–9.
 45. Okamura K, Kanai S, Fukuda K, Tanaka S, Ono T, Oki S. The effect of additional activation of the plantar intrinsic foot muscles on foot kinematics in flat-footed subjects. *Foot.* 2019;38(3):19–23.
 46. Pabón-Carrasco M, Castro-Méndez A, Vilar-Palomo S, Jiménez-Cebrián AM, García-Paya I, Palomo-Toucedo IC. Randomized clinical trial: The effect of exercise of the intrinsic muscle on foot pronation. *Int J Environ Res Public Health.* 2020;17(13):1–11.
 47. Hallinan JTPD, Wang W, Pathria MN, Smitaman E, Huang BK. The peroneus longus muscle and tendon: a review of its anatomy and pathology. Vol. 48, *Skeletal Radiology.* Springer Verlag; 2019. p. 1329–44.
 48. Kirby KA. Sistema de reparto de cargas del arco longitudinal del pie. *Rev Española Podol.* 2017;28(1):37–45.
 49. Cifuentes-De la Portilla C, Larrainzar-Garijo R, Bayod J. Analysis of the main passive soft tissues associated with adult acquired flatfoot deformity development: A computational modeling approach. *J Biomech.* 2019;14(84):183–90.
 50. Kirby KA. Foot and lower extremity biomechanics IV: Precision Intricast newsletters. 1ª. Intricast, editor. Payson; 2014. 31–34 p.
 51. Orejana Garcia AM, Monzó Pérez F. Modelo de estrés de tejidos. Aplicaciones clínicas en la patología del pie. *Rev Española Podol.* 2018;29.
 52. Welte L, Kelly LA, Lichtwark GA, Rainbow MJ. Influence of the windlass

- mechanism on arch-spring mechanics during dynamic foot arch deformation. *J R Soc Interface*. 2018;15(145).
53. Caravaggi P, Pataky T, Goulermas JY, Savage R, Crompton R. A dynamic model of the windlass mechanism of the foot: evidence for early stance phase preloading of the plantar aponeurosis. *J Exp Biol*. 2009;212(15):2491–9.
 54. Phillips RD. The normal foot. *J Am Pod Med Assoc*. 2000;90(7):342–5.
 55. Voegeli AV. Quince lecciones sobre patología del pie. Masson, editor. Barcelona; 2002. 288 p.
 56. Raymond JA. The manufacture and use of the functional foot orthoses. Karger, editor. Wellington; 1991. 220 p.
 57. Levy Benasuly A, Cortés Barragán J. Criterios de normalidad y patología podológica. Levy Benasuly A, Cortés Barragán J, editors. Barcelona; 2003.
 58. Lelievre J. [Ancestral foot and its consequences in pathology]. *Concours Med*. 1956;78(3):247–8.
 59. Viladot A. Patología del antepié. 4ª Springe. Barcelona; 2001.
 60. Núñez-Samper M, Llanos Alcázar L. Biomecánica, medicina y cirugía del pie. Masson. Madrid; 2006.
 61. Root M, Orien W, Weed J. Biomechanical examination of the foot. Clinical B. Los Ángeles; 1971.
 62. Cintado Reyes R, Benhamú Benhamú S, Dolores Jiménez Cris-tino M, Cintado Reyes RC, Victoria Blq M. Maniobra clínicas exploratorias de la articulación mediotarsina: revisión bibliográfica. *Rev Española Podol*. 2011;22(5):201–5.
 63. Padrós Flores N, Chicharro Luna E, Alonso Montero C, Canto Núñez L, García Campos J. Nuevos paradigmas en biomecánica: descripción de modelos biomecánicos. *Salud del pie Rev andaluza Podol*. 2008;2(1):26–32.
 64. Dye RW. A strapping. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2007;97(4):282–4.
 65. Root MI. Biomechanical examination of the foot. *J Am Podiatry Assoc*. 1973;63(1):28–9.
 66. Ergen E, Ulkar B. Proprioception and Ankle Injuries in Soccer. Vol. 27, *Clinics in Sports Medicine*. Clin Sports Med; 2008. p. 195–217.
 67. Dananberg HJ. Sagittal plane biomechanics. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2000;90(1):47–50.
 68. Lewis GS, Cohen TL, Seisler AR, Kirby KA, Sheehan FT, Piazza SJ. In vivo

- tests of an improved method for functional location of the subtalar joint axis. *J Biomech.* 2009;42(2):146–51.
69. Fuller EA. Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1999;89(6):278–91.
70. Moreno de la Fuente J. *Podología General y Biomecánica.* 2ª Masson. Barcelona; 2009. 190 p.
71. Uden H, Scharfbillig R, Causby R. The typically developing paediatric foot: how flat should it be? A systematic review. *J Foot Ankle Res.* 2017;10(1):37.
72. Buldt AK, Forghany S, Landorf KB, Murley GS, Levinger P, Menz HB. Centre of pressure characteristics in normal, planus and cavus feet. *J Foot Ankle Res.* 2018;11(1):2–9.
73. Dahle LK, Mueller M, Delitto A, Diamond JE. Visual Assessment of Foot Type and Relationship of Foot Type to Lower Extremity Injury. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2013;14(2):70–4.
74. McPoil TG, Cornwall MW, Vicenzino B, Teyhen DS, Molloy JM, Christie DS, et al. Effect of using truncated versus total foot length to calculate the arch height ratio. *Foot (Edinb).* 2008;18(4):220–7.
75. Butler RJ, Hillstrom H, Song J, Richards CJ, Davis IS. Arch height index measurement system: establishment of reliability and normative values. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2008;98(2):102–6.
76. Williams DS, McClay IS. Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity. *Phys Ther.* 2000;80(9):864–71.
77. Cowan DN, Robinson JR, Jones BH, Polly DW, Berrey BH. Consistency of Visual Assessments of Arch Height among Clinicians. *Foot Ankle Int.* 1994;15(4):213–7.
78. Drefus LC, Kedem P, Mangan SM, Scher DM, Hillstrom HJ. Reliability of the Arch Height Index as a Measure of Foot Structure in Children. *Pediatr Phys Ther.* 2017;29(1):83–8.
79. Zifchock RA, Theriot C, Hillstrom HJ, Song J, Neary M. The Relationship Between Arch Height and Arch Flexibility. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2017;107(2):119–23.
80. Brody DM. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *Orthop Clin North Am.* 1982;13(3):541–58.

81. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *J Athl Train.* 2005;40(1):41–6.
82. Mueller M, Host J, Norton B. Navicular drop as a composite measure of excessive pronation. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1993;83(4):198–202.
83. Rathleff MS, Olesen CG, Moelgaard CM, Jensen K, Madeleine P, Olesen JL. Non-linear analysis of the structure of variability in midfoot kinematics. *Gait Posture.* 2010;31(3):385–90.
84. Nielsen RG, Rathleff MS, Simonsen OH, Langberg H. Determination of normal values for navicular drop during walking: a new model correcting for foot length and gender. *J Foot Ankle Res.* 2009;2(12):1–7.
85. Queen RM, Mall NA, Hardaker WM, Nunley JA. Describing the medial longitudinal arch using footprint indices and a clinical grading system. *Foot ankle Int.* 2007;28(4):456–62.
86. Zuñil-Escobar JC, Martínez-Cepa CB, Martín-Urrialde JA, Gómez-Conesa A. Medial Longitudinal Arch: Accuracy, Reliability, and Correlation Between Navicular Drop Test and Footprint Parameters. *J Manipulative Physiol Ther.* 2018;41(8):672–9.
87. Picciano AM, Rowlands MS, Worrell T. Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1993;18(4):553–8.
88. Menz H. Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1998;88(3):119–29.
89. Jonely H, Brismée JM, Sizer PS, James CR. Relationships between clinical measures of static foot posture and plantar pressure during static standing and walking. *Clin Biomech.* 2011;26(8):873–9.
90. Hunt AE, Fahey AJ, Smith RM. Static measures of calcaneal deviation and arch angle as predictors of rearfoot motion during walking. *Aust J Physiother.* 2000;46(1):9–16.
91. Sobel E, Levitz SJ, Caselli MA, Tran M, Lepore F, Lilja E, et al. Reevaluation of the relaxed calcaneal stance position. Reliability and normal values in children and adults. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1999;89(5):258–64.
92. Escalona-Marfil C, McPoil T, Enrique Roche-Seruendo L, Dídac Ortas-

- Deunosajut X, Pérez-Bellmunt Bill Vicenzino A. Valores normativos para determinar un pie plano o cavo. *Rev Esp Podol.* 2019;30(1):15–23.
93. Thomson CE. An investigation into the reliability of the valgus index and its validity as a clinical measurement. *Foot.* 1994 Dec 1;4(4):191–7.
94. Menz H. Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2014;88(3):119–29.
95. Nuñez-Samper Pizarroso M, Llanos Alcázar L. Exploración complementaria específica del pie. In: *Biomecánica, medicina y cirugía del pie.* Masson. Barcelona; 1997.
96. Cavanagh PR, Rodgers MM. The arch index: A useful measure from footprints. *J Biomech.* 1987;20(5):547–51.
97. Menz HB, Fotoohabadi MR, Wee E, Spink MJ. Visual categorisation of the arch index: a simplified measure of foot posture in older people. *J Foot Ankle Res.* 2012;5(1):10.
98. Harrison Clarke H. An Objective Method of Measuring the Height of the Longitudinal Arch in Foot Examinations. *Res Quarterly Am Phys Educ Assoc.* 1933;4(3):99–107.
99. Pauk J, Ihnatouski M, Najafi B. Assessing plantar pressure distribution in children with flatfoot arch: Application of the Clarke angle. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2014;104(6):622–32.
100. Sensiba PR, Coffey MJ, Williams NE, Mariscalco M, Laughlin RT. Inter- and intraobserver reliability in the radiographic evaluation of adult flatfoot deformity. *Foot Ankle Int.* 2010;31(2):141–5.
101. Meyr AJ, Sansosti LE, Ali S. A pictorial review of reconstructive foot and ankle surgery: evaluation and intervention of the flatfoot deformity. *J Radiol Case Rep.* 2017;11(6):26–36.
102. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The Foot Posture Index. *Clin Biomech.* 2006;21(1):89–98.
103. Cornwall MW, McPoil TG, Lebec M, Vicenzino B, Wilson J. Reliability of the modified Foot Posture Index. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2008;98(1):7–13.
104. Aquino MRC, Avelar BS, Silva PL, Ocarino JM, Resende RA. Reliability of Foot Posture Index individual and total scores for adults and older adults.

- Musculoskelet Sci Pract. 2018;36(1):92–5.
105. Keenan AM, Redmond AC, Horton M, Conaghan PG, Tennant A. The Foot Posture Index: Rasch Analysis of a Novel, Foot-Specific Outcome Measure. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88(1):88–93.
 106. Nielsen RG, Rathleff MS, Moelgaard CM, Simonsen O, Kaalund S, Olesen CG, et al. Video based analysis of dynamic midfoot function and its relationship with Foot Posture Index scores. *Gait Posture.* 2010;31(1):126–30.
 107. Rodríguez RS. Tesis Doctoral Influencia del Índice de Postura del Pie en las presiones plantares durante la marcha Departamento de Enfermería. 2011.
 108. Evans AM, Rome K, Peet L. The foot posture index, ankle lunge test, Beighton scale and the lower limb assessment score in healthy children: A reliability study. *J Foot Ankle Res.* 2012;5(1):1–18.
 109. McLaughlin P, Vaughan B, Shanahan J, Martin J, Linger G. Inexperienced examiners and the Foot Posture Index: A reliability study. *Man Ther.* 2016;26(3):238–40.
 110. Terada M, Wittwer AM, Gribble PA. Intra-rater and inter-rater reliability of the five image-based criteria of the foot posture index-6. *Int J Sports Phys Ther.* 2014;9(2):187–94.
 111. Banwell HA, Paris ME, Mackintosh S, Williams CM. Paediatric flexible flat foot: how are we measuring it and are we getting it right? A systematic review. *J Foot Ankle Res.* 2018;11(21):2–13.
 112. Motantasut P, Hunsawong T, Mato L, Donpunha W. Reliability of novice and experienced physiotherapists using the normalized navicular height truncated and the foot posture index-6 for classifying static foot posture in adults. *J Phys Ther Sci.* 2019;31(4):392–7.
 113. Padilla AH. edigraphic.com Uso de la baropodometría. Orho-tips. 2006;2(4):255–61.
 114. Martínez-Nova A, Cuevas-García JC, Sánchez-Rodríguez R, Pascual-Huerta J, Sánchez-Barrado E. Estudio del patrón de presiones plantares en pies con Hallux Valgus mediante un sistema de plantillas instrumentadas. *Rev Esp Cir Ortop traumatol.* 2008;52(1):94–8.
 115. Scott SH, Winter DA. Talocrural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics during the stance phase of walking. *J Biomech.* 1991;24(8):743–52.

116. Behling AV, Manz S, von Tscharnner V, Nigg BM. Pronation or foot movement — What is important. *J Sci Med Sport*. 2020 Apr 1;23(4):366–71.
117. Cornwall MW, Mcpoil TG. Relationship between static foot posture and foot mobility. *J Foot Ankle Res*. 2011;4(4):1–9.
118. Levinger P, Murley GS, Barton CJ, Cotchett MP, McSweeney SR, Menz HB. A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait Posture*. 2010;32(4):519–23.
119. Raj MA, Bhimji SS. *Pes Planus*. StatPearls. StatPearls Publishing; 2018.
120. Hsu WC, Sugiarto T, Chen JW, Lin YJ. The Design and Application of Simplified Insole-Based Prototypes with Plantar Pressure Measurement for Fast Screening of Flat-Foot. *Sensors*. 2018;18(11):2–14.
121. Gomes RBO, Souza TR, Paes BDC, Magalhães FA, Gontijo BA, Fonseca ST, et al. Foot pronation during walking is associated to the mechanical resistance of the midfoot joint complex. *Gait Posture*. 2019;70(1):20–3.
122. Prachgosin T, Chong DYR, Leelasamran W, Smithmaitrie P, Chatpun S. Medial longitudinal arch biomechanics evaluation during gait in subjects with flexible flatfoot. *Acta Bioeng Biomech*. 2015;17(4):121–30.
123. Caravaggi P, Sforza C, Leardini A, Portinaro N, Panou A. Effect of plano-valgus foot posture on midfoot kinematics during barefoot walking in an adolescent population. *J Foot Ankle Res*. 2018;11(1):55.
124. Toullec E. Adult flatfoot. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2015;101(1):511–7.
125. Giza E, Cush G, Schon LC. The Flexible Flatfoot in the Adult. *Foot Ankle Clin*. 2007;12(2):251–71.
126. Abousayed MM, Alley MC, Shakked R, Rosenbaum AJ. Adult-acquired flatfoot deformity: Etiology, diagnosis, and management. *JBJS Rev*. 2017;5(8):1–7.
127. Richie D. Biomechanics and Orthotic Treatment of the Adult Acquired Flatfoot. *Clin Podiatr Med Surg*. 2020;37(1):71–89.
128. Shahcheraghil GH, Javid M, Chabok SK. Acquired Flat-foot in a Child (Report of a Case). *J Orthop case reports*. 2018;8(1):64–6.
129. Vico Pardo FJ, López Del Amo A, Pardo Rios M, Gijon-Nogueron G, Yuste CC. Changes in foot posture during pregnancy and their relation with musculoskeletal pain: A longitudinal cohort study. *Women Birth*. 2017;31(2):84–8.
130. Choa R, Sharp R, Mahtani KR. Hallux valgus. *BMJ*. 2010;341(9):778–9.

131. Fuller E. The windlass mechanism of the foot. A mechanical model to explain pathology. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2000;90(1):35–46.
132. Kodithuwakku Arachchige SNK, Chander H, Knight A. Flat feet: Biomechanical implications, assessment and management. *Foot.* 2019;38(2):81–5.
133. Lucas R, Cornwall M. Influence of foot posture on the functioning of the windlass mechanism. *Foot.* 2017;30(2):38–42.
134. Resende RA, Pinheiro LSP, Ocarino JM. Effects of foot pronation on the lower limb sagittal plane biomechanics during gait. *Gait Posture.* 2019;68:130–5.
135. Irving DB, Cook JL, Young MA, Menz HB. Obesity and pronated foot type may increase the risk of chronic plantar heel pain: A matched case-control study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2007;41(8):1–8.
136. Cowie S, Parsons S, Scammell B, McKenzie J. Hypermobility of the first ray in patients with planovalgus feet and tarsometatarsal osteoarthritis. *Foot Ankle Surg.* 2012;18(4):237–40.
137. Caravaggi P, Lullini G, Berti L, Giannini S, Leardini A. Functional evaluation of bilateral subtalar arthroereisis for the correction of flexible flatfoot in children: 1-year follow-up. *Gait Posture.* 2018;64(7):152–8.
138. Toullec E. Adult flatfoot. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2015 Feb;101(1):511–7.
139. Kim HY, Shin HS, Ko JH, Cha YH, Ahn JH, Hwang JY. Gait Analysis of Symptomatic Flatfoot in Children: An Observational Study. *Clin Orthop Surg.* 2017;9(3):363–73.
140. Levinger P, Murley GS, Barton CJ, Cotchett MP, McSweeney SR, Menz HB. A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait Posture.* 2010;32(4):519–23.
141. Nigg B, Baltich J, Hoerzer S, Enders H. Running shoes and running injuries: mythbusting and a proposal for two new paradigms: ‘preferred movement path’ and ‘comfort filter.’ *Br J Sports Med.* 2015;49(20):1290–4.
142. Resende RA, Deluzio KJ, Kirkwood RN, Hassan EA, Fonseca ST. Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. *Gait Posture.* 2015;41(2):395–401.
143. Yazdani F, Razeghi M, Karimi M, Raeisi H. The influence of foot hyperpronation on pelvic biomechanics during stance phase of the gait : A biomechanical simulation study. *Proc Inst Mech Eng H.* 2018;232(7):708–17.

144. Michaud T. Foot orthoses and other forms of conservative foot cares. Williams a. Massachusetts; 1996.
145. Willems TM, Witvrouw E, Delbaere K, Mahieu N, De Bourdeaudhuij I, De Clercq D. Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in male subjects: A prospective study. *Am J Sports Med.* 2005;33(3):415–23.
146. Baumgartner R, Stinus H. Tratamiento ortésico-protésico del pie. Masson. Barcelona; 1997.
147. R.L. V. Pathomechanics of the lower extremity function. In: Mosby, editor. *Biomechanics of the lower extremities.* St. Louis; 1996. p. 180.
148. Chen Y-C, Lou S-Z, Huang C-Y, Su F-C. Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2010;25(3):265–70.
149. Viosca Herrero E. Guía de uso y prescripción de productos ortoprotésicos a medida. Valencia I biomecánico de, editor. 2004. 649 p.
150. Prachgosin T, Leelasamran W, Smithmaitrie P, Chatpun S. Effect of total-contact orthosis on medial longitudinal arch and lower extremities in flexible flatfoot subjects during walking. *Prosthet Orthot Int.* 2017;41(6):579–86.
151. Rodrigues P, Chang R, TenBroek T, Hamill J. Medially posted insoles consistently influence foot pronation in runners with and without anterior knee pain. *Gait Posture.* 2013 Apr;37(4):526–31.
152. Kirby KA, Spooner SK, Scherer PR, Schuberth JM. Foot Orthoses. In: *Foot and Ankle Specialist.* 2012. p. 334.
153. Nigg BM, Nurse MA, Stefanyshyn DJ. Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31(7):421–8.
154. Gijon-Nogueron G, Cortes-Jeronimo E, Cervera-Marin JA, García-de-la-Peña R, Benhamu-Benhamu S, Luque-Suarez A. Foot orthoses custom-made by vacuum forming on the non-load-bearing foot: Preliminary results in male children with calcaneal apophysitis (Sever's disease). *Prosthet Orthot Int.* 2013;37(6):495–8.
155. Hawke F, Burns J, Radford J, du Toit V. Custom foot orthoses for the treatment of foot pain: a systematic review. *J Foot Ankle Res.* 2008;1(1):1–2.
156. Reina-Bueno M, Vázquez-Bautista M del C, Pérez-García S, Rosende-Bautista C, Sáez-Díaz A, Munuera-Martínez P V. Effectiveness of custom-made foot orthoses in patients with rheumatoid arthritis: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil.* 2019;33(4):661–9.

157. Kripke C. Custom vs. prefabricated orthoses for foot pain. *Am Fam Physician*. 2009;79(9):758–9.
158. Menz HB. Foot orthoses: how much customisation is necessary? *J Foot Ankle Res*. 2009 Jul 9;2(1):23.
159. Mavroidis C, Ranky RG, Sivak ML, Patriitti BL, DiPisa J, Caddle A, et al. Patient specific ankle-foot orthoses using rapid prototyping. *J Neuroeng Rehabil*. 2011;8(1):1.
160. Yalla S V., Crews RT, Fleischer AE, Grewal G, Ortiz J, Najafi B. An immediate effect of custom-made ankle foot orthoses on postural stability in older adults. *Clin Biomech*. 2014;29(2):1081–8.
161. Távara Vidalón P, Lafuente Sotillos G, Palomo Toucedo I, Manfredi Márquez MJ. Revisión de la efectividad de los soportes plantares personalizados en el pie plano valgo infantil. *Pediatr Aten Primaria*. 2017;19(1):123–31.
162. Saeedi H, Pezeshk AF, Farhoodi M, Safaeepour Z, Majddoleslam B, Aminian G. The effect of prefabricated and proprioceptive foot orthoses on plantar pressure distribution in patients with flexible flatfoot during walking. *Prosthet Orthot Int*. 2012;37(3):27–232.
163. Majumdar R, Laxton P, Thuesen A, Richards B, Liu A, Arán-Ais F, et al. Development and evaluation of prefabricated antipronation foot orthosis. *J Rehabil Res Dev*. 2013;50(10):1331–42.
164. Bonanno DR, Murley GS, Munteanu SE, Landorf KB, Menz HB. Foot orthoses for the prevention of lower limb overuse injuries in naval recruits: study protocol for a randomised controlled trial. *J Foot Ankle Res*. 2015;8(1):51.
165. Huang Y-P, Kim K, Song C-Y, Chen Y-H, Peng H-T. How Arch Support Insoles Help Persons with Flatfoot on Uphill and Downhill Walking. *J Healthc Eng*. 2017;2017(1):1–6.
166. Sánchez-Rodríguez R, Valle-Estévez S, Fraile-García PA, Martínez-Nova A, Gómez-Martín B, Escamilla-Martínez E. Modification of pronated foot posture after a program of therapeutic exercises. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(22):1–8.
167. Madruga Armada Ó, Juan Molines Barroso Ángel Manuel Orejana García R, Oficial P. Efectos del vendaje Low-Dye sobre el pie. Revisión narrativa Effects of the Low-Dye tape on the foot. *Rev Esp Podol*. 2019;30(1):38–52.

168. Menz HB. Biomechanics of the Ageing Foot and Ankle: A Mini-Review. *Gerontology*. 2015;61(4):381–8.
169. Aurichio TR, Rebelatto JR, de Castro AP. The relationship between the body mass index (BMI) and foot posture in elderly people. *Arch Gerontol Geriatr*. 2011;52(1):89–92.
170. Wang C, Goel R, Rahemi H, Zhang Q, Lepow B, Najafi B. Effectiveness of Daily Use of Bilateral Custom-Made Ankle-Foot Orthoses on Balance, Fear of Falling, and Physical Activity in Older Adults: A Randomized Controlled Trial. *Gerontology*. 2018;65(3):299–307.
171. Jimenez-Cebrian AM, Alonso-Ríos JA, Román-Bravo PD, Saucedo-Badía JF, Montiel-Luque A, Morente-Bernal MF. Influence of Age, Sex, and Anthropometric Determinants on the Foot Posture Index in a Pediatric Population. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2017;107(2):124–9.
172. Putti AB, Arnold GP, Abboud RJ. Foot pressure differences in men and women. *Foot Ankle Surg*. 2010;16(1):21–4.
173. McKeon JMM, Hertel J. Sex Differences and Representative Values for 6 Lower Extremity Alignment Measures. *J Athl Train*. 2009;44(3):249–55.
174. Nguyen A, Shultz S. Sex differences in clinical measures of lower extremity alignment. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2007;37(7):389–98.
175. Ko S, Tolea MI, Hausdorff JM, Ferrucci L. Sex-specific differences in gait patterns of healthy older adults: Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *J Biomech*. 2011;44(10):1974–9.
176. Chehab E, Andriacchi T, Favre J. Speed, age, sex, and body mass index provide a rigorous basis for comparing the kinematic and kinetic profiles of the lower extremity during walking. *J Biomech*. 2017;58(1):11–20.
177. Gijon-Nogueron G, Sanchez-Rodriguez R, Lopezosa-Reca E, Cervera-Marin JA, Martinez-Quintana R, Martinez-Nova A. Normal Values of the Foot Posture Index in a Young Adult Spanish Population A Cross-Sectional Study. *J Am Pod Med Assoc*. 2015;105(1):42–8.
178. Sánchez Rodríguez R, Martínez Nova A, Martínez EE, Gómez Martín B, Quintana RM, Zamorano JDP. The foot posture index anthropometric determinants and influence of sex. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2013;103(5):400–4.
179. Van Der Worp MP, De Wijer A, Staal JB, Van Der Sanden MWGN.

- Reproducibility of and sex differences in common orthopaedic ankle and foot tests in runners. *BMC Musculoskelet Disord.* 2014;15(1):171.
180. Jimenez-Cebrian AM, Morente-Bernal MF, Román-Bravo PD, Saucedo-Badía JF, Alonso-Ríos JA, Montiel-Luque A. Influence of age, sex, and anthropometric determinants on the foot posture index in a pediatric population. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2017;107(2):124–9.
181. Carvalho BKG de, Penha PJ, Penha NLJ, Andrade RM, Ribeiro AP, João SMA. The influence of gender and body mass index on the FPI-6 evaluated foot posture of 10- to 14-year-old school children in São Paulo, Brazil: A cross-sectional study. *J Foot Ankle Res.* 2017;10(1):1–7.
182. Gijon-Nogueron G, Montes-Alguacil J, Martinez-Nova A, Alfageme-Garcia P, Cervera-Marin JA, Morales-Asencio JM. Overweight, obesity and foot posture in children: A cross-sectional study. *J Paediatr Child Health.* 2017;53(1):33–7.
183. Akambase JA, Kokoreva T V., Gurova OA, Akambase JA. The effect of body positions on foot types: Considering body weight. *Transl Res Anat.* 2019;16(1):1–5.
184. Di Sipio E, Piccinini G, Pecchioli C, Germanotta M, Iacovelli C, Simbolotti C, et al. Walking variations in healthy women wearing high-heeled shoes: Shoe size and heel height effects. *Gait Posture.* 2018;63(1):195–201.
185. Holowka NB, Wallace IJ, Lieberman DE. Foot strength and stiffness are related to footwear use in a comparison of minimally- vs. conventionally-shod populations. *Sci Rep.* 2018;8(1):3679.
186. Puszczalowska-Lizis E, Dąbrowiecki D, Jandziś S, Żak M. Foot deformities in women are associated with wearing high-heeled shoes. *Med Sci Monit.* 2019;25(1):7746–54.
187. Chien HL, Lu TW. Effects of shoe heel height on the end-point and joint kinematics of the locomotor system when crossing obstacles of different heights. *Ergonomics.* 2017;
188. Paiva de Castro A, Rebelatto JR, Aurichio TR. The relationship between foot pain, anthropometric variables and footwear among older people. *Appl Ergon.* 2010;
189. Silva A, de Siqueira G, da Silva G. Implications of high-heeled shoes on body posture of adolescents. *Rev Paul Pediatr.* 2013;31(2):265–71.

190. Murphy K, Curry E, Matzkin E. Barefoot running: does it prevent injuries? *Sports Med.* 2013;43(11):1131–8.
191. Hsu AR. Topical review: Barefoot running. *Foot Ankle Int.* 2012 Sep;33(9):787–94.
192. Rixe JA, Gallo RA, Silvis ML. The barefoot debate: Can minimalist shoes reduce running-related injuries? *Curr Sports Med Rep.* 2012;11(3):160–5.
193. Pico AMP, Tejedor FM, Quintana RM, Sánchez MJI, Mayordomo R. Digital formula is conditioned by deformities and footwear characteristics in older people. A comparison between general population and population with psychiatric disorders. *Eur J Anat.* 2018;22(1):51–8.
194. Padrós C, Escudero J. Actuación podológica en la prevención y tratamiento del pie diabético. In: *Tratado de pie diabético.* 2003. p. 107–27.
195. Grouios G. Footedness as a potential factor that contributes to the causation of corn and callus formation in lower extremities of physically active individuals. *Foot.* 2005;15(3):154–62.
196. Conejo-Mir J, Moreno J, Camacho F. *Manual de dermatología.* 2010.
197. Gago-Reyes F, Palomo-Toucedo IC, Gómez-Puerto JR, Castro-Méndez A. Influence of sport in foot posture. *Rev Andaluza Med del Deport.* 2019;12(4):368–71.
198. Páez-Tudela A, Munuera-Martínez P V., Coheña-Jiménez M, Centeno-Prada R, Ruiz-García R, Algaba-Del Castillo J. Modification of the foot posture index in neutral and pronated feet under the effect of fatigue. *Rev Andaluza Med del Deport.* 2019;12(4):327–31.
199. Martínez-Nova A, Gómez-Blázquez E, Escamilla-Martínez E, Pérez-Soriano P, Gijón-Nogueron G, Fernández-Seguín LM. The foot posture index in men practicing three sports different in their biomechanical gestures. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2014;104(2):154–8.
200. Kim E-K, Kim JS. The effects of short foot exercises and arch support insoles on improvement in the medial longitudinal arch and dynamic balance of flexible flatfoot patients. *J Phys Ther Sci.* 2016;28(11):31–6.
201. Gago-Reyes F, Palomo-Toucedo IC, Gómez-Puerto JR, Castro-Méndez A. Influence of sport in foot posture. *Rev Andaluza Med del Deport.* 2019;12(4):368–71.

202. Pallás JM. A, Jiménez Villa J. Métodos de investigación clínica y epidemiológica. 2019. 520 p.
203. Spooner SK, Kilmartin TE, Merriman LM. The palpation technique for determination of metatarsal formula: a study of validity. *Foot*. 1994;4(4):198–200.
204. Davidson G, Pizzari T, Mayes S. The influence of second toe and metatarsal length on stress fractures at the base of the second metatarsal in classical dancers. *Foot Ankle Int*. 2007;28(10):1082–6.
205. Martínez-Cepa CB, Zuñil-Escobar JC, Chillón-Martínez R, Jiménez-Rejano JJ, Palomo-Toucedo IC. Intra-observer reliability for measuring first and second toe and metatarsal protrusion distance using palpation-based tests: a test-retest study. *J Foot Ankle Res*. 2014;7(1):37.
206. Allen MK, Stonewall L, Ludewig PM, Glasoe WM, Kepros T. Dorsal First Ray Mobility in Women Athletes With a History of Stress Fracture of the Second or Third Metatarsal. *J Orthop Sport Phys Ther*. 2013;32(11):560–7.
207. Martínez-Cepa CB, Zuñil-Escobar JC, Chillón-Martínez R, Jiménez-Rejano JJ, Palomo-Toucedo IC. Intra-observer reliability for measuring first and second toe and metatarsal protrusion distance using palpation-based tests: a test-retest study. *J Foot Ankle Res*. 2014;7(1):37.
208. Craig CL, Marshall AL, Sjöström M, Bauman AE, Booth ML, Ainsworth BE, et al. International physical activity questionnaire: 12-Country reliability and validity. *Med Sci Sports Exerc*. 2003;35(8):1381–95.
209. Williamson A, Hoggart B. Pain: A review of three commonly used pain rating scales. *J Clin Nurs*. 2005;14(7):798–804.
210. Hjermstad MJ, Fayers PM, Haugen DF, Caraceni A, Hanks GW, Loge JH, et al. Studies comparing numerical rating scales, verbal rating scales, and visual analogue scales for assessment of pain intensity in adults: A systematic literature review. *J Pain Symptom Manage*. 2011;41(6):1073–93.
211. Redmond A. The foot posture index (FPI-6): user guide and manual. United Kingdom. 2005;1–19.
212. M^a A, Pico P, Castaño Justo B, Acevedo RM. Relationship between digital formula and forefoot deformities in juvenile population Relación entre la fórmula digital y las deformidades del antepie en una población joven. *EJPOD Eur J Pod*.

- 2016;2(1):1–11.
213. Munuera P V., Polo J, Rebollo J. Length of the first metatarsal and hallux in hallux valgus in the initial stage. *Int Orthop*. 2008;32(4):489–95.
214. Li X, Guo M, Zhu Y, Xu X. The excessive length of first ray as a risk factor for hallux valgus recurrence. *PLoS One*. 2018;13(10):1–12.
215. Lee KM, Ahn S, Chung CY, Sung KH, Park MS. Reliability and relationship of radiographic measurements in hallux valgus foot and ankle. In: *Clinical Orthopaedics and Related Research*. Springer New York LLC; 2012. p. 2613–21.
216. Blazquez Viudas R. Hallux Limitus and relationship with the foot pronated as etiological factor. *Rev Int del Ciencias Podol*. 2011;5(1):21–7.
217. Park CH, Chang MC. Forefoot disorders and conservative treatment. *Yeungnam Univ J Med*. 2019;36(2):92–8.
218. Gatt A, Mifsud T, Chockalingam N. Severity of pronation and classification of first metatarsophalangeal joint dorsiflexion increases the validity of the Hubscher Manoeuvre for the diagnosis of functional hallux limitus. *Foot*. 2014;24(2):62–5.
219. Ali Z, Karim H, Wali N, Naraghi R. The inter- and intra-rater reliability of the Maestro and Barroco metatarsal length measurement techniques. *J Foot Ankle Res*. 2018;11(47):1–12.
220. Domínguez-Maldonado G, Munuera-Martinez P V, Castillo-López JM, Ramos-Ortega J, Albornoz-Cabello M. Normal values of metatarsal parabola arch in male and female feet. *ScientificWorldJournal*. 2014;2014(1):1–5.
221. Patil S, Hanumantharaya GH, Desai SP, Nidoni M. Radiological biometric study of metatarsals and phalanges. *J Clin Diagnostic Res*. 2017;11(9):5–9.
222. Ali Z, Karim H, Wali N, Naraghi R. The inter- and intra-rater reliability of the Maestro and Barroco metatarsal length measurement techniques. *J Foot Ankle Res*. 2018;11(47):2–7.
223. Arie EK, Moreira NSA, Freire GS, Dos Santos BS, Yi LC. Study of the metatarsal formula in patient with primary metatarsalgia. *Rev Bras Ortop*. 2015;50(4):438–44.
224. Sage R, Hugar D. Hallux pinch calluses: some etiologic considerations. *J Foot Surg*. 1980;19(3):148–51.
225. Van Gheluwe B, Dananberg HJ, Hagman F, Vanstaen K. Effects of hallux limitus on plantar foot pressure and foot kinematics during walking. *J Am Podiatr*

- Med Assoc. 2006;96(5):428–36.
226. Gatt A, Mifsud T, Chockalingam N. Severity of pronation and classification of first metatarsophalangeal joint dorsiflexion increases the validity of the Hubscher Manoeuvre for the diagnosis of functional hallux limitus. *Foot (Edinb)*. 2014;24(2):62–5.
227. Resende RA, Deluzio KJ, Kirkwood RN, Hassan EA, Fonseca ST. Increased unilateral foot pronation affects lower limbs and pelvic biomechanics during walking. *Gait Posture*. 2015;41(2):395–401.
228. Pérez-Morcillo A, Gómez-Bernal A, Gil-Guillen VF, Alfaro-Santafé J, Alfaro-Santafé JV, Quesada JA, et al. Association between the Foot Posture Index and running related injuries: A case-control study. *Clin Biomech*. 2019;61(1):217–21.
229. Zhang Z, Wang L, Hu K, Liu Y. Characteristics of Plantar Loads During Walking in Patients with Knee Osteoarthritis. *Med Sci Monit*. 2017;23:5714–9.
230. Dodelin D, Tourny C, L'Hermette M. The biomechanical effects of pronated foot function on gait . An experimental study. *Scand J Med Sci Sport*. 2020;30(11):2167–77.
231. Aranda Y, Munuera P. Plantar fasciitis and its relationship with hallux limitus. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2014;104(3):263–8.
232. Hecht P, Lin T. Hallux valgus. *Med Clin North Am*. 2014 Mar;98(2):227–32.
233. Martínez-Nova A, Gijón-Noguerón G, Alfageme-García P, Montes-Alguacil J, Evans AM. Foot posture development in children aged 5 to 11 years: A three-year prospective study. *Gait Posture*. 2018;62(1):280–4.
234. Alfageme-García P, Calderón-García JF, Martínez-Nova A, Hidalgo-Ruiz S, Martínez-álvarez M, Rico-Martín S. Backpacks Effect on Foot Posture in Schoolchildren with a Neutral Foot Posture: A Three-Year Prospective Study. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(19):1–12.
235. Swain M, Kamper SJ, Maher CG, Broderick C, McKay D, Henschke N. Relationship between growth, maturation and musculoskeletal conditions in adolescents: a systematic review. *Br J Sports Med*. 2018;52(19):1246–52.
236. Reina Bueno M. Efecto de las ortesis plantares personalizadas para control de la pronación en la evolución del hallux abductus valgus leve y moderado en mujeres. 2012.
237. Sánchez-Rodríguez R, Valle-Estévez S, Albas Fraile-García P, Martínez-Nova A,

- Gómez-Martín B, Escamilla-Martínez E. Modification of Pronated Foot Posture after a Program of Therapeutic Exercises. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(22):1–8.
238. Alahmari KA, Kakaraparthi VN, Reddy RS, Samuel PS, Tedla JS, Rengaramanujam K, et al. Foot Posture Index Reference Values among Young Adults in Saudi Arabia and Their Association with Anthropometric Determinants, Balance, Functional Mobility, and Hypermobility. Kaya D, editor. *Biomed Res Int*. 2021;1(10):1–10.
239. Scott G, Menz HB, Newcombe L. Age-related differences in foot structure and function. *Gait Posture*. 2007;26(1):68–75.
240. Kim EK, Kim JS. The effects of short foot exercises and arch support insoles on improvement in the medial longitudinal arch and dynamic balance of flexible flatfoot patients. *J Phys Ther Sci*. 2016 Nov 1;28(11):3136–9.
241. Scharfbillig R, Evans A, Copper A, Williams M, Scutter S, Iasiello H, et al. Criterion validation of four criteria of the foot posture index. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2004;94(1):31–8.
242. Louie P, Sangeorzan B, Fassbind M, Ledoux W. Talonavicular joint coverage and bone morphology between different foot types. *J Orthop Res*. 2014;32(7):958–66.
243. Gijon-Nogueron G, Palomo-Toucedo I, Gil-Tinoco A, Ortega-Avila AB, Munuera-Martínez PV. Effect produced on ground reaction forces by a prefabricated, weight-bearing and non-weight-bearing foot orthosis in the treatment of pronated foot: Pilot study. *Medicine (Baltimore)*. 2018;97(22):1–7.
244. Koura GM, Elimy DA, Hamada HA, Fawaz HE, Elgendy MH, Saab IM. Impact of foot pronation on postural stability: An observational study. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2017;30(6):1327–32.
245. Angin S, Mickle KJ, Nester CJ. Contributions of foot muscles and plantar fascia morphology to foot posture. *Gait Posture*. 2018;61(1):238–42.
246. Redmond AC, Crane YZ, Menz HB. Normative values for the Foot Posture Index. *J Foot Ankle Res*. 2008;1(1):6.
247. Majumdar R, Laxton P, Thuesen A, Richards B, Liu A, Arán-Ais F, et al. Development and evaluation of prefabricated antipronation foot orthosis. *J Rehabil Res Dev*. 2013;50(10):1331–42.

248. Redmond AC, Landorf KB, Keenan AM. Contoured, prefabricated foot orthoses demonstrate comparable mechanical properties to contoured, customised foot orthoses: A plantar pressure study. *J Foot Ankle Res.* 2009;2(1):1–10.
249. Zhai JN, Qiu YS, Wang J. Effects of orthotic insoles on adults with flexible flatfoot under different walking conditions. *J Phys Ther Sci.* 2016;28(11):3078–83.
250. Lee H, Petrofsky J. Differences between men and women in balance and tremor in relation to plantar fascia laxity during the menstrual cycle. *J Athl Train.* 2018 Mar 1;53(3):255–61.
251. Koo S, Chun S, Lee KM, Cho BC, Koo YJ, Kang DW, et al. Sex differences in pedobarographic findings and relationship between radiographic and pedobarographic measurements in young healthy adults. *CiOS Clin Orthop Surg.* 2018;10(2):216–24.
252. O'Connor K, Bragdon G, Baumhauer JF. Sexual Dimorphism of the Foot and Ankle. *Orthop Clin North Am.* 2006;37(4):569–74.
253. Huerta JP, Moreno JMR, Kirby KA. Static response of maximally pronated and nonmaximally pronated feet to frontal plane wedging of foot orthoses. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2009;99(1):13–9.
254. Richie D. Biomechanics and Orthotic Treatment of the Adult Acquired Flatfoot. Vol. 37, *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery.* W.B. Saunders; 2020. p. 71–89.
255. Choi JY, Hong WH, Suh JS, Han JH, Lee DJ, Lee YJ. The long-term structural effect of orthoses for pediatric flexible flat foot: A systematic review. *Foot Ankle Surg.* 2020;26(2):181–8.
256. Lee H-J, Lim K-B, Yoo J, Yoon S-W, Yun H-J, Jeong T-H. Effect of Custom-Molded Foot Orthoses on Foot Pain and Balance in Children With Symptomatic Flexible Flat Feet. *Ann Rehabil Med.* 2015;39(6):905–13.
257. Lee HJ, Lim KB, Yoo JH, Yoon SW, Yun HJ, Jeong TH. Effect of custom-molded foot orthoses on foot pain and balance in children With symptomatic flexible flat feet. *Ann Rehabil Med.* 2015;39(6):905–13.
258. Yurt Y, Şener G, Yakut Y. The effect of different foot orthoses on pain and health related quality of life in painful flexible flat foot: a randomized controlled trial. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2018;

259. Halstead J, Chapman GJ, Gray JC, Grainger AJ, Brown S, Wilkins RA, et al. Foot orthoses in the treatment of symptomatic midfoot osteoarthritis using clinical and biomechanical outcomes: a randomised feasibility study. *Clin Rheumatol*. 2016;35(4):987–96.
260. Aenumulapalli A, Kulkarni MM, Gandotra AR. Prevalence of Flexible Flat Foot in Adults: A Cross-sectional Study. *J Clin Diagn Res*. 2017;11(6):17–20.
261. Menz HB, Dufour AB, Riskowski JL, Hillstrom HJ, Hannan MT. Association of planus foot posture and pronated foot function with foot pain: The Framingham foot study. *Arthritis Care Res*. 2013;65(12):1991–9.
262. Robertson I, Arnold GP, Wang W, Drew TS, Nasir S, MacDonald C, et al. A pilot biomechanical assessment of curling deliveries: is toe sliding more likely to cause knee injury than flatfoot sliding? *BMJ open Sport Exerc Med*. 2017;3(1):e000221.
263. Menz HB, Levinger P, Tan JM, Auhl M, Roddy E, Munteanu SE. Rocker-sole footwear versus prefabricated foot orthoses for the treatment of pain associated with first metatarsophalangeal joint osteoarthritis: study protocol for a randomised trial. *BMC Musculoskelet Disord*. 2014;15(1):86.
264. Menz HB, Auhl M, Tan JM, Levinger P, Roddy E, Munteanu SE. Predictors of response to prefabricated foot orthoses or rocker-sole footwear in individuals with first metatarsophalangeal joint osteoarthritis. *BMC Musculoskelet Disord*. 2017;18(1):185.
265. Reed L, Dinh B. Pre-fabricated foot orthoses and plantar pressure characteristics: a pilot study. *Clin Biomech*. 1999;
266. Faraji E, Daneshmandi H, Atri AE, Onvani V, Namjoo FR. Effects of prefabricated ankle orthoses on postural stability in basketball players with chronic ankle instability. *Asian J Sports Med*. 2012;3(4):274–8.
267. Stolzman S, Irby MB, Callahan AB, Skelton JA. Pes planus and paediatric obesity: a systematic review of the literature. *Clin Obes*. 2015;5(2):52–9.
268. Tománková K, Přidalová M, Gába A. The impact of obesity on foot morphology in women aged 48 years or older. *Acta Gymnica*. 2015;45(2):231–9.
269. Davitt JS, Kadel N, Sangeorzan BJ, Hansen ST, Holt SK, Donaldson-Fletcher E. An association between functional second metatarsal length and midfoot arthrosis. *J Bone Joint Surg Am*. 2005;87(4):795–800.

270. Menz HB, Auhl M, Tan JM, Levinger P, Roddy E, Munteanu SE. Predictors of response to prefabricated foot orthoses or rocker-sole footwear in individuals with first metatarsophalangeal joint osteoarthritis. *BMC Musculoskelet Disord.* 2017;18(185):1–9.
271. Jafarnezhadgero A, Madadi-Shad M, Alavi-Mehr S, Granacher U. The long-term use of foot orthoses affects walking kinematics and kinetics of children with flexible flat feet: A randomized controlled trial. *PLoS One.* 2018;13(10):1–19.
272. Lee H-J, Lim K-B, Yoo J, Yoon S-W, Yun H-J, Jeong T-H. Effect of Custom-Molded Foot Orthoses on Foot Pain and Balance in Children With Symptomatic Flexible Flat Feet. *Ann Rehabil Med.* 2015;39(6):905–13.
273. Abousayed MM, Alley MC, Shakked R, Rosenbaum AJ. Adult-Acquired Flatfoot Deformity. *JBJS Rev.* 2017;5(8):1–11.
274. Smyth N, Aiyer A, Kaplan J, Carmody C, Kadakia A. Adult-acquired flatfoot deformity. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2017;27(4):433–9.

ANEXOS

11 ANEXOS

11.1 ANEXO I

HOJA EXPLICATIVA DEL ESTUDIO

Es importante que lea detenidamente toda la información. Firme cada página indicando así que ha leído y comprendido la información proporcionada acerca del estudio en el que va a participar. Con esta firma expresa su decisión libre y voluntaria de participar en esta investigación.

INFORMACIÓN

Se le ha propuesto participar en un estudio científico en el que se va a explorar y tratar una patología muy frecuente del pie como es el pie pronado o más comúnmente llamado pie plano. Esta alteración de la postura del pie repercute en la estática y en la dinámica de las articulaciones del pie y compromete el funcionamiento fisiológico del pie y del miembro inferior en general produciendo sintomatología más invalidante.

La corrección de la pronación en el pie se basa generalmente en el tratamiento ortopodológico después de un exhaustivo diagnóstico derivado de una minuciosa exploración y el conocimiento de las causas que lo provocan. Este tratamiento se lleva a cabo mediante la prescripción de ortesis plantares o plantillas que pueden ser confeccionadas de forma personalizadas por personal cualificado o bien mediante plantillas prefabricadas para tal fin. Siendo éstas últimas las empleadas en este estudio.

OBJETIVOS DE ESTA INVESTIGACIÓN

El principal objetivo es valorar la eficacia del tratamiento con plantillas prefabricadas para el control de la pronación y comparar el grupo experimental con el grupo control que no llevará las plantillas en los 6 meses de evolución.

METODOLOGÍA

A la muestra se le tomarán los datos personales (edad, sexo) y los datos antropométricos (peso, altura y número de pie). Se le realizará una exploración manual y visual del pie en la que se valorará la fórmula metatarsal y digital, los patrones hiperqueratósicos y los valores medidos con el Índice Postural del Pie. Con esta última herramienta se seleccionarán para el estudio los sujetos con pie pronado.

Este estudio consiste en comparar la evolución de la pronación en un grupo de personas a las que se les aplicará tratamiento mediante plantillas prefabricadas con otro grupo que no recibirá ningún tratamiento. A los 6 meses se volverá a realizar esta prueba para valorar la eficacia del tratamiento con respecto a la postura del pie pronado comparándolo con el grupo control que no recibió tratamiento.

Los sujetos con pie pronado que pertenezcan al grupo experimental, que llevan el tratamiento, se comprometerán a llevar las plantillas el mayor tiempo posible a lo largo del día durante los seis meses siguientes hasta la próxima revisión.

RIESGOS Y BENEFICIOS DE ESTE ESTUDIO.

Los beneficios se extienden tanto al ámbito asistencial como al ámbito docente e investigador. Contribuirá a conocer las repercusiones del tratamiento en un plazo de tiempo y servirá para poder considerarlo como tratamiento de elección en esta alteración estructural del pie. Los riesgos son inexistentes, no conociendo efectos perjudiciales con el uso del tratamiento en este periodo de tiempo, tan solo las molestias experimentadas al inicio del mismo que se consideran dentro de la normalidad.

Participante: _____

11.2 ANEXO II

CONSENTIMIENTO INFORMADO

1-He leído, comprendido y firmado las páginas anteriores de información sobre el estudio “Efecto de los soportes plantares prefabricados para el control de la pronación medido con el Índice Postural del Pie”.

2-Doy fe de no haber omitido o alterado datos al informar sobre mi historial y antecedentes clínico-quirúrgicos, especialmente los referidos a enfermedades personales.

3-Doy consentimiento para el tratamiento informatizado de la información que de mí se obtenga con fines médicos, científicos o educativos, conforme a las normas legales. De acuerdo con la Ley 15/1999 de Protección de Datos de Carácter Personal, los datos personales que se me requieran (sexo, edad, peso, etc.) son los necesarios para realizar el estudio correctamente. No se revelará mi identidad bajo ningún concepto, así como tampoco mis datos personales. Ninguno de estos datos será revelado a personas externas a la investigación. La participación es anónima, sin embargo, mis datos estarán registrados en una lista de control que será guardada por el investigador principal y sólo recurrirá a ella en los momentos imprescindibles.

4-Me ha sido explicado de forma comprensible:

-El procedimiento a realizar.

-Los beneficios y riesgos del estudio propuesto.

5-He podido hacer preguntas sobre el estudio y han sido contestadas de forma clara y precisa.

6-He hablado con: M^a Victoria Cáceres Madrid
(Nombre del investigador o persona autorizada y DNI)

7-Comprendo que mi participación es voluntaria

8-Comprendo que puedo retirarme de la prueba cuando quiera y sin tener que dar explicaciones.

D. _____ (Nombre del participante)

ACEPTO libremente la participación en el estudio.

Lugar _____ a _____ de _____ de 201

Firma del participante y DNI

Firma del investigador y DNI

D. _____ (Nombre del participante)

NO ACEPTO libremente la participación en el estudio.

Lugar _____ a _____ de _____ de 201

Firma del participante y DNI

Firma del investigador y DNI

11.3 ANEXO III



**VICERRECTORADO DE INVESTIGACIÓN,
TRANSFERENCIA E INNOVACIÓN**

Campus Universitario
Avda de Elvas s/nº
06071 BADAJOZ

Tel.: 924 28 93 05
Fax: 924 27 29 63

NºRegistro: 59/2017

**D. FERNANDO HENAO DÁVILA, PRESIDENTE POR DELEGACIÓN DE LA
COMISIÓN DE BIOÉTICA Y BIOSEGURIDAD DE LA UNIVERSIDAD DE
EXTREMADURA.**

INFORMA: Que una vez analizada, por esta Comisión la solicitud de Proyecto Tesis Doctoral titulado "Efecto de las soportes plantares prefabricadas para control de la pronación medido con el índice del pie" cuyo Investigador Principal es D/D^aM^a Victoria Cáceres Madrid., ha decidido por unanimidad valorar positivamente el precitado proyecto por considerar que se ajusta a las normas éticas esenciales cumpliendo con la normativa vigente al efecto.

Y para que conste y surta los efectos oportunos firmo el presente informe en Badajoz a 7 de julio de 2017



11.4 ANEXO IV

HOJA DE RECOGIDA DE DATOS

IDENTIFICACIÓN

Nº Identificación			
Nombre		Apellido 1	
Apellido 2		Edad	
Año de nacimiento		Sexo	
Grado		Curso	

DATOS ANTROPOMÉTRICOS

Peso antes		Peso después	
Altura		Nº pie	
Tipo de calzado		Altura de tacón	

DOLOR

Dolor antes		Dolor después	
Leve- moderado- intenso		Leve- moderado- intenso	

EXPLORACIÓN DEL PIE

Fórmula metatarsal	
Index plus	
Index minus	
Index plus-minus	

Fórmula digital	
Pie egipcio	
Pie griego	
Pie cuadrado	

PATRÓN HIPERQUERATÓSICO

	1ª Revisión		2ª Revisión	
1º dedo				
Dedos menores				
1ª CMT				
2ª CMT				
3ª CMT				
4ª CMT				
5ª CMT				
Mediopié				
Talón medial				
Talón lateral				

ÍNDICE DE LA POSTURA DEL PIE

	Criterios	1ª puntuación		2ª puntuación	
		Izq (-2 a +2)	Dcho (-2 a +2)	Izq (-2 a +2)	Dcho (-2 a +2)
Retropié	Palpación cabeza astrágalo				
	Curvas superior e inferior del maléolo lateral				
	Inversión/Eversión calcáneo				
Antepié	Prominencias astrágalo escafoidea				
	Congruencia ALI				
	Abd/Add antepié-retropié				
	Total				

11.5 ANEXO V

CUESTIONARIO DE ACTIVIDAD FÍSICA (IPAQ)

Nos interesa conocer el tipo de actividad física que usted realiza en su vida cotidiana. Las preguntas se referirán al tiempo que destinó a estar activo/a en los últimos 7 días. Le informamos que este cuestionario es totalmente anónimo.

1. 1-Durante los últimos 7 días, ¿en cuántos realizó actividades físicas intensas tales como levantar pesos pesados, cavar, hacer ejercicios o andar rápido en bicicleta?
 - a. -Días por semana (indique el número)
 - b. -Ninguna actividad física intensa (pase a la pregunta 3)

2. 2-Habitualmente, ¿cuánto tiempo en total dedicó a una actividad física intensa en uno de esos días?
 - a. -indique cuántas horas por día
 - b. -Indique cuántos minutos por día
 - c. -no sabe/no está seguro

3. 3-Durante los últimos 7 días, ¿en cuántos días hizo actividades físicas moderadas tales como trasportar pesos livianos, o andar en bicicleta a velocidad regular? No incluye caminar.
 - a. -Días por semana (indique el número)
 - b. -Ninguna actividad moderada (pase a la pregunta 5)

4. 4-Habitualmente, ¿cuánto tiempo en total dedicó a una actividad física moderada en uno de esos días?
 - a. -indique cuántas horas por día
 - b. -Indique cuántos minutos por día
 - c. -No sabe/no está seguro

5. 5-Durante los últimos 7 días, ¿en cuántos días caminó por lo menos 10 minutos seguidos?
 - a. -días por semana (indique el número)
 - b. -Ninguna caminata (pase a la pregunta 7)

6. 6-Habitualmente, ¿cuánto tiempo en total dedicó a caminar en uno de esos días?
 - a. -Indique cuántas horas por día
 - b. -Indique cuántos minutos por día
 - c. -No sabe/ no está seguro

7. 7-Durante los últimos 7 días, ¿cuánto tiempo pasó sentado durante un día hábil?
 - a. -Indique cuántas horas por día
 - b. -Indique cuántos minutos por día
 - c. No sabe/no está seguro

