

VNIVERSITAT DE VALÈNCIA

Facultat de Fisioteràpia



"Estudio del umbral de disconfort a la presión en el pie de las personas mayores"

TESIS DOCTORAL

PRESENTADA POR:

Dña. Lirios Dueñas Moscardó

DIRIGIDA POR:

Dr. D. Roberto Ferrandis Ferrer

Dr. D. Juan Carlos González García

Dr. D. Laura López Bueno

Valencia, 2013

Dr. Ing. D. Roberto Ferrandis Ferrer, Médico, Especialista en Traumatología y Cirugía Ortopédica, Investigador Colaborador del Instituto de Biomecánica de Valencia durante 25 años.

Dr. Ing. D. Juan Carlos González García, Director de Innovación de Mercado de Indumentaria del *Instituto de Biomecánica de Valencia*

Dra. D.^a Laura López Bueno, Profesora Titular de la *Universitat de València*, adscrita al *Departament de Fisioteràpia de la Universitat de València*.

CERTIFICAN:

Que el presente trabajo, titulado “Estudio del umbral de disconfort a la presión en el pie de las personas mayores”, ha sido realizado bajo su dirección en el *Departament de Fisioteràpia* de la *Universitat de València*, por Dña. Lirios Dueñas Moscardó, para optar al grado de Doctora. Habiéndose concluido, y reuniendo a su juicio las condiciones de originalidad y rigor científico necesarias, autorizan su presentación a fin de que pueda ser defendido ante el tribunal correspondiente.

Y para que así conste, expiden y firman la presente certificación en Valencia, a 15 de octubre de 2013.

Fdo: R. Ferrandis Ferrer

Fdo: JC. González García

Fdo: L. López Bueno

*Als meus pares i germà
A Fernando i Claudia*

AGRADECIMIENTOS

Deseo expresar mi agradecimiento:

Al Dr. Roberto Ferrandis Ferrer, quien depositó su confianza en mí desde el inicio de mi carrera profesional. Esencia de esta tesis doctoral, a quien admiro como persona, como médico y como biomecánico. Desde estas líneas quiero expresarle mi más sincera gratitud y amistad.

Al Dr. Juan Carlos González García, quien me guió durante mis años en el IBV. A quien valoro por saber hacer fáciles las cosas difíciles y por la paciencia, optimismo e ilusión que le caracterizan.

A la Dra. Laura López Bueno por ser un ángel en mi vida.

Gracias a los tres por su total implicación y por estar disponibles a cualquier hora del día. He aprendido mucho de su gran experiencia y me siento afortunada de haber sido su doctoranda. Gracias por vuestro apoyo, confianza y amistad.

Al IBV, por darme la oportunidad de formarme y crecer como investigadora y por aportarme a unos amigos que sé que conservaré durante toda la vida.

A todas las personas que han colaborado de forma desinteresada como sujetos de estudio en este trabajo.

A mi equipo Lourdes, JuanVi, Ana, Pepe, Fran, Julián y Silvia por su ayuda, paciencia y entendimiento.

A Antonio, Quique, Gemma, Joaquin y África, por su amistad y apoyo incondicional.

A mis padres y hermano, quienes siempre han estado a mi lado y me han inculcado desde pequeña el valor del esfuerzo y el estudio.

A Fernando y Claudia, que han estado ayudándome y dándome aliento en todo momento. Por todas las horas que les he quitado.

A TODOS, MUCHAS GRACIAS.

ÍNDICE

ÍNDICE

I. INTRODUCCIÓN.....	29
I.1. Motivos de esta tesis.....	29
I.2. Estado del Arte.....	31
I.2.1. El pie. Aspectos funcionales del pie. Cinemática y cinética del pie en la marcha humana normal.....	31
I.2.1.1. Recuerdo funcional del pie	32
I.2.1.2. Cinemática del pie	37
I.2.1.3. Cinética del pie	40
I.2.2. Fisiología de los receptores.....	41
I.2.2.1. Papel de los receptores en la planta del pie	44
I.2.3. Dolor	47
I.2.3.1. Tipos de dolor.....	48
I.2.3.2. El mecanismo de inhibición descendente.....	50
I.2.3.3. Sensibilización central.....	51
I.2.3.4. El dolor en relación a la edad	52
I.2.3.5. Influencia del sexo y de la obesidad	56
I.2.3.6. Evaluación del dolor	57
I.2.4. El pie doloroso.....	61
I.2.4.1. Sobrepresiones e hiperqueratosis.....	65

Índice

I.2.4.2. Otras patologías.....	66
I.2.4.3. Incidencia de problemas de los pies en las personas mayores	73
I.2.4.4. Influencia del sexo y de la obesidad	76
I.2.5. Tratamiento de los problemas de los pies	77
I.2.5.1 El calzado.....	77
I.2.5.2 Plantillas y ortesis plantares.....	80
I.2.6. Confort / Disconfort.....	86
I.2.6.1. El confort en el pie calzado	86
I.2.6.2. Disconfort como precursor del dolor	91
I.2.6.3. Medición del disconfort frente a presiones plantares.....	93
I.2.7. Sensibilidad en la planta del pie	96
I.2.7.1 Sensibilidad a la presión. Umbrales detolerancia	98
I.2.7.2 Equipos de medición de la tolerancia apresiones	102
I.2.7.3 La tolerancia a presiones en relación a la edad	104
I.2.7.4 Influencia del sexo y de la obesidad	105
I.2.8. Presiones plantares producidas durante la marcha	107
I.2.8.1 Factores que influyen en las presiones plantares	109
I.2.8.2 Equipos de medición de las presiones plantares	111
I.2.9. Conclusiones del estado del arte.....	113
I.3. Hipótesis	117

I.4. Objetivos.....	118
I.5. Plan de trabajo	119
II. MATERIAL Y MÉTODOS.....	125
II.1. Sujetos	127
II.2. Estudio de la tolerancia a presiones plantares	131
II.2.1. Desarrollo y puesta a punto de la metodología	131
II.2.1.1. Variables de estudio	132
II.2.1.2. Especificaciones técnicas del equipo utilizado.....	132
II.2.1.3. Selección de las zonas de la planta del pie	134
II.2.1.4. Diseño del protocolo.....	134
II.2.2. Análisis de la tolerancia a presiones plantares	136
II.2.2.1. Diseño del experimento.....	137
II.2.2.2. Tratamiento estadístico y análisis de los datos.....	138
II.3 Estudio de las presiones plantares durante la marcha.....	140
II.3.1. Puesta a punto de la metodología.....	140
II.3.1.1. Variables de estudio	140
II.3.1.2. Especificaciones técnicas del equipo utilizado.....	141
II.3.1.3. Selección de las zonas de la planta del pie	144
II.3.2 Análisis de las presiones plantares	144
II.3.2.1. Diseño del experimento.....	145
II.3.2.2. Tratamiento estadístico y análisis de los datos.....	147
II.4. Características del examinador	149

Índice

II.5. Prueba piloto.....	149
II.6. Tratamiento conjunto de los datos. Análisis estadístico	150
II.4.1. Relación entre la tolerancia a presiones y las presiones plantares producidas durante la marcha.....	150
III. RESULTADOS	153
III.1. Resultados de la medición de la tolerancia a presiones plantares.....	153
III.2.1. Influencia de la edad.....	157
III.2.2. Influencia del sexo	161
III.2.3. Influencia de la obesidad	163
III.3. Resultados de la medición de las presiones plantares durante la marcha	168
III.4. Relación entre la tolerancia a las presiones plantares y los registros de presiones plantares producidas durante la marcha.	174
IV. DISCUSIÓN	179
IV.1. De la metodología empleada.....	179
IV.1.1. Del instrumental de medida utilizado	183
IV.1.2. De la muestra utilizada	187
IV.1.3. Del protocolo de medición de tolerancia a presiones plantares.....	190
IV.2. De los resultados sobre la tolerancia a las presiones plantares	194
IV.2.1. De la influencia de la edad sobre los resultados obtenidos.....	200

Índice

IV.2.2. De la influencia del sexo	206
IV.2.3. De la influencia de la obesidad	209
IV.3. De la relación entre la tolerancia a las presiones plantares y los registros de presiones plantares obtenidas durante la marcha.....	214
IV.4. Aplicaciones de este estudio	222
IV.5. Limitaciones del estudio.....	224
V. CONCLUSIONES.....	229
VI. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN	233
VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	237
VIII. ANEXOS.....	267

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Arcos del pie, longitudinales y transversales.....	32
Figura 2. Estabilidad del talón, plano frontal y plano sagital.....	34
Figura 3. Fórmulas digitales y de los metatarsianos en el plano horizontal; apoyo de los metatarsianos en el plano frontal, y arco de los metatarsianos en el plano horizontal.....	36
Figura 4. Cinemática de los dedos. Hallux y dedos laterales.....	39
Figura 5. Cinética. Distribución de las fuerzas en el pie.....	41
Figura 6. Corpúsculo de Pacini.....	44
Figura 7. Prevalencia de dolor por zonas del pie según el estudio de prevalencia realizado con 3.372 hombres y mujeres que formaban parte del Estudio Framingham, 2002-2008.....	63
Figura 8. Elementos anatómicos más comunes de la plantilla del calzado.....	81
Figura 9. Diferentes umbrales de la intensidad de un estímulo.....	92
Figura 10. Estudio de la sensibilidad con los monofilamentos de Semmes-Weinstein.....	97
Figura 11. Componentes del equipo de medición al dolor.....	102
Figura 12. Dinamómetro analógico. Dinamómetro digital. Dispositivo desarrollado por Xiong.....	103
Figura 13. Secuencia de aplicación de presiones durante el apoyo.....	108
Figura 14. Plan de trabajo.....	121

Índice de figuras

Figura 15. Fases del estudio divididas por días de ensayo y tiempos aproximados calculados teniendo en cuenta a los sujetos mayores de 65 años.....	125
Figura 16. Configuración del laboratorio para el análisis de la tolerancia a las presiones plantares.....	133
Figura 17. Esquema del pie con los puntos sobre los que se aplicó la presión.....	134
Figura 18. Toma de medidas de la tolerancia a presiones plantares.....	136
Figura 19. Instrumentación utilizada para el análisis de las presiones plantares.....	141
Figura 20. Componentes del equipo de medición de presiones plantares Biofoot/IBV.....	142
Figura 21. Esquema del pie con las zonas para el análisis de las presiones plantares.....	144
Figura 22. Imágenes de la realización de los ensayos de presiones plantares.....	147
Figura 23. Gráfica de tolerancia a presiones por zonas.....	156
Figura 24. Gráfica de medias marginales estimadas de tolerancia a presiones por zonas, para los distintos grupos de edad.....	160
Figura 25. Gráfica de medias marginales estimadas de tolerancia a presiones por zonas, según sexo.....	164
Figura 26. Gráfica de medias marginales estimadas de tolerancia a presiones por zonas, según obesidad.....	167
Figura 27. Gráfica de presiones plantares por zonas para todos los sujetos..	169

Índice de figuras

Figura 28. Gráfica de presiones plantares durante la marcha por zonas, según grupo de edad.....173

Figura 29. Gráfica del cociente entre tolerancia y presiones plantares producidas durante la marcha por zonas, según grupo de edad.....176

Figura 30. Gráfica de umbrales de sensibilidad a la presión por grupos de edad.
Gráfica de presiones plantares durante la marcha según grupos de edad.....221

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Diferencias entre dolor nociceptivo y dolor neuropático.....	49
Tabla 2. Barreras que contribuyen al tratamiento deficiente del dolor en las personas mayores.....	54
Tabla 3. Distribución y características antropométricas de los sujetos de las mediciones de tolerancia a presiones.....	129
Tabla 4. Distribución y características antropométricas de los sujetos de la muestra de presiones plantares durante la marcha.....	129
Tabla 5. Variables y parámetros de estudio de la medición de tolerancia a las presiones plantares.....	132
Tabla 6. Variables y parámetros de estudio de la medida a presiones plantares.....	140
Tabla 7. Resultados de la tolerancia a presiones plantares por zona.....	153
Tabla 8. Resultados de la correlación de Pearson entre las variables de la tolerancia a presiones plantares.....	155
Tabla 9. Resultados de la tolerancia a presiones plantares para los distintos grupos de edad.....	157
Tabla 10. Resultados de la tolerancia a presiones plantares por zona para los distintos grupos de edad.....	158
Tabla 11. Resultados de la tolerancia a presiones plantares para hombres y mujeres.....	161
Tabla 12. Resultados de la tolerancia a presiones plantares para hombres y mujeres por zona.....	162

Índice de tablas

Tabla 13. Resultados de la tolerancia a presiones plantares para obesos y no obesos.....	164
Tabla 14. Resultados de la tolerancia a presiones plantares por zona para obesos y no obesos.....	165
Tabla 15. Descriptivos de la medición de las presiones plantares durante la marcha.....	168
Tabla 16. Descriptivos de la medición de las presiones plantares durante la marcha para los distintos grupos de edad.....	170
Tabla 17. Descriptivos de la medición de las presiones plantares (MCZ) durante la marcha por zonas para los distintos grupos de edad.....	170
Tabla 18. Descriptivos del cociente entre tolerancia a presiones plantares y presiones plantares producidas durante la marcha.....	175

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

AINE	Antiinflamatorios no esteroideos
AOFAS	<i>American Orthopaedic Foot and Ankle Society</i>
AR	Artritis Reumatoide
C1MT	Cabeza del primer metatarsiano
C2MT	Cabeza del segundo metatarsiano
C3MT	Cabeza del tercer metatarsiano
C4MT	Cabeza del cuarto metatarsiano
C5MT	Cabeza del quinto metatarsiano
COV	Covarianza
EVA	Escala visual analógica
IASP	<i>International Association for the study of pain</i>
IBV	Instituto de Biomecánica de Valencia
IC	Intervalo de confianza
ICC	Índice de correlación intraclase
IMC	Índice de masa corporal
IMSERSO	Instituto de Mayores y Servicios Sociales
MCZ	Presión máxima registrada en una cerámica de cada zona
OMS	Organización Mundial de la Salud
ONU	Organización de las Naciones Unidas

Índice de abreviaturas

PLMC	Zona central del mediopié
PLME	Zona externa del mediopié
PLMI	Bóveda plantar
Pmax	Presión máxima
Ppulsada	Presión pulsada
PRD	Primer dedo
RAE	Real Academia Española
SD	Desviación estándar
SNC	Sistema Nervioso Central
TLC	Zona central del talón
TLE	Zona externa del talón
TLI	Zona interna del talón
UDiP	Umbral de discomfort a la presión
UDoP	Umbral de dolor a la presión

INTRODUCCIÓN

I. INTRODUCCIÓN

I.1. Motivos de esta tesis

Cuatro son los motivos fundamentales por los que he elegido este tema para la elaboración de la Tesis: el estudio del pie y de las presiones plantares, el tratamiento de un gran porcentaje de pacientes mayores, el conocimiento de las patologías propias del envejecimiento, y la carencia de herramientas sencillas y objetivables para la práctica asistencial.

Al terminar mis estudios entré a formar parte del Intituto de Biomecánica de Valencia (IBV). Durante 4 años participé en varios proyectos relacionados con el pie, el calzado y las presiones plantares. Fue en esta época cuando me familiaricé con la utilización de equipos para el análisis biomecánico y donde fui consciente de la importancia del rigor científico. Por ese motivo en el presente trabajo he querido utilizar las herramientas puestas a punto durante mis años en el IBV, para poder valorar adecuadamente a los pacientes.

Posteriormente desarrollé labores asistenciales en una clínica de fisioterapia, donde pude constatar la carencia de herramientas objetivables y/o su utilización en el campo de la Fisioterapia, en parte por ser equipos complicados de utilizar y de un elevado coste económico. Asimismo pude ver el elevado porcentaje de pacientes mayores que necesitan nuestros cuidados. Ello me hizo especializarme en la tercera edad mediante la realización de un Máster sobre Fisioterapia en los Procesos del Envejecimiento. Durante su realización me sensibilicé ante la problemática y consecuencias de las caídas en los mayores. De ahí que realicé la Tesis de máster sobre la prevención de las caídas. Pero dado que su abordaje supone una actuación multifactorial decidimos, para realizar la presente Tesis, centrarnos en el pie debido a que los problemas en

Introducción

los pies son una de las principales causas de caídas en la tercera edad. Para ello pude aprovechar los conocimientos obtenidos en mi etapa en el IBV sobre el pie y las presiones plantares y el vacío existente sobre los conocimientos de la tolerancia a presiones plantares.

Si los fisioterapeutas y demás especialistas de la salud de los mayores conseguimos detectar precozmente a los pacientes con riesgo de sufrir alteraciones en los pies, podremos utilizar nuestros conocimientos para dar un paso hacia la prevención de las mismas y sus repercusiones en el resto de estructuras musculoesqueléticas.

Cabe destacar una serie de características que hacen de este proyecto una iniciativa de gran interés para la Fisioterapia en general y para mejorar la calidad de vida de la tercera edad en especial y que han terminado por ser objeto de la tesis doctoral que se presenta:

- Se trataba de un proyecto innovador.
- Tenía un alto contenido tecnológico.
- Se centró en solventar un problema relevante para la tercera edad: ampliar conocimientos sobre la tolerancia a presiones plantares con el fin de poder minimizar los problemas en los pies de los mayores debidos a la existencia de sobrepresiones.
- Suponía el primer estudio de estas características que se desarrollaba.

Por todo lo expuesto mi deseo es que el presente trabajo sirva para mejorar la calidad de vida de las personas mayores, avanzando en el tema de la prevención y dotando a los fisioterapeutas de métodos y herramientas que les permitan llevar a cabo esta tarea.

I.2. Estado del Arte

Esta tesis doctoral persigue avanzar en el conocimiento de los umbrales de tolerancia frente a las presiones plantares en las personas mayores como herramienta para el estudio y tratamiento de las alteraciones dolorosas en los pies de los mayores.

A continuación, se describen los aspectos funcionales del pie, recordándose la fisiología de los receptores, analizándose determinados aspectos del dolor y del disconfort. Se hace especial hincapié en el pie doloroso y en el tratamiento de los problemas de los pies de los mayores analizándose diferentes estudios sobre la sensibilidad en la planta del pie y la medición de las presiones plantares.

Para ello, se realizó una búsqueda de artículos en inglés, francés y español en las siguientes bases de datos: *ISI Web of Knowledge* y *PubMed (medline)*. Los estudios fueron recogidos desde 1975 hasta mayo de 2012.

Se recogieron 156 estudios de la búsqueda inicial, de los cuales 42 se consideraron relevantes para este trabajo.

I.2.1. El pie. Aspectos funcionales del pie. Cinemática y cinética del pie en la marcha humana normal

Como dice Viladot (2003) el pie, eslabón más distal de la extremidad inferior, sirve para conectar el organismo con el medio que lo rodea, es la base de sustentación del aparato locomotor y tiene la capacidad, gracias a su peculiar biomecánica, de convertirse en una estructura rígida o flexible en función de las necesidades para las que es requerido y las características del terreno en que se mueve (Viladot *et al.*, 2003).

Introducción

I.2.1.1. Recuerdo funcional del pie

Dejando aparte los criterios anatómicos clásicos y atendiendo a criterios funcionales podemos dividir al pie en 3 zonas: la bóveda plantar, su apoyo posterior o talón y su apoyo anterior o antepié.

▪ Bóveda plantar

La bóveda plantar tiene una forma de media concha abierta por la parte interna que, si la uniésemos a la del otro pie, formaría una bóveda esférica completa.

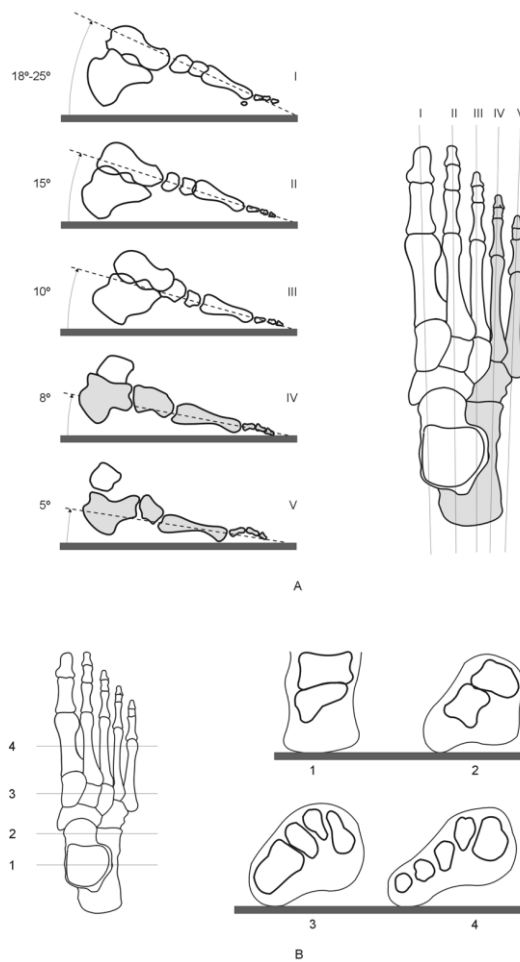


Figura 1. Arcos del pie, longitudinales (A) y transversales (B) (Fuente: Viladot *et al.* (2003)).

La parte superior de la bóveda, que soporta fuerzas a compresión, está formada por los huesos; la inferior, que resiste esfuerzos de tracción, está constituida por ligamentos aponeuróticos y músculos cortos, que son las estructuras preparadas mecánicamente para esta función.

Se distingue en ella una serie de arcos longitudinales y otros transversales, como se observa en la Figura 1.

- **Talón**

Se denomina talón a la parte posterior del tarso, formado por el astrágalo y el calcáneo (Figura 2).

Visto desde el plano posterior, el talón debe seguir la línea de Helbing (vertical que pasa por el centro del hueso poplíteo y por el centro del talón), o bien desviarse en unos 5°-15° de valgo, lo cual contribuye a amortiguar el choque del talón con el suelo durante la marcha.

En el plano sagital la estabilidad conjunta de la zona del talón se mantiene gracias al sistema calcáneo-aquíleo-plantar descrito por Viladot (2001), que se halla constituido por 3 elementos: el tendón de Aquiles (que transmite al pie toda la potencia del tríceps sural, gemelos y sóleo), el sistema trabecular posteroinferior del calcáneo, y parte de los músculos cortos del pie, en especial el flexor corto y el abductor del dedo gordo.

En posición fisiológica, el talón forma en el plano frontal un ángulo de 5-15° con la vertical, y en el plano sagital, un ángulo de unos 30°.

Introducción

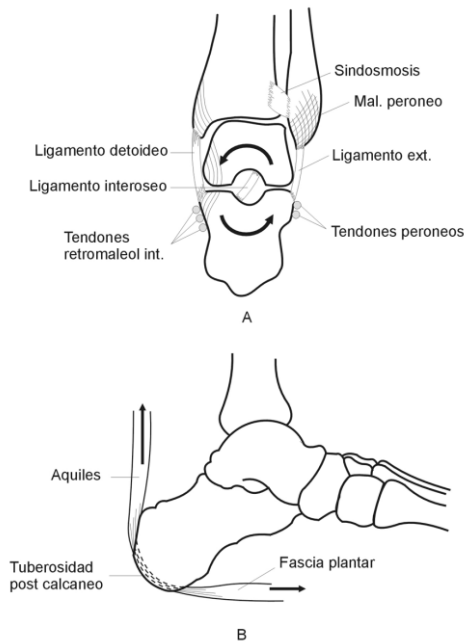


Figura 2. Estabilidad del talón, plano frontal (A) y plano sagital (B) (Fuente: Viladot (2001)).

▪ Antepié

El antepié está formado por los dedos y los huesos metatarsianos. Cuando se examinan los diversos tipos de antepié se observa una variabilidad en la terminación anterior de los dedos y los metatarsianos que da origen a las llamadas fórmula digital y de los metatarsianos (Figura 3).

Fórmula digital

Según la longitud de los dedos tenemos tres tipos de pies:

- Pie egipcio, llamado así aquél en el cual el primer dedo es mayor que el segundo, y éste mayor que el tercero y así sucesivamente. Es el tipo más frecuente y se presenta en el 69% de la población.

- Pie griego, en el cual el primer dedo es más corto que el segundo, pero éste es mayor que el tercero y así sucesivamente. Se presenta en el 22% de la población.
- Pie cuadrado, en el que el primer dedo es prácticamente igual al segundo y los restantes van disminuyendo en progresión. Es el menos frecuente viéndose en el 9% de la población.

Fórmula de los metatarsianos

Si examinamos radiografías de antepié, encontramos 3 tipos de terminación de los metatarsianos: *index minus* –el primer metatarsiano es más corto que el segundo y los demás cada vez más cortos–, *index plus minus* –el primero y el segundo son sensiblemente iguales– e *index plus* –el primer metatarsiano es más largo que el segundo–.

Apoyo de los metatarsianos

Hoy día ya pueden considerarse superadas tanto la vieja teoría del trípode, según la cual el pie sólo se apoyaba por el talón y las cabezas del primero y quinto metatarsianos, como su inversa, según la cual el máximo apoyo recaía en la cabeza de los metatarsianos centrales, basándose en la frecuencia de las hiperqueratosis en esta región. Desde los trabajos de Morton (1936), la inmensa mayoría de los autores admite que todos los metatarsianos soportan carga. Si consideramos como de 6 unidades la carga que llega al antepié, una unidad cae en cada uno de los últimos metatarsianos y 2 a través de los sesamoideos en el primer metatarsiano que está más desarrollado y es, por tanto, más potente. El primer metatarsiano soporta, como mínimo, el doble de peso que cada uno de los restantes (Figura 3).

Introducción

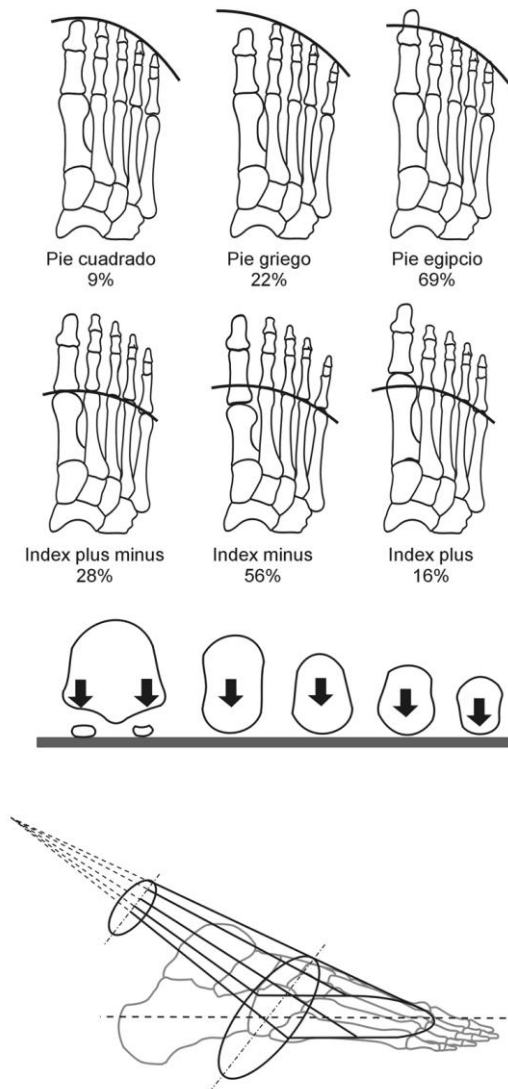


Figura 3. Fórmulas digitales y de los metatarsianos en el plano horizontal (imagen superior); apoyo de los metatarsianos en el plano frontal (imagen central), y arco de los metatarsianos en el plano horizontal (imagen inferior). (Fuente: Viladot *et al.* (2003)).

I.2.1.2. Cinemática del pie

El pie posee un conjunto de articulaciones que le permiten el movimiento en los 3 planos del espacio. Estos movimientos son de flexión-extensión en el plano sagital, pronación-supinación en el plano frontal y adducción-abducción en el plano transversal. Los movimientos que realiza el pie en su conjunto en realidad se corresponden a la combinación de los movimientos producidos en estos planos, de forma que conocemos como inversión a la asociación entre la flexión, adducción y rotación externa del pie; y como eversión al movimiento combinado de extensión, abducción y rotación interna del pie.

Desde un punto de vista funcional podemos agrupar las articulaciones en 2 grandes grupos:

- **Articulaciones de acomodación**

Tienen como misión amortiguar el choque del pie con el suelo y adaptarlo a las irregularidades del terreno. Son las articulaciones del tarso y tarso-metatarsianas.

Articulación subastragalina y la articulación de Chopart

Según Inman estas articulaciones trabajan de forma conjunta (Inman, 1976). La articulación subastragalina puede compararse con una bisagra que conecta un elemento vertical (la pierna) con uno horizontal (el pie).

Durante la marcha, en el momento de contacto del talón con el suelo, la tibia realiza un movimiento de rotación interna, el tobillo efectúa una flexión plantar y el retropié se coloca en valgo (Viladot, 2001). En esta posición los ejes en el plano frontal de la articulación astragaloescafoidea y calcaneocuboidea se encuentran en posición paralela, lo que permite libertad de movimiento en su interior.

Introducción

Articulaciones entre los huesos del tarso anterior

Corresponden al grupo de las artrodias, tienen muy poca movilidad –sólo algún movimiento de deslizamiento– y su función es de mera adaptación.

Articulación de Lisfranc

Su misión es la de adaptación al suelo del apoyo metatarsiano. De Doncker y Kowalski (1970) han hecho una cuidadosa revisión de la fisiología de la articulación de Lisfranc. Estos autores consideran 3 articulaciones tarsometatarsianas: interna, media y externa.

La posibilidad de movimiento en la articulación de Lisfranc media es mucho más limitada que la de las articulaciones de los lados.

▪ **Articulaciones de movimiento**

Su función es principalmente dinámica y son fundamentales para la marcha. Son la articulación del tobillo y las de los dedos.

Articulación del tobillo

El tobillo presenta un movimiento principal, que tiene lugar en el plano longitudinal y que es el de flexión plantar y dorsal del pie.

Hay que resaltar la perfecta congruencia que existe entre la tróclea y la mortaja tibioperonea; esta última cubre un ángulo de unos 65°, más de la mitad de la superficie de la tróclea. Si pensamos que durante la marcha normal, en el período de apoyo de la extremidad, el arco de movimiento es sólo de unos 25°, el conjunto explica la poca incidencia de artrosis que presentan los tobillos normales.

Articulaciones de los dedos

Debemos diferenciar, por una parte, la articulación del primer dedo y, por otra, las de los restantes (Figura 4).

La articulación metatarsofalángica del primer dedo tiene en su cara plantar el sistema glenosesamoideo, formado por el cartílago glenoideo, que amplía la correspondiente cavidad de la falange, con la que se halla íntimamente solidario y en el interior de la cual hay unas osificaciones estrechamente unidas al resto del cartílago, los dos sesamoideos.

Los sesamoideos dan inserción a los músculos plantares cortos de la parte interna del pie cuya fuerza, a través de los ligamentos glenofalángicos, se transmite al dedo gordo.

La articulación metatarsofalángica de los 4 últimos dedos, al no disponer del sistema glenosesamoideo, durante la flexoextensión la cabeza del metatarsiano al girar también se traslada empujando hacia adelante las falanges; éstas, frenadas en su parte distal por los tendones flexores y extensores largos, se apelotonan sobre sí mismas y tienden a formar dedos en «garra» con luxación dorsal de la metatarsofalángica. Ésta no llega a ser completa gracias a los músculos lumbricales e interóseos, que en la flexión dorsal de los dedos aplican la primera falange al suelo y de esta forma facilitan el equilibrio en posición de puntillas (Figura 4).

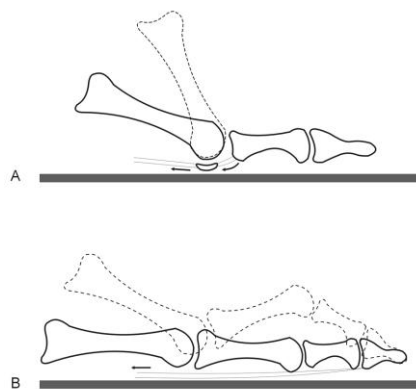


Figura 4. Cinemática de los dedos. Hallux (A) y dedos laterales (B). (Fuente: Viladot (2001)).

Introducción

I.2.1.3. Cinética del pie

En posición bipodal el peso del cuerpo es transmitido por la pelvis al suelo a través de las extremidades inferiores. Cada pie soporta, por tanto, la mitad del peso del cuerpo.

Al llegar al pie el primer hueso que encuentran las fuerzas es el astrágalo, cuya principal misión cinética es distribuir las fuerzas hacia los diferentes puntos de apoyo (Figura 5).

Cuando se analizan las fuerzas en el plano sagital se ha podido comprobar por análisis baropodométrico que el 60% de las fuerzas se dirigen al calcáneo y el 40% al antepié. Esta proporción varía considerablemente al levantar el talón del suelo, momento en que aumenta la carga que recibe el antepié.

Analizando las fuerzas en el plano transversal se observa que también el astrágalo desempeña el papel de distribuidor de cargas. Hacia atrás, transmite la mayor parte de la carga, que llega al suelo a través de la tuberosidad del calcáneo. Hacia delante, una parte de la fuerza se transmite, a través de la cabeza del astrágalo, a las cuñas y a los 3 primeros metatarsianos, es decir, al llamado «pie dinámico». En el lado externo, las fuerzas llegan al suelo a través de calcáneo, cuboides y metatarsianos, es decir, el «pie estático».

En el antepié, como se ha comentado ya, la carga se distribuye a través de todos los metatarsianos, con la particularidad de que el primero, anatómicamente el más dotado, absorbe como mínimo el doble de fuerza que cada uno de los restantes y la transmite al suelo a través de los sesamoideos.

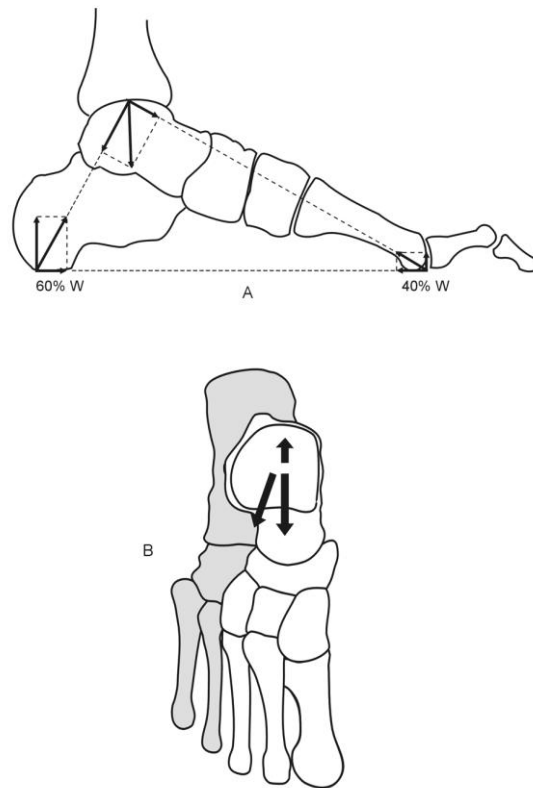


Figura 5. Cinética. Distribución de las fuerzas en el pie (Fuente: Viladot (2001)).

I.2.2. Fisiología de los receptores

Cada vía nerviosa termina en una determinada zona del sistema nervioso central, de forma que la clase de sensación que se percibe cuando se estimula una fibra nerviosa depende de dicha zona. Por ejemplo, si se estimula una fibra del dolor, el individuo percibirá dolor independientemente de la clase de estímulo que excite a la fibra (electricidad, calor, etc) (Guyton *et al.*, 1964).

Una capacidad especial de casi todos los receptores sensoriales es que se adaptan parcial o totalmente a sus estímulos pasado cierto tiempo. Es decir, cuando se aplica continuamente un estímulo sensorial, los receptores responden al principio con una elevada frecuencia de impulsos, y luego con una

Introducción

frecuencia cada vez más lenta hasta que, finalmente muchos de ellos ya no responden. Otro mecanismo de adaptación es el que se conoce como acomodación. Este se produce de forma más lenta y tiene lugar en la propia fibra nerviosa. Es la adaptación de la fibra nerviosa al estímulo, debido a la "inactivación" de los canales de sodio en la membrana de la fibra nerviosa. Los receptores químicos y los receptores del dolor puede que no se adapten nunca, ni experimenten por tanto el fenómeno de acomodación.

Una de las propiedades de cada señal que hay que expresar siempre es su intensidad; por ejemplo, la intensidad del dolor. Estas distintas gradaciones de intensidad pueden ser transmitidas bien usando más fibras paralelas cada vez (esto se conoce como sumación espacial), o bien enviando mayor número de impulsos a lo largo de una sola fibra, es decir, aumentando su frecuencia (sumación temporal) (Guyton *et al.*, 1964).

Los receptores de sensibilidad que encontramos en la planta del pie pueden ser de tres tipos (Guyton *et al.*, 1964):

- **Termorreceptores.** Recogen los estímulos térmicos. Unos receptores detectan el frío y otros detectan el calor. El tipo de célula sensorial son los Corpúsculos de *Ruffini* (calor) y *Krause* (frío). Los corpúsculos de Ruffini se encuentran en la dermis, en la unión de la piel con el pelo, y cada uno de estos receptores consiste en varias fibras nerviosas amielínicas grandes que terminan dentro de un haz de fibras de colágeno y rodeadas por una cápsula celular. Estos mecanorreceptores de adaptación lenta son receptores de estiramiento, que responden cuando se estira la piel. Los corpúsculos de Meissner son receptores localizados en el nivel profundo de la hipodermis, parecidos a los de *Pacini* (Figura 6), pero más pequeños y simplificados. Además, tanto el frío como el calor intensos, excitan también a los receptores del dolor o nociceptores.

- **Nocioceptores.** Son los receptores del dolor. Detectan las lesiones que sufren los tejidos, estando asociados por tanto al daño celular. Pueden ser excitados por estímulos mecánicos, térmicos y químicos, siendo su principal característica diferenciadora que en éstos no se produce el fenómeno de la acomodación. Localizados en la piel, articulaciones, músculos y vísceras, su tipo de célula sensorial son las terminaciones nerviosas libres.
- **Mecanorreceptores.** Detectan la deformación mecánica. responden a estímulos de tacto, presión y vibración. Existen tres tipos principales en la piel : los corpúsculos de *Krause*, las terminaciones nerviosas de *Merkel*, y los corpúsculos de *Pacini*. Estos últimos son los órganos encargados de recibir y transmitir estímulos de presión y de vibración. Además, envían información acerca del movimiento de las articulaciones (Schiffman, 2001). Por su morfología y forma de actuación sabemos que transmiten sensación al principio y al final del estímulo, produciéndose una acomodación mientras dura el mismo. Los corpúsculos son elipsoidales y poseen una cápsula de tejido conectivo más desarrollada compuesta por numerosas capas de células de tejido conectivo aplanadas. Tienen varios milímetros de longitud. Cada corpúsculo recibe una fibra nerviosa gruesa mielínica que pierde su vaina de mielina y penetra en el espacio central donde también pierde su vaina de *Schwann*. El axón desnudo recorre el espacio central sin ramificarse y forma un engrosamiento terminal (Figura 6). Los corpúsculos de *Pacini* se encuentran por ejemplo, en el tejido conectivo subcutáneo y son especialmente numerosos en la mano y el pie. Además se encuentran en el periostio, las membranas interóseas, el mesenterio, el páncreas y los órganos sexuales.

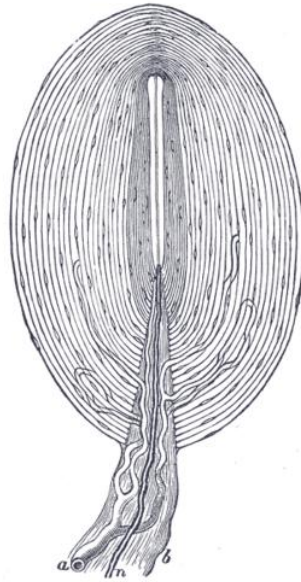


Figura 6. Corpúsculo de Pacini (Fuente: Schiffman (2001)).

I.2.2.1. Papel de los receptores en la planta del pie

El pie es un órgano sensorial que interviene en el ajuste de movimientos y en el control del equilibrio (Main y Spanswick, 2000). Para ello, la información sensorial de la planta del pie juega un papel importante al ser una fuente de información propioceptiva dada una postura determinada y una determinada superficie de apoyo (Meyer *et al.*, 2004; Wang y Lin, 2008). Los mecanorreceptores plantares del pie proporcionan señales de entrada al sistema nervioso central (SNC) sobre el posicionamiento del pie e información sobre carga. Esta información es utilizada por el cerebro para controlar o corregir el equilibrio y es importante para establecer "trazas" de memoria para el movimiento subsiguiente. La rápida adaptación de los mecanorreceptores plantares son importantes para ayudar el control del equilibrio durante la locomoción humana (Hennig y Sterzing, 2009) y durante la postura (Inglis *et al.*, 2002). Por otra parte los estímulos plantares juegan un papel importante en la

amortiguación. Los trabajos de Robbins *et al.* (1988a y b) demuestran que al caminar descalzos existen adaptaciones, basadas en una retroalimentación sensorial, que activan los mecanismos naturales de amortiguación. Este hecho ayudaría a prevenir las lesiones propias de la marcha/carrera. Una excesiva amortiguación debida al uso de plantillas o de calzado con materiales excesivamente amortiguadores podría enmascarar dichos mecanismos al evitar su activación

Los receptores sensoriales son los encargados de transmitir los estímulos sobre las distintas sensaciones. Estos sensores se sitúan en distintas profundidades dentro de la estructura de la piel. Así, por ejemplo, los sensores táctiles, esto es las células que responden al tacto ligero o la presencia de cualquier otra superficie que entra en contacto con la piel se sitúan en las capas exteriores, junto con las células encargadas de detectar el frío y el dolor. Los sensores encargados de detectar el calor se encuentran en planos más profundos, de forma que podemos detectar con mayor facilidad los estímulos fríos o dolorosos en comparación a los estímulos calientes. Por otro lado, las células encargadas de detectar la presión se encuentran a mayor profundidad, debajo del tejido celular subcutáneo, de forma que una presión, golpe o impacto que incida en el tejido en profundidad será percibido dos veces (una vez como estímulo doloroso y otra como estímulo profundo).

El sentido del tacto en general depende de una compleja red de receptores en la piel. Los Corpúsculos de *Meissner* - células localizadas cerca de la interfaz entre la dermis (capa subyacente) y la epidermis (capa exterior) - parecen tener alguna función en la sensibilidad táctil, ya que se encuentran concentradas en mayor proporción en aquellas zonas caracterizadas por una mayor sensibilidad. La sensibilidad se mide como la mínima distancia de separación percibida entre dos estímulos distintos (Slater, 1985). Estos receptores se encuentran en

Introducción

distintas densidades según las zonas del pie (Uedelhoven y Kurz, 1998), de forma que:

- En el empeine y zona metatarsiana encontramos una elevada densidad de mecanorreceptores.
- En el empeine y el antepié encontramos una elevada densidad de termorreceptores.

El mecanismo básico del tacto es el mismo en todas las partes del cuerpo. Las terminaciones nerviosas de los distintos receptores son estimuladas por el contacto, la temperatura, etc., y como consecuencia éstos generan una serie de impulsos. Parece ser que existe un nivel o umbral por debajo del cual no se percibe ningún tipo de sensación y por encima del cual se produce el envío de la señal eléctrica al cerebro. A medida que la intensidad del estímulo aumenta, también aumenta el número de impulsos enviados al cerebro por unidad de tiempo. Hasta llegar a un punto en el que se alcanza el nivel de saturación de forma que a pesar de que la intensidad del estímulo desencadenante aumente, no se produce ningún cambio en la percepción del mismo (Slater, 1985).

La pérdida de sensación plantar está directamente relacionada con los déficits de equilibrio dinámico y con un mayor riesgo de caídas asociadas a neuropatías periféricas (Meyer *et al.*, 2004). Además factores como la edad y afectaciones polineuropáticas influyen en la sensibilidad del pie y deben ser tomados en consideración a la hora de medir la sensibilidad (Schlee *et al.*, 2012).

Por otra parte la oclusión del flujo sanguíneo por un tiempo corto parece afectar a la transmisión de estímulos de vibración aferentes de los corpúsculos de *Pacini*, resultando en disminución de la sensibilidad en la planta del pie en sujetos jóvenes sanos (Schlee *et al.*, 2009).

Como hemos visto, los sensores y nociceptores desempeñan un papel fundamental, pero su función general depende de la naturaleza e intensidad del estímulo.

Mientras ésta se mantiene en umbrales fisiológicos normales, los sensores ayudan al cuerpo a controlar sus movimientos, etc. A medida que la intensidad aumenta, se alcanza un umbral de discomfort y posteriormente de molestia. Esos umbrales indican al cuerpo la necesidad de actuar para reducir dicha intensidad antes de que se produzca el daño celular y actúen los nociceptores para demandar un alto inmediato en el estímulo. De ahí la relevancia de conocer cuáles son los umbrales de discomfort a la presión en la planta del pie (UDiP). Ya que actuando sobre ellos podremos evitar la agravación del problema, esto es, la aparición de daños tisulares y consecuentemente el dolor. Sobre el discomfort hablaremos en el apartado 1.2.6. Antes pasemos a describir el dolor y las principales patologías del pie.

1.2.3. Dolor

La *International Association on the Study of Pain* (IASP) define el dolor como "una experiencia emocional y sensorial desagradable asociada a un daño ya presente de algún tejido, o a un riesgo potencial de dicho daño" (Merskey y Bogduk, 1994).

El término *algia* es sinónimo de dolor. De ahí que una talalgia es dolor en el talón o una metatarsalgia significa que existe dolor en la zona correspondiente a los huesos metatarsianos. A partir de ahora en el presente trabajo se utilizarán, de manera indistinta, ambos términos.

Existen diversos mecanismos neuronales implicados en las señales nociceptivas, que pueden derivar en una sensación dolorosa. Estos componentes siguen una secuencia (Cho *et al.*, 2011):

Introducción

- Transducción: Traducción de estímulos nocivos en actividad eléctrica en las terminaciones nerviosas sensitivas.
- Transmisión: Propagación de los impulsos eléctricos a lo largo del sistema nervioso periférico, hasta el sistema nervioso central.
- Modulación: Se modifica la transmisión nociceptiva por diversas influencias nerviosas.
- Percepción: Es la culminación del proceso nociceptivo, haciendo referencia tanto al componente sensorial como al emocional.

Desde que en 1968 Melzack y Wall introdujeran su "teoría de la compuerta" (Melzack y Wall, 1968), se han descrito otras hipótesis tratando de dar explicación a los fenómenos relacionados con el dolor. Todas ellas coinciden en un punto: la nocicepción no es igual al dolor. El dolor es un constructo multidimensional, pues cuenta con componentes sensoriales, comportamentales, emocionales y cognitivos (Snow *et al.*, 2004).

I.2.3.1. Tipos de dolor

▪ **Dolor Nociceptivo**

Se produce cuando los receptores nociceptivos son estimulados como consecuencia de una lesión tisular o proceso inflamatorio o bien mediante la aplicación de estímulos mecánicos repetidos, y se divide en dolor visceral y somático. El dolor visceral se origina en los órganos internos y su localización es pobre o "somera". Suele describirse como sensación de calambres, opresión, dolor tipo cólicos, dolor sordo, etc. El dolor somático suele aparecer debido a una deformación mecánica, la repetición de estímulos mecánicos, lesión crónica, destrucción tisular o inflamación. Se localiza con mayor facilidad y suele ser descrito como un dolor "agudo" o punzante (Main y Spanswick, 2000). Ejemplos del dolor nociceptivo son el producido por artrosis, lesiones de partes blandas, etc. (Tabla 1).

Tabla 1. Diferencias entre dolor nociceptivo y dolor neuropático (Fuente: Cho *et al.* (2011)).

Dolor	Definición	Ejemplos
Dolor nociceptivo	Se da cuando los nociceptores son estimulados, por un estímulo nocivo o potencialmente lesivo. Puede ser un dolor visceral o un dolor somático Si es visceral se suele localizar con dificultad, y lo describen como un dolor sordo Si es somático lo localizan con mayor facilidad y es un dolor punzante	A nivel musculoesquelético: artrosis, enfermedad discal degenerativa, fracturas Condiciones reumatológicas: artritis reumatoide, Trauma Cáncer Patología vascular
Dolor Neuropático	Es el dolor que resulta de un funcionamiento anormal del sistema sensitivo, ya sea a nivel periférico o central Lo describen normalmente como un dolor agudo y quemazón que muchas veces irradia	A nivel central: isquemia, hemorragias talámicas, lesión de la médula espinal, enfermedades inflamatorias del SNC A nivel periférico: neuralgia del trigémino, compresión neural, neuropatías y polineuropatías

▪ Dolor Neuropático

El dolor neuropático se debe a una lesión total o parcial del sistema nervioso central o periférico. Los pacientes con dolor neuropático presentan gran variedad de síntomas aislados o asociados, entre los que destacan (Dworkin *et al.*, 2003):

- Disestesias, sensaciones anormalmente desagradables.
- Hiperalgnesia, aumento de la sensibilidad dolorosa espontánea o provocada.
- Alodinia, sensación de dolor a estímulos que normalmente no producen dolor.
- Parestesias, sensación desagradable expresada como hormigueo o cosquilleo.
- Hiperestesias, aumento de la sensibilidad táctil y térmica.

Introducción

- Hiperpatía, sensibilidad extrema.
- Hipoestesia, disminución de la sensibilidad superficial.

En general el dolor neuropático se asocia a la evolución no esperada de una enfermedad o de un acto quirúrgico y requiere su pronta identificación para poder instaurar un tratamiento específicamente dirigido al control del mismo (Main y Spanswick, 2000).

▪ **Dolor Agudo**

Tiene una relación temporal con una lesión o patología reciente, bien definida.

▪ **Dolor Crónico**

Se asocia a enfermedades progresivas, es de larga duración (más de 3 meses) y persiste tras la causa que lo desencadenó. Abarca tanto factores físicos como psicológicos por lo que es más difícil de tratar.

I.2.3.2. El mecanismo de inhibición descendente

La inhibición descendente es un mecanismo de defensa contra el dolor (Jacox *et al.*, 1994).

La anatomía, fisiología y farmacología del dolor se ha estudiado ampliamente. El descubrimiento de las vías nerviosas inhibitorias descendentes, que se originan en el tronco cerebral y bajan por la médula modulando la actividad nociceptiva espinal (Fields y Basbaum, 1978), supuso un gran avance en el estudio de los mecanismos del dolor. Estas vías descendentes, al igual que las vías espinales y supraespinales, responden a los opioides y a otros analgésicos, como también a estímulos fisiológicos y experimentales, incluyendo el estrés (Mayer y Liebeskind, 1974).

Aunque hoy en día los mecanismos y vías del dolor se comprenden mejor, se debe resaltar que además de la activación de las vías nociceptivas, la

percepción individual del dolor y la apreciación de su significado son fenómenos complejos que involucran aspectos psicológicos y emocionales (McGrath, 1990). La intensidad del dolor no es proporcional al tipo y magnitud del agente nociceptivo y puede ser modulada en muchos sitios del sistema nervioso. La percepción del dolor depende de complejas interacciones entre los impulsos nociceptivos en las vías ascendentes y la activación de sistemas de inhibición descendentes (Jacox *et al.*, 1994).

Existe la hipótesis de que el mecanismo de inhibición descendente se encuentra inhibido como consecuencia del dolor crónico, hecho que probablemente explica la alta prevalencia de dicho tipo de dolor (Gibson y Farrell, 2004; Meeus y Nijs, 2007; Nijs *et al.*, 2010).

I.2.3.3. Sensibilización central

El dolor crónico sigue siendo una cuestión sin resolver para los terapeutas clínicos y los investigadores. En las últimas décadas se ha incrementado sustancialmente el número de publicaciones sobre las características etiológicas del dolor crónico. Recientemente se ha demostrado que la mayoría de los casos de dolor crónico pueden ser explicados por alteraciones en las aferencias a nivel del sistema nervioso central (Gibson y Helme, 2001; Helme y Gibson, 2001), es decir, la capacidad de respuesta de las neuronas centrales ante la entrada de los receptores está aumentada, lo que resulta en un estado fisiopatológico conocido como sensibilización central, caracterizada por hipersensibilidad generalizada a una variedad de estímulos mecánicos, térmicos y químicos (Meyer *et al.*, 2004).

El término de sensibilización central abarca diferentes fenómenos: procesamiento sensorial alterado en el cerebro (Staud *et al.*, 2007), funcionamiento deficiente de los mecanismos de inhibición descendente, de los

Introducción

que ya se ha hablado con anterioridad (Meeus y Nijs, 2007) e hiperexcitabilidad de las vías facilitadoras descendientes que aumentan la transmisión nociceptiva (Meeus y Nijs, 2007; Staud *et al.*, 2007). Todo esto hace que en el paciente con dolor crónico quede "grabada" en el cerebro una impronta característica sobre el dolor experimentado.

I.2.3.4. El dolor en relación a la edad

Es sabido que el estado de bienestar y el control del dolor forman parte de los principales objetivos del cuidado de las personas mayores.

Conforme envejecemos el dolor interfiere cada vez más en nuestras actividades diarias. Los mayores son los que llegan a sufrir dolor durante meses, e incluso años, y por tanto, tienden a padecer depresión, ansiedad, problemas para dormir y discapacidad funcional. Incluso se ha visto que se asocia también a un menor apetito (Bosley *et al.*, 2004). En definitiva, su calidad de vida se ve perjudicada.

En este sector de la población, la aproximación al control del dolor requiere una perspectiva diferente de la de los más jóvenes. La variedad de quejas, las manifestaciones de estrés, el diagnóstico diferencial, las implicaciones funcionales y la capacidad de recuperación son más diversos y atípicos entre los mayores. Algunos estudios afirman que la presencia de dolor decae en los mayores como consecuencia de alteraciones fisiológicas en la capacidad nociceptiva y de una mayor presencia de actitudes estoicas (Gibson y Helme, 2001; Helme y Gibson, 2001).

La literatura evidencia la existencia de disminución de la intensidad de los síntomas dolorosos en los pacientes de edad avanzada que sufren de problemas cardíacos, infecciones viscerales, alteraciones músculo-esqueléticas y dolor post-operatorio. Pero la evidencia todavía no ha determinado si dichos

cambios son causados por el propio proceso de envejecimiento o reflejan otros efectos relacionados con la edad, como son la coexistencia de dos o más enfermedades, la polimedicación o las influencias psicosociales (Gibson y Helme, 2001).

Es conocido, por otra parte, que pacientes con artrosis presentan una serie de anomalías somatosensoriales, siendo las más prevalentes la hipoestesia al tacto (20%) e hiperalgnesia a la presión (34%). Las recientes investigaciones de Wylde *et al.* (2012) han demostrado que el 70% de los pacientes con artrosis tienen al menos una alteración somatosensorial.

Sin embargo, se estima que el dolor crónico afecta al 25-50% de los mayores que viven en la comunidad (American Geriatrics Society, 2001).

En personas mayores de 85 años, la prevalencia alcanza el 35% (Zarit *et al.*, 2004). Estas cifras llegan al 45-80% si analizamos la presencia del dolor en pacientes institucionalizados. El dolor de tipo crónico y de origen musculoesquelético es el más prevalente en este grupo poblacional (Gil Gregorio *et al.*, 2007). Por otra parte, es sabido que el 60% de las consultas que se producen en atención primaria son generadas por personas mayores de 65 años y el 80% de la problemática médico-sanitaria que plantean aquéllos puede ser solucionado por los profesionales de atención primaria si cuentan con los recursos y la preparación adecuada, debiendo solicitar si lo precisan, ayuda al servicio de geriatría. Estos mismos profesionales pueden controlar el 80% de los síndromes dolorosos (Ruiz Adana y Elipe, 1998).

El dolor crónico tiene una elevada prevalencia. Podemos decir que éste sufre un incremento hasta la séptima década de la vida. El dolor crónico en las personas mayores se localiza fundamentalmente en las grandes articulaciones, la espalda, las piernas y los pies. Existe una divergencia entre un aumento de la intensidad del dolor asociado a enfermedad y una disminución de quejas por

Introducción

dolor crónico en la vejez que probablemente refleja el deterioro en la función nociceptiva del sistema nervioso (Gibson y Helme, 2001).

El tratamiento eficaz del dolor crónico es tarea difícil. Especialmente en las personas mayores, en las que suele persistir una pluripatología y suelen coincidir varios tipos de dolor (Bernabei *et al.*, 1998). La *American Geriatrics Society* propone una lista de medicamentos que han resultado ser efectivos en el tratamiento del dolor crónico (Ferrell *et al.*, 2002). No obstante, recomienda que su abordaje sea multidisciplinar.

En la Tabla 2 se muestran diversas barreras que contribuyen al tratamiento deficiente de los pacientes mayores, según un reciente estudio de Cho *et al.* (2011). Estos puntos deberían servir para hacer ver la importancia de llevar a cabo una correcta evaluación del dolor y prevención del mismo en los pacientes mayores.

Tabla 2. Barreras que contribuyen al tratamiento deficiente del dolor en las personas mayores (Fuente: Cho *et al.* (2011)).

Paciente	Asistentes Sanitarios
Actitudes estoicas	No creer en el dolor del paciente
Preocupaciones sobre el significado del dolor, los tests diagnósticos y la hospitalización	No ser capaces de usar las herramientas de evaluación Dejarse llevar por mitos
Dificultad para utilizar las herramientas de evaluación	La creencia de que si el paciente no expresa dolor es que no le duele
Coexistencia de varias enfermedades o estados, dificultando el tratamiento	Falta de formación de los asistentes sanitarios para el desarrollo y la valoración del dolor en los pacientes mayores
Efectos secundarios de medicamentos	

El envejecimiento se asocia a una reducción de respuesta a estímulos normalmente dolorosos. Junto a esto, también se ha demostrado que hay un declive sensorial en los diferentes sistemas sensitivos: tacto, visión, gusto, oído y olfato (Cauna, 1965).

Ahora bien, que los mayores tiendan a tener reducida su sensibilidad a estímulos nociceptivos, no significa que cuando se les presenta dolor lo padezcan de forma menos intensa. Hay una elevada prevalencia de dolor entre los mayores, ya que independientemente de la hipoalgesia que pueden sufrir a nivel periférico, muchos de ellos cuentan con lesiones a nivel central que les impiden modular correctamente la sensación dolorosa y por consiguiente sus mecanismos compensadores o de prevención.

Como ya se ha explicado con anterioridad varios autores postulan que el dolor crónico es una causa de la inhibición del mecanismo de inhibición descendente (Gibson y Farrell, 2004; Meeus y Nijs, 2007; Nijs *et al.*, 2010). En cualquier caso, una posible reducción de respuesta a estímulos normalmente dolorosos no es una explicación aceptable de la existencia de un tratamiento deficiente del dolor en los mayores. Precisamente por el motivo de tener la sensibilidad y los mecanismos de "alerta" alterados, estamos hablando de una población de riesgo, al no poder activar los mecanismos compensadores evitando de esta forma lesiones o daños mayores.

Además el envejecimiento implica una disminución fisiológica de la masa y fuerza muscular esquelética, de la percepción, transmisión y elaboración de las respuestas nociceptivas aumentando los umbrales de sensibilidad al dolor (Marini *et al.*, 2012).

A la vista de estos cambios en la actividad sensorial frente al dolor, cobra mayor importancia la existencia de mecanismos de alerta previa como es el discomfort. No obstante, como veremos más adelante, existen pocos estudios sobre la influencia de la edad en este umbral.

I.2.3.5. Influencia del sexo y de la obesidad

En el año 2006, los miembros del grupo sobre el *Sex, Gender and Pain Special Interest* de la *International Association for the Study of Pain* (IASP) se reunieron para discutir la necesidad de incluir a mujeres en los estudios sobre el dolor. Según una extensa revisión sistémica al menos el 79% de los estudios sobre el dolor en animales entre los años 1995 y el 2005 incluyeron sólo machos, solamente un 8% de los estudios incluía hembras, y otro 4% estaba explícitamente diseñado para estudiar las diferencias de sexo (Mogil y Chanda, 2005). Además existe una elevada prevalencia de las mujeres en muchas entidades clínicas relacionadas con el dolor (Berkley, 1997; Unruh, 1996) y una creciente evidencia de la existencia de diferencias del sexo en la sensibilidad al dolor experimental y al efecto de los analgésicos (Berkley *et al.*, 2006; Wiesenfeld-Hallin, 2005). Por todo esto la IASP recomendó que todas las investigaciones realizadas sobre el dolor debían considerar re-testar sus hipótesis en ambos sexos, o, en caso de restricciones debido a consideraciones prácticas, solamente en mujeres. No se puede asumir que los datos obtenidos en sujetos masculinos puedan extrapolarse a la población general. Especialmente si el motivo del estudio es un proceso que produce dolor con una mayor frecuencia o severidad en las mujeres.

Respecto a la literatura consultada, la gran mayoría de los estudios consultados coinciden en que existen diferencias importantes en el dolor y la analgesia entre hombres y mujeres (Aziz y Abdullah, 2005; Greenspan *et al.*, 2007; Manson, 2010). Si bien no existe consenso sobre las diferencias entre sexos referentes al dolor. Según Riley *et al.* (1998), en un meta-análisis sobre las diferencias de género en la respuesta al dolor experimental concluyen que éstas varían según la modalidad de estímulo, existiendo mayores diferencias entre sexos en los estímulos de presión y estimulación eléctrica, y menores en

los estímulos térmicos. Las investigaciones más recientes (Aziz y Abdullah, 2005; Greenspan *et al.*, 2007; Manson, 2010) concluyen que no se puede generalizar en los resultados porque las diferencias entre sexos dependen de muchos factores: la zona de estímulo, del tipo de dolor y de las características de la población de estudio (diferencias por razas, patologías, grupos de edad, medicación, factores sociales, psicológicos, etc.). De ahí que para cada condición y grupo de población se requieren investigaciones específicas. No se han encontrado evidencias entre los efectos del sexo en relación al dolor en la tercera edad.

En relación a los efectos de la obesidad en la percepción del dolor, no existe consenso en la bibliografía consultada. Algunos estudios argumentan que los sujetos obesos tienen mayores umbrales de tolerancia al dolor, esto es, una disminución de la sensibilidad (Ramzan *et al.*, 1993; Raymond *et al.*, 1995; Zahorska-Markiewicz *et al.*, 1983; Zahorska-Markiewicz *et al.*, 1988). Otros en cambio encuentran que los sujetos obesos son significativamente más sensibles al dolor (McKendall y Haier, 1983; Okifuji *et al.*, 2009; Pradalier *et al.*, 1981). La diferencia entre edades, zonas de estudio y grupos de población de las muestras podría explicar la falta de consenso encontrada. No se han encontrado evidencias sobre los efectos de la obesidad en el dolor en los mayores.

1.2.3.6. Evaluación del dolor

El dolor es una experiencia subjetiva, compleja y multidimensional, para el que no hay unos marcadores biológicos objetivos. No existen tests neuro-psicológicos ni químicos que puedan medir el dolor en pacientes. La autoevaluación está considerada la herramienta más precisa y apropiada para evaluar el dolor, ya que en numerosas ocasiones los asistentes sanitarios subestiman el dolor del paciente, y la familia lo sobrestima (Cohen-Mansfield y

Introducción

Lipson, 2002; Frampton, 2003). Aunque se encuentren algunos obstáculos a la hora de que el paciente informe sobre su dolor, la discusión sobre éste con un paciente mayor siempre debe ser el primer paso en cualquier evaluación. El elaborar una historia cuidadosa del paciente permitirá discriminar un dolor neuropático de uno nociceptivo, además de clarificar la causa del dolor y evaluar su impacto y la eficacia del tratamiento.

Etzioni *et al.* (2007) aconsejan llevar a cabo una evaluación cualitativa y una cuantitativa, además de seguir la evolución del dolor del paciente por lo menos una vez al año.

▪ **Evaluación Cualitativa**

Durante la valoración inicial hay otros puntos que también deberían ser evaluados: localización del dolor, y si es referido: a través de un mapa o diagrama de dolor; características del dolor (en el Cuestionario de Dolor de McGill hay 78 adjetivos que describen las dimensiones emocional, sensorial y evaluativas del dolor); factores que agravan o que alivian el dolor, incluyendo terapias que se hayan realizado; desórdenes emocionales, ansiedad y enfado, consideradas como factores coexistentes psicológicos; discapacidad cognitiva, delirios y problemas de comportamiento; desórdenes en la alimentación y el sueño, etc. (Melzack, 1975).

Por otra parte un examen físico centrado en el dolor, debe acompañarse de una valoración física neurológica y musculoesquelética. Asimismo las reevaluaciones frecuentes son necesarias para hacer un tratamiento del dolor efectivo (Main y Spanswick, 2000).

Para evaluar el aspecto multidimensional del dolor se emplean tres herramientas en los pacientes mayores (Cho *et al.*, 2011):

a) *Inventario Abreviado del Dolor (Brief Pain Inventory)* (Cleeland y Ryan, 1994): Recoge información de la severidad del dolor y clasifica la interferencia del dolor en siete aspectos funcionales: disfrute de la vida, actividad general, habilidad de deambulaci3n, humor, sueño, trabajo y relaci3n con otras personas.

b) *Índice de Discapacidad por Dolor (Pain Disability index)* (Tait et al., 1987): Mide específicamente discapacidades relacionadas con el dolor, y el rendimiento en siete áreas de la vida diaria: responsabilidades familiares y dom3sticas, ocio, actividades sociales, trabajo, actividad sexual, higiene personal y cuidados y condiciones de vida.

c) *Medici3n del Dolor geriátrico (Geriatric Pain Measurement)* (Ferrell et al., 2000): Herramienta desarrollada específicamente para usar de manera ambulatoria con pacientes mayores que experimentan dolor. Evalúa la relaci3n entre el dolor y las funciones físicas y psicológicas del paciente, adem3s de la severidad del dolor.

▪ **Evaluaci3n Cuantitativa**

a) *Escala Anal3gica Visual (Visual Analog Scale)* (Huskisson, 1983): Asigna un valor a la intensidad del dolor expresado por el paciente en una escala horizontal de 10 cm, donde los extremos corresponden a “no dolor” y a “dolor de intensidad m3xima.”

b) *Escala de la Expresi3n Facial (Faces Pain Scale)* (Bieri et al. 1990): Consiste en una l3nea horizontal donde hay unas caras dibujadas expresando un dolor creciente. Si no hay dolor = 0, y m3ximo dolor = 6.

c) *Escala Descriptiva Verbal (Verbal Rating Scale)*: El paciente ha de seleccionar uno de los seis descriptores que representan el dolor en progresiva intensidad:

Introducción

no dolor, suave, moderado, severo, muy severo e insoportable. Esta es la herramienta preferida por muchos pacientes mayores (Herr *et al.*, 2004).

d) Escala Numérica de Dolor (Numerical Rating Scale): Escala que muestra una línea franqueada por 0 = no dolor, y 10 o 100 = dolor insoportable.

Estos son los tests cuantitativos que suelen utilizarse en las consultas de los profesionales de la salud que tratan a las personas con dolor; sin embargo tienen sus limitaciones, por tratarse de una valoración cuantitativa referente a una variable subjetiva.

Según los estudios de Krumova *et al.* (2012) y de Rolke *et al.* (2006) la sensibilidad dolorosa, es decir, de las fibras C y A-delta, puede ser medida mediante estímulos térmicos, eléctricos o de presión; de forma que el dolor nociceptivo puede ser provocado por ciertos parámetros medibles (fuerza, presión, corriente eléctrica y temperatura). De ahí que investigadores como Miller *et al.* (2000) consideran que para la evaluación del dolor es importante identificar los factores que intervienen en el mismo. Sin embargo, estos métodos no se han convertido en rutina clínica debido al desconocimiento por parte de los profesionales, al tiempo necesario para la exploración o al coste de los equipos (Krumova *et al.*, 2012).

Para la determinación de la sensibilidad al dolor en estos términos, la IASP definió, en el año 1986 los términos "umbral de tolerancia al dolor" y "nivel de tolerancia" (Merskey, 1986):

- **Umbral de dolor:** Intensidad mínima de un estímulo que se percibe como dolorosa.
- **Nivel de tolerancia al dolor:** Intensidad máxima de un estímulo doloroso que un sujeto es capaz de soportar en una situación dada.

Sobre la medición de los umbrales de tolerancia al dolor por estímulos eléctricos no existen evidencias científicas y los umbrales de tolerancia al dolor por estímulos de presión suelen medirse mediante dinamómetros adaptados; de ellos hablaremos con mayor detalle en el apartado I.2.7.2

I.2.4. El pie doloroso

El dolor en el pie es uno de los principales problemas de la salud pública (Riskowski *et al.*, 2011). Según la *US National Health Interview Survey*, el 24% de la población tiene al menos una dolencia del pie, con una mayor incidencia en los mayores (Greenberg y Davis, 1993).

Estudios recientes reportan que el 19% de los hombres y el 29% de las mujeres lo padecen la mayoría de los días del mes, con una prevalencia que va del 7% al 13% según zonas del pie (Figura 7) (Dufour *et al.*, 2009). Otras encuestas de la población han estimado la prevalencia de los problemas de los pies entre el 14,9 y 41,9% para los adultos de 50 años o mayores (Castro *et al.*, 2010; Gorter *et al.*, 2000).

Aunque todos los problemas y/o deformidades de los pies conducen a dolor o a limitaciones funcionales (Garrow *et al.*, 2004), se ha demostrado que las personas con dolor de pies experimentan un menor grado de bienestar (Gorter *et al.*, 2000) y tienen un mayor riesgo de sufrir una disminución de su movilidad (Gorter *et al.*, 2000; Keenan *et al.*, 2006).

Pese a ser un problema evidente y de gran importancia por su prevalencia y repercusión, los problemas en los pies no suelen exponerse en los servicios de asistencia sanitaria, hecho por el que suelen pasar desapercibidos. En este sentido Gorter *et al.* (2001), en un estudio de las personas mayores que viven en la comunidad en los Países Bajos, mostró que sólo el 56% de los encuestados que tenían dolor de pies buscaron atención de salud, mediante la consulta a su

Introducción

médico general (46%), un médico especialista (36%), principalmente cirujanos ortopédicos, o a otro profesional de la salud (18%), principalmente podólogos y fisioterapeutas. Los médicos generales suelen referir los problemas no traumáticos del pie a un podólogo o fisioterapeuta, o bien atienden ellos mismos al propio paciente. La valoración podológica suele basarse en una evaluación que incluye la historia clínica, el análisis detallado de las zonas anatómicas próximas o relacionadas con el dolor, y un análisis postural y de la marcha del paciente (Zuijderduin y Dekker, 1996).

El tratamiento suele consistir en la prescripción de unas ortesis (plantillas u ortesis plantares, dispositivos de silicona para los dedos, almohadillas para la zona metatarsiana, etc.) consejos sobre la elección de calzado adecuado y normas de higiene y cuidados básicos para pies y uñas. El tratamiento del médico general suele consistir en la prescripción de medicamentos para el dolor (analgésicos simples o antiinflamatorios no esteroideos (AINE)) y en el asesoramiento sobre hábitos y consejos relacionados con el estilo de vida (tratar de perder peso, vigilar el desgaste de los zapatos, etc.) (Gorter *et al.*, 2001).

Como ya se ha dicho, el dolor y las patologías de los pies cobran especial importancia en los mayores, pero todavía son más relevantes en los pacientes con enfermedades reumáticas (Rosenbaum *et al.*, 2006). Para las personas con artritis reumatoide (AR), la prevalencia de dolor en el pie es aproximadamente el doble de la observada en la población general (Otter *et al.*, 2010).

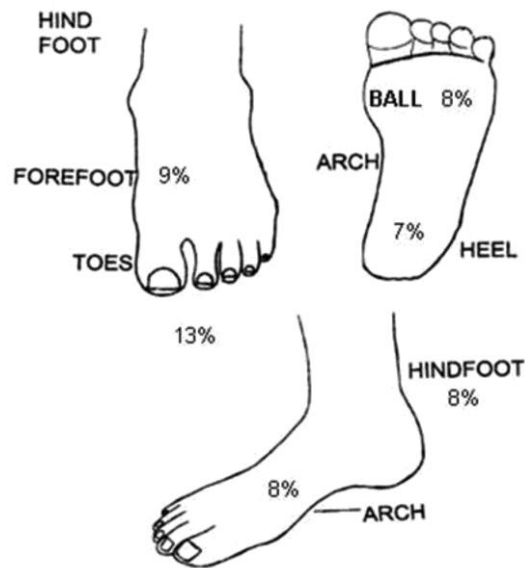


Figura 7. Prevalencia de dolor por zonas del pie según el estudio de prevalencia realizado con 3.372 hombres y mujeres que formaban parte del Estudio Framingham, 2002-2008 (Fuente: Dufour *et al.* (2009).

El calzado es un importante factor modificable, que influye en gran medida sobre el pie doloroso, y con más énfasis, en personas con AR. Sin embargo, este tema ha recibido poca atención por la comunidad de Reumatología. Durante las últimas décadas, las ortesis para la artrosis de rodilla han recibido una considerable atención por su papel en la corrección de la desalineación articular y en la posible reducción de la progresión de la degeneración. En comparación, muy pocos trabajos se han centrado en el pie y en los tratamientos conservadores que pueden aportar grandes beneficios para el tratamiento del dolor en el pie y de las enfermedades reumáticas. Riskowski *et al.* (2011), en recientes investigaciones, sugieren que tanto las ortesis plantares como el calzado juegan un papel muy importante en el tratamiento del pie doloroso propio de las enfermedades reumáticas.

Existe la creencia popular de que las ortesis plantares y el calzado terapéutico provocan cambios en la alineación esquelética y en la cinemática de la marcha.

Introducción

Sin embargo, las revisiones sistemáticas sugieren que estos cambios pueden ser mínimos (Ball y Afheldt, 2002). Por el contrario, las investigaciones sugieren que el beneficio de las ortesis plantares y del calzado especializado reside en el cambio de la activación muscular del pie y de la pierna (Nurse *et al.*, 2005) y en modificaciones del patrón de marcha (Thorp *et al.*, 2007) con el objetivo de reducir las sobrecargas de las articulaciones. Recientemente, los estudios de Riskowski *et al* (2011) han vuelto a demostrar la importancia del calzado en la biomecánica del pie y cómo una prescripción adecuada puede cambiar los patrones de activación muscular y de la marcha reduciendo las cargas articulares.

Ya en el año 1999, Nigg hipotetizó que alterando las señales aferentes a través de las ortesis plantares se podía modificar la actividad muscular y de esta forma reducir el estrés que sufrían ciertas estructuras de la extremidad inferior. En el año 2001 demostró dicha hipótesis (Nigg, 2001). Aunque no debemos olvidar las averiguaciones de Robbins *et al.* (1988a y b) acerca de que el uso de un calzado excesivamente amortiguador puede mermar la activación de los mecanismos naturales de amortiguación.

Todas estas averiguaciones evidencian que las ortesis plantares y el calzado juegan un papel fundamental en el tratamiento de la AR y la artrosis de la cadera, rodilla y pie, principales patologías degenerativas de los mayores (Riskowski *et al.*, 2011), permitiendo un tratamiento eficaz no invasivo. Ya Cavanagh *et al.* (1998) preconizaba que la biomecánica de la marcha empieza en el pie, estructura fundamental que posee el "micro control" de la marcha.

El dolor y disconfort en el pie puede deberse a dos causas fundamentales: la existencia de sobrepresiones y la presencia de alteraciones no-traumáticas. A continuación se exponen con mayor detalle.

I.2.4.1. Sobrepresiones e hiperqueratosis

Uno de los principales motivos de discomfort y/o de dolor en la planta del pie, especialmente en las personas mayores (Barlow *et al.*, 1990)) es la existencia de las sobrepresiones plantares. Por sobrepresiones entendemos presiones elevadas que se producen en la planta del pie durante el movimiento y/o la bipedestación.

Además, la existencia de dichas presiones elevadas provoca que, para evitar el dolor al caminar, realicemos movimientos rotatorios que implican pronación y supinación (Schuster *et al.*, 2009), con la consiguiente sobrecarga de las estructuras relacionadas con dichos movimientos.

Uno de los principales signos provocados por la existencia de sobrepresiones es la hiperqueratosis. Entendiéndose por esta la transformación patológica de la piel en una capa gruesa y dura debido a un traumatismo repetitivo, presión excesiva o fricción (Akdemir *et al.*, 2011).

Las hiperqueratosis se clasifican según su etiología (daño mecánico tisular, enfermedades y deformidades del aparato locomotor-neurotrófico, causas genéticas,...), según la clínica (agudas, sencillas, infectadas, crónicas, con supuración, formación de fístulas, malignización), según la forma (esférica, elipsoidal, en forma de cono), según la localización (unilateral, bilateral, planta, dedos, interdigital), según el tamaño (pequeña, moderada y grande), y de acuerdo con el número (solitaria, múltiple).

Suelen estar causadas por efectos mecánicos (71%), aunque otras causas conocidas son las patologías del aparato locomotor (exóstosis, deformidades de los dedos, existencia de un muñón por amputación, etc.) (3%), las enfermedades del sistema nervioso periférico (11%), la utilización de un calzado inadecuado, etc. (Babaev *et al.*, 1994).

Introducción

Estas lesiones generalmente desaparecen después de la eliminación de las fuerzas mecánicas causantes. De ahí que la mayoría de hiperqueratosis puedan ser gestionadas de forma conservadora mediante el uso de calzado adecuado con o sin relleno especial, ortesis plantares, inserciones y almohadillas que distribuyan las fuerzas mecánicas, el uso de emolientes y queratolíticos suaves (Freeman, 2002). Si las deformidades óseas o la posición anormal del pie no responden a las medidas conservadoras, debe considerarse la intervención quirúrgica en función del estado médico y vascular del paciente.

Por todo esto es fundamental una anamnesis cuidadosa y un examen de los pies para detectar la presencia de las hiperqueratosis. Dicho examen no requiere un entrenamiento excesivo ni equipos especiales y es de extrema importancia ya que las hiperqueratosis son un factor de "alerta" para evitar el pie doloroso y es un factor de "alto riesgo" de ulceración del pie en población diabética (Murray *et al.*, 1996). Murray *et al.* (1996) demostraron que la presencia de hiperqueratosis plantar producida como consecuencia de elevadas presiones plantares era altamente predictiva de la posterior ulceración.

I.2.4.2. Otras patologías

A continuación se describen otras patologías de los pies relacionadas de manera directa o indirecta con las sobrepresiones.

El 20% de la población en general, especialmente las mujeres y personas de edad avanzada, sufren de patologías no-traumáticas del pie. Estas lesiones tienen repercusiones en la salud y en el bienestar de la persona (Höglund *et al.*, 2011). De entre las afecciones más frecuentes tenemos el pie diabético, la artritis reumatoide (AR), la artrosis y el *Hallux Valgus*.

- **El pie diabético**

Es por todos conocida la gran problemática y repercusión del pie diabético: en la evolución de la diabetes, las complicaciones más frecuentes son la afectación de nervios y arterias. Las alteraciones vasculares alteran la circulación sanguínea y facilitan la aparición de edemas y de zonas mal vascularizadas, que dificultan la curación de las lesiones y heridas. La neuropatía diabética provoca la pérdida de sensibilidad, atrofia muscular y dolor. Ambas alteraciones tienen especial repercusión en los pies, aumentando la frecuencia de producción de erosiones, rozaduras, ampollas, cortes, quemaduras, que si no se cuidan se convierten en úlceras, facilitando la infección y pudiendo desencadenar gangrenas y la necesidad de amputaciones.

El aumento de las presiones plantares al caminar se asocia con la formación de úlceras plantares en pies diabéticos. Existe una fuerte correlación entre el aumento de las presiones plantares y la gravedad de la neuropatía periférica. Una consecuencia de la neuropatía sensorial periférica es la piel sensible (Höhne *et al.*, 2009). El objetivo principal del tratamiento conservador para el pie diabético es proteger el pie de presiones excesivas. Esto puede conseguirse mediante el diseño y la fabricación de dispositivos ortopédicos basados en la estructura del pie, la mecánica del tejido, y las cargas externas (Actis *et al.*, 2006). Estos elementos pueden actuar bien reduciendo las presiones de forma global o cambiando su distribución reduciendo la presión en las zonas sobrecargadas para aumentarla en las de presión más baja.

- **Artritis reumatoide**

La literatura evidencia que aunque no existe relación directa entre la intensidad del dolor y las presiones plantares en estos pacientes, los afectados de artritis reumatoide presentan disminución de la sensibilidad táctil, pudiendo ser indicativa de una sensación perturbada ante altas presiones plantares. Las

Introducción

presiones plantares pueden ser útiles como herramienta en la detección de cargas excesivas del antepié antes de la manifestación de las complicaciones en los pacientes con artritis reumatoide (Rosenbaum *et al.*, 2006). Son necesarios estudios que analicen la relación entre la biomecánica del pie y del miembro inferior y la aparición de la artrosis y su progresión. Los ensayos clínicos y estudios prospectivos son de suma importancia para desentrañar los vínculos entre el dolor de pies, las afecciones de los pies y las intervenciones que reduzcan el impacto de las patologías degenerativas osteoarticulares (Riskowski *et al.*, 2011).

▪ **La artrosis**

Referente a pacientes con artrosis en el mediopié, se ha evidenciado que presentan mayores magnitud y duración de cargas plantares regionales durante la marcha. El estrés mecánico regional puede estar asociado con síntomas en pacientes con esta patología (Rao *et al.*, 2011).

En un estudio sobre artrosis y envejecimiento los pacientes con artrosis presentan menor rango de movimiento en la rodilla que los pacientes sin patología, durante la marcha al caminar rápido y al caminar después de 30 minutos de actividades diversas. El tobillo presentó mayor rango de movimiento durante la marcha en los pacientes con artrosis que en los no sintomáticos (Ko *et al.*, 2011).

Recientemente, se ha publicado un trabajo sobre las presiones plantares en pacientes con gonartrosis (Motooka *et al.*, 2012), en el que se evidencia que en los varos de rodilla el contacto de la planta del pie es mucho más lateral, mientras que en los valgos de rodilla el contacto de la planta del pie tiende a ser más medial. Las desalineaciones severas en las rodillas artrósicas no suelen ser compensadas suficientemente por el antepié ni el mediopié en la segunda

mitad del ciclo de la marcha. En pacientes con deformidades de la rodilla es necesario extremar precauciones en el tratamiento del antepié y mediopié.

Los patrones de presión plantar de los pacientes con artrosis medial de rodilla han demostrado una mayor carga de la cara lateral del pie durante el contacto y las fases de apoyo medio de la marcha, pero no durante la propulsión en comparación con los controles, lo que sugiere que los patrones de carga de los pies están relacionados con la artrosis en la rodilla (Lidtke *et al.*, 2010).

La existencia de cargas inadecuadas en la rodilla no es la única causa de afectación del cartílago articular. Las cargas excesivas y repetitivas son factores críticos en la patomecánica de la rodilla. La patomecánica de la artrosis de rodilla implica una interacción entre la carga anormal y las cargas excesivas y / o repetitivas (Maly, 2008).

- **Hallux Valgus**

Respecto al *Hallux Valgus* (trastorno común del pie que a menudo se asocia a hiperqueratosis secundarias y a metatarsalgia) altera la biomecánica de todo el pie y no solamente la del primer dedo (Yavuz *et al.*, 2009). En un estudio de presiones plantares se observó que la presión media bajo el *Hallux* fue significativamente mayor en el grupo que tenía *Hallux Valgus*. El dolor, la alineación del primer radio y la puntuación de la escala AOFAS (*American Orthopaedic Foot and Ankle Society*) explican el 18,6% de la presión media registrada en la cabeza del primer metatarsiano. Las mujeres con *Hallux Valgus* leve tenían sobrepresiones en el *Hallux*, explicadas por la alineación alterada del primer radio (Martínez-Nova *et al.*, 2010).

- **La metatarsalgia**

Se ha incluido en este apartado la metatarsalgia, por tratarse uno de los síntomas más comunes en pacientes con problemas en los pies. Tiene una

Introducción

prevalencia del 10% en la población general, llegando al 50-95% en adultos mayores. Además es la causa más común de dolor de pie en las mujeres de mediana edad (DuVries, 1959).

El dolor metatarsal más frecuente se confina en la zona plantar del antepié, entre la segunda y cuarta cabezas de los metatarsianos. Esta dolencia está frecuentemente acompañada por deformidad del primer y quinto radio y de los dedos. Existe una gran variabilidad en los posibles factores causales, pero todos ellos parecen estar relacionados con la biomecánica de la marcha, la anatomía del pie y las deformidades del pie y tobillo (Espinosa *et al.*, 2010).

Estudios recientes sobre individuos sanos, como el de Martínez-Nova *et al.* (2010) y el de Kanatli *et al.* (2008), han demostrado la existencia de una mayor presión máxima y media bajo la columna central del antepié, es decir, segunda y tercera cabeza metatarsiana. La finalidad de estos estudios era conocer diferentes factores que pudieran influir en las cargas bajo el antepié y mejorar su compresión para un correcto manejo de las metatarsalgias. De hecho, la metatarsalgia y la fascitis plantar han sido vinculadas a inadecuadas distribuciones de la carga bajo determinadas zonas de la planta del pie (Bedi y Love, 1998; Kelly y Winson, 1998) como cualquier otro factor que pueda suponer un incremento de las presiones plantares ha sido considerado causa de dolor y ulceración, entendiendo así, que muchas de las acciones terapéuticas fijaran sus objetivos en reducirlas (Morag y Cavanagh, 1999).

Waldecker (2002) estudió que los sujetos con metatarsalgia presentaban mayores patrones de carga que los sujetos normales. Van der Leeden *et al.* (2006) también demostraron la relación entre la presión del antepié y el dolor de la marcha.

Un estudio epidemiológico realizado entre 3417 adultos ingleses, indicó que más de un tercio de la población padecía dolor en el primer dedo del pie o en la primera articulación metatarsofalángica (Garrow *et al.*, 2004).

▪ **Talalgia**

De la misma forma que ocurre con la metatarsalgia, la talalgia o dolor en el talón es un síntoma más de una afección sistémica. En el origen de la misma, participan una variedad de tejidos blandos (tendones, bursas, fascias) y huesos (Mateos, 2005).

Aunque la incidencia y prevalencia de la talalgia es incierta, se estima que el 7% de los mayores de 65 años presentan dolor en la zona del talón (Dunn *et al.*, 2004) y que las talalgias suponen el 25% de las lesiones relacionadas con la carrera (Clement *et al.*, 1981). La condición afecta tanto a gente deportista como a sedentaria, y no parece estar influenciada por el género (Landorf y Menz, 2008).

En el 90% de los casos, la causa del dolor es la inflamación de la fascia plantar (fascitis plantar) que reconoce, a su vez, un origen multifactorial (Pochat *et al.*, 1990).

Los factores desencadenantes pueden ser mecánicos o corresponder a patologías sistémicas. Entre los primeros, se considera que el hallazgo radiológico de exóstosis plantar o espolón calcáneo no resulta patognomónico de este trastorno, pudiendo comprobarse su presencia tanto en talones dolorosos como no dolorosos (Rano *et al.*, 2001).

La tracción que ejerce la fascia y los músculos flexor corto de los dedos, abductor del *Hallux* y aductor del 5º dedo en su lugar de inserción se propone como el factor mecánico desencadenante de la formación del espolón (Prichasuk y Subhadrabandhu, 1994).

Introducción

Según Tsai *et al.* (1999) y Prichasuk y Subhadrabandhu (1994) algunos problemas mecánicos del pie, como el pie plano o la pronación exagerada, podrían predisponer a este mecanismo que comienza como inflamación y termina en la formación de fibrocartilago calcificado a nivel de la unión tendinosa (entesopatía). Factores como el sexo, la edad, el IMC y el nivel de actividad parecen correlacionarse con la presencia de este síndrome doloroso, siendo más común en mujeres, de edad media entre 30 y 50 años, con un IMC mayor a 25 y con un nivel de actividad medio, es decir, no sedentario pero sin entrenamiento (Dailey, 1991; Rano *et al.*, 2001).

Las propiedades elásticas de la almohadilla plantar pueden alterarse en los talones dolorosos. Este tejido está constituido por agrupaciones de células adiposas separadas por tabiques de colágeno y absorbe el 25% del impacto durante la fase de choque del talón. En talones dolorosos se observa engrosamiento y la pérdida de la elasticidad del mismo, provocando una disminución en la absorción de los impactos producidos durante la marcha o carrera, de forma que éstos participan en la cronificación de la lesión (Tsai *et al.*, 1999; Turgut *et al.*, 1999).

Mateos, en 2005, indica que el tratamiento conservador consiste en evitar factores desencadenantes, en la toma de antiinflamatorios no esteroideos (AINE), en el uso de taloneras, frío local y la aplicación de infiltraciones con esteroides. Su falta de éxito obligará a realizar una ecografía y/o resonancia magnética para visualizar el engrosamiento de la fascia plantar u otras causas de talalgia plantar. No obstante, el mejor tratamiento es su prevención, y ésta pasa por evitar las sobrepresiones en la zona del talón y un trabajo excesivo de la musculatura de la pierna (gemelos, sóleo, fascia plantar, flexor corto de los dedos, abductor del *Hallux* y aductor del 5º dedo fundamentalmente).

I.2.4.3. Incidencia de problemas de los pies en las personas mayores

Como ya se ha señalado, el dolor en el pie es una de las causas de falta de movilidad en la tercera edad, con la consiguiente pérdida de dependencia y aislamiento social que ello provoca (White y Mulley, 1989). El dolor de pies afecta a entre el 20% y el 52% de las personas mayores residentes en la comunidad (Hill *et al.*, 2008; Menz y Lord, 2001; Menz *et al.*, 2006; Thomas *et al.*, 2004).

El dolor de pies es uno de los principales problemas de la salud pública con una trayectoria que va en aumento de forma exponencial, debido al envejecimiento progresivo de la población. Al ser la población mayor quien más sufre los problemas de dolor en el pie, con el paso de los años un mayor sector de la población sufrirá estas afecciones (Riskowski *et al.*, 2011).

Haglund, en 2011, mediante un extenso estudio sobre el impacto socioeconómico de las lesiones traumáticas del pie (hiperqueratosis, durezas y problemas de uñas) detectó la poca atención que se presta a estos "problemas menores" y la amplia repercusión socioeconómica que conllevan. Esta poca atención prestada versa fundamentalmente en una falta de comunicación, y es que el 85% de los mayores entrevistados afirmaron que nunca habían hablado con su médico sobre hiperqueratosis y problemas de uñas. Estos números son especialmente alarmantes si tenemos en cuenta que el 20% de la población en general, especialmente las mujeres y personas de edad avanzada, sufren de lesiones no-traumáticas del pie.

Por este motivo, los fisioterapeutas pueden ser una posible vía de "detección" de los problemas de los pies de las personas mayores porque, debido a las características de su trabajo, se explora más y se dedica más tiempo a los pacientes que en las consultas médicas, donde por regla general se dispone de

Introducción

poco tiempo para explorar debido a la saturación de los servicios sanitarios de nuestra sociedad.

Las encuestas epidemiológicas revelan que los problemas en los pies están entre las veinte principales razones por las visitas al médico entre las personas de 65-74 años (NHANES III, 1996).

De un estudio con 5689 personas mayores holandesas que vivían en la comunidad, se observó que el 60% de los problemas no traumáticos del pie se localizaban en la parte delantera del pie (Gorter *et al.*, 2000).

Aunque el dolor de pies es considerado como una afección musculoesquelética muy común en la población adulta, se sabe relativamente poco sobre su causa. Al examinar la asociación entre el calzado y el dolor en el pie podremos entender mejor esta relación, hecho fundamental para poder afrontar estrategias de prevención de las secuelas producidas por el dolor de pies en el resto de la cadena musculoesquelética (Dufour *et al.*, 2009).

Varios son los factores que se han asociado con el dolor de pie en las personas mayores, tanto intrínsecos (como el *Hallux Valgus*, las deformidades en el pie, hiperqueratosis (Menz, Morris, y Lord, 2005), como extrínsecos (como el calzado mal ajustado (Menz y Morris, 2005), condiciones sistémicas como la obesidad (Leveille *et al.*, 1998) y condiciones generalizadas como la osteoartritis (Gorter *et al.*, 2000; Leveille *et al.*, 1998). Estos hallazgos indican que los procesos dolorosos del pie en las personas mayores tienen un origen multifactorial.

Pese a ser un problema de gran importancia y elevadas repercusiones, la investigación sobre el dolor de pie en las personas mayores se ha visto obstaculizada durante muchos años por la falta de una clara definición de lo que constituye un problema en el pie y por la ausencia de escalas validadas de

dolor de pie y discapacidad. El dolor de pies ha sido normalmente tratado como una variable dicotómica, es decir, en la mayoría de trabajos sobre prevalencia se ha estudiado como respuesta a la pregunta "¿Tiene problemas con sus pies?". Esta limitación estuvo presente hasta el 2004, año en el que Garrow *et al.* desarrollaron el Índice de dolor de pie y discapacidad de Manchester (MFPDI). Dicho índice consta de 19 declaraciones precedidas por la frase "Debido al dolor en mis pies". Es a partir de entonces cuando éste se convirtió en uno de los pocos instrumentos utilizados por los clínicos para la evaluación del dolor de los pies de los mayores (Menz *et al.*, 2006).

El dolor de pies en los mayores tiene consecuencias serias y se asocia a una disminución de la capacidad para realizar actividades de la vida diaria (Bowling y Grundy, 1997).

Ya en 2001, Menz concluyó en su investigación que los problemas en los pies de los mayores afectan al equilibrio, la marcha y la capacidad funcional (Menz y Lord, 2001; Menz *et al.*, 2005).

Varios estudios han encontrado que las personas mayores con dolor en el pie caminan más lentamente (Benvenuti *et al.*, 1995; Leveille *et al.*, 1998). El dolor de pies crónico y/o severo está independientemente asociado a una marcha dificultosa (Leveille *et al.*, 1998). Asimismo el dolor en los pies está asociado a un mayor riesgo de caídas en los mayores que viven en la comunidad (Leveille *et al.*, 2002; Menz *et al.*, 2006; Mickle *et al.*, 2010).

La existencia de elevadas presiones plantares generadas durante la marcha pueden contribuir al dolor en el pie y al riesgo de caídas. Intervenciones encaminadas a reducir las sobrepresiones que sufren los mayores con dolor de pies pueden jugar un papel fundamental en la reducción del riesgo de caídas (Mickle *et al.*, 2010).

Introducción

Es importante destacar también que llevar calzado con un ajuste inadecuado es común en las personas mayores y está altamente asociado con las patologías del antepié y dolor en el pie. Usar zapatos sustancialmente más estrechos que los pies se asoció con hiperqueratosis en los dedos del pie, *Hallux Valgus* y dolor en el pie; usar zapatos con tacón superior a 25 mm se asoció con *Hallux Valgus* e hiperqueratosis. Un calzado mal ajustado se asocia con dolor en el tobillo en mujeres (Castro *et al.*, 2010).

Existen muchos factores que contribuyen en el desarrollo de lesiones hiperqueratósicas en el paciente de edad avanzada. Estas lesiones hacen que el pie de los mayores sea más susceptible en tanto que limitan la deambulaci3n, aumentan la incidencia de la infecci3n, ulceraci3n, y la eventual p3rdida del miembro/extremidad. El calzado adecuado es esencial para el manejo de las lesiones hiperquerat3sicas de los mayores (George, 1993).

I.2.4.4. Influencia del sexo y de la obesidad

Otros factores que influyen considerablemente en los problemas de los pies son el sexo y la obesidad.

Garrow *et al.* (2004) y Gorter *et al.* (2000) demostraron que la prevalencia de los problemas de los pies era mayor en las mujeres que en los hombres. Las posibles causas est3n todav3a por determinar, aunque las investigaciones al respecto atribuyen que puede deberse a una mayor prevalencia de deformidades de los pies de las mujeres, a la existencia de enfermedades subyacentes, al uso del calzado o a determinados h3bitos en el estilo de vida (Dufour *et al.*, 2009).

Las mujeres postmenop3sicas obesas y en particular, las que tienen obesidad sarcop3nica, presentan aumentos de presiones plantares en distintas zonas del pie que pueden causar dolor y disconfort en el mismo. Las mujeres con

obesidad sarcopénica expresan también una mayor carga durante la fase de apoyo respecto a las obesas y a las normales, hecho que podría limitar sus actividades básicas de la vida diaria, como caminar (Monteiro *et al.*, 2010).

No existen evidencias sobre la mayor incidencia de problemas en los pies en la población obesa en general.

I.2.5. Tratamiento de los problemas de los pies

Las dos opciones más frecuentes de tratamiento de estas afecciones, por parte de los médicos holandeses referenciados en el estudio de Van der Zwaard, son el asesoramiento para comprar zapatos con un ajuste adecuado y la derivación a un podólogo para la realización de ortesis plantares o modificaciones en el calzado (Zwaard *et al.*, 2011).

I.2.5.1 El calzado

Un estudio realizado en 1993 por Frey *et al.* presenta información descriptiva sobre las tendencias de calzado y sus efectos en el desarrollo de deformidades del pie y dolor en 356 mujeres, con edades entre 20-60. En dicho estudio se observó que la mayoría de las mujeres que tenían dolor en los pies usaban zapatos que eran demasiado pequeños. En la misma línea que el estudio de Frey, Menz *et al.* (2006) demuestran que los problemas de ajuste son muy frecuentes en la población y están asociados a dolor en el pie. Doi *et al.* (2010) en estudios recientes demuestran que el ajuste del calzado es imprescindible para poder realizar una marcha adecuada, y dejan patente la existencia de una proporción significativa de adultos mayores que usan zapatos mal ajustados.

El calzado juega un papel fundamental en el confort percibido, en la reducción de las sobrepresiones y en la protección del pie frente a las fricciones

Introducción

indeseadas. Con todo esto se facilitará una adecuada biomecánica de la marcha, dentro de las posibilidades de cada persona.

De la misma forma, realizando modificaciones en el calzado podemos actuar sobre el pie, alterando el reparto de cargas en su zona plantar. Este hecho, es de utilidad para reducir las sobrepresiones, cuando existen zonas que están sometidas a una presión excesiva.

Mediante los distintos componentes del calzado se pueden reducir las presiones elevadas y/o se conseguir que el calzado resulte confortable:

- **Altura del tacón**

La altura del tacón juega un papel importante en la biomecánica del pie, en las presiones plantares (Mandato y Nester, 1999; Menz y Morris, 2005; Witana *et al.*, 2009) y en el confort percibido (Hong *et al.*, 2005; Yung-Hui y Wei-Hsien, 2005). Tacónes altos producen un aumento de las presiones soportadas por las cabezas de los metatarsianos y por los dedos (Mandato y Nester, 1999; Menz y Morris, 2005; Witana *et al.*, 2009). Asimismo, la rigidez del tacón también interviene en los picos de impacto producidos al caminar (Yung-Hui y Wei-Hsien, 2005). Según la mayoría de los autores consultados, la altura del tacón no debería superar los 3 cm.

- **Tipo de suela**

Los principales tipos de suela son de cuero y de caucho. Existen evidencias que las suelas de goma son más confortables y hacen que se perciban menos las irregularidades del terreno, sin embargo no existen diferencias en las presiones plantares entre ambos tipos de suela (Nyska *et al.*, 1995). Para mejorar el confort percibido se aconsejan suelas blandas (Menant *et al.*, 2008). Con el objetivo de facilitar los movimientos del pie es importante que la suela sea flexible en la zona de flexión (García *et al.*, 1994).

- **Modificaciones en la suela externa del zapato**

Cuando existen alteraciones durante la marcha en el sentido de pronación o supinación del pie, podemos intervenir colocando pequeñas cuñas internas o externas en la suela. Así, cuando se trata de un pie pronado colocaremos una cuña en la mitad interna de la suela del zapato y al contrario en un pie supinado. Otro recurso muy utilizado para disminuir las presiones a nivel de las cabezas de los metatarsianos, es la colocación de una suela en balancín o una barra retrocapital (Zambudio, 2009).

- **Tipo de puntera**

La puntera debe ser ancha y larga, evitando que los dedos queden encogidos dentro del calzado, de forma que puedan moverse libremente dentro del calzado. Las punteras estrechas y puntiagudas obligan a que el primer dedo se desvíe hacia la parte externa y el quinto dedo hacia la parte interna y los dedos medios queden comprimidos por los dos lados, de forma que se repliegan en martillo (Zambudio, 2009).

- **Soporte de arco longitudinal interno**

Pese a ser un elemento más propio de las ortesis plantares, hay calzados que llevan en su interior este elemento con el fin de proporcionar estabilidad y confort. Si la persona con un pie de riesgo utiliza solamente calzado sin plantillas, este deberá llevar una suela interior blanda y un pequeño arco plantar que se acomode al arco interno (García *et al.*, 1994).

I.2.5.2 Plantillas y ortesis plantares

De los elementos de diseño que forman el calzado, la plantilla es uno de los componentes que tiene más relevancia en la distribución de presiones y en el confort (Witana *et al.*, 2009), sufriendo una gran evolución en su diseño en los últimos años con la incorporación de nuevos materiales y diseños anatómicos (Payne *et al.*, 2003).

Un 60% de la población adulta europea sufre de problemas en los pies, siendo las ortesis plantares el tratamiento elegido por la prescripción médica en un alto porcentaje de los casos. La utilización de ortesis plantares está altamente extendida entre médicos ortopédicos, podólogos y fisioterapeutas, y su potencial en la reducción de dolor y lesiones es convincente (Bonanno *et al.*, 2011; Pfeffer *et al.*, 1999; Snyder-Mackler, 2011).

A día de hoy, existen pocas herramientas de valoración que permitan obtener una buena “predecibilidad” en el nivel de resultados conseguidos con un cierto tratamiento, lo que hace que la adecuación final de la ortesis al paciente dependa, en grado muy elevado, de la experiencia del especialista, sin estar basada en criterios objetivos (Nicolopoulos *et al.*, 2000). Esta falta de conocimiento, unido a una baja tecnificación del proceso de diseño, provoca que actualmente el proceso de personalización de ortesis plantares se realice de forma artesanal y con pocos criterios objetivos. La existencia de herramientas objetivas de valoración mejoraría el proceso de adaptación de las ortesis plantares.

Por otra parte, en el ámbito del calzado convencional, en general, se ha extendido el uso de plantillas anatómicas a partir de los conceptos desarrollados en el ámbito sanitario con ortesis plantares, sin tener criterios sobre los efectos que las distintas anatomías y materiales pueden tener sobre la población no patológica (Kelaher *et al.* 2000). El Instituto de Biomecánica de

Valencia (IBV), consciente de estas carencias, inició una línea de I+D orientada a estudiar la influencia de los elementos anatómicos en el confort (Bataller *et al.*, 2001), avanzando en el estudio de la influencia de la geometría de las plantas anatómicas en serie en la distribución de las presiones plantares y el confort (Figura 8). Pese a estos avances, en la actualidad sigue existiendo un gran desconocimiento sobre la interacción de la forma y el material de la plantilla con sus consecuencias en el confort del usuario, ya que no existen parámetros que nos informen sobre los niveles de tolerancia a las presiones de los distintos usuarios.

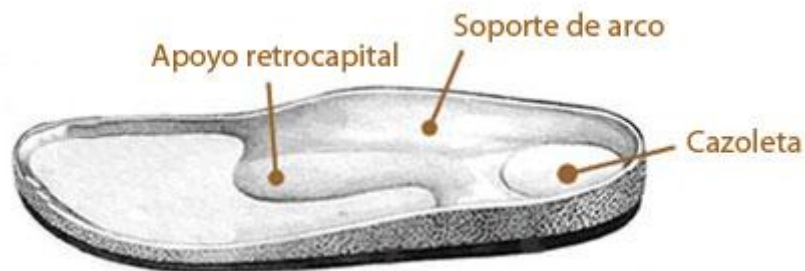


Figura 8. Elementos anatómicos más comunes de la plantilla del calzado (Fuente: Ramiro *et al.* (1995)).

De la bibliografía consultada se puede resumir que:

- Se ha comprobado en diferentes estudios la relación entre las cargas soportadas por el pie y diferentes patologías que asientan a nivel del mismo pie o de la cadena musculoesquelética.
- Existen datos clínicos que demuestran la utilidad terapéutica de las plantillas y de los elementos anatómicos empleados en su construcción.
- Se aportan estudios acerca del efecto de las plantillas y de los suplementos anatómicos sobre el reparto de presiones en la planta del pie.

Introducción

Según su dureza, las plantillas pueden clasificarse en rígidas, semirrígidas y blandas:

- **Plantillas rígidas**

Se pueden fabricar en acero, aluminio o plásticos duros como el polipropileno, polietileno, laminado en resina o plexidur. Tienen la ventaja de que son muy resistentes al uso y por tanto de larga duración, pero esta dureza no las hace recomendables para los pies sensibles.

- **Plantillas semirrígidas**

Se fabrican con corcho. Son muy útiles para descargar las zonas correspondientes a las cabezas de los metatarsianos, mediante un relleno de los arcos interno y externo del pie y una barra o lágrima retrocapital, aunque su principal inconveniente radica en la falta de almohadillado de estas zonas.

- **Plantillas blandas**

Se fabrican en plásticos blandos como pelite o plastozote o bien en siliconas. Estos materiales, además de conseguir un buen almohadillado de toda la planta del pie, permiten absorber la fuerza del impacto que se produce durante la marcha. Por tanto son las más utilizadas para la reducción de los impactos que se producen al caminar.

Existe la tendencia, en los últimos años, de realizar plantillas termoconformadas que se adaptan a la anatomía plantar de cada sujeto. Según varios autores este tipo de plantillas son las más indicadas para la reducción de las sobrepresiones en pacientes con metatarsalgias y talalgias (Bonanno et al., 2011; Stolwijk et al., 2011; Vázquez Arce et al., 2010), a la vez que aumentan el confort y disminuyen la sensación de dolor (Vázquez Arce et al., 2010).

- **Inserciones de material**

Algunos técnicos ortopedas y podólogos combinan varios materiales de la plantilla, de forma que pueden realizar plantillas semirígidas con la inserción de materiales altamente amortiguadores, como el *Poron*, *Noene*, etc...que colocan en las zonas donde existen mayores presiones con el fin de reducirlas.

Healy *et al.* (2012), en un estudio reciente, en el que comparaban distintas densidades de material de plantilla en plantillas planas y plantillas personalizadas, demostraron que para las plantillas lisas, los materiales de densidad media como el Etilo Acetato de Vinilo eran los que producían mayor disminución de las presiones pico y los poliuretanos de baja y media densidad eran más efectivos para aumentar las áreas de contacto y reducir las integrales de presión/tiempo.

Además del material de la plantilla, cuya principal función será el confort y la disminución de las fuerzas de impacto, para la redistribución de las presiones se utilizan diversos elementos anatómicos. Los más frecuentes:

- **Almohadillado de talón, taloneras, cazoletas**

Bonanno (2011) estudia los efectos de las cazoletas y taloneras en las talalgias de los mayores, demostrando que tanto las cazoletas como las ortesis plantares eran efectivas en la reducción de las presiones y de los impactos que se producían en el talón. En la misma línea Pfeffer *et al.* (1999) revisaron un total de 236 pacientes con fascitis plantar (160 mujeres y 76 hombres) sometidos a cinco tratamientos diferentes. Sus resultados fueron que los pacientes que usaban inserciones prefabricadas obtenían porcentajes de mejoría más altos que los que sólo realizaban estiramientos y que los que estiraban y usaban la ortesis plantar a medida.

Introducción

▪ **Sostén de arco longitudinal interno**

La estimulación del arco plantar por medio de un soporte de arco (3 mm) produce que las presiones plantares aumenten en el lado ipsilateral del soporte colocado y que el centro de masas del cuerpo se desplace hacia el pie estimulado (Janin y Dupui, 2009). Siguiendo la misma línea Kogler *et al* (1999) demuestran que la colocación de una cuña de arco externo de mediopié transmite las cargas a través de las estructuras de soporte lateral del pie.

▪ **Barra o lágrima retrocapital, barras para los metatarsianos**

La respuesta de las presiones plantares bajo el antepié también ha sido estudiada en relación la barras metatarsianas por Hayda *et al.* (1994), concluyendo que las barras metatarsianas y/o los apoyos retrocapitales reducen significativamente las presiones plantares. Las variables que resultaron ser importantes fueron el tamaño, posición y material de la inserción. En la misma línea Hastings *et al.* (2007) demuestran que las barras metatarsianas colocadas entre 6 y 11 mm de la línea que une las cabezas metatarsianas consiguen una reducción significativa de las presiones máximas.

▪ **Cuñas pronadoras y supinadoras**

Van Gheluwe y Dannanbreg (2004) estudiaron el efecto de las cuñas en varo y valgo del retropié sobre el antepié, concluyendo que no influyen significativamente en las variables de presión del antepié, al igual que la presión de retropié no se ve afectada por acuñaamiento anterior. Un resultado similar encontraron Cornwall y McPoil (1992) evaluando la eficacia de una plantilla semirrígida con cuña de varo. En contraposición, otros autores han concluido que la colocación de cuñas mediales en el talón han disminuido las presiones bajo la primera y segunda cabeza de los metatarsianos, así como bajo

el *Hallux*, mientras que las cuñas laterales en el talón han disminuido las presiones bajo tercera, cuarta y quinta cabeza de los metatarsianos (Rose *et al.*, 1992). Estudios similares han utilizado la presión plantar como una medida indirecta del pie en pronación, suponiendo que la distribución de la presión plantar refleja la posición del retropié (Lange *et al.*, 2004).

Varios ensayos controlados aleatorios demostraron el poco efecto de las plantillas y cuñas en la mejora del dolor por artrosis de rodilla (Baker *et al.*, 2007; Pham *et al.*, 2004; Snyder-Mackler, 2011). Barrios *et al.* (2009) concluyeron que el uso de una cuña pronadora en un calzado estándar durante un año no mejoró el dolor en pacientes con artrosis de rodilla comparado con una plantilla neutra. Sin embargo, en un reciente estudio en el 2013, Barrios *et al.* demuestran que las cuñas laterales tienen efectos beneficiosos y sostenidos en el tiempo en pacientes con osteoartritis medial de rodilla. En el mismo año, Jones *et al.* (2013) han demostrado que la reducción de la carga interna en ambas rodillas de pacientes con artrosis mediante cuñas pronadoras no sólo reducen la carga interna en las rodillas afectadas sino que además pueden evitar la progresión de la artrosis del lado contralateral al afectado. Dada la controversia existente en determinar los efectos de las cuñas en la reducción de las cargas de la rodilla, su uso sigue siendo recomendado en la mayoría de guías de la práctica clínica.

- **Almohadillas plantares, interdigitales, etc.**

Hsi *et al.* (2005) demuestran la eficacia de las almohadillas de los metatarsianos en el tratamiento de las metatarsalgias, al reducir las presiones plantares de dicha zona. De la misma forma Johnson *et al.* (2012) demuestran el efecto de tres almohadillas interdigitales en pacientes con dedos en martillo o en garra.

I.2.6. Confort / Disconfort

Aunque se puede encontrar mucha bibliografía referente al dolor, existe un vacío en los estudios sobre la salud referentes al disconfort.

Varias han sido las definiciones que se han dado al confort: "ausencia de incomodidad" (Hertzberg, 1972), "sensación de relajación y bienestar" (Zhang *et al.*, 1996) o "agradable estado de armonía fisiológica, psicológica y física entre un ser humano y el ambiente" (Slater, 1985). Por disconfort se entiende la ausencia de confort. En el presente trabajo hablaremos indistintamente de ambos términos, en función de su presencia (confort) o ausencia (disconfort), por tratarse de términos que implican un mismo concepto.

La definición y cuantificación de confort es todavía un problema sin resolver. El confort es una sensación subjetiva, difícil de definir y de cuantificar. Ha sido descrito como una "sensación subjetiva dependiente de las diferencias individuales" y se ha sugerido que no se puede medir directamente (Cavanagh y Ae, 1980; Che *et al.*, 1994; Slater, 1985). Pero antes de hablar de su medición incidiremos en la importancia que tiene conocer los umbrales de disconfort con el objetivo de prevenir problemas relacionados con la biomecánica y la salud.

I.2.6.1. El confort en el pie calzado

El confort es uno de los aspectos más importantes para los fabricantes de calzado (Che *et al.*, 1994), siendo un elemento fundamental para el diseño de zapatos (Miller *et al.*, 2000).

A través de la literatura se ha podido diferenciar distintos tipos de confort en el pie: confort mecánico (es decir, el relacionado con los factores biomecánicos), confort fisiológico (relacionado con los factores térmicos) y confort psicológico.

▪ **Confort mecánico**

El confort mecánico es el resultado de una interacción compleja de diversos aspectos relacionados con el pie, la marcha y la interacción del pie con el calzado. Estos aspectos son los siguientes:

Absorción de impactos

El impacto producido por el talón al entrar en contacto con el suelo en la fase de apoyo de la marcha se transmite a las articulaciones del tobillo, rodilla y cadera hasta llegar a la columna y cabeza (Chu *et al.*, 1986). La literatura refiere correlaciones significativas entre los impactos repetidos y diferentes problemas de salud como las afecciones articulares degenerativas (Broom, 1986), así como una relación significativa entre la utilización de una suela excesivamente dura y el aumento de dolor en el talón y la zona lumbar (García *et al.*, 1994).

Igualmente, algunos autores defienden que la propiedad de la absorción de impactos en el zapato es uno de los factores que más influyen en el confort del calzado (Whittle *et al.*, 1994; Wilson y Gilbert, 1993). Otros estudios demuestran que existe una correlación significativa entre la percepción de una suela demasiado dura y la evaluación global de la comodidad (García *et al.*, 1994).

Distribución de presiones plantares

La distribución de presiones en el interior del zapato es de gran importancia para la ortopedia y para las consideraciones biomecánicas. En el ámbito deportivo, la seguridad y el confort dependen, entre otros factores, de la distribución de las presiones plantares. Dicha distribución determina a su vez si un calzado es adecuado o no para una determinada actividad (Schaff y Hauser, 1987). Para que un calzado se considere confortable no deben existir fuerzas o

Introducción

presiones elevadas entre el pie y la plantilla y éstas a su vez deben estar bien distribuidas en la planta del pie (Cavanagh y Ae, 1980; Che *et al.*, 1994; Whittle *et al.*, 1993). Si un calzado o plantilla es capaz de mantener presión entre la planta del pie y el zapato por debajo de cierto umbral, entonces el zapato será percibido como cómodo.

Adaptación a la forma del pie

Para que un calzado sea cómodo, el interior del calzado debe asimilarse a la forma del pie del usuario (Hawes *et al.*, 1994; Miller *et al.*, 2000; Nigg, 1986). Sin embargo existe un vacío en la literatura sobre qué dimensiones afectan al confort subjetivo y cuáles son las más importantes (Hawes *et al.*, 1994).

No se han encontrado evidencias científicas sobre este aspecto, pese a la importancia que tiene el ajuste adecuado en el confort del calzado. Nigg (1986) y Perkins *et al.* (1993) consideran el ajuste como uno de los factores decisivos que influyen en el confort del pie.

Adaptación a los movimientos del pie

La función del pie dependerá, en gran medida, de la adaptación del calzado a sus movimientos (Miller *et al.*, 2000). Es sabido que la pronación del pie es uno de los principales factores determinantes de la biomecánica de la marcha. Nigg y Balsen (1988) demostraron que el calzado tiene una influencia significativa en la pronación del pie. Por otra parte Che *et al.* (1994) demostraron la importancia de la flexibilidad y la rigidez a la torsión de la suela, al ser los factores más importantes en el confort del calzado deportivo.

Fricción del calzado

Algunos estudios reflejan la influencia de la fricción de la suela como un factor importante no sólo para la seguridad sino también para el confort (Ramiro *et al.*, 1995).

Tanto o más importante que la fricción del calzado en el suelo, lo es la fricción del calzado con el pie. Muchas de las lesiones en el pie diabético aparecen, según Laing y Klenerman (1991) y Landsman y Sage (1997) debido a las fuerzas que actúan en la piel y tejido subyacente. Sobre la planta del pie actúan dos tipos de fuerzas, cuya aplicación repetitiva provoca lesiones tisulares: por una parte las fuerzas verticales y las fuerzas horizontales que actúan paralelas a la planta del pie. Mientras que el esfuerzo vertical provoca lesiones en los tejidos por medio de la compresión repetitiva de los mismos, las fuerzas horizontales o de cizallamiento provocan el deslizamiento de los planos profundos con los tejidos superficiales. La combinación de estas dos fuerzas puede provocar desde lesiones menores hasta la necrosis del tejido. Por este motivo la fricción es un factor desencadenante de disconfort y de problemas posteriores más serios como hiperqueratosis, hemorragias, infecciones y, finalmente, necrosis y úlceras.

- **Confort fisiológico: factores térmicos**

Los factores térmicos entre el pie y el zapato no afectan al confort de una manera directamente pero sí lo hacen tras un tiempo de latencia. La temperatura y la humedad relativa son factores decisivos para el confort térmico (Kawabata y Tokura, 1993; Kurz, 1994). La acumulación de humedad en el calzado crea un microclima que está relacionado con el disconfort (Rissanen y Rintamäki, 1997). Por otra parte, una temperatura deficiente o excesiva y/o humedad en el calzado zapato puede desestabilizar el sistema biomecánico,

Introducción

influyendo negativamente en el confort mecánico. Por ejemplo disminución de sensibilidad superficial ante bajas temperaturas, o reducción de las características mecánicas de los tejidos del pie debido a humedad elevada (Ramiro *et al.*, 1995).

▪ **Confort psicológico**

El disconfort mecánico y fisiológico puede producir disconfort psicológico. El dolor o disconfort repetitivo puede producir incapacidad para concentrarse y puede provocar incapacidades físicas debido a estados de estrés mental. Un ejemplo de esto es el estrés por calor (inapetencia, apatía o incapacidad) experimentado cuando una persona se somete a condiciones extremas de calor (Slater, 1985).

Otros factores, como la moda o la influencia de la sociedad, también pueden influir en la sensación de confort. Por ejemplo, un aspecto relacionado con el confort, tanto mecánico como fisiológico y psicológico, e influenciado muchas veces por la moda, es el ajuste de un zapato. Ciertos sectores de la población son capaces de sacrificar el confort por "ir a la moda", aun a riesgo de provocar daño real a sus tejidos (Slater, 1985). Prueba de ello es el uso de zapatos de tacón de alturas exageradas o de punteras extremadamente estrechas.

La mayoría de artículos que hablan del confort del pie hacen referencia al confort relativo al uso del calzado y de los distintos elementos anatómicos de la plantilla del calzado y/o de las ortesis plantares en sujetos sanos deportistas (Miller *et al.*, 2000) o no deportistas (Mills *et al.*, 2010; Witana *et al.*, 2009) y en distintas poblaciones como la hemofílica (Lobet *et al.*, 2012), pacientes con artrosis en el pie (Ibuki *et al.*, 2010), artritis reumatoide (Mejjad *et al.*, 2004) y con dolor de pie en general (Grier *et al.*, 2011).

Todos estos autores coinciden en la forma de medir el confort general, que a su vez coincide con las que describen Mills *et al.* (2010): mediante la escala analógica visual (EVA). Pero esta forma de medición tiene sus limitaciones, especialmente cuando se trata de una población especial como es la tercera edad, en la que muchas veces la realización de encuestas queda supeditada al entendimiento de la misma, cansancio del sujeto entrevistado, nivel de atención, etc.

1.2.6.2. Discomfort como precursor del dolor

Está generalmente aceptado que el discomfort es un precursor del dolor (Goonetilleke, 1998; Hamberg-van Reenen *et al.*, 2008; Le Johansson *et al.*, 1999),

Cabría en esta tesis aportar una definición de discomfort entendiendo como tal a "la fase de tránsito existente entre una sensación de confort y una sensación dolorosa". Dicha fase de tránsito sería prácticamente inexistente cuando se produce una carga brusca, inesperada e intensa, donde se pasaría del confort al dolor sin solución de continuidad. En cambio, sería de mucho más prolongada duración y perceptible, así como susceptible de medir y analizar cuando la carga fuera mínima, voluntaria y muy repetitiva como lo es el contacto del pie con el suelo durante la marcha y la bipedestación.

De forma genérica, a medida que aumenta la presión el sujeto sano experimenta distintas sensaciones, que van desde la sensación de "presión suave", que podría traducirse por presión confortable, a la "presión moderada", que podría traducirse en sensación de molestia o discomfort. Si esta presión va en aumento o se mantiene en el tiempo el sujeto siente dolor, y si sigue en aumento o se mantiene en el tiempo puede llegar a ocasionar un daño tisular o lesión (Figura 9).

Introducción

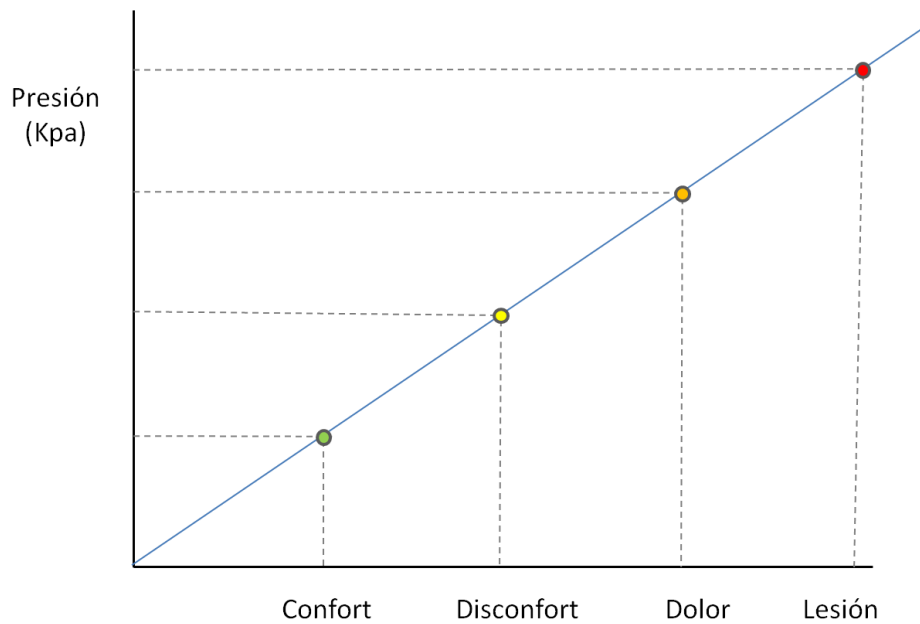


Figura 9. Diferentes umbrales de la intensidad de un estímulo

Según Guyton (1964), la finalidad del dolor es la de proteger al organismo: el dolor aparece siempre que ha sido lesionado cualquier tejido y hace que el individuo reaccione eliminando o alejándose del estímulo doloroso. Incluso actividades tan sencillas como permanecer sentado mucho tiempo sobre los isquiones pueden destruir los tejidos por falta de riego sanguíneo debido a la compresión que el peso del cuerpo produce sobre la piel. Cuando la piel comienza a doler como consecuencia de la isquemia, el individuo cambia inconscientemente de postura, y desvía el peso. Pero una persona que ha perdido la sensación nociceptiva deja de percibir el dolor y por tanto, no cambia de postura. Esto puede dar lugar a la aparición de úlceras cutáneas en las zonas sometidas a presión.

I.2.6.3. Medición del disconfort frente a presiones plantares

La presión en el pie tiene distintos efectos en el confort y bienestar de la gente (Au y Goonetilleke, 2007; Dohi *et al.*, 2003; Hong *et al.*, 2005). Dependiendo de la magnitud de la presión que actúe sobre la planta del pie, la sensación resultante puede variar desde el tacto superficial al dolor, pasando previamente por la sensación de disconfort (Engen, 1988; Hong *et al.*, 2005). Mientras que la sensación de tacto superficial proporciona el *feed-back* sensorial necesario para el equilibrio y la locomoción, el disconfort y el dolor son mecanismos para avisar al cuerpo de situaciones potencialmente dañinas (Xiong *et al.*, 2010). La caracterización de un mapa de tolerancia a presiones en términos de disconfort sería una herramienta interesante de cara a prevenir dolor y lesiones potenciales (Xiong y Goonetilleke, 2009). La detección de la tolerancia a presiones sería además de utilidad con el fin de detectar pacientes con pérdidas de hipersensibilidad y también para evaluar los efectos de distintos tipos de tratamiento y para comparar la sensibilidad de los tejidos ante diversos procesos patológicos. Pero previo al estudio de las distintas afecciones, necesitamos estudiar la existencia de patrones de normalidad en sujetos sanos.

La medición de los umbrales de tolerancia al dolor ha sido ampliamente utilizada desde los estudios de Engen hasta nuestros días, por dos motivos fundamentales:

- a) Su simplicidad en cuanto a la medición y evaluación.
- b) Por poder expresarse en unidades físicas de intensidad del estímulo.

Existen en la literatura numerosos estudios sobre los umbrales de tolerancia al dolor, sin embargo existen muy pocas investigaciones sobre la tolerancia al

Introducción

dolor en la planta del pie. Además existe un vacío en la literatura respecto a la medición de los umbrales de disconfort. A pesar de la importancia que tendría la cuantificación del umbral de disconfort con el fin de prevenir el siguiente estadio, esto es, el dolor, solamente cinco estudios han medido el umbral de disconfort a la presión (UDiP) (González *et al.*, 1999; Le Johansson *et al.*, 1999; Xiong *et al.*, 2011, 2012, 2013), entendiendo el UDiP como la presión ante la cual los sujetos experimentan disconfort (Le Johansson *et al.*, 1999).

Por todo esto la medición de los umbrales de disconfort del pie en distintos sectores de la población es un campo abierto al estudio.

Podemos afirmar por tanto, que el confort/disconfort depende de varios aspectos y por tanto tiene un carácter multifactorial. Al mismo tiempo se trata de una sensación individual y subjetiva. Es por ello y porque existe una gran variabilidad entre las personas, que la evaluación del confort/disconfort suele realizarse mediante métodos de evaluación subjetivos, entendiendo como tales aquéllos en los que la opinión del examinador es la única que tiene interés. Este tipo de evaluación presenta varios inconvenientes:

- a) La única manera de medirlo es preguntándole a la persona.
- b) Las personas tienden a tener opiniones muy diferentes acerca de todo (dependiendo de la historia pasada del sujeto, de su percepción, del estado personal en el momento de la pregunta, etc.).
- c) Los resultados obtenidos suelen ser difíciles de manejar e interpretar.
- d) ¿Cuánto se puede confiar realmente en el resultado que se obtiene al preguntar una opinión subjetiva? (podría ser que la persona no diga la verdad, la forma de realizar la pregunta podría modificar la percepción obtenida y la respuesta dada, etc.).

e) Las condiciones en el experimento pueden sesgar los juicios del sujeto.

De esta forma, con el objetivo de poder encontrar resultados eficientes y válidos al medir experiencias subjetivas, se han desarrollado los procedimientos psicofísicos. Estos métodos, ampliamente utilizados en el ámbito del mobiliario y la ergonomía (Corlett, 1981), se basan en tests sobre el confort general (Shackel *et al.*, 1969) y sobre el confort de las distintas zonas corporales (Corlett, 1992). Sin embargo, esta metodología no es habitual en los estudios del pie y del calzado, a pesar de los esfuerzos realizados en los últimos años con miras a la generación de criterios de diseño.

La metodología utilizada actualmente en Ergonomía (Shackel *et al.*, 1969) recoge información de acuerdo a tres tipos de cuestionarios rellenados durante y después del uso del producto de estudio, bajo condiciones controladas: confort general (global), confort en las distintas zonas del cuerpo y opiniones personales sobre las características del producto.

La ventaja de usar esta metodología de análisis subjetivo reside en el hecho de que permite complementar los datos obtenidos a través de pruebas objetivas, que proporciona información sobre los sentimientos y experiencias del sujeto.

La cuantificación y análisis de las cargas que desencadenan la fase de tránsito entre confort y dolor en los pies de las personas mayores es, precisamente, el objetivo principal de esta tesis.

Conocer los umbrales de carga (en forma de presiones plantares) personales y/o generales que desencadenan disconfort es especialmente importante en las poblaciones que tienen afectado el mecanismo del dolor (neuropatías, demencia, tercera edad, diabetes, etc.).

I.2.7. Sensibilidad en la planta del pie

Los estudios sobre sensibilidad en la planta del pie se clasifican en función del mecanismo que estimula la sensibilidad: temperatura, dolor, presión y sensibilidad esteroceptiva (reconocer objetos mediante la palpación).

Los estímulos mecánicos de tacto superficial y vibración son los más abundantes en la literatura, aunque en ellos se determinan niveles de percepción pero no de discomfort.

La prueba más extendida utilizada para determinar niveles de sensibilidad táctil (tacto superficial) se realiza con unos monofilamentos llamados de Semmes-Weinstein. La herramienta está constituida por un conjunto de filamentos de distinto diámetro que son aplicados en la planta del pie del paciente, que con los ojos cerrados determinará el momento en que percibe el estímulo. Los filamentos siguen una gradación en cuanto a diámetro, la puntuación obtenida en la prueba se refiere al diámetro mínimo capaz de ser percibido. Utilizando la prueba de los monofilamentos se han realizado estudios donde se analiza la sensibilidad superficial del pie (Alfuth y Rosenbaum, 2011; Hennig y Sterzing, 2009; Wiggermann *et al.*, 2012) y de distintas zonas corporales (Evans *et al.*, 1992). En otros se comparan resultados de distintos grupos de población (Levy *et al.*, 1987; Rosenbaum *et al.*, 2006). La medición táctil mediante monofilamentos ha sido ampliamente utilizada por la literatura sobretodo para estudiar el pie diabético (Carvalho *et al.*, 2009), las neuropatías y las artropatías degenerativas (Rosenbaum *et al.*, 2006). No se ha encontrado ningún estudio que haya analizado el tacto superficial en la población mayor sana.

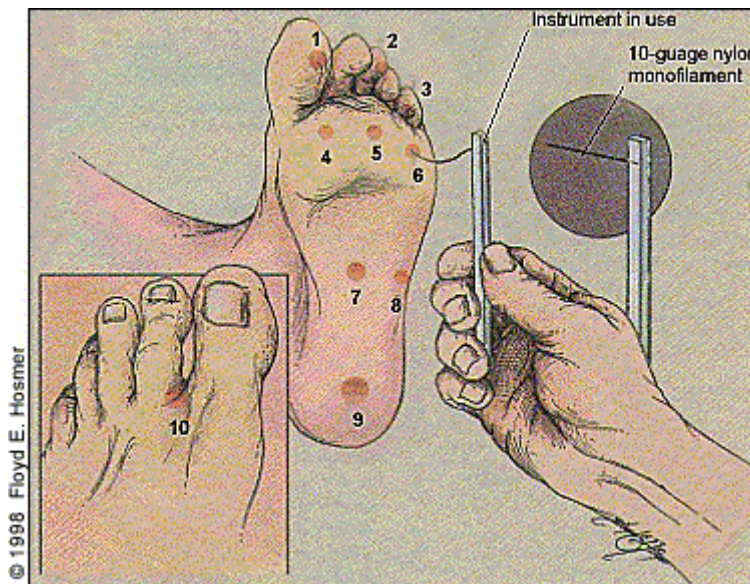


Figura 10. Estudio de la sensibilidad con los monofilamentos de Semmes-Weinstein (Fuente: García, 2011).

Por otro lado, los niveles de percepción de sensibilidad vibratoria son determinados aplicando vibración mecánica, se trata de determinar en un voltaje entre 0 a 50 voltios, que se incrementa progresivamente, en qué momento se hace perceptible la vibración, empleando distintas frecuencias, 20, 40, 240 y 2000Hz. De la misma forma que con los del tacto superficial, existen numerosos estudios de sensibilidad vibratoria sobre el pie (Deshpande *et al.*, 2008; Hennig y Sterzing, 2009; Schlee *et al.*, 2009), sobre distintas zonas del cuerpo y en distintos grupos de población, siendo los más abundantes los estudios en la población diabética (Levy *et al.*, 1987; Ziegler *et al.*, 1988). Respecto a la sensibilidad vibratoria del pie de los mayores solamente se ha encontrado un estudio: (Deshpande, 2008), en el que se demuestra que las personas mayores tienen una sensibilidad vibrotáctil deficiente en el miembro inferior, medida en la zona plantar del primer dedo, asociada a su vez con una menor velocidad elegida de marcha normal.

Introducción

Como ya se comenta al inicio de la introducción, la sensibilidad dolorosa puede ser medida mediante estímulos térmicos, eléctricos o de presión (Krumova *et al.*, 2012; Rolke *et al.*, 2006).

Existen varios estudios que utilizan los estímulos térmicos, esto es, dolor por frío o dolor por calor (Evans *et al.*, 1992; Galer *et al.*, 1991; Liniger *et al.*, 1991; Navarro y Kennedy, 1991; Rendell *et al.*, 1989), determinando los umbrales que pueden desencadenar dolor. Existen estudios de sensibilidad térmica en zonas del pie (Galer *et al.*, 1991; Liniger *et al.*, 1991), y en distintas zonas del cuerpo (Evans *et al.*, 1992; Navarro y Kennedy, 1991; Rendell *et al.*, 1989).

Sobre los estudios de sensibilidad nociceptiva mediante estímulos eléctricos no se ha encontrado ningún artículo.

A continuación hablaremos del estudio de la sensibilidad nociceptiva mediante estímulos de presión.

1.2.7.1 Sensibilidad a la presión. Umbrales de tolerancia

El umbral de sensibilidad a la presión es la mínima presión que induce dolor (Fischer, 1986b; Merskey y Bogduk, 1994; Merskey, 1986).

Hasta la fecha, el umbral de tolerancia a la presión se ha utilizado para el diagnóstico de puntos gatillo, fibrositis, puntos dolorosos (Antonaci *et al.*, 1992; Fischer, 1986a), estados de la artritis reumatoide (Gerecz-Simon *et al.*, 1989; Hodge *et al.*, 2009), sensibilidad al dolor en artritis reumatoide, artrosis, espondilitis anquilosante (Gerecz-Simon *et al.*, 1989), etc.

No obstante muy pocos estudios analizan los umbrales de dolor a la presión en el pie, a pesar de su importancia clínica tanto diagnóstica como terapéutica y preventiva. La mayoría de estudios sobre sensibilidad de la planta del pie miden

la sensibilidad al tacto superficial y a la vibración. Pero existen muy pocos estudios que midan la tolerancia al dolor de la planta del pie (Hodge *et al.*, 2009; Messing y Kilbom, 2001; Rolke *et al.*, 2005; Xiong *et al.*, 2011; Xiong *et al.*, 2013). Los estudios sobre tolerancia al discomfort en el pie son todavía más escasos, encontrándose a día de hoy, solamente los recientes estudios de Xiong *et al.*, de los años 2010 al 2013.

Messing y Kilbom (2001), en un estudio del umbral de tolerancia al dolor (UDoP) en la planta del pie en trabajadores que pasaban gran parte de su jornada laboral en bipedestación encontraron que, en general, tanto para los sujetos de estudio como para los controles, las zonas que estaban en mayor contacto con el suelo tenían mayores umbrales de tolerancia que las zonas que estaban en menor contacto.

Rolke *et al.*, en 2005, analizaron el umbral de dolor a la presión (UDoP) en la base de las uñas y en las prominencias óseas y musculares de las partes distales de las extremidades superiores e inferiores de sujetos sanos. Los umbrales en el pie eran mayores que en la mano excepto en las zonas correspondientes a músculos. En su estudio concluyó que las pruebas de dolor a la presión sobre los músculos distales pueden ser una prueba sensible para la tolerancia al dolor y que los dispositivos simples y económicos son suficientes para testar este tipo de estructuras.

Varios son los autores que estudian el umbral de sensibilidad dolorosa en pacientes con AR. Por una parte Hodge *et al.* (2009), estudiaron el umbral de sensibilidad a la presión de la planta del pie en pacientes con artritis reumatoide (AR). Los valores obtenidos en el grupo de sujetos sanos oscilaban entre 489,3+-253,4 y 747 kPa +- 320,7. Las presiones en los pacientes con AR eran entre el 60-80% de las del grupo control. Asimismo, estos autores

Introducción

demonstraron que los umbrales de sensibilidad dolorosa a la presión se relacionaban significativamente con la sensibilidad al tacto superficial en diversas zonas en los sujetos normales, pero no en los sujetos con AR. Hodge *et al.* (2009) postulaban que el conocimiento de dichos parámetros podía ser útil en la predicción de la cantidad de reducción de presión necesaria para aliviar el dolor. Sus resultados siguen la misma línea que Gerecz-Simon *et al.* (1989), quienes también estudiaron la sensibilidad de la población afectada de AR, aunque en otras zonas del cuerpo sin incluir los pies. Estos autores midieron el umbral de sensibilidad al dolor en huesos y músculos en pacientes con artritis reumatoide, artrosis, espondilitis anquilosante, concluyendo que los sujetos con espondilitis anquilosante presentaban mayores umbrales que los sujetos con artrosis y éstos a su vez presentaban mayores umbrales que los sujetos normales. Los sujetos con artritis reumatoide fueron los que presentaron los umbrales más bajos.

Otra de las poblaciones "de riesgo", relacionadas con las alteraciones de sensibilidad es la población diabética. Ésta ha sido una de las más estudiadas en términos de sensibilidad táctil (Carvalho *et al.*, 2009) y presiones plantares (Actis *et al.*, 2006; Cavanagh *et al.*, 1991; Giacomozzi y Martelli, 2006; Murray *et al.*, 1996) con el fin de conocer mejor sus características y poder prevenir las úlceras plantares y sus nefastos efectos. No obstante existen escasos estudios sobre la sensación de dolor a la presión (Nguyen *et al.*, 2004). Tal y como manifiestan Nguyen *et al.* la detección temprana de alteraciones en la sensibilidad y la pérdida de la sensación de protección al dolor (*protective pain sensation*) es de gran importancia en la prevención de las úlceras en el pie neuropático. La medición del umbral de percepción dolorosa es un método sencillo y fiable para identificar pacientes con pequeñas alteraciones en la función de sus fibras nerviosas.

Con el fin de avanzar en el diseño ergonómico de herramientas Fransson-Hall y Kilbom (1993) y Le Johansson *et al.* (1999) estudian la sensibilidad a la presión en la mano. Fransson-Hall y Kilbom (1993) analizan los umbrales de sensibilidad a la presión en 18 sujetos sanos (8 hombres y 8 mujeres), concluyendo que las áreas más sensibles son la zona tenar, el pliegue entre el pulgar y el dedo índice y el área alrededor del hueso pisiforme. Cuando la mano se expone a una presión repetida, el umbral de dolor a la presión disminuye. Los umbrales de las mujeres son menores siendo dos tercios de los umbrales de los hombres.

Le Johansson *et al.* (1999) miden los umbrales de dolor y discomfort a la presión en la mano de la población adulta sana. Para determinar los umbrales de dolor y discomfort estudian la relación entre la magnitud física (medida mediante un dinamómetro adaptado) y la percepción subjetiva de la presión aplicada (medida mediante una escala visual analógica (EVA)). Según sus estudios el umbral de discomfort fue del 38% del umbral de dolor a la presión en el punto de dedo, 40% en la palma y 22% en el punto de tenar. Sin embargo la forma de medirlos es distinta a la de Xiong *et al.*, en tanto que estos autores utilizan una escala analógica visual y no el registro de una magnitud física.

En términos de discomfort, éste solamente ha sido analizado por tres autores: Xiong *et al.* (2010, 2011 y 2013) y González *et al.* (1999) en el pie y Le Johansson *et al.* (1999) en la mano. Xiong *et al.* estudian los umbrales de dolor y de discomfort a la presión del pie de la población adulta sana (2011, 2013), desarrollando un equipo de medición que permite analizar conjuntamente los umbrales de percepción a la presión y las propiedades mecánicas de los tejidos de la planta del pie (2010). Según estos autores el umbral al discomfort suele estar entre el 40-60% del umbral al dolor en el pie.

I.2.7.2 Equipos de medición de la tolerancia a presiones

Con el fin de medir el umbral de sensibilidad al dolor se han utilizado diversos dinamómetros y otros dispositivos adaptados (Merskey y Bogduk, 1994; Messing y Kilbom, 2001; Vatine *et al.*, 1993). Dichos equipos también son conocidos como algómetros (*algometer*). La mayoría son portátiles y consisten en un dinamómetro digital o analógico al que se le adapta una galga cilíndrica de aluminio con una superficie de contacto plana y de bordes redondeados. Las medidas de las galgas oscilan entre 0,5 y 4 cm². Los distintos diámetros suelen elegirse en función de la superficie de estudio. La toma de datos suele realizarse con el sujeto en descarga de forma que el examinador aplica una fuerza perpendicular a la superficie de estudio. El sujeto indica en qué momento siente molestias a causa de la presión ejercida (disconfort o dolor) y lo indica, bien mediante la voz o mediante la acción de un dispositivo que va unido al dinamómetro y al equipo de adquisición de datos (Figura 11).

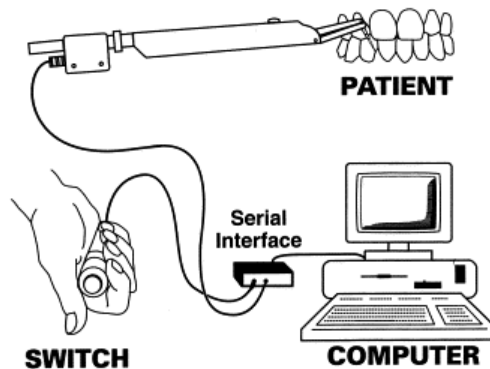


Figura 11. Componentes del equipo de medición al dolor (Fuente: Gibbs *et al.* (1999)).

A día de hoy solamente uno de los equipos existentes permite la medición en carga (Xiong *et al.*, 2010) (Figura 12).



Figura 12. Dinamómetro analógico (izqda.). Dinamómetro digital (centro) (Fuente: Maeda *et al.*, 2011). Dispositivo desarrollado por Xiong (dcha.) (Fuente: Xiong *et al.* 2010).

Estos equipos han resultado ser un método fiable y útil para la medición de sujetos sanos (Chesterton *et al.*, 2003) y/o patológicos (Ylinen *et al.*, 2007). Varios estudios demuestran su reproductibilidad y validez (Chesterton *et al.*, 2003; Fischer, 1987a; Ylinen *et al.*, 2007). Walton *et al.* (2011) han demostrado recientemente la fiabilidad intra e inter-examinador y la fiabilidad test-retest de económicos dinamómetros manuales utilizados tanto para fines clínicos como de investigación.

Suele haber dinamómetros analógicos y digitales. Pese a que los analógicos son los más utilizados en la literatura, sus principales inconvenientes son la dificultad en el mantenimiento de una velocidad fija de indentación y de un incremento constante de la fuerza aplicada (Xiong *et al.*, 2011) y que el registro de la fuerza máxima depende del tiempo de reacción del examinador (Brennum *et al.*, 1989). Para evitar algunas de estas limitaciones, los dinamómetros adaptados digitales permiten guiar al examinador en la cantidad de presión aplicada.

Xiong *et al.* (2011) determinan los efectos de las distintas características de los estímulos (área de estimulación, velocidad del indentador) por medio de analizar 4 tamaños distintos de indentador y 3 velocidades de aplicación.

Introducción

Los umbrales de tolerancia al dolor y discomfort dependen del tamaño del indentador de forma que a menor área se obtienen mayores umbrales, esto es, se registran mayores presiones. Esto mismo también indicaron Defrin *et al.* (2003) al demostrar la existencia de sumación espacial en el registro de los umbrales de tolerancia al dolor al aplicar la presión en distintas zonas del cuerpo.

La velocidad de aplicación también determina los umbrales de tolerancia al dolor y discomfort en la planta del pie, de forma que mayor velocidad se obtienen mayores umbrales, explicado por la rigidez debido a las propiedades viscoelásticas del tejido plantar (Xiong 2011).

I.2.7.3 La tolerancia a presiones en relación a la edad

El proceso del envejecimiento afecta al nivel de percepción en los distintos aspectos sensoriales, de forma que los mayores suelen presentar déficits sensitivos. Según Wylde *et al.* (2012) el 70% de los pacientes con artrosis tienen al menos una alteración somatosensorial. Es por todos conocido que la artrosis en uno de los signos propios del envejecimiento.

El aspecto más estudiado en la tercera edad ha sido la sensibilidad táctil. La evidencia demuestra que los mayores sufren pérdida de sensibilidad al tacto superficial (Bretan *et al.*, 2010; Schlee *et al.*, 2009). Según los recientes estudios de Wylde *et al.* (2012) del 20% al 34% de los mayores de 50 años que sufren de artrosis de rodilla presentan hipoestesia al tacto generalizada. Perry, en 2006, sitúa en la séptima década de la vida la insensibilidad táctil avanzada.

Asimismo los mayores tienen menor sensibilidad a la vibración. A partir de los 72 años el umbral de sensibilidad vibratoria se duplica (Perry, 2006). En el mismo sentido autores como Deshpande *et al.* (2008), Inglis *et al.* (2002) y

Wells *et al.* (2003), demostraron que la sensibilidad a la vibración disminuye en función de la edad, hecho que conlleva disfunciones en la marcha y el equilibrio (Wells *et al.*, 2003), siendo ésta una posible explicación a la disminución de la velocidad de marcha de los mayores (Deshpande *et al.*, 2008).

Sin embargo, se han encontrado muy pocos estudios que analicen la sensibilidad a la presión en relación a la edad, y menos todavía en el pie. Los estudios de Wylde sobre los efectos de la artrosis en la sensibilidad a la presión (Wylde *et al.*, 2012) demuestran que de un 20% al 34 % de los mayores de 50 años que tienen artrosis presentan hiperalgesia generalizada a la presión. Estos cambios no se producen en sujetos sanos.

Entre los estudios que analizan los umbrales de dolor a la presión (UDoP) en el pie ninguno utiliza en su muestra a los mayores de 65 años. Messing y Kilbom (2001) y Xiong *et al.* (2011) utilizan un único grupo de población con edades medias de 37 y 22 años respectivamente, por lo que no estudian los efectos de la edad; y Hodge *et al.* (2009) analizan a adultos (edad media de 54 años) encontrando que los UDoP aumentan con la edad en los sujetos sanos. No se ha encontrado ningún estudio que analice los umbrales de discomfort a la presión (UDiP) en las personas mayores.

1.2.7.4 Influencia del sexo y de la obesidad

No existe un consenso en la literatura consultada sobre los efectos de la tolerancia a presiones y el sexo. Esta falta de consenso es extensible al estudio de las sensibilidades táctil y vibratoria (Hennig 2009).

Aproximadamente el 50% de los trabajos demuestran que las mujeres tienen menores umbrales de sensibilidad a la presión (Chesterton *et al.*, 2003; Fischer

Introducción

1987a; Gerez-Simon *et al.*, 1989; Greenspan *et al.*, 2007; Lee *et al.*, 1994; Walton *et al.*, 2011).

Por otra parte, un porcentaje similar de estudios afirma que no se han encontrado diferencias (Antonaci *et al.*, 1992; Defrin *et al.*, 2003; Lee *et al.*, 1994; Sandrini *et al.*, 1994; Vatine *et al.*, 1993).

Solamente se han encontrado tres estudios que midan el umbral de sensibilidad a la presión en el pie en relación al sexo, y tampoco existe consenso entre ellos. Mientras Messing *et al.* (2001) y Xiong *et al.* (2011) no encuentran diferencias entre sexos, en otro estudio de Xiong *et al.* (2013) los hombres tienen mayores umbrales que las mujeres en todas las zonas del pie menos en dos: tercer metatarsiano y arco plantar.

Se han propuesto múltiples causas a la existencia de tal discrepancia en los resultados, siendo las principales el estudio en distintas zonas (Lautenbacher y Rollman, 1993), distintos métodos de medición (Lautenbacher y Rollman, 1993), y distintas edades de las muestras (Lee *et al.*, 1994). Estos aspectos pueden jugar un papel de confusión en la coherencia de los resultados.

Sobre la influencia de la obesidad en los umbrales de tolerancia a la presión los investigadores han demostrado que el IMC con valores indicativos de sobrepeso afecta a las sensaciones plantares (Hennig y Breunig, 2007; Mickle *et al.*, 2007). Estos autores observaron que la obesidad afecta a la sensibilidad táctil superficial de la planta del pie, de forma que los obesos tenían mayores umbrales de sensibilidad táctil que los no obesos. El peso está correlacionado con la antropometría del pie (Goonetilleke 1997). De la misma forma el tipo de arco plantar afecta la zona de contacto del pie en el suelo (Xiong 2010a) y por lo tanto estos parámetros podrían tener un efecto sobre los umbrales de presión y cabría esperar que los umbrales de presión correlacionasen con el

peso corporal y con la zona de contacto del pie. Sin embargo existen pocos estudios al respecto. Solamente se han encontrado tres estudios que analicen los efectos de la sensibilidad dolorosa a la presión en función del IMC. Ninguno de ellos analiza el discomfort.

Watson *et al.* (2005) y Defrin *et al.* (2003) no encuentran relación significativa entre el IMC y el UDoP. Watson *et al.* analizan la tolerancia al dolor producido al estimular los receptores de la sensibilidad térmica en una muestra de sujetos jóvenes. Defrin *et al.* analizan los umbrales de sensibilidad al dolor en la mano, en zonas de la espalda carentes de sintomatología dolorosa en el momento de la medición y en puntos gatillo miofasciales, en un grupo de jóvenes.

Por otro lado Xiong *et al.* (2011) mide el umbral de tolerancia al dolor por presión en el pie en una muestra de sujetos jóvenes, encontrando que los sujetos con IMC indicativos de obesidad son significativamente más sensibles al dolor, esto es, tienen menores umbrales de UDoP.

Como conclusión podemos afirmar que existe poca información sobre los efectos de la obesidad en la tolerancia a las presiones plantares.

1.2.8. Presiones plantares producidas durante la marcha

Tal y como se ha explicado con anterioridad tras consultar la bibliografía, el confort es un factor a tener en cuenta para evitar los problemas en los pies. La distribución de presiones plantares es un aspecto de gran influencia en el confort dado que durante la marcha todo el peso del cuerpo apoya sobre la planta de los pies. No obstante, a día de hoy no se conoce cuál es la distribución idónea de presiones plantares, aunque se admite que es más cómodo aquel calzado que da lugar a menores presiones en la planta del pie.

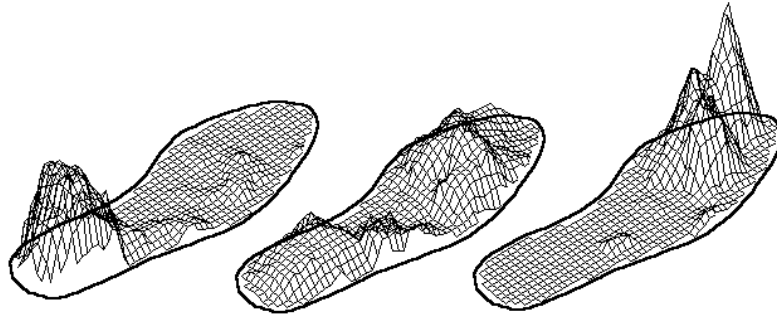


Figura 13. Secuencia de aplicación de presiones durante el apoyo.

El registro dinámico de la distribución de presiones plantares en el interior del calzado ha sido ampliamente utilizado para caracterizar aspectos funcionales del pie humano, ya que permite el estudio del comportamiento del pie en dinámico (Alexander *et al.*, 1990). Parámetros como los máximos de presión, los máximos de presión por regiones, y los impulsos mecánicos por zonas han sido utilizados para describir el patrón de carga de las diferentes regiones del pie (Cavanagh *et al.*, 1991).

En ese sentido, lo realmente importante es conocer la distribución de presiones, es decir qué presiones soporta cada una de las zonas de la planta del pie. Por lo general, el patrón característico de un paso durante la marcha se inicia con el apoyo de la zona externa del talón. Al tiempo que el talón se eleva del suelo se produce una transición de la carga hacia la zona externa del mediopié para posteriormente apoyar de forma progresiva los metatarsianos (del quinto al primero). Mientras el antepié despega la carga pasa al primer dedo. El despegue de esta zona indica el final de la fase de apoyo e inicio de la fase de despegue u oscilación. Aunque este es el patrón característico, depende de una serie de factores como se describe a continuación.

I.2.8.1 Factores que influyen en las presiones plantares

Como ya se ha visto en el apartado I.2.5.2, la influencia de la utilización de plantillas anatómicas y ortesis plantares en la distribución de presiones plantares ha sido frecuentemente analizada en la literatura (Baker *et al.*, 2007; Bonanno *et al.*, 2011; Pfeffer *et al.*, 1999; Pham *et al.*, 2004; Snyder-Mackler, 2011). Se pueden encontrar estudios que evalúan los efectos sobre la distribución de presiones plantares de distintos materiales (Bennett y Duplock, 1993; Boulton *et al.*, 1984), calzado (Snow *et al.*, 1992) o distintas poblaciones (Kernozek y LaMott, 1995), así como de distintos elementos anatómicos de la plantilla (Brown *et al.*, 1996).

Actualmente, la principal utilidad que se está dando a la medición de la distribución de presiones plantares es como herramienta de *screening* en ambientes clínicos y como herramienta de validación de los tratamientos aplicados, existiendo pocos estudios destinados a identificar los mecanismos o factores que justifican patrones de carga patológicos frente a normales (Rosenbaum *et al.*, 1994). A día de hoy los profesionales de la ortopedia suelen utilizar la información que proporcionan las presiones plantares para el diseño de las ortesis. Pero no existe información sobre el nivel de tolerancia de los sujetos a las presiones, por lo que la inclusión de los elementos anatómicos de las ortesis plantares se hace de forma intuitiva, sin tener valores de referencia y sin pensar que la descarga de las presiones de una zona puede sobrecargar otras zonas "poco preparadas" o con bajos umbrales de tolerancia a la presión.

Factores como la edad, el sexo, la obesidad, el tipo de pie o ciertas patologías asociadas influyen en las presiones plantares durante la marcha.

Son varios los autores que coinciden en que existen diferencias significativas en las presiones plantares en función de la edad. Bosch *et al.* (2009) demostraron que los mayores son quienes presentan mayores presiones plantares. Mientras

Introducción

que los niños presentan presiones medias de 154 kPa, a medida que avanza la edad las presiones aumentan, encontrándose que los adultos presentan presiones medias de 400-600 kPa. Los mayores de 65 años alcanzan presiones medias de 800 kPa. Asimismo según Scott *et al.* (2007) el envejecimiento está asociado con cambios significativos en las características del pie que contribuyen a una alteración en el patrón de presiones plantares durante la marcha. Mientras que las zonas del talón, articulaciones metatarsofalángicas y primer dedo presentan menores presiones plantares en los mayores, existe un mayor tiempo de contacto en las zonas del talón, mediopié y articulaciones metatarsofalángicas. Los autores atribuyen estas diferencias a la diferencia en la longitud del paso y a las características morfológicas del pie de este grupo de población (aplanamiento del arco plantar y aumento del *Hallux Valgus*).

En cuanto al género, no parece existir consenso en cuanto a si es un factor determinante en las presiones plantares. Chung y Wang (2012) estudiaron las diferencias de presiones plantares en función del sexo, encontrando mayores presiones y picos de fuerza en los hombres en las zonas del primer dedo y antepié, así como una mayor área de contacto en la zona central del antepié y en el talón. Las mujeres presentaban mayor zona de contacto en el mediopié. Por otra parte varios autores demuestran la inexistencia de dichas diferencias. Murphy *et al.* (2005) no encontraron diferencias en las presiones plantares en función del sexo en adultos deportistas. Kanatli *et al.* tampoco las encontraron en adultos sanos (2008). Los recientes estudios de Phethean y Nester en niños (2012) tampoco demostraron diferencias.

De forma similar ocurre con la obesidad. La mayoría de estudios sobre los efectos de la obesidad en las presiones plantares han sido efectuados en niños. Phethean y Nester (2012) demostraron que el IMC tenía una asociación débil con las presiones plantares en niños de 4 a 7 años. De forma opuesta Mickle *et*

al. (2006) sí que encontraron diferencias en las presiones plantares en función de la obesidad, resultando que los niños obesos presentaban mayores superficies de contacto y mayores presiones en todas las zonas del pie que los no obesos. Dowling *et al.* (2004) también encontraron mayores presiones plantares en los niños obesos en todas las zonas del pie excepto en los dedos.

Solamente se han encontrado dos estudios que analicen el efecto de la obesidad en las presiones plantares de los adultos. Ambos coinciden en la correlación entre IMC y las presiones plantares. Kanatli *et al.* (2008) demuestran que los obesos presentan mayores presiones plantares que los no obesos en la fase de pre-balanceo o despegue. Las mayores diferencias se encontraron en el arco longitudinal interno y debajo de las cabezas metatarsianas.

El tipo de pie también influye en las presiones plantares, los pies cavos y planos (Syed, Karvannan *et al.*, 2012) y los dedos en garra (Gravante *et al.*, 2005) presentan patrones característicos.

La diabetes y las neuropatías también han demostrado tener influencia en las presiones plantares (Bus *et al.*, 2005; Syed *et al.*, 2012b; Tong *et al.*, 2011).

1.2.8.2 Equipos de medición de las presiones plantares

Para el registro de presiones plantares se han empleado diferentes aparatos de medida, aunque casi siempre siguiendo dos estrategias. La primera de ellas es la utilización de transductores situados en el suelo. Esta opción se limita al estudio del pie desnudo y no permite evaluar la efectividad del uso de ortesis en el interior del calzado, ni la influencia del diseño del calzado sobre la distribución de las presiones (Rosenbaum *et al.*, 1994). La segunda estrategia consiste en la colocación en el interior del calzado de transductores de presión en miniatura sueltos o incluidos en plantillas instrumentadas flexibles. Esta

Introducción

metodología suministra una valiosa información de la interacción entre el pie en movimiento y el calzado. La ventaja de los transductores sueltos es que pueden situarse sobre determinados puntos anatómicos del pie, aunque su manejo es algo dificultoso (Van Gheluwe y Dananberg, 2004). Las plantillas instrumentadas, siempre que lleven insertado un número elevado de captadores de presión, permiten el análisis de distintas zonas del pie siendo su manejo más sencillo que los captadores sueltos (Che *et al.*, 1994). Para el análisis de las presiones actuantes en la planta del pie durante la marcha, el IBV desarrolló en el año 1999 una plantilla instrumentada con captadores piezoeléctricos que permiten medir los mencionados parámetros del patrón de contacto del pie con el suelo (Barberà *et al.*, 2010; Béseler *et al.*, 2012; Martínez-Nova *et al.*, 2008, 2010, 2011;). Dicho sistema ha resultado tener una buena fiabilidad para el análisis de las presiones plantares (Martínez-Nova *et al.*, 2008).

Este tipo de equipos se componen de una plantilla instrumentada con un número determinado de sensores, en función de la tecnología empleada; así como, un equipo de captación y transmisión de datos. Algunos ejemplos son: *Dinatto*, *Emed*, *F-Scan*, *Tek-Scan* o *Biofoot/IBV*. Se pueden encontrar en la literatura científica diversos estudios en los que se emplea el sistema *Emed*, *F-Scan* o *Tek-Scan*; sin embargo, estos sistemas han sido muy criticados por autores como Hsiao *et al.* (2002) o Komi *et al.* (2008), quienes afirman que el error en la medición puede alcanzar el 60 %. Por otro lado, el sistema *Biofoot/IBV* utiliza una tecnología diferente y que ha sido ampliamente utilizada en diversos estudios publicados, centrados en el análisis del calzado de calle (Alcántara *et al.*, 2001; Bataller *et al.*, 2001) y calzado deportivo (Dueñas *et al.*, 2002) y para el análisis de las presiones plantares durante la marcha en pacientes espásticos (Béseler *et al.*, 2012) o en pacientes con *Hallux valgus*

(Martínez-Nova *et al.*, 2010, 2011) lo cual, supone un aval a la hora de desarrollar un estudio científico con dicho equipo.

La característica principal que poseen los sensores de presión, y que los diferencia de los sistemas de medida que luego se presentan, consiste en que ofrecen la variable presión de forma independiente, en cada uno de los puntos donde se sitúan los sensores; es decir, no se obtiene una información global del sistema, sino que se analiza de manera pormenorizada punto por punto. Esto es especialmente importante cuando existen regiones corporales próximas que son muy diferentes anatómicamente, y que soportan presiones muy distintas. Este es el caso del pie, en el que se encuentran intercaladas zonas óseas y zonas de tejido blando. De esta forma podemos estudiar los comportamientos de las zonas que deseamos, agrupándolas según nos interese. Por otro lado, la principal desventaja es su fragilidad, lo que obliga a verificar su funcionamiento de manera continua y a cambiar los sensores con mucha frecuencia. Esto es debido a su reducido tamaño y grosor. Cabe destacar que la tecnología continúa su evolución y se están consiguiendo sensores mejores y cada vez más resistentes.

I.2.9. Conclusiones del estado del arte

Los problemas en los pies son frecuentes en las personas mayores y están asociados a alteraciones de la marcha, del equilibrio y de la funcionalidad (Menz *et al.*, 2005).

Dichos problemas ocasionan disconfort y molestias, que a su vez provocan una alteración en el patrón de marcha. Alteraciones que son una de las causas principales de la aparición de artropatías degenerativas de cadera y rodilla en la tercera edad (Mejjad *et al.*, 2004; Platto *et al.*, 1991).

Introducción

Asimismo, los problemas en los pies son un factor de riesgo de caídas según presentan algunos estudios. En ellos se ha comprobado cómo las personas mayores con antecedentes de caídas múltiples tienen un mayor deterioro de los pies que las que han caído una vez o ninguna (Menz *et al.*, 2005).

La mayoría de problemas más frecuentes de los pies de los mayores como hiperqueratosis, talalgias, sesamoiditis, fascitis plantar, etc. (Barlow *et al.*, 1990) se asocian con la existencia de sobrepresiones. Además, uno de los principales motivos de disconfort y/o de dolor en la planta del pie es la existencia de dichas sobrepresiones. El dolor en el pie es una de las causas de falta de movilidad en la tercera edad, con la consiguiente pérdida de dependencia y aislamiento social que ello provoca (White y Mulley, 1989).

Así pues, las sobrepresiones plantares se asocian con disconfort, dolor y una larga serie de problemas en los pies que comportan consecuencias graves para las personas mayores.

Existe la tendencia generalizada entre los profesionales a tratar estas patologías mediante la disminución de las sobrepresiones (Dawson *et al.*, 2002; Speksnijder *et al.*, 2005). Pero, en ocasiones, estas adaptaciones se hacen de forma intuitiva, sin tener en cuenta que cada estructura está preparada para soportar una carga, tanto por su composición como por su anatomía. La estructura del pie está altamente especializada para sus funciones y cada elemento está adaptado a ello. Así pues, es de esperar que haya zonas que soporten mayores presiones que otras, que por otra parte deberían coincidir con las zonas encargadas habitualmente de soportar las cargas durante la marcha (talón, mediopié externo y cabezas de los metatarsianos). Esto puede interpretarse como una adaptación de las zonas de carga para esta función. De la misma forma cabría esperar que existan zonas poco preparadas para recibir presiones elevadas. Pero tales aspectos no han sido confirmados de forma

cuantitativa. Además los ajustes realizados por muchos especialistas del pie están fundados en la presunción de ciertas relaciones entre la forma de la plantilla, la presión plantar y el dolor que no han sido documentadas previamente (Hodge *et al.*, 2009). El estudio de dichas relaciones y la cuantificación de los umbrales de sensibilidad en la planta del pie permitiría obtener criterios a la hora de prescribir ortesis plantares o de realizar algún tratamiento fisioterápico en la planta del pie.

Aunque está generalmente aceptado que el disconfort es un precursor del dolor (Goonetilleke, 1998; Hamberg-van Reenen *et al.*, 2008; Le Johansson *et al.*, 1999), solamente cinco estudios han medido el umbral de disconfort a la presión (González *et al.*, 1999; Le Johansson *et al.*, 1999; Xiong *et al.*, 2011, 2012, 2013) siendo tres de ellos sobre el pie. El umbral de disconfort a la presión es la presión ante la cual los sujetos experimentan disconfort (Le Johansson *et al.*, 1999). Ya que, como se ha dicho con anterioridad, el disconfort antecede al dolor, actuando sobre el mismo podremos prevenir el dolor.

Existen muchos estudios sobre las medidas de las presiones que se producen en la planta del pie durante la marcha. La existencia de estos mapas de presiones plantares permite identificar puntos o zonas de alerta de forma que podemos prevenir el disconfort, dolor o incluso distintas lesiones relacionadas con las sobrepresiones (Xiong y Goonetilleke, 2009). Pero, a pesar de que existen numerosos estudios sobre las presiones plantares y el efecto de distintos tipos de calzado (Speksnijder *et al.*, 2005) y de componentes anatómicos de la plantilla en la distribución de las mismas (Witana *et al.*, 2009), existe un vacío en la literatura sobre la tolerancia a dichas presiones plantares y menos aún de la tercera edad (Xiong *et al.*, 2011).

Introducción

Sería interesante saber cuál es la tolerancia real a las presiones plantares y si dicha tolerancia se modifica con la edad, sexo y la obesidad, porque en caso de que ésta dependiese de estos factores, estaríamos hablando de grupos de población "de riesgo".

Conociendo los problemas de los pies de los mayores y cómo la tolerancia a presiones plantares se modifica con la edad se podrían prevenir numerosos problemas asociados a una marcha alterada.

I.3. Hipótesis

A lo largo de la introducción del presente trabajo se ha justificado la necesidad de ampliar los conocimientos existentes sobre el umbral de discomfort a la presión en la planta del pie de los mayores y su relación con otros factores como el sexo, la obesidad y las presiones plantares que se producen durante la marcha.

El presente trabajo tratará de verificar 5 hipótesis planteadas tras consultar el estado del arte:

H1 -. La tolerancia a presiones plantares puede medirse de forma cuantitativa y fiable mediante un dinamómetro adaptado de bajo coste y fácil uso.

H2 -. Existe un mapa de tolerancia a presiones plantares en función de distintas zonas de la planta del pie.

H3 -. El proceso de envejecimiento influye sobre el umbral de tolerancia a las presiones de la planta del pie.

H4 -. El umbral de tolerancia a presiones plantares se modifica, además de con la edad, con otros factores como el sexo y la obesidad.

H5 -. Existe relación entre el umbral de tolerancia a presiones plantares y las presiones plantares que se producen durante la marcha de los mayores.

I.4. Objetivos

Para comprobar la veracidad de dichas hipótesis se han planteado los siguientes objetivos.

El **objetivo general** del presente estudio es analizar la tolerancia a presiones plantares en los mayores para establecer tanto patrones de distribución como criterios de tratamiento y/o prevención.

Los **objetivos específicos** de este trabajo son:

1. Desarrollar una metodología para estudiar el umbral de discomfort a la presión en la planta del pie de los mayores. Los requisitos propuestos fueron que se tratase de una herramienta transportable y fácil de usar en la labor asistencial de los fisioterapeutas y podólogos, y que a su vez fuese lo suficientemente fiable y precisa para dar información útil.
2. Identificar cómo se modifica el umbral de tolerancia a presiones plantares en función de la zona del pie.
3. Identificar cómo se modifica el umbral de tolerancia a presiones plantares en función de la edad.
4. Identificar cómo se modifica el umbral de tolerancia a presiones plantares en función del sexo y de la obesidad.
5. Conocer la relación existente entre la tolerancia a presiones plantares y el registro de presiones plantares que se produce durante la marcha.

I.5. Plan de trabajo

Para la consecución de los objetivos de esta tesis se desarrolló un plan de trabajo que consistía en:

- **Análisis de la tolerancia a presiones plantares.** El objetivo general era estudiar el umbral de discomfort a la presión ejercida en la planta del pie. Para ello, esta fase consistió en el diseño y puesta a punto de la metodología y en la adquisición de los datos, para posteriormente analizar los umbrales de tolerancia a la presión plantar de los sujetos. Al tener distintas medidas, tras su tratamiento posterior podríamos estudiar la fiabilidad del sistema (H1). El hecho de analizar distintas zonas del pie nos permitiría conocer si existe un patrón característico en función de las zonas del pie (H2). El tratamiento posterior de los datos tras la clasificación de los sujetos en distintos grupos en función de su edad, sexo e IMC nos revelaría la influencia del envejecimiento, el género y la obesidad en el umbral de sensibilidad a la presión (H3 y H4).

Por realizar las medidas a sujetos pertenecientes a un grupo de población especial (tercera edad), las instrucciones y proceso de toma de datos debía adaptarse a sus características (posible aparición de cansancio, falta de entendimiento de las instrucciones, etc.). Esta fase del estudio se validaría mediante una prueba piloto. Simultáneamente y con el fin de poder analizar la relación existente entre la tolerancia a las presiones plantares y las presiones plantares producidas durante la marcha se realizaría además el ensayo descrito a continuación:

- **Análisis de las presiones plantares producidas durante la marcha.** Siguiendo el protocolo de estudio del Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) se estudiarían las presiones plantares en distintos grupos

Introducción

de edad. Para los grupos de mayores se adaptaría el protocolo acorde a las características de esta población. El tratamiento conjunto de los datos de este estudio y los datos del estudio del umbral de sensibilidad a la presión permitiría conocer si entre ambos existe alguna relación (H5).

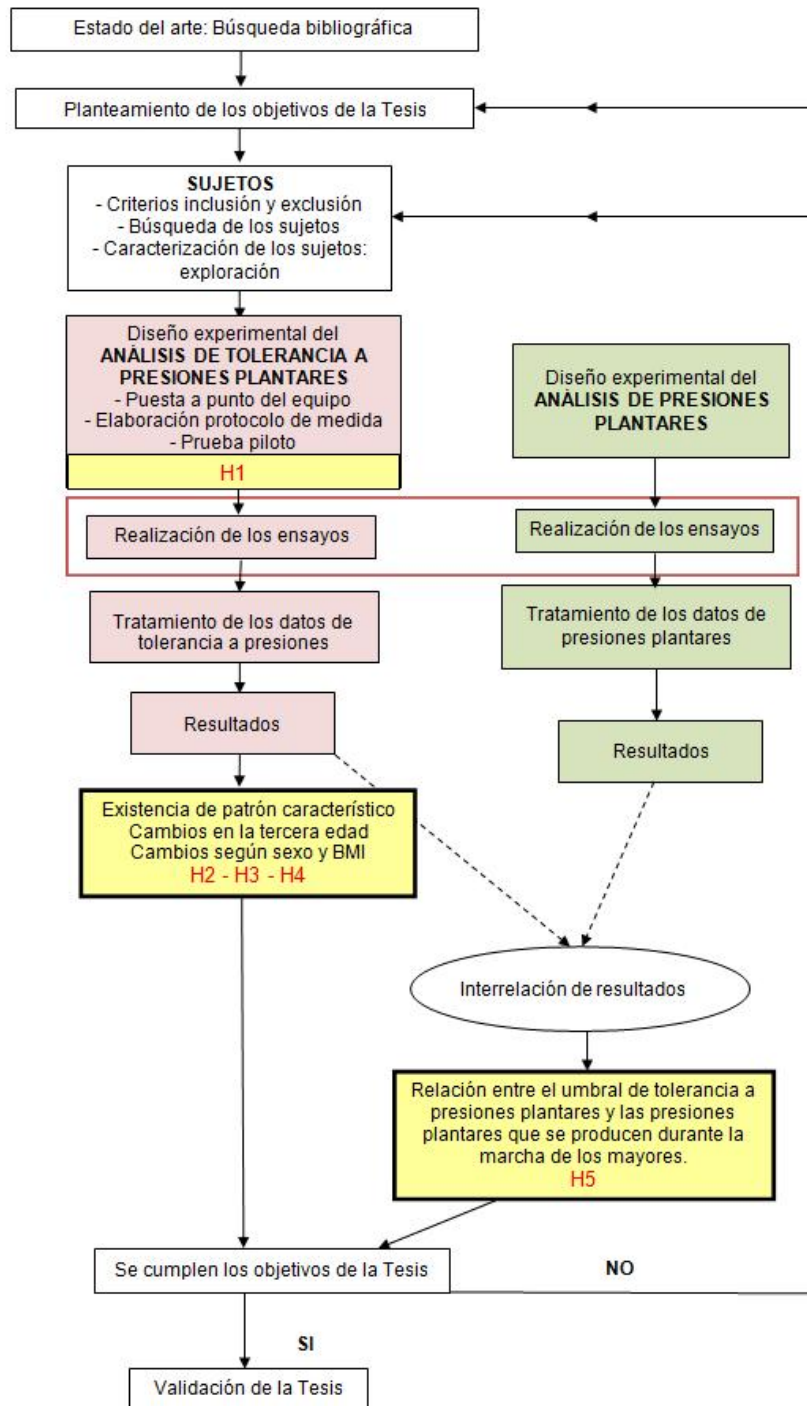


Figura 14. Plan de trabajo.

MATERIAL Y MÉTODOS

II. MATERIAL Y MÉTODOS

En este apartado explicaremos las características de la muestra de sujetos, el desarrollo y puesta a punto del protocolo para la medición de los umbrales de discomfort a la presión y la toma de medidas de las dos fases del presente trabajo; esto es, la medición de la tolerancia a las presiones y el registro de las presiones plantares que se producen durante la marcha. Posteriormente analizaremos la interrelación entre la tolerancia a presiones y las presiones plantares.

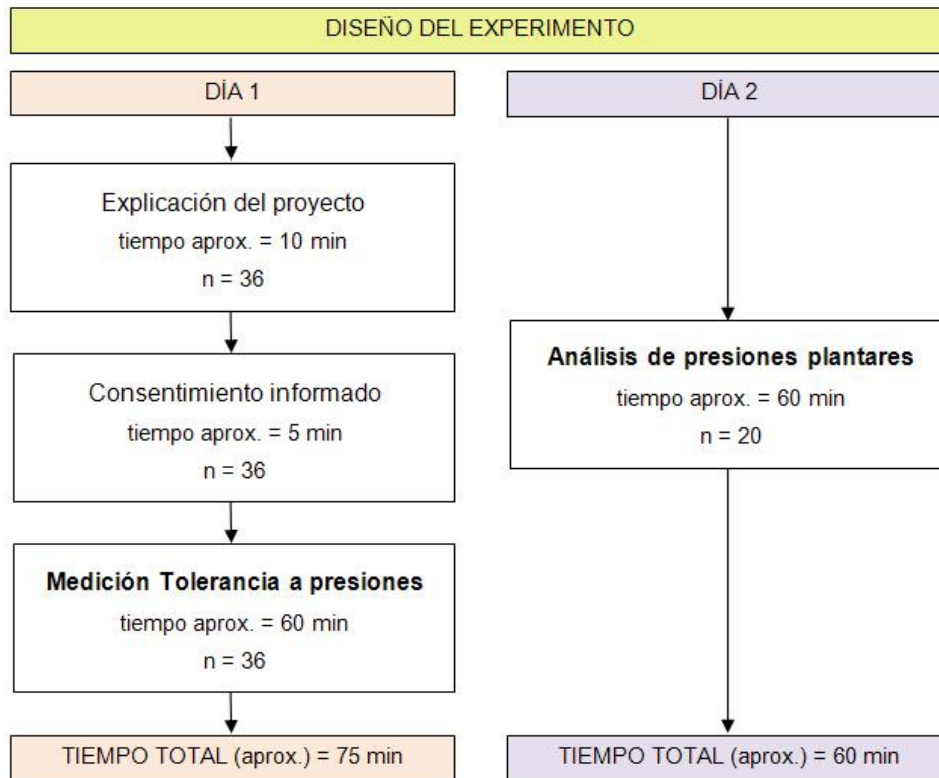


Figura 15. Fases del estudio divididas por días de ensayo y tiempos aproximados calculados teniendo en cuenta a los sujetos mayores de 65 años.

Material y métodos

No todos los sujetos de la muestra realizaron los 2 tipos de ensayo. El análisis de las presiones plantares fue realizado por 20 de los 36 sujetos iniciales. En la Figura 15 puede verse el diseño del experimento con las 2 mediciones. Cada fase será explicada con mayor detalle en sus correspondientes apartados. El desarrollo del protocolo de tolerancia a presiones y el diseño de los distintos experimentos se hizo teniendo en cuenta la edad y características de los sujetos mayores, por lo que los tiempos de ensayo se calcularon en base a ellos.

II.1. Sujetos

En primer lugar, y previo al desarrollo de las actividades planificadas en el estudio, se redactó una propuesta de proyecto atendiendo a los requisitos impuestos en la Declaración de Helsinki de 1975, con la posterior revisión en el año 2000. Esta propuesta fue enviada al Comité Ético de la Universitat de València (Anexo I).

Una vez aprobada (Anexo II), se empezó a llevar a cabo la búsqueda de participantes. El abordaje de esta tarea fue a través del IBV y de la Facultat de Fisioteràpia de la Universitat de Valencia.

Los criterios de inclusión para la selección de la muestra fueron los siguientes:

- Sujetos de edades comprendidas entre 20-35 y mayores de 50 años
- Para el grupo de edad de los 50 años, que viviesen en la sociedad independientemente
- Que pudiesen andar sin ayuda

Como criterios de exclusión se tuvieron en cuenta:

- Cualquier alteración que pudiese influir significativamente en la sensibilidad al dolor y al disconfort en la planta del pie (diabetes, enfermedad vascular periférica, déficit sensorial, sífilis, lepra, mielomeningocele, siringomielia, neuropatía hereditaria)
- Presencia de enfermedades neurológicas
- Presencia de enfermedad crónica
- Presencia de desórdenes cognitivos y/o depresión
- Alteración motora o sensitiva de las extremidades inferiores
- Historia de lesión grave o intervención quirúrgica previa en el pie o tobillo, o secuelas de ellas

Material y métodos

- Alteraciones ortopédicas, especialmente de miembros inferiores o columna vertebral, que pudiesen alterar el equilibrio
- Limitación del ángulo de flexión de rodilla que no permitiese los 90° de flexión
- Presencia de dolor de cualquier etiología en el momento del estudio
- Haber tomado algún analgésico o medicación sedativa en las últimas 48 horas
- Embarazo
- Problemas de audición o problemas en el habla

La muestra estuvo compuesta por 36 sujetos, divididos en 3 grupos según la edad, de forma que el grupo 1 estaba formado por sujetos entre 20 y 35 años, el grupo 2 por sujetos entre 50 y 65 años y el grupo 3 por mayores de 65 años.

Todos los sujetos fueron citados en el Instituto de Biomecánica de Valencia, donde fueron informados sobre los objetivos del proyecto. Posteriormente firmaron un consentimiento informado que incluía su voluntariedad a participar en el estudio, sus datos personales y el código de sujeto que le iba a identificar, siendo custodiado este documento por separado de los datos del estudio para asegurar la confidencialidad de éstos (Anexo I).

A continuación, en la Tabla 3 pueden verse las características de los sujetos de la muestra de tolerancia a presiones. La distribución de los sujetos de la muestra según género se hizo de forma que fuese balanceada para evitar posibles sesgos.

Los sujetos con un IMC superior a 27 fueron considerados obesos.

Tabla 3. Distribución y características antropométricas de los sujetos de la muestra de las mediciones de tolerancia a presiones.

	n	Edad (años)			IMC (puntos)			Obesidad (n)	
		Media (SD)	Mín	Máx	Media(SD)	Mín	Máx		
Grupo 1	Hombres	9	22,78 (1,92)	20	25	23,54 (3,52)	19,69	31,44	1
	Mujeres	9	21,78 (3,99)	20	28	22,33 (2,32)	19,95	27,59	1
Grupo 2	Hombres	3	61,33 (3,21)	59	65	28,67 (2,80)	26,03	31,62	2
	Mujeres	6	54,33 (3,67)	51	61	28,93 (4,77)	24,77	36,12	3
Grupo3	Hombres	6	73,83 (4,87)	68	81	26,10 (4,80)	23,05	35,11	2
	Mujeres	3	69 (3,61)	66	73	29,31 (5,70)	23,50	34,90	2

Los datos se muestran con media (desviación estándar). Las variables se expresan en años en el caso de la edad y puntos en el caso del IMC. Los sujetos con un IMC superior a 27 fueron considerados obesos.

Tabla 4. Distribución y características antropométricas de los sujetos de la muestra de presiones plantares durante la marcha.

	n	Edad (años)			IMC (puntos)			Obesidad (n)	
		Media (SD)	Mín	Máx	Media (SD)	Mín	Máx		
Grupo 1	Hombres	5	22,80 (2,28)	19	25	22,47 (2,66)	19,69	26,35	0
	Mujeres	5	22,60 (4,50)	19	28	22,53 (2,90)	20,78	27,59	1
Grupo 2	Hombres	1	65 (-)	65	65	28,36 (-)	28,36	28,36	1
	Mujeres	2	54,50 (2,12)	53	56	29,89 (5,47)	26,02	33,76	1
Grupo3	Hombres	4	75,50 (4,93)	70	81	27,50 (5,53)	23,05	35,11	2
	Mujeres	3	69 (3,61)	66	73	29,31 (5,70)	23,50	34,90	2

Los datos se muestran con media (desviación estándar). Las variables se expresan en años en el caso de la edad y puntos en el caso del IMC. Los sujetos con un IMC superior a 27 fueron considerados obesos.

Material y métodos

Posteriormente, a 20 de los 36 sujetos de la muestra inicial se les realizó además el estudio de presiones plantares durante la marcha. La elección de los sujetos para este estudio se hizo de forma aleatoria. Las características antropométricas de dichos sujetos pueden verse en la Tabla 4. Su distribución según género se hizo de forma que fuese balanceada para evitar posibles sesgos.

II.2. Estudio de la tolerancia a presiones plantares

Para la medida de la sensibilidad plantar se utilizó un dinamómetro comercial portátil digital y de uso manual, adaptado por el IBV (González *et al.* 1999). Al aplicar manualmente una presión externa sobre la planta del pie el sujeto manifestaba la sensación de disconfort pulsando un interruptor y dando la orden "stop", quedando registrado el umbral al que la presión ejercida se volvía incómoda.

A continuación hablaremos de la puesta a punto de la metodología, de las especificaciones técnicas del equipo utilizado y del protocolo de medida con el que tomamos el registro de la tolerancia a las presiones plantares de los sujetos.

II.2.1. Desarrollo y puesta a punto de la metodología

El procedimiento de medida consistía en aplicar presión de forma creciente en diferentes puntos de la planta del pie en orden aleatorio hasta que el sujeto detenía la prueba oralmente, al mismo tiempo que apretaba un pulsador que tenía en la mano.

Durante el experimento tanto la fuerza ejercida con el dinamómetro como las señales del pulsador se registraban en un ordenador.

El experimento se repetía 5 veces para cada una de las zonas en que se divide la planta del pie.

La puesta a punto de la metodología consistió en:

- Determinar las variables de estudio
- Puesta a punto de la cadena de medida (pulsador, dinamómetro, ordenador,...).

Material y métodos

- Selección de las zonas de la planta del pie
- Diseño del protocolo de medición
- Características del examinador
- Prueba piloto con personas mayores

II.2.1.1. Variables de estudio

Según la revisión desarrollada para este proyecto, las variables de estudio que interesaba analizar con el equipo de medida, así como los parámetros de estudio relacionados con cada variable se presentan en la Tabla 5.

Tabla 5. Variables y parámetros de estudio de la medición de tolerancia a las presiones plantares.

VARIABLES DE ESTUDIO	PARÁMETRO DE ESTUDIO
Presión máxima alcanzada cuando el sujeto percibe disconfort, manifestada por la señal de "STOP" por parte del sujeto	Presiones máximas (Pmax) (kPa)
Presión máxima alcanzada cuando el sujeto percibe disconfort, manifestada por la presión del interruptor por parte del sujeto	Presión pulsada (Ppulsada) (kPa)
Aumento de la presión con el tiempo	Pendiente (kPa/s)

II.2.1.2. Especificaciones técnicas del equipo utilizado

El equipo para el registro de sensibilidad a la presión de la planta de los pies consiste un dinamómetro digital, modelo EFG 1-2 de la marca *Salter*; al que se adaptó una galga cilíndrica de aluminio con una superficie de contacto plana y de bordes redondeados de 0,8 cm² (González *et al.*, 1999).

La carga se incrementa de forma manual hasta alcanzar el nivel de aparición de disconfort, momento en que el sujeto debe detener el registro de datos al pulsar el interruptor de su mando. Al mismo tiempo el sujeto debe pronunciar

la señal de "stop", con el objetivo de que el examinador deje de ejercer la presión manual.

Ambos sistemas van conectados a un ordenador por medio de una tarjeta de adquisición de datos (Figura 16).

El sistema seleccionado permite aplicar presiones de forma controlada, manual, cómoda y repetitiva. Ni el examinador ni el sujeto veían la pantalla durante la aplicación de la carga; el examinador solo podía acceder a la cifra después de retirar el dinamómetro adaptado del punto de aplicación, de esta forma se elimina el posible sesgo del examinador.

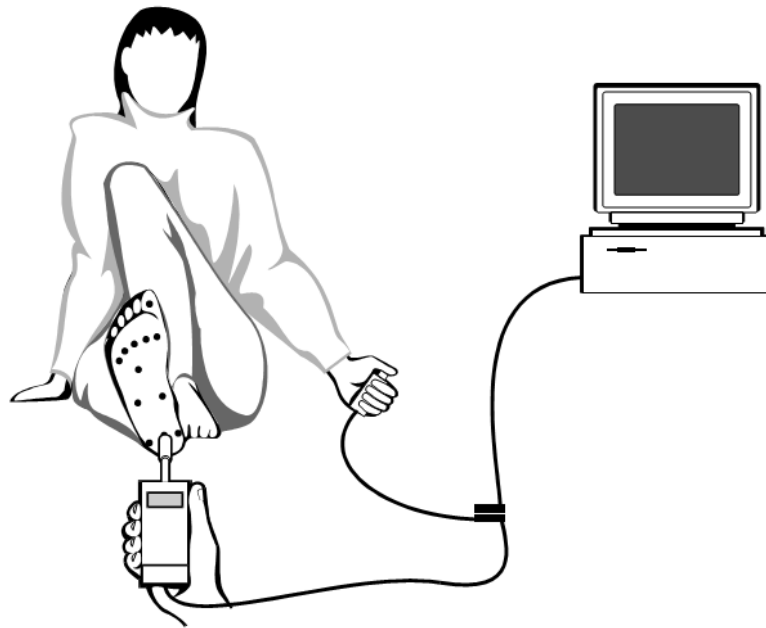


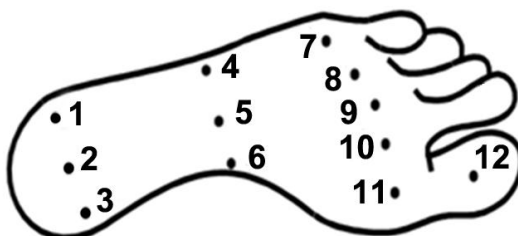
Figura 16. Configuración del laboratorio para el análisis de la tolerancia a las presiones plantares (Fuente: Alcántara 2000).

Material y métodos

II.2.1.3. Selección de las zonas de la planta del pie

Se seleccionaron doce puntos en la planta en base a criterios biomecánicos, por su significación fisiológica o funcional y por ser anatómicamente identificables. Estas zonas coincidían con las zonas utilizadas en la mayoría de los estudios sobre la distribución de presiones plantares.

En la Figura 17 se presentan los puntos estudiados y su correspondencia con las zonas anatómicas.



- | | |
|-------------------------------------|--|
| 1. Zona externa del talón (TLE) | 7. Cabeza del quinto metatarsiano (C5MT) |
| 2. Zona central del talón (TLC) | 8. Cabeza del cuarto metatarsiano (C4MT) |
| 3. Zona interna del talón (TLI) | 9. Cabeza del tercer metatarsiano (C3MT) |
| 4. Zona externa del mediopié (PLME) | 10. Cabeza del segundo metatarsiano (C2MT) |
| 5. Zona central del mediopié (PLMC) | 11. Cabeza del primer metatarsiano (C1MT) |
| 6. Bóveda plantar (PLMI) | 12. Primer dedo (PRD) |

Figura 17. Esquema del pie con los puntos sobre los que se aplicó la presión.

II.2.1.4. Diseño del protocolo

▪ Material de ensayo

- Dinamómetro digital
- Tarjeta de adquisición de datos PCMCIA de *National Instruments*
- Ordenador con software de adquisición

- Caja de conexiones
- Camilla
- Pulsador
- Rotulador permanente

▪ **Protocolo de medida**

El procedimiento fue el siguiente:

1. Se explicaba el ensayo al sujeto.
2. Firmaba el consentimiento informado.
3. Se acompañaba al sujeto a la camilla, y se le pedía que se recostase sobre ella con el pie derecho descalzo (Figura 18).
4. Se realizaba el marcado de los puntos de estudio sobre la planta del pie con un rotulador permanente.
5. Se le entregaba un pulsador al sujeto y se le instaba a accionar el interruptor manual en el instante en el que sentía incomodidad o disconfort, haciendo hincapié en el hecho de que no tenía que esperar a sentir dolor. Al mismo tiempo, el sujeto debía solicitar al examinador que dejase de aplicar la carga/fuerza, mediante la pronunciación de la orden "stop".
6. Previo a la toma de los datos, se realizaba una primera "prueba" a modo de ejemplo en su pie izquierdo, para que el sujeto experimentase la sensación que iba a percibir, se "familiarizase" con la percepción de disconfort disciriéndola de la de dolor y no se "sobresaltase" por el contacto de la galga de aluminio sobre la piel.
7. La toma de contacto del pie del sujeto por parte del examinador se realizaba mediante una presa en la cara dorsal del pie, de forma que al tiempo de ejercer la fuerza manual con el dinamómetro realizase con la

Material y métodos

mano fijadora una fuerza contraria a la ejercida, con el fin de fijar las estructuras. El dinamómetro adaptado se aplicaba perpendicularmente a la zona a testar (Figura 18).

8. La presión se aplicaba cinco veces durante un minuto en cada zona dejando un intervalo de 6 segundos entre aplicaciones consecutivas. La secuencia de aplicación se asignaba de forma aleatorizada desestimando aquellas combinaciones en las que se sucedían zonas vecinas.



Figura 18. Toma de medidas de la tolerancia a presiones plantares.

En la imagen de la izquierda se muestra la colocación del sujeto para la toma de medidas y en la de la derecha puede apreciarse la toma de contacto del examinador

II.2.2. Análisis de la tolerancia a presiones plantares

Una vez puesta a punto la metodología y el protocolo de medida y de reclutar a los sujetos de la muestra, procedimos a realizar las mediciones.

El primer día de la toma de datos de cada sujeto se realizaba el análisis de los umbrales de discomfort a la presión. Procedemos a explicar con mayor detalle dicha fase.

II.2.2.1. Diseño del experimento

Un total de 18 sujetos jóvenes (9 hombres y 9 mujeres) y 18 adultos de mediana edad y mayores (9 hombres y 9 mujeres) fueron seleccionados para este estudio. Sus características se presentan en la Tabla 3.

La experimentación tuvo lugar en una sala tranquila, con temperatura controlada (22°).

El dinamómetro adaptado se calibraba cada día antes de las mediciones.

El diseño de la toma de medidas se correspondía con: (12 zonas x 5 repeticiones en 60 segundos + 6 segundos de descanso entre aplicaciones). Al añadirle el tiempo para la recepción de los sujetos, la explicación de la prueba y la colocación y preparación de la zona, el tiempo medio empleado por cada sujeto era de unos 75 minutos.

Las mediciones se realizaban por la mañana, entre las 9h y las 14h, de forma que cada día se medían 5 sujetos. Los sujetos eran avisados para que viniesen descansados y sin haber permanecido más de 30 minutos de pie ni caminado durante más de 40 minutos en las dos horas previas a la realización de los ensayos.

El ratio de aplicación de la carga, o lo que es lo mismo, la velocidad en la que se aplicaba la presión no fue un factor controlado en la experimentación. Ya que el objetivo de esta tesis es desarrollar un equipo sencillo y fácil de usar se decidió no incluir un sistema que controlase esta velocidad, dejando en manos del técnico una aplicación homogénea de la carga. La velocidad media de aplicación fue aproximadamente de 1000 kPa/s, mucho más rápido que en otros estudios, ya que se pretendía simular las cargas reales que se producen al caminar, y no un ensayo estático. La velocidad fue registrada con el fin de analizar su efecto con la tolerancia a presiones y en las diferencias entre grupos de edad y sexo.

Material y métodos

El proceso de adquisición de datos es el mismo que se ha detallado en el apartado II.2.1.4

II.2.2.2. Tratamiento estadístico y análisis de los datos

El programa estadístico SPSS 15.0 fue la herramienta empleada para realizar el tratamiento estadístico. Éste estuvo compuesto por varias fases:

- Detección y análisis de los datos atípicos. Para ello se emplearon diagramas de cajas, considerándose como datos atípicos aquellos que estuvieran alejados 3 desviaciones típicas de la media. Una vez identificados dichos datos se analizaron de manera particular valorándose si era conveniente su eliminación.
- Antes de realizar el estudio estadístico, se comprobó en todas las variables obtenidas, el cumplimiento del supuesto de normalidad mediante la prueba de Shapiro-Wilks y el supuesto de homogeneidad de la varianza mediante el estadístico de Levene.
- Análisis descriptivo. En primer lugar se realizó un análisis mediante estadísticos descriptivos de los datos de presión máxima, presión pulsada y pendiente para todos los sujetos y por grupos de edad. Los estadísticos utilizados fueron: media, desviación típica, máximo y mínimo.
- Para analizar la relación entre las diversas variables de estudio se empleó el coeficiente de correlación de Pearson ($p < 0,05$).
- Asimismo, con el fin de estudiar el patrón de umbrales de tolerancia a presiones plantares relativo a la zona del pie se utilizó el índice de correlación intraclass (ICC) tal y como describe Shrout en 1979. El ICC estudia la variabilidad para los diferentes usuarios entre los valores específicos para cada zona y entre zonas. Un índice elevado indica que la variabilidad entre zonas es mayor que en intrazona, indicando la existencia de un patrón fiable.

Material y métodos

- Se utilizó un ANOVA para cada variable de estudio por separado considerando como factores independientes fijos la zona, el grupo de edad, el género y la obesidad. Se incluyó en el modelo la interacción entre el grupo de edad y zona. Se aceptaron como significativas aquellas diferencias cuya probabilidad de ser debidas al azar fueron inferiores al 5% ($p < 0,05$).

II.3 Estudio de las presiones plantares durante la marcha

Con el objetivo de poder estudiar la relación entre los valores correspondientes a los umbrales de sensibilidad a la presión y las presiones plantares que se producen durante la marcha, debíamos realizar dicho análisis, con los mismos sujetos que realizaron el ensayo anterior. Esta fase solamente la realizaron 20 de los 36 sujetos iniciales. A continuación explicamos con mayor detalle esta fase del estudio.

II.3.1. Puesta a punto de la metodología

El objetivo de este ensayo es obtener datos de las presiones plantares producida en la marcha, teniendo la interacción pie-calzado, para, a posteriori, poder analizar si había alguna relación con los umbrales de discomfort a la presión.

A continuación se indicarán las variables analizadas y las especificaciones técnicas del equipo utilizado.

II.3.1.1. Variables de estudio

Las variables a analizar y los parámetros relacionados con cada variable se presentan en la siguiente tabla.

Tabla 6. Variables y parámetros de estudio de la medida a presiones plantares.

VARIABLES DE ESTUDIO	PARÁMETRO DE ESTUDIO
Presiones máximas que se producen durante la marcha en una cerámica de cada zona	Presiones máximas (Pmax) (kPa) (98 kPa = 1 kg/cm ²)

II.3.1.2. Especificaciones técnicas del equipo utilizado

Para el análisis de las presiones actuantes en la planta del pie durante la marcha, el IBV ha desarrollado un equipo de medida de presiones en el pie mediante unas plantillas instrumentadas flexibles que incorporan 64 cerámicas piezoeléctricas distribuidas a lo largo de su superficie. Las cerámicas generan una señal eléctrica en función de la presión ejercida. Las plantillas, junto con la electrónica asociada y el software desarrollado para el tratamiento de la señal, permiten la obtención de mapas de presiones plantares (Figura 19).

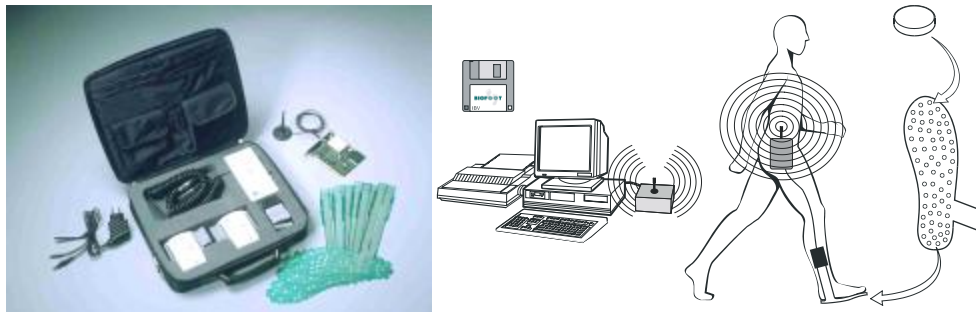


Figura 19. Instrumentación utilizada para el análisis de las presiones plantares.

En la imagen de la izquierda se muestra el equipo de medida Biofoot/IBV y en la de la derecha puede apreciarse la configuración del laboratorio para la medición de las presiones plantares

El sistema permite analizar las presiones en la planta de los pies, en las condiciones en las que éste se desenvuelve habitualmente, es decir, con calzado y en movimiento. Como los movimientos no están restringidos por cables, se consiguen unos movimientos más naturales.

El equipo *Biofoot/IBV* consta de los siguientes componentes:

- **Juego de plantillas instrumentadas**

El juego incluye plantillas de distintas tallas. Cada plantilla lleva alojadas hasta 64 cerámicas piezoeléctricas de reducido tamaño, distribuidas de forma tal que

Material y métodos

la densidad de sensores sea mayor en las zonas de mayor interés; de esta forma, se consigue una medida más precisa de la distribución de presiones.

▪ **Amplificador**

Su función es amplificar las señales de los sensores de la plantilla y enviarlas al ordenador por medio de un modulo transmisor, así como detectar el modelo de plantilla que se encuentra conectada.

Para su sujeción a la pierna del sujeto de ensayo, se utiliza una banda elástica ajustable. Dispone de un sencillo sistema para la conexión de las plantillas e incorpora un cable espiral de una longitud aproximada de un metro para su conexión al Módulo Transmisor (Figura 20).



Figura 20. Componentes del equipo de medición de presiones plantares *Biofoot/IBV*.

En la imagen de la izquierda se muestra el equipo de medida Biofoot/IBV en su conjunto y en las de la derecha puede apreciarse el módulo transmisor (imagen superior) y el amplificador (imagen inferior)

▪ **Módulo transmisor**

Se coloca en la cintura del sujeto de ensayo mediante un cinturón de longitud regulable. Los amplificadores se conectan a él mediante unos cables.

Sus funciones son: adquirir las señales eléctricas de los sensores y convertirlas en datos numéricos y enviar los datos adquiridos al PC en el que se encuentra instalado el Software *Biofoot/IBV*, para su posterior tratamiento y análisis. Esta transmisión se realiza mediante telemetría.

▪ **Tarjeta de adquisición**

Se inserta en el PC. Recibe la señal emitida por el transmisor y la convierte al dominio digital.

▪ **Software de adquisición**

Aplicación informática que permite el registro y tratamiento de los datos.

Biofoot/IBV se distingue por las siguientes características:

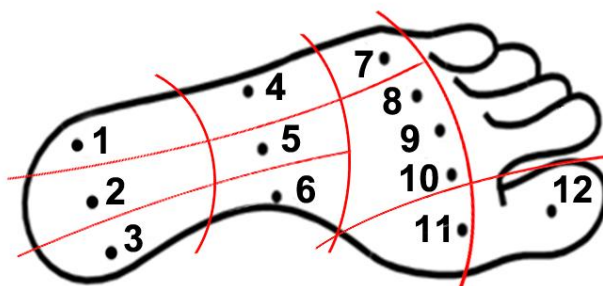
- Repetibilidad: 2%, linealidad: 2% y respuesta dinámica del sensor (ancho de banda) de 0,5 Hz a 1 kHz.
- Mínima perturbación durante el uso debido a la flexibilidad y pequeño espesor de las plantillas (0,7 mm).
- Alta linealidad y repetibilidad de la medida, debidas a la utilización de sensores basados en el efecto piezoeléctrico con garantías de que los datos obtenidos son fiables, reproducibles y comparables.

Material y métodos

II.3.1.3. Selección de las zonas de la planta del pie

Se seleccionaron diez zonas en la planta en base a criterios biomecánicos, por su significación fisiológica o funcional. Estas zonas coincidían con las zonas utilizadas en la mayoría de los estudios sobre la distribución de presiones plantares.

En la Figura 21 se presentan los puntos estudiados y su correspondencia con las zonas anatómicas.



- | | |
|-------------------------------------|---|
| 1. Zona externa del talón (TLE) | 6. Bóveda plantar (PLMI) |
| 2. Zona central del talón (TLC) | 7. Cabeza del quinto metatarsiano (C5MT) |
| 3. Zona interna del talón (TLI) | 8. Cabeza del cuarto metatarsiano (C4MT) |
| 4. Zona externa del mediopié (PLME) | 9-11. Cabezas de los metat. centrales (MTM) |
| 5. Zona central del mediopié (PLMC) | 12. Primer dedo (PRD) |

Figura 21. Esquema del pie con las zonas para el análisis de las presiones plantares.

II.3.2 Análisis de las presiones plantares

A continuación se exponen el diseño del experimento, el protocolo de medida utilizado y el posterior tratamiento estadístico y análisis de los datos.

II.3.2.1. Diseño del experimento

Un total de 10 sujetos jóvenes (5 hombres y 5 mujeres) y 10 adultos de mediana edad y mayores (5 hombres y 5 mujeres) de los 36 que participaron en la primera fase del estudio fueron seleccionados para esta fase. Sus características se presentan en la tabla 4. Los sujetos se eligieron aleatoriamente.

Las mediciones se realizaron en el pie derecho, esto es, el mismo pie en el que se realizó el análisis de la tolerancia a presiones. Los sujetos realizaron la prueba con un calzado propio. Se les indicó que éste debía ser casual, cómodo, de piel, suela de goma, y cierre acordonado.

La experimentación tuvo lugar en una sala tranquila, con temperatura controlada (22°). Las mediciones se realizaban por la mañana del segundo día de las mediciones, entre las 9h y las 14h.

La frecuencia de muestreo fue de 200Hz.

▪ **Material de ensayo**

- Juego de plantillas con distintas tallas
- Transmisor
- Amplificador
- Tarjeta de adquisición de datos PCMCIA de *National Instruments*
- Ordenador con software de adquisición
- Pasillo de marcha

▪ **Protocolo de medida**

El procedimiento fue el siguiente:

Material y métodos

1. Se explicaba el ensayo al sujeto.
2. En primer lugar se colocaba la plantilla dentro del calzado correspondiente al pie derecho.
3. A continuación el usuario se colocaba el calzado, con sumo cuidado de no arrugar la plantilla instrumentada. Para eso se le pedía que se lo colocase estando el zapato lo más holgado posible.
4. Una vez colocado el pie en el interior del calzado, el sujeto debía ajustarse el zapato de la misma forma como lo realizaba habitualmente.
5. A continuación, estando el sujeto de pie, se colocaba el transmisor mediante el cinturón de sujeción, de forma que éste quedaba en la zona lumbar baja del sujeto, y se acoplaba el extremo sobresaliente de la plantilla al amplificador.
6. Se conectaba el cable del amplificador al transmisor.
7. Se pedía al paciente que se sentase y que no ejerciese presión en los pies, de forma que la plantilla no estuviese soportando carga alguna. En esta posición se realizaba un registro de "puesta a cero".
8. Una vez instrumentado, se le pedía al sujeto que caminase por el pasillo de marcha, a velocidad libre, durante unos segundos (30-90 segundos), de forma que se habituase a llevar colocado el equipo. Una vez el sujeto refería que no sentía ninguna molestia y que se había habituado al equipo y tras comprobar que su marcha era normal, se procedía al registro de los datos.
9. El sujeto realizaba tres repeticiones o "pasadas" a través de un pasillo de marcha de 10 metros, andando a velocidad libre de marcha.
10. Se recogían 2 pasos por repetición o "pasada" hasta obtener 6 registros válidos.

En la siguiente figura (Figura 22) se puede ver uno de los usuarios instrumentado con el sistema de medición de presiones durante un ensayo. A

partir de estos ensayos se obtuvieron los mapas de presión y se exportaron los datos relativos a los registros para su posterior tratamiento estadístico.



Figura 21. Imágenes de la realización de los ensayos de presiones plantares.

En la imagen de la izquierda se muestra la colocación de la plantilla instrumentada dentro del calzado. La imagen central pertenece a la plantilla instrumentada conectada al amplificador durante la realización de uno de los ensayos. En la imagen de la derecha podemos observar a uno de los sujetos durante la toma de medidas. En la pantalla del ordenador de la derecha puede observarse el mapa de presiones plantares durante la marcha.

II.3.2.2. Tratamiento estadístico y análisis de los datos

- Detección y análisis de los datos atípicos. Para ello se emplearon diagramas de cajas, considerándose como datos atípicos aquellos que estuvieran alejados 3 desviaciones típicas de la media. Una vez identificados dichos datos se analizaron de manera particular valorándose si era conveniente su eliminación.
- Antes de realizar el estudio estadístico, se comprobó, en todas las variables obtenidas, el cumplimiento del supuesto de normalidad mediante la prueba de Shapiro-Wilks y el supuesto de homogeneidad de la varianza mediante el estadístico de Levene.

Material y métodos

- Análisis descriptivo. Se realizó un análisis mediante estadísticos descriptivos de los datos de presión máxima para todos los sujetos y por grupos de edad. Los estadísticos utilizados fueron: media , desviación típica, máximo y mínimo.
- Se utilizó un ANOVA para cada variable de estudio por separado considerando como factores independientes fijos el grupo de edad y la zona. Se incluyó en el modelo la interacción entre ambos. Se aceptaron como significativas aquellas diferencias cuya probabilidad de ser debidas al azar fueron inferiores al 5% ($p < 0,05$).

II.4. Características del examinador

El examinador era experimentado: Se trataba de una fisioterapeuta con más de 10 años de experiencia en el ámbito clínico. Además, previo a la realización del estudio, ésta realizó un período de entrenamiento que consistía en 3 sesiones de 3 horas cada una, en las que se realizaron varias sesiones de localización y marcaje de los puntos anatómicos, utilización de los equipos de medida del estudio, velocidad de aplicación del indentador, presión ejercida, registro de los datos, funcionamiento del software *in situ*, etc.

Finalmente y previo a la fase de recogida de datos del estudio se realizó una prueba piloto que explicamos en el siguiente subapartado.

II.5. Prueba piloto

Previo a la realización de las mediciones se realizó una prueba piloto con el fin de calcular los tiempos de ensayo, de comprobar que los sujetos entendían las instrucciones y de observar si había algún aspecto que no se había tomado en consideración.

La prueba piloto se realizó con 3 sujetos, uno de cada grupo de edad.

Estos sujetos no fueron incluidos en el estudio, ya que al tratarse de pruebas piloto el efecto de aprendizaje podría afectar a los resultados.

II.6. Tratamiento conjunto de los datos. Análisis estadístico

El tratamiento conjunto de los datos del estudio del umbral de sensibilidad a la presión y los datos de las presiones plantares permitirá conocer si entre ellos existe alguna relación.

II.4.1. Relación entre la tolerancia a presiones y las presiones plantares producidas durante la marcha

- Para analizar la relación entre las diversas variables de estudio se empleó el coeficiente de correlación de Pearson ($p < 0,05$).
- Posteriormente, con el fin de estudiar la relación entre la sensibilidad a la presión en la planta del pie y las presiones plantares máximas producidas durante la marcha se definió un coeficiente (tolerancia/presiones plantares) para establecer criterios de seguridad.
- Por último se realizó un ANOVA para la variable "coeficiente" considerando como factores independientes fijos el grupo de edad y la zona. Se incluyó en el modelo la interacción entre ambos. Se aceptaron como significativas aquellas diferencias cuya probabilidad de ser debidas al azar fueron inferiores al 5% ($p < 0,05$).

RESULTADOS

III. RESULTADOS

III.1. Resultados de la medición de la tolerancia a presiones plantares

En la Tabla 7 podemos ver los resultados del análisis descriptivo de la tolerancia a presiones plantares por zonas de la planta del pie del estudio para todos los sujetos.

Tabla 7. Resultados de la tolerancia a presiones plantares por zona.

Zona	Variable	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.	COV
1-TLE	Pmax (kPa)	179	541,33	3594,40	1731,17	703,92	0,41
	Ppulsada (kPa)	139	363,96	3343,73	1638,82	655,91	0,40
	Pendiente (kPa/s)	179	326,45	3194,59	1182,61	534,45	0,45
2-TLC	Pmax (kPa)	174	392,94	3399,96	1741,83	715,01	0,41
	Ppulsada (kPa)	137	225,83	3372,71	1665,38	745,04	0,45
	Pendiente (kPa/s)	179	235,28	3387,10	1249,09	612,23	0,49
3-TLI	Pmax (kPa)	178	616,37	3222,57	1806,95	667,47	0,37
	Ppulsada (kPa)	130	353,74	3188,51	1677,45	718,05	0,43
	Pendiente (kPa/s)	177	357,46	3814,22	1259,72	675,33	0,54
4- PLME	Pmax (kPa)	175	275,25	3783,73	1467,22	644,01	0,44
	Ppulsada (kPa)	145	329,86	3722,39	1405,54	659,09	0,47
	Pendiente (kPa/s)	172	163,21	3147,09	971,65	530,10	0,55
5- PLMC	Pmax (kPa)	180	357,12	3139,00	1352,69	546,39	0,40
	Ppulsada (kPa)	158	184,88	3137,34	1245,07	567,94	0,46
	Pendiente (kPa/s)	178	229,25	2414,61	874,65	388,38	0,44
6- PLMI	Pmax (kPa)	175	261,60	3241,34	1266,38	531,99	0,42
	Ppulsada (kPa)	153	189,99	3239,67	1178,04	533,48	0,45
	Pendiente (kPa/s)	179	163,72	2822,21	946,98	517,91	0,55

Resultados

Tabla 7. Continuación

Zona	Variable	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.	COV
7- C5MT	Pmax (kPa)	180	461,16	2623,90	1271,16	445,50	0,35
	Ppulsada (kPa)	149	288,91	2581,31	1209,29	476,89	0,39
	Pendiente (kPa/s)	178	290,86	2131,79	812,31	289,88	0,36
8- C4MT	Pmax (kPa)	180	473,10	2407,28	1242,66	441,67	0,36
	Ppulsada (kPa)	147	338,39	2293,05	1124,18	455,14	0,40
	Pendiente (kPa/s)	180	152,19	2025,74	826,74	345,41	0,42
9- C3MT	Pmax (kPa)	180	440,69	2535,21	1321,30	491,03	0,37
	Ppulsada (kPa)	155	220,69	2511,38	1275,42	501,46	0,39
	Pendiente (kPa/s)	180	189,94	2275,03	874,65	415,27	0,47
10- C2MT	Pmax (kPa)	174	401,46	2456,75	1299,83	460,10	0,35
	Ppulsada (kPa)	141	329,85	2337,41	1233,85	437,09	0,35
	Pendiente (kPa/s)	172	256,82	2238,88	906,71	395,53	0,44
11- C1MT	Pmax (kPa)	180	430,46	2357,82	1235,52	457,07	0,37
	Ppulsada (kPa)	144	302,55	2342,49	1186,50	472,77	0,40
	Pendiente (kPa/s)	179	312,89	2381,49	845,86	400,30	0,47
12- PRD	Pmax (kPa)	179	445,81	2315,18	1263,69	410,11	0,32
	Ppulsada (kPa)	141	377,60	2260,65	1148,19	438,72	0,38
	Pendiente (kPa/s)	178	228,17	1989,47	804,45	337,42	0,42

Pmax se corresponde con la presión máxima registrada cuando el sujeto pronunciaba la señal de "stop". Ppulsada es la presión registrada en el momento que el sujeto pulsaba el botón. COV se corresponde con el coeficiente de variación (desviación típica/media). Las zonas se corresponden con las zonas plantares de: (1-TLE) talón externo; (2-TLC) talón central; (3-TLI) talón interno; (4-PLME) zona externa del mediopié; (5-PLMC) zona central del mediopié; (6-PLMI) bóveda plantar; (7-C5MT) cabeza del 5º metatarsiano; (8-C4MT) cabeza del 4º metatarsiano; (9-C3MT) cabeza del 3º metatarsiano; (10-C2MT) cabeza del 2º metatarsiano; (11-C1MT) cabeza del 1º metatarsiano; (12-PRD) primer dedo.

Para estudiar la correlación entre las distintas variables se utilizó la correlación de Pearson. Los resultados mostraron una alta correlación (0,99) entre la PMax (presión máxima registrada cuando el sujeto pronunciaba la señal de "stop") y la Ppulsada (presión cuando pulsaba el botón); y una correlación también elevada entre la presión máxima y la pendiente (0,77); siendo ambas correlaciones significativas al nivel $p < 0,01$ (Tabla 8).

Tabla 8. Resultados de la correlación de Pearson entre las variables de la tolerancia a presiones plantares.

	PMAX	PPULSADA	PENDIENTE	SIGNIFICACIÓN
PMAX (kPa)	1	0,989(**)	0,772(**)	18
PPULSADA (kPa)	0,989(**)	1	0,736(**)	0,000
PENDIENTE (kPa/s)	0,772(**)	0,736(**)	1	0,000

** La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

Pmax se corresponde con la presión máxima registrada cuando el sujeto pronunciaba la señal de "stop". Ppulsada es la presión registrada en el momento que el sujeto pulsaba el botón.

Con la medición del coeficiente de variación (COV) pudimos observar que el parámetro de presión máxima (PMax) era más robusto (coeficiente de variación menor). Además este parámetro tenía menos datos no válidos (el error más frecuente fue el de presionar el botón después de pronunciar el "stop").

Debido a la elevada correlación existente entre las variables de presión máxima (Pmax), presión pulsada (Ppulsada) y pendiente, ya que la primera de ellas es más robusta, a partir de ahora solamente se analizará esta variable, es decir, Pmax. Pero a partir de este momento, y con el fin de facilitar la interpretación de los resultados posteriores, pasaremos a llamarla **Tolerancia**.

Con el fin de estudiar la existencia o no de un patrón de umbrales de tolerancia a presiones plantares se utilizó el coeficiente de correlación intraclase (ICC) tal y

Resultados

como describe Shrout en 1979. Los resultados del ICC para los sujetos tenían entre 0,45 y 0,95 con una media de 0,81 y una desviación estándar de 0,1.

Podemos hablar por tanto de la existencia de un patrón general, que adopta sus variaciones particulares con cada sujeto, como se representa en la Figura 23. En dicha figura podemos observar la forma que tiene el patrón general de tolerancia a presiones en la planta del pie, para todos los sujetos.

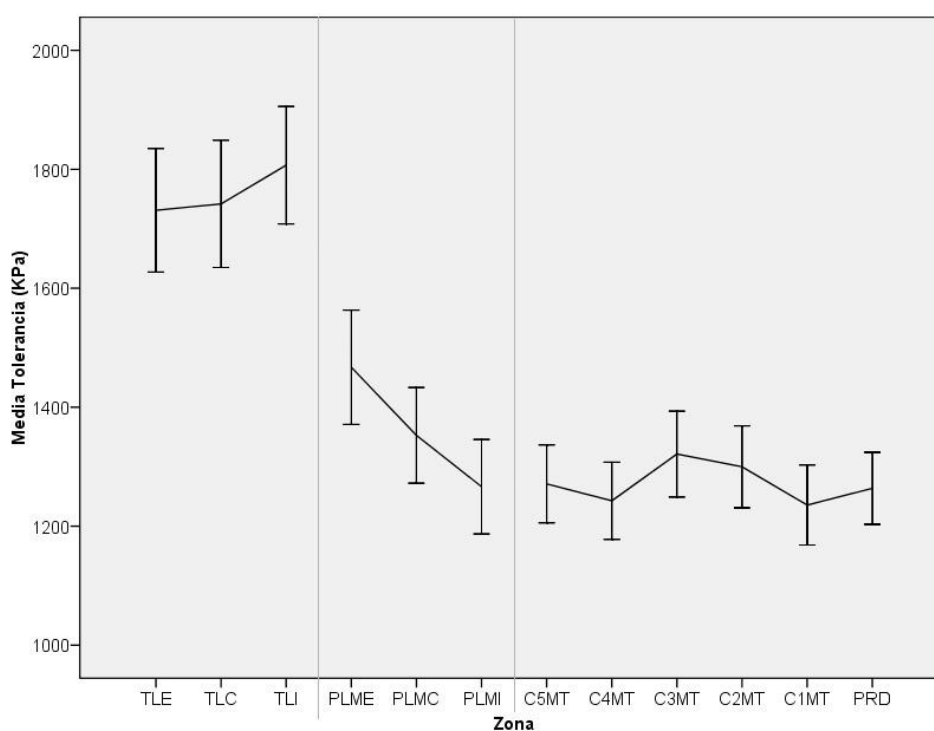


Figura 22. Gráfica de tolerancia a presiones por zonas.

Las barras de error presentan los intervalos de confianza (95%). Las zonas se corresponden con las zonas plantares de: (TLE) talón externo; (TLC) talón central; (TLI) talón interno; (PLME) zona externa del mediopié; (PLMC) zona central del mediopié; (PLMI) bóveda plantar; (C5MT) cabeza del 5º metatarsiano; (C4MT) cabeza del 4º metatarsiano; (C3MT) cabeza del 3º metatarsiano; (C2MT) cabeza del 2º metatarsiano; (C1MT) cabeza del 1º metatarsiano; (PRD) primer dedo.

En general el mayor umbral de tolerancia a la presión se registró en el talón, con valores que rondaban los 1700 kPa de media. Seguido de la zona externa del mediopié, que mostró umbrales inferiores al talón (de unos 1500 kPa de media), pero más altos que el mediopié central, la bóveda plantar y la cabeza de los metatarsianos, valores éstos que rondan entre los 1200 kPa y los 1300 kPa de media. Los menores umbrales se registraron en el primer dedo, con valores medios cercanos a los 1200kPa.

Con el fin de estudiar la influencia de la zona en el umbral de discomfort a la presión se realizó el análisis de ANOVA Multifactorial. El ANOVA mostró que había diferencias significativas entre zonas ($F_{11}=27,31$, $P=0,00$, $\eta^2=0,124$). De esta forma las zonas del talón toleran significativamente mayores presiones que el resto de zonas de la planta del pie y la zona correspondiente a la planta externa del mediopié tolera mayores presiones que las zonas de la bóveda plantar, las cabezas de los metatarsianos 1º, 4º y 5º y el primer dedo. Las tablas referentes a los análisis de ANOVA pueden verse en el Anexo III.

III.2.1. Influencia de la edad

En la Tabla 9 se presentan los resultados obtenidos en el registro de la tolerancia a presiones plantares para los distintos grupos de edad en todo el pie

Tabla 9. Resultados de la tolerancia a presiones plantares para los distintos grupos de edad.

Grupo	N	Mínimo (kPa)	Máximo (kPa)	Media (kPa)	Desv. típ (kPa)	COV
1 (20-35 años)	1070	261,60	3594,40	1337,89	506,28	0,38
2 (50-65 años)	580	352,00	3181,64	1289,65	510,78	0,40
3 (> 65 años)	569	430,46	3783,73	1628,87	729,37	0,45

Los datos se muestran con media (desviación estándar). Las unidades de la variable de tolerancia a presiones son kPa.

Resultados

Tabla 10. Resultados de la tolerancia a presiones plantares por zona para los distintos grupos de edad.

	Zona	N	Mín. (kPa)	Máx. (kPa)	Media (kPa)	Desv. típ. (kPa)	cov
GRUPO 1 (20-35 años)	TLE (talón externo)	90	541,33	3594,40	1610,93	693,29	0,43
	TLC (talón central)	85	392,94	2797,87	1546,18	559,64	0,36
	TLI (talón interno)	90	698,24	3011,08	1633,70	560,72	0,34
	PLME (zona ext. mediopié)	90	275,25	2693,83	1357,66	485,73	0,36
	PLMC (zona central mediopié)	90	357,12	2187,26	1246,53	459,24	0,37
	PLMI (bóveda plantar)	85	261,60	2066,16	1109,98	395,53	0,36
	C5MT (cabeza 5º metatars.)	90	478,22	2623,90	1366,83	473,19	0,35
	C4MT (cabeza 4º metatars.)	90	473,10	2407,28	1259,22	439,15	0,35
	C3MT (cabeza 3º metatars.)	90	275,25	2693,83	1357,66	485,73	0,36
	C2MT (cabeza 2º metatars.)	90	401,46	2212,84	1266,92	394,68	0,31
	C1MT (cabeza 1º metatars.)	90	490,16	2069,57	1196,61	387,37	0,32
	PRD (primer dedo)	90	445,81	1769,38	1182,17	353,99	0,30
	GRUPO 2 (50-65 años)	TLE (talón externo)	45	855,16	2710,89	1653,55	463,92
TLC (talón central)		45	773,29	2437,99	1564,63	464,75	0,30
TLI (talón interno)		45	746,00	3181,64	1719,27	637,01	0,37
PLME (zona ext. mediopié)		40	590,79	2536,91	1221,40	504,18	0,41
PLMC (zona central mediopié)		45	398,05	2313,47	1309,24	553,68	0,42
PLMI (bóveda plantar)		45	466,28	1929,71	1200,61	443,02	0,37
C5MT (cabeza 5º metatars.)		45	461,16	1684,10	1103,46	321,83	0,29
C4MT (cabeza 4º metatars.)		45	604,43	1904,12	1062,53	401,84	0,38
C3MT (cabeza 3º metatars.)		45	447,52	2004,76	1257,92	479,64	0,38
C2MT (cabeza 2º metatars.)		45	641,96	2323,71	1297,75	475,05	0,37
C1MT (cabeza 1º metatars.)		45	503,80	2043,98	1174,83	399,63	0,34
PRD (primer dedo)		45	612,96	2315,18	1264,44	415,65	0,33

Tabla 10. Continuación

	Zona	N	Mín. (kPa)	Máx. (kPa)	Media (kPa)	Desv. típ. (kPa)	cov
	TLE (talón externo)	44	667,54	3321,50	2056,51	831,39	0,40
	TLC (talón central)	44	872,22	3399,96	2301,03	891,89	0,39
	TLI (talón interno)	43	616,37	3222,57	2261,31	708,69	0,31
	PLME (zona ext. mediopié)	45	601,02	3783,73	1904,84	813,79	0,43
GRUPO 3 (>65 años)	PLMC (zona central mediopié)	45	730,65	3139,00	1608,48	624,09	0,39
	PLMI (bóveda plantar)	45	553,27	3241,34	1627,58	662,67	0,41
	C5MT (cabeza 5ª metatars.)	45	638,55	2366,35	1247,49	450,44	0,36
	C4MT (cabeza 4ª metatars.)	45	672,66	2141,21	1389,67	431,50	0,31
	C3MT (cabeza 3ª metatars.)	45	440,69	2229,90	1473,66	520,97	0,35
	C2MT (cabeza 2ª metatars.)	39	566,91	2456,75	1378,18	573,37	0,42
	C1MT (cabeza 1ª metatars.)	45	430,46	2357,82	1374,01	600,15	0,44
	PRD (primer dedo)	44	585,67	2287,89	1429,69	466,90	0,33

Los datos se muestran con media (desviación estándar). Las unidades de la variable de tolerancia a presiones son kPa.

La tabla 10 muestra los resultados de la tolerancia a presiones para las distintas zonas del pie, también por grupos de edad.

Tras realizar el ANOVA encontramos que la edad es un factor que influye significativamente en el umbral de tolerancia a las presiones plantares ($F_{33}=12,78$, $P=0,00$, $\eta^2=0,17$). Se encontraron diferencias significativas entre los tres grupos de edad, aunque las mayores diferencias se encontraron entre el grupo de los mayores de 65 años (grupo 3) y los jóvenes y adultos de mediana edad (grupos 1 y 2 respectivamente). Los mayores de 65 años mostraron una mayor tolerancia en comparación con el resto de sujetos. Las tablas referentes a los análisis de ANOVA pueden verse en el Anexo IV.

Resultados

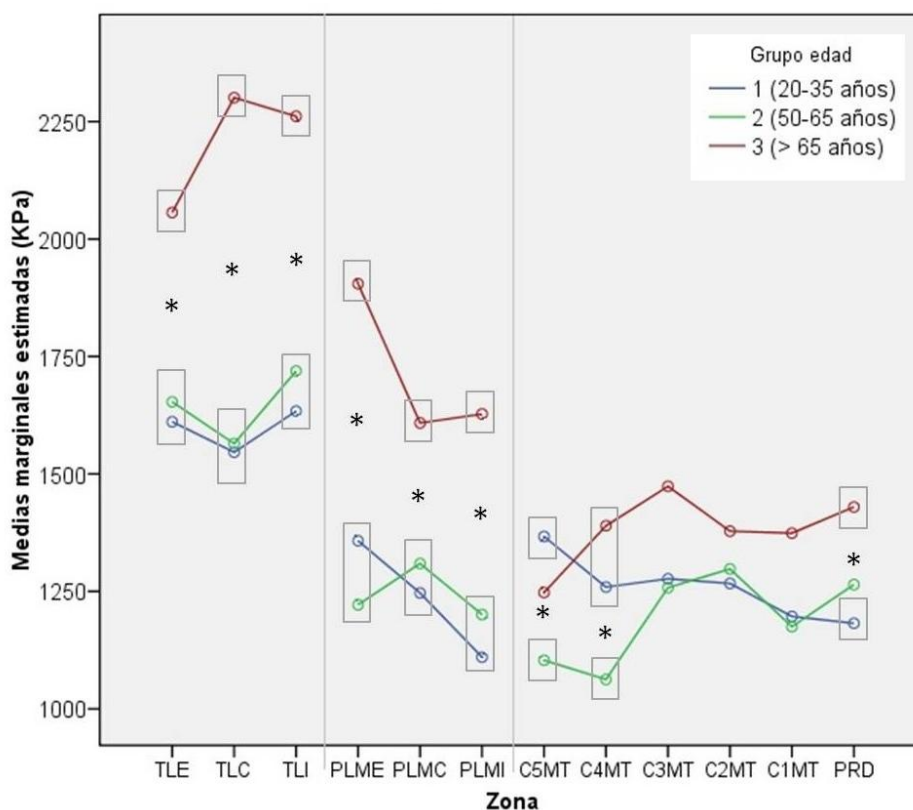


Figura 23. Gráfica de medias marginales estimadas de tolerancia a presiones por zonas, para los distintos grupos de edad.

Los asteriscos (*) presentan las zonas donde se han encontrado diferencias significativas ($p < 0,05$). Los recuadros engloban los grupos de edad entre los que existen dichas diferencias. Por ejemplo en la zona TLE se encuentran diferencias entre el grupo 3 y el resto, mientras que en C5MT dichas diferencias se dan sólo entre los grupos 1 y 2. Las zonas se corresponden con las zonas plantares de: (TLE) talón externo; (TLC) talón central; (TLI) talón interno; (PLME) zona externa del mediopié; (PLMC) zona central del mediopié; (PLMI) bóveda plantar; (C5MT) cabeza del 5º metatarsiano; (C4MT) cabeza del 4º metatarsiano, (C3MT) cabeza del 3º metatarsiano, (C2MT) cabeza del 2º metatarsiano; (C1MT) cabeza del 1º metatarsiano; (PRD) primer dedo.

Como se observa en la Figura 24, las diferencias significativas se dan: entre el grupo 3 (mayores de 65 años) y los grupos 1 y 2 en todas las zonas del mediopié y del talón; también existen diferencias entre el grupo de mayores de 65 años (grupo 3) y el grupo de jóvenes (grupo 1) en la zona correspondiente al primer

dedo; y entre el grupo de mayores de 65 años (grupo 3) y los adultos menores de 65 años (grupo 2) en la zona de la cabeza del 4º metatarsiano. Por otra parte existen diferencias entre el grupo 1 (jóvenes) y el grupo 2 (adultos menores de 65 años) en la zona de la cabeza del 4º metatarsiano y de la cabeza del 5º metatarsiano.

III.2.2. Influencia del sexo

Con el fin de disponer de una mayor potencia de test se han analizado las diferencias entre hombres y mujeres considerando todos los grupos de edad en conjunto.

En las tablas 11 y 12 se muestran los descriptivos de la tolerancia a presiones de los hombres y mujeres de la muestra, de todo el pie y de las distintas zonas respectivamente.

Tabla 11. Resultados de la tolerancia a presiones plantares para hombres y mujeres.

Grupo	N	Mínimo (kPa)	Máximo (kPa)	Media (kPa)	Desv. típ (kPa)	COV
HOMBRES	1099,00	261,60	3783,73	1321,46	634,13	0,48
MUJERES	1120,00	352,00	3399,96	1476,85	529,13	0,36

Las unidades de la variable de tolerancia a presiones son kPa.

Resultados

Tabla 12. Resultados de la tolerancia a presiones plantares para hombres y mujeres por zona.

	Zona	N	Mín. (kPa)	Máx. (kPa)	Media (kPa)	Desv. típ. (kPa)	cov
HOMBRES	TLE (talón externo)	89	541,33	3594,40	1604,20	795,30	0,50
	TLC (talón central)	84	392,94	3372,67	1598,19	768,58	0,48
	TLI (talón interno)	88	616,37	3222,57	1693,01	731,03	0,43
	PLME (zona ext. mediopié)	90	275,25	3783,73	1463,94	763,62	0,52
	PLMC (zona central mediopié)	90	357,12	3139,00	1312,44	573,00	0,44
	PLMI (bóveda plantar)	85	261,60	3241,34	1167,83	618,83	0,53
	C5MT (cabeza 5º metatars.)	90	478,22	2623,90	1212,23	495,98	0,41
	C4MT (cabeza 4º metatars.)	90	473,10	2407,28	1168,35	454,63	0,39
	C3MT (cabeza 3º metatars.)	90	440,69	2535,21	1254,87	553,17	0,44
	C2MT (cabeza 2º metatars.)	84	401,46	2456,75	1229,26	499,92	0,41
	C1MT (cabeza 1º metatars.)	90	430,46	2357,82	1192,65	519,04	0,44
	PRD (primer dedo)	89	536,21	2287,89	1154,22	426,62	0,37
	MUJERES	TLE (talón externo)	90	822,76	3224,28	1856,73	577,52
TLC (talón central)		90	718,71	3399,96	1875,90	636,55	0,34
TLI (talón interno)		90	746,00	3193,58	1918,36	581,58	0,30
PLME (zona ext. mediopié)		90	746,00	3193,58	1918,36	581,58	0,30
PLMC (zona central mediopié)		90	398,05	2671,66	1392,95	518,50	0,37
PLMI (bóveda plantar)		90	466,28	2146,32	1359,46	416,93	0,31
C5MT (cabeza 5º metatars.)		90	461,16	2084,92	1330,08	382,31	0,29
C4MT (cabeza 4º metatars.)		90	604,43	2182,14	1316,97	417,71	0,32
C3MT (cabeza 3º metatars.)		90	447,52	2122,44	1387,73	412,33	0,30
C2MT (cabeza 2º metatars.)		90	631,72	2323,71	1365,69	411,50	0,30
C1MT (cabeza 1º metatars.)		90	503,80	2069,57	1278,38	383,47	0,30
PRD (primer dedo)		90	445,81	2315,18	1371,95	364,14	0,27

Las zonas se corresponden con: (TLE) talón externo; (TLC) talón central; (TLI) talón interno; (PLME) zona externa del mediopié; (PLMC) zona central del mediopié; (PLMI) bóveda plantar; (C5-4-3-2-1MT) cabeza de los metatarsianos 5º al 1º; (PRD) 1º dedo.

Se realizó un análisis de ANOVA, con la zona y el sexo como factores, con el objetivo de estudiar las diferencias entre hombres y mujeres en los umbrales de tolerancia a la presión. Existen diferencias significativas en la tolerancia a presiones por el género en las distintas zonas ($F_{2,22}=14,36$, $P=0,00$, $\eta^2=0,13$). Las mujeres presentan mayores umbrales de tolerancia que los hombres en el pie de forma global y en alguna de las zonas: encontrándose diferencias estadísticamente significativas ($p<0,05$) en las 3 zonas del talón (interna, central y externa), la bóveda plantar, la cabeza del 4º metatarsiano y el primer dedo. Así por ejemplo, el umbral de tolerancia a la presión en términos de desconfort para la zona interna del talón (TLI) llega a alcanzar los 1918 kPa en las mujeres, mientras que en los hombres dichos niveles de tolerancia rondan los 1690 kPa. Estos resultados pueden verse representados en la Figura 25. Las tablas referentes a los análisis de ANOVA pueden verse en el Anexo V.

III.2.3. Influencia de la obesidad

En las tablas 13 y 14 se muestran los descriptivos de la tolerancia a presiones de los obesos y no obesos de la muestra, de todo el pie y de las distintas zonas respectivamente. Como el número de obesos en el grupo 1 (jóvenes entre 20 y 35 años) era poco significativo (sólo 2 sujetos de un total de 18 era obeso), decidimos tomar únicamente los grupos 2 y 3 en consideración a la hora de determinar la influencia del IMC en la tolerancia a presiones.

Resultados

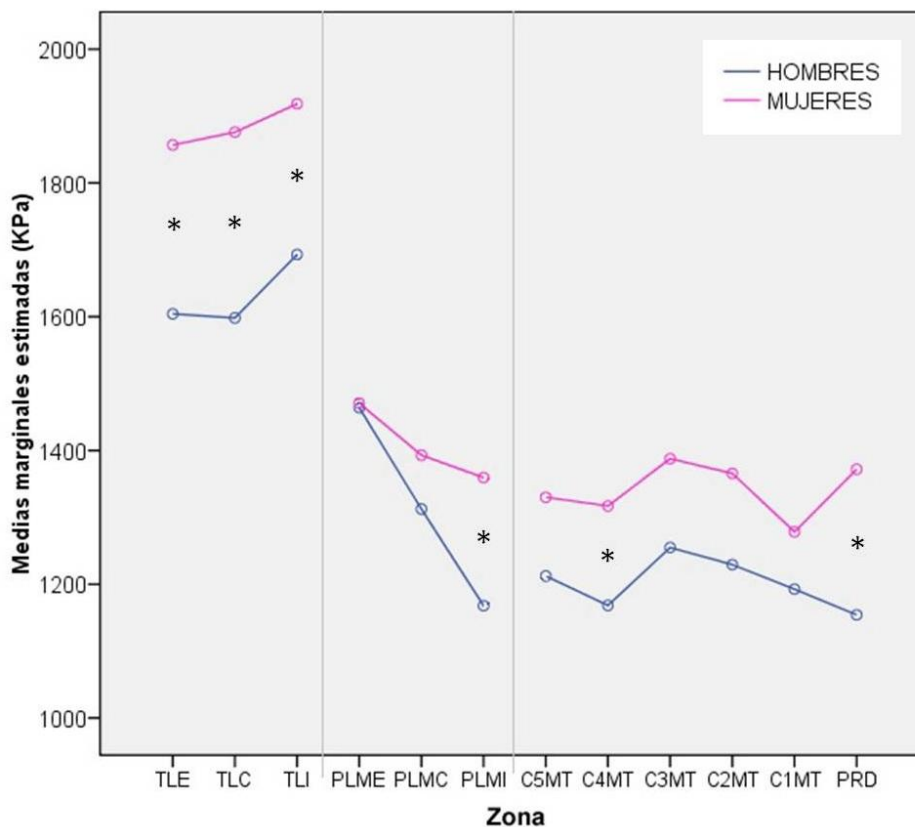


Figura 24. Gráfica de medias marginales estimadas de tolerancia a presiones por zonas, según sexo.

Los asteriscos (*) presentan las zonas donde se han encontrado diferencias significativas ($p < 0,05$). Las zonas se corresponden con las zonas plantares de: (TLE) talón externo; (TLC) talón central; (TLI) talón interno; (PLME) zona externa del mediopié; (PLMC) zona central del mediopié; (PLMI) bóveda plantar; (C5MT) cabeza del 5º metatarsiano; (C4MT) cabeza del 4º metatarsiano, (C3MT) cabeza del 3º metatarsiano, (C2MT) cabeza del 2º metatarsiano; (C1MT) cabeza del 1º metatarsiano; (PRD) primer dedo.

Tabla 13. Resultados de la tolerancia a presiones plantares para obesos y no obesos.

Grupo	N	Mínimo (kPa)	Máximo (kPa)	Media (kPa)	Desv. típ (kPa)	COV
OBESOS	716	435,58	3783,73	1528,43	640,06	0,42
NO OBESOS	1418	261,60	3594,40	1359,09	552,83	0,41

Tabla 14. Resultados de la tolerancia a presiones plantares por zona para obesos y no obesos.

	Zona	N	Mín. (kPa)	Máx. (kPa)	Media (kPa)	Desv v. típ. (kPa)	cov
OBESOS	TLE (talón externo)	59	822,76	3321,50	1831,01	645,58	0,35
	TLC (talón central)	60	718,71	3372,67	1993,16	751,46	0,38
	TLI (talón interno)	59	882,45	3222,57	1966,39	678,68	0,35
	PLME (zona ext. mediopié)	60	764,76	3783,73	1679,12	782,96	0,47
	PLMC (zona central mediop.)	60	435,58	3139,00	1594,10	629,45	0,39
	PLMI (bóveda plantar)	60	486,75	3241,34	1439,79	652,71	0,45
	C5MT (cabeza 5º metatars.)	60	638,55	2366,35	1223,04	389,26	0,32
	C4MT (cabeza 4º metatars.)	60	604,43	2141,21	1222,95	421,78	0,34
	C3MT (cabeza 3º metatars.)	60	580,56	2224,78	1372,05	438,08	0,32
	C2MT (cabeza 2º metatars.)	59	631,72	2456,75	1316,14	503,97	0,38
	C1MT (cabeza 1º metatars.)	60	718,71	2357,82	1410,83	501,39	0,36
	PRD (primer dedo)	59	445,81	2287,89	1297,47	466,84	0,36
NO OBESOS	TLE (talón externo)	120	541,33	3594,40	1682,08	728,46	0,43
	TLC (talón central)	114	392,94	3399,96	1609,56	660,80	0,41
	TLI (talón interno)	119	616,37	3193,58	1727,90	650,27	0,38
	PLME (zona ext. mediop.)	115	275,25	2693,83	1356,66	528,96	0,39
	PLMC (zona central mediop.)	120	357,12	2187,26	1231,99	456,69	0,37
	PLMI (bóveda plantar)	115	261,60	2066,16	1175,91	432,89	0,37
	C5MT (cabeza 5º metatars.)	120	461,16	2623,90	1295,21	470,82	0,36
	C4MT (cabeza 4º metatars.)	120	473,10	2407,28	1252,52	452,70	0,36
	C3MT (cabeza 3º metatars.)	120	440,69	2535,21	1295,92	515,35	0,40
	C2MT (cabeza 2º metatars.)	115	401,46	2323,71	1291,46	437,98	0,34
	C1MT (cabeza 1º metatars.)	120	430,46	2069,57	1147,86	407,87	0,36
	PRD (primer dedo)	120	536,21	2315,18	1247,09	380,15	0,30

Las zonas se corresponden con las zonas plantares de: (TLE) talón externo; (TLC) talón central; (TLI) talón interno; (PLME) zona externa del mediopié; (PLMC) zona central del mediopié; (PLMI) bóveda plantar; (C5MT) cabeza del 5º metatarsiano; (C4MT) cabeza del 4º metatarsiano, (C3MT) cabeza del 3º metatarsiano, (C2MT) cabeza del 2º metatarsiano; (C1MT) cabeza del 1º metatarsiano; (PRD) primer dedo.

Resultados

Con el objetivo de estudiar la influencia de la obesidad en los umbrales de tolerancia a la presión se realizó un análisis de ANOVA, tomando como factores la zona y la obesidad, con el objetivo de estudiar su influencia en los umbrales de tolerancia a la presión. Existe una significación positiva entre el IMC y la tolerancia al discomfort en las distintas zonas ($F_{2,2}=11,40$, $P=0,00$, $\eta^2=0,19$). Los obesos presentan mayores umbrales de tolerancia que los no obesos en todo el pie de forma general, encontrándose diferencias estadísticamente significativas ($p<0,05$) en el talón central, las 3 zonas del mediopié (externa, central y bóveda plantar) y la cabeza del primer metatarsiano. De esta forma, a modo de ejemplo, el umbral de tolerancia a la presión en términos de discomfort para la zona central del mediopié (PLMC) ronda los 1600 kPa en sujetos obesos, mientras que en los no obesos dichos niveles de tolerancia están en 1230 kPa. Estos resultados pueden verse representados en la Figura 26. Las tablas referentes a los análisis de ANOVA pueden verse en el Anexo VI.

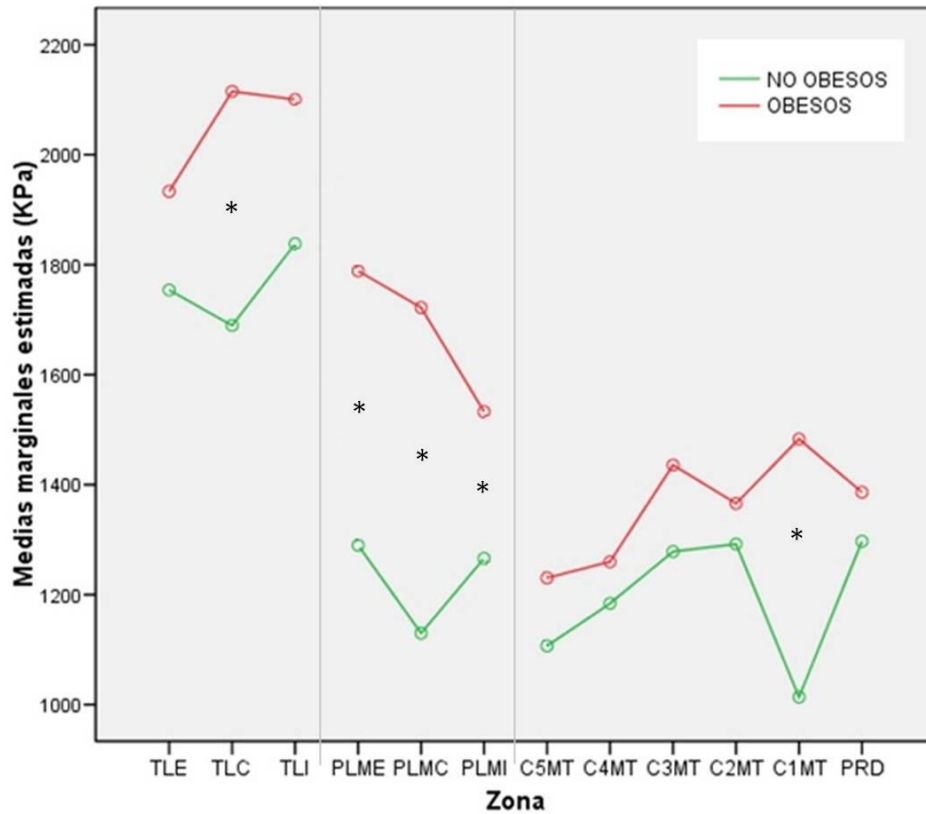


Figura 25. Gráfica de medias marginales estimadas de tolerancia a presiones por zonas, según obesidad.

Los asteriscos (*) presentan las zonas donde se han encontrado diferencias significativas ($p < 0,05$). Las zonas se corresponden con las zonas plantares de: (TLE) talón externo; (TLC) talón central; (TLI) talón interno; (PLME) zona externa del mediopié; (PLMC) zona central del mediopié; (PLMI) bóveda plantar; (C5MT) cabeza del 5º metatarsiano; (C4MT) cabeza del 4º metatarsiano; (C3MT) cabeza del 3º metatarsiano; (C2MT) cabeza del 2º metatarsiano; (C1MT) cabeza del 1º metatarsiano; (PRD) primer dedo.

Resultados

III.3. Resultados de la medición de las presiones plantares durante la marcha

A continuación se exponen los resultados más relevantes de los estudios de presiones plantares en diferentes zonas de la planta del pie medida en 20 de los sujetos participantes en la primera fase del estudio. Las características de dichos sujetos pueden consultarse en la Tabla 4 del apartado de material y métodos.

En la Tabla 15 se presentan los resultados obtenidos en el registro de las presiones plantares durante la marcha para todos los sujetos conjuntos.

Tabla 15. Descriptivos de la medición de las presiones plantares durante la marcha.

	N	Mínimo (kPa)	Máximo (kPa)	Media (kPa)	Desv. típ. (kPa)	COV
MCZ (kPa)	1291	2,20	1526	187,48	174,65	0,93

Los datos se muestran con media (desviación estándar). La variable de MCZ se corresponde con la presión máxima registrada en una cerámica de cada zona).

El patrón general (Figura 27) muestra que las mayores presiones se registran en las zonas de los metatarsianos medios y del primer dedo, con presiones que rondan los 350 kPa. Seguidas por la cabeza del primer metatarsiano y la zona central del talón, con presiones de unos 250 kPa. Las menores presiones se encuentran en el mediopié y en la cabeza del quinto metatarsiano (80-90 kPa).

Con el fin de estudiar la influencia de la zona en las presiones plantares producidas al andar se realizó el análisis de ANOVA Multifactorial. El ANOVA mostró que había diferencias significativas entre zonas ($F_9=19,92$, $P=0,00$, $\eta^2=0,48$). Las tablas referentes a los análisis de ANOVA pueden verse en el Anexo VII.

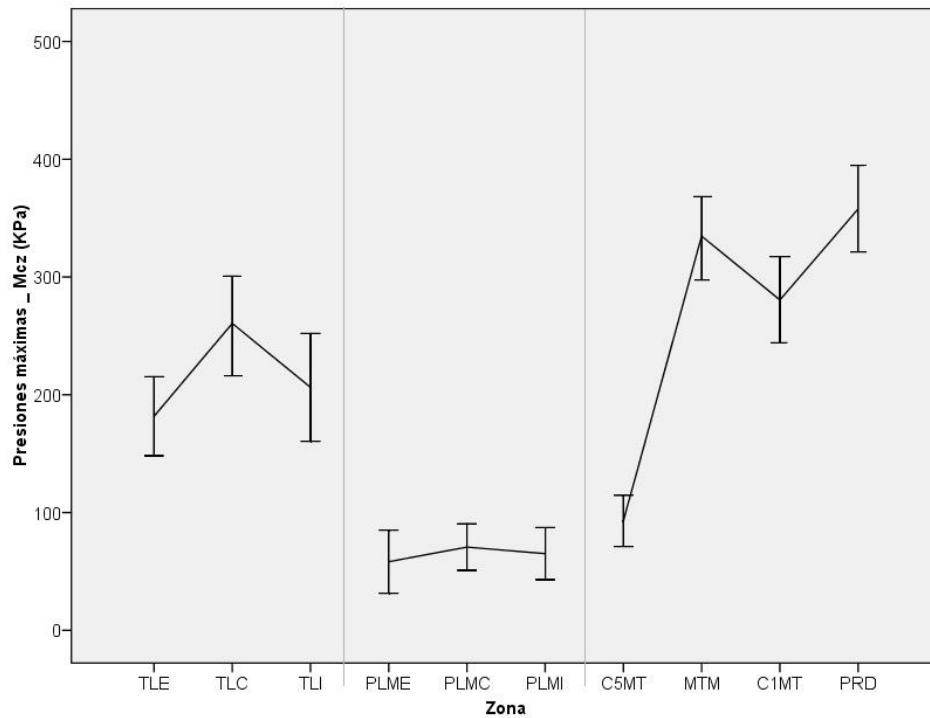


Figura 26. Gráfica de presiones plantares por zonas para todos los sujetos.

Las barras de error presentan los intervalos de confianza (95%). Las zonas se corresponden con las zonas plantares de: (TLE) talón externo; (TLC) talón central; (TLI) talón interno; (PLME) zona externa del mediopié; (PLMC) zona central del mediopié; (PLMI) bóveda plantar; (C5MT) cabeza del 5º metatarsiano; (MTM) metatarsianos centrales; (C1MT) cabeza del 1º metatarsiano; (PRD) primer dedo.

Posteriormente se procedió al análisis de los datos clasificando a los sujetos por grupo de edad. En la Tabla 16 se presentan los resultados obtenidos en el registro de las presiones plantares para los distintos grupos de edad.

Resultados

Tabla 16. Descriptivos de la medición de las presiones plantares durante la marcha para los distintos grupos de edad.

		N	Mínimo (kPa)	Máximo (kPa)	Media (kPa)	Desv. típ. (kPa)	COV
Grupo 1	MCZ (kPa)	639	2,50	1015,80	190,24	181,33	0,95
Grupo 2	MCZ (kPa)	196	13,40	1526,00	188,73	157,13	0,83
Grupo 3	MCZ (kPa)	456	2,20	1146,60	183,07	172,54	0,94

La variable de MCZ se corresponde con la presión máxima registrada en una cerámica de cada zona. Los grupos de edad se corresponden con: (1) edades entre 20 y 35 años; (2) edades entre 50 y 65 años; (3) mayores de 65 años.

En la Tabla 17 se pueden ver los resultados por zonas para los distintos grupos de edad.

Tabla 17. Descriptivos de la medición de las presiones plantares (MCZ) durante la marcha por zonas para los distintos grupos de edad.

	Zona	N	Mín. (kPa)	Máx. (kPa)	Media (kPa)	Desv. típ. (kPa)	cov
GRUPO 1 (20-35 años)	TLE (talón externo)	57	46,20	405,40	161,44	78,08	0,48
	TLC (talón central)	60	97,30	746,30	272,53	166,16	0,61
	TLI (talón interno)	58	25,40	568,10	175,73	109,19	0,62
	PLME (zona ext. mediopié)	57	3,20	127,10	48,20	26,03	0,54
	PLMC (zona central mediop.)	58	16,00	270,10	75,17	56,82	0,76
	PLMI (bóveda plantar)	60	2,50	102,90	43,63	24,80	0,57
	C5MT (cabeza 5ª metatars.)	54	3,20	329,60	114,01	80,90	0,71
	MTM (2ª al 4ª metatars.)	60	101,90	795,00	328,77	178,29	0,54
	C1MT (cabeza 1ª metatars.)	58	46,80	1011,70	323,21	237,88	0,74
	PRD (primer dedo)	60	84,20	1015,80	358,32	228,58	0,64

Tabla 18. Continuación

	Zona	N	Mín. (kPa)	Máx. (kPa)	Media (kPa)	Desv. típ. (kPa)	cov
GRUPO 2 (50-65 años)	TLE (talón externo)	18	115,60	277,20	212,17	42,58	0,20
	TLC (talón central)	18	137,60	413,00	226,85	69,51	0,31
	TLI (talón interno)	18	141,50	371,30	229,65	64,50	0,28
	PLME (zona ext. mediop.)	18	13,40	49,80	29,36	10,57	0,36
	PLMC (zona central mediop.)	18	24,60	208,90	105,37	68,52	0,65
	PLMI (bóveda plantar)	18	16,10	328,60	105,13	95,55	0,91
	C5MT (cabeza 5ª metatars.)	18	20,40	195,00	87,51	51,90	0,59
	MTM (2ª al 4ª metatars.)	18	166,50	533,30	324,92	108,56	0,33
	C1MT (cabeza 1ª metatars.)	18	78,90	466,60	302,58	127,56	0,42
	PRD (primer dedo)	16	67,60	1526,00	326,74	357,28	1,09
GRUPO 3 (>65 años)	TLE (talón externo)	42	65,50	243,30	150,14	48,04	0,32
	TLC (talón central)	39	129,30	805,90	317,04	211,41	0,67
	TLI (talón interno)	42	14,00	370,70	199,68	81,83	0,41
	PLME (zona ext. mediop.)	42	2,20	70,70	30,43	15,18	0,50
	PLMC (zona central mediop.)	42	24,80	189,40	72,14	43,02	0,60
	PLMI (bóveda plantar)	42	10,50	251,40	59,06	57,63	0,98
	C5MT (cabeza 5ª metatars.)	41	3,10	364,10	91,31	83,17	0,91
	MTM (2ª al 4ª metatars.)	42	97,30	792,30	327,54	195,96	0,60
	C1MT (cabeza 1ª metatars.)	42	29,30	578,30	220,10	155,34	0,71
	PRD (primer dedo)	42	123,30	1146,60	380,61	231,36	0,61

La variable de MCZ se corresponde con la presión máxima registrada en una cerámica de cada zona.

Resultados

Posteriormente y con el objetivo de estudiar la influencia de la edad en las presiones plantares que se producen durante la marcha se realizó el análisis de ANOVA con la zona y el grupo de edad como factores. Tras su realización podemos observar que, aunque no existen diferencias globales para la edad ($F_2=0,3$, $P=0,74$, $\eta^2=0,00$), sí existe una interacción significativa entre los grupos de edad y las zonas del pie ($F_{27}=6,6$, $P=0,00$, $\eta^2=0,51$). Se encontraron diferencias significativas en la zona externa del talón (TLE) y en la zona de la bóveda plantar (PLMI) donde el grupo 2 (adultos de mediana edad) tiene mayores presiones que los grupos 1 y 3 (jóvenes y mayores respectivamente). Los mayores de 65 años tienen menores presiones en la cabeza del primer metatarsiano que los adultos de mediana edad y los jóvenes. Estos resultados pueden verse representados en la Figura 28. Las tablas referentes a los análisis de ANOVA pueden verse en el Anexo VIII.

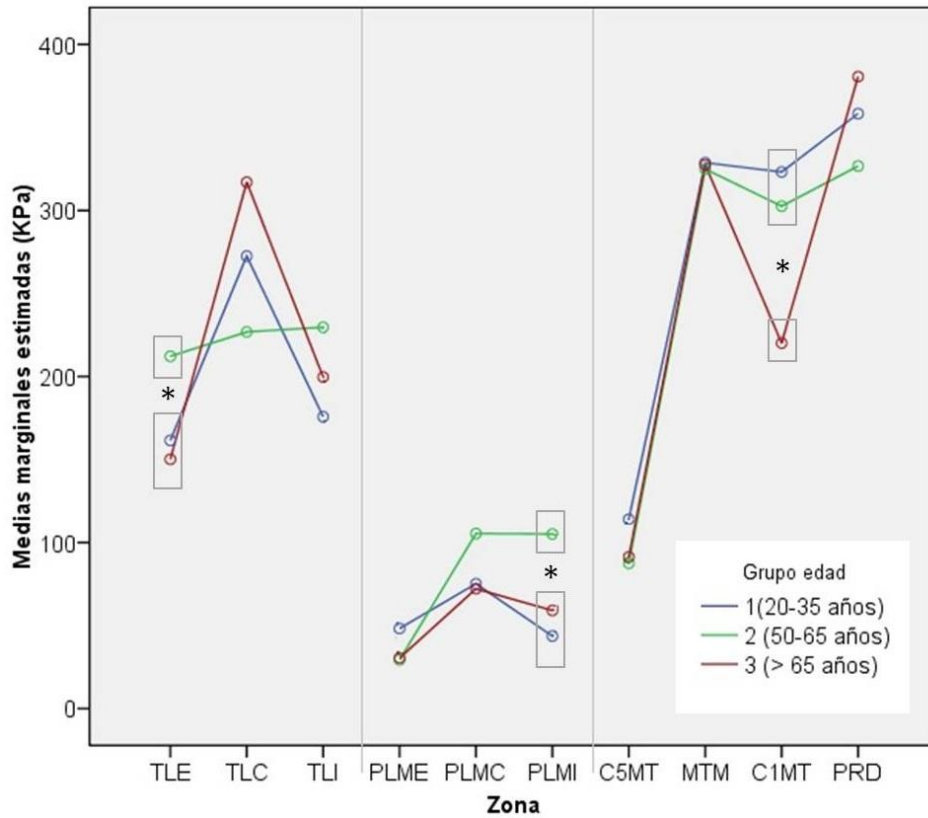


Figura 27. Gráfica de presiones plantares durante la marcha por zonas, según grupo de edad.

Los asteriscos (*) presentan las zonas donde se han encontrado diferencias significativas ($p < 0,05$). Los recuadros engloban los grupos de edad entre los que existen dichas diferencias. Las zonas se corresponden con las zonas plantares de: (TLE) talón externo; (TLC) talón central; (TLI) talón interno; (PLME) zona externa del mediopié; (PLMC) zona central del mediopié; (PLMI) bóveda plantar; (C5MT) cabeza del 5º metatarsiano; (MTM) metatarsianos centrales; (C1MT) cabeza del 1º metatarsiano; (PRD) primer dedo.

Resultados

III.4. Relación entre la tolerancia a las presiones plantares y los registros de presiones plantares producidas durante la marcha.

Los resultados del análisis de correlaciones de Pearson muestran que no existen correlaciones significativas entre la presión máxima registrada por el dinamómetro en los ensayos de tolerancia a presiones plantares y entre la presión máxima registrada por el equipo de medición de las presiones plantares que se producen durante la marcha.

La ecuación que proporciona la potencia de test para la correlación de Pearson es la siguiente (Cohen, 1977):

$$N_{\beta=0.80-0.90} = \frac{8}{R_{\alpha=0.05}^2}$$

Donde N es el número de datos necesarios para tener una potencia entre el 80 y el 90% y R es el coeficiente de correlación mínimo que se considera relevante con una $p < 0,05$. Considerando que el número de datos que tenemos es de 240 datos (20 sujetos x 12 zonas), el R mínimo que se detectará es de 0,18. Esto nos indica que no hay correlación significativa entre tolerancia y presiones, y de existir, éstas serían muy pequeñas, esto es, por debajo de 0,18. Esto indica que no hay una relación entre el umbral de sensibilidad a las presiones y las presiones plantares producidas durante la marcha.

Posteriormente se analizó el cociente entre la presión máxima de la sensibilidad a presiones plantares y entre la presión máxima registrada por el equipo de medición de las presiones plantares que se producen durante la marcha, ya que hipotetizamos que podríamos estudiar la relación entre las dos variables para establecer criterios de seguridad. En la Tabla 18 puede verse el descriptivo de dicho cociente.

El análisis del ANOVA muestra que existen diferencias significativas en el cociente con respecto a la edad ($F_2=7,02$, $P=0,00$, $\eta^2=0,06$) y con respecto a la zona ($F_{11}=12,92$, $P=0,00$, $\eta^2=0,41$). Pero no existen diferencias significativas en la interacción zona/sujeto ($F_{22}=1,06$, $P=0,39$, $\eta^2=0,10$). Las tablas referentes a los análisis de ANOVA Multifactorial pueden verse en el Anexo IX.

Tabla 19. Descriptivos del cociente entre tolerancia a presiones plantares y presiones plantares producidas durante la marcha.

Cociente entre tolerancia / presiones plantares						
	N	Mínimo (kPa)	Máximo (kPa)	Media (kPa)	Desv. típ. (kPa)	COV
GRUPO 1	120	0,90	68,70	11,19	12,17	1,09
GRUPO 2	36	1,69	61,12	12,42	14,33	1,15
GRUPO 3	83	1,42	131,70	18,03	21,48	1,19

Los datos se muestran con media (desviación estándar). Los grupos de edad se corresponden con: (1) edades entre 20 y 35 años; (2) edades entre 50 y 65 años; (3) mayores de 65 años.

Como podemos observar en la figura 29, el cociente de seguridad depende de la zona, de forma que el mayor cociente se da en las zonas del mediopié y el menor cociente en la cabeza del 3º metatarsiano (aunque sin diferencias estadísticamente significativas), siendo relativamente bajos y parecidos en el resto de zonas.

En función de la edad, el cociente es mayor en los mayores de 65 años que en los otros dos grupos para prácticamente todas las zonas. Así, los mayores de 65 años tienen un mayor coeficiente de seguridad que el resto de sujetos en las zonas del talón externo y central, la zona del mediopié central y de las cabezas del 5º y 1º metatarsiano; que el grupo de jóvenes de 20 a 35 años en la zona externa del mediopié y que el grupo de adultos (de 50 a 65 años) en la zona interna del talón y la zona internadel mediopié.

Resultados

El grupo de adultos (de 50 a 65 años) tiene mayor coeficiente que el grupo de jóvenes en la zona externa del mediopié y en la cabeza del 5º metatarsiano, mientras que el grupo de jóvenes (de 20 a 35 años) presenta mayor coeficiente que el grupo 2 en la zona interna del mediopié y el talón interno.

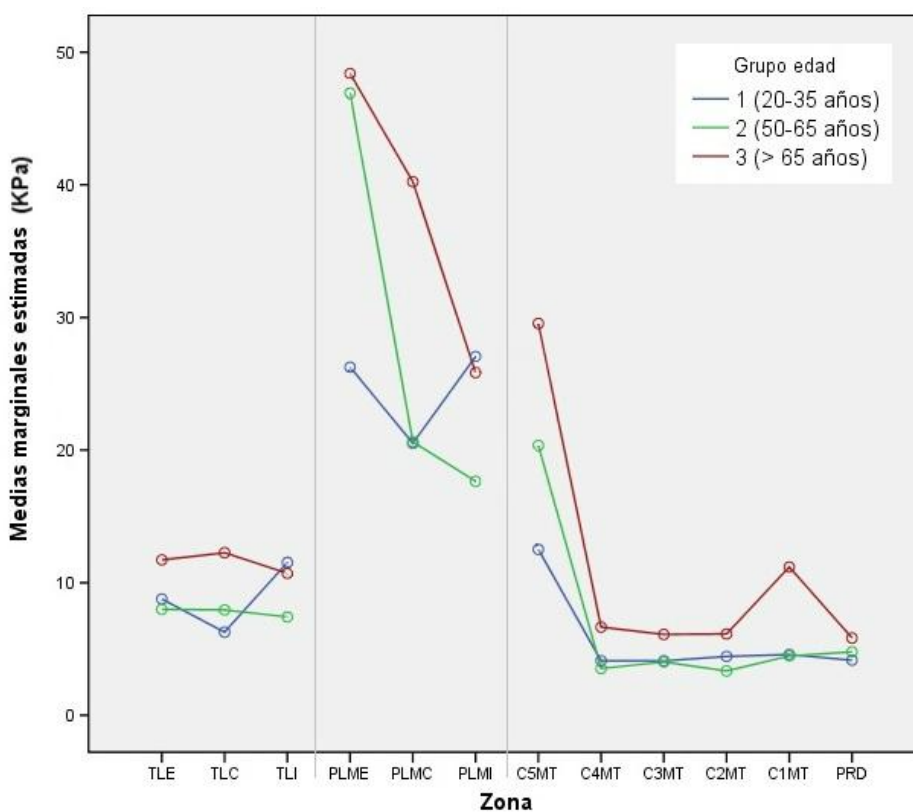


Figura 28. Gráfica del cociente entre tolerancia y presiones plantares producidas durante la marcha por zonas, según grupo de edad.

Las zonas se corresponden con las zonas plantares de: (TLE) talón externo; (TLC) talón central; (TLI) talón interno; (PLME) zona externa del mediopié; (PLMC) zona central del mediopié; (PLMI) bóveda plantar; (C5MT) cabeza del 5º metatarsiano; (C4MT) cabeza del 4º metatarsiano; (C3MT) cabeza del 3º metatarsiano; (C2MT) cabeza del 2º metatarsiano; (C1MT) cabeza del 1º metatarsiano; (PRD) primer dedo.

DISCUSIÓN

IV. DISCUSIÓN

IV.1. De la metodología empleada

Este trabajo ha estado orientado desde sus inicios a avanzar en el conocimiento de los umbrales de tolerancia a las presiones plantares de las personas mayores, pero siempre con el fin de conseguir poner a punto una metodología ágil, económica y repetible que permitiera detectar posibles alteraciones en el pie de los mayores para evitar de esta forma problemas derivados de sobrepresiones en la planta del pie.

En la actualidad, en el ámbito clínico, el pie suele analizarse a través de la exploración visual, de la palpación y de instrumentos de valoración como el goniómetro para la medición del rango articular; estas evaluaciones se caracterizan por ser altamente subjetivas y depender de la experiencia del observador (Rome y Webb, 2000).

Por otra parte, la identificación de presiones elevadas a través de la evaluación clínica es difícil, insuficiente y puede ser potencialmente dañina. Guldmond *et al.*, en un estudio realizado en 2006, analizaron la relación existente entre la exploración clínica por medio de la observación y el análisis de presiones plantares, detectando discrepancias importantes entre la observación de los examinadores y los valores obtenidos cuantitativamente mediante la medición de las presiones plantares. En general, las presiones plantares en la región del primer dedo eran subestimadas por los clínicos y las de las regiones correspondientes a los huesos metatarsianos se sobrevaloraron según el criterio de los observadores. Por este motivo, el proceso de cribado clínico para la detección de sobrepresiones plantares tiene que ser re-evaluado, haciéndose necesaria una medición cuantitativa (Guldmond *et al.*, 2006).

Discusión

El interés en medir la tolerancia a presiones estriba en que se necesita una herramienta cuantitativa capaz de detectar el disconfort. Conocer el umbral de disconfort a la presión es una forma de prevenir la aparición de dolor mecánico producido por las sobrepresiones que se ocasionan al caminar. Debido a que el disconfort es un precursor del dolor (Goonetilleke, 1998; Hamberg-van Reenen *et al.*, 2008; Le Johansson *et al.*, 1999), actuando sobre éste, podremos evitar su progresión y la consecuente aparición del dolor o posible lesión posterior.

El estudio de Nakata *et al.* (1993) corrobora que ésta es una aproximación adecuada, en tanto que demuestra que existe una correlación logarítmica entre el umbral de sensibilidad a la presión y el disconfort percibido, así como entre el umbral de sensibilidad y la amplitud de las señales EMG en el músculo trapecio en un estudio con los trabajadores de una cadena de montaje.

Hasta la fecha, el umbral de tolerancia al dolor se ha utilizado para el diagnóstico de puntos gatillo, fibrositis, puntos dolorosos (Antonaci *et al.* 1992; Fischer, 1986b), estados de la artritis reumatoide (Gerecz-Simon *et al.*, 1989; Hodge *et al.*, 2009), sensibilidad al dolor en artritis reumatoide, artrosis, espondilitis anquilosante (Gerecz-Simon *et al.*, 1989). Pero los umbrales de dolor a la presión en las extremidades distales han sido poco investigados a pesar de su importancia clínica potencial. Existen muy pocos estudios que miden la tolerancia al dolor de la planta del pie (Hodge *et al.*, 2009; Messing y Kilbom, 2001; Rolke *et al.*, 2005; Xiong *et al.*, 2011; Xiong *et al.*, 2013) y los estudios sobre tolerancia a disconfort en el pie son todavía más escasos (Xiong *et al.*, 2011, 2012). Hecho que dificulta enormemente la comparación de los resultados de la presente tesis con estudios publicados.

Rolke *et al.*, en 2005, analizaron el umbral de tolerancia al dolor en la base de las uñas y en las prominencias óseas y musculares de las partes distales de las

extremidades superiores e inferiores de sujetos sanos. En su estudio concluyeron que las pruebas de dolor a la presión sobre los músculos distales pueden ser una prueba sensible para la tolerancia al dolor y que los dispositivos simples y económicos son suficientes para testar este tipo de estructuras.

En el presente trabajo se ha analizado la tolerancia a presiones en diferentes puntos de la planta del pie. Dicho análisis ha permitido establecer valores límite que se pueden alcanzar sin provocar dolor en el sujeto, de forma que se han obtenido datos objetivos para valorar las presiones que suceden durante la marcha. Esto ha permitido caracterizar a la población objeto de estudio, las personas mayores, para conocer los umbrales que deberemos tener presentes de cara a evitar distintas patologías asociadas al dolor del pie y/o a las sobrepresiones.

A pesar de que, como ya se ha comentado, existe un gran vacío respecto a los umbrales de sensibilidad dolorosa en la planta del pie, la bibliografía cita gran cantidad de estudios que analizan la sensibilidad táctil superficial del mismo. Para ello, se utilizan los monofilamentos de Semmes-Weinstein (Alfuth y Rosenbaum, 2011; Deshpande *et al.*, 2008; Jeng *et al.*, 2000; Nurse y Nigg, 1999; Wrobel *et al.*, 2003). Aunque la utilidad que se le da al análisis de la sensibilidad superficial (tacto) en la planta del pie es, fundamentalmente, la ayuda al diagnóstico y/o pronóstico de alteraciones de la misma, como puede ser la detección de neuropatías periféricas en la población diabética. Pero aunque este sistema ha sido ampliamente utilizado por la bibliografía, no es válido para detectar los umbrales de tolerancia al discomfort. Mediante los monofilamentos se estimulan los mecanorreceptores (corpúsculos de Vater-Pacini), que transmiten la sensación al principio y final del estímulo, produciéndose una acomodación mientras dura el mismo. En cambio en este estudio, al evaluar la tolerancia a las presiones plantares, esto es, el nivel de

Discusión

disconfort, se valora además la respuesta de los nociceptores (que por otra parte no experimentan el fenómeno de la acomodación). Guyton, en su tratado de Fisiología Médica (1964), dice “...es una forma de medición del dolor, comprimir objeto sólido contra hueso prominente empleando fuerza medida...”, este párrafo define la medición realizada en el presente estudio.

Además, los fisioterapeutas y especialistas del pie carecen de herramientas objetivables que permitan detectar ciertos signos necesarios para la prevención y con el fin de evaluar la efectividad de los tratamientos realizados o valorar la evolución del paciente en lo que se refiere a las sobrepresiones en la planta del pie. La técnica de medición del dolor mediante un dinamómetro adaptado permite una valoración más objetiva, menos cualitativa que la exploración visual.

El empleo de la medición de la tolerancia a presiones como método de diagnóstico de precisión en patologías del pie de los mayores no es una objeción planteable a este estudio. Aquí el objetivo no era diagnosticar, sino identificar la existencia de un patrón o valores de tolerancia de referencia, así como detectar la existencia de un posible grupo de riesgo.

Como se puede ver en el capítulo de Resultados y como se comenta a continuación, el estudio del umbral de tolerancia a presiones por medio de un dinamómetro adaptado para determinar los umbrales de disconfort ha resultado ser un método adecuado.

Por otra parte esta forma de medición se presenta como el sistema más adecuado al no existir en la actualidad otra forma de medición del umbral de tolerancia a presiones.

IV.1.1. Del instrumental de medida utilizado

Los investigadores y clínicos han utilizado diversos dinamómetros y otros dispositivos adaptados, parecidos al utilizado en el presente estudio, para medir el umbral de sensibilidad al dolor (Merskey y Bogduk, 1994; Messing y Kilbom, 2001; Vatine *et al.*, 1993), definido como la mínima cantidad de presión que produce una sensación dolorosa (Merskey, 1986).

La medición del umbral de tolerancia a la presión puede ser fácilmente realizada en una clínica. Los requerimientos en términos de equipación, entrenamiento, tiempo y espacio físico son mínimos (Walton *et al.*, 2011). Algunos autores han demostrado que la medición del dolor mediante un dinamómetro adaptado es un método fiable y útil para la medición de sujetos sanos (Chesterton *et al.*, 2003) y/o patológicos (Ylinen *et al.*, 2007). Walton *et al.* (2011) han demostrado recientemente la fiabilidad intra e inter-examinador y la fiabilidad test-retest de económicos dinamómetros manuales adaptados y utilizados tanto para fines clínicos como de investigación tras una única sesión de entrenamiento de una hora. Por todo esto, la primera premisa planteada en el presente trabajo se cumple.

En general, los dinamómetros adaptados de presión comprenden una galga rígida (generalmente de 0'8 - 1 cm²), un transductor de presión y un *display*. La mayoría de dinamómetros adaptados son portátiles y la presión es ejercida por el examinador de forma manual. De este tipo son los que se han utilizado en la bibliografía consultada. Como consecuencia de esto, muchas veces la fiabilidad de las mediciones del umbral de sensibilidad al dolor ha sido llevada a discusión debido a las dificultades en el mantenimiento de una velocidad fija de indentación (Xiong *et al.*, 2011), al tiempo de reacción del examinador (Brennum *et al.*, 1989), y a la influencia de sus expectativas (Schenk *et al.*, 2007;

Discusión

Vaughan *et al.*, 2007). Además en el estudio actual, a pesar de no controlar la velocidad de indentación, sí se realizó la medición de la velocidad de aplicación de la carga o pendiente (aumento de la presión con el tiempo). En el tratamiento estadístico la pendiente se utilizó como covariable en el ANOVA para ver la diferencia entre zonas y grupos de edad, resultando no ser significativa, hecho que indica que para las diferencias entre zonas del pie y grupos de edad el umbral de sensibilidad a la presión no depende de la velocidad de aplicación de la carga.

Otra de las limitaciones que cita la bibliografía consultada (Schenk *et al.*, 2007; Vaughan *et al.*, 2007) es que los dispositivos manuales suelen carecer de un sistema de seguridad que permita que la presión deje de aplicarse de forma instantánea en el momento en que el sujeto pulse el botón de dolor. En esta tesis, al tratarse de un equipo manual, existía el riesgo de que el examinador ejerciese una presión excesiva al no parar justo en el instante en el que el sujeto lo pidiese. Esto no supuso un problema por tratarse de sujetos carentes de patología y porque al medir el umbral de discomfort, es decir, la sensación previa a la aparición de dolor (si hubiésemos medido el dolor la posibilidad de crear un daño tisular hubiese sido mayor). La bibliografía cita que el umbral al discomfort suele estar entre el 40-60% del umbral al dolor en el pie en sujetos jóvenes (Xiong *et al.*, 2011) y el 22-40% en la mano (Le Johansson *et al.*, 1999), por lo que no existe riesgo de daño aunque la aplicación sea manual. Esto va en la línea de nuestra primera premisa, ya que buscamos un sistema sencillo y económico que pueda ser utilizado por la mayoría de los clínicos. A tal efecto, la presente Tesis pone a disposición de los clínicos valores de referencia que deben servir para establecer márgenes de seguridad.

En el equipo utilizado, los sujetos podían parar el registro de datos por medio de un pulsador, de forma que cuando accionaban el botón se dejaban de

adquirir datos, y el examinador dejaba de ejercer presión. De esta forma podríamos medir la influencia del tiempo de reacción del sujeto y del examinador. Aunque se tomaron dos mediciones (presión máxima y presión pulsada), con su estudio comprobamos que ambas variables estaban muy correlacionadas (0,98) y del estudio del COV se deduce que el parámetro de presión máxima (PMax, también llamada "tolerancia" en el presente trabajo) es más robusto, al obtenerse menos datos no válidos (el error más frecuente registrado fue el de presionar el botón después de pronunciar el "stop") y una mayor repetibilidad (menor COV).

Xiong *et al.*, en 2011, demostraron que el umbral de dolor a la presión (UDoP) y el umbral de discomfort a la presión (UDiP) dependen del tamaño del indentador (a menor área, mayores umbrales). Esto mismo habían demostrado previamente Defrin *et al.* (2003) al demostrar la existencia de sumación espacial en el UDoP al aplicarlo en la mano, en zonas de la espalda carentes de sintomatología dolorosa en el momento de la medición y en puntos gatillo miofasciales; de forma que el UDoP disminuía significativamente según aumentaba el tamaño del indentador en todas las zonas estudiadas. Los tamaños utilizados por la bibliografía para medir el umbral de tolerancia al dolor/discomfort varían entre 0,5 cm² y 4 cm². En el presente estudio se ha utilizado la medida de 0,8 cm² por dos motivos: por una parte es una medida cercana a 1 cm², siendo esta una de la más utilizada en los estudios consultados desde Fischer en 1986 (b), que fue uno de los primeros en desarrollar el dinamómetro adaptado de presión y la metodología, pasando por Hogeweg *et al.* (1992), Messing y Kilbom (2001) y Chesterton *et al.* (2003), hasta nuestros días, en los que se ha utilizado para estudiar el dolor unilateral de hombro (Coronado *et al.*, 2011); el dolor en el músculo trapecio en pacientes con cervicalgia aguda y/o subaguda (Walton *et al.*, 2011), o para

Discusión

hacer comparaciones entre el UDoP y el UDiP y datos antropométricos de los pies de los sujetos (Xiong *et al.*, 2011). Por otra parte, estimamos que para estudiar 13 puntos anatómicos en la planta del pie era preferible utilizar un indentador algo menor, esto es $0,8 \text{ cm}^2$, ya que ese tamaño era el que mejor se adaptaba al tamaño de las zonas de estudio (es de suponer que indentadores mayores de 2 cm^2 pueden ser más adecuados para el estudio de zonas mayores como músculos o articulaciones más grandes). Al medir zonas del pie, con un indentador de $0,8 \text{ cm}^2$ podíamos garantizar que éste tuviese un contacto total en todas las zonas de estudio, incluyendo las cabezas de los huesos metatarsianos. Por otra parte, decidimos utilizar sólo un tamaño de indentador con el fin de reducir el tiempo de experimentación y de minimizar la fatiga de los sujetos mayores, porque ya con un solo indentador implicaba realizar 60 zonas (12x5) por sujeto (una media de 60 minutos por ensayo); de ahí que emplear más tamaños era inviable.

Los umbrales de tolerancia al dolor y al disconfort son válidos solamente si pueden probar su fiabilidad. Aunque muchos estudios han reportado valores de umbral de sensibilidad al dolor fiables utilizando dinamómetros adaptados de presión (Antonaci *et al.*, 1998; Cathcart y Pritchard, 2006; Persson *et al.*, 2004; Vatine *et al.*, 1993), la demostración de la fiabilidad de umbrales de tolerancia al disconfort sólo había sido medida en un estudio (Xiong *et al.*, 2011).

El coeficiente de correlación de Pearson ha sido utilizado en diversos estudios para determinar la fiabilidad (Bowen *et al.*, 2011), pero este método sólo mide la asociación entre dos mediciones cuantitativas. Sin embargo, en este estudio se ha utilizado la medición de la correlación intraclass que proponen Shrout y Fleiss (2,1) (1979), ya que esta técnica mide la fiabilidad absoluta entre 2 o más medidas cuantitativas.

La ICC de Shrout y Fleiss es una medida común de la fiabilidad (Cathcart y Pritchard, 2006; Persson *et al.*, 2004; Xiong *et al.*, 2011; Xiong y Goonetilleke, 2009). Los valores del ICC de este estudio tienen entre 0,45 y 0,95, con una media de 0,81 y una desviación estándar de 0,1. Valores de ICC entre 0,5 y 0,75 son aceptados como válidos, con lo que se puede concluir que las medidas realizadas son fiables.

Asimismo, los ICC que aparecen en este estudio (0,81) son acordes con los reportados por Xiong *et al.* en 2011, quienes refieren medias de 0,80 (0,81-0,99) para la tolerancia al dolor y medias de 0,75 para la tolerancia al disconfort. Se puede afirmar que ambos estudios presentan valores elevados y por tanto la medición del umbral de disconfort en el pie es un método fiable. Máxime si además tenemos en cuenta que la medida del disconfort tiene una gran variabilidad debido a su subjetividad inter e intra sujeto relacionada con el dolor previo, la fatiga o la tensión entre otros factores.

Los resultados encontrados también van en consonancia con los obtenidos por otros autores al medir el umbral de sensibilidad dolorosa en otras partes del cuerpo, por ejemplo Cathcart y Pritchard, en 2006, reportaron medias de 0,77 en cabeza y cara, y Persson *et al.* (2004) reportaron rangos de 0,70-0,94 (en trapecio y deltoides).

Con los valores del estudio realizado queda demostrado que los adultos sanos son capaces de juzgar sobre sus niveles de disconfort de una manera fiable.

IV.1.2. De la muestra utilizada

El presente estudio trata de analizar la tolerancia a las presiones plantares de un grupo de población en concreto: las personas mayores. Cuando se realizan estudios sobre este grupo de población no existe consenso a la hora de

Discusión

determinar la edad de la muestra. La mayoría de bibliografía consultada al respecto establece los 65 años como edad a partir de la cual los sujetos son considerados como pertenecientes al grupo de "tercera edad", término que actualmente está en desuso y que está siendo sustituido por el término "mayores", que es el que se ha utilizado a lo largo del presente trabajo. A nivel nacional, en el Instituto de Mayores y Servicios Sociales (IMSERSO), se entiende que la persona mayor lo es a partir de los 65 años, por ser la edad de jubilación estipulada. Sin embargo, la ONU, ha fragmentado las edades desde los 60 años, posibilitando estimaciones y previsiones más detalladas para las personas de avanzada edad de la mayoría de los países. De la misma manera, la OMS utiliza categorías que empiezan a la edad de 65 años de forma fraccionada hasta los 80 años (Parapar *et al.*, 2011).

Dado que no existía ningún estudio previo sobre los umbrales de tolerancia al dolor en mayores, se recurrió a la consulta de las edades consideradas en estudios sobre el envejecimiento en relación con el dolor, los problemas de los pies y con distintos aspectos biomecánicos relacionados con el pie, como los estudios de presiones plantares y de la marcha. De la bibliografía consultada se desprende que no existe un consenso en la edad de las muestras: las edades suelen variar dependiendo de los objetivos de los estudios. De ahí que unos estudios establecen la edad de inicio en los 60 años (Chaiwanichsiri *et al.*, 2009; Mickle *et al.*, 2010), y otros en los 65 años (Lautenbacher *et al.*, 2005; Marini *et al.*, 2012).

Sin embargo, los estudios que tratan de analizar los efectos del envejecimiento en los problemas de los pies y/o en la degeneración articular utilizan muestras más jóvenes con el objetivo de poder estimar el efecto de la edad sobre las distintas variables de estudio. Así, por ejemplo, Snyder-Mackler (2011) utiliza una muestra a partir de 50 años para valorar el efecto de diversas ortesis

plantares en la evolución de la artrosis; Ko *et al.* (2011) en un estudio sobre los efectos del envejecimiento y de la artrosis de rodilla en la marcha utilizan a sujetos a partir de los 53 años; Wylde *et al.* (2012) miden alteraciones somatoestésicas en artrosis en sujetos a partir de 50 años y Zwaard *et al.* (2011) también toman los 50 años como edad inicial para estudiar los problemas de los pies de los mayores.

Algunos de los trabajos revisados sobre estudios de sensibilidad táctil (Palluel *et al.*, 2008) y dolorosa (Lautenbacher *et al.*, 2005; Marini *et al.*, 2012) en los mayores, utilizan dos grupos de población con el fin de poder realizar comparaciones entre ambos grupos: jóvenes de edades comprendidas entre los 20 y los 30 años y mayores de 65 años.

En el presente estudio y en consonancia con la bibliografía consultada, se decidió utilizar 3 grupos de población: jóvenes de edades entre 20 y 35 años, adultos entre 50 y 65 años y mayores de 65 años. Las edades de los grupos 1 y 3 del presente trabajo coinciden exactamente con las edades de los sujetos de Marini *et al.* (2012) en su estudio sobre los efectos del envejecimiento sobre los umbrales de sensibilidad dolorosa en los músculos del cuello y la cabeza. El motivo de incluir un tercer grupo de edad entre 50 y 65 años en nuestro estudio era el de analizar el proceso de envejecimiento y si dichos cambios se producen de forma gradual. Recientemente, Gibson y Lussier (2012), han sugerido que en los estudios epidemiológicos sobre el dolor de los mayores deberían tenerse en consideración 2 subgrupos: de los 55 a los 65 años ("mediana edad tardía") y de 65 a 90 años ("mayores").

En cuanto al tope superior de edad no existe consenso, ya que no hay una delimitación clara de subgrupos dentro de la categoría "mayores". Cada estudio consultado trabaja con unos rangos de edad, que dependerán posiblemente de

Discusión

las características de la muestra disponible. De ahí que, a modo de ejemplo, la muestra de los estudios de Ko *et al.* (2011) tiene a sujetos de hasta 87 años, y 80 años tienen los sujetos más mayores del estudio de Palluel *et al.* (2008) y de Cahwanichsiri *et al.* (2009). Los sujetos del presente estudio tienen una edad máxima de 81 años, en el caso de los hombres, y de 73 años, en las mujeres. El motivo de que las mujeres de la muestra sean de menor edad que los hombres podría deberse a la dificultad de encontrar a mujeres mayores sin alteraciones ortopédicas en los pies y/o con ausencia de dolor en el momento actual, ya que éste era uno de nuestros criterios de inclusión. Tenemos que recordar que el 20% de la población general, especialmente mujeres de edad avanzada, sufren de patologías no-traumáticas del pie como la artritis reumatoide (AR), la artrosis y el *Hallux Valgus* (Höglund *et al.*, 2011).

Otro aspecto a tener en consideración eran los criterios de exclusión de los sujetos de la muestra. Entre los criterios de exclusión se consideraron aquellas condiciones que podían afectar la sensibilidad dolorosa a la presión, así como su manifestación (diabetes, hipertensión, neuropatía central y periférica, desórdenes neurofisiológicos y/o psiquiátricos conocidos). Estos criterios de exclusión coincidían con los utilizados por estudios de sensibilidad al dolor de similares características (Defrin *et al.*, 2003; Lautenbacher *et al.*, 2005; Marini *et al.*, 2012; Xiong *et al.*, 2011).

IV.1.3. Del protocolo de medición de tolerancia a presiones plantares

Uno de los objetivos de esta tesis era averiguar si existía un mapa de tolerancia a presiones plantares en función de distintas zonas de la planta del pie. Para poder averiguarlo, se seleccionaron doce puntos de la planta en base a criterios biomecánicos, por su significación fisiológica o funcional y por ser anatómicamente identificables. Estas zonas coincidían con las zonas utilizadas

en la mayoría de los estudios sobre la distribución de presiones plantares (Guldmond *et al.*, 2006; Martínez-Nova *et al.*, 2010, 2008). El motivo de hacer coincidir las zonas del presente estudio con las zonas que normalmente se utilizan para el análisis de las presiones plantares producidas al caminar, era que se pretendía conocer la relación existente entre la tolerancia a la presión y las presiones plantares que se produce durante la marcha.

En los estudios de Xiong *et al.* (2011, 2013), en consonancia con el presente trabajo, también dividieron al pie en 13 zonas, aunque en esta distribución incluían zonas pertenecientes al dorso del pie (7 zonas correspondían a la planta del pie y las otras 6 a la zona dorsal). En el presente estudio no se analizó el dorso del pie porque su estudio no era relevante para los objetivos de esta Tesis.

Con el objetivo de evitar que los ensayos se prolongasen en el tiempo y de esta forma minimizar la fatiga de los sujetos, solamente se realizaron las mediciones en un pie, el derecho. De la misma forma ninguno de los estudios consultados analiza los dos pies. En la literatura que ha abordado el estudio de la tolerancia al dolor de distintas estructuras está ampliamente demostrada la existencia de lateralidad, es decir, la inexistencia de diferencias entre el lado izquierdo y derecho en la medición de la sensibilidad dolorosa. Dichos estudios abordan tanto músculos (Fischer, 1987a; Gerecz-Simon *et al.*, 1989; Rolke *et al.*, 2005), como huesos (Fischer, 1986a; Gerecz-Simon *et al.*, 1989; Rolke *et al.*, 2005; Vatine *et al.*, 1993) como articulaciones (Hogeweg *et al.*, 1992); distintas partes del cuerpo incluyendo las zonas distales de las partes extremidades (Rolke *et al.*, 2005); y poblaciones tanto sanas (Fischer, 1987a; Rolke *et al.*, 2005) como afectadas de enfermedades articulares degenerativas (Gerecz-Simon *et al.*, 1989; Hogeweg *et al.*, 1992).

Discusión

Una vez marcados los puntos anatómicos, se procedía a la medición del umbral de tolerancia zona a zona. En la bibliografía consultada no se han encontrado protocolos de medida, de ahí que para el presente estudio se realizó el diseño de la fase de medición en base a criterios estadísticos y fisiológicos, y teniendo siempre en cuenta el tiempo de ensayo con el fin de que no apareciese la fatiga de los mayores.

En cada zona, la presión se aplicaba cinco veces durante un minuto, dejando un intervalo de 6 segundos entre aplicaciones consecutivas. Diversos autores (Chesterton *et al.*, 2003; Defrin *et al.*, 2003; Xiong *et al.*, 2011) hablan de descansos de 45 seg. entre las medidas con el fin de evitar la fatiga del sujeto y cualquier adaptación a los estímulos de presión profunda, pero como ya comentamos en la Introducción, los nociceptores no sufren el fenómeno de adaptación, con lo que se estimó que 6 segundos de descanso eran suficientes. Los autores consultados utilizan mayores tiempos de descanso: Chesterton *et al.* (2003) esperan 10-15 segundos, Hogeweg *et al.* (1996), Messing y Kilbom (2001) esperan 30 segundos y Walton *et al.* (2011) descansa 60 segundos entre aplicaciones. El objetivo del presente trabajo era no cansar a los sujetos mayores, hecho que podría repercutir en los resultados de los ensayos. De ahí que se eligiese un menor tiempo de descanso (la muestra de los autores consultados no era coincidente con la de este estudio). Además el estudio realizado para evaluar la repetibilidad entre las diferentes aplicaciones indicó que ésta era elevada, hecho que confirma que el tiempo seleccionado era suficiente.

La secuencia de aplicación de las zonas se asignaba de forma aleatorizada, desestimando aquellas combinaciones en las que se sucedían zonas vecinas, ya que no se podían medir de forma consecutiva zonas circundantes para evitar los fenómenos de hiperexcitabilidad. Asimismo, y coincidiendo con los trabajos

de Xiong *et al.* (2011 y 2013) las localizaciones fueron aleatorizadas en cada sujeto para evitar el efecto del orden de aplicación, pese a que Hogeweg *et al.* (1992) no encontraron diferencias significativas en los umbrales registrados en un orden diferente.

El ratio de aplicación utilizado era de unos 1000 kPa/s con el objetivo de simular la presión que se produce al caminar. Además esta aplicación permitía un registro preciso de la reacción de los sujetos al tiempo que prevenía la fatiga de la mano del examinador. Lautenbacher *et al.* (2005) utilizaron un aumento de 1000 kPa/s

Otros autores utilizaron ratios menores. Walton *et al.* (2011) utilizaron en sus estudios un ratio de aplicación de 50 kPa/s, y Defrin *et al.* (2003) utilizaron un ratio de 30 kPa/s. Pero ellos analizan los umbrales en otras zonas del cuerpo (cuello y mano y espalda respectivamente). Además, dado que la presente tesis persigue objetivos comparativos, las diferencias con la literatura no afectan significativamente a los resultados expuestos.

El examinador realizó un período de entrenamiento tal y como se ha explicado en el subapartado II.2.1.5. de Material y Métodos. Marini *et al.* (2012), en su estudio sobre los efectos del envejecimiento sobre la tolerancia al dolor en músculos del cuello y cara también realizan un período de entrenamiento del examinador previo a la toma de datos.

Discusión

IV.2. De los resultados sobre la tolerancia a las presiones plantares

Como se ha podido ver en los resultados, se ha obtenido un patrón de tolerancia a presiones plantares en función de cada zona del pie; tratándose de un resultado que no ha sido publicado hasta el momento.

Revisando la Figura 24 se puede observar que las tres zonas del talón son las que alcanzan mayores niveles de tolerancia. Asimismo, las diferencias con respecto al resto de la planta son evidentes y estadísticamente significativas.

Analizando la función del talón durante la marcha, cabía esperar que la zona encargada del contacto inicial del cuerpo con el suelo, además de la disposición anatómica preparada para ello, posea la capacidad de adaptarse a tan importante función. Empezando por la piel y sus receptores y pasando por el tejido graso del talón, calcáneo, articulación subastragalina, sostén ligamentoso y resto de cadena esquelética, desde las etapas iniciales de la deambulación bípeda, deben asumir una adaptación progresiva que les permita soportar las cargas sin que se activen los mecanismos de defensa propios del dolor.

Con respecto al mediopié, sus tres zonas presentan diferentes grados de tolerancia. Mayor tolerancia en zona externa, intermedia en la central y menor en la interna.

Al igual que en el talón, si se analiza anatomía y función se pueden comprender los resultados. La zona externa, que aloja al cuboides y al quinto metatarsiano, durante la marcha entra en contacto con el suelo transmitiendo el peso del cuerpo desde el talón hacia la zona delantera del pie. En cambio, la zona interna aloja la bóveda plantar que, durante la marcha, se deforma disminuyendo su altura y aumentando su longitud (Kapandji, 1970). De este

modo contribuye a la amortiguación de las cargas y a la adaptación del pie a la superficie del suelo, pero sin tomar contacto directo con él.

En cuanto al antepié, los niveles de tolerancia encontrados son similares a los del mediopié interno y central, pero inferiores al mediopié externo. Entre las cabezas de los cinco metatarsianos no hay diferencias significativas, no obstante son algo menores en el primero y en el cuarto.

Durante la marcha, el antepié colabora de forma esencial en la fase de despegue del pie desde el suelo, siendo la cabeza del primer metatarsiano y el primer dedo las últimas estructuras encargadas de elevar al resto del cuerpo. El primer metatarsiano, que dobla en grosor al resto de metatarsianos, se supone que debe estar capacitado para soportar mayores cargas que ellos. Cabría esperar, pues, que su nivel de tolerancia fuera mayor que el del resto, pero los resultados no lo indican así.

La explicación habría que buscarla en la metodología empleada: con el pie en reposo y relajado, al presionar con el pivote del dinamómetro sobre los sesamoideos (de menor tamaño que él) y pellizcarlos sobre la cabeza del primer metatarsiano, es posible que se provocara un mayor discomfort del que realmente se produce durante la marcha, la bipedestación o las diversas actividades de la vida diaria. Es sabido que durante dichas actividades el tendón del flexor del primer dedo fija la posición de los sesamoideos para que ejerzan su función.

Otra posible explicación podría ser la alta frecuencia de patologías del primer radio del pie. A pesar de las habituales hiperqueratosis localizadas en la zona de carga de primer metatarsiano, este mecanismo de defensa no sería suficiente para proteger la zona ante una carga como la que se aplicaba durante los ensayos realizados.

Discusión

Los resultados obtenidos en este estudio están en consonancia con el resto de trabajos encontrados. Entre ellos, los únicos que analizan el umbral de discomfort en el pie son Xiong *et al.* (2011). En dicho trabajo también encuentran que la sensibilidad a la presión varía según zonas del pie, siendo el talón el que mayores presiones tolera. Por su parte, la bóveda plantar sería la zona con menor umbral de tolerancia a la presión.

En el presente trabajo el talón también es la zona que mayores presiones tolera pero, como se ha comentado con anterioridad, no se han encontrado diferencias significativas entre la bóveda plantar y la zona central del mediopié, las cabezas de los metatarsianos y la zona correspondiente al primer dedo.

Así pues, la diferencia más evidente entre ambos trabajos es que Xiong *et al.* (2011), en la población que analizaron, encontraron mayores niveles de tolerancia en la zona de los metatarsianos. Dejando aparte posibles diferencias entre la instrumentación empleada y entre las edades de los sujetos (los sujetos de su muestra tenían edades comprendidas entre los 20 y los 24 años), podría atribuirse este hallazgo a una diferencia de hábitos de uso del calzado entre la población asiática y la europea.

No obstante si solamente tenemos en cuenta a los sujetos jóvenes del presente estudio, esto es, a los que tienen una edad similar a la de los sujetos del estudio de Xiong *et al.* (éstos últimos tenían de 20 a 24 años y los del presente estudio de 20 a 35 años), los resultados de ambos estudios son muy similares.

Xiong *et al.* (2011) también estudiaron la tolerancia del dorso del pie, pero éste no era uno de los objetivos de esta Tesis. Estos autores, en 2010, demostraron que el UDoP en el pie varía según la zona anatómica. Estas diferencias pueden atribuirse a las propiedades mecánicas de los distintos tejidos. De hecho, en el estudio de Xiong *et al.*, aunque estaba realizado en una muestra de sujetos

jóvenes, aparece que las zonas más "habituadas" a la presión son las que suelen tener más tolerancia. Especialmente la zona del talón, atribuyendo a este hecho las propiedades mecánicas de su tejido blando.

Una posible explicación sería que la diferencia de tolerancias entre zonas puede deberse a las características mecánicas de las distintas estructuras, Thomas *et al.* (2003) y McPoil y Cornwall (2006), hipotetizaron que esta diferencia podría deberse al mayor grosor de la epidermis. Pero si esto fuese así, y dado que la epidermis mide aproximadamente 1,4mm en la planta y 0,1 mm en el dorso del pie (Thoolen *et al.*, 2000), sería de esperar que todas las zonas de la planta del pie tuviesen mayores umbrales que las zonas del dorso. Pero Xiong *et al.* (2011) demuestran que, aunque esa es la tendencia, no ocurre en todas las zonas (la zona central del pie y el arco plantar tienen menores umbrales que las zonas del dorso del pie. De todos modos, el espesor de la piel en el arco plantar no es igual a la del resto de la planta del pie. Por todo esto se entiende que la diferencia de tolerancias se deba a varios factores, por ejemplo, además del grosor de la epidermis también puede que influya la existencia de diferentes concentraciones de receptores en función de cada zona.

Los valores registrados en el estudio de Xiong *et al.* referentes al UDoP en la planta del pie alcanzan valores de 566-615 KPa en el talón; 415-430 KPa en los metatarsianos; 364-418 KPa en la zona externa del mediopié y 217-206 KPa en la bóveda plantar (para mujeres y hombres respectivamente).

Xiong *et al.* (2011) demostraron que el UDoP y el UDiP están altamente correlacionadas (coeficiente de correlación de Pearson: $R=0,84$ (SD 0,04 (0,78-0,92)) en cada zona. Los ratios UDiP/UDoP fueron bastante consistentes (0,41-0,43 en los hombres; 0,45-0,49 en mujeres). Le Johansson *et al.* (1999) también miden la correlación entre UDoP y UDiP, aunque en la mano, encontrando que

Discusión

también existía una correlación entre ambas variables. De forma que el umbral de tolerancia al disconfort fue del 38% del umbral de dolor a la presión en el punto de dedo, 40% en la palma y 22% en el punto de la eminencia tenar.

Hodge *et al.* (2009), en su estudio sobre el UDoP de la planta del pie en pacientes con AR obtuvieron valores para el grupo control, esto es para los sujetos sanos de: 747KPa \pm 320,7 en el talón, 489,3 KPa \pm 253,4 en el primer metatarsiano, 573,6 KPa \pm 335,7 en el quinto metatarsiano, 503 KPa \pm 257,9 en el mediopié. Las presiones en los pacientes con AR eran 60-80% las del grupo control.

Messing y Kilbom (2001), en su estudio sobre el UDoP en la planta del pie en trabajadores que pasaban gran parte de su jornada laboral en bipedestación encontraron que, tanto para los sujetos de estudio como para los controles, las zonas que estaban en mayor contacto con el suelo tenían mayores umbrales de tolerancia de las zonas que estaban en menor contacto. Así por ejemplo la zona correspondiente al mediopié central (zona con menos contacto) registraba presiones de 346 \pm 108,4 KPa, y la zona del talón central registraba presiones de 552,2 \pm 241,8 KPa.

Rolke *et al.* (2005) estudiaron el UDoP en la base de las uñas y en las prominencias óseas y musculares de las partes distales de las extremidades superiores e inferiores de sujetos sanos. Los UDoP medios con intervalos de confianza del 95% eran para zonas óseas 581 kPa (271-1245 kPa) y 520 KPa (246-1100KPa) sobre músculos. Los UDoP en el pie eran mayores que en la mano excepto en las zonas musculares.

Como podemos ver todos los estudios consultados sobre UDoP tienen valores, en mayor o menor medida, menores que los encontrados en el presente estudio, pese a ser sobre el UDiP. Los valores registrados oscilaban entre 1000

KPa (zona del primer dedo, que registró las menores presiones) y los 1500 KPa de la zona del talón). Una posible explicación podría ser que en este trabajo la aplicación de la carga era más elevada que en los otros estudios. El objetivo era identificar la tolerancia en cierta manera, para el pie en carga caminando, no en estático, es decir, tratar de simular en lo posible una carga dinámica. Los estudios consultados aplican cargas a velocidades más bajas.

Otra posible explicación es que en el presente estudio se utilizó un menor tamaño de indentador que el utilizado en otros estudios, como ya se ha explicado con anterioridad, en el apartado IV.1.1 del presente capítulo.

Por todo esto y como conclusión, aunque algunas zonas del pie, como la del talón, y la zona externa del mediopié pueden tolerar valores elevados de presiones sin experimentar discomfort, deberíamos evitar sobrecargarlas con el fin de minimizar el discomfort (Dawson *et al.*, 2002; Speksnijder *et al.*, 2005).

La obtención de un mapa de tolerancia a presiones plantares en función de distintas zonas de la planta del pie, posibilita una elaboración de ortesis plantares más correcta así como recomendaciones más adecuadas para la construcción de calzado. Conociendo que la tolerancia a las cargas no es idéntica en las distintas zonas de la planta del pie, cabe empezar a cuestionar la tendencia actual de redistribución homogénea.

Por los resultados obtenidos en esta Tesis, parece que el camino a seguir para optimizar las prestaciones funcionales y de confort de las plantillas sería introducir diseños innovadores, con materiales y geometría adaptadas a la tolerancia individual y a las propiedades mecánicas de las diferentes zonas.

Así, por ejemplo, dado que hay estudios que demuestran que modificando la plantilla (Witana *et al.*, 2009) y el calzado (Dawson *et al.*, 2002; Speksnijder *et*

Discusión

al., 2005) se modifican las presiones plantares, podemos pensar en el diseño de la plantilla o el calzado "ideal" de forma que reduzca la carga de los metatarsianos (que tienen menores umbrales de tolerancia) y la desplacen a la zona externa del talón (zona caracterizada por una mayor tolerancia). De esta forma minimizaríamos el disconfort y por consiguiente la potencial aparición del dolor y de los problemas asociados.

IV.2.1. De la influencia de la edad sobre los resultados obtenidos

Tal y como se predecía si tenemos en cuenta las características de los umbrales de sensibilidad al dolor en otras regiones del cuerpo de sujetos sanos (Gibson y Helme, 2001; Marini *et al.*, 2012; Walton *et al.*, 2011), los umbrales de tolerancia al disconfort en la planta del pie aumentaron según la edad de los sujetos.

Al analizar los resultados de tolerancia a presiones plantares desglosados para los tres grupos de edad estudiados se puede observar que, tanto en las zonas del talón como en las del mediopié, la influencia de la edad es muy evidente y estadísticamente significativa entre el grupo 3 (más de 65 años) y los otros dos grupos. No se han encontrado diferencias entre los patrones correspondientes a los grupos 1 (entre 20 y 35 años) y 2 (entre 50 y 65 años). Cabría establecer, pues, una especie de barrera situada en los 65 años.

Por tanto, podemos afirmar la hipótesis de que el umbral de tolerancia a las presiones de la planta del pie cambia con la edad. Como ya se ha comentado, las mayores diferencias se encontraron en las zonas donde se soportan mayores cargas, es decir las zonas del talón y de la zona externa del mediopié y en una de las zonas más sensible para los grupos 1 y 2, la bóveda plantar, donde los mayores experimentan elevados valores de tolerancia. De esta forma, a modo de ejemplo, el umbral de tolerancia a la presión en términos de

disconfort para la zona del talón central (TLC) llega a alcanzar los 2300 KPa en los mayores de 65 años, mientras que en los jóvenes y en los adultos de mediana edad (grupos 1 y 2) dichos niveles de tolerancia rondan los 1500 KPa. Para la zona externa del mediopié (PLME) los mayores toleran presiones de 2300 KPa y los jóvenes y adultos de mediana edad toleran presiones de 1220 KPa y 1350 KPa, respectivamente.

En las zonas correspondientes a los metatarsianos y al primer dedo, las diferencias entre los mayores (grupo 3) y el resto de sujetos no son tan evidentes. Aunque, sin ser estadísticamente significativas, los mayores siguen presentando mayores umbrales de tolerancia al disconfort que los grupos 1 y 2 en el primer dedo y en todas las zonas de los metatarsianos, a excepción de la zona correspondiente al quinto. También se han encontrado umbrales de tolerancia superiores en el grupo 3 respecto al grupo 2, que son estadísticamente significativos en la cabeza del 4º metatarsiano. En cambio, el patrón de los sujetos jóvenes (grupo 1) sólo se mantiene en niveles similares al del grupo 2 en el 1º dedo y en los metatarsianos 1º, 2º y 3º. En la zona externa del antepié los resultados varían. En el 4º metatarsiano el umbral de tolerancia del grupo 1 no presenta diferencias estadísticamente significativas con el del grupo 3, pero ambos grupos presentan valores superiores y estadísticamente significativos respecto al grupo 2. En el 5º metatarsiano, los valores del grupo 1 incluso superan los del grupo 3 aunque no de forma significativa. En dicha zona sí que se han encontrado diferencias significativas entre el grupo 1 y el 2. En realidad, el patrón de los grupo 2 y del 3 es bastante claro, parece que la “anomalía” del umbral en las cabezas del 4º y 5º metatarsianos estaría en el patrón del grupo 1 (los jóvenes), que presenta altos umbrales, no esperados en estas edades.

Discusión

En el protocolo de selección de sujetos se tuvo un especial cuidado en descartar a todos aquellos que presentaban patologías del pie, es por ello que este resultado nos sorprendió y no conocemos su causa.

Esta, pues podía ser una línea de trabajo futuro, en el que un análisis a un mayor número de sujetos podría contribuir a clarificar nuestra incógnita.

Así pues, cabe afirmar que existe una influencia de la edad sobre los umbrales de tolerancia a presiones plantares y que parece existir un punto de inflexión en torno a los 65 años.

Podría pensarse que esta diferencia está ocasionada por una disminución de la capacidad de reacción de los mayores, de forma que tarden más tiempo en pronunciar la señal de "stop" que los jóvenes. Los efectos de la edad en el tiempo de reacción han sido ampliamente estudiados en la literatura. El tiempo de reacción en los test visuales está condicionado, entre otros factores, por la edad, siendo los mayores quienes tardan más tiempo en reaccionar ante un estímulo visual (Falkenstein *et al.*, 2006; Salthouse *et al.*, 2005). Los tests de sensibilidad y el test de reacción visual funcionan de forma similar, de manera que dado un estímulo sensorial el sujeto tiene que reaccionar de la forma más rápida posible. Pero la diferencia estriba en que en los test de reacción visual el estímulo es repentino y constante, mientras que en los test sensoriales el estímulo aumenta de forma progresiva. El tiempo de reacción determina los resultados de ambos test. Sin embargo solamente hemos encontrado en la literatura un estudio que analice el efecto de la edad en el tiempo de reacción en el test de sensibilidad dolorosa; pero difiriendo de nuestro estudio el dolor se conseguía mediante la aplicación de estímulos térmicos (Huang *et al.*, 2010). En dicho estudio Huang *et al.* analizaban los tiempos de reacción en test visuales y en test sensitivos aplicando estímulos fríos y calientes hasta que el

sujeto experimentaba dolor. Los umbrales dolorosos estaban correlacionados con la edad, pero de forma contraria: mientras el umbral doloroso al frío aumentaba según la edad, el umbral doloroso al calor disminuía. Los cambios en los tiempos de reacción debidos a la edad no explicaban las diferencias en los umbrales de sensibilidad dolorosa de los mayores, de forma que deben existir además otros mecanismos anatómicos, fisiológicos, o psicosociales que expliquen dichos cambios (Gibson y Helme, 2001). Por otra parte ningún estudio analiza el tiempo de reacción ante los test de disconfort a la presión, por lo que los resultados no pueden ser extrapolables. Además, en caso de existir un retraso en el tiempo de reacción a la presión ocasionado por el envejecimiento, la diferencia se mantendría constante en todas las zonas del pie y como se ha observado no ocurre así en las zonas de los metatarsianos ni del primer dedo. En la zona correspondiente al quinto metatarsiano incluso hay "una inversión de los resultados", de forma que son los jóvenes quienes tienen mayor tolerancia que los mayores, aunque no de forma significativa.

Pero que los mayores tengan más tolerancia no quiere decir que no sean susceptibles a las sobrepresiones. Sino más bien todo lo contrario. Precisamente al tener un umbral de tolerancia más alta, los mayores de 65 años corren el riesgo de sufrir hiperpresiones en la planta del pie, sin apercibirse del posible riesgo que ello conlleva. Solo posible, porque no estamos midiendo dolor, sino disconfort. Notar disconfort a la presión podría interpretarse como un "mecanismo de defensa o alerta" que haría que los sujetos realizasen modificaciones en la biomecánica de la marcha con el fin de reducir o evitar las sobrepresiones. Es decir, si tienen la sensibilidad alterada, no realizarán ninguna acción con la finalidad de reducirlas, ni de forma inconsciente, mediante "apoyos de huida"; ni conscientemente, acudiendo a un especialista del pie, convirtiéndose por tanto en un grupo de riesgo. Esto a su

Discusión

vez puede agravar aquellas patologías que tengan relación con la biomecánica de la marcha. Por todo esto, la disminución de la sensibilidad a la presión en las personas mayores, o lo que es lo mismo, el aumento de su umbral de tolerancia al discomfort determina que los mayores de 65 años sean una población de riesgo que necesitaría una valoración especial por sufrir un elevado riesgo de sobrepresiones con sus posibles consecuencias: hiperqueratosis, metatarsalgias, talalgias, problemas de *Hallux*, etc. El riesgo aumenta si la persona mayor tiene además asociada una patología en la que el pie es asimismo una zona de riesgo (diabéticos, hemofílicos, sujetos con neuropatías periféricas,...).

Con el envejecimiento, algunas zonas se afectan más que otras. Este hecho puede observarse en aquellas zonas donde se soportan mayores cargas (talón y zona externa del mediopié), que coinciden con las zonas en las que existen mayores diferencias entre grupos de edad. **Podemos concluir que las personas mayores tienen mayor tolerancia a la presión plantar, y esto podría estar asociado a un proceso generalizado de insensibilidad o a la alteración de las propiedades mecánicas de la piel y del tejido celular subcutáneo.**

A ese respecto, una mayor tolerancia a presiones, si asumimos que el umbral de dolor se mantiene, sería un problema ya que a los mayores les llega el aviso de que algo va mal con menos tiempo para evitar el dolor, y en su caso el daño.

Entre los estudios que analizan los UDoP en el pie ninguno utiliza en su muestra a los mayores de 65 años. Messing y Kilbom (2001) y Xiong *et al.* (2011) utilizan un único grupo de población, por lo que no estudian los efectos de la edad; y Hodge *et al.* (2009) analizan a adultos (30-65 años) encontrando que los UDoP aumentan con la edad en los sujetos sanos pero no en los sujetos con artritis reumatoide.

Dada la poca cantidad de estudios sobre sensibilidad a la presión en la planta del pie, también se han consultado estudios sobre sensibilidad táctil (tacto superficial). Aunque los umbrales de sensibilidad táctil del pie son mucho menores y no pueden ser comparados con los UDoP, los patrones relativos son similares entre los encontrados por Dohi *et al.* (2003) y los de nuestro estudio.

Jeng *et al.*, en el 2000, analizan los umbrales sensoriales de pies diabéticos mediante monofilamentos; los dedos pequeños y el arco plantar son las zonas más sensibles seguidas del *hallux* y de las cabezas de los metatarsianos. La zona menos sensible fue el talón, presentando 1/6 de la sensibilidad del dedo pequeño.

Perry, en el 2006, concluye en su estudio que el inicio de la insensibilidad táctil avanzada en los mayores se sitúa en la séptima década de la vida, duplicándose a partir de los 72 años el umbral de sensibilidad vibratoria (100 Hz).

En el año 2002, Inglis *et al.* determinaron que los umbrales detectados al medir la sensibilidad de los receptores cutáneos de la planta del pie mediante vibración, fueron más bajos en los metatarsianos y en el arco plantar que en el talón y el primer dedo del pie, y que los mayores presentaron umbrales de sensibilidad vibratoria significativamente más elevados ante vibraciones de alta frecuencia.

De estos hallazgos se desprende que los efectos de la edad dependen del tipo de estímulo, de la población estudiada y de la zona estimulada. De ahí la existencia de estudios con resultados contradictorios.

Como conclusiones podemos afirmar que no se han encontrado estudios de tolerancia a presiones en mayores. El nuestro es el primero. Lo que estamos haciendo en esta tesis es poner a punto una herramienta que amplíe los

Discusión

conocimientos sobre los mayores, más allá de los ya conocidos y utilizados test de sensibilidad (táctil, vibratoria,...), de forma que nos sirva de ayuda, sobre todo en aquellos pacientes que, a pesar de su edad, presenten otros test de sensibilidad dentro de la normalidad y por tanto podamos pensar erróneamente que no existe ningún peligro o riesgo.

IV.2.2. De la influencia del sexo

En la Figura 25 del capítulo de Resultados se puede observar cómo, exceptuando la zona externa de la planta del mediopié (PLME), las mujeres presentan unos umbrales de tolerancia superiores a los de los hombres. Las diferencias son estadísticamente significativas en el talón, en la bóveda plantar, en la cabeza del 4º metatarsiano y en el primer dedo.

Estos resultados podrían explicarse con cierta facilidad por las grandes diferencias de diseño y de materiales entre los calzados usados por ambos grupos. Los zapatos de las mujeres son menos cómodos que los de los hombres. En la mujer suelen primar los criterios estéticos sobre los de funcionalidad y de confort del calzado. Por lo tanto, las mujeres suelen estar habituadas a sufrir disconfort y molestias en los pies, de ahí que su umbral de tolerancia a la sensibilidad dolorosa sea más elevado que el de los hombres.

De los estudios que miden el umbral de tolerancia al dolor en el pie, solamente dos de ellos estudian el efecto del sexo. Messing y Kilbom (2001) no encuentran diferencias, aunque su muestra era reducida y poco balanceada (solamente tenía 4 hombres). Xiong *et al.*, en su estudio realizado en el 2011, tampoco encuentra diferencias entre los sexos. Sin embargo en su estudio del 2012 refieren que los hombres tienen mayores umbrales que las mujeres en todas las zonas menos en dos: el tercer metatarsiano y el arco plantar. Aunque su muestra (n=20) era más reducida que la del presente estudio y las edades de

los sujetos eran distintas (la muestra de Xiong *et al.* tenía edades entre los 20 y 24 años).

Sobre el umbral de discomfort, solamente encontramos el estudio de Xiong *et al.* (2010), en el que aparecen los mismos resultados que ya obtuvo con el estudio del dolor.

Ante la existencia de pocos estudios sobre el pie, consultamos la bibliografía sobre los umbrales de tolerancia a la presión en otras zonas del cuerpo. Le Johansson *et al.*, en 1999, constataron en su investigación de los UDoP en la mano que las mujeres presentaban menores umbrales que los hombres, aunque sin diferencias estadísticamente significativas. Esto podría ser debido a que los hombres presentan una piel más gruesa en la mano, y por lo tanto, más insensible, que las mujeres. También Gerecz-Simon *et al.* (1989), quienes estudiaron el UDoP en músculos y huesos de distintas zonas pero sin incluir los pies en pacientes con AR; y Hogeweg *et al.* (1992), que estudiaron el UDoP en el codo, muñeca, rodilla, tobillo y espalda de niños sanos, encontraron menores umbrales en las mujeres. En la misma línea, Chesterton *et al.* (2003) realizaron un estudio para evaluar las diferencias del sexo en el estudio del UDoP en el músculo interóseo de adultos sanos, encontrando que las mujeres presentaban menores umbrales.

Por otra parte existen varios investigadores que no encuentran diferencias entre sexos: Antonaci *et al.*, en 1992, midieron el umbral de sensibilidad a la presión en la cabeza. Escogieron el músculo deltoides como un punto de referencia, ya que es un lugar anatómico donde no suele haber puntos gatillo. Vatine *et al.* (1993) tampoco las encuentran al medir el UDoP y UDiP en sujetos sanos sobre superficies óseas (mastoides, maleolo externo y esternón). Pero es

Discusión

de esperar que los resultados sean distintos ya que estos estudios se realizan sobre superficies óseas sin apenas recubrimiento de tejido blando.

Como podemos ver, en la bibliografía consultada no existe consenso respecto a esta cuestión. Las discrepancias pueden deberse a diferencias en la zona testada, en los métodos de medición (Lautenbacher y Rollman, 1993), en el sexo del examinador (Levine y De Simone, 1991) y en el número de sujetos que influye en la capacidad de rechazar la hipótesis nula con respecto a las diferencias de género (Riley *et al.*, 1998). En este aspecto, Riley *et al.* calcularon que se necesita un mínimo de 41 sujetos por grupo para poder tener estudios comparativos con un poder de 0,7. Teniendo en cuenta esta premisa existen muy pocos estudios con este número de muestra. Jensen *et al.* (1992) demuestran que las mujeres tienen un 20% de UDoP menores que los hombres en el músculo temporal; Fischer (1987b) habla de diferencias del 27% en la medición de puntos gatillo; Lee *et al.* (1994) demuestran diferencias del 12% en distintos puntos del cuello y cara y Chesterton *et al.* (2003) encuentran diferencias del 28% en el primer músculo interóseo de la mano. Walton *et al.* (2011) estudian el umbral de sensibilidad dolorosa en dolor de cuello agudo y subagudo en los músculos trapecio y tibial anterior, donde los hombres presentaban medias de 351,5 KPa ($\pm 182,9$ KPa) y 720 KPa (± 377 KPa) y las mujeres de 223,6 KPa ($\pm 123,6$ KPa) y 423,3 KPa ($\pm 249,1$ KPa) para ambos músculos respectivamente. Todos estos estudios tienen en común que las mujeres tienen menores umbrales que los hombres, aunque se evidencia que los porcentajes de las magnitudes no son consistentes, posiblemente provocado por tratarse de zonas distintas. Otros trabajos, pese a no tener la muestra sugerida por Riley *et al.* (1998), siguen la misma línea: aproximadamente el 50% de los trabajos confirman las diferencias de umbrales de tolerancia entre sexos, siendo la tendencia entre éstos, como acabamos de

ver, que las mujeres tengan menores umbrales de sensibilidad (Chesterton *et al.*, 2003; Fischer, 1987b; Lee *et al.*, 1994; Walton *et al.*, 2011).

Por otra parte, un porcentaje similar de estudios afirma que no se han encontrado diferencias (Defrin *et al.*, 2003; Sandrini *et al.*, 1994; Vatine *et al.*, 1993), aunque la mayoría de estos estudios tampoco satisfacen el tamaño de la muestra recomendado por Riley *et al.* (1998). Con todo esto podemos afirmar que existe un suficiente número de investigaciones como para transmitir la existencia de una falta de consenso. Lee *et al.* (1994) proponen que la existencia de muestras de distintas edades en los estudios referidos anteriormente puede jugar un papel de confusión en la coherencia de los resultados.

Los resultados del presente estudio son opuestos a los encontrados en la literatura, si bien podemos observar que en ningún estudio de los anteriores se ha estudiado el pie. Una posible explicación de la inversión en los resultados sería los factores sociales y culturales: las mujeres están acostumbradas al uso de calzados incómodos, como se ha comentado anteriormente.

En este estudio se han medido mujeres y hombres juntos, ya que nuestro principal interés fue ver si había diferencias entre los grupos de edad, además de que la mayoría de estudios ya habían demostrado diferencias entre sexos. En estos momentos que ya conocemos las diferencias debidas a la edad, sería interesante plantearnos, con un mayor número de sujetos, analizar la correlación entre sexo y edad.

IV.2.3. De la influencia de la obesidad

Según los resultados encontrados, las personas obesas toleran presiones más altas que las no obesas en todas las zonas del pie estudiadas, encontrándose

Discusión

diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) en el talón central, en el mediopié y en la cabeza del primer metatarsiano. Estas zonas coinciden exactamente con las zonas en las que, según Mickle *et al.* (2007) los obesos presentan mayor grosor de tejido blando que los no obesos. Mickle *et al.*, además, encontraron estas diferencias en la zona del quinto metatarsiano. En el presente estudio, pese a no encontrar diferencias estadísticamente significativas en dicha zona, los umbrales de tolerancia al disconfort de los obesos continuaban siendo mayores que los de los no obesos.

La existencia de una mayor tolerancia en los obesos podría explicarse porque sus zonas óseas tienen mayor recubrimiento de tejido graso o blando (Mickle *et al.*, 2007; Nass *et al.*, 1999) y por este motivo toleran mejor las presiones.

Pero, al igual que ocurre con los mayores, que los obesos tengan un mayor umbral de sensibilidad al disconfort se traduce en una menor "información propioceptiva" con la consiguiente falta de activación de los mecanismos de "alerta" o de protección. De esta forma su biomecánica de la marcha será inadecuada, aumentando el riesgo de padecer aquellas patologías mecánicas ocasionadas por las sobrepresiones que ya comentamos en el apartado I.2.4.1 y I.2.4.2 de la Introducción.

No se pueden comparar de forma directa nuestros resultados con otras investigaciones ya que no se han encontrado estudios que analicen la relación entre el IMC y el UDoP. Por esta razón, lo comparamos con los estudios existentes sobre sensibilidad táctil (tacto superficial):

En el año 2007 Hennig y Breuing observaron que la obesidad afecta a la sensibilidad táctil superficial de la planta del pie, de forma que los obesos tenían mayores umbrales de sensibilidad táctil, esto es, mayor insensibilidad que los no obesos. Paralelamente, y dado que según Hodge *et al.*, (2009) la

sensibilidad táctil y profunda se encuentra correlacionada podríamos pensar que existe una relación directa entre la obesidad y los umbrales de tolerancia a la presión profunda, tal y como aparece reflejado en los resultados del presente estudio.

De la misma forma el mismo año, Mickle *et al.* (2009) demostraron con sus estudios que existe una correlación positiva entre el aumento del IMC y los umbrales de sensibilidad táctil plantar. En sus estudios analizaron la sensibilidad táctil del pie de los mayores, esto es, la misma población y zona corporal que el motivo de esta Tesis. Según estos investigadores, los obesos mayores fueron más insensibles al tacto superficial plantar pero refirieron sufrir una gran cantidad de incidencias de dolor de pie, significativamente mayores que los no obesos, pudiendo significar que los obesos mayores tienen una pérdida en la protección plantar provocada posiblemente por la insensibilidad.

Aunque estos dos estudios obtienen resultados que siguen la misma línea que los del presente estudio, no debemos olvidar que ellos miden la sensibilidad táctil, no la presión profunda, por lo que sus resultados no serían completamente extrapolables.

Entre los estudios que demuestran resultados opuestos a los de esta tesis, encontramos el reciente estudio de Xiong *et al.* sobre el umbral de tolerancia al dolor por presión en el pie (2011); quienes encontraron que los sujetos obesos son significativamente más sensibles al dolor, esto es, tienen menores umbrales de UDoP. Pero no podemos obviar que estos resultados hacen referencia al UDoP y los del presente estudio analizan el UDiP. Además Xiong *et al.* analizaron sujetos jóvenes y nuestro grupo de obesos estaba formado por sujetos mayores de 50 años (grupos 2 y 3), por lo que los resultados no se pueden comparar.

Discusión

Por otra parte Watson *et al.* (2005) y Defrin *et al.* (2003) no encuentran relación significativa entre el IMC y el UDoP. Sin embargo, cabe resaltar que en estos estudios la muestra utilizada es muy diferente a la nuestra, ya que se trata de pacientes jóvenes y esto podría ser la causa de las diferencias con los resultados del presente estudio. Asimismo, los estudios de Watson *et al.* analizan la tolerancia al dolor producido al estimular los receptores de la sensibilidad térmica. Otra diferencia a tener en cuenta es que todos estos autores miden dolor y no discomfort, aunque refieran que ambas sensaciones están altamente correlacionadas. Por todo esto, se requiere mayor investigación sobre este aspecto para poder sacar resultados concluyentes.

Por otra parte en dos estudios recientes, Butterworth *et al.* (2012, 2013) investigaron, mediante una extensa revisión sistémica, la relación entre el IMC y las alteraciones en los pies, y estudiaron si una pérdida de peso era efectiva o no en la disminución del dolor de pie. Los resultados fueron que existe una fuerte correlación entre el aumento del IMC y el dolor inespecífico del pie en la población general, entre el aumento del IMC y padecer *Hallux Valgus*, tendinopatías del miembro inferior, artrosis en el pie y pie plano en la población general; y entre el aumento del IMC y las talalgias crónicas en la población adulta que no realiza deporte.

Como conclusión, podemos afirmar que existe poca información relevante que caracterice a la población mayor obesa y en especial a las características biomecánicas de sus pies. Si bien, se observa una mayor tolerancia a presiones, hecho que puede entenderse como un factor de riesgo.

Hasta ahora hemos visto que existe un patrón de tolerancia al discomfort de forma que cada zona del pie registra unos umbrales característicos. Se ha demostrado que dicho patrón depende de la edad, del sexo y del IMC,

Discusión

existiendo variaciones significativas en determinadas zonas en función de estos tres factores. A continuación comentaremos la interrelación existente entre la tolerancia a presiones plantares y las presiones plantares obtenidas durante la marcha así como la relación entre la tolerancia y las características mecánicas de la almohadilla del talón.

Discusión

IV.3. De la relación entre la tolerancia a las presiones plantares y los registros de presiones plantares obtenidas durante la marcha

Se hipotetizó que el estudio de la tolerancia al discomfort podría ser de utilidad para la interpretación de la distribución de presiones plantares registradas durante la marcha en distintas poblaciones, en el proceso de gestión de sobrepresiones. En ese sentido, la comparación de estos resultados con los ensayos con plantillas instrumentadas permitiría establecer criterios para la prevención del dolor mecánico y por ende de sus posibles consecuencias en la tercera edad.

Como se puede ver en el capítulo III.1, las cifras de presiones plantares son relativamente bajas, comparadas con las encontradas en los umbrales de tolerancia. No obstante se debe tener en cuenta que son sujetos sanos y que llevaban un calzado cómodo con el que no reportaban molestias en el momento del estudio.

Dichos valores son coherentes con los encontrados en la bibliografía (Martínez-Nova *et al.*, 2010, 2011, 2008; Nurse y Nigg, 2001; Rouhani *et al.*, 2010). Las mayores presiones se registran en los metatarsianos centrales y en el primer dedo seguidas del talón y del primer metatarsiano. Las menores presiones se encuentran en el quinto metatarsiano y en el mediopié. Por todo esto podemos afirmar que existen diferencias entre zonas, tal y como se encuentra en la extensa bibliografía consultada al respecto (Castro *et al.*, 2013; Deschamps *et al.*, 2013; Hatala *et al.*, 2013; Hillstrom *et al.*, 2013). En la literatura encontramos que las zonas de mayores presiones coinciden con las del presente estudio.

Al estudiar los patrones de presiones plantares por grupos de edad podemos observar que los patrones por edades no presentaban las claras diferencias

encontradas en el estudio del umbral de tolerancia al disconfort del grupo de mayores de 65 años. Existen diferencias significativas de presiones plantares durante la marcha en función de la edad en 3 zonas: la zona externa del talón (TLE), la zona interna de mediopié (PLMI) y la zona correspondiente a la cabeza del primer metatarsiano (C1MT).

Los adultos de mediana edad presentan mayores presiones que los jóvenes y los mayores de 65 años en la zona externa del talón (TLE) y en la bóveda plantar (PLMI). Habría que analizar los efectos del sexo y de la obesidad en estos grupos, ya que el único sesgo diferente lo da el grupo de adultos de mediana edad. Se ha demostrado que factores como el IMC tiene una influencia significativa en las presiones plantares (Bosch 2009). Al escaparse de los objetivos del presente estudio, el tamaño de la muestra no permite realizar este análisis.

Los mayores de 65 años presentan menores presiones que el resto de sujetos en la zona correspondiente al primer metatarsiano. Una posible explicación sería un "apoyo de huida" propiciado por las patologías que sufre este grupo de población en las zonas de los sesamoideos y del primer metatarsiano, que, como ya se ha comentado con anterioridad son numerosas (Garrow *et al.*, 2004; Gorter *et al.*, 2000; Martínez-Nova *et al.* 2010).

La degeneración articular con disminución de la movilidad en la metatarso falángica del 1º dedo es relativamente frecuente en las personas mayores; esta alteración, conduciría a una transición de la carga desde los metatarsianos centrales hasta el primer dedo aun sin ser perceptible en fases iniciales por los propios sujetos. Los resultados de los mayores de 65 años (presiones menores en cabeza de primer metatarsiano y mayores en primer dedo) vienen a confirmar este hecho.

Discusión

Otra posible explicación es el aplanamiento del arco anterior y los cambios biomecánicos que se producen con la edad (Scott *et al.*, 2007).

En la literatura consultada al respecto no existe consenso respecto a la diferencia de presiones plantares entre los mayores de 65 años y los adultos jóvenes. Mientras unos estudios demuestran que los mayores de 65 años presentan las mayores presiones (Bosch *et al.*, 2009), otros demuestran lo contrario (Hessert *et al.*, 2005; Kernozek and LaMott , 1995; Scott *et al.*, 2007). Pero ninguno de estos estudios son comparables con el presente, ya que el calzado utilizado era distinto, y solamente analizan 2 grupos de población y dividen el pie en 3 zonas (antepié, mediopié y retropié, por lo que los resultados no son directamente extrapolables).

Si comparamos los resultados de las presiones plantares de la marcha con el umbral de discomfort a la presión (UDiP) podemos decir que no existe una correlación significativa entre el UDiP y las presiones plantares que se producen durante la marcha. Así, las zonas de la planta del pie que mayores presiones experimentan durante la marcha no son las que muestran mayor tolerancia, exceptuando las zonas del talón. **De esta forma la hipótesis de que las zonas con mayor tolerancia son las que mayores presiones soportan al caminar no es cierta.** Por tanto rechazaríamos la hipótesis planteada.

Como resumen y recapitulando lo comentado hasta ahora, hemos visto que hay un claro patrón de tolerancia a las presiones plantares. En el talón se da la mayor tolerancia, en la zona externa del mediopié hay cifras de tolerancia que podríamos considerar como "intermedias" y en el resto del mediopié y en el antepié se obtienen los niveles menores.

Asimismo, en las personas mayores existe un claro punto de inflexión a los 65 años, en cuanto a dicha tolerancia. Los niveles son mucho más altos y

significativos en el talón y en el mediopié externo, pero también lo son en el resto del mediopié. En el antepié, son mayores en general, aunque solo se obtiene una significación estadística en algunas de las zonas analizadas. Este punto de inflexión y estas grandes diferencias son el verdadero factor de riesgo.

Si pasamos a analizar los resultados del estudio de las presiones plantares durante la marcha, de forma paralela y sin perder de vista las tolerancias, se puede observar que el talón y antepié (excepto el 5º metatarsiano) soportan las mayores presiones, en tanto que en el mediopié son más bajas. Y, en este caso el patrón general de las personas mayores de 65 años apenas difiere del resto de grupos, de forma significativa, en 3 zonas: talón externo (solo con el grupo 1, de sujetos entre 50 y 65 años), mediopié interno (solo con el grupo 1, de sujetos entre 50 y 65 años) y primer metatarsiano (con los grupos 1 y 2).

Estudiando la relación zona a zona observamos que:

El talón soporta presiones relativamente altas durante la marcha y, en los mayores de 65 años, tiene una altísima tolerancia a las presiones plantares. Estos datos hacen pensar que, durante la fase de aterrizaje del talón en el suelo, los mayores de 65 años, no poseen las "alarmas" necesarias para protegerse de los impactos, o, al menos, las tienen muy reducidas. Una posible consecuencia de ello es que los impactos iniciales y sus correspondientes vibraciones a través del sistema músculo-esquelético podrían estar dañando el cartílago articular, ya de por sí degenerado con el paso de los años. En cambio, a nivel local del pie, esa mayor tolerancia impediría (o disminuiría) las adaptaciones biomecánicas necesarias para absorber los impactos.

En el mediopié, al igual que en el talón, la tolerancia es mucho más alta en los mayores de 65 años. Pero aquí las presiones plantares durante la marcha son las más bajas del pie. Cabe pues pensar que ésta no sería una zona

Discusión

problemática. No obstante aquí un error en el diseño del calzado (sobre todo en el anatómico) o en las ortesis plantares, podría provocar problemas del pie durante la fase de apoyo completo de la marcha que no fueran detectadas y prevenidas por esa planta con niveles de tolerancia más altos, esto es, en los mayores de 65 años.

En el antepié, exceptuando el 5º metatarsiano, se producen presiones muy altas durante el despegue del pie en el suelo, sobre todo en los metatarsianos centrales y en el primer dedo. Así pues, estamos ante un factor de riesgo. Pero en esta zona, a diferencia del talón, la tolerancia a presiones, aún estando alterada en los mayores de 65 años (es decir, aumentada) con respecto al resto de grupos analizados, los niveles son más bajos que en el mediopié y mucho menores que en el talón. Cabe deducir que las presiones provocarán molestias, pero estas podrán ser detectadas, no con tanta nitidez como en otros grupos, pero mucho mejor que en el resto del pie. Tratándose de una zona con mucha capacidad de adaptación (metatarsianos y dedos) cabría esperar una mayor frecuencia de patologías dolorosas que en los jóvenes (lesiones metatarsofalángicas) y una serie de cambios biomecánicos durante la marcha con el fin de evitarlas. La literatura consultada al respecto así lo evidencia (Garrow *et al.*, 2004; Gorter *et al.*, 2000; Martínez-Nova *et al.* 2010). Esta podría ser una explicación de por qué las metatarsalgias son más frecuentes que las talalgias en este grupo de población (Un 50-95% de metatarsalgias en la tercera edad (DuVries, 1959), frente a un 7% de talalgias en mayores de 65 años (Dunn *et al.*, 2004).

¿Qué ideas cabe deducir de este conjunto de resultados?

- Que la biomecánica de la marcha, exceptuando estas tres zonas, apenas varía con la edad.

- Que, en cambio, la tolerancia a presiones sufre una alteración drástica a partir de los 65 años.

- Por lo tanto, el análisis de la tolerancia a presiones será una herramienta igual o más necesaria que el estudio de las presiones plantares a efectos de prevenir/tratar las patologías del pie de las personas mayores.

Por último, se ha definido un **coeficiente de seguridad**, dado por el cociente entre tolerancia y presiones plantares. Su análisis nos permite una mayor objetivación y cuantificación de lo comentado hasta ahora. Cuanto más cerca esté un sujeto de llegar a su "límite de seguridad", está más próximo de producirse disconfort. Esto, en los mayores, tiene un énfasis especial y una lectura inversa, ya que al tener la sensibilidad alterada, podría servir como un "detector de riesgo". Si el mayor está en un nivel bajo de su "zona de riesgo", se podría interpretar como que sus mecanismos de protección "funcionan bien".

La interpretación del coeficiente de seguridad sería la siguiente: cuanto más alto sea el ratio más diferencia hay entre la tolerancia y las presiones. Observando la gráfica de la figura 30 podemos ver que el cociente es distinto en función de las zonas del pie. Así por ejemplo el mediopié está más preparado para soportar presiones que las que soporta en realidad.

En función de la edad, el cociente es mayor en los mayores de 65 años que en los otros dos grupos para prácticamente todas las zonas. Así, los mayores de 65 años tienen un mayor coeficiente de seguridad que el resto de sujetos en las zonas del talón externo y central, la zona del mediopié central y de las cabezas del 5º y 1º metatarsiano.

El coeficiente de seguridad nos podría servir como un indicador del riesgo de lesión. Indicadores menores presentan que las presiones plantares están más

Discusión

cerca de producir discomfort, es decir, el sujeto está utilizando una mayor parte de su capacidad de tolerar presiones y es por tanto, una marcha más "arriesgada".

En ese sentido, los mayores valores se producen en el mediopié, especialmente en la zona externa del mismo (PLME), acercándose a valores de 50, siendo zonas con bajo riesgo de presentar problemas. En las zonas de mayor carga los valores rondan el 10 en el talón y por debajo de estos valores en los metatarsianos. En alguna de las zonas del mediopié se ven valores de 3, es decir que una marcha más rápida o un calzado más rígido que aumente las presiones por 3, tendrían mayor riesgo de producir molestias en dichas zonas.

Dicho esto, y considerando que son sujetos sanos, distribuir las presiones para reducirlas bajo el primer metatarsiano o el primer dedo, podría ser contraproducente si aumenta en el 5º metatarsiano que está más cerca del umbral de tolerancia.

No obstante, como todos los ratios son bajos, este tipo de actuaciones para evitar problemas puntuales como hiperqueratosis (hiperpresión) no deberían causar problemas. De esta forma la estrategia propuesta sería, medir la tolerancia, estudiar las presiones plantares, proponer actuaciones y volver a medir las presiones plantares, para estimar el ratio y así poder calcular la seguridad.

En la Figura 30 se incluye la gráfica del cociente para una mejor interpretación (que se corresponde con la de la Figura 29 que ya aparecía en la pág. 176). De la misma forma se incluyen en pequeño formato las gráficas correspondientes a los umbrales de sensibilidad a la presión y a las presiones plantares producidas durante la marcha.

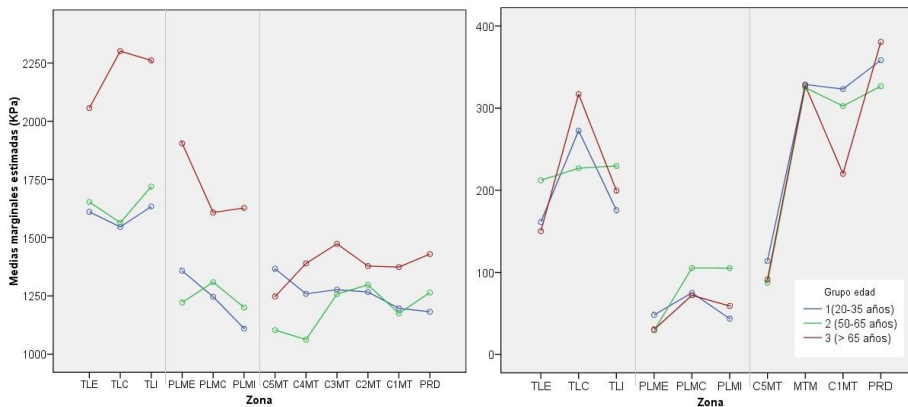
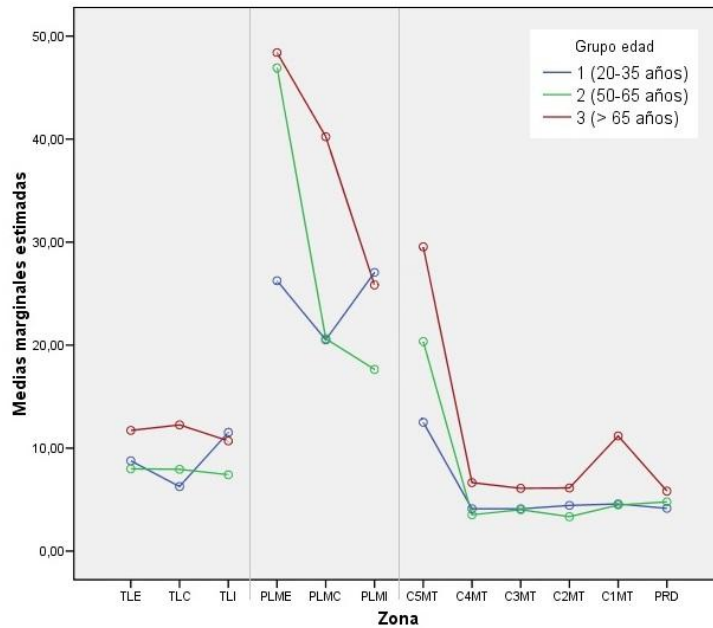


Figura 30. Gráfica del cociente entre tolerancia y presiones plantares producidas durante la marcha por zonas, según grupo de edad (arriba) Gráfica de umbrales de sensibilidad a la presión por grupos de edad (abajo izqda.). Gráfica de presiones plantares durante la marcha según grupos de edad (abajo dcha.).

Las zonas se corresponden con las zonas plantares de: (TLE) talón externo; (TLC) talón central; (TLI) talón interno; (PLME) zona externa del mediopié; (PLMC) zona central del mediopié; (PLMI) bóveda plantar; (C5MT) cabeza del 5º metatarsiano; (C4MT) cabeza del 4º metatarsiano; (C3MT) cabeza del 3º metatarsiano; (C2MT) cabeza del 2º metatarsiano; (C1MT) cabeza del 1º metatarsiano; (PRD) primer dedo. La zona MTM (metatarsianos medios) del registro de presiones plantares durante la marcha se corresponde con las zonas C3-4-5MT, del registro de tolerancia a presiones plantares.

IV.4. Aplicaciones de este estudio

El presente estudio ha estado dirigido especialmente a las personas mayores, población diana de patologías del pie. Ha servido para caracterizar este grupo de población, de forma que actualmente conocemos sus umbrales de tolerancia a la presión en la planta del pie, según zonas. Los hallazgos presentan implicaciones importantes en el diseño del calzado y en la exploración del pie idiopático de los mayores.

- Aplicaciones en el campo de la fisioterapia o ámbito clínico

El objetivo principal de esta Tesis era desarrollar un procedimiento para aportar criterios de manejo de las sobrepresiones plantares. El procedimiento desarrollado es de aplicación en fisioterapia, podología, medicina general, etc., es decir, puede ser utilizado por aquellos especialistas de la salud relacionados con la tercera edad y/o con el pie con el fin de detectar factores de riesgo de los distintos grupos de población.

Este método sería extrapolable a otros grupos de población cuya sensibilidad esté alterada o en vías de estarlo: diabetes, neuropatías, procesos degenerativos, etc. aunque previamente deberían establecerse parámetros de normalidad para una mayor caracterización de estas poblaciones.

Por otra parte, se podría utilizar el umbral de tolerancia a presiones plantares y las presiones plantares que se producen durante la marcha de los mayores para generar criterios para el manejo de las presiones plantares elevadas, como por ejemplo para tener criterios sobre la prescripción de ortesis plantares o para poder dar recomendaciones sobre el calzado a utilizar.

Asimismo, pensamos que los resultados ofrecidos son de una gran aplicabilidad clínica, pudiendo servir a los fisioterapeutas como un “mapa-guía” que les serviría para poder trabajar de manera más específica con el paciente según sus

características y su patología. Así, por ejemplo, dicho mapa de sensibilidad a la presión profunda nos podría servir de referencia a la hora de aplicar diferentes técnicas fisioterápicas como las ondas de choque, ciertas maniobras de masaje que implican presión profunda, etc.

- Aplicaciones en el ámbito científico

La metodología y resultados podrían ser la base para avanzar en el estudio de las líneas científicas sobre estudios de la marcha, análisis de fármacos, estudios del equilibrio y prevención de las caídas, amén de las que se desarrollan en líneas futuras.

También encontramos gran interés en la caracterización de la población obesa, estableciendo posibles explicaciones a la existencia de mayores umbrales en los obesos como se ha comentado anteriormente.

- Aplicaciones industriales

Los resultados del presente estudio indican la necesidad de realizar una correcta selección de calzado y de materiales de la plantilla en los mayores, pudiendo hacerse de forma selectiva para diferentes zonas de la planta del pie.

El sector del calzado y de las plantillas pueden aplicar los resultados en el diseño de nuevas anatomías, desarrollo de nuevos materiales, etc. que tengan en cuenta el mapa de tolerancia a presiones. Así mismo, se abre un campo de aplicación interesante en la personalización de calzado, línea de negocio en boga en los últimos años.

IV.5. Limitaciones del estudio

Tras la realización del presente trabajo y el posterior análisis de todos los resultados, se han encontrado algunas limitaciones en el estudio que cabe resaltar para tenerlas en consideración en futuras investigaciones.

El tamaño muestral podría haber sido más elevado para permitir estudiar la interacción de los grupos de edad con el sexo y la obesidad.

Por otro lado, se podría haber realizado un test de reflejos a los sujetos antes del estudio con el fin de medir su tiempo de reacción, con el fin de detectar comportamientos extremos que permitiesen excluir del estudio los casos anómalos.

Asimismo no se realizaron encuestas para anotar variables secundarias que podrían haber sido de interés con el fin de entender la variabilidad de los resultados: la calidad del sueño, el tipo de pies (cavos, planos), la historia de dolor en los pies (dolor pies últimos 3 meses), etc.

Referente al uso del indentador, al medir las zonas del pie con uno de 0,8 cm² pudimos garantizar que tuviese un contacto total en todas las zonas de estudio, incluyendo las cabezas de los huesos metatarsianos. En futuras investigaciones podría plantearse el uso de indentadores con otras formas distintas a las cilíndricas, emulando inserciones de plantilla. O bien se podría adaptar el tamaño del indentador al tamaño del pie, dado por la talla.

Otra de las limitaciones hace referencia a la velocidad de aplicación, ya que la máxima velocidad aplicada difería de algunas acciones como por ejemplo caminar rápido, la carrera o los saltos.

Discusión

También se podría haber realizado una caracterización del tejido blando del pie, ya que éste suele influir en la tolerancia a presiones; por lo que no ha sido posible profundizar en aquellos factores que pueden intervenir en la tolerancia.

Otra limitación del estudio, aunque no del mismo en sí, es que al ser novedoso no hay mucha base con la que comparar.

CONCLUSIONES

V. CONCLUSIONES

1. El dinamómetro adaptado es un instrumento válido para la valoración objetiva del umbral de tolerancia a las presiones en la planta del pie debido a su fiabilidad, bajo coste y fácil manejo.
2. Existe un patrón de tolerancia a presiones plantares en función de cada zona del pie.
3. El umbral de tolerancia al disconfort por presión en la planta del pie aumenta con la edad, existiendo un punto de inflexión en torno a los 65 años.
4. Las mujeres presentan unos umbrales de tolerancia al disconfort en la mayoría de las zonas de la planta del pie superiores a los de los hombres.
5. Las personas obesas toleran presiones más altas que las no obesas en todas las zonas del pie estudiadas.
6. No existe relación directa entre el umbral de tolerancia a presiones plantares y las presiones plantares que se producen durante la marcha de los mayores.
7. Se ha definido un coeficiente de seguridad para la valoración de las presiones plantares durante la marcha dado por el cociente entre la tolerancia al disconfort y las presiones durante la marcha en cada zona.
8. Se ha puesto a punto un protocolo de uso clínico para el análisis de las tolerancias a presiones, como una herramienta para prevenir y mejorar el tratamiento de las patologías del pie de las personas mayores.

FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

VI. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

Los resultados de esta Tesis, tanto en lo referente a la metodología puesta a punto como en el avance alcanzado en el conocimiento de la tolerancia a presiones de la planta del pie, permiten plantear las siguientes líneas de investigación:

- 1.- Avanzar en los estudios de los efectos del tiempo de reacción en la edad, y la relación de éstos en el umbral de discomfort y de dolor.
- 2.- Estudiar los efectos de la edad en relación con el sexo y la obesidad.
- 3.- Analizar la relación entre las patologías del pie y las alteraciones en el resto de la cadena osteoarticular y la tolerancia, para posteriormente analizar si existe algún tipo de adaptación.
- 4.- Establecer valores objetivos de los índices de seguridad en relación con diferentes actuaciones sobre las presiones plantares durante la marcha. Esta línea debería avanzar en establecer cómo diferentes actuaciones: diseño de calzado, plantillas, etc., actúan sobre las presiones plantares y por tanto sobre el mapa de índices de seguridad.
- 5.- Estudiar diferentes poblaciones de riesgo: diabéticos, neuropatías periféricas, etc.
- 6.- Analizar la tolerancia a presiones en deportistas y en distintos gestos deportivos, ya que en éstos se producen mayores presiones plantares que las que se producen al caminar con un calzado cómodo. Esto permitiría tanto detectar factores de riesgo como testar distintos calzados y ortesis plantares, con el fin de avanzar en la prevención de las lesiones.

Futuras líneas de investigación

7.- Avanzar en la relación entre la tolerancia a presiones y las propiedades del tejido analizado (fascia, almohadilla grasa, hueso).

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Actis, R. L., Ventura, L. B., Smith, K. E., Commean, P. K., Lott, D. J., Pilgram, T. K., y Mueller, M. J. (2006). Numerical simulation of the plantar pressure distribution in the diabetic foot during the push-off stance. *Medical & biological engineering & computing*, 44(8), 653-663.
- Akdemir, O., Bilkay, U., Tiftikcioglu, Y. O., Ozek, C., Yan, H., Zhang, F., y Akin, Y. (2011). New alternative in treatment of callus. *The Journal of Dermatology*, 38(2), 146–150.
- Alcántara, E., González, J. C., Alemany, S., y García, A. C. (2001). Development of a new method to measure the recovery ability of insole materials by simulating plantar pressures. *Fifth symposium on footwear biomechanic* (pp 4–5).
- Alexander, I. J., Chao, E. Y., y Johnson, K. A. (1990). The assessment of dynamic foot-to-ground contact forces and plantar pressure distribution: a review of the evolution of current techniques and clinical applications. *Foot & ankle*, 11(3), 152-167.
- Alfuth, M., y Rosenbaum, D. (2011). Are diurnal changes in foot sole sensation dependent on gait activity? *Neuroscience letters*, 504(3), 247-251. doi:10.1016/j.neulet.2011.09.037
- Antonaci, F., Bovim, G., Fasano, M. L., Bonamico, L., y Shen, J. M. (1992). Pain threshold in humans. A study with the pressure algometer. *Functional neurology*, 7(4), 283-288.
- Antonaci, F., Sand, T., y Lucas, G. A. (1998). Pressure algometry in healthy subjects: inter-examiner variability. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 30(1), 3-8.
- Au, E. Y. L., y Goonetilleke, R. S. (2007). A qualitative study on the comfort and fit of ladies' dress shoes. *Applied Ergonomics*, 38(6), 687-696.
- Aziz, C. B., y Abdullah, N. N. (2005). Sex differences in pain. *Intern Med J*, 4, 87–93.
- Babaev, O. G., Bashilov, V. P., y Zakharov, A. K. (1994). Classification of limited hyperkeratoses]. *Khirurgiia*, (4), 51.
- Baker, K., Goggins, J., Xie, H., Szumowski, K., LaValley, M., Hunter, D. J., y Felson, D. T. (2007). A randomized crossover trial of a wedged insole for treatment of knee osteoarthritis. *Arthritis and rheumatism*, 56(4), 1198-1203.

Referencias bibliográficas

- Ball, K. A., y Afheldt, M. J. (2002). Evolution of foot orthotics—part 1: coherent theory or coherent practice? *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 25(2), 116.
- Barberà i Guillem, R., Gómez Sendra, F., Bermejo Bosch, I., y Garcés Pérez, L. (2010). [Reducing the pressure on heel and foot-sole areas by means of Allevyn Gentle, Gentle Border and Gentle Border Heel dressings]. *Revista de enfermería (Barcelona, Spain)*, 33(3), 51-56.
- Barlow, A. M., Braid, S. J., y Jayson, M. (1990). Foot problems in the elderly. *Clinical Rehabilitation*, 4(3), 217–222.
- Barrios, J. A., Butler, R. J., Crenshaw, J. R., Royer, T. D., y Davis, I. S. (2013). Mechanical effectiveness of lateral foot wedging in medial knee osteoarthritis after 1 year of wear. *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society*, 31(5), 659-664.
- Barrios, J. A., Crenshaw, J. R., Royer, T. D., y Davis, I. S. (2009). Walking shoes and laterally wedged orthoses in the clinical management of medial tibiofemoral osteoarthritis: a one-year prospective controlled trial. *The Knee*, 16(2), 136-142.
- Bataller, A., Alcántara, E., González, J. C., y García, A. C. (2001). Influence of anatomical elements in the foot pressure distribution (pp 14-15). *Fifth symposium on footwear biomechanics*.
- Bedi, H. S., y Love, B. R. (1998). Differences in impulse distribution in patients with plantar fasciitis. *Foot & ankle international. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 19(3), 153-156.
- Bennett, P. J., y Duplock, L. R. (1993). Pressure distribution beneath the human foot. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 83(12), 674-678.
- Benvenuti, F., Ferrucci, L., Guralnik, J. M., Gangemi, S., y Baroni, A. (1995). Foot pain and disability in older persons: an epidemiologic survey. *Journal of the American Geriatrics Society*, 43(5), 479-484.
- Berkley, K. J. (1997). Sex differences in pain. *Behavioral and Brain Sciences*, 20(3), 371–380.
- Berkley, K. J., Zalzman, S. S., y Simon, V. R. (2006). Sex and gender differences in pain and inflammation: a rapidly maturing field. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 291(2), R241–R244.

Referencias bibliográficas

- Bernabei, R., Gambassi, G., Lapane, K., Landi, F., Gatsonis, C., Dunlop, R., Lipsitz, L. *et al.* (1998). Management of pain in elderly patients with cancer. *JAMA: the journal of the American Medical Association*, 279(23), 1877–1882.
- Béseler, M. R., Grao, C. M., Gil, A., y Martínez Lozano, M. D. (2012). Walking assessment with instrumented insoles in patients with lower limb spasticity after botulinum toxin infiltration. *Neurología (Barcelona, Spain)*, 27(9), 519-530.
- Bieri, D., Reeve, R. A., Champion, G. D., Addicoat, L., y Ziegler, J. B. (1990). The Faces Pain Scale for the self-assessment of the severity of pain experienced by children: development, initial validation, and preliminary investigation for ratio scale properties. *Pain*, 41(2), 139–150.
- Bonanno, D. R., Landorf, K. B., y Menz, H. B. (2011). Pressure-relieving properties of various shoe inserts in older people with plantar heel pain. *Gait & posture*, 33(3), 385-389.
- Bosch, K., Nagel, A., Weigend, L., y Rosenbaum, D. (2009). From «first» to «last» steps in life--pressure patterns of three generations. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 24(8), 676-681.
- Bosley, B. N., Weiner, D. K., Rudy, T. E., y Granieri, E. (2004). Is chronic nonmalignant pain associated with decreased appetite in older adults? Preliminary evidence. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(2), 247–251.
- Boulton, A. J., Franks, C. I., Betts, R. P., Duckworth, T., y Ward, J. D. (1984). Reduction of abnormal foot pressures in diabetic neuropathy using a new polymer insole material. *Diabetes care*, 7(1), 42-46.
- Bowen, C. J., Culliford, D., Allen, R., Beacroft, J., Gay, A., Hooper, L., BurrIDGE, J. *et al.* (2011). Forefoot pathology in rheumatoid arthritis identified with ultrasound may not localise to areas of highest pressure: cohort observations at baseline and twelve months. *Journal of foot and ankle research*, 4(1), 25.
- Bowling, A., y Grundy, E. (1997). Activities of daily living: changes in functional ability in three samples of elderly and very elderly people. *Age and ageing*, 26(2), 107-114.
- Brennum, J., Kjeldsen, M., Jensen, K., y Jensen, T. S. (1989). Measurements of human pressure-pain thresholds on fingers and toes. *Pain*, 38(2), 211-217.
- Broom, N. D. (1986). Structural consequences of traumatizing articular cartilage. *Annals of the rheumatic diseases*, 45(3), 225-234.

Referencias bibliográficas

- Brown, M., Rudicel, S., y Esquenazi, A. (1996). Measurement of dynamic pressures at the shoe-foot interface during normal walking with various foot orthoses using the FSCAN system. *Foot & ankle international. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 17(3), 152-156.
- Bus, S. A., Maas, M., de Lange, A., Michels, R. P. J., y Levi, M. (2005). Elevated plantar pressures in neuropathic diabetic patients with claw/hammer toe deformity. *Journal of Biomechanics*, 38(9), 1918-1925.
- Butterworth, P. A., Landorf, K. B., Smith, S. E., y Menz, H. B. (2012). The association between body mass index and musculoskeletal foot disorders: a systematic review. *Obesity reviews: an official journal of the International Association for the Study of Obesity*, 13(7), 630-642.
- Butterworth, P. A., Urquhart, D. M., Cicuttini, F. M., Menz, H. B., Strauss, B. J., Proietto, J., Dixon, J., et al. (2013). Fat mass is a predictor of incident foot pain. *Obesity (Silver Spring, Md.)*.
- Carvalho, V. F. de, Ferreira, M. C., Vieira, S. A. T., y Ueda, T. (2009). [Cutaneous sensibility threshold in the feet of diabetic patients with pressure specified sensory device: an assessment of the neuropathy]. *Revista da Associação Médica Brasileira (1992)*, 55(1), 29-34.
- Castro, A. P., Rebelatto, J. R., Aurichio, T. R., y Greve, P. (2010). The influence of arthritis on the anthropometric parameters of the feet of older women. *Archives of gerontology and geriatrics*, 50(2), 136-139.
- Castro, M., Abreu, S., Sousa, H., Machado, L., Santos, R., y Vilas-Boas, J. P. (2013). Ground reaction forces and plantar pressure distribution during occasional loaded gait. *Applied ergonomics*, 44(3), 503-509.
- Cathcart, S., y Pritchard, D. (2006). Reliability of pain threshold measurement in young adults. *The journal of headache and pain*, 7(1), 21-26.
- Cauna, N. (1965). The effects of aging on the receptor organs of the human dermis. *Advances in biology of skin*, 6, 63-96.
- Cavanagh, P. R., y Ae, M. (1980). A technique for the display of pressure distributions beneath the foot. *Journal of Biomechanics*, 13(2), 69-75.
- Cavanagh, P. R., Perry, J. E., Ulbrecht, J. S., Derr, J. A., y Pammer, S. E. (1998). Neuropathic diabetic patients do not have reduced variability of plantar loading during gait. *Gait & posture*, 7(3), 191-199.
- Cavanagh, P. R., Sims, D. S., Jr, y Sanders, L. J. (1991). Body mass is a poor predictor of peak plantar pressure in diabetic men. *Diabetes care*, 14(8), 750-755.

Referencias bibliográficas

- Chaiwanichsiri, D., Janchai, S., y Tantisiriwat, N. (2009). Foot disorders and falls in older persons. *Gerontology*, 55(3), 296-302.
- Che, H., Nigg, B. M., y de Koning, J. (1994). Relationship between plantar pressure distribution under the foot and insole comfort. *Clinical Biomechanics*, 9(6), 335-341.
- Chesterton, L. S., Barlas, P., Foster, N. E., Baxter, G. D., y Wright, C. C. (2003). Gender differences in pressure pain threshold in healthy humans. *Pain*, 101(3), 259-266.
- Cho, K.-H., Michel, J.-P., Bludau, J., Dave, J., y al, S. H. P. et. (2011). *Geriatric Medicine International*. SpiceRoad.
- Chu, M. L., Yazdani-Ardakani, S., Gradisar, I. A., y Askew, M. J. (1986). An in vitro simulation study of impulsive force transmission along the lower skeletal extremity. *Journal of biomechanics*, 19(12), 979-987.
- Chung, M.-J., y Wang, M.-J. (2012). Gender and walking speed effects on plantar pressure distribution for adults aged 20-60 years. *Ergonomics*, 55(2), 194-200.
- Cleeland, C. S., y Ryan, K. M. (1994). Pain assessment: global use of the Brief Pain Inventory. *Annals of the Academy of Medicine, Singapore*, 23(2), 129.
- Clement, D. B., Taunton, J. E., Smart, G. W., y McNicol, K. L. (1981). A survey of overuse running injuries. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 13(2), 83.
- Cohen, J. (1977). Statistical power analysis for the behavioral sciences (revised ed.) Academic Press. New York, 474.
- Cohen-Mansfield, J., y Lipson, S. (2002). Pain in cognitively impaired nursing home residents: how well are physicians diagnosing it? *Journal of the American Geriatrics Society*, 50(6), 1039-1044.
- Corlett, E. N. (1981). Pain, posture and performance. *Stress, work design and productivity*, 3, 27-42.
- Corlett, E. N. (1992). *The guide to the handling of patients*. National Back Pain Association in collaboration with the Royal College of Nursing.
- Cornwall, M. W., y McPoil, T. G. (1992). Effect of rearfoot posts in reducing forefoot forces. A single-subject design. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 82(7), 371-374.
- Coronado, R. A., Kindler, L. L., Valencia, C., y George, S. Z. (2011). Thermal and pressure pain sensitivity in patients with unilateral shoulder pain:

Referencias bibliográficas

- comparison of involved and uninvolved sides. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 41(3), 165-173.
- Dailey, J. M. (1991). Differential diagnosis and treatment of heel pain. *Clinics in podiatric medicine and surgery*, 8(1), 153-166.
- Dawson, J., Thorogood, M., Marks, S.-A., Juszcak, E., Dodd, C., Lavis, G., y Fitzpatrick, R. (2002). The prevalence of foot problems in older women: a cause for concern. *Journal of public health medicine*, 24(2), 77-84.
- Defrin, R., Ronat, A., Ravid, A., y Peretz, C. (2003). Spatial summation of pressure pain: effect of body region. *Pain*, 106(3), 471-480.
- Deschamps, K., Roosen, P., Bruyninckx, H., Desloovere, K., Deleu, P.-A., Matricali, G. A., Peeraer, L., et al. (2013). Pattern description and reliability parameters of six force-time related indices measured with plantar pressure measurements. *Gait & posture*.
- Deshpande, N., Ferrucci, L., Metter, J., Faulkner, K. A., Strotmeyer, E., Satterfield, S., Schwartz, A., et al. (2008). Association of lower limb cutaneous sensitivity with gait speed in the elderly: the health ABC study. *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 87(11), 921-928.
- Dohi, M., Mochimaru, M., y Kouchi, M. (2003). The tactile sensitivity and elasticity of the sole of the foot as factors of shoe comfort. *Proceedings of IEA2003*.
- Doi, T., Yamaguchi, R., Asai, T., Komatsu, M., Makiura, D., Shimamura, M., Hirata, S., et al. (2010). The effects of shoe fit on gait in community-dwelling older adults. *Gait & Posture*, 32(2), 274-278.
- De Doncker, E., y Kowalski, C. (1970). The normal and pathological foot. Concepts of anatomy, physiology and pathology of foot deformities]. *Acta Orthopaedica Belgica*, 36(4), 386.
- Dowling, A. M., Steele, J. R., y Baur, L. A. (2004). What are the effects of obesity in children on plantar pressure distributions? *International journal of obesity and related metabolic disorders: journal of the International Association for the Study of Obesity*, 28(11), 1514-1519.
- Dueñas, L., Ferrandis, R., Martinez, A., Candel, J., Arnau, F., y Villanueva, J. (2002). Application of biomechanics to the prevention of overload injuries in elite soccer players. *ISBS - Conference Proceedings Archive*, 1(1).
- Dufour, A. B., Broe, K. E., Nguyen, U.-S. D., Gagnon, D. R., Hillstrom, H. J., Walker, A. H., Kivell, E., et al. (2009). Foot pain: is current or past footwear a factor? *Arthritis Care & Research*, 61(10), 1352-1358.

Referencias bibliográficas

- Dunn, J. E., Link, C. L., Felson, D. T., Crincoli, M. G., Keysor, J. J., y McKinlay, J. B. (2004). Prevalence of foot and ankle conditions in a multiethnic community sample of older adults. *American journal of epidemiology*, 159(5), 491-498.
- DuVries, H. L. (1959). Surgery of the foot. *Academic Medicine*, 34(10), 1055.
- Dworkin, R. H., Backonja, M., Rowbotham, M. C., Allen, R. R., Argoff, C. R., Bennett, G. J., Bushnell, M. C., et al. (2003). Advances in neuropathic pain: diagnosis, mechanisms, and treatment recommendations. *Archives of neurology*, 60(11), 1524.
- Engen, T. (1988). Psychophysics. *Sensory Systems: II*, Readings from the Encyclopedia of Neuroscience (pp 104-106). Birkhäuser Boston.
- Espinosa, N., Brodsky, J. W., y Maceira, E. (2010). Metatarsalgia. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 18(8), 474-485.
- Etzioni, S., Chodosh, J., Ferrell, B. A., y MacLean, C. H. (2007). Quality indicators for pain management in vulnerable elders. *Journal of the American Geriatrics Society*, 55(s2), S403-S408.
- Evans, E. R., Rendell, M. S., Bartek, J. P., Bamisedun, O., Connor, S., y Giitter, M. (1992). Current Perception Thresholds in Ageing. *Age and Ageing*, 21(4), 273-279.
- Falkenstein, M., Yordanova, J., y Kolev, V. (2006). Effects of aging on slowing of motor-response generation. *International Journal of Psychophysiology*, 59(1), 22-29.
- Ferrell, B. A., Stein, W. M., y Beck, J. C. (2000). The Geriatric Pain Measure: validity, reliability and factor analysis. *Journal of the American Geriatrics Society*, 48(12), 1669-1673.
- Ferrell, B., Casarett, D., Epplin, J., Fine, P., Gloth, F. M., Herr, K., Katz, P., et al. (2002). The management of persistent pain in older persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 50, S205-S224.
- Fields, H. L., y Basbaum, A. I. (1978). Brainstem control of spinal pain-transmission neurons. *Annual review of physiology*, 40(1), 217-248.
- Fischer, A. A. (1986a). Pressure tolerance over muscles and bones in normal subjects. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 67(6), 406-409.
- Fischer, A. A. (1986b). Pressure threshold meter: its use for quantification of tender spots. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 67(11), 836-838.

Referencias bibliográficas

- Fischer, A. A. (1987a). Pressure algometry over normal muscles. Standard values, validity and reproducibility of pressure threshold. *Pain*, 30(1), 115-126.
- Fischer, A. A. (1987b). Reliability of the pressure algometer as a measure of myofascial trigger point sensitivity. *Pain*, 28(3), 411-414.
- Frampton, M. (2003). Experience assessment and management of pain in people with dementia. *Age and ageing*, 32(3), 248–251.
- Fransson-Hall, C., y Kilbom, Å. (1993). Sensitivity of the hand to surface pressure. *Applied Ergonomics*, 24(3), 181-189.
- Freeman, D. B. (2002). Corns and calluses resulting from mechanical hyperkeratosis. *American family physician*, 65(11), 2277-2280.
- Frey, C., Thompson, F., Smith, J., Sanders, M., y Horstman, H. (1993). American Orthopaedic Foot and Ankle Society women's shoe survey. *Foot & ankle*, 14(2), 78-81.
- Galer, B. S., Lipton, R. B., Kaplan, R., Kaplan, J. G., Arezzo, J., y Portenoy, R. K. (1991). Bilateral burning foot pain: monitoring of pain, sensation, and autonomic function during successful treatment with sympathetic blockade. *Journal of pain and symptom management*, 6(2), 92-97.
- García, A. C., Durá, J. V., Ramiro, J., Hoyos, J. V., y Vera, P. (1994). Dynamic study of insole materials simulating real loads. *Foot & ankle international. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 15(6), 311-323.
- García, F. (2011). Diabetes en las personas mayores y sus complicaciones. *Infogeriatría*, (2), 21-26.
- Garrow, A. P., Silman, A. J., y Macfarlane, G. J. (2004). The Cheshire Foot Pain and Disability Survey: a population survey assessing prevalence and associations. *Pain*, 110(1), 378–384.
- George, D. H. (1993). Management of hyperkeratotic lesions in the elderly patient. *Clinics in podiatric medicine and surgery*, 10(1), 69-77.
- Gerecz-Simon, E. M., Tunks, E. R., Heale, J. A., Kean, W. F., y Buchanan, W. W. (1989). Measurement of pain threshold in patients with rheumatoid arthritis, osteoarthritis, ankylosing spondylitis, and healthy controls. *Clinical rheumatology*, 8(4), 467-474.
- Van Gheluwe, B., y Dananberg, H. J. (2004). Changes in plantar foot pressure with in-shoe varus or valgus wedging. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 94(1), 1-11.

Referencias bibliográficas

- Giacomozzi, C., y Martelli, F. (2006). Peak pressure curve: an effective parameter for early detection of foot functional impairments in diabetic patients. *Gait & posture*, 23(4), 464-470.
- Gibbs, C. H., Karpinia, K., Moorhead, J. E., Maruniak, J. W., y Heins, P. J. (1999). An algometer for intraoral pain tolerance measurements. *Journal of neuroscience methods*, 88(2), 135-139.
- Gibson, S. J., y Farrell, M. (2004). A review of age differences in the neurophysiology of nociception and the perceptual experience of pain. *The Clinical journal of pain*, 20(4), 227–239.
- Gibson, S. J., y Helme, R. D. (2001). Age-related differences in pain perception and report. *Clinics in geriatric medicine*, 17(3), 433-456, v-vi.
- Gibson, S. J., y Lussier, D. (2012). Prevalence and Relevance of Pain in Older Persons. *Pain Medicine*, 13, S23–S26.
- Gil Gregorio, P., Moreno, A., Rodríguez, M. J., y Zarco, J. (2007). Manejo del dolor del anciano en Atención Primaria (estudio ADA). *Revista Clínica Española*, 207(4), 166–171.
- González, J., Garcia, A., Vivas, M., Ferrús, E., Alcántara, E., y Forner, A. (1999). A new portable method for the measurement of pressure discomfort threshold on the foot plant. *Fourth symposium of the Technical Group on Footwear Biomechanics*. 5–7 August 1999. Canmore, Canada. International Society of Biomechanics.
- Goonetilleke, R. S. (1998). Designing to minimize discomfort. *Ergonomics in Design: The Quarterly of Human Factors Applications*, 6(3), 12–19.
- Gorter, K. J., Kuyvenhoven, M. M., y de Melker, R. A. (2000). Nontraumatic foot complaints in older people. A population-based survey of risk factors, mobility, and well-being. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90(8), 397–402.
- Gorter, K., de Poel, S., de Melker, R., y Kuyvenhoven, M. (2001). Variation in diagnosis and management of common foot problems by GPs. *Family Practice*, 18(6), 569–573.
- Gravante, G., Pomara, F., Russo, G., Amato, G., Cappello, F., y Ridola, C. (2005). Plantar pressure distribution analysis in normal weight young women and men with normal and claw feet: a cross-sectional study. *Clinical anatomy (New York, N.Y.)*, 18(4), 245-250.
- Greenberg, L., y Davis, H. (1993). Foot problems in the US. The 1990 National Health Interview Survey. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 83(8), 475–483.

Referencias bibliográficas

- Greenspan, J. D., Craft, R. M., LeResche, L., Arendt-Nielsen, L., Berkley, K. J., Fillingim, R. B., Gold, M. S., *et al.* (2007). Studying sex and gender differences in pain and analgesia: a consensus report. *Pain*, 132, S26–S45.
- Grier, T. L., Knapik, J. J., Swedler, D., y Jones, B. H. (2011). Footwear in the United States Army Band: injury incidence and risk factors associated with foot pain. *Foot (Edinburgh, Scotland)*, 21(2), 60-65.
- Guldmond, N. A., Leffers, P., Nieman, F. H. M., Sanders, A. P., Schaper, N. C., y Walenkamp, G. H. I. M. (2006). Testing the proficiency to distinguish locations with elevated plantar pressure within and between professional groups of foot therapists. *BMC musculoskeletal disorders*, 7, 93.
- Guyton, A. C., Hall, J. E., y Moreno, M. J. (1964). *Tratado de fisiología médica*. Interamericana.
- Hamberg-van Reenen, H. H., van der Beek, A. J., Blatter, B. M., van der Grinten, M. P., van Mechelen, W., y Bongers, P. M. (2008). Does musculoskeletal discomfort at work predict future musculoskeletal pain? *Ergonomics*, 51(5), 637-648.
- Hastings, M. K., Mueller, M. J., Pilgram, T. K., Lott, D. J., Commean, P. K., y Johnson, J. E. (2007). Effect of metatarsal pad placement on plantar pressure in people with diabetes mellitus and peripheral neuropathy. *Foot & ankle international. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 28(1), 84-88.
- Hatala, K. G., Dingwall, H. L., Wunderlich, R. E., y Richmond, B. G. (2013). The relationship between plantar pressure and footprint shape. *Journal of human evolution*.
- Hawes, M. R., Sovak, D., Miyashita, M., Kang, S. J., Yoshihuku, Y., y Tanaka, S. (1994). Ethnic differences in forefoot shape and the determination of shoe comfort. *Ergonomics*, 37(1), 187-196.
- Hayda, R., Tremaine, M. D., Tremaine, K., Banco, S., y Teed, K. (1994). Effect of metatarsal pads and their positioning: a quantitative assessment. *Foot & ankle international. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 15(10), 561-566.
- Healy, A., Dunning, D. N., y Chockalingam, N. (2012). Effect of insole material on lower limb kinematics and plantar pressures during treadmill walking. *Prosthetics and orthotics international*, 36(1), 53-62.
- Helme, R. D., y Gibson, S. J. (2001). The epidemiology of pain in elderly people. *Clinics in geriatric medicine*, 17(3), 417-431, v.

- Hennig, E. M., y Breuing, D. (2007). The influence of obesity on the perception of touch and vibrotactile thresholds under the foot. *Proceedings of the 8th footwear biomechanics symposium. Taipei, Taiwan* (pp 27–29).
- Hennig, E. M., y Sterzing, T. (2009). Sensitivity Mapping of The Human Foot: Thresholds at 30 Skin Locations. *Foot & Ankle International*, 30(10), 986-991.
- Herr, K. A., Spratt, K., Mobily, P. R., y Richardson, G. (2004). Pain intensity assessment in older adults: use of experimental pain to compare psychometric properties and usability of selected pain scales with younger adults. *The Clinical journal of pain*, 20(4), 207–219.
- Hertzberg, H. T. E. (1972). *The Human Buttocks in Sitting: Pressures, Patterns, and Palliatives*,.
- Hill, C. L., Gill, T. K., Menz, H. B., y Taylor, A. W. (2008). Prevalence and correlates of foot pain in a population-based study: the North West Adelaide health study. *Journal of foot and ankle research*, 1(1), 2.
- Hillstrom, H. J., Song, J., Kraszewski, A. P., Hafer, J. F., Mootanah, R., Dufour, A. B., Chow, B. S., et al. (2013). Foot type biomechanics part 1: structure and function of the asymptomatic foot. *Gait & posture*, 37(3), 445-451.
- Hodge, M. C., Nathan, D., y Bach, T. M. (2009). Plantar pressure pain thresholds and touch sensitivity in rheumatoid arthritis. *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 30(1), 1-9.
- Hogeweg, J. A., Kuis, W., Oostendorp, R. A., y Helders, P. J. (1996). The influence of site of stimulation, age, and gender on pain threshold in healthy children. *Physical therapy*, 76(12), 1331-1339.
- Hogeweg, J. A., Langereis, M. J., Bernardis, A. T., Faber, J. A., y Helders, P. J. (1992). Algometry. Measuring pain threshold, method and characteristics in healthy subjects. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 24(2), 99-103.
- Höglund, H. C., Jeannot, E., Delmi, M., y Chastonay, P. (2011). [Non traumatic lesions of the foot, calluses and nails: socioeconomic impact of an unexplored issue]. *Revue médicale suisse*, 7(315), 2148-2152.
- Höhne, A., Stark, C., y Brüggemann, G.-P. (2009). Plantar pressure distribution in gait is not affected by targeted reduced plantar cutaneous sensation. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 24(3), 308-313.
- Hong, W.-H., Lee, Y.-H., Chen, H.-C., Pei, Y.-C., y Wu, C.-Y. (2005). Influence of heel height and shoe insert on comfort perception and biomechanical

Referencias bibliográficas

- performance of young female adults during walking. *Foot & ankle international. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 26(12), 1042-1048.
- Hsi, W.-L., Kang, J.-H., y Lee, X.-X. (2005). Optimum position of metatarsal pad in metatarsalgia for pressure relief. *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 84(7), 514-520.
- Hsiao, H., Guan, J., y Weatherly, M. (2002). Accuracy and precision of two in-shoe pressure measurement systems. *Ergonomics*, 45(8), 537-555. d
- Huang, H.-W., Wang, W.-C., y Lin, C.-C. K. (2010). Influence of age on thermal thresholds, thermal pain thresholds, and reaction time. *Journal of Clinical Neuroscience*, 17(6), 722-726.
- Huskisson, E. C. (1983). *Visual analogue scales* (Vol. 983). Pain measurement and assessment. New York: Raven Press.
- Ibuki, A., Cornoiu, A., Clarke, A., Unglik, R., y Beischer, A. (2010). The effect of orthotic treatment on midfoot osteoarthritis assessed using specifically designed patient evaluation questionnaires. *Prosthetics and orthotics international*, 34(4), 461-471.
- Inglis, J. T., Kennedy, P. M., Wells, C., y Chua, R. (2002). The role of cutaneous receptors in the foot. *Sensorimotor Control of Movement and Posture* (pp 111–117). Springer.
- Inman, V. T. (1976). *The joints of the ankle* (Vol. 177). Williams & Wilkins Baltimore.
- Jacox, A., Carr, D. B., y Payne, R. (1994). Management of cancer pain.
- Janin, M., y Dupui, P. (2009). The effects of unilateral medial arch support stimulation on plantar pressure and center of pressure adjustment in young gymnasts. *Neuroscience letters*, 461(3), 245-248.
- Jeng, C., Michelson, J., y Mizel, M. (2000). Sensory thresholds of normal human feet. *Foot & ankle international. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 21(6), 501-504.
- Jensen, R., Rasmussen, B. K., Pedersen, B., Lous, I., y Olesen, J. (1992). Cephalic muscle tenderness and pressure pain threshold in a general population. *Pain*, 48(2), 197-203.
- Le Johansson, L., Kjellberg, A., Kilbom, A., y Hagg, G. M. (1999). Perception of surface pressure applied to the hand. *Ergonomics*, 42(10), 1274–1282.

Referencias bibliográficas

- Johnson, S., Branthwaite, H., Naemi, R., y Chockalingam, N. (2012). The effect of three different toe props on plantar pressure and patient comfort. *Journal of foot and ankle research*, 5(1), 22.
- Jones, R. K., Chapman, G. J., Findlow, A. H., Forsythe, L., Parkes, M. J., Sultan, J., y Felson, D. T. (2013). A new approach to prevention of knee osteoarthritis: reducing medial load in the contralateral knee. *The Journal of rheumatology*, 40(3), 309-315.
- Kanatli, U., Yetkin, H., Simşek, A., Oztürk, A. M., Esen, E., y Beşli, K. (2008). [Pressure distribution patterns under the metatarsal heads in healthy individuals]. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica*, 42(1), 26-30.
- Kapandji, I. A. (1970). *Cuadernos de fisiología articular: Miembro inferior*. Toray-Masson.
- Kawabata, A., y Tokura, H. (1993). Effects of two kinds of sports shoes with different structure on thermoregulatory responses. *The Annals of physiological anthropology*, 12(3), 165-171.
- Keenan, A., Tennant, A., Fear, J., Emery, P., y Conaghan, P. G. (2006). Impact of multiple joint problems on daily living tasks in people in the community over age fifty-five. *Arthritis Care & Research*, 55(5), 757-764.
- Kelaher, D., Mirka, G. A., y Dudziak, K. Q. (2000). Effects of semi-rigid arch-support orthotics: an investigation with potential ergonomic implications. *Applied Ergonomics*, 31(5), 515-522.
- Kelly, A., y Winson, I. (1998). Use of ready-made insoles in the treatment of lesser metatarsalgia: a prospective randomized controlled trial. *Foot & ankle international. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 19(4), 217-220.
- Kernozek, T., y LaMott, E. (1995). Comparisons of plantar pressures between the elderly and young adults. *Gait & Posture*, 3(3), 143-148.
- Ko, S., Ling, S. M., Schreiber, C., Nesbitt, M., y Ferrucci, L. (2011). Gait patterns during different walking conditions in older adults with and without knee osteoarthritis--results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Gait & posture*, 33(2), 205-210.
- Kogler, G. F., Veer, F. B., Solomonidis, S. E., y Paul, J. P. (1999). The influence of medial and lateral placement of orthotic wedges on loading of the plantar aponeurosis. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 81(10), 1403-1413.
- Komi, E. R., Roberts, J. R., y Rothberg, S. J. (2008). Measurement and analysis of grip force during a golf shot. *Proceedings of the Institution of Mechanical*

Referencias bibliográficas

- Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 222(1), 23–35.
- Krumova, E. K., Geber, C., Westermann, A., y Maier, C. (2012). Neuropathic pain: is quantitative sensory testing helpful? *Current Diabetes Reports*, 12(4), 393–402.
- Kurz, B. (1994). The physiology of comfort. Presentado en SATRA - Conference.
- Laing, P. W., y Klenerman, L. (1991). The foot in diabetes. *The foot and its disorders. Blackwell Scientific, London*, 139–152.
- Lake, N. C. (1935). *The foot*. William Wood & Co.
- Landorf, B., y Menz, B. (2008). Plantar heel pain and fasciitis. *Clinical Evidence*, 2008.
- Landsman, A. S., y Sage, R. (1997). Off-loading neuropathic wounds associated with diabetes using an ankle-foot orthosis. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 87(8), 349-357.
- Lange, B., Chipchase, L., y Evans, A. (2004). The effect of low-Dye taping on plantar pressures, during gait, in subjects with navicular drop exceeding 10 mm. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 34(4), 201-209.
- Lautenbacher, S., Kunz, M., Strate, P., Nielsen, J., y Arendt-Nielsen, L. (2005). Age effects on pain thresholds, temporal summation and spatial summation of heat and pressure pain. *Pain*, 115(3), 410-418.
- Lautenbacher, S., y Rollman, G. B. (1993). Sex differences in responsiveness to painful and non-painful stimuli are dependent upon the stimulation method. *Pain*, 53(3), 255-264.
- Lee, K.-H., Lee, M.-H., Kim, H.-S., Kim, J.-H., y Chung, S.-C. (1994). Pressure Pain Thresholds [PPT] of Head and Neck Muscles in a Normal Population.
- Van der Leeden, M., Steultjens, M., Dekker, J. H. M., Prins, A. P. A., y Dekker, J. (2006). Forefoot joint damage, pain and disability in rheumatoid arthritis patients with foot complaints: the role of plantar pressure and gait characteristics. *Rheumatology (Oxford, England)*, 45(4), 465-469.
- Leveille, S. G., Bean, J., Bandeen-Roche, K., Jones, R., Hochberg, M., y Guralnik, J. M. (2002). Musculoskeletal pain and risk for falls in older disabled women living in the community. *Journal of the American Geriatrics Society*, 50(4), 671-678.

Referencias bibliográficas

- Leveille, S. G., Guralnik, J. M., Ferrucci, L., Hirsch, R., Simonsick, E., y Hochberg, M. C. (1998). Foot pain and disability in older women. *American journal of epidemiology*, 148(7), 657-665.
- Levine, F. M., y De Simone, L. L. (1991). The effects of experimenter gender on pain report in male and female subjects. *Pain*, 44(1), 69-72.
- Levy, D. M., Abraham, R. R., y Abraham, R. M. (1987). Small- and large-fiber involvement in early diabetic neuropathy: a study with the medial plantar response and sensory thresholds. *Diabetes care*, 10(4), 441-447.
- Lidtke, R. H., Muehleman, C., Kwasny, M., y Block, J. A. (2010). Foot center of pressure and medial knee osteoarthritis. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 100(3), 178-184.
- Liniger, C., Albeanu, A., Moody, J. F., Richez, J., Bloise, D., y Assal, J. P. (1991). The Thermocross: a simple tool for rapid assessment of thermal sensation thresholds. *Diabetes research and clinical practice*, 12(1), 25-33.
- Lobet, S., Detrembleur, C., Lantin, A.-C., Haenecour, L., y Hermans, C. (2012). Functional impact of custom-made foot orthoses in patients with haemophilic ankle arthropathy. *Haemophilia: the official journal of the World Federation of Hemophilia*, 18(3), e227-235.
- Maeda, L., Ono, M., Koyama, T., Oshiro, Y., Sumitani, M., Mashimo, T., y Shibata, M. (2011). Human brain activity associated with painful mechanical stimulation to muscle and bone. *Journal of anaesthesia*, 25(4), 523-530.
- Main, C. J., y Spanswick, C. C. (2000). *Pain management*. Churchill Livingstone.
- Maly, M. R. (2008). Abnormal and cumulative loading in knee osteoarthritis. *Current opinion in rheumatology*, 20(5), 547-552.
- Mandato, M. G., y Nester, E. (1999). The effects of increasing heel height on forefoot peak pressure. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 89(2), 75-80.
- Manson, J. E. (2010). Pain: sex differences and implications for treatment. *Metabolism*, 59, S16-S20.
- Marini, I., Bortolotti, F., Bartolucci, M. L., Inelmen, E. M., Gatto, M. R., y Bonetti, G. A. (2012). Aging effect on pressure pain thresholds of head and neck muscles. *Aging clinical and experimental research*, 24(3), 239-244.
- Martínez-Nova, A., Sánchez-Rodríguez, R., Leal-Muro, A., y Pedrera-Zamorano, J. D. (2011). Dynamic plantar pressure analysis and midterm outcomes in percutaneous correction for mild hallux valgus. *Journal of orthopaedic*

Referencias bibliográficas

- research: official publication of the Orthopaedic Research Society, 29(11), 1700-1706.
- Martínez-Nova, A., Sánchez-Rodríguez, R., Leal-Muro, A., Sánchez-Barrado, E., y Pedrera-Zamorano, J. D. (2008). Percutaneous distal soft tissue release-akin procedure, clinical and podobarometric assessment with the BioFoot in-shoe system: a preliminary report. *Foot & ankle specialist*, 1(4), 222-230.
- Martínez-Nova, A., Sánchez-Rodríguez, R., Pérez-Soriano, P., Llana-Belloch, S., Leal-Muro, A., y Pedrera-Zamorano, J. D. (2010). Plantar pressures determinants in mild Hallux Valgus. *Gait & posture*, 32(3), 425-427.
- Mateos, C. B. (2005). Protocolo diagnóstico de talalgia. *Medicine*, 9(32), 2145–2147.
- Mayer, D. J., y Liebeskind, J. C. (1974). Pain reduction by focal electrical stimulation of the brain: an anatomical and behavioral analysis. *Brain Research*, 68(1), 73–93.
- McGrath, P. A. (1990). *Pain in children: Nature, assessment, and treatment*. Guilford Press New York.
- McKendall, M. J., y Haier, R. J. (1983). Pain sensitivity and obesity. *Psychiatry Research*, 8(2), 119–125.
- McPoil, T. G., y Cornwall, M. W. (2006). Plantar tactile sensory thresholds in healthy men and women. *The Foot*, 16(4), 192-197.
- Meeus, M., y Nijs, J. (2007). Central sensitization: a biopsychosocial explanation for chronic widespread pain in patients with fibromyalgia and chronic fatigue syndrome. *Clinical rheumatology*, 26(4), 465–473.
- Mejjad, O., Vittecoq, O., Pouplin, S., Grassin-Delyle, L., Weber, J., y Le Loët, X. (2004). Foot orthotics decrease pain but do not improve gait in rheumatoid arthritis patients. *Joint Bone Spine*, 71(6), 542–545.
- Melzack, R. (1975). The McGill Pain Questionnaire: major properties and scoring methods. *Pain*, 1(3), 277–299.
- Melzack, R., y Wall, P. D. (1968). Gate control theory of pain. *Pain*, 11–31.
- Menant, J. C., Steele, J. R., Menz, H. B., Munro, B. J., y Lord, S. R. (2008). Optimizing footwear for older people at risk of falls. *Journal of rehabilitation research and development*, 45(8), 1167-1181.
- Menz, H. B., y Lord, S. R. (2001). Foot pain impairs balance and functional ability in community-dwelling older people. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91(5), 222-229.

Referencias bibliográficas

- Menz, H. B., y Morris, M. E. (2005). Footwear Characteristics and Foot Problems in Older People. *Gerontology*, 51(5), 346-351.
- Menz, H. B., Morris, M. E., y Lord, S. R. (2005). Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 60(12), 1546–1552.
- Menz, H. B., Tiedemann, A., Kwan, M. M. S., Plumb, K., y Lord, S. R. (2006). Foot pain in community-dwelling older people: an evaluation of the Manchester Foot Pain and Disability Index. *Rheumatology*, 45(7), 863-867.
- Merskey, H. (1986). International Association for the Study of Pain, Subcommittee on Taxonomy, chronic pain syndromes and definitions of pain terms. *Pain, Suppl*, 3, S1–S226.
- Merskey, H. B., y Bogduk, N. (1994). The International Association for the Study of Pain (Task Force on Taxonomy). *Classification of chronic pain: Descriptions of chronic pain syndromes and definitions of pain terms*.
- Messing, K., y Kilbom, A. (2001). Standing and very slow walking: foot pain-pressure threshold, subjective pain experience and work activity. *Applied ergonomics*, 32(1), 81-90.
- Meyer, P. F., Oddsson, L. I. E., y De Luca, C. (2004). The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Experimental Brain Research*, 156(4), 505-512.
- Mickle, K. J., Munro, B. J., Lord, S. R., Menz, H. B., y Steele, J. R. (2010). Foot pain, plantar pressures, and falls in older people: a prospective study. *Journal of the American Geriatrics Society*, 58(10), 1936-1940.
- Mickle, K. J., Munro, B. J., y Steele, J. R. (2007). Soft tissue thickness, plantar sensation and foot pain: what is the effect of obesity on the older foot. *Proceedings of the 8th footwear biomechanics symposium. Taipei, Taiwan* (pp 27–29).
- Mickle, K. J., Steele, J. R., y Munro, B. J. (2006). Does excess mass affect plantar pressure in young children? *International journal of pediatric obesity: IJPO: an official journal of the International Association for the Study of Obesity*, 1(3), 183-188.
- Miller, J. E., Nigg, B. M., Liu, W., Stefanyshyn, D. J., y Nurse, M. A. (2000). Influence of foot, leg and shoe characteristics on subjective comfort. *Foot & Ankle International*, 21(9), 759–767.

Referencias bibliográficas

- Mills, K., Blanch, P., y Vicenzino, B. (2010). Identifying clinically meaningful tools for measuring comfort perception of footwear. *Medicine and science in sports and exercise*, 42(10), 1966-1971.
- Mogil, J. S., y Chanda, M. L. (2005). The case for the inclusion of female subjects in basic science studies of pain. *Pain*, 117(1), 1-5.
- Monteiro, M., Gabriel, R., Aranha, J., Neves e Castro, M., Sousa, M., y Moreira, M. (2010). Influence of obesity and sarcopenic obesity on plantar pressure of postmenopausal women. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 25(5), 461-467.
- Morag, E., y Cavanagh, P. R. (1999). Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *Journal of biomechanics*, 32(4), 359-370.
- Morton, D. J. (1936). THE HUMAN FOOT: Its Evolution, Physiology and Functional Disorders. *The American Journal of the Medical Sciences*, 191(3), 422.
- Motooka, T., Tanaka, H., Ide, S., Mawatari, M., y Hotokebuchi, T. (2012). Foot pressure distribution in patients with gonarthrosis. *Foot (Edinburgh, Scotland)*, 22(2), 70-73.
- Murphy, D. F., Beynon, B. D., Michelson, J. D., y Vacek, P. M. (2005). Efficacy of plantar loading parameters during gait in terms of reliability, variability, effect of gender and relationship between contact area and plantar pressure. *Foot & ankle international. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 26(2), 171-179.
- Murray, H. J., Young, M. J., Hollis, S., y Boulton, A. J. (1996). The association between callus formation, high pressures and neuropathy in diabetic foot ulceration. *Diabetic medicine: a journal of the British Diabetic Association*, 13(11), 979-982.
- Nakata, M., Hagner, I. M., y Jonsson, B. (1993). Trapezius muscle pressure pain threshold and strain in the neck and shoulder regions during repetitive light work. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 25(3), 131-137.
- Nass, D., Hennig, E. M., y Van Treenk, R. (1999). The thickness of the heel pad loaded by bodyweight in obese and normal weight adults. *Women*, 49, 6.
- Navarro, X., y Kennedy, W. R. (1991). Evaluation of thermal and pain sensitivity in type I diabetic patients. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, 54(1), 60-64.
- Netter, F. H. (2008). *Netter-Atlas de Anatomia Humana*. Elsevier Brasil.

Referencias bibliográficas

- Nguyen, M., Henniges, W., Lobisch, M., Reifert, S., Larbig, M., Pfützner, A., y Forst, T. (2004). Evaluation of SET--a new device for the measurement of pain perception in comparison to standard measures of diabetic neuropathy. *Diabetes technology & therapeutics*, 6(5), 601-606.
- NHANES III. (1996). Third National Health and Nutrition Examination Survey. US Department of Health and Human Sciences. Springfield.
- Nicolopoulos, C. S., Scott, B. W., y Giannoudis, P. V. (2000). Biomechanical basis of foot orthotic prescription. *Current Orthopaedics*, 14(6), 464-469.
- Nigg, B. M. (1986). *Biomechanics of running shoes*. Champaign, Ill.: Human Kinetics Publishers.
- Nigg, B. M. (2001). The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clinical journal of sport medicine*, 11(1), 2-9.
- Nigg, B. M., y Bahlsen, H. A. (1988). Influence of heel flare and midsole construction on pronation, supination, and impact forces for heel-toe running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 4(3), 205-219.
- Nijs, J., Van Houdenhove, B., y Oostendorp, R. A. (2010). Recognition of central sensitization in patients with musculoskeletal pain: Application of pain neurophysiology in manual therapy practice. *Manual Therapy*, 15(2), 135-141.
- Nurse, M. A., Hulliger, M., Wakeling, J. M., Nigg, B. M., y Stefanyshyn, D. J. (2005). Changing the texture of footwear can alter gait patterns. *Journal of electromyography and kinesiology*, 15(5), 496-506.
- Nurse, M. A., y Nigg, B. M. (1999). Quantifying a relationship between tactile and vibration sensitivity of the human foot with plantar pressure distributions during gait. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 14(9), 667-672.
- Nurse, M. A., y Nigg, B. M. (2001). The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 16(9), 719-727.
- Nyska, M., McCabe, C., Linge, K., Laing, P., y Klenerman, L. (1995). Effect of the shoe on plantar foot pressures. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 66(1), 53-56.
- Okifuji, A., Bradshaw, D. H., y Olson, C. (2009). Evaluating obesity in fibromyalgia: neuroendocrine biomarkers, symptoms, and functions. *Clinical rheumatology*, 28(4), 475-478.

Referencias bibliográficas

- Otter, S. J., Lucas, K., Springett, K., Moore, A., Davies, K., Cheek, L., Young, A., *et al.* (2010). Foot pain in rheumatoid arthritis prevalence, risk factors and management: an epidemiological study. *Clinical rheumatology*, 29(3), 255–271.
- Palluel, E., Nougier, V., y Olivier, I. (2008). Do spike insoles enhance postural stability and plantar-surface cutaneous sensitivity in the elderly? *Age (Dordrecht, Netherlands)*, 30(1), 53-61.
- Parapar, C., Fernández, J., Rey, J., y Ruiz, M. (2011). *Informe de la I+D+i sobre envejecimiento*. Fundación General CSIC.
- Payne, C., Oates, M., y Noakes, H. (2003). Static stance response to different types of foot orthoses. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 93(6), 492-498.
- Perkins, P. (1993, noviembre). Comfort workshop. *SATRA bulletin*, 154-157.
- Perry, S. D. (2006). Evaluation of age-related plantar-surface insensitivity and onset age of advanced insensitivity in older adults using vibratory and touch sensation tests. *Neuroscience letters*, 392(1-2), 62-67.
- Persson, A. L., Brogårdh, C., y Sjölund, B. H. (2004). Tender or not tender: test-retest repeatability of pressure pain thresholds in the trapezius and deltoid muscles of healthy women. *Journal of rehabilitation medicine: official journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*, 36(1), 17-27.
- Pfeffer, G., Bacchetti, P., Deland, J., Lewis, A., Anderson, R., Davis, W., Alvarez, R., *et al.* (1999). Comparison of custom and prefabricated orthoses in the initial treatment of proximal plantar fasciitis. *Foot & ankle international. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 20(4), 214-221.
- Pham, T., Maillefert, J.-F., Hudry, C., Kieffert, P., Bourgeois, P., Lechevalier, D., y Dougados, M. (2004). Laterally elevated wedged insoles in the treatment of medial knee osteoarthritis. A two-year prospective randomized controlled study. *Osteoarthritis and cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society*, 12(1), 46-55.
- Phethean, J., y Nester, C. (2012). The influence of body weight, body mass index and gender on plantar pressures: results of a cross-sectional study of healthy children's feet. *Gait & posture*, 36(2), 287-290.
- Platto, M. J., O'Connell, P. G., Hicks, J. E., Gerber, L. H., y others. (1991). The relationship of pain and deformity of the rheumatoid foot to gait and an index of functional ambulation. *The Journal of rheumatology*, 18(1), 38.

Referencias bibliográficas

- Pochat, A., Juárez, C., Menguella, D., y Graziano, J. (1990). Talalgias posteriores. (Vol. Tomo 1, pp 127-129). Presentado en Actas y trabajos de la Soc Arg de Medicina y Cirugía del pie.
- Pradalier, A., Willer, J.-C., Boureau, F., y Dry, J. (1981). Relationship between pain and obesity: an electrophysiological study. *Physiology & Behavior*, 27(6), 961–964.
- Prichasuk, S., y Subhadrabandhu, T. (1994). The relationship of pes planus and calcaneal spur to plantar heel pain. *Clinical orthopaedics and related research*, (306), 192-196.
- Ramiro, J., y *et al.* (1995). *Guía de recomendaciones para el diseño de calzado*. Instituto de Biomecánica.
- Ramzan, I., Wong, B. K., y Corcoran, G. B. (1993). Pain sensitivity in dietary-induced obese rats. *Physiology & behavior*, 54(3), 433–435.
- Rano, J. A., Fallat, L. M., y Savoy-Moore, R. T. (2001). Correlation of heel pain with body mass index and other characteristics of heel pain. *The Journal of foot and ankle surgery: official publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons*, 40(6), 351-356.
- Rao, S., Baumhauer, J. F., y Nawoczenski, D. A. (2011). Is barefoot regional plantar loading related to self-reported foot pain in patients with midfoot osteoarthritis. *Osteoarthritis and cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society*, 19(8), 1019-1025.
- Raymond, N. C., de Zwaan, M., Faris, P. L., Nugent, S. M., Ackard, D. M., Crosby, R. D., y Mitchell, J. E. (1995). Pain thresholds in obese binge-eating disorder subjects. *Biological Psychiatry*, 37(3), 202–204.
- Rendell, M. S., Dovgan, D. J., Bergman, T. F., O'Donnell, G. P., Drobny, E. P., y Katims, J. J. (1989). Mapping diabetic sensory neuropathy by current perception threshold testing. *Diabetes care*, 12(9), 636-640.
- Riley III, J. L., Robinson, M. E., Wise, E. A., Myers, C. D., y Fillingim, R. B. (1998). Sex differences in the perception of noxious experimental stimuli: a meta-analysis. *Pain*, 74(2), 181–187.
- Riskowski, J., Dufour, A. B., y Hannan, M. T. (2011). Arthritis, Foot Pain & Shoe Wear: Current Musculoskeletal Research on Feet. *Current opinion in rheumatology*, 23(2), 148-155.
- Rissanen, S., y Rintamäki, H. (1997). Thermal responses and physiological strain in men wearing impermeable and semipermeable protective clothing in the cold. *Ergonomics*, 40(2), 141-150.

Referencias bibliográficas

- Robbins, S E, A M Hanna, and G J Gouw. 1988. "Overload Protection: Avoidance Response to Heavy Plantar Surface Loading." *Medicine and Science in Sports and Exercise* 20 (1) (February): 85–92.
- Robbins, Steven E., A. M. Hanna, and L. Jones. 1988. "Sensory Attenuation Induced by Modern Athletic Footwear." *Journal of Testing and Evaluation* 16 (4): 412–6.
- Rolke, R., Baron, R., Maier, C., Tölle, T. R., Treede, R. D., Beyer, A., Binder, A., *et al.* (2006). Quantitative sensory testing in the German Research Network on Neuropathic Pain (DFNS): standardized protocol and reference values. *Pain*, 123(3), 231–243.
- Rolke, R., Campbell, K. A., Magerl, W., y Treede, R.-D. (2005). Deep pain thresholds in the distal limbs of healthy human subjects. *European Journal of Pain*, 9(1), 39–48.
- Rome, K., y Webb, P. (2000). Development of a clinical instrument to measure heel pad indentation. *Clinical Biomechanics*, 15(4), 298-300.
- Rose, N. E., Feiwel, L. A., y Cracchiolo, A., 3rd. (1992). A method for measuring foot pressures using a high resolution, computerized insole sensor: the effect of heel wedges on plantar pressure distribution and center of force. *Foot & ankle*, 13(5), 263-270.
- Rosenbaum, D., Hautmann, S., Gold, M., y Claes, L. (1994). Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. *Gait & Posture*, 2(3), 191-197.
- Rosenbaum, D., Schmiegel, A., Meermeier, M., y Gaubitz, M. (2006). Plantar sensitivity, foot loading and walking pain in rheumatoid arthritis. *Rheumatology*, 45(2), 212–214.
- Rouhani, H., Favre, J., Crevoisier, X., y Aminian, K. (2010). Ambulatory assessment of 3D ground reaction force using plantar pressure distribution. *Gait & posture*, 32(3), 311-316.
- Ruiz Adana, R., y Elipe, P. (1998). El anciano en Atención primaria. *Atencion al Anciano en el medio Sanitario. Editores Medicos. Madrid*, 47–57.
- Salthouse, T. A., y Berish, D. E. (2005). Correlates of within-person (across-occasion) variability in reaction time. *Neuropsychology*, 19(1), 77–87.
- Sandrini, G., Antonaci, F., Pucci, E., Bono, G., y Nappi, G. (1994). Comparative study with EMG, pressure algometry and manual palpation in tension-type headache and migraine. *Cephalalgia: an international journal of headache*, 14(6), 451-457; discussion 394-395.

- Schaff, P., y Hauser, W. (1987). [Measuring pressure distribution on the human tibia in ski boots]. *Sportverletzung Sportschaden: Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin*, 1(3), 118-129.
- Schenk, P., Laeubli, T., y Klipstein, A. (2007). Validity of pressure pain thresholds in female workers with and without recurrent low back pain. *European spine journal: official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 16(2), 267-275.
- Schiffman, H. R. (2001). *La percepción sensorial*. Limusa.
- Schlee, G., Reckmann, D., y Milani, T. L. (2012). Whole body vibration training reduces plantar foot sensitivity but improves balance control of healthy subjects. *Neuroscience letters*, 506(1), 70-73.
- Schlee, G., Sterzing, T., y Milani, T. L. (2009). Foot sole skin temperature affects plantar foot sensitivity. *Clinical Neurophysiology*, 120(8), 1548-1551.
- Schuster, J., Coetzee, J. C., y Stovitz, S. D. (2009). Foot pain: biomechanical basics as a guide for assessment and treatment. *The Physician and sportsmedicine*, 37(2), 80-86.
- Scott, G., Menz, H. B., y Newcombe, L. (2007). Age-related differences in foot structure and function. *Gait & posture*, 26(1), 68-75.
- Shackel, B., Chidsey, K. D., y Shipley, P. (1969). The Assessment of Chair Comfort. *Ergonomics*, 12(2), 269-306.
- Shrout, P. E., y Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull*, 86(2), 420-428.
- Slater, K. (1985). *Human comfort*. CC Thomas.
- Snow, A. L., O'Malley, K. J., Cody, M., Kunik, M. E., Ashton, C. M., Beck, C., Bruera, E., et al. (2004). A conceptual model of pain assessment for noncommunicative persons with dementia. *The Gerontologist*, 44(6), 807-817.
- Snow, R. E., Williams, K. R., y Holmes, G. B. (1992). The effects of wearing high heeled shoes on pedal pressure in women. *Foot & ankle*, 13(2), 85-92.
- Snyder-Mackler, L. (2011). Lateral wedge insoles worn for 12 months provided no symptomatic or structural benefit for people with medial knee osteoarthritis. *Journal of physiotherapy*, 57(3), 195.
- Society, A. G., Society, G., Of, A. A., y On Falls Prevention, O. S. P. (2001). Guideline for the Prevention of Falls in Older Persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 49(5), 664-672.

Referencias bibliográficas

- Speksnijder, C. M., Moonen, S. A., Walenkamp, G. H. I. M., y others. (2005). The higher the heel the higher the forefoot-pressure in ten healthy women. *The foot*, 15(1), 17–21.
- Staud, R., Craggs, J. G., Robinson, M. E., Perlstein, W. M., y Price, D. D. (2007). Brain activity related to temporal summation of C-fiber evoked pain. *Pain*, 129(1-2), 130.
- Stolwijk, N. M., Louwerens, J. W. K., Nienhuis, B., Duysens, J., y Keijsers, N. L. W. (2011). Plantar pressure with and without custom insoles in patients with common foot complaints. *Foot & ankle international. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 32(1), 57-65.
- Syed, N., Karvannan, H., Maiya, A. G., Binukumar, B., Prem, V., y Chakravarty, R. D. (2012). Plantar pressure distribution among asymptomatic individuals: a cross-sectional study. *Foot & ankle specialist*, 5(2), 102-106.
- Syed, N., Maiya, A. G., Hanifa, N., y Goud, S. (2012). Plantar pressures in diabetes with no known neuropathy. *Journal of diabetes*.
- Tait, R. C., Pollard, C. A., Margolis, R. B., Duckro, P. N., y Krause, S. J. (1987). The Pain Disability Index: psychometric and validity data. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 68(7), 438.
- Thomas, E., Peat, G., Harris, L., Wilkie, R., y Croft, P. R. (2004). The prevalence of pain and pain interference in a general population of older adults: cross-sectional findings from the North Staffordshire Osteoarthritis Project. *Pain*, 110(1-2), 361-368.
- Thomas, V., Patil, K., Radhakrishnan, N., Narayanamurthy, V., y Parivalavan, R. (2003). The Role of Skin Hardness, Thickness, and Sensory Loss on Standing Foot Power in the Development of Plantar Ulcers in Patients with Diabetes Mellitus—A Preliminary Study, 2(3), 132-9.
- Thoolen, M., Ryan, T. J., y Bristow, I. (2000). A study of the skin of the sole of the foot using high-frequency ultrasonography and histology. *The Foot*, 10(1), 14-17.
- Thorp, L. E., Wimmer, M. A., y Sumner, D. R. (2007). Custom shoe inserts induce beneficial long-term gait adaptations in medial knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum*, 56, S120.
- Tong, J. W. K., Acharya, U. R., Chua, K. C., y Tan, P. H. (2011). In-shoe Plantar Pressure Distribution in Nonneuropathic Type 2 Diabetic Patients in Singapore. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 101(6), 509-516.

Referencias bibliográficas

- Tsai, W. C., Wang, C. L., Hsu, T. C., Hsieh, F. J., y Tang, F. T. (1999). The mechanical properties of the heel pad in unilateral plantar heel pain syndrome. *Foot & ankle international. / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 20(10), 663-668.
- Turgut, A., Göktürk, E., Köse, N., Seber, S., Hazer, B., y Günal, I. (1999). The relationship of heel pad elasticity and plantar heel pain. *Clinical orthopaedics and related research*, (360), 191-196.
- Uedelhoven, W. H., y Kurz, B. (1998). Reliable prediction of climatic wearing comfort using improved simulation techniques. *The 8th International Conference on Environmental Ergonomics*.
- Unruh, A. M. (1996). Gender variations in clinical pain experience. *Pain*, 65(2), 123-167.
- Vatine, J. J., Shapira, S. C., Magora, F., Adler, D., y Magora, A. (1993). Electronic pressure algometry of deep pain in healthy volunteers. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 74(5), 526-530.
- Vaughan, B., McLaughlin, P., y Gosling, C. (2007). Validity of an electronic pressure algometer. *International Journal of Osteopathic Medicine*, 10(1), 24-28.
- Vázquez Arce, M. I., Núñez-Cornejo Palomares, C., Pérez Torres, A., Juliá Mollá, C., González Puig, L., y Núñez-Cornejo Piquer, C. (2010). Efecto de las plantillas conformadas en pacientes con algias plantares. *Rehabilitación*, 44(1), 46-52.
- Viladot, A. (2001). *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Springer.
- Viladot, A., y others. (2003). Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie. *Revista Española de Reumatología*, 30(09), 469.
- Waldecker, U. (2002). Metatarsalgia in hallux valgus deformity: a pedographic analysis. *The Journal of foot and ankle surgery: official publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons*, 41(5), 300-308.
- Walton, D. M., Macdermid, J. C., Nielson, W., Teasell, R. W., Nailor, T., y Maheu, P. (2011). A descriptive study of pressure pain threshold at 2 standardized sites in people with acute or subacute neck pain. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 41(9), 651-657.
- Wang, T.-Y., y Lin, S.-I. (2008). Sensitivity of plantar cutaneous sensation and postural stability. *Clinical biomechanics*, 23(4), 493-499.

Referencias bibliográficas

- Watson, P. J., Latif, R. K., y Rowbotham, D. J. (2005). Ethnic differences in thermal pain responses: a comparison of South Asian and White British healthy males. *Pain*, 118(1-2), 194-200.
- White, E. G., y Mulley, G. P. (1989). Footcare for very elderly people: a community survey. *Age and ageing*, 18(4), 275–278.
- Whittle, M., Orofino, T., y Miller, K. (1994). Technical approach to characterization of perceived comfort of walking surfaces. *Gait & Posture*, 2(2), 129-133.
- Whittle, M. W., Orofino, T. A., y Miller, K. (1993). Relationship between Mechanical Properties of Carpet and comfort in Walking. *Journal of Biomechanics*, 26(3), 323.
- Wiesenfeld-Hallin, Z. (2005). Sex differences in pain perception. *Gender Medicine*, 2(3), 137–145.
- Wiggermann, N. E., Werner, R. A., y Keyserling, W. M. (2012). The effect of prolonged standing on touch sensitivity threshold of the foot: a pilot study. *PM & R: the journal of injury, function, and rehabilitation*, 4(2), 117-122.
- Wilson, M., y Gilbert, S. (1993, enero). Underfoot comfort. *SATRA bulletin*, 8-9.
- Witana, C. P., Goonetilleke, R. S., Xiong, S., y Au, E. Y. L. (2009). Effects of surface characteristics on the plantar shape of feet and subjects' perceived sensations. *Applied Ergonomics*, 40(2), 267–279.
- Wrobel, J. S., Birkmeyer, N. J., Dercoli, J. L., y Connolly, J. E. (2003). Do clinical examination variables predict high plantar pressures in the diabetic foot? *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 93(5), 367-372.
- Wylde, V., Palmer, S., Learmonth, I. D., y Dieppe, P. (2012). Somatosensory abnormalities in knee OA. *Rheumatology*, 51(3), 535–543.
- Xiong, S., Goonetilleke, R. S., y Jiang, Z. (2011). Pressure thresholds of the human foot: measurement reliability and effects of stimulus characteristics. *Ergonomics*, 54(3), 282-293.
- Xiong, S., Goonetilleke, R. S., Rodrigo, W. D. A. S., y Zhao, J. (2013). A model for the perception of surface pressure on human foot. *Applied ergonomics*, 44(1), 1-10.
- Xiong, S., Goonetilleke, R. S., Witana, C. P., y Rodrigo, W. D. A. S. (2010). An indentation apparatus for evaluating discomfort and pain thresholds in conjunction with mechanical properties of foot tissue in vivo. *Journal of rehabilitation research and development*, 47(7), 629-641.

Referencias bibliográficas

- Xiong, S., y Goonetilleke, R.S. (2009). Pressure thresholds on the foot of young healthy adults: measuring reliability and foot sensitivity. Presentado en 17th world congress on ergonomics, IEA 2009, Beijing, China.
- Yavuz, M., Hetherington, V. J., Botek, G., Hirschman, G. B., Bardsley, L., y Davis, B. L. (2009). Forefoot plantar shear stress distribution in hallux valgus patients. *Gait & posture*, 30(2), 257-259.
- Ylinen, J., Nykänen, M., Kautiainen, H., y Häkkinen, A. (2007). Evaluation of repeatability of pressure algometry on the neck muscles for clinical use. *Manual therapy*, 12(2), 192-197.
- Yung-Hui, L., y Wei-Hsien, H. (2005). Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. *Applied ergonomics*, 36(3), 355-362.
- Zahorska-Markiewicz, B., Kucio, C., y Pyszkowska, J. (1983). Obesity and pain. *Human nutrition. Clinical nutrition*, 37(4), 307.
- Zahorska-Markiewicz, B., Zych, P., y Kucio, C. (1988). Pain sensitivity in obesity. *Acta Physiologica Polonica*, 39(3), 183.
- Zambudio, R. (2009). órtesis y ayudas técnicas. *Editorial Elsevier Masson*.
- Zarit, S. H., Griffiths, P. C., y Berg, S. (2004). Pain perceptions of the oldest old: a longitudinal study. *The Gerontologist*, 44(4), 459-468.
- Zhang, L., Helander, M. G., y Drury, C. G. (1996). Identifying Factors of Comfort and Discomfort in Sitting. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 38(3), 377-389.
- Ziegler, D., Mayer, P., y Gries, F. A. (1988). Evaluation of thermal, pain, and vibration sensation thresholds in newly diagnosed type 1 diabetic patients. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, 51(11), 1420-1424.
- Zuijderduin, W. M., y Dekker, J. (1996). Diagnoses and interventions in podiatry. *Disability & Rehabilitation*, 18(1), 27-34.
- Zwaard, B. C., Elders, P. J., Knol, D. L., Gorter, K. J., Peeraer, L., Windt, D., y Horst, H. E. (2011). Treatment of forefoot problems in older people: study protocol for a randomised clinical trial comparing podiatric treatment to standardised shoe advice.

ANEXOS

VIII. ANEXOS

ANEXO I

PROPUESTA DE PROYECTO ENVIADA AL COMITÉ ÉTICO DE LA UNIVERSITAT DE VALENCIA EN LA QUE SE INCLUYEN EL CONSENTIMIENTO INFORMADO DEL SUJETO, SU CONSENTIMIENTO PARA EL USO DE LA IMAGEN Y EL COMPROMISO DE CONFIDENCIALIDAD DE LOS DATOS.

Estimado Sr./Sra.:

Este estudio tiene como objetivo estudiar los umbrales de tolerancia a las presiones plantares y su relación con factores como el sexo, la obesidad y las presiones durante la marcha.

Solicitamos su colaboración para:

- Medición de su tolerancia a las presiones plantares mediante un dinamómetro.
- Análisis de las presiones plantares durante la marcha con unas plantillas instrumentadas

El tiempo total para estas mediciones comprende 2 días de medición, 1 hora aproximada para cada día.

La participación en este estudio no supone ningún perjuicio ni ningún riesgo para su salud.

Su participación en este estudio no es obligatoria, puede renunciar a participar en el en cualquier momento, sin ninguna justificación y sin que dicha decisión tenga consecuencia alguna.

Anexos

En caso de participar, sus datos personales se mantendrán en la confidencialidad durante todo el estudio y tras el mismo, en estricto cumplimiento de la Ley Orgánica 15/1999, del 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal.

He leído detenidamente este Consentimiento Informado, he preguntado a la fisioterapeuta responsable de mi valoración todas las dudas y cuestiones que he estimado pertinentes y he sido respondido satisfactoriamente, por lo que presto mi consentimiento para ser incluido / a en este estudio.

D./D^a. : _____ con DNI: _____

Fecha: _____

Firma:

CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA EL USO DE LA IMAGEN

D./D^a _____

con DNI _____

De acuerdo con lo establecido en la Ley Orgánica 15/1999 de Protección de datos de Carácter Personal, autorizo a que mi imagen durante la realización del estudio consistente en la medición de la tolerancia a las presiones plantares y de las presiones plantares durante la marcha pueda ser utilizada para la difusión científica o para la enseñanza en la universidad.

COMPROMISO DE CONFIDENCIALIDAD DE DATOS:

INVESTIGADORA PRINCIPAL: LIRIOS DUEÑAS MOSCARDÓ	NPI: I4314
DEPARTAMENT DE FISIOTERÀPIA-UNIVERSITAT DE VALÈNCIA	
CENTRO: FACULTAT DE FISIOTERÀPIA	
TÍTULO DEL PROYECTO: "Estudio del umbral de disconfort a la presión frente a las presiones plantares en el pie de las personas mayores."	

La gestión de datos cumplirá con los requisitos legales nacionales en materia de información privada según dicta la Ley Orgánica 15/1999 de 13 de diciembre de Protección de Datos de Carácter Personal.

La investigadora principal será titular de los datos personales recogidos durante el estudio, de acuerdo con el siguiente punto:

- Los datos recogidos relativos a los sujetos que participan en el estudio, serán los siguientes:
 - Datos personales.
 - Resultados del registro de: tolerancia a las presiones plantares y presiones plantares durante la marcha.
 - Consentimiento informado.
 - Imágenes destinadas exclusivamente a la difusión científica o para la enseñanza en la universidad

PROCEDIMIENTO PARA EL MANEJO DE DATOS:

La gestión y distribución de los datos personales, registros de medida, consentimientos informados e imágenes será llevada a cabo por la investigadora principal, la cual asignará un código a cada sujeto y custodiará la ficha personal de cada uno de los participantes en un documento separado de los datos del estudio para asegurar la confidencialidad de éstos.

La relación entre el código asignado y el documento que contiene los datos personales de los sujetos, permanecerán en todo momento bajo la protección

de la investigadora principal. Ningún dato personal será transferido por cualquier medio a terceros.

ASIGNACIÓN DE CÓDIGOS A LOS SUJETOS DEL ESTUDIO:

El código que se asignará a cada uno de los participantes en el estudio consiste en 6 caracteres alfanuméricos:

Caracter 1:

- H: Hombre
- M: Mujer

Carácter 2:

- A: edad entre 20-35
- B: mayor de 50 años.

Caracteres 3 y 4:

- Números en orden consecutivo de participación: 01, 02, 03...


Caracteres 5 y 6:

- Inicial del nombre e inicial del primer apellido.

Ejemplos: HB12MC, MA08LR.

LOS DATOS DE TODOS LOS PARTICIPANTES SON TOTALMENTE CONFIDENCIALES. Y EL INVESTIGADOR GARANTIZA ESTA CONFIDENCIALIDAD.

FDO.:



LIRIOS DUEÑAS MOSCARDÓ

ANEXO II

APROBACIÓN DEL PROYECTO POR PARTE DEL COMITÉ ÉTICO DE LA
UNIVERSITAT DE VALÈNCIA

VNIVERSITAT
D VALÈNCIA
Vicerectorat d'Investigació i Política Científica

D. Fernando A. Verdú Pascual, Profesor Titular de Medicina Legal y Forense, y Secretario del Comité Ético de Investigación en Humanos de la Comisión de Ética en Investigación Experimental de la Universitat de València,

CERTIFICA:

Que el Comité Ético de Investigación en Humanos, en la reunión celebrada el día 23 de septiembre de 2011, una vez estudiado el proyecto de investigación titulado:

“Tesis doctoral «Estudio del umbral de discomfort a la presión frente a las presiones plantares en el pie de las personas mayores»” número de procedimiento H1378729223575

cuya investigadora principal es D^a. Lirios Dueñas Moscaró, ha acordado informar favorablemente el mismo dado que se respetan los principios fundamentales establecidos en la Declaración de Helsinki, en el Convenio del Consejo de Europa relativo a los derechos humanos y cumple los requisitos establecidos en la legislación española en el ámbito de la investigación biomédica, la protección de datos de carácter personal y la bioética.

Y para que conste, se firma el presente certificado en Valencia, a veintisiete de septiembre de dos mil once.

FERNANDO ALEJO|
VERDU|PASCUAL
2011.10.01 07:52:54
+02'00'

ANEXO III

RESULTADOS DEL ANOVA DE LA TOLERANCIA CON LA ZONA DEL PIE

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: Pmax

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Signif.
Modelo corregido	91720031,481(b)	11	8338184,680	27,309	,000
Intersecc.	4282208507,351	1	4282208507,351	14024,916	,000
Zona	91720031,480	11	8338184,680	27,309	,000
Error	647907386,934	2122	305328,646		
Total	5017857129,939	2134			
Total corregida	739627418,414	2133			

Fuente	Eta al cuadrado parcial	Parámetro de no centralidad	Potencia observada(a)
Modelo corregido	,124	300,398	1,000
Intersecc.	,869	14024,916	1,000
Zona	,124	300,398	1,000
Error			
Total			
Total corregida			

a Calculado con alfa = ,05

b R cuadrado = ,124 (R cuadrado corregida = ,119)

ANEXO IV
RESULTADOS DEL ANOVA DE LA TOLERANCIA CON LA EDAD DE LOS SUJETOS Y LA ZONA DEL PIE

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: Pmax

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Signif.
Modelo corregido	161891746,838(b)	35	4625478,481	16,797	,000
Intersección	3985862965,059	1	3985862965,059	14474,336	,000
Edad	45910499,644	2	22955249,822	83,360	,000
Zona * Edad	116129492,733	33	3519075,537	12,779	,000
Error	577735671,576	2098	275374,486		
Total	5017857129,939	2134			
Total corregida	739627418,414	2133			

Fuente	Eta al cuadrado parcial	Parámetro de no centralidad	Potencia observada(a)
Modelo corregido	,219	587,897	1,000
Intersección	,873	14474,336	1,000
Edad	,074	166,720	1,000
Zona * Edad	,167	421,715	1,000
Error			
Total			
Total corregida			

a Calculado con alfa = ,05

b R cuadrado = ,219 (R cuadrado corregida = ,206)

ANEXO V

RESULTADOS DEL ANOVA DE LA TOLERANCIA CON EL SEXO Y LA ZONA DEL PIE

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: Pmax

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Signif.
Modelo corregido	107757154,500(b)	23	4685093,674	15,645	,000
Intersección	4274458575,145	1	4274458575,145	14273,670	,000
sexo	12999897,558	1	12999897,558	43,410	,000
Sexo * Zona	94597474,811	22	4299885,219	14,359	,000
Error	631870263,914	2110	299464,580		
Total	5017857129,939	2134			
Total corregida	739627418,414	2133			

Fuente	Eta al cuadrado parcial	Parámetro de no centralidad	Potencia observada(a)
Modelo corregido	,146	359,833	1,000
Intersección	,871	14273,670	1,000
sexo	,020	43,410	1,000
Sexo * Zona	,130	315,889	1,000
Error			
Total			
Total corregida			

a Calculado con alfa = ,05

b R cuadrado = ,146 (R cuadrado corregida = ,136)

ANEXO VI

RESULTADOS DEL ANOVA DE LA TOLERANCIA CON LA OBESIDAD Y LA ZONA DEL PIE

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: Pmax

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Signif.
Modelo corregido	103118527,500(b)	23	4483414,239	13,343	,000
Intersección obesidad	2290150530,487	1	2290150530,487	6815,918	,000
Zona * obesidad	18778263,761	1	18778263,761	55,888	,000
Error	84304178,273	22	3832008,103	11,405	,000
Total	349440319,343	1040	336000,307		
Total corregida	2828616348,280	1064			
	452558846,843	1063			

Fuente	Eta al cuadrado parcial	Parámetro de no centralidad	Potencia observada(a)
Modelo corregido	,228	306,900	1,000
Intersección obesidad	,868	6815,918	1,000
Zona * obesidad	,051	55,888	1,000
Error	,194	250,905	1,000
Total			
Total corregida			

a Calculado con alfa = ,05

b R cuadrado = ,228 (R cuadrado corregida = ,211)

ANEXO VII

RESULTADOS DEL ANOVA DE LAS PRESIONES PLANTARES Y LAS ZONAS DEL PIE

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: Pmax_BIOFOOT

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Signif.
Modelo corregido	2344758,576(b)	9	260528,731	19,917	,000
Intersección	7232991,706	1	7232991,706	552,950	,000
Zona	2344758,576	9	260528,731	19,917	,000
Error	2485340,389	190	13080,739		
Total	12063090,670	200			
Total corregida	4830098,964	199			

Fuente	Eta al cuadrado parcial	Parámetro de no centralidad	Potencia observada(a)
Modelo corregido	,485	179,253	1,000
Intersección	,744	552,950	1,000
Zona	,485	179,253	1,000
Error			
Total			
Total corregida			

a Calculado con alfa = ,05

b R cuadrado = ,485 (R cuadrado corregida = ,461)

ANEXO VIII

RESULTADOS DEL ANOVA DE LAS PRESIONES PLANTARES CON LA EDAD Y LA ZONA DEL PIE

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: Pmax_BIOFOOT

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Signif.
Modelo corregido	2487747,450(b)	29	85784,395	6,226	,000
Intersección	5736920,381	1	5736920,381	416,366	,000
Edad	8196,402	2	4098,201	,297	,743
Zona * Edad	2479551,047	27	91835,224	6,665	,000
Error	2342351,515	170	13778,538		
Total	12063090,670	200			
Total corregida	4830098,964	199			

Fuente	Eta al cuadrado parcial	Parámetro de no centralidad	Potencia observada(a)
Modelo corregido	,515	180,552	1,000
Intersección	,710	416,366	1,000
Edad	,003	,595	,097
Zona * Edad	,514	179,957	1,000
Error			
Total			
Total corregida			

a Calculado con alfa = ,05

b R cuadrado = ,515 (R cuadrado corregida = ,432)

ANEXO IX

RESULTADOS DEL ANOVA DEL COEFICIENTE DE SEGURIDAD (TOLERANCIA / PRESIONES PLANTARES) CON LA EDAD Y LA ZONA DEL PIE

Pruebas de los efectos inter-sujetos

Variable dependiente: TOLERANCIA/BIOFOOT

Fuente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Signif.
Modelo corregido	32303,914(b)	35	922,969	5,726	,000
Intersección	35735,151	1	35735,151	221,709	,000
Edad	2264,692	2	1132,346	7,025	,001
Zona	22908,583	11	2082,598	12,921	,000
Edad * Zona	3754,801	22	170,673	1,059	,395
Error	32719,587	203	161,180		
Total	110204,800	239			
Total corregida	65023,501	238			

Fuente	Eta al cuadrado parcial	Parámetro de no centralidad	Potencia observada(a)
Modelo corregido	,497	200,421	1,000
Intersección	,522	221,709	1,000
Edad	,065	14,051	,925
Zona * Edad	,412	142,130	1,000
Error	,103	23,296	,794
Total			
Total corregida			

a Calculado con alfa = ,05

b R cuadrado = ,497 (R cuadrado corregida = ,410)

