



UNIVERSIDAD DE SEVILLA
Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología
Departamento de Podología

Efecto del Tratamiento Ortopodológico en el Dolor Lumbar Crónico

Tesis presentada por Dña. Aurora Castro Méndez
para optar al grado de Doctora por la Universidad de Sevilla,
dirigida por los Doctores D. Pedro V. Munuera Martínez y
D. Manuel Albórniz Cabello

Sevilla, a de de

Los directores,

La doctoranda,

Dr. D. Pedro V. Munuera Martínez Dr.D. Manuel Albórniz Cabello Dña. Aurora Castro Méndez



Dpto. de Podología

Los Drs. D. PEDRO V. MUNUERA MARTÍNEZ, Profesor del Departamento de Podología de la Universidad de Sevilla y D. Manuel Albornoz Cabello, Profesor del Departamento de Fisioterapia de la Universidad de Sevilla ,

HACEN CONSTAR:

Que Dña. Aurora Castro Méndez ha realizado bajo su dirección y coordinación, la tesis titulada: “Efecto del tratamiento Ortopodológico en el Dolor Lumbar Crónico” para optar al grado de Doctora por la Universidad de Sevilla, y que dicho trabajo reúne las condiciones necesarias para ser sometido a la lectura y discusión ante el Tribunal.

Sevilla a de de .

Los Directores,

[Escribir texto]

Dr. D. Pedro V. Munera Martínez

Dr. D. Manuel Albornoz Cabello

AGRADECIMIENTOS

A los Doctores D. Pedro V. Munuera Martínez y D. Manuel Albornoz Cabello, directores de la tesis, por su tiempo, su paciencia, su apoyo y colaboración, sin los cuales la realización de este trabajo hubiera resultado harto difícil.

A Teresa Castro Méndez por su ayuda inestimable y ánimo en los momentos más difíciles personales y profesionales. Gracias a ella esta tarea me ha resultado amena e ilusionante, por su personalidad increíble.

A Sergio Miranda Villa, María Reina Bueno y personal del Área Clínica de Podología por facilitarme toda su ayuda, colaboración y por los buenos momentos compartidos.

En especial, a mi familia. Gracias a mis padres que me han servido en todos los ámbitos de mi vida como guía y en especial a mi padre, Mateo, por mi gran admiración hacia él y Carmen, mi madre, un pilar muy importante en mi vida. A mi hermana Carmen, por ser un referente importante para mí por su gran calidad humana y profesional.

A Vázquez, por permanecer junto a mí incluso en mis peores momentos y su paciencia al ayudarme una y mil veces.

Y, como olvidarme de Aurora, María, Carmen, Ángel y Eduardo, *los motores y frenos de mi vida.*

[Escribir texto]
Dr. D. Pedro V. Munera Martínez

Dr. D. Manuel Albórniz Cabello

ÍNDICE

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN

1.1. Problema de investigación	2
1.2. Justificación del estudio	4

2. MARCO TEÓRICO

2.1 ANATOMÍA GENERAL DEL PIE Y TOBILLO.....	7
2.1.1 Articulación del tobillo	10
2.1.2 Articulación subastragalina.....	11
2.1.3 Articulación de Chopard o mediotarsiana.....	13
2.1.4 Articulación de Lisfranc.....	14
2.1.5 Primer radio.....	15
2.1.6 Segundo, tercero y cuarto radio	15
2.1.7 Quinto radio	16
2.1.8 Articulaciones metatarsofalángicas	16
2.1.9 Articulaciones interfalángicas.....	17
2.1.10 Biomecánica general de la marcha.....	17
2.1.10.a. Fase de apoyo	19
2.1.10.b. Fase de balanceo	22
2.1.11 Criterios de normalidad del pie.....	23
2.2 LA COLUMNA VERTEBRAL.....	26

2.2.a. Componentes anatómicos de la columna	27
2.2.b. Unidad funcional básica de la columna	29
2.2.c. Cinemática de la columna	30
2.2.1 Columna lumbar	31
2.2.2 Dolor lumbar	33
2.3 ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL DEL PROBLEMA	36
3. OBJETIVOS E HIPÓTESIS	45
4. MATERIAL Y MÉTODO	48
4.1 Tipo de diseño	48
4.2 Características generales y procedencia de la muestra	49
4.3 Criterios de selección de la muestra	51
4.4 Cálculo del tamaño de la muestra	52
4.5 Variables de estudio	54
4.6 Protocolo de recogida de datos	55
4.7 Equipamiento	66
4.8 Aspectos éticos.	69
4.9 Recursos humanos	70
4.10 Análisis estadístico	71
5. RESULTADOS	75
5.1 Fiabilidad de las medidas	75

5.2 Descripción de la muestra	75
5.2.1 Descripción de la muestra inicial	75
5.2.2 Descripción de la muestra global	76
5.2.3 Descripción del grupo control	77
5.2.4 Descripción del grupo experimental	78
5.3. Análisis descriptivo de las variables.....	78
5.4 Análisis exploratorio previo de ambos grupos	82
5.5 Objetivo principal. Análisis de la variable dependiente tras el periodo de seguimiento.....	82
5.6 Objetivos secundarios. Análisis de otras variables.....	84
5.6.1 Pronación uni o bilateral	84
5.6.2 Limitación de la extensión del hallux.....	86
5.6.3 Limitación de la flexión dorsal del tobillo.....	88
6. DISCUSIÓN	92
6.1 Objetivo principal	92
6.2 Objetivos secundarios	102
6.2.1 Pronación unilateral o bilateral	102
6.2.2 Limitación de la extensión del hallux	103
6.2.3 Limitación de la flexión dorsal del tobillo.....	105
6.3 Limitaciones del estudio	105
6.4 Implicaciones prácticas de la investigación.....	108
6.5 Futuras líneas de investigación	109

7. CONCLUSIONES	111
8. RESUMEN	113
9. BIBLIOGRAFÍA	115
10. ANEXOS	133
10.1. Anexo I. Hoja de exploración biomecánica	133
10.2. Anexo II. Índice de postura del pie.....	136
10.3 Anexo III. Formulario de consentimiento informado	137
10.3 Anexo IV. Escala visual analógica	142
10.5 Anexo V. Índice de discapacidad de Oswestry	143
10.6 Anexo VI. Aceptación proyecto comité ético.....	146
10.7 Anexo VII Abreviaturas	147

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Anatomía del pie. Imagen procedente de: Netter F.H.; Sistema Músculo Esquelético, Anatomía Fisiología y Enfermedades Metabólicas. Tomo 8. Barcelona: Salvat Editores;S.A; 1990. Pg.15.

Figura 2. Anatomía de la columna vertebral.. Imagen procedente de: Netter F.H. Sistema Músculo Esquelético, Anatomía Fisiología y Enfermedades Metabólicas. Tomo 8.Barcelona: Salvat Editores S.A; 1990. Pg.117.

Figura 3. Cálculo del tamaño de la muestra.

Figura 4. Exploración en podoscopio.

Figura 5. Exploración biomecánica.

Figura 6. Imagen de los soportes plantares personalizados.

Figura 7. Escala visual analógica (EVA).

Figura 8. Evolución del dolor lumbar crónico medido en escala EVA para toda la muestra.

Figura 9. Evolución del grado de discapacidad medido con el índice de Oswestry para toda la muestra.

ÍNDICE DE TABLAS

1. **Tabla 1.** Descripción del género de la muestra total.
2. **Tabla 2.** Descripción de la edad en la muestra total.
3. **Tabla 3.** Descripción de la muestra global en relación al peso, talla e índice de masa corporal y FPI.
4. **Tabla 4.** Descripción del grupo control en relación al peso, talla e índice de masa corporal y FPI.
5. **Tabla 5.** Descripción del grupo experimental en relación al peso, talla e índice de masa corporal y FPI.
6. **Tabla 6.** Media, desviación típica, intervalo de confianza al 95%, mediana y amplitud intercuartílica de la variable dolor lumbar medido con la escala EVA para el grupo control al inicio y fin del estudio.
7. **Tabla 7.** Media, desviación típica, intervalo de confianza al 95%, mediana y amplitud intercuartílica de la variable dolor lumbar medido con la escala EVA para el grupo experimental al inicio y fin del periodo de seguimiento.
8. **Tabla 8.** Media, desviación típica, intervalo de confianza al 95%, mediana y amplitud intercuartílica del resultado de la escala de Discapacidad por Dolor Lumbar de Oswestry para el grupo control al inicio y fin del periodo de seguimiento.
9. **Tabla 9.** Media, desviación típica, intervalo de confianza al 95%, mediana y amplitud intercuartílica del resultado de la escala de Discapacidad por Dolor Lumbar de Oswestry para el grupo experimental al inicio y fin del periodo de seguimiento.
10. **Tabla 10.** Comparación del dolor lumbar y discapacidad en el grupo experimental, escala EVA e Índice de Oswestry.
11. **Tabla 11.** Comparación del dolor lumbar y discapacidad en el grupo control, escala EVA e índice de Oswestry.
12. **Tabla 12.** Distribución de la muestra atendiendo a los casos de hiperpronación bilateral o unilateral, en relación a la muestra total y cada uno de los grupos.

13. **Tabla 13.** Dolor lumbar y discapacidad en los sujetos hiperpronadores uni o bilaterales en toda la muestra.
14. **Tabla 14.** Dolor lumbar y discapacidad en los sujetos hiperpronadores uni o bilaterales grupo experimental.
15. **Tabla 15.** Distribución de la muestra atendiendo a los casos de limitación de la extensión del hallux, en relación a la muestra total y cada uno de los grupos.
16. **Tabla 16.** Dolor lumbar y discapacidad en toda la muestra atendiendo al bloqueo de movimiento hallux. Valor de p para la muestra global.
17. **Tabla 17.** Dolor lumbar atendiendo al bloqueo de movimiento hallux. Valor de p para el grupo experimental.
18. **Tabla 18.** Grado de discapacidad atendiendo al bloqueo de movimiento hallux. Valor de p para el grupo experimental.
19. **Tabla 19.** Distribución de la muestra atendiendo a los casos de limitación de la flexión dorsal del tobillo, en relación a la muestra total y cada uno de los grupos.
20. **Tabla 20.** Dolor lumbar y discapacidad en toda la muestra atendiendo al bloqueo de movimiento de la flexión dorsal de la articulación tibioperonea-astragalina.
21. **Tabla 21.** Dolor lumbar en el grupo experimental atendiendo a la limitación de la flexión dorsal del tobillo. Valor de p para el grupo experimental.
22. **Tabla 22.** Grado de discapacidad en el grupo experimental atendiendo a la limitación de la flexión dorsal del tobillo. Valor de p para el grupo experimental.
23. **Tabla 23.** Dolor lumbar en el grupo experimental atendiendo al género.

1. INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Problema de investigación

El pie es una pieza de ingeniería perfectamente diseñada. La buena funcionalidad del mismo es decisiva para el funcionamiento adecuado de toda la cadena cinética corporal. Durante la marcha y la posición de bipedestación juega un papel decisivo transmitiendo al resto de la estructura corporal su adaptación a la superficie de apoyo, haciendo necesaria su correcta funcionalidad al ser la base de sustentación. Su comportamiento cinético difiere según la actividad que realice adaptándose al terreno, absorbiendo las ondas de choque así como comportándose como una palanca rígida durante el despegue. Un desequilibrio en el pie producirá una serie de compensaciones a otros niveles que pueden traducirse en patología a distancia.

Existen evidencias científicas que corroboran que la excesiva pronación del pie así como el dolor lumbar crónico se presentan en ocasiones asociados (*Wosk y Voloshin, 1985; Dananberg, 1993; Ball y Afheldt, 2002; Brantingham et al, 2007; Pinto et al, 2008; Cambron et al, 2011*).

La pronación patológica se establece como una posición neutra en pronación de la articulación subastragalina (en adelante, ASA) interfiriendo en el resto de la estructura corporal produciendo un aumento de la rotación interna del miembro inferior, de la rotación de cadera y cambios en la posición de la pelvis, resultando así en un aumento del estrés en las estructuras vecinas (*Tiberio, 1987; Khamis y Yizhar, 2007*).

En líneas generales la pronación, como mecanismo patológico, hiperpronación, que es al que nos vamos a referir en este trabajo, se produce a nivel de la ASA, y se puede identificar con una serie de signos clínicos con el paciente en bipedestación o durante la marcha, según *Lafuente et al* (2008).

Actualmente, se desconoce si esta alteración podológica puede interferir en la aparición del síntoma doloroso en la zona lumbar. En la bibliografía revisada se relaciona en ocasiones, la excesiva pronación del pie con disturbios biomecánicos a otros niveles, como es el dolor lumbar crónico (en adelante CLBP del inglés *chronic low back pain*), (*Dananberg., 1993; Brantingham et al, 2006.; Brantingham et al, 2007; Khamis y Yizhar, 2007; Pinto et al 2008; Sahar et al, 2009; Cambron et al, 2011*).

Dicho síndrome centrará el tema del estudio que nos proponemos en relación con la excesiva pronación del pie. Debido a la gran repercusión social que conlleva nos parece importante poder contribuir al tratamiento sintomático de una patología que se estima que afectará a un 80% de la población en algún momento de la vida (*Pérez, 2006; Sahar et al, 2009*). En muchos casos éste no remite con tratamientos convencionales debido a que la causa puede estar relacionada con una alteración biomecánica del pie en hiperpronación.

En nuestra experiencia profesional detectamos a nivel clínico que en ocasiones los pacientes tratados con soportes plantares indicados para el control de la hiperpronación del pie mejoran su sintomatología dolorosa lumbar. A pesar de que se intuye una posible relación, hasta la actualidad, no hemos encontrado evidencias científicas de que el tratamiento personalizado del pie hiperpronado mediante un soporte plantar a medida se haya estudiado para valorar la evolución del CLBP.

Se establece así el punto de partida de esta investigación, la valoración de la biomecánica del pie pronado y el tratamiento de su alteración funcional en relación al CLBP. Mediante este estudio pretendemos responder a la pregunta de si tras el uso del tratamiento ortopodológico mejora o no el CLBP. La originalidad de este trabajo radica en el hecho de que se actúa mediante un **soporte plantar a medida** en pies hiperpronadores pretendiendo así conseguir una función más fisiológica del pie que repercuta positivamente en la sintomatología del CLBP.

1.2. Justificación del estudio.

En la bibliografía revisada, hemos observado que son varias las investigaciones que relacionan las alteraciones de pronación del pie con el CLBP. Sin embargo, en ningún caso se contempla, según nuestro conocimiento, la posibilidad de evaluar si la modificación de la biomecánica del pie mediante un soporte plantar **a medida de las necesidades personales** puede mejorar dicha sintomatología.

Existe gran controversia según los estudios existentes en los que se pretende relacionar el mal funcionamiento del pie con el CLBP. Tras revisar varios trabajos al respecto donde evalúan una relación de la excesiva pronación del pie, como posible factor etiológico en CLBP, y las posibles compensaciones a nivel de las articulaciones de tobillo, rodilla, cadera y espalda relacionadas con sintomatología dolorosa a estos niveles, observamos que ninguno de ellos afirma contundentemente que exista esta relación, concluyendo en la mayoría de ellos existe una necesidad de profundizar más en el tema, debido a la poca clarificación de los resultados obtenidos (*Brantingham et al, 2006; Brantingham et al 2007; Khamis y Yizhar, 2007; Pinto et al, 2008; Sahar et al, 2009; Cambron et al, 2011*).

Por tanto, creemos importante y necesario la realización de este estudio de investigación, ya que se basa en el hecho de que mediante la modificación de la biomecánica del pie se puede influir positivamente en el tratamiento del CLBP, utilizando la terapéutica ortopodológica a medida, habitualmente utilizada por el podólogo. En todos los casos consiste en un tratamiento personalizado adaptándose a las necesidades particulares del paciente.

Se podría subrayar una vez más la necesidad del tratamiento personalizado de la patología del pie y cómo éste puede producir mejoras no sólo a este nivel, si no en toda la estructura corporal. Se resalta de esta forma la necesidad de tratar el pie no como una estructura aislada sino como parte de toda la cadena cinética corporal.

Consideramos que este trabajo podría tener gran importancia clínica si se demuestra la mejoría del CLBP, ya que podríamos contribuir a conseguir mayor nivel de salud en los pacientes y consecuentemente disminuir el absentismo laboral que se produce en relación al síndrome de dolor lumbar crónico. Así mismo, podría representar una alternativa de tratamiento más cuando otras terapias fracasan o no aportan la mejoría esperada, cuando el factor etiológico puede radicar en disfunciones del pie. Además, contribuiríamos a destacar la necesidad del trabajo en equipo llevado a cabo desde un punto de vista multidisciplinar y la necesidad de la inclusión del **podólogo** como profesional especialista de la biomecánica del pie dentro del equipo de profesionales de la salud que abordan esta dolencia. Y por último, pensamos que se alcanzaría un mayor nivel de conocimientos de la repercusión del pie en el resto del organismo.

2. MARCO TEÓRICO

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Anatomía funcional y biomecánica del pie y tobillo.

El pie es un eslabón más de la cadena cinética corporal en la transmisión de fuerzas entre la extremidad inferior y superior. Cada componente anatómico del pie le confiere unas características estructurales y funcionales muy necesarias para su correcta funcionalidad. Esta armonía influye en toda la estructura corporal, por lo que el pie no debe ser considerado como una estructura aislada, sino que se debe valorar en conjunto en relación a la cadena cinética de la que forma parte, constituyéndose desde las extremidades superiores, a través de la columna vertebral hasta la zona más distal del cuerpo (*Kirby, 2000; Cote et al, 2005; Khamis y Yizhar, 2006; Khamis y Yizhar, 2007; Parker et al, 2008; Cambron et al, 2011*).

Durante la marcha, se producen una serie de movimientos en cascada, influyendo necesariamente en el segmento corporal adyacente (*Kirby, 2000; Parker et al, 2008; Levinger et al, 2010*). Así, durante la deambulación, la cintura escapular produce un movimiento en el plano transversal, opuesto a la cintura pélvica. A su vez, la pelvis continúa análogamente este movimiento de dicha estructura superior a ella. La cadera efectúa movimientos de flexión y extensión lo cual produce rotaciones a nivel del fémur que influirán a nivel de rodilla. La pierna por tanto se ve afectada por esta cascada de movimientos y traducirá en el retropie a través de la mortaja tibio-peronea-astragalina, (en adelante TPA), una tensión y relajación del arco longitudinal a nivel del pie, lo cual afectará a todo el movimiento del mismo (*Kirby 2000; Khamis y Yizhar, 2007*).

Se resalta de esta manera la importancia de la arquitectura del pie, que se comporta como los cimientos de un edificio sobre los cuales recae todo el peso de la estructura que soporta, destacando así la importancia de su adecuada funcionalidad respecto al resto de las estructuras corporales (*Kirby, 2000; Parker et al, 2008*).

A pesar de la aparente estructura débil del pie ésta no se corresponde en absoluto con su capacidad adaptativa ni con su gran resistencia. Este fenómeno se consigue gracias a las interacciones producidas entre las distintas articulaciones y los tejidos blandos. Se produce por tanto una íntima funcionalidad recalcando en especial la importancia de la articulación TPA que actúa como una bisagra que conecta el pie con el miembro inferior cuestionando en todo momento el hecho de que sus movimientos se puedan producir aisladamente. Es necesaria la normalidad arquitectónica del pie y del tobillo para la adecuada función durante la posición bípeda y es requisito indispensable una sincronía funcional entre dichas estructuras (*Viladot, 2005; Molgaard et al, 2010*).

Pie y tobillo se componen de 28 huesos y 55 articulaciones de características definidas por su anatomía y función. El pie presenta un comportamiento dual; es decir, tiene la capacidad de ser una estructura amortiguadora y flexible (primera fase del ciclo de la marcha), y una estructura rígida que actúa mecánicamente como una palanca (fase de despegue), (*Seibel, 1994*). Estas acciones son posibles gracias a las complejas interacciones que se producen entre sus distintas estructuras, siendo responsables de que en cada articulación del pie esté dispuesto un eje articular que determinará su movilidad (*Seibel, 1994*). Por este motivo debe ser considerado como un conjunto mecánico perfectamente diseñado para efectuar sin dolor una serie de actividades físicas siendo fundamentalmente éstas la carga del peso y la marcha (figura 1) (*Viladot, 2005*).

El pie mecánicamente está compuesto por dos grandes sistemas articulares, un sistema de propulsión y recepción constituido por las articulaciones tibiotarsiana, metatarsofalángica del hallux y los demás dedos y de las articulaciones tibioperoneas anterior y posterior (sistema dinámico) y un sistema de adaptación al suelo constituido por las articulaciones subastragalina, mediotarsiana y todas las pequeñas articulaciones de los huesos del pie entre sí (sistema estático), (Viladot, 2005).

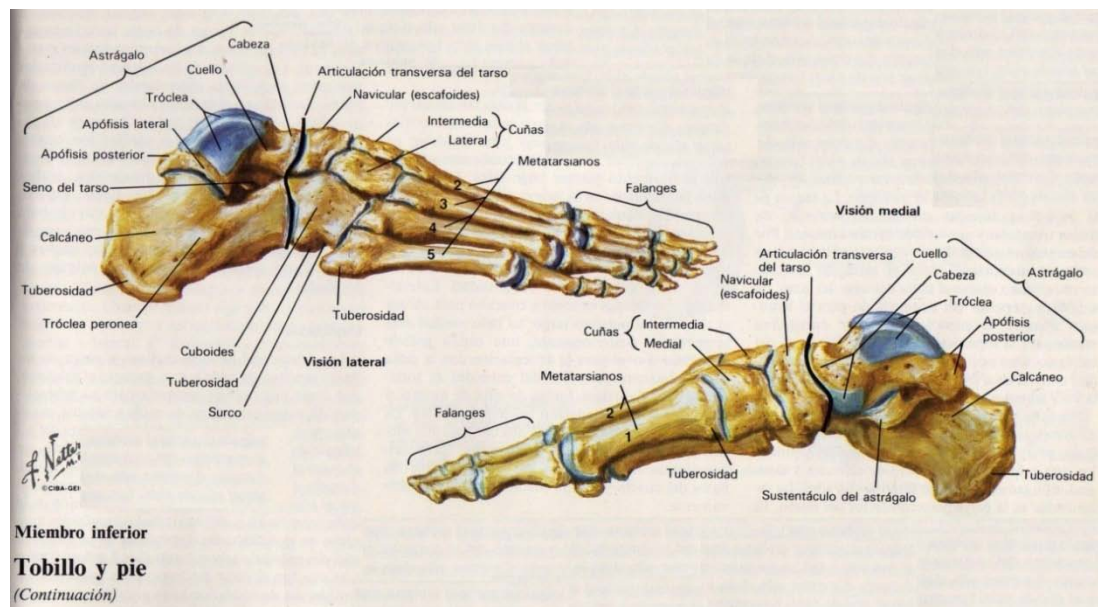


Figura 1. Anatomía del pie. Imagen procedente de: Netter, 1990.

En el siguiente apartado se procederá a comentar brevemente la estructura y movimientos de cada una de las articulaciones del pie para posteriormente cotejarlos con parámetros biomecánicos anormales.

2.1.1. Articulación del tobillo.

Articulación conformada por la tróclea astragalina y por la mortaja tibio-peronea. Es considerada una de las articulaciones más congruentes de la extremidad inferior.

La tróclea astragalina presenta una morfología más ancha en su porción más distal; corresponde a un segmento de un cilindro de 105°. Su hendidura dorsal contribuye a aumentar su estabilidad en la mortaja. El encaje es perfecto entre dicha estructura ósea y la mortaja tibioperonea. El maleolo tibial presenta una disposición más anterior respecto al peroneal lo cual le proporciona unas características propias. Su eje de rotación discurre ligeramente inclinado formando un ángulo de 80° respecto al eje longitudinal del tercio inferior de la tibia. Su eje de movimiento converge sobre un punto medio situado en la bisección que une la punta de los maléolos (*Michaud, 1997*). Su disposición permite básicamente los movimientos de flexión y extensión del pie (debido a la morfología dorsal del astrágalo realmente no debieran considerarse movimientos puros en el plano sagital, pero se admiten como tales a efectos prácticos a pesar de su ligera desviación en el plano transversal); (*Hunt, 1990; Michaud, 1997*).

Su funcionalidad es decisiva por la consonancia de movimiento que se produce entre esta articulación con la ASA y la articulación de Chopart (*Hunt, 1990; Viladot, 2005*). Debido a la íntima unión entre la ASA y la TPA, se estima imposible separar los movimientos realizados durante la marcha entre ellas (*Baumgartner, 1997*).

Los movimientos de flexión-extensión de la articulación del tobillo comandan toda la dinámica de la marcha y proporcionan gran estabilidad en las rotaciones y en los movimientos laterales (*Hunt, 1990*). La estabilidad lateral de la articulación se consigue gracias al encaje óseo así como a los ligamentos laterales, los cuales son estabilizadores de las articulaciones subtalares a las que permiten los pequeños movimientos de deslizamiento (*Viladot, 2005*).

2.1.2. Articulación Subastragalina

Se localiza entre los huesos astrágalo y calcáneo. Se compone de 2 ó 3 articulaciones según variaciones anatómicas individuales considerándose en general como una conformación biarticular (*Michaud, 1997; Viladot, 2005*). Es una articulación tipo artrodia conformada por una articulación posterior y otra anterior, las cuales son bastante inestables. La unión entre dichas estructuras óseas se realiza mediante la cápsula articular así como por formaciones ligamentosas. Dichos ligamentos intrínsecos dirigen el movimiento de la misma, pronación-supinación; el ligamento interóseo del seno del tarso y el ligamento cervical se tensan cuando se realiza un movimiento de varo o valgo del calcáneo, y la lesión de cualquiera de ellos origina un aumento de la amplitud de movimiento de dicha articulación. La posición más estable de la misma se consigue con la posición en valgo del calcáneo, siendo esta posición la de máxima congruencia articular (*Viladot y Ruano 2004; Núñez-Samper y Llanos 2007*).

Los movimientos de la ASA se realizan en torno al eje de Henke con una orientación dirigida de distal, medial y dorsal a proximal, plantar y lateral. Su orientación respecto al plano sagital es de 16°, formando 42° respecto al plano transversal y 48° con respecto al plano frontal (*Seibel, 1994; Viladot y Ruano, 2004*). Su disposición se traduce a nivel de la ASA en movimientos de pronación

o supinación (movimientos triplanares). Dicha articulación se estima decisiva respecto a toda la cadena cinética del miembro inferior. Su estado de supinación o pronación interfiere a nivel del resto de las articulaciones del pie permitiendo mayor o menor rango de movilidad según la ASA se encuentre respectivamente en pronación o supinación, al igual que condiciona la rotación interna o externa de la pierna. La pronación de la ASA produce en el pie un comportamiento de estructura adaptativa, móvil y amortiguadora. Por el contrario la supinación de la ASA somete el resto de la estructura a comportamiento más rígido, como de brazo de palanca (*Hunt, 1990; Seibel, 1994; Viladot y Ruano, 2004*).

Se considera importante destacar su doble comportamiento: la ASA presenta un comportamiento distinto en cadena cinética abierta (descarga) o cadena cinética cerrada (carga). En cadena cinética abierta (CCA en adelante) se considera a efectos prácticos que el movimiento de la ASA se traduce sólo a nivel de calcáneo, comportándose el astrágalo como una extensión inmóvil de la pierna (*Seibel, 1994*). El comportamiento de la ASA en cadena cinética cerrada (CCC) respecto a los movimientos de pronación y supinación se realizan por astrágalo y calcáneo realizando movimientos en planos distintos (*Seibel, 1994*). El astrágalo se desliza sobre el calcáneo realizando, como previamente se procedió a comentar, movimientos opuestos (*Root et al, 1991; Seibel, 1994*). En la pronación de la ASA se produce un movimiento de aducción y flexión plantar del astrágalo y eversión del calcáneo. Dicha pronación se traduce en el plano transversal en una rotación interna de la tibia y el fémur y anteversión de la pelvis acompañada de flexión de la rodilla. Cuando la ASA supina se produce la rotación externa del miembro inferior debido a la abducción del astrágalo el cual a su vez realiza una flexión dorsal, el calcáneo en cambio invierte, y a su vez la rodilla se extiende. En la marcha normal la rodilla se ve arrastrada por la ASA haciéndose dependiente de dicha articulación, uniéndose íntimamente los movimientos ejecutados en los planos transversal y sagital. La supinación o pronación de la ASA producen modificaciones respecto al arco longitudinal interno del pie (en adelante ALI). Se

produce un incremento en la altura del ALI cuando se produce supinación de la ASA; contrariamente con la pronación ocurre una disminución de la altura del ALI (*Hunt, 1990; Root et al, 1991; Seibel, 1994*).

2.1.3. Articulación de Chopart o mediotarsiana

Su porción lateral está compuesta por la superficie articular anterior del calcáneo y posterior del cuboides; medialmente se forma por la cara articular de la cabeza del astrágalo de morfología esférica y a nivel distal por la superficie articular proximal de escafoides (de forma cóncava). Se conforma por dos articulaciones de movimiento conjunto, reforzadas por los potentes ligamentos plantares calcaneo-cuboides. Medialmente se refuerza la articulación entre el astrágalo y el escafoides con el ligamento plantar calcáneo-escafoideo o en hamaca que impide la caída de astrágalo. Esta articulación está a su vez reforzada por el tendón del músculo tibial posterior. Externamente a la articulación se encuentra un ligamento dorsal denominado en “Y” o de Chopart el cual estabiliza dorsalmente a la misma (*Hunt, 1990; Root et al, 1991; Seibel, 1994*).

Se consideran dos ejes movimiento, cada uno de ellos se presenta como eje de prono-supinación (*Hunt, 1990; Root et al, 1991; Seibel, 1994*). El eje longitudinal, alrededor del cual se producen movimientos de eversión-inversión (Se obvian los movimientos en el resto de planos al ser clínicamente despreciables). Y el eje oblicuo, mediante el que se realizan movimientos principalmente de aducción-abducción así como flexión dorsal-plantar.

Se considera que las tres articulaciones descritas anteriormente (TPA, ASA y Chopart) trabajan siempre conjuntamente, no siendo posible el movimiento aislado en cada una (*Viladot y Ruano, 2004*).

2.1.4. Articulación de Lisfranc

Esta línea articular está conformada por las articulaciones tarsometatarsianas que se citan a continuación (*Hunt, 1990; Root et al, 1991; Seibel, 1994; Viladot y Ruano, 2004*):

- **Interna:** primera cuña y primer metatarsiano.
- **Media:** segunda y tercera cuña y segundo y tercer metatarsianos.
- **Externa:** cuboides y cuarto y quinto metatarsianos.

Dichas articulaciones se encuentran reforzadas por ligamentos dorsales, plantares e interóseos, juzgándose el más importante el que une el segundo metatarsiano a la primera cuña, el ligamento de Lisfranc. La función principal de sus dos ejes articulares es la adaptación al suelo del apoyo metatarsal. Su porción medial se ve provista de menos movilidad que las porciones laterales (amplia movilidad en flexión plantar y aducción), proporcionando gran estabilización.

2.1.5. Primer radio

Unidad funcional constituida por la primera cuña y el primer metatarsiano. Su eje de movimiento, discurre de distal, lateral y dorsal a medial, plantar y proximal. Gracias a su disposición espacial permite la posibilidad de movimiento combinado de flexión dorsal acompañado de inversión y flexión plantar con eversión. Cada grado de movimiento de flexión dorsal implica un grado de movimiento de inversión, un grado de flexión plantar se asocia a un grado de eversión (*Seibel, 1994*).

Su buena funcionalidad se considera muy importante en aquellos casos donde la articulación mediotarsiana no presenta capacidad para compensar desequilibrios de antepié y retropié. Destaca su importancia biomecánica en la fase de despegue, periodo propulsivo, manteniendo así el primer metatarsiano en contacto con el suelo durante la misma (*Root et al, 1991; Munuera, 2006; Munuera, 2009*).

2.1.6. Segundo, tercero y cuarto radio

Cada uno de estos radios tiene su propio eje de movimiento situado próximo a las articulaciones tarsometatarsianas. Constituyen la llave del tarso al disponerse en máxima dorsiflexión tras el contacto del pie con el suelo en la fase de apoyo de la marcha. En este momento se sitúan en un mismo plano transversal, siendo la articulación tarsometatarsiana del segundo radio la más estable y rígida, ayudando a la transmisión de carga de los radios externos hacia el primer dedo al final de la fase de apoyo (*Núñez y Llanos, 2007*).

2.1.7. Quinto radio

Se compone por el quinto metatarsiano. Debido a la disposición de su eje se permiten movimientos triplanares, (supinación/pronación). Este eje de movimiento forma un ángulo aproximado de 20° con el plano transversal y de 35° con el sagital (*Seibel, 1994; Núñez y Llanos, 2007*).

2.1.8. Articulaciones metatarsofalángicas

Se conforman por la superficie articular proximal de la falange proximal de cada dedo con la superficie articular de la cabeza de cada metatarsiano. Debido a la disposición de sus ejes articulares se permite el movimiento en el plano sagital así como en el plano transversal independientemente: flexión dorsal/plantar y ligeros movimientos de abducción/adducción, respectivamente (*Seibel, 1994; Núñez y Llanos, 2007*).

Sus movimientos en el plano sagital durante la marcha se consideran decisivos para un correcto funcionamiento del pie; el movimiento durante la marcha en el plano transversal es prácticamente insignificante. Su comportamiento difiere según se trate del primer dedo o de los cuatro restantes, entendiéndose decisiva su función para una adecuada progresión en la marcha. Permiten un rodamiento del antepié en sentido anterior, produciéndose al final de la fase de apoyo una flexión dorsal de las mismas lo cual favorece el contacto de las falanges distales con el suelo reduciendo así la carga del antepié (*Seibel, 1994; Michaud, 1997; Núñez y Llanos, 2007*).

2.1.9. Articulaciones interfalángicas.

Son las articulaciones entre las falanges proximales, medias y distales del pie. Su movimiento se realiza sólo en el plano sagital. Su eje articular se dispone transversalmente atravesando la falange más proximal. Su función primordial durante la marcha es la de mantenerse estabilizadas contra el suelo gracias a la contracción muscular, facilitando de esta forma el apoyo del pie en la fase de despegue mejorando así el equilibrio (Núñez y Llanos, 2007).

Las articulaciones interfalángicas, las metatarsófalangicas así como la tibioperonea-astragalina son consideradas las “articulaciones de movimiento” del pie debido a su gran importancia durante la marcha. El pie juega un papel decisivo durante dicha actividad, permite que el cuerpo use y absorba la energía durante dicho proceso, por tanto, cuando existe una disfunción del mismo, se pueden desencadenar una diversidad de problemas a otros niveles (Seibel, 1994; Michaud, 1997; Núñez y Llanos, 2007).

2.1.10. Biomecánica general de la marcha

La marcha humana es una forma de locomoción durante la cual el hombre erecto se mueve hacia delante siendo su peso soportado de manera alternativa por ambas extremidades inferiores. Para su descripción se procede a definir lo que es un ciclo de la marcha como unidad básica de locomoción que se repite durante la misma. “El ciclo de la marcha es la referencia básica en la descripción de la locomoción humana” (Michaud, 1997).

El ciclo de la marcha es el intervalo comprendido entre dos choques de talón del mismo pie y está compuesto por dos pasos. Un ciclo de la marcha se divide en fase de apoyo (soporte de carga) y fase de oscilación o balanceo (descarga). La fase de apoyo (60% del ciclo) se compone sucesivamente de periodo de contacto, periodo de medio-apoyo y periodo propulsivo (cadena cinética cerrada); la fase de balanceo (40% del ciclo) se considera el intervalo desde el despegue digital hasta el apoyo de talón del mismo pie (cadena cinética abierta) (*Seibel, 1994*).

El pie proporciona durante la marcha principalmente **cuatro funciones principales** (*Hunt, 1990; Seibel, 1994*):

1. Base de soporte.
2. Amortiguación.
3. Adaptación móvil.
4. Palanca rígida.

La cinética de la ASA es la referencia fundamental en la descripción de la función del pie durante la marcha. Su patrón de movimiento se usará para describir cómo contribuye el pie a las necesidades funcionales de la deambulación. Se ha citado previamente que dicha articulación actúa como una **bisagra** que conecta los movimientos de éste segmento corporal al resto de la cadena cinética, influenciando toda la cinética del miembro inferior y ráquis. Debido a la imposibilidad de medir los movimientos triplanares que le afectan, se considera el movimiento del plano frontal del calcáneo como referencia de la cinética de la ASA (*Hunt, 1990; Seibel, 1994*).

El examen de la marcha permite evaluar la función del pie respecto al suelo. El movimiento del plano frontal se relaciona con el resto de los segmentos del

miembro representando el movimiento en el plano frontal de calcáneo el movimiento de la ASA. La observación anterior del pie, permite detectar los movimientos desarrollados en el plano transversal (rotación interna o externa) y la observación lateral permite evaluar los movimientos en el plano sagital (flexión dorsal y plantar) (*Hunt, 1990; Seibel, 1994*).

2.1.10.a. Fase de apoyo:

Es aquella en la cual se produce la carga corporal sobre un pie. La fase de apoyo se divide a su vez en tres periodos los cuales se describen a continuación (*Hunt, 1990; Seibel, 1994*).

Periodo de contacto

Se produce un movimiento en toda la estructura corporal, con el contacto de talón del pie, la cadera se encuentra flexionada y la rodilla extendida. La ASA se encuentra en una posición supinada (calcáneo invertido) y se precisa en este instante un movimiento de pronación para abordar el terreno, el cual condiciona una rotación interna del miembro inferior. La pronación en este momento es decisiva y su déficit está relacionado con molestias a nivel de espalda por la ausencia de amortiguación necesaria a nivel del pie (*Michaud, 1997; Ogon et al, 1999; Bird y Payne, 1999; Khamis y Yizhar, 2007*).

La articulación de Chopart en esta fase se encuentra abducida y en flexión dorsal sobre su eje oblicuo e invertida respecto a su eje longitudinal. La pelvis se rota externamente, bascula anteriormente y realiza un movimiento en el plano

frontal inclinándose hacia el lado de la pierna oscilante. La basculación pélvica se verá influida por el grado de lordosis de la columna lumbar (*Viladot y Ruano, 2004*). Con el movimiento pronatorio de la ASA se produce a su vez flexión en la rodilla condicionada por la rotación interna de la pierna. Se produce en este periodo una flexión plantar rápida por parte del tobillo. La rotación interna de la pierna se asocia al movimiento de aducción del astrágalo, lo cual produce una relativa abducción de antepié, que relaja así el arco interno del pie (*Baumgartner y Stinos, 1997; Viladot y Ruano, 2004*).

La pronación de la ASA es responsable de la absorción del choque (el suelo imprime una fuerza reactiva). Se estima que el contacto diario de esta fase produce una presión equivalente a 639 toneladas métricas (*Baumgartner et al, 1997; Viladot y Ruano, 2004*). *Root et al (1991)* destacaron que la falta de pronación de la ASA se traduce en estrés transmitido hacia la pierna, pelvis y columna lumbar.

Periodo de medio-apoyo

Dicho periodo comienza con el apoyo completo del antepié finalizando con el despegue de talón. Se realiza un cambio en el comportamiento del pie de adaptador móvil a función de palanca rígida necesaria en la fase siguiente. Se produce un avance anterior de la pierna lo cual imprime a la pelvis movimiento de rotación externa, movimiento transmitido al miembro inferior ipsilateral. Gracias a la musculatura aductora la pelvis y el fémur son unidos firmemente y se accionan como un brazo de palanca potente. La ASA se supina estabilizando la articulación mediotarsiana, ésta se pronada en su eje longitudinal, se permite en este caso movimiento para que el retropié alcance la vertical (*Michaud, 1997*). Se considera necesario el bloqueo de la articulación entre calcáneo y cuboides

produciéndose así el bloqueo del antepié respecto a retropié; se minimiza de esta manera el trabajo muscular y se produce una suave transferencia de fuerzas laterales. Se considera normal que con dicho bloqueo las superficies plantares de antepié y retropié se mantengan paralelas. Al final de esta fase, la TPA se flexiona dorsalmente unos 10°, la rodilla se mantiene en extensión, la ASA se encuentra en posición neutra y la articulación mediotarsiana se encuentra en pronación (*Baumgartner et al, 1997*).

El papel desempeñado por la cabeza y el tronco es decisivo, ya que se han de mantener en todo momento centrados sobre la base de sustentación para mantener así el equilibrio necesario en la marcha. El peso de dichas estructuras se cargará en todo momento en relación a la extremidad que apoya. El movimiento de rotación de la cintura escapular se sincroniza con el de la pelvis (se mueven en sentido contrario). Toda esta sincronía produce menor gasto energético en la marcha, lo cual no sólo se puede referir al movimiento realizado por el miembro inferior, si no que se transmitirá al resto de la anatomía corporal (*Viladot, 2004*).

Periodo propulsivo.

Comienza cuando el talón se despegas del suelo y finaliza con el despegue digital del primer dedo. Se produce un avance del tronco, se desplaza por tanto el centro de masa hacia el antepié, la rodilla se flexiona y levanta mientras se plantarflexiona el tobillo. Se flexiona conjuntamente la cadera, y se rota externamente el muslo. Gracias a la rotación tibial externa el arco interno aumenta convirtiendo así el pie en una palanca rígida (la ASA supina y la mediotarsiana produce una supinación del antepié sobre el eje oblicuo). Se desplaza medialmente el peso corporal a la otra pierna. Justo antes del despegue digital la ASA comienza a pronar (*Michaud, 1997*).

2.1.10.b. Fase de balanceo

Comienza con el despegue digital y termina con un nuevo contacto de talón. En esta fase el pie se encuentra en cadena cinética abierta. Su función principal se basa en despejar el pie del terreno (mediante la pronación de la ASA) y permitir la dorsiflexión del tobillo. En esta fase el pie se prepara para el inminente abordaje de talón, cuya función principal es la amortiguadora (*Seibel, 1994; Michaud, 1997*).

En la **fase temprana** del balanceo se produce flexión de rodilla y cadera, el tobillo se dorsiflexiona, la ASA prona y la mediotarsiana lo hace sobre su eje oblicuo. En la **fase media**, la TPA ve reducida su dorsiflexión, y el primer radio se encuentra en flexión dorsal. En la **fase tardía** se mantiene la dorsiflexión del tobillo, y la pronación de antepié gracias al eje oblicuo de la mediotarsiana. La ASA se encuentra en una posición levemente invertida (*Seibel, 1994; Michaud, 1997*).

En todo el ciclo de la marcha se produce una progresión lineal en sentido anterior del cuerpo, este proceso se acompaña de rotaciones del miembro inferior y tronco. En los sujetos con pies patológicos, dicha cadena cinética no se desarrolla con normalidad, lo cual ocasionará inestabilidad articular del pie y desequilibrios en miembros inferiores y tronco (*Michaud, 1997*).

2.1.11. Criterios de normalidad del pie

Actualmente no existe un consenso en la consideración de pie normal y dicha cuestión discrepa según la fuente consultada. Ha sido objeto de infinidad de estudios encontrar una herramienta clínica que permitiera realizar una valoración de pie sano o patológico con un método sencillo y fiable (*Weiner-Ogilvie y Rome, 1998; Wrobel et al, 2004; Mathieson et al, 2004; McPoil y Cornwall 2005; McPoil y Cornwall, 2007*).

La altura del arco longitudinal interno y su relación con la dinámica del pie, la imagen en una pedigrafía de la huella plantar o el podoscopio como instrumento de medida de la normalidad del pie se ha utilizado clásicamente como referente para clasificar el pie en normal, cavo o plano (*Weiner-Ogilvie y Rome, 1998; Wrobel et al, 2004; Mathieson et al, 2004; McPoil y Cornwall 2005; McPoil y Cornwall, 2007*).

Respecto a la consideración de pie normal que equivaldría a la de pie sano, según los autores consultados, este concepto puede diferir debido a que no hay un consenso que describa qué considerar como tal. Los autores más clásicos defienden que un pie normal debe acercarse a la posición neutra de la articulación subastragalina (en adelante ASA), es decir, ésta no ha de encontrarse ni en una posición pronada ni supinada, que el tercio distal de la pierna es vertical al suelo, que la rodilla, tobillo y la ASA discurren en planos transversos paralelos a la superficie de apoyo, que la bisección de la superficie posterior del calcáneo es vertical, que la articulación mediotarsiana se bloquea en su posición de máxima pronación, que los planos inferiores del antepié y retropié son paralelos, que los metatarsianos segundo, tercero y cuarto se encuentran en posición de total flexión

dorsal, y que la superficie plantar de las cabezas de los metatarsianos primero y quinto discurren en un mismo plano (*Root et al, 1991*).

Para *Root et al* (1991), el pie ideal es aquel en el cual la ASA está en posición neutra, posición en la cual dicha articulación no se encuentra pronada ni supinada. Se considera la exploración visual posterior del pie como indicativa de la misma, observando así la curva inferior y superior del maleolo peroneal determinante de la posición de la ASA. Es condición indispensable a su vez que la articulación astrágalo-calcánea presente una superficie “suave, lisa” palpable, no considerándose determinante la verticalidad del calcáneo.

Autores más recientes establecen un concepto distinto de pie normal. Así *Kirby* (2000), realiza una descripción más amplia, considerando como sano, un pie con una funcionalidad normalizada durante la marcha, con ausencia de traumatismo considerable o cirugía y sin sintomatología dolorosa o deformidad considerable.

En la actualidad, se utiliza complementariamente como herramienta clínica el **Índice de Postura del Pie** (del inglés *Foot posture index*, FPI en adelante) y representa un método validado de cuantificación de la posición del pie (supinado, normal o pronado) (*Redmond, 2008*). La variación en el FPI influye en la biomecánica del miembro inferior y juega por tanto un papel muy importante en la predisposición a lesiones a otros niveles corporales

Dicho índice se basa en seis ítems los cuales de forma rápida y fácil constituyen un método para evaluar la posición del pie. Mediante dichos ítems se valora la posición del calcáneo en el plano frontal, la curvatura supra e inframaleolar externa, la posición medial o lateral de la cabeza del astrágalo, la

congruencia del arco interno, la articulación talo-escafoidea así como la vista posterior de los dedos (en aducción o abducción)(*Redmond, 2008*).

Como se ha comentado previamente, es de vital importancia en este estudio la valoración del pie atendiendo a la hiperpronación, luego esta herramienta clínica se complementará con la exploración biomecánica clínica para el diagnóstico del pie pronado siendo ésta una de las anormalidades más frecuentes de la marcha (*Hunt, 1990*). La postura del pie durante la carga influye tanto la alineación de la pelvis como la posición de la columna vertebral (*Pinto et al, 2008*).

La excesiva pronación de la ASA produce cambios significativos en la biomecánica de la pierna afectando a su vez a la estabilidad del pie. La pronación es un movimiento triplanar que se compone simultáneamente de eversión calcánea en cadena cinética abierta, y de eversión de calcáneo y de aducción y flexión plantar de astrágalo en cadena cinética cerrada. Dicho movimiento favorece la amortiguación tras el choque de talón en la marcha. Por tanto varios grados de pronación de la ASA son necesarios durante la deambulación y carrera para favorecer la absorción de ondas de choque inicial de la fase de contacto, la funcionalidad ideal de los músculos así como permitir la distribución normal de fuerzas en la cadena cinética. A pesar de ello, la anormal o excesiva pronación afectará a la misma (*Gross et al, 2007; Khamis y Yizhar, 2007; Parker et al , 2008; Karatsolis et al, 2009*).

Cuando se excede o prolonga dicho movimiento éste produce rotación interna de la pierna lo cual conlleva un incremento de la tensión de los tejidos adyacentes y fuerzas de compresión laterales en la ASA. Esas fuerzas anormales afectan a todo el miembro inferior las cuales son transmitidas a estructuras superiores

produciendo lesiones de stress a la rodilla, cadera o a los segmentos vertebrales (*Pinto et al, 2008; Karatsolis et al, 2009*).

Ante la presencia de una eversión calcánea excesiva se genera como se ha comentado, excesiva rotación interna de la cadera, lo cual predispone a la anteversión de la pelvis y a una hiperlordosis lumbar asociada a la patología de la columna lumbar (*Khamis y Yizhar, 2007; Pinto et al, 2008*).

Por tanto la excesiva eversión calcánea podría afectar a la alineación de la pelvis y a la predisposición de alteraciones a nivel lumbar (*Pinto et al, 2008*).

2.2. La columna vertebral

La columna vertebral constituye el eje corporal que se encarga de soportar el peso del cuerpo tanto en estática como en dinámica. Su constitución ósea le permite cumplir un segundo cometido como protección de la médula espinal (*Jiménez-Castellanos et al, 2007*). Se considera una estructura esencialmente mecánica. Cada vértebra se articula con otra de forma controlada a través de un complejo sistema de articulaciones, ligamentos y palancas (costillas). Su principal estabilidad se debe a los ligamentos, a su gran desarrollo y a las estructuras neuromusculares que la conforman (*Jiménez-Castellanos et al, 2007*).

Funciones biomecánicas principales de la columna vertebral

- 1- Soporte de la mitad superior del cuerpo (60% del peso corporal total) que descansa sobre ella.
- 2- Permitir el movimiento del tronco sobre su eje, en los tres planos del espacio lo cual habilita para la marcha además del soporte de cargas.
- 3- Protección de las delicadas estructuras nerviosas medulares y radicales que alberga en su interior.

Los componentes anatómicos de la columna son los huesos, los discos intervertebrales, los ligamentos y los músculos, los cuales suelen realizar una función en consonancia. Sus propiedades se verán influenciadas según la orientación de las fuerzas a las que se ven sometidos, pudiendo ser éstas de tracción, compresión, cizallamiento, rotación y esfuerzos de fatiga. La resistencia intrínseca de la columna vertebral se consigue gracias a sus ligamentos y discos, quedando su resistencia extrínseca a cargo de la musculatura.

2.2.a. Componentes anatómicos de la columna

1.-Vértebra

En el ser humano, la columna se constituye por vértebras que conforman la unidad ósea de la columna. Constituyen un total de 33 elementos óseos discordes que se superponen presentando diferentes características que las distribuyen de la siguiente forma:

- Siete cervicales (la primera llamada Atlas y la segunda Axis)
- Doce dorsales o torácicas
- Cinco lumbares
- Cinco sacras (sin articulación entre ellas pues están fundidas y componen el hueso sacro)
- Cuatro coccígeas (sin articulación entre ellas pues están fundidas y componen el hueso cóccix, tampoco existe articulación entre el sacro y el cóccix; según teorías evolutivas sería la reminiscencia del rabo o cola correspondiente a otras especies animales) (*Viladot y Ruano, 2004*).

Las vértebras están formadas por un bloque anterior óseo o cuerpo y un arco óseo posterior (arco neural). Están compuestas a su vez por las apófisis articulares transversas y las espinosas. Las carillas articulares que presentan principalmente protegen al disco de las fuerzas de cizallamiento y torsionales. La forma básica de las vértebras difiere básicamente en el tamaño y volumen que presentan, estando las mismas condicionadas por la porción a la cual pertenezcan y justificándose este hecho por las sollicitaciones mecánicas de cada zona anatómica cervical, dorsal o lumbar (*Jiménez-Castellanos et al, 2007*).

La zona posterior de la vértebra es responsable de la protección y guía de movimientos. Por el contrario, la zona anterior soporta la carga y es responsable de la amortiguación. Así el cuerpo vertebral es el principal portador de las cargas debido a que está constituido por hueso esponjoso. Como funciones primordiales de las apófisis vertebrales, se destacarían la de la carga del 18% de las fuerzas de compresión en bipedestación así como la contribución a disminuir la presión intradiscal (*Viladot y Ruano, 2004*).

En la **zona lumbar**, que es la que centra nuestra atención, la vértebras se caracterizan por ser muy sólidas debido al peso que soportan, presentando a su vez una importante movilidad (*Jiménez-Castellanos et al, 2007*).

2- Disco intervertebral

Con gran contenido en agua, se comporta básicamente como un amortiguador debido a la composición visco-elástica que presenta. Tolera muy bien las fuerzas de cizallamiento y mal las de tracción y torsión. Se deforma fácilmente ante cualquier carga pero una vez que ésta cede recupera rápidamente su forma inicial. Actúa como un muelle cuya función principal es la de amortiguación. Cuando sufre degeneración su capacidad visco-elástica disminuye (*Viladot y Ruano, 2004*).

3- Ligamentos

Actúan como una goma que favorece la transmisión de cargas en la dirección de las fibras que los conformen, y también resisten las fuerzas de tensión. Dichas funciones favorecen el ahorro energético muscular debido a que fijan la postura, restringen el exceso de movilidad de la columna protegiendo así a la médula espinal y al resto de las estructuras vertebrales, así como, la absorción de energía cinética (*Viladot y Ruano, 2004*).

2.2.b. Unidad funcional básica de la columna vertebral

Está constituida por dos vértebras consecutivas y la unión de los tejidos blandos adyacentes. El disco intervertebral es el responsable, como anteriormente hemos descrito, de soportar cargas complejas y su núcleo pulposos actúa con un efecto hidráulico cuando es sometido a carga axial, funcionamiento similar a un muelle. El anillo fibroso que lo conforma tiene un comportamiento visco-elástico,

presentando una tensión circunferencial máxima en la periferia. El disco por tanto es decisivo en la movilidad articular ya que aporta función hidrostática y actúa como un colchón entre las vértebras disminuyendo el gasto energético y distribuyendo las cargas (*Borenstein y Wiesel, 1989*).

2.2.c. Cinemática de la columna

Las características del movimiento de la columna se determinan por **elementos pasivos** (apófisis articulares, disco, ligamento, estructuras óseas) y por **elementos activos** (músculos), éstos desempeñan un papel esencial en la estabilidad de la misma.

Una columna desprovista de musculatura en posición erecta sólo sería capaz de soportar 2 kg de peso. Además su grado de movilidad depende del segmento anatómico donde nos encontremos (*Borenstein y Wiesel, 1989*).

La columna vertebral del adulto no forma un eje rectilíneo considerado en un plano sagital. Presenta una serie de curvaturas compensadoras como consecuencia de la adaptación a la posición bípeda. La lordosis que presenta a nivel lumbar es característica de la especie humana, consecuencia de la adquisición de la postura erecta. Debido a que la columna vertebral representa el eje que soporta el peso del cuerpo éste será transmitido a los miembros inferiores. Cualquier desviación en la misma, puede provocar una desigualdad en dicha transmisión y de modo inverso, cualquier alteración de éstos (como un pie plano,) puede afectar a la columna produciendo desviaciones anómalas que traten de compensar el defecto de los miembros inferiores (*Jimenez-Castellanos et al, 2007*).

La columna vertebral se ancla a los miembros inferiores a través de la pelvis. Ésta permite la movilidad de las extremidades inferiores con el tronco, a la que transmite el peso corporal en la estación bípeda desde la columna vertebral. La pelvis puede moverse ampliamente a través de las articulaciones coxofemorales, donde puede desplazarse hacia delante (anteversión), hacia detrás (retroversión) o incluso lateralmente (lateroversión). Esta conexión anatómica sirve de nexo de unión entre el miembro inferior y la columna, interaccionando en la comanda de la cinética corporal de miembros superiores e inferiores (*Jiménez-Castellanos et al, 2007*).

A continuación se procede a comentar brevemente la anatomía y función de la columna lumbar, así como, algunos aspectos básicos del dolor lumbar crónico.

2.2.1. Columna lumbar:

La estructura de esta zona es compleja y está compuesta por cinco vértebras (figura 2); esta zona presenta dos ligamentos mayores que limitan los cuerpos vertebrales. El ligamento longitudinal anterior es una banda ancha y fuerte de fibras que se extiende por delante y por los lados de los cuerpos vertebrales. Une firmemente un cuerpo vertebral al siguiente. El ligamento longitudinal posterior se extiende a lo largo de la superficie posterior de los cuerpos vertebrales.

Atendiendo a su musculatura está compuesta por una fascia que sería la capa más superficial, uniéndose en su parte media a las apófisis dorsales, a la cresta iliaca y a la cresta lateral del sacro, dando origen lateralmente a los músculos dorsal ancho y transversos del abdomen. Debajo de la fascia se encuentran los músculos erectores de la columna que se unen a un tendón de la zona posterior del

sacro, a la cresta iliaca, y a las apófisis espinosas lumbares y ligamento supraespinoso. Las fibras de dicho músculo se dividen en tres partes a nivel de la columna lumbar, el iliocostal lateral, el intermedio y el espinal más medial, cuya acción conjunta es la extensión de la columna y con la acción unilateral la flexión lateral. Por debajo del erector de la columna se encuentran los músculos transversos espinales. El multifido se origina en la zona posterior del sacro y se inserta en las apófisis espinosas superiores a su origen. Otros músculos profundos son los interespinales y los intertransversales los cuales extienden y flexionan la columna respectivamente. Los músculos flexores anterior y lateral de la columna se localizan anterior y lateralmente a los cuerpos vertebrales y apófisis transversas. El iliopsoas está formado por el psoas mayor y el iliaco, cuya principal función es la de flexión de la columna lumbar así como de inclinación lateral. El cuadrado lumbar fija la duodécima costilla hacia abajo y flexiona el tronco lateralmente. A pesar de no formar parte de la zona inferior de la espalda los músculos abdominales anteriores, glúteos, la musculatura posterior del muslo, los cuádriceps, gastrocnemio y sóleo son estructuras importantes en el soporte de la columna lumbosacra. La anomalía de dicha musculatura puede dar lugar a una cinética anómala en dicha zona dando lugar a CLBP (*Borenstein y Wiesel, 1989*).

En este punto se considera necesario realizar una breve reseña en relación al dolor lumbar crónico el cual centra nuestra atención, siendo el mismo el objeto de varias de las investigaciones en relación al pie.

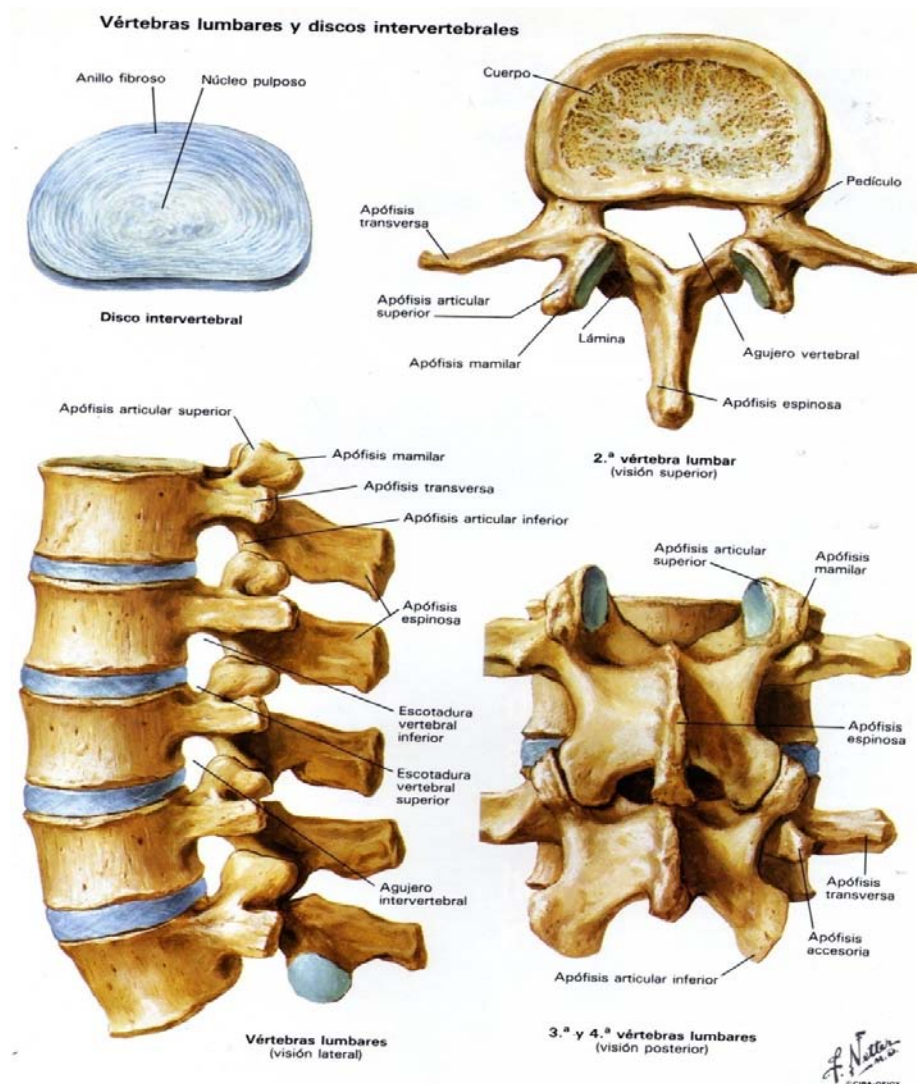


Figura 2. Anatomía de la columna vertebral. Imagen procedente de: Netter ,1990.

2.2.2. Dolor lumbar

El dolor lumbar crónico es el dolor que nace en la zona lumbar baja y que persiste por un periodo de tres meses o más (Pérez 2006; López de Celis et al, 2009; Sahar et al, 2009). Se denomina comúnmente como lumbalgia, palabra proveniente del latín y que sólo significa lo que el paciente refiere, un síntoma doloroso en la zona vertebral o paravertebral lumbar (López de Celis et al, 2009).

Se estima que el 80% de la población presentará o habrá presentado alguna vez en su vida algún episodio de dolor lumbar, considerándose como segunda causa en frecuencia de visitas médicas y tercera en intervenciones quirúrgicas, siendo a su vez el motivo principal de limitación de actividad en personas menores de 45 años (*Pérez, 2006*).

El primer episodio de lumbalgia aparece en edades comprendidas entre 20 y 40 años (*Pérez 2006, López de Celis et al, 2009*); representando para autores como *Humbría* (2004) el rango de edad con mayor incidencia el comprendido entre 30 y 60 años (*Humbría, 2004; Hoy et al, 2010*) aumentando la prevalencia general con la edad hasta el grupo de 60 a 65 años. A partir de ese momento dicho dolor disminuye gradualmente (*Hoy et al, 2010*).

Atendiendo a la etiología de dicha dolencia, diversos estudios apuntan a que la mayoría de las alteraciones orgánicas de la columna vertebral son irrelevantes, y no se correlacionan con la existencia de dolor en ocasiones. Se denomina como lumbalgia inespecífica aquellos casos donde no se puede determinar el factor etiológico que la produce estableciéndose dicho diagnóstico en el 80% de los casos (*Pérez, 2006*).

Otros investigadores defienden como causa más habitual del dolor lumbar crónico, la degeneración de los discos intervertebrales y las articulaciones posteriores, lo cual en ocasiones puede estar condicionado por alteraciones en la biomecánica del resto del organismo (*Borenstein y Wiessel, 1989*).

Actualmente se define lumbalgia inespecífica como “todo aquel dolor localizado en la zona de referencia y no causado por fracturas, traumatismos

directos o enfermedades sistémicas, en el que no existe una compresión radicular demostrada y subsidiaria de tratamiento quirúrgico (como ocurre en una minoría de casos de hernia discal sintomática o estenosis espinal sintomática)”(*Grupo Español de trabajo del programa Europeo COST B13, REIDE*).

El principal síntoma, como dice su nombre, es un dolor persistente en la zona lumbar baja, identificada como la parte posterior de la cintura, que se desencadena cuando se permanece de pie y mejora notablemente en la cama. Puede aparecer cuando la columna está en reposo o en movimiento. Las alteraciones de la postura secundaria a compromisos en los pies, rodillas y caderas, pueden dar origen al mismo. Las principales causas del dolor lumbar son los trastornos posturales debidos a posiciones anormales, trastornos de la marcha por afecciones músculo-esqueléticas de los miembros inferiores, y por malos hábitos posturales. Cuando sólo existen alteraciones funcionales la sintomatología es discreta y esporádica, produciéndose dolor en especial después de que el paciente permanezca durante un tiempo prolongado en una sola posición (*Borenstein y Wiessel, 1989*).

El tratamiento por tanto será variable según la etiología del problema. En este punto es importante destacar que en los casos en los cuales la etiología de dicha sintomatología se encuentra en los trastornos biomecánicos del pie se considera necesario actuar a este nivel para así reequilibrar dicha alteración (*Dananberg y Guiliano, 1999; Cibulka, 1999; Incel et al, 2004; Khamis y Yizhar, 2007; Parker et al, 2008*).

Debido a la dificultad para valorar un síntoma doloroso, el desarrollo de un instrumento para valorar el CLBP ha sido durante mucho tiempo el centro de atención de numerosos estudios (*Ferrari, 2007; Longo et al, 2010*). En el estudio que nos ocupa utilizamos la escala o cuestionario de incapacidad de dolor lumbar

de Oswestry (del inglés *Oswestry Disability Questionnaire*, en adelante ODQ) para valorar la evolución del dolor lumbar. Consideramos el método más acertado debido a que tras el estudio llevado a cabo por Ferrari en el año 2007, se afirma la idoneidad del mismo debido a su sensibilidad tras la valoración del CLBP en pacientes antes y después del uso de soportes plantares. Concluye dicho autor, afirmando que el ODQ en relación a otras escalas (SF-36) parece ser más específico, afirmando a su vez que se trata de un método de sencilla aplicación en pacientes con CLBP tratados con soportes plantares.

El ODQ es un método validado en varios países como Francia, Gran Bretaña, España, Noruega, Turquía, Suecia, Alemania, Grecia, Irán y Marruecos y valora principalmente la funcionalidad y el grado de discapacidad de pacientes con dolor de espalda (*Pérez, 2006; Longo et al 2010*).

Además, para la valoración del dolor lumbar se ha utilizado una escala analógica de dolor (EVA en adelante), que consiste en una línea de 10 cm donde 0 es la ausencia de dolor y 10 el máximo dolor (*Bijur et al, 2001; Gallagher et al, 2001*).

2.3. Antecedentes y estado actual del problema

Durante más de 40 años, diversos investigadores han formulado varias hipótesis en relación a los posibles mecanismos biomecánicos que pueden desencadenar lumbalgia. En gran cantidad de ellos, se ha dado gran protagonismo al desequilibrio biomecánico del pie como un posible precursor del mismo, cuestionando a su vez, si con la modificación de su funcionalidad mediante una plantilla se puede repercutir en la prevención o tratamiento del dolor lumbar (*Bird y Payne, 1999; Ball y Afheldt, 2002, Mulford et al, 2008*). Tras nuestra revisión

bibliográfica hemos encontrado conclusiones poco claras, afirmándose en numerosas ocasiones, la necesidad de futuros estudios que puedan esclarecer más dicha hipótesis.

A continuación revisamos algunos de los resultados de las investigaciones más relevantes que se han realizado con respecto a los **desequilibrios biomecánicos del pie y el dolor lumbar crónico** que es el tema concreto que centra nuestra atención.

Como posible causa etiológica del dolor lumbar crónico inespecífico, son varios los autores que han defendido que la excesiva pronación del pie influye notablemente en el desarrollo de la cadena cinética corporal (*Dananberg y Guiliano, 1999; Cibulka, 1999; Incel et al, 2004; Khamis y Yizhar, 2007; Parker et al, 2008; Molgaard et al, 2010 Krishnan et al 2011*). Así, diversos estudios afirman, que la hiperpronación del pie afecta al miembro inferior transmitiéndole una excesiva rotación interna así como un cambio en la posición de la pelvis y de la zona lumbar (*Botte, 1981, Rothbart y Estabrook, 1988; Dananberg y Guiliano, 1999; Cibulka, 1999; Incel et al, 2004, Aebi 2005; Khamis y Yizhar, 2007; Pinto et al, 2008; Parker et al, 2008; Molgaard et al, 2010, Krishnan et al, 2011*). En contraposición, hay autores que no defienden dicha teoría (*Brantingham et al, 2007, Sahar et al, 2009*).

Procederemos a situarnos en la situación actual del problema realizando una descripción cronológica de los estudios más relevantes hasta la actualidad. Ya en el año 1999, *Dananberg et al*, plantearon la hipótesis de que unas ortesis plantares a medida podrían influir en la sintomatología del dolor crónico lumbar. Para ello utilizaron una escala de valoración de la discapacidad producida por el dolor de espalda (Quebec Back Disability Scale), donde se evaluaba en varios periodos

dicha discapacidad. Tras la finalización de su análisis, postularon que el dolor de dicha zona se reduce en mayor cuantía utilizando las ortesis plantares a medida frente a los tratamientos tradicionales para el dolor de espalda y destacaron a su vez, la importancia del examen de la marcha como una posible etiología de CLBP cuando ésta no se desarrolla con normalidad. Concluyeron afirmando que dichos desequilibrios repercutían produciendo daño y que una significativa parte del CLBP se relacionaba con el anormal stress transmitido durante el ciclo de la marcha que con una anormalidad anatómica de la zona lumbar (*Dananberg et al, 1999*).

En el año 2002, *Larsen et al* defiendieron la prevención de ciertos problemas musculoesqueléticos en la espalda o miembros inferiores con el uso de soportes plantares a medida. Según dichos autores el uso de soportes plantares a medida en el control de la pronación de la articulación mediotarsiana y la ASA presentaba un efecto positivo en la cadena cinética cerrada, enlazando el movimiento de toda la extremidad inferior y la espalda durante la marcha y la carrera. Gracias a la prevención de la excesiva pronación mediante el uso del tratamiento, se prevenía la rotación interna anormal de la tibia, fémur y pelvis las cuales producirían estrés a nivel de la rodilla, cadera y espalda.

Posteriormente, *Walter et al.* (2004) realizaron un estudio retrospectivo en 275 pacientes para valorar la mejoría suscitada tras el uso durante un año de plantillas termoplásticas a medida (el material con el que se conformaban estas era de polipropileno). Los resultados obtenidos del análisis apuntaron que mediante dicho tratamiento se inducía una movilidad más adecuada del pie pudiendo producir en consecuencia menos molestias a nivel de tobillo, rodilla y espalda.

Dichas conclusiones concuerdan con las obtenidas por *Tsuruoka et al* (2005). Estos autores afirmaron que los soportes plantares proporcionaban mayor estabilidad y restauraban el balance y el ritmo de movimientos durante la marcha, lo cual se traducía en una disminución del CLBP. Justificaron sus hallazgos al considerar al paciente como un “todo” como consecuencia de la transmisión de movimientos de una región corporal a otra más distante.

Shabat et al (2005) evaluaron el uso beneficioso que podían reportar las plantillas ortopédicas en el CLBP frente a unas placebo en trabajadores con una actividad que requería grandes periodos de marcha. Midieron la variable dependiente con un cuestionario validado denominado “Million”. Se calculó mediante éste, la diferencia de intensidad de dolor de un tratamiento frente al otro tipo de plantilla, placebo. El resultado de dicho estudio arrojó unos resultados plausibles en el uso de las plantillas ortopédicas frente al tratamiento alternativo. Postularon que la evolución del CLBP era decreciente lo cual fue significativo tras el uso de la plantillas terapéuticas.

Debido a la dificultad de valorar la evolución del CLBP en pacientes tratados con soportes plantares a medida, *Ferrari* (2007), analizó la sensibilidad de dos cuestionarios en la valoración de dicho síntoma; SF-36 y el Oswestry Disability Questionnaire. Sus conclusiones fueron congruentes con la de los trabajos descritos anteriormente afirmando a su vez una mayor sensibilidad del ODQ frente al SF-36, encontrando la máxima mejoría sintomatológica tras seis semanas de tratamiento con las plantillas.

Durante ese mismo año autores como *Brantingham et al* (2007), plantearon la hipótesis del pie plano como un factor de riesgo del CLBP. Justificaron esta relación considerando el pie plano como un precursor de una mala alineación de la

pelvis. Tras la realización de dicho estudio en una muestra de 58 sujetos, rechazaron la hipótesis sostenida, no encontrando una correlación entre ambas entidades clínicas. Afirmaron a su vez, la necesidad de realizar futuros estudios.

Khamis y Yizhar (2007) investigaron el efecto que el aumento de la eversión calcánea en la posición de la pelvis podría producir en el plano sagital (en sujetos ausentes de patología). Según estos autores, cuando se provocaba intencionadamente una hiperpronación mediante la aplicación de cuñas en el pie, se aumentaba la rotación interna de la pierna, de la cadera y la basculación anterior de la pelvis, produciéndose una interacción entre el pie y la cintura pélvica en forma de reacción en cadena cinética.

Los resultados obtenidos por *Pinto et al (2008)*, profundizaron más en esta línea de investigación y defendieron que la pelvis era responsable de la conexión y transmisión de fuerzas entre la zona superior e inferior de la estructura corporal. Postularon que las modificaciones en el miembro inferior como la pronación excesiva del pie, repercutía en la presencia de alteraciones a nivel lumbopélvico, aumentando el riesgo de desarrollar CLBP. Del mismo modo, *Parker et al (2008)*, resaltaron que la marcha patológica influía en la lordosis lumbar asociada con una alteración de la basculación pélvica debida a una acción biomecánica compensadora.

Por tanto, la presencia de una hiperpronación del pie se ha relacionado con patología lumbar asociada debido a los cambios biomecánicos consecuentes al formar parte de esta cascada cinética (*Pinto et al, 2008; Krishnan et al, 2011*). La postura del pie puede afectar la posición bípeda y alterar la alineación de la pelvis, interaccionando a su vez en la postura de la columna vertebral. Debido a que la pronación de la ASA es un movimiento triplanar caracterizado en CCC, por la

aducción y flexión plantar del astrágalo y eversión del calcáneo así, la aducción del astrágalo arrastrará en consecuencia a la pierna a una rotación interna. Una excesiva eversión del calcáneo lleva al miembro inferior a una rotación interna alterando por tanto la alineación de la pelvis (*Botte, 1981; Khamis y Yizhar, 2007; Pinto et al, 2008*).

La teoría de que los pacientes con soportes plantares refieren mejoría de la sintomatología musculoesquelética fue nuevamente cuestionada por Trotter y Razeghi, (2008). Para ello realizaron un estudio en el cual se cuestionaba la eficacia de la confección de soportes plantares a medida frente a las prefabricadas. Dicha evaluación se realizó teniendo en cuenta la prescripción del tratamiento, el proceso de toma de medida, los materiales utilizados y las modificaciones llevadas a cabo. La mejoría en los síntomas musculoesqueléticos se midió mediante una escala EVA (*Bijur et al, 2001; Gallagher et al, 2001*) (intervalo de 0 a 10) para cuantificar el dolor referido por el paciente semanalmente. Los resultados de este estudio apoyaron la hipótesis de que los pacientes con dolor en los miembros inferiores que llevan plantillas a medida durante 4 semanas reducían significativamente su dolor a partir de las 3 semanas de uso y cuando éstas eran sustituidas por las estándar el dolor resurgía. Resaltaron la importancia que conlleva la realización de una exploración minuciosa así como de la realización de un tratamiento a medida de la ortosis justificando así la poca coincidencia frente a estudios donde no se tenían en cuenta estos factores.

En el año 2009, se describió una revisión de las bases de datos: Registro Especializado de Ensayos Controlados del Grupo Cochrane de la Espalda (Trastornos de la Columna) (Cochrane Back Group) y el Registro Cochrane Central de Ensayos Controlados (*Cochrane Central Register of Controlled Trials, CENTRAL*) hasta marzo de 2005, MEDLINE, EMBASE y CINAHL hasta febrero

de 2007; revisión de listas de referencias en artículos de revisión, guías y en ensayos incluidos por *Sahar et al* (2009). Dichos autores realizaron una búsqueda acerca de los estudios más relevantes en relación a si el uso de plantillas ortopédicas podrían tener algún efecto en la mejoría de la prevención del dolor de espalda en los estudios descritos hasta el momento. En la revisión se intentó obtener todos los datos clínicos pertinentes de alta calidad, publicados hasta esa fecha en la bibliografía médica, afirmando en sus conclusiones una “solidez” de resultados en contra del uso de plantillas para prevención del CLBP. Destacaron a su vez que el uso de las mismas como tratamiento del dolor lumbar no permitía sacar conclusiones claras.

Posteriormente, *Mattila et al* (2010; 2011), realizaron dos estudios donde se cuestionó la posibilidad de prevención del CLBP en sujetos sanos al aplicarles unas plantillas a medida. En su primer estudio aleatorio, *Mattila et al* (2010), no encontraron una asociación entre el uso de plantillas ortopédicas en el grupo experimental, frente al control en relación a la disminución de lesiones en el miembro inferior. Tras su segundo trabajo llegaron a la misma conclusión por lo que afirmaron que no se consideraba un tratamiento recomendable para prevenir el dolor lumbar. Dicha conclusión se vió a su vez corroborada por otros estudios realizados (*Finestone et al, 2004; Sahar et al, 2009*).

Según nuestro conocimiento, el estudio más reciente encontrado en la bibliografía relacionado con nuestro trabajo, corresponde a *Cambron et al* (2011). En dicha investigación los autores se plantearon como objetivo la valoración del CLBP en relación al control biomecánico del pie. El tratamiento utilizado consistió en la aplicación de unos soportes plantares, que los autores describieron como “a medida”, con un sostén para el arco interno, externo y anterior del pie. Se trató de un ensayo clínico controlado donde se realizó la aleatorización por bloques en 50 sujetos con CLBP. La valoración del CLBP se llevó a cabo

mediante la escala EVA y el índice de Oswestry. La variable dependiente se evaluó cada 2 semanas durante un periodo total de 12 semanas. Las conclusiones del mismo arrojan unos resultados que afirman que **el CLBP se reducía significativamente** tras el uso durante 6 semanas en el grupo experimental. Afirmaron a su vez que se deben realizar estudios más en profundidad que puedan reforzar las conclusiones obtenidas.

En conclusión, tras la revisión llevada a cabo, se aprecia que en relación a la temática de nuestro estudio no se han podido obtener hasta el momento claridad en los resultados obtenidos por lo que se resalta la necesidad de futuros estudios. El carácter innovador del estudio que nos proponemos radica en que se valora el CLBP en pacientes hiperpronadores tratados con plantillas de polipropileno **a medida realizadas habitualmente por el podólogo**, teniendo en cuenta el FPI como herramienta clínica complementaria.

3. OBJETIVOS E HIPÓTESIS

3. OBJETIVOS E HIPÓTESIS

La alteración biomecánica o estructural del pie se relaciona con gran cantidad de desequilibrios a otros niveles corporales. La funcionalidad del pie y el resto del organismo están biomecánicamente integradas. El dolor lumbar crónico se relaciona en ocasiones con anomalías en dicha cadena cinética. Por ello, se intuye que puede verse influenciado por otros factores de riesgo a niveles más inferiores, como pueden ser determinados desequilibrios en el pie, lo cual explicaría en ocasiones la falta de mejoría en el tratamiento de dicha afectación.

Debido a la inexistencia, según nuestra revisión bibliográfica, de investigaciones que se centren en el tratamiento de este factor causal con la metodología que proponemos, se procede a diseñar este estudio con los objetivos que se describen a continuación.

Como **objetivo principal** del estudio nos planteamos comprobar si disminuye el dolor y el índice de discapacidad de los pacientes con dolor lumbar crónico tras el tratamiento ortopodológico personalizado de la pronación excesiva del pie durante un mes.

Entre los **objetivos secundarios** que se derivan de la realización de este trabajo se encuentran los siguientes:

- 1.- Valorar la relación entre los pies hiperpronadores y el dolor lumbar crónico.

2.-Identificar si la hiperpronación unilateral o bilateral de los pies puede influir en la evolución del grado de incapacidad o dolor lumbar crónico.

3.-Comprobar si los sujetos con un mayor grado de incapacidad o índice de dolor lumbar crónico, tienen más limitación de la extensión del hallux.

4.-Identificar si en los sujetos con un mayor grado de incapacidad y dolor lumbar crónico existe una limitación de la flexión dorsal del tobillo.

Planteamiento de hipótesis:

La **Hipótesis nula** de la investigación sería que el dolor lumbar crónico medido mediante la escala EVA, y el grado de discapacidad relacionado con el dolor lumbar crónico, medido con el ODQ, no muestran diferencias significativas entre el grupo de participantes que ha utilizado soportes plantares a medida durante cuatro semanas, y el grupo control, que ha utilizado un tratamiento placebo.

Como **hipótesis alternativa** planteamos lo contrario, es decir, que este tipo de tratamiento de las alteraciones biomecánicas del pie hiperpronador influye positivamente en el dolor lumbar crónico disminuyendo su intensidad y mejorando el grado de discapacidad.

4. MATERIAL Y MÉTODO

4. MATERIAL Y MÉTODO

4.1 Tipo de diseño

Se pretende estudiar la evolución del dolor lumbar crónico y el grado de discapacidad relacionado con éste en una muestra compuesta por sujetos con pies hiperpronadores con tratamiento ortopodológico frente a un grupo control con tratamiento placebo. Siguiendo la clasificación de *Argimón y Jiménez* (2000), el diseño de nuestro estudio corresponde a un ensayo clínico aleatorio con técnica de enmascaramiento de doble ciego. Se trata de un ensayo clínico aleatorio, ya que su finalidad es evaluar la posible relación entre los sujetos hiperpronadores y el dolor lumbar crónico mediante la aplicación de unos soportes plantares a medida. Su diseño paralelo consiste en la selección de una muestra de pacientes y su asignación de forma aleatoria a dos grupos: experimental o control. Según *Argimón y Jiménez* (2000), dicho diseño se considera el más adecuado para evaluar la eficacia de una intervención sanitaria, ya que proporciona la evidencia de mayor calidad acerca de la posible existencia entre una relación causa-efecto entre dicha intervención y la respuesta observada.

Se utiliza una técnica de enmascaramiento **doble ciego**, lo que indica que ni el investigador principal ni el participante conocen el tratamiento que se lleva a cabo en cada caso (asignación a grupo experimental o control). Se establece de este modo para evitar un posible sesgo en las respuestas observadas.

El grupo experimental recibe la intervención de estudio (plantillas a medida) y el control (plantillas placebo) se utiliza como referencia. Ambos grupos se siguen de forma concurrente durante un periodo determinado (4 semanas desde la

entrega del tratamiento ortopodológico/placebo) y se cuantifica, y compara la respuesta observada en ambos tras el transcurso de ese intervalo de tiempo.

4.2. Características generales y procedencia de la muestra

La muestra global de este trabajo ha estado constituida por 51 pacientes, de los cuales 43 han correspondido al género femenino y 8 al masculino. La edad media se sitúa $40,63 \pm 14,63$ años.

Se realizó un muestreo intencionado, de forma que los sujetos fueron escogidos de los pacientes valorados en alguna de las siguientes áreas clínicas, los cuales cumpliendo los criterios de selección, aceptaron participar voluntariamente en el estudio:

1. Área Clínica de Podología de la Universidad de Sevilla.
2. Centro podológico Aurora Castro Méndez de Sevilla.

Los participantes incluidos en el estudio, previamente han acudido a alguno de dichos establecimientos sanitarios, y tras observar que cumplían los criterios de selección del estudio y haber mostrado su acuerdo previa firma del consentimiento informado han formado parte del mismo.

Fuente de procedencia de los participantes:

- Treinta y siete sujetos del Área Clínica de Podología de la Universidad de Sevilla.
- Catorce sujetos del Centro podológico Aurora Castro Méndez de Sevilla.

A la muestra procedente de la consulta podológica privada se le ha realizado el mismo protocolo de estudio que a los procedentes del Área Clínica de Podología de la Universidad de Sevilla con el objeto de evitar posibles sesgos en dicho proceso.

Los criterios de asignación a cada uno de los grupos se han llevado a cabo mediante una asignación aleatoria simple, donde la secuencia se ha aplicado posterior a la inclusión del sujeto en el estudio. Se ha utilizado esta asignación debido a que ni el sujeto ni el investigador influyen en la decisión de qué intervención recibirá cada participante así como asegura la comparación entre los grupos de una forma lo más homogénea posible (*Argimón y Jiménez, 2000*).

De la muestra total de la investigación, 34 sujetos han formado el grupo con tratamiento de plantillas ortopodológicas a medida (grupo experimental) y 26 sujetos al grupo control.

4.3. Criterios de selección de la muestra

Los **criterios de inclusión** han sido los siguientes:

- Presentar patología hiperpronadora del pie susceptible de tratamiento ortopodológico, con un índice de postura del pie superior a +6 (*Redmon et al, 2006*).
- Presentar sintomatología **dolorosa lumbar crónica inespecífica**.
- Rango de edad comprendido entre 18 y 65 años. El rango de edad es el utilizado en varios estudios descritos en la literatura (*Humbría, 2004; Pérez, 2006; López de Celis et al, 2009*).

Criterios de exclusión:

- Enfermedad grave.
- Participación en otro estudio de investigación en la actualidad.
- Embarazo.
- Disimetría aparente de miembros inferiores de más de 5 mm *.
- Intervención quirúrgica osteoarticular previa del pie o espalda.
- Estar en tratamiento de cualquier alteración del pie con soportes plantares.
- Tratamiento actual del dolor lumbar.
- Dolor lumbar crónico asociado a patología sistémica o local diagnosticada.

*Este dato se justifica en relación a la revisión bibliográfica de *Knutson (2005)* donde se afirma que la prevalencia de la desigualdad anatómica de la longitud de los miembros inferiores se presenta en un 90% de la población. La magnitud

media de la desigualdad anatómica encontrada fue de 5,2 mm (\pm 4,1). La evidencia sugiere que, para la mayoría de la población, dicha desigualdad no parece ser clínicamente significativa hasta que la magnitud alcanza aproximadamente 20 mm (*Knutson, 2005*). Para autores como *Lafuente et al* (2009), la disimetría debe ser compensada a partir de 5mm. Al realizar en nuestro trabajo la medición se realiza mediante una cinta métrica y siendo conscientes de que es una medida poco exacta, adoptamos este criterio a pesar de poder ser considerado bastante restrictivo debido a la alta prevalencia (*Knutson, 2005*).

4.4 Cálculo del tamaño de la muestra

Este estudio se diseñó para detectar cambios con un tamaño de efecto mayor a 0.8 (tamaño de efecto grande) para un contraste de medias entre dos muestras independientes, asumiendo un error tipo I y un error tipo II de 0,05 y 0,2, respectivamente. Estos valores fueron utilizados para calcular con el software GPower 3.1.0 (Franz Faul, Universität Kiel, Germany), un tamaño muestral mínimo de 21 participantes por grupo (Figura 3). Además, se asumió aproximadamente un 15% de pérdidas durante el seguimiento, por lo que finalmente se reclutaron 60 sujetos.

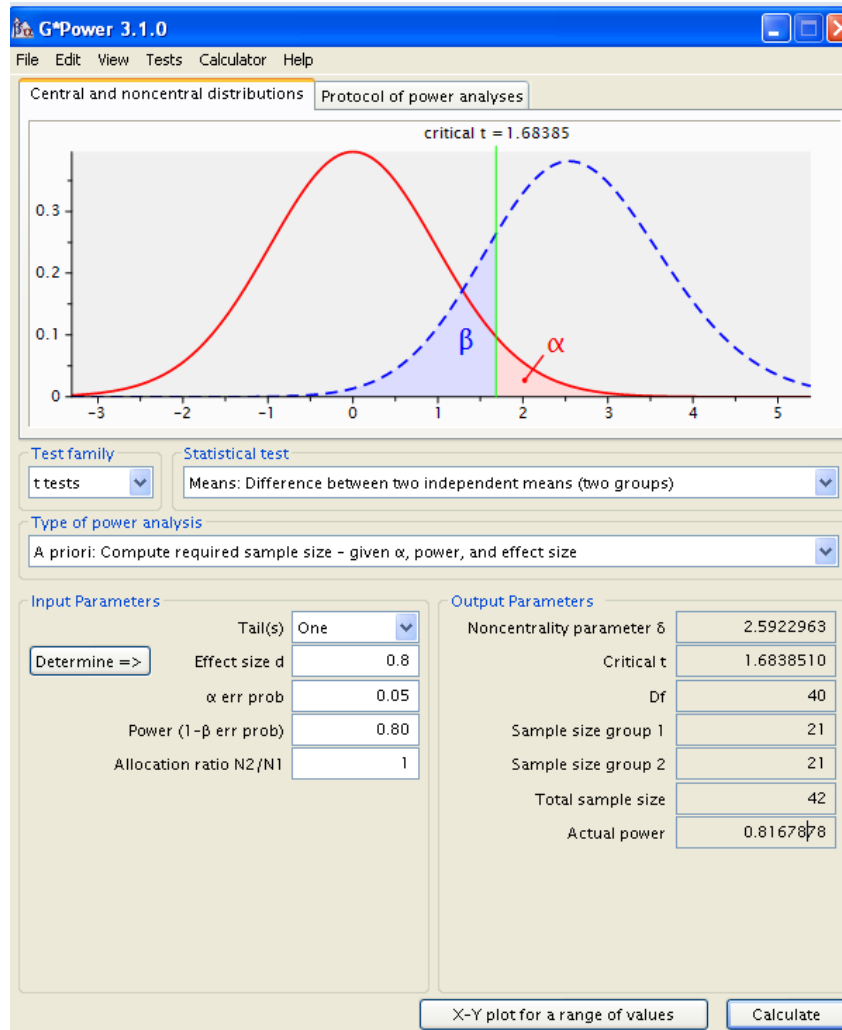


Figura 3. Cálculo del tamaño de la muestra

4.5 Variables de estudio

Las variables que se estudian en este trabajo son las siguientes:

Variables dependientes: dolor lumbar crónico y grado de discapacidad.

Respecto a las variables principales o dependientes, el dolor lumbar se trata como una variable cuantitativa ordinal. Su medición se lleva a cabo en varios momentos del estudio mediante una escala visual analógica de dolor (EVA), considerándose ésta como un método fiable (*Bijur et al, 2001*). En dicha escala se valora un rango comprendido de 0 a 10, considerándose 0 como ausencia de síntoma y 10 el dolor más intenso que impide la actividad realizada en ese momento.

Además, se ha registrado la discapacidad relacionada con el dolor lumbar crónico mediante el índice de discapacidad por dolor lumbar de Oswestry, utilizada mundialmente, que aporta información sobre la discapacidad producida por el dolor de espalda y su repercusión en diez actividades cotidianas, donde a cada una de ellas se le adjudican 5 posibles respuestas obteniendo así el porcentaje de incapacidad reportada. (*Alcántara et al, 2006*).

Como **variable independiente** está el tratamiento ortopodológico a medida. Por ello el factor de estudio son las plantillas ortopodológicas confeccionadas a medida que se realizan para intentar normalizar la biomecánica del pie. En el grupo control se aplican unas plantillas placebo ausentes de dicho efecto.

Existen **otras variables** que también hemos recogido con el objeto de conocer la repercusión que puedan presentar como son:

- Edad (para evaluar si éste puede ser un factor significativo en los resultados)
- Género (como valoración si el sexo puede influir en la evolución de las variables dependientes).
- Índice de postura del pie.
- Limitación del movimiento de extensión del hallux.
- Limitación de la flexión dorsal de la articulación tibio-peronea-astragalina.

La limitación del movimiento del hallux y de la articulación del tobillo se tienen en cuenta por considerarse como posibles factores que pueden influir en el CLBP, por el bloqueo del movimiento en el plano sagital, como describen diferentes estudios (*Hall y Nester 2004; Brantigham et al, 2006*).

4.6. Protocolo de recogida de datos

El periodo de recogida de datos que consistió tanto en la recogida de la información como en el trabajo de campo comprendió desde el mes de Febrero de 2009 hasta Marzo de 2011.

En primer lugar se realizó una **historia clínica** a cada participante donde se recogieron datos de filiación, edad, profesión, actividad deportiva, peso, talla, antecedentes familiares, personales y motivo de consulta.

Se procedió posteriormente a la realización de una **exploración biomecánica** del miembro inferior figuras 4 y 5. El protocolo llevado a cabo fue el habitualmente utilizado en el Área Clínica de Podología de la Universidad de Sevilla. En todos los casos se realizó dicha exploración por el investigador principal para así minimizar los posibles errores en las maniobras con la intención de que sea el mismo observador quién las evalúe. La finalidad de dicha exploración consistió en realizar un diagnóstico ante posibles anomalías biomecánicas que indiquen unos pies excesivamente pronadores.



Figura 4. Exploración en podoscópio



Figura 5. Exploración biomecánica

El protocolo empleado abarcó las exploraciones utilizadas más frecuentemente y que han sido descritas por varios autores, donde se realiza una exploración articular y muscular de las caderas, las rodillas, los tobillos y los pies, complementada por el examen en bipedestación estática y dinámica (*Root et al, 1991; Seibel, 1994; Michaud, 1997; Van Meerhaeghe, 2006*). ANEXO 1.

La exploración se vió complementada por el FPI, método validado y defendido por diversos autores como una herramienta clínica complementaria para la valoración de alteraciones podológicas . Su finalidad es cuantificar el grado de posición neutra, pronada o supinada del pie (*Redmond et al, 2006 y 2008; Reilly et al, 2009; Cornwall y McPoil, 2011*). ANEXO 2.

Preparación del paciente:

Durante la realización de esta maniobra el paciente permaneció en una posición de bipedestación relajada durante aproximadamente dos minutos con la intención de conseguir la posición más aproximada del pie durante el ciclo de la marcha. Se consideró necesario que el explorador tuviera libertad de movimiento alrededor del sujeto, con la intención de poder observar el pie en las tres posiciones del espacio.

Esta herramienta consiste en seis maniobras sencillas de realizar en las que se valora al paciente en una posición de bipedestación relajada (*Redmond et al 2006*):

1. **Prominencia de la cabeza del astrágalo medial/lateral.** Este criterio es el único que precisa más de la palpación que de la observación. La cabeza del astrágalo se palpó en la cara medial y lateral a nivel anterior del tobillo. En el pie pronado esta región es más prominente en la cara medial, y a la inversa en el pie supinado.
2. **Visualización de las curvas supra e inframaleolar** de la cara externa del tobillo. En un pie neutro se ha sugerido que las curvaturas deben ser aproximadamente similares. En un pie pronado la curvatura bajo el maléolo externo será más acusada que la superior, contrariamente sucedería en el pie supinado.
3. **Posición de calcáneo en plano frontal.** Se observó la cara posterior del calcáneo con el explorador perpendicular al eje del pie. Éste criterio equivaldría a la cuantificación de la posición relajada del calcáneo en apoyo.
4. **Congruencia de la articulación talonavicular.** En un pie neutro el área del pie equivalente a la articulación astrágalo-escafoidea se

considera plana en los casos en que la cabeza del astrágalo se aduce y el retropié se evierte el abultamiento de esta zona en la zona medial es más prominente, en un pie supinado éste área estaría hundida.

5. **Altura del arco longitudinal interno.** En el pie neutro la curvatura del arco interno debe ser uniforme, en los pies pronados el arco se aplana a nivel central y en los pies supinados esa curvatura se agudiza a nivel posterior y anterior del arco longitudinal interno.
6. **Posición de los dedos en abducción/aducción** (Signo de Demasiados dedos, del inglés *Too many toes*). En un pie neutro observaremos la misma porción del antepié a nivel medial y lateral desde una posición posterior, en línea con el eje longitudinal del talón. El pie pronado cursa con un antepié más visible en la cara lateral, en un pie supinado se produce una mayor visibilidad en la cara medial.

Cada una de estas mediciones se puntuó con valores comprendidos entre -2 a +2, indicando el valor de signos pronatorios en la aproximación a +1 ó +2 y supinatorios cuando ésta se aproxima a -1 ó -2. Una puntuación de +12 indica el máximo grado de pronación en este índice, y una puntuación de -12, el máximo grado de supinación.

El FPI, presenta como valores de referencia los que se describen a continuación (*Redmond et al 2006*):

- Pie normal: 0 a +5
- Pie pronado: +6 a +9. (Altamente pronado +9 a +12).
- Pie supinado: -1 a -4. (Altamente supinado -5 a -12).

Una vez que se comprobó que el sujeto cumplía los criterios de inclusión en el estudio, se le propuso participar en la investigación, entregándole un documento de consentimiento informado (ANEXO 3), en el que se explicaba la naturaleza del estudio así como sus objetivos principales. Después de entender, de manera oral y escrita, la naturaleza del mismo se le pedía que devolviera su consentimiento firmado por escrito (en todos los casos se le explicaba al sujeto el derecho de la revocación del mismo).

Una vez finalizada la exploración, ante un diagnóstico de pie hiperpronador o pronado (se utilizarán dichos términos como análogos en este estudio), se realizó la toma de moldes en espuma fenólica en situación de carga con la intención de confeccionar unos soportes plantares a medida. El protocolo utilizado fue el descrito por *Benhamú et al* en 2004, siendo el más usado en el Área Clínica de Podología de la Universidad de Sevilla. Dicha técnica se aplicaba mediante una serie de maniobras que se consideran adecuadas para obtener una compensación óptima del molde, donde además de reproducir de forma fidedigna la morfología del pie, estén impresas las correcciones necesarias para compensar la alteración biomecánica que presente el paciente (*Benhamu et al, 2004*). En el caso concreto que nos ocupa, la toma de moldes debía evitar la pronación del pie llevando a la articulación subastragalina, a una posición lo más cercana posible a la posición neutra, colocando también el antepié paralelo al suelo, según describen los autores previamente citados, realizando una rotación externa contenida a nivel del tercio distal de la pierna.

El molde de espuma fenólica corregido (intentando colocar la ASA en posición neutra), se rellenaba con escayola y una vez fraguado, serviría como positivo para la adaptación de los soportes plantares a medida.

Se realizaron en todos los casos soportes plantares con termoplástico de polipropileno de 3 mm retrocapital y cubierta de espuma de polietileno de 2 mm de grosor y dureza 35 Shore A desde el talón hasta los pulpejos de los dedos (Figura 6). Además, se realizaba una palmilla de resina debido a que lo consideramos el material más apropiado con la intención de no alterar la biomecánica habitual del paciente hiperpronador (placebo o tratamiento alternativo).



Figura 6. Imagen de los soportes plantares personalizados

A todos los participantes de la muestra se le confeccionaron los dos tipos de tratamiento, y mediante una técnica de aleatorización simple con una moneda (Hernández *et al*, 2007), realizada por un colaborador de la investigación se le entregaba unas plantillas u otras. De esta forma se procedió a la inclusión en el grupo experimental o en el grupo control del estudio, quedando cegada la investigadora principal.

Al tratarse de un ensayo clínico aleatorio doble ciego, la entrega del tratamiento en cada caso (grupo experimental/control) se llevó a cabo por un colaborador del investigador principal. De este modo, el investigador principal estuvo cegado en todo momento en cuanto al conocimiento del tratamiento que recibía el sujeto, y de idéntica forma al paciente, ya que, como se le explicó antes de que aceptara participar en el estudio, se le haría entrega de un par de “plantillas” que podían ser las que se están estudiando u otras, con el compromiso de que si finalmente recibía el tratamiento placebo, una vez que finalizara el estudio se le aplicarían los soportes plantares más apropiados para su alteración podológica.

La percepción del dolor lumbar crónico y el grado de discapacidad se evaluó por parte del paciente en dos momentos de la investigación: uno en el momento de la inclusión del sujeto en el estudio y el siguiente a las **cuatro semanas** de uso del tratamiento ortopodológico, con la intención de poder realizar la valoración del síntoma doloroso y el grado de discapacidad. Se estimó oportuno realizar el seguimiento a las cuatro semanas debido a que se afirma en varios estudios que los soportes plantares a medida proporcionan un alivio sintomático después de 3-4 semanas de uso (*Dananberg y Guiliano, 1999; Trotter y Pierrynowski, 2008; Landsman et al, 2009*). Por tanto, tras dicho periodo, se volvió a valorar las variables dependientes mediante la escala visual analógica de valoración del dolor y el índice de discapacidad por dolor lumbar de Oswestry en la misma consulta. La valoración final fue contrastada con la obtenida al inicio del estudio.

La valoración del dolor lumbar y el grado de discapacidad en esta segunda ocasión era realizada previamente al conocimiento por parte de ambas partes (paciente e investigador principal) del tratamiento recibido con la intención de mantener el enmascaramiento doble ciego posterior a la recogida de los datos de las variables dependientes.

Una vez finalizada dicha valoración se procedía al conocimiento de ambas partes de la intervención terapéutica recibida. En los casos que se detectaba que el paciente había formado parte del grupo control se le realizaba la entrega de la plantilla ortopodológica a medida como se había acordado al comienzo de la investigación.

Medición del dolor lumbar crónico (CLBP)

La medición del dolor lumbar y el grado de discapacidad se realizó, como se ha explicado anteriormente, mediante las escalas que se describen con más detalle a continuación.

Escala visual analógica de valoración del dolor (EVA)

Se describen en la literatura distintas escalas de valoración del dolor. La evaluación del dolor con la escala visual analógica de dolor (Figura 7), permite valorar la sintomatología que percibe el paciente (ANEXO 4). El dolor es una sensación subjetiva difícil de medir; se trata de una sensación personal y subjetiva.

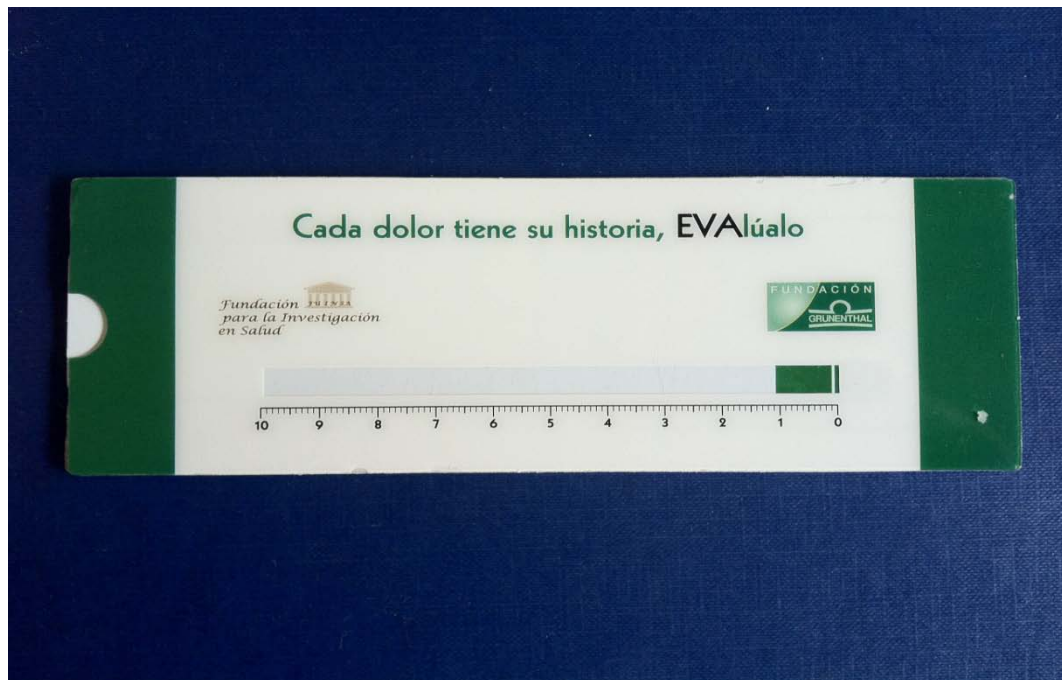


Figura 7. Imagen de la escala visual analógica (EVA).

Como previamente se ha comentado, el dolor es una variable de medida poco cuantificable científicamente. A pesar de la dificultad de su medición clínica, se consideró esta herramienta como adecuada para su evaluación debido a su sencillez y fácil comprensión por parte del paciente.

Se describe como una línea de 10 cm donde se representa la intensidad del dolor. En uno de los extremos figura un 0 indicador de ausencia de dolor y en el extremo opuesto el valor de 10 indica el “peor dolor imaginable”. Pardo et al (2006) recomiendan su uso para la evaluación del dolor en el paciente consciente. Además, su uso en multitud de investigaciones demuestra ser un método fiable y sencillo de manejar (*Bijur et al, 2001; Pardo et al, 2006*).

Escala o Índice de Discapacidad por Dolor Lumbar de Oswestry

Se trata de un cuestionario que valora la repercusión funcional que produce el CLBP en el paciente. Su utilización permite al clínico obtener información desde la perspectiva del paciente, conocer el grado de eficacia de las distintas técnicas de tratamiento empleadas y comparar resultados con otros estudios publicados en la literatura (*Davidson y Keating, 2002; Alcántara et al, 2006; Pérez, 2006; Longo et al, 2010; Chapman et al, 2011*).

El cuestionario aporta información sobre la intensidad del dolor y su repercusión en las actividades de la vida cotidiana, siendo puntuadas las actividades según la incapacidad que presenta su realización al sujeto afecto. Cada una de las 10 actividades de la vida diaria que aparecen en el cuestionario, recibe una puntuación entre un rango de 0 a 5 en cada respuesta, sumándose las mismas posteriormente y el resultado total obtenido se multiplica por dos, obteniendo un resultado porcentual (*Pérez, 2006*); (ANEXO 5).

Se eligió como herramienta de valoración del CLBP en este estudio, debido a su reconocimiento mundial como método específico en la valoración el síntoma doloroso lumbar, así como por su rapidez de manejo, sensibilidad y recomendación de uso en la evaluación de la discapacidad producida por el CLBP (*Davidson y Keating, 2002; Pérez, 2006; Ferrari, 2007; Monticone et al, 2009; Longo et al, 2010; Chapman et al, 2011*).

Dicha elección se vio reforzada por la investigación realizada por Ferrari et al en el año 2007. En dicho análisis se evaluaba la sensibilidad de la escala de Oswestry en pacientes con CLBP tratados con ortesis plantares personalizadas.

Los resultados afirmaron que el cuestionario de discapacidad de Oswestry (ODQ), parece ser más sensible en la valoración de este dolor frente a otros como el SF 36, apoyando así, que El ODQ puede ser una herramienta útil en los ensayos de la eficacia de la medida de tratamientos ortopodológicos en pacientes con CLBP (*Ferrari, 2007*). Tras un estudio realizado en pacientes hiperpronadores evaluados mediante escala EVA y ODQ, se afirmó una buena correlación entre dichas escalas (*Incel et al, 2004*).

4.7. Equipamiento

Para la realización de este trabajo, se precisaron varios tipos de materiales que se enumeran a continuación:

Material de oficina

Hojas de recogida de datos:

- Historia clínica
- Impresos de exploración biomecánica
- Formularios de medición como la escala EVA e índice de Oswestry
- Consentimiento informado

Materiales protocolo de exploración biomecánica:

- Goniómetro de plástico de dos ramas *Herbitas*®:
Instrumento de exploración de material plástico mediante el cual se mide la amplitud articular en grados. De uso sencillo y cotidiano en la práctica clínica. En todos los casos se utilizó el mismo goniómetro, con una precisión de ± 2 grados.
- Cinta métrica *Fiber-Glass*®:
Sistema de medida en centímetros.
- Pelvímetro *Fresco*®:
Instrumento metálico clínico dotado de un nivel de agua para valorar posibles basculaciones pélvicas en el plano frontal.
- Regla de Perthes *Fresco*®:
Instrumento de uso habitual en la práctica clínica podológica mediante el cual se cuantifica la posición del calcáneo en posición relajada de carga. Se trata de una regla con líneas anguladas en cada grado comprendido entre el 0 y el 15, que deben hacerse coincidir con la bisección posterior del calcáneo con el paciente en carga.
- Banco de marcha:
Mobiliario clínico consistente en un cristal de 18mm sobre el que camina el paciente, luces fluorescentes y un espejo inclinado en la parte inferior que permite ver reflejada la huella plantar durante la marcha para valorar posibles alteraciones en la misma.
- Camilla *Quirumed*®:
Conformada por dos cuerpos sobre la cual el sujeto era explorado por el investigador. La inclinación del cuerpo correspondiente al tercio superior en todos los casos se colocó en una posición de 30 ° respecto al plano transversal.

Material para la toma de moldes

Cajas de espuma fenólica *Okm*®:

- Consiste en un material deprimible que, una vez deformado no recupera su forma original, donde se introduce el pie y de esta forma obtenemos un negativo del pie corregido para el posterior relleno con escayola líquida. Proporciona un positivo del pie del paciente para elaborar posteriormente el soporte plantar a medida.

Materiales para la elaboración de los soportes plantares:

- Polipropileno compacto de 3mm *Herbitas*®.
- Espuma de polietileno de 35 Shore A de 2mm de grosor *Herbitas*®.
- Resina *Podiaflux*® de 1.2 mm.
- Cola de contacto *Podiatech*®.
- Brocha.
- Horno *WTC Otto Bock*®.
- Máquina de vacío (vacuum) *Podomac*®.
- Pulidora *Lliso*®.

Material de apoyo a la investigación

- Paquete informático *Office 2007*®
- Ordenador con sistema operativo *Windows XP*®.
- Programa de tratamiento de datos *SPSS*® para *Windows*

4.8. Aspectos Éticos

Se respetaron las normas dictadas en la *Declaración de Helsinki* de 1964, y sus revisiones de Seúl (Korea), 2008. Además, fueron de obligado cumplimiento las normas del *Informe Belmont de 1978*, la *Ley General de Sanidad de 1986 (Ley 14/1986)*, las *del Convenio de Oviedo de 1997 (Convenio de Asturias de Bioética 1997)* y la *Ley Básica Reguladora de la Autonomía del Paciente (Ley 41/2002)*. Los investigadores y profesionales sanitarios relacionados con este estudio se comprometieron a garantizar la confidencialidad de los datos y velar por el cumplimiento de las recomendaciones de la *Ley Orgánica 15/1999* de 13 de diciembre de protección de datos de carácter personal (LOPD) y las *del Real Decreto 1720/2007* de 21 de diciembre por el que se aprueba el Reglamento de desarrollo de la *LOPD*.

Así pues, se obtuvo el consentimiento informado por parte de cada uno de los participantes. El equipo investigador guardó copias de los consentimientos firmados por los pacientes.

La información registrada ha sido empleada con carácter científico, pudiendo ser empleada para la realización de otros estudios. Con el objetivo de determinar si este trabajo se ajusta a las normativas vigentes en España y en la Unión Europea, se ha sometido a evaluación por parte del Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Sevilla, con la obtención de una valoración favorable (ANEXO 6).

4.9. Recursos Humanos

La recogida de datos, la exploración biomecánica, la confección del tratamiento ortopodológico, y la adaptación de dicho tratamiento a cada individuo fueron realizadas en el Área Clínica de Podología así como en la consulta privada de podología-con la ayuda de un colaborador.

Recursos Humanos:

- Dos directores de proyecto de tesis.
Prof. Dr. D. Pedro Vicente Munuera Martínez.
Prof. Dr. D. Manuel Albornoz Cabello.
Tutorización del trabajo de investigación.
- Un investigador podólogo previamente entrenado.
D. Sergio Miranda Villa.
Aleatorización del estudio.
Confección, entrega y adaptación de los soportes plantares.
Administración de los cuestionarios a la muestra.
Control de los sujetos en los periodos establecidos.
- Auxiliares de clínica.
Auxiliares del Área Clínica de Podología de la Universidad de Sevilla.
Dña. Teresa Castro Méndez. Auxiliar de la clínica privada.
Cita y recepción de pacientes.

- Prof. Aurora Castro Méndez
Investigadora principal.
Recogida de historia clínica y exploración biomecánica.
Toma de moldes.
Análisis e interpretación de los datos. Redacción del informe de investigación.

4.10. Análisis Estadístico

Los datos se han analizado con el paquete informático SPSS para Windows (SPSS Science, Chicago, Illinois).

Análisis descriptivo

Se describe la edad y género de la muestra total, del grupo control y del grupo experimental. Se describe el número de sujetos tratados con una puntuación mayor a +6 de FPI en la muestra total, así como en los dos grupos de estudio.

Se aporta la media, desviación típica e intervalo de confianza al 95% para cada una de las variables cuantitativas por grupos. Describimos también la media y desviación típica, y la mediana y recorrido intercuartílico del valor de la escala EVA e índice de Oswestry obtenido en cada una de las visitas.

Pruebas de normalidad

Se pretende realizar un contraste de hipótesis para muestras relacionadas. Los contrastes pueden ser paramétricos o no paramétricos. Para saber qué tipo de pruebas se deben utilizar es necesario conocer si los datos verifican la condición de normalidad. Para ello se ha utilizado el test de Kolmogorov-Smirnov, ya que la muestra está constituida por un número superior a 50.

Fiabilidad de las medidas

Para comprobar si el procedimiento de medición del FPI que se ha llevado a cabo en este trabajo es fiable y reproducible se ha estudiado el coeficiente de correlación intraclase, en diez casos seleccionados al azar de entre los participantes, los cuales fueron medidos en tres ocasiones con un intervalo de separación de una semana.

Pruebas de contraste

La comparación de las variables dependientes, dolor lumbar e índice de discapacidad, entre el momento inicial y final del estudio se ha realizado mediante el test de Wilcoxon. Por un lado, se ha comparado el dolor lumbar de los pacientes en la primera visita con el dolor lumbar referido a las 4 semanas de tratamiento. Dicho análisis se ha realizado en el grupo experimental y en el control. Las diferencias se han considerado significativas siempre que el valor de p haya sido menor que 0,05.

Se ha comprobado el dolor e incapacidad percibido entre los pacientes de ambos grupos al inicio del estudio y final del estudio para confirmar la homogeneidad respecto a las variables dependientes. Para realizar las comparaciones que nos llevarían a la consecución de los objetivos secundarios se empleó la prueba U de Mann Whitney en todos los casos.

Tamaño del efecto

Se calculó la d de Cohen para estimar el tamaño del efecto como medida de significación clínica, de las diferencias encontradas en las variables dependientes antes y después del periodo de seguimiento, usando la fórmula: $(Media1 - Media2) / ([DT1 + DT2] / 2)$. Donde el valor de d es positivo si la diferencia entre las medias se produce en el sentido esperado. Este parámetro clasifica el tamaño del efecto en pequeño si $d = 0.20$, medio si $d = 0.50$, y grande si d es igual o mayor que 0.80 .

5. RESULTADOS

5. RESULTADOS

5.1. Fiabilidad de las medidas

El valor del coeficiente de correlación intraclase ha sido superior a 0,90 para el FPI. Estos resultados indican que la reproducibilidad de las mediciones con los métodos utilizados es aceptable.

Coeficiente de correlación intraclase para el FPI derecho: 0.997 (IC 95%: 0.987-0.999)

Coeficiente de correlación intraclase para el FPI izquierdo: 0.988 (IC 95%: 0.953-0.997)

5.2. Descripción de la muestra

5.2.1. Descripción de la muestra inicial

La muestra para este estudio se componía inicialmente de 60 sujetos, 51 de género femenino y 9 de género masculino. Del total de la muestra, 34 pertenecían al grupo experimental y 26 al grupo control.

Durante la investigación, finalizaron la misma un total de 51 sujetos; se estima por tanto una pérdida de 9 sujetos (abandono del estudio por motivo desconocido o imposibilidad de contactar con los sujetos) lo cual, imposibilitó la determinación

del valor de la variable de respuesta en estos casos. De los casos perdidos 5 sujetos correspondían al grupo experimental y 4 al control.

5.2.2. Descripción de la muestra global

La muestra final del estudio estuvo compuesta por 51 sujetos, cuyas características se muestran en las tablas 1, 2, 3 y 4. Veintidós participantes constituyeron el grupo control y 29 el grupo experimental.

Género		
	Frecuencia	Porcentaje
Femenino	43	84,3
Masculino	8	15,7
Total	51	100,0

Tabla 1. Descripción del género de la muestra global.

Edad				
N	Mínimo	Máximo	Media	Desviación típica
51	18	64	40,63	14,64

Tabla 2. Descripción de la edad en la muestra global.

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. Típica
Peso	46,00	92,00	66,07	11,02
Talla	1,49	1,84	1,64	0,08
IMC	17,32	33,96	24,06	3,40
FPI				
Izquierdo	-1	11	6,14	2,09
Derecho	3	9	6,39	1,69

Tabla 3. Descripción de la muestra global en relación al peso, talla, índice de masa corporal y FPI.

5.2.3. Descripción del grupo control

El grupo control ha estado compuesto de 22 sujetos (tabla 4), 20 de género femenino y 2 de masculino de edades comprendidas entre 19 y 64 años (media $42,05 \pm 15,17$) (tabla 4).

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. Típica
Peso	53,00	90,00	66,90	11,03
Talla	1,52	1,78	1,63	0,07
IMC	17,32	33,96	24,45	3,98
FPI				
Izquierdo	2	9	5,91	2,07
Derecho	4	9	6,45	1,56

Tabla 4. Descripción del grupo control en relación al peso, talla, índice de masa corporal y FPI.

5.2.4. Descripción del grupo experimental

El grupo experimental está compuesto por 29 sujetos, 23 de género femenino y 6 de masculino de edades comprendidas entre 18 y 64 años (media $39,55 \pm 14,38$) (tabla 5).

	Mínimo	Máximo	Media	Desv. Típica
Peso	46,00	92,00	65,44	11,17
Talla	1,49	1,84	1,65	0,08
IMC	19,63	32,53	23,77	2,93
FPI				
Izquierdo	-1	11	6,31	2,12
Derecho	3	9	6,34	1,80

Tabla 5. Descripción del grupo experimental en relación al peso, talla, índice de masa corporal y FPI.

5.3. Análisis descriptivo de las variables.

La media, desviación típica, el intervalo de confianza al 95%, la mediana y la amplitud intercuartílica de las variables dependientes, para cada uno de los grupos, se muestran a continuación. Los resultados de las variables dependientes se toman en relación a la escala EVA (tabla 6 y 7; Figura 8), así como al índice de discapacidad por dolor lumbar de Oswestry grupo control y grupo experimental (tabla 8 y 9 ; figura 9).

Grupo control		Intervalo de confianza 95%			
	Media \pmDT	Límite superior	Límite inferior	Mediana	Amplitud intercuartílica
Inicio estudio	6,95 \pm 1,78	7,75	6,16	7,00	2
Fin estudio	6,64 \pm 1,56	7,33	5,94	7,00	3

Tabla 6. Media, desviación típica ,intervalo de confianza al 95%, mediana y amplitud intercuartílica de la variable dolor lumbar medido con la escala EVA para el grupo control al inicio y fin del estudio.

Grupo experimental		Intervalo de confianza 95%			
	Media \pmDT	Límite superior	Límite inferior	Mediana	Amplitud intercuartílica
Inicio estudio	6,21 \pm 1,23	6,68	5,74	6,00	1
Fin estudio	3,17 \pm 1,94	3,91	2,43	3,00	2

Tabla 7. Media, desviación típica, intervalo de confianza al 95%, mediana y amplitud intercuartílica de la variable dolor lumbar medido con la escala EVA para el grupo experimental al inicio y fin del periodo de seguimiento.

Grupo control		Intervalo de confianza 95%			
	Media \pm DT	Límite superior	Límite inferior	Mediana	Amplitud intercuartílica
Inicio estudio	20,82 \pm 9,29	24,94	16,70	18,00	13
Fin estudio	21,64 \pm 8,87	25,57	17,70	20,00	11

Tabla 8. Media, desviación típica, intervalo de confianza al 95%, mediana y amplitud intercuartílica del resultado de la escala de Discapacidad por Dolor Lumbar de Oswestry para el grupo control al inicio y fin del periodo de seguimiento.

Grupo experimental		Intervalo de confianza 95%			
	Media \pm DT	Límite superior	Límite inferior	Mediana	Amplitud intercuartílica
Inicio estudio	18,83 \pm 11,34	23,14	14,51	16,00	19
Fin estudio	8,69 \pm 8,93	12,09	5,29	6,00	9

Tabla 9. Media, desviación típica, intervalo de confianza al 95%, mediana y amplitud intercuartílica del resultado de la escala de Discapacidad por Dolor Lumbar de Oswestry para el grupo experimental al inicio y fin del periodo de seguimiento.

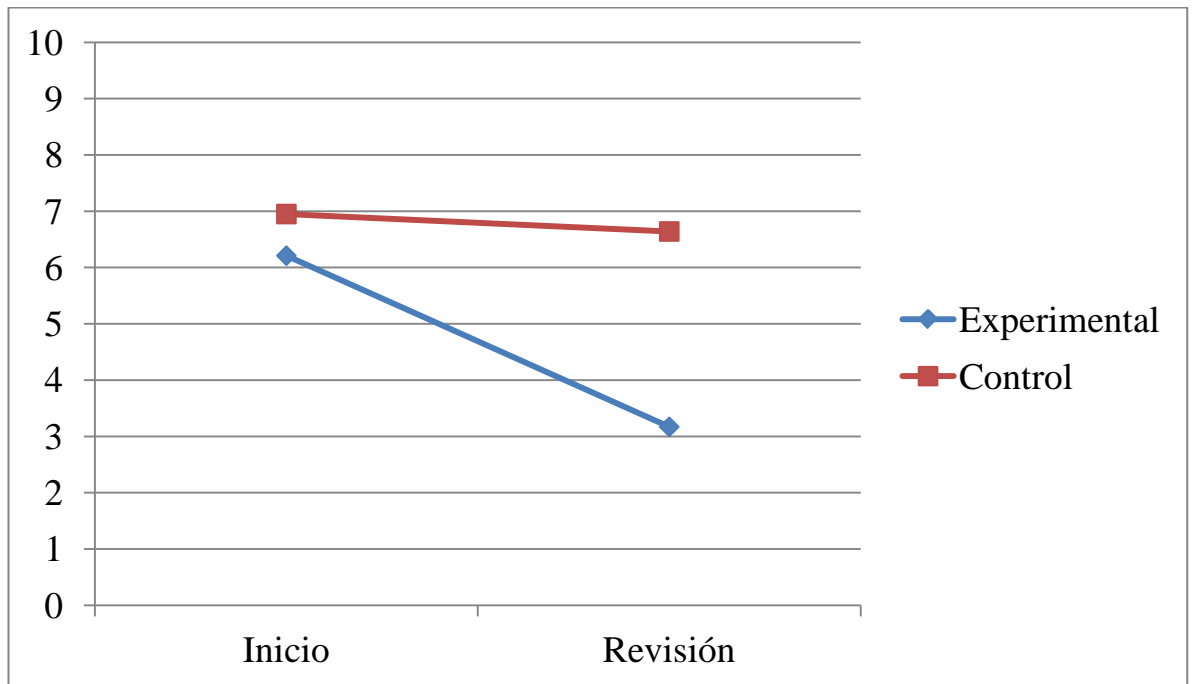


Figura 8. Evolución del dolor lumbar crónico medido en el escala EVA para toda la muestra.

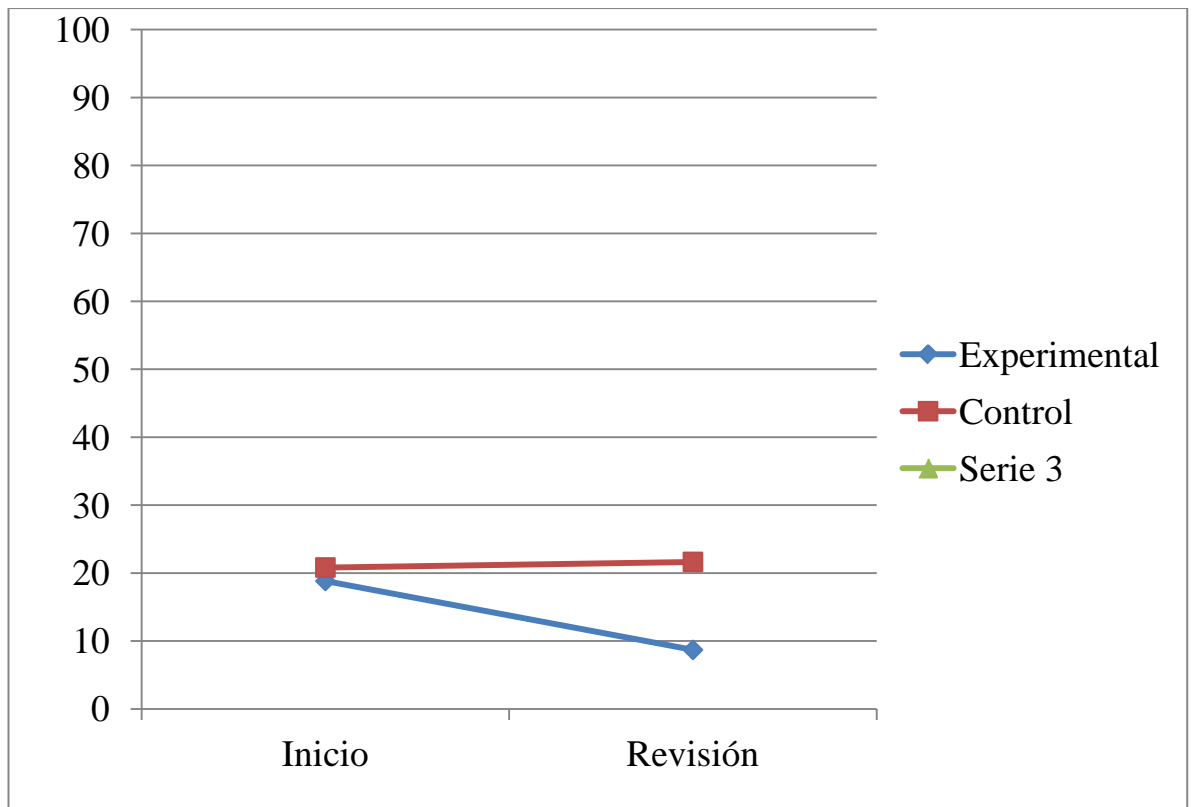


Figura 9. Evolución del grado de discapacidad I medido con el índice de Oswestry para toda la muestra.

5.4. Análisis exploratorio previo de ambos grupos.

En un análisis exploratorio inicial de ambos grupos se comprobó, mediante la prueba de la T de Student para muestras independientes, que los grupos eran homogéneos en cuanto a las variables dependientes medidas en las dos escalas ($p=0,083$ para la escala EVA y $p=0,506$ para la escala Oswestry).

Además, se realizaron comparaciones entre los dos grupos para evaluar su homogeneidad en cuanto a la edad (mediante la prueba T de Student para muestras independientes), el IMC (mediante la prueba de la U de Mann-Whitney), el género (mediante la prueba de la *chi-cuadrado* de Pearson) y el Foot Posture Index (mediante la prueba de la U de Mann-Whitney). En ninguno de los cuatro casos se obtuvo diferencias estadísticamente significativas ($p = 0,552$ para la edad; $p = 0,555$ para el IMC; $p = 0,259$ para el género; $p = 0,563$ para el FPI del pie izquierdo y $p = 0,953$ para el FPI del pie derecho).

Estos resultados sugieren que los grupos a priori fueron homogéneos, y por tanto fueron comparables, respecto a la edad, IMC, género y los valores de las variables dependientes medidas en las dos escalas.

5.5. Objetivo principal. Análisis de las variables dependientes tras el periodo de seguimiento.

Para realizar una exposición ordenada de los resultados, las medidas de las variables dependientes, la evolución del dolor lumbar, que se ha evaluado mediante la escala EVA (variable cuantitativa discreta) y la escala de discapacidad

por dolor lumbar de Oswestry (variable cuantitativa continua), se expone en este mismo orden.

Transcurrido el periodo de seguimiento (4 semanas), se observaron diferencias clínicas y estadísticamente significativas entre el CLBP percibido antes y después de la utilización de los soportes plantares en el grupo experimental ($d > 0,8$; $p < 0,001$ en ambas escalas), (tabla 10).

Grupo Experimental				
		Media ± D. Típica	Significación (<i>p</i>)	Tamaño del Efecto (<i>d</i>)
EVA	Inicio	6,21 ± 1,23	< 0,001	1,90
	Final	3,17 ± 1,94		
Oswestry	Inicio	18,83±11,34	< 0,001	1,00
	Final	8,69 ± 8,93		

Tabla 10. Comparación del dolor lumbar y discapacidad en el grupo experimental, escala EVA e Índice de Oswestry.

Igualmente, al comparar la evolución del CLBP en el grupo control (mediante la escala EVA y el Índice de Oswestry), entre el momento inicial y final del seguimiento, los resultados obtenidos no muestran cambios significativos entre dichas mediciones (tabla 11). Estos resultados sugieren que la disminución observada en el CLBP se debe al efecto producido por los soportes plantares.

Grupo Control				
		Media \pm D. Típica	Significación (<i>p</i>)	Tamaño del Efecto (<i>d</i>)
EVA	Inicio	6,95 \pm 1,78	0,296	0,18
	Final	6,64 \pm 1,56		
Oswestry	Inicio	20,82 \pm 9,29	0,652	0,09
	Final	21,64 \pm 8,87		

Tabla 11. Comparación del dolor lumbar y discapacidad en el grupo control, escala EVA e índice de Oswestry.

5.6. Objetivos secundarios. Análisis de otras variables.

5.6.1 .Pronación unilateral o bilateral

Se estableció como objetivo secundario de este trabajo identificar, mediante el índice de postura del pie (FPI), qué grado de pronación (considerando en todos los casos un valor de +6 a +12), se relacionaba más con el dolor lumbar crónico, presentándose a su vez como un criterio de inclusión del estudio.

En la exposición de resultados se refleja a continuación (tabla 12) la distribución de pacientes hiperpronadores atendiendo a si dicha pronación es **bilateral o unilateral**, en la muestra general así como al grupo experimental o control.

Pronación	Frecuencia muestra total	Casos grupo experimental	Casos grupo control
Bilateral	25	15	10
Unilateral	26	14	12

Tabla 12. Distribución de la muestra atendiendo a los casos de hiperpronación bilateral o unilateral, en relación a la muestra total y cada uno de los grupos.

En la siguiente tabla se exponen los resultados de las variables dependientes medidas en cada una de las dos escalas, previa y posteriormente a la aplicación del tratamiento en **toda la muestra**. Se procede al desglose de los mismos atendiendo a si estos sujetos eran **pronadores bilaterales o unilaterales** (los dos pies hiperpronadores o sólo a uno de ellos, respectivamente), apreciándose que los índices son similares, no encontrando por tanto diferencias significativas (en todos los casos, $p > 0,05$) (tabla 13).

	N	Escala EVA Media y DT		Índice de Oswestry Media y DT	
		Inicio	Fin	Inicio	Fin
Pronación bilateral	25	6,40±1,32	4,44±2,55	17,60±10,52	12,16±9,25
Pronación unilateral	26	6,65±1,71	4,88±2,43	21,69±10,19	16,31±12,18
<i>p</i>		0,35	0,39	0,27	0,40

Tabla 13. Dolor lumbar y discapacidad en los sujetos hiperpronadores uni o bilaterales en toda la muestra.

Los resultados expuestos en la siguiente tabla muestran la significación de las variables dependientes en el **grupo experimental** con respecto a la pronación bilateral o unilateral, no encontrando diferencias significativas (en todos los casos $p > 0,05$) (tabla 14).

Grupo experimental	N	Escala EVA Media y DT		Índice de Oswestry Media y DT	
		Inicio	Fin	Inicio	Fin
Pronación bilateral	17	6,24±1,20	3,18±2,13	19,18±13,02	8,94±9,17
Pronación unilateral	12	6,17±1,34	3,17±1,75	18,33±8,98	8,33±8,98
<i>p</i>		0,983	0,811	0,848	0,679

Tabla 14. Dolor lumbar y discapacidad en los sujetos hiperpronadores uni o bilaterales grupo experimental.

5.6.2. Limitación de la extensión del hallux

A continuación se exponen los resultados de las variables dependientes (escala EVA e índice de Oswestry) atendiendo a si los individuos tenían o no limitación del movimiento de **extensión del hallux** (tabla 15). Se procede al desglose de los mismos atendiendo a si estos sujetos presentan limitación del movimiento de extensión del hallux en alguno de los pies para ambas escalas (tabla 16). Los resultados expuestos en la tabla 17 exponen la significación de las variables dependientes en el **grupo experimental** entre sujetos con y sin limitación del movimiento de la extensión del hallux, encontrando no significación estadística para p (en todos los casos $p > 0,05$).

Limitación extensión hallux	Frecuencia muestra total	Casos grupo experimental	Casos grupo control
Si	40	21	19
No	11	8	3

Tabla 15. Distribución de la muestra atendiendo a los casos de limitación de la extensión del hallux, en relación a la muestra total y cada uno de los grupos.

Muestra Global	Escala EVA Media y DT		Índice de Oswestry Media y DT	
	Inicio	Fin	Inicio	Fin
Limitación movimiento Hallux	6,58 ± 1,45	4,85 ± 2,44	20,20 ± 10,34	14,80 ± 11,04
Normal movimiento Hallux	6,36 ± 1,86	4,00 ± 2,61	17,82 ± 11,12	12,36 ± 10,87
<i>p</i>	0,879	0,315	0,469	0,505

Tabla 16. Dolor lumbar y discapacidad en toda la muestra atendiendo al bloqueo de movimiento hallux. Valor de *p* para la muestra global.

Grupo experimental	N	Escala EVA Media y DT		
		Inicio	Fin	Diferencia
Limitación movimiento Hallux	21	6,58 ± 1,45	4,85 ± 2,44	2,85 ± 1,90
Normal movimiento Hallux	8	6,36 ± 1,86	4,00 ± 2,61	3,50 ± 1,51
<i>p</i>				0,400

Tabla 17. Dolor lumbar atendiendo al bloqueo de movimiento hallux. Valor de *p* para el grupo experimental.

Grupo experimental	N	Índice de Oswestry		
		Media y DT		
		Inicio	Fin	Diferencia
Limitación movimiento Hallux	21	20,20 ± 10,34	14,80 ± 11,04	9,90 ± 9,11
Normal movimiento Hallux	8	17,82 ± 11,12	12,36 ± 10,87	10,75 ± 8,68
<i>p</i>				0,823

Tabla 18. Grado de discapacidad atendiendo al bloqueo de movimiento hallux. Valor de *p* para el grupo experimental.

5.6.3. Limitación de la flexión dorsal del tobillo

Los resultados en relación a si **la limitación del movimiento de la flexión dorsal de la articulación tibioperonea-astragalina** se relaciona con mayor índice de CLBP inicial respecto a aquellos cuyo rango de movilidad es normal (flexión dorsal de tobillo igual o mayor a 10°) en el total de la muestra se exponen a continuación (tabla 19). Los resultados indican una diferencia significativa ($p < 0,05$), lo que nos hace pensar en una posible relación existente entre la limitación de movimiento de tobillo y el grado de dolor y discapacidad.

Limitación flexión dorsal del tobillo	Frecuencia muestra total	Casos grupo experimental	Casos grupo control
Si	25	12	13
No	26	17	9

Tabla 19. Distribución de la muestra atendiendo a los casos de limitación de la flexión dorsal del tobillo, en relación a la muestra total y cada uno de los grupos.

Muestra Global	Escala EVA Media y DT		Índice de Oswestry Media y DT	
	Inicio	Fin	Inicio	Fin
Limitación flexión dorsal tobillo	7,04 ± 1,43	5,24 ± 2,74	22,96 ± 11,12	17,12 ± 12,17
Normal flexión dorsal tobillo	6,04 ± 1,48	4,12 ± 2,08	16,54 ± 8,88	11,54 ± 9,02
<i>p</i>	0,020	0,098	0,021	0,093

Tabla 20. Dolor lumbar y discapacidad en toda la muestra atendiendo al bloqueo de movimiento de la flexión dorsal de la articulación tibioperonea-astragalina.

Los resultados obtenidos para el grupo experimental respecto a si los sujetos con limitación de la flexión dorsal de la articulación tibioperonea-astragalina refieren una mejoría del CLBP en relación a los que no presentan dicha limitación se muestran a continuación (tabla 21). El análisis muestra que no se aprecia diferencia significativa.

Grupo experimental	N	Escala EVA Media y DT		
		Inicio	Fin	Diferencia
Limitación flexión dorsal tobillo	12	6,42 ± 1,31	3,17 ± 2,29	3,25 ± 1,81
Normal flexión dorsal tobillo	17	6,06 ± 1,20	3,18 ± 1,74	2,88 ± 1,83
<i>p</i>				0,586

Tabla 21. Dolor lumbar en el grupo experimental atendiendo a la limitación de la flexión dorsal del tobillo. Valor de p para el grupo experimental.

Grupo experimental	N	Índice de Oswestry Media y DT		
		Inicio	Fin	Diferencia
Limitación flexión dorsal tobillo	12	23,33 ± 13,33	11,17 ± 12,63	12,17 ± 10,21
Normal flexión dorsal tobillo	17	15,65 ± 8,78	6,94 ± 4,70	8,70 ± 7,74
<i>p</i>				0,471

Tabla 22. Grado de discapacidad en el grupo experimental atendiendo a la limitación de la flexión dorsal del tobillo. Valor de *p* para el grupo experimental.

6. DISCUSIÓN

6. DISCUSIÓN

6.1. Objetivo principal

Como objetivo principal de este estudio se planteó comprobar si la aplicación de un tratamiento ortopodológico a medida del pie, en pacientes con hiperpronación, podría producir una mejoría en el dolor lumbar crónico y el índice de discapacidad producido por este síntoma.

Se evaluaron las variables dependientes antes y después de que se le aplicara al sujeto el factor de estudio (tratamiento) mediante la escala analógica visual y el índice de incapacidad para dolor lumbar de Oswestry.

Según los resultados obtenidos en nuestro estudio, podemos afirmar que el CLBP no desapareció totalmente cuando se aplicó el tratamiento ortopodológico a medida durante 4 semanas, pero sí mejoró significativamente tras el periodo de seguimiento ($p < 0,001$, $d > 0,80$) indicando que se correlaciona el factor de estudio con la variable de respuesta; por tanto, podemos rechazar la hipótesis nula.

Según los resultados de este trabajo, se ha obtenido una relación favorable en el alivio del CLBP mediante la aplicación de unos soportes plantares personalizados. En el transcurso del tiempo, el factor de estudio que centra nuestra investigación, ha sido objetivo de otras investigaciones donde se ha pretendido dar respuesta a la etiología del CLBP encontrando resultados contradictorios.

Se han realizado gran cantidad de trabajos donde se pretendía esclarecer si la presencia de una alteración del pie puede representar un riesgo que induzca al CLBP (*Dananberg y Guiliano, 1999; Prior, 1999; Razeghi et al, 2001; Larsen et al, 2002; Bird et al, 2003; Nester et al, 2003; Walter et al, 2004; Zhang, 2005; Davek et al, 2006; Khamis y Yizhar, 2007; Branttingham et al, 2007; Ferrari, 2007; Elbaz et al, 2009; Landsman et al, 2009; Sahar et al, 2009; Mattila et al, 2010; Molgaard et al, 2010; Cambron et al, 2011*).

Nuestro análisis apoya que los sujetos hiperpronadores del grupo experimental, mejoró su CLBP al utilizar durante 4 semanas una plantilla confeccionada a medida frente al grupo control (medición con escala EVA e índice de incapacidad de Oswestry) encontrando una diferencia estadísticamente significativa tras el periodo de seguimiento ($p < 0,001$ para ambas escalas) en contraste con el grupo control ($p = 0,296$ para la escala EVA y $p = 0,652$ para el Índice de Oswestry). Estos resultados concuerdan con el trabajo de *Incel et al*, en el año 2004, que afirmaban la buena correlación entre los indicadores de dolor y discapacidad de la escala EVA e índice de Oswestry. Subrayaron a su vez que las deformidades del pie como el pie plano aumentaban la discapacidad en pacientes con dolor lumbar. Sin embargo, encontramos autores que reportaron resultados que discrepan con los obtenidos en este trabajo (*Cowan et al, 1993; Brantingham et al, 2007*). Se procede a continuación a intentar dar respuesta a dichos hallazgos.

La bibliografía revisada resulta contradictoria en muchos casos. Pensamos que el uso del **sopORTE plantar a medida** puede producir cambios que mejoran la biomecánica del pie, y en consecuencia toda la secuencia cinética del miembro inferior, influyendo en toda la cadena funcional del miembro inferior hasta la zona lumbar. Procedemos a discutir estos resultados apoyándonos en hipótesis que anteriormente hayan sido descritas en el sentido de que el factor desencadenante del CLBP puede estar asociado a la pronación exagerada del pie.

Hiperpronación del pie

Esta alteración es reiteradamente citada en estudios publicados como un posible factor de riesgo del CLBP (*Bird y Payne, 1999; Walter et al, 2004; Zhang, 2005; Brantingham et al, 2007; Gross et al, 2007; Khamis y Yizhar, 2007; Parker et al, 2008; Pinto et al, 2008; Elbaz et al, 2009; Landsman et al, 2009*). Se considera fundamental la correcta funcionalidad del pie en la coordinación de la función dinámica en la marcha. El desequilibrio biomecánico del pie influye notablemente en el desarrollo de la cascada cinética en todo el miembro inferior y el resto de la estructura corporal, por lo que la hiperpronación del mismo altera dicha transmisión de movimientos y por tanto puede influir en la instauración de sintomatología dolorosa lumbar (*Bird y Payne, 1999; Walter et al, 2004; Zhang, 2005; Brantingham et al, 2007; Gross et al, 2007; Khamis y Yizhar, 2007; Parker et al, 2008; Pinto et al, 2008; Elbaz et al, 2009; Landsman et al, 2009*).

La pronación del pie es un movimiento necesario para la adecuada funcionalidad de la marcha humana; dicho movimiento se considera necesario para la adaptación del pie a las variaciones del terreno y la amortiguación durante la fase de contacto. Así, en los casos en que la pronación es excesiva ésta parece relacionarse como un posible precursor de la sintomatología lumbar (*Bird y Payne, 1999; Walter et al, 2004; Zhang, 2005; Brantingham et al, 2007; Gross et al, 2007; Khamis y Yizhar, 2007; Parker et al, 2008; Pinto et al, 2008; Elbaz et al, 2009; Landsman et al, 2009*).

Durante la fase de contacto de la marcha, el impacto inicial produce una fuerza de reacción del suelo que se traduce en un momento externo que impulsa el pie en pronación y provoca una rotación interna del miembro inferior (*Gross et al, 2007; Khamis y Yizhar, 2007; Parker et al, 2008*). La articulación subastragalina, pasa

de una posición supinada a una posición pronada mediante un movimiento de pronación. Dicho movimiento triplanar,, induce a su vez a una rotación interna a la tibia y flexión de rodilla. Siempre que la pronación del pie se produzca en el momento y magnitud adecuados, su efecto no influirá negativamente en la marcha, sino que proporcionará absorción del impacto producido por el choque del talón con el suelo, y amortiguará el peso corporal durante la fase inicial del apoyo. Sin embargo, cuando esta pronación es excesiva, sus efectos pueden ser nocivos a distintos niveles del aparato locomotor. Recientemente se ha investigado el efecto producido por el aumento bilateral de la eversión del calcáneo en la postura de la pelvis en el plano sagital en sujetos asintomáticos. Se aplicó con dicha finalidad, unas cuñas que inducían la excesiva pronación del pie, encontrando un aumento de la anteversión de la pelvis correlativa al aumento de la eversión calcánea con el incremento de rotación interna de la tibia y cadera (*Khamis y Yizhar, 2007*).

Estudios como los de *Parker et al (2008)*, *Pinto et al (2008)* y *Tateuchi et al (2011)*, afirmaron que la hiperpronación del pie influía en la alineación pélvica traduciéndose en ocasiones en una hiperlordosis a nivel lumbar como consecuencia de esa alteración en la inclinación pélvica. *Pinto et al, (2008)*, defendieron que la pronación del pie inducida mediante la aplicación de una cuña lateral a nivel de retropié bilateral o unilateral se correlacionaba con una alteración en la alineación de la pelvis. Dicha modificación originaría un incremento de la anteversión pélvica y en los casos de pronación unilateral además predisponía a una basculación en el plano frontal hacia el pie con mayor pronación lo cual podía producir una diferencia funcional en la longitud de los miembros. Concluyeron que era necesario valorar la posición del pie asociada a otros factores clínicamente relevantes como la afectación de la postura pélvica en sujetos con CLBP (*Pinto et al, 2008*).

Encontramos varios estudios donde se argumenta cómo las ortesis plantares pueden influir en toda esta cascada de movimientos compensatorios que se sospecha que inducen molestias a otros niveles (*Collins et al, 2007; Dixon et al, 2008; Chen et al, 2010; Richter et al, 2011*). *Novick y Kelley, (1990)* determinaron si la pronación excesiva del pie tratada con plantillas de polipropileno mejoraba la funcionalidad del mismo y producía cambios que repercutieran en toda la cadena cinética del miembro inferior y espalda. Consecuencia de esta modificación se veían reducidos los picos de impacto durante la marcha, y la velocidad y cantidad de la pronación de la ASA.

Además, autores como *Bird y Payne*, en el año 1991, profundizaron aún más en esta línea de estudio y afirmaron que la compensación a nivel del fémur presentaba a su vez una repercusión en una angulación anterolateral de la pelvis que predisponía a una tracción excesiva de los músculos iliopsoas, piriforme y glúteo mayor, produciendo a su vez rotación vertebral lumbar y escoliosis a dicho nivel, contribuyendo al CLBP; en consecuencia, se producía fatiga muscular en la musculatura erectora de la columna como resultado de su intención de minimizar la tensión producida en el músculo iliopsoas.

En el año 1992, *McCulloch et al* postularon que el uso de soportes plantares en sujetos hiperpronadores favorecía el movimiento normal del retropié, tobillo y rodilla; afirmaron que estabilizando el pie, se reducía la eversión de calcáneo, aumentando así el periodo entre el choque y despegue de talón favoreciendo a su vez la dorsiflexión de la articulación tibioperoneastragalina la cual mejoraba la posterior supinación de la ASA.

En 2002, *Larsen et al* defendieron que las plantillas hechas a medida podrían prevenir problemas de espalda o de miembros inferiores. Realizaron un estudio en

146 militares asintomáticos donde se cuestionaban si el uso de dicho tratamiento podría prevenir y reducir la baja laboral por dicha sintomatología. Para ello realizaron un trabajo prospectivo, aleatorio y controlado. Evaluaron dicha sintomatología mediante un cuestionario previo y posterior a tres meses de tratamiento con soportes plantares a medida en el grupo experimental frente al control que no llevaron ningún dispositivo ortopodológico. Dichos investigadores concluyeron que el control de la pronación realizado por el soporte plantar reducía la rotación interna de la pierna, lo cual contribuía a la disminución del estrés en la espalda y miembros inferiores y consiguientemente a la prevención de daños a esos niveles. Destacamos la peculiaridad de que en este caso se realizaron soportes plantares a medida al igual que en nuestro estudio, lo cual pensamos que justificaría la mejoría en la funcionalidad del pie gracias a estos dispositivos a medida.

Rome y Brown, (2004) obtuvieron resultados similares tras la realización de un trabajo en el que afirmaron que en los pies hiperpronadores tratados con plantillas se contribuía a mejorar el equilibrio postural tras 4 semanas de uso. *Walter et al (2004)* postularon que tras el uso de unos soportes plantares a medida realizados con polipropileno que se producía mejoría a nivel de pies, rodilla, cadera y espalda. En este caso el material utilizado en la confección de la plantilla fue el mismo que el de nuestro trabajo, polipropileno. *Zhang*, en el año 2005, realizó un estudio controlado en el cual se evaluó mediante un cuestionario la eficacia de las ortesis plantares en la mejoría del CLBP, encontrando que en el grupo control no se producían cambios significativos a este nivel a diferencia del grupo experimental (con plantillas), donde sí apreciaron cambios estadísticamente significativos ($p < 0,05$) en relación a las actividades diarias así como el síntoma doloroso lumbar al igual que en otros trabajos descritos (*Shabat et al, 2005; Tsuruoka et al, 2005*). *Zhang* concluyó afirmando a su vez la necesidad del tratamiento combinado de las ortesis y terapia manual.

Van Meerhaeghe en 2006, destacó la importancia de la realización de un examen biomecánico del pie y las extremidades inferiores para detectar deformidades estructurales o funcionales por el podólogo, pudiendo mejorar con las plantillas realizadas a medida para cada pie del paciente incluso la sintomatología de la espalda. *Khamis y Yizhar*, (2007) afirmaron tras su estudio en 35 sujetos sanos, que la aplicación de una cuña posterior de talón que indujera la hiperpronación del pie podría producir en consecuencia una basculación pélvica, lo cual puede conducir a déficits estructurales y funcionales a este nivel. Estos autores defienden que este hallazgo indicaba la necesidad de examinar el pie como factor contribuyente a dichos déficits coincidiendo con nuestra hipótesis alternativa. Además, esto es apoyado por el análisis de *Ferrari et al* (2007), que concluyeron afirmando que el uso de las plantillas a medida durante 6 semanas reducía el CLBP siendo una herramienta eficaz en su terapéutica.

Posteriormente, en el año 2008, *Trotter et al* reiteraron la importancia de realizar los soportes plantares a medida. Tras su investigación afirmaron que esta terapéutica personalizada era capaz de reducir los dolores del miembro inferior tras 3 semanas de uso. *Trotter et al*, 2008, resaltaron la idoneidad del uso de este tipo de soportes plantares debido a la mejoría que podría suscitar a los pacientes frente a elementos no personalizados los cuales no eran capaces de aportar dicho alivio. Nos mostramos de acuerdo con estos autores ya que, según los resultados de nuestro trabajo, se aprecia una mejoría considerable en el CLBP en los sujetos del grupo experimental.

El periodo de seguimiento de nuestro estudio fue de 4 semanas de utilización del tratamiento ortopodológico. Un estudio realizado por *Landsman et al* (2009) reportó que las ortesis del pie podían aliviar dolores de espalda a las 4 semanas de uso (medición sobre escala EVA). Así mismo, *Murley y Bird* (2006) afirmaron que tras la adaptación a las plantillas durante 4 semanas de su uso se producían

cambios electromiográficos en el músculo peroneo lateral largo lo cual nos hace pensar que mejora la función de dicho músculo que puede ayudar a estabilizar mejor el pie y ayudar en el control de la pronación al permitir la flexión plantar del primer metatarsiano necesaria para la propulsión en la marcha.

En el año 2009, *Murley et al* refirieron que los pies en pronación presentaban mayor actividad electromiográfica en la musculatura inversora y que esta actividad se encuentra disminuida en la eversora. Por tanto las alteraciones musculares a estos niveles podrían influir a su vez en la actividad de la musculatura de la zona lumbar. Los resultados de otros estudios también apuntan en esta dirección (*Bird et al, 2003*). *Murley et al* (2010) afirmaron que mediante el uso de unas plantillas ortopodológicas se podía normalizar la función de los músculos peroneo lateral largo y tibial posterior. Esta afirmación nos parece de gran importancia en relación a nuestro trabajo, ya que indica que la actividad de dicha musculatura es importante en el control de la pronación.

En un trabajo recientemente publicado, *Cambron et al* (2011) estudiaron la valoración del CLBP, mediante la escala EVA y el índice de discapacidad de Oswestry. Realizaron un ensayo clínico aleatorio (grupo experimental/placebo) sin técnica de enmascaramiento, donde se aplicó al grupo experimental unos soportes plantares a medida con sostén de arco interno, externo y anterior de material viscoelástico. Se evaluó su uso cada dos semanas durante el periodo de seguimiento (12 semanas). Estos autores observaron una mejoría en el CLBP tras 6 semanas de uso en el grupo experimental, a partir de ese momento, la valoración del CLBP se vio estabilizada. Para el grupo control no se observaron cambios estadísticamente significativos.

Todos estos estudios nos parecen relevantes porque de una forma u otra concuerdan con nuestros resultados, es decir, tras el uso del tratamiento se ve normalizada la cadena cinética corporal al contribuir al control de la pronación y a la normalización de musculatura como el músculo peroneo lateral largo o el tibial posterior decisivos en el control de la pronación. Así mismo, la normalización de la función del pie actúa sobre las rotaciones anómalas compensatorias de tibia y fémur y contribuye al normal posicionamiento de la cadera y basculación pélvica con la consecuente disminución de la fatiga en la musculatura erectora de la columna.

En nuestro trabajo, comparando los resultados del grupo control frente al grupo experimental se aprecia una mejoría de las variables dependientes CLBP, en el grupo tratado con plantillas ortopodológicas a medida en relación a las dos escalas de medida utilizadas (EVA e índice Oswestry).

Los valores de las variables dependientes del grupo control sobre la escala EVA se situaba inicialmente en nuestro estudio $6,95 \pm 1,78$ frente al valor final del estudio, de $6,64 \pm 1,56$, no encontrando por tanto una diferencia estadísticamente significativa ($p > 0,05$) después del seguimiento. No obtuvimos los mismos resultados en el grupo experimental donde la media inicial de la escala EVA fue de $6,21 \pm 1,23$ frente a $3,17 \pm 1,94$ tras el periodo de seguimiento ($p < 0,001$), siendo estos cambios estadística y clínicamente significativos ($d > 0,8$).

Las variables dependientes se han comportado del mismo modo con respecto al índice de incapacidad de dolor lumbar de Oswestry, así al inicio del estudio esta variable respecto al grupo control adoptaba un valor de 20,82% frente al 21,64% al final del estudio sin mostrar un valor para p estadísticamente significativo ($p > 0,05$) ni clínico ($d < 0,2$). En el grupo experimental obtuvimos una diferencia

significativa ($p < 0,05$), del 18,83% inicial esta variable dependiente disminuye a un índice situado en 8,69%.

En todos los casos la evaluación de los sujetos del grupo experimental vió disminuido el valor del CLBP en ambas escalas, lo cual parece indicar que el uso de los soportes plantares a medida disminuye dicho síntoma, no eliminándolo totalmente, lo cual haría pensar en la idoneidad de la inclusión del podólogo como parte integradora del equipo interdisciplinar en el tratamiento del CLBP.

Por otro lado, también encontramos en la literatura autores que defienden que el uso de soportes plantares no supone ningún beneficio en cuanto a mejoría o prevención del CLBP. Los resultados obtenidos en el grupo experimental frente al control no apoyan las conclusiones obtenidas por otros autores cuando afirmaron que el uso de los soportes plantares parecen no mejorar o prevenir el CLBP (*Sahar et al, 2009; Lahad et al, 2007*).

En la bibliografía consultada encontramos estudios sobre el efecto del uso de dicho tratamiento no utilizando una técnica personalizada. En nuestro trabajo, se le aplicó una plantilla alternativa al grupo control que consideramos que no produce cambios en la función del pie, en todos los casos se aplica el mismo tipo de plantilla consistente en una palmilla de resina de poliéster sin ningún tipo de adaptación al paciente. Nuestros resultados coinciden con los del estudio de *Mattila et al (2011)* donde se evaluaba el efecto de las plantillas ortopédicas en la prevención del CLBP. Estos autores concluyeron afirmando que no se recomendaba su uso en este caso. Pensamos que en el estudio anteriormente citado los resultados no fueron favorables al tratamiento por tratarse de soportes plantares no personalizados; También añadir que en este caso no se pretendía valorar la mejoría sino la prevención del CLBP.

En una revisión bibliográfica Cochrane realizada por *Sahar et al* (2009) se valoraron los estudios publicados hasta 2008 que cuestionaban la idoneidad del uso de soportes plantares para prevenir o tratar el CLBP. Se incluyeron ensayos clínicos controlados aleatorios y ensayos clínicos cruzados y el uso de plantillas a medida o no personalizadas comparadas con placebo. Se excluyeron aquellos estudios donde se confeccionaban plantillas para tratar la desigualdad en la longitud de los miembros. Los autores concluyen afirmando que hay pruebas sólidas contra el uso de las plantillas en la prevención del CLBP y que respecto al uso de las mismas como tratamiento no permiten sacar conclusiones claras al respecto. Por tanto, afirmaron la necesidad de realizar ensayos clínicos de alta calidad para determinar el uso de las mismas en el tratamiento del dolor lumbar.

6.2 Objetivos secundarios

6.2.1 Pronación unilateral o bilateral

El FPI como complemento a la exploración clínica biomecánica llevada a cabo es un índice que valora en este caso el grado de pronación del pie. Con este índice se evalúa independientemente a cada pie del sujeto encontrando por tanto en la mayoría de los casos un valor que difiere entre ambos pies en lo que se refiere a la severidad de la pronación. En determinados sujetos de la muestra, el FPI de uno de los pies no corresponde al de un pie pronador (su valor es inferior a +6). En estos casos se observa una pronación que denominamos unilateral ya que en un pie el FPI es inferior a +6 pero en el otro es superior a este valor. Y en los casos en que el FPI sea superior a +6 en ambos pies nos referiremos al sujeto como pronador bilateral.

Atendiendo al grupo experimental, se observó que de los 29 sujetos que lo componían, quince eran pronadores bilaterales y 14 pronadores unilaterales. En relación a los resultados obtenidos de las escalas EVA y Oswestry, no se han apreciado diferencias significativas entre ambos subgrupos de pronadores bilaterales o unilaterales ($p>0,05$). Es decir, el comportamiento del CLBP tras el uso de soportes plantares a medida ha sido similar en los participantes pronadores unilaterales y en los pronadores bilaterales.

En relación a los estudios que apuntan como factor de riesgo del CLBP la pronación asimétrica entre ambos pies o unilateral (*Rothbart y Estabrook, 1998; Pinto et al, 2008; Aebi, 2005*), no podemos apoyar esta hipótesis con nuestro trabajo, debido a que no hemos encontrado significación estadística que refuerce estos resultados. Pensamos, por otro lado, que el grupo experimental no tenía un número suficiente de sujetos pronadores bilaterales y unilaterales que pudiera propiciar mayor rigor a esta afirmación. Proponemos, por tanto, que esto podría ser centro de atención de **futuras investigaciones** debido a que, como apuntan diversos autores, la pronación asimétrica podría producir una discrepancia funcional en los miembros inferiores produciendo una alteración en la alineación pélvica e hiperlordosis lumbar, predisponiendo al CLBP.

6.2.2. Limitación de la extensión del Hallux

Diversos autores han descrito a lo largo de la historia como un posible precursor del dolor lumbar la limitación del movimiento del pie en el plano sagital. *Dananberg*, en el año 1993 describe el hallux limitus funcional como un factor de riesgo en el CLBP indicando que la articulación metatarsofalángica permite la propulsión hacia delante durante la marcha, y en los casos donde ésta se encuentra

limitada, se produce una serie de mecanismos que afectarán a toda la cadena cinética.

Consecuencia de esta alteración en la cual el primer metatarsiano no se estabiliza correctamente durante la marcha, es una hiperpronación del pie (*Van Gheluwe et al, 2006*). Es decir, se produce un bloqueo del mecanismo de rodamiento sobre la primera articulación metatarsofalángica, una postura corporal alterada con la columna cervical en flexión, y la consecuente alteración de la lordosis lumbar que conlleva un CLBP por el estrés generado en los discos vertebrales y sobrecarga de la musculatura piriforme (*Prior, 1999*).

Profundizando en esta cuestión y ante las conclusiones de otros trabajos, se destacó que la disminución del movimiento en el plano sagital del pie (a nivel metatarsofalángico o de la limitación de la flexión dorsal del tobillo) predisponía a un mayor esfuerzo de la musculatura lumbar, lo cual se traducía en un CLBP (*Hall y Nester, 2004; Brantingham et al, 2006*). *Dananberg y Guiliano* (1999) concluyeron que el tratamiento de la sintomatología lumbar mediante unos soportes plantares a medida presentaba mayor eficacia que otros tratamientos específicos reduciendo la intensidad y recurrencia de dolor lumbar.

Enlazando los argumentos apoyados por los autores anteriormente descritos que correlacionaban la limitación del movimiento del pie en el plano sagital como un precursor del CLBP, hemos de afirmar en base a nuestros resultados, que no hemos encontrado una relación entre la limitación de la movilidad de la extensión del hallux y la presencia de un mayor índice de CLBP en la muestra global. A su vez, y atendiendo sólo al grupo experimental, no hemos obtenido diferencia significativa al comparar el efecto de los soportes plantares en los sujetos que presentaban limitación con aquellos que no la presentaban ($p=0,400$ para la escala

EVA, $p=0,823$ Oswestry). Nuestros resultados no pueden apoyar estas afirmaciones, por lo que consideramos que esto podría ser objeto de futuros estudios que cuenten con un mayor tamaño muestral en cada subgrupo.

6.2.3. Limitación de la flexión dorsal del tobillo

Continuando la discusión en base a los resultados obtenidos, procedemos a continuación a analizar si el bloqueo del movimiento de flexión dorsal de la articulación tibioperonea-astragalina supone un factor influyente en el dolor lumbar atendiendo a la muestra global. Los resultados indican que los sujetos con limitación de la flexión dorsal del tobillo presentaban más dolor lumbar al inicio del estudio que aquellos que no tenían dicha limitación ($p=0,020$ para la escala EVA; $p=0,021$ para el índice Oswestry). A su vez, procedemos a analizar más minuciosamente estos hallazgos atendiendo sólo al grupo experimental para comprobar si la mejoría es mayor o no, en los participantes con limitación de la flexión dorsal del tobillo. No se apreció una mayor disminución del CLBP en los sujetos con dicha limitación frente a los que no la presentaban ($p=0,586$ para la escala EVA; $p=0,471$ para el índice Oswestry). Pensamos que la mejoría del CLBP ha sido similar en los dos subgrupos porque esta limitación no ha sido tratada mediante los soportes plantares, ya que el objetivo de este trabajo ha sido tratar la pronación excesiva.

6.3. Limitaciones del estudio

Consideramos que este trabajo tiene aspectos que podrían mejorarse de cara a futuras investigaciones en la misma línea.

En primer lugar, señalar que la población de estudio ha estado formada por sujetos cuya procedencia fue del Área Clínica de Podología de la Universidad de Sevilla o de una consulta privada de podología en un periodo de tiempo determinado. Estos datos por tanto, no podemos extrapolarlos a la población general debido a que el área geográfica que abarca nuestra investigación es muy reducida y desconocemos si hay determinados factores que pueden influir en los resultados (clima, tipo de calzado habitualmente utilizado en otras zonas geográficas). Se ha descrito que la prevalencia del dolor de espalda varía según la ubicación geográfica, encontrando incluso diferencias significativas dentro de cada país, asociadas al área o región valorada (*Pérez., 2006*). Para este autor estas diferencias se deben al hecho de que las vivencias culturales pueden tener repercusión en la forma de afrontar el mismo. Prueba de ello es que según afirma un estudio realizado por la REIDE (*Red Española de Investigadores en Dolencias de la Espalda; plataforma investigadora*), los factores que afectan a la restricción de la actividad cotidiana de los pacientes españoles, son distintos a los de los anglosajones o nórdicos, por ejemplo. En la cultura mediterránea la actitud mental es más sana con relación a la restricción de la actividad por dolor de espalda frente a los anglosajones. Estas diferencias culturales pueden incluso ser la consecuencia de las distintas conclusiones acerca de los resultados obtenidos en los trabajos entre el género masculino y femenino en función del país donde se realice el estudio (*Kovacs et al, 2005*).

En segundo lugar, atendiendo al género, se constituyó un grupo experimental compuesto por 29 sujetos de los cuales 23 eran de género femenino y 6 sujetos de género masculino. Debido a este desequilibrio entre ambos sexos, no podemos afirmar con rigor que los efectos observados se puedan generalizar a hombres y mujeres por igual. Al menos, en la muestra estudiada, los valores de las escalas EVA y Oswestry en el periodo de seguimiento no mostraron diferencias significativas entre ambos géneros ($p>0,05$) (tabla23).

En relación a los estudios consultados, podríamos decir que en gran parte de ellos no se llegan a conclusiones claras respecto a la presencia de CLBP en ambos géneros, como refiere *Pérez (2006)*, afirmando que los resultados aportados por diversos autores son algo contradictorios. Volvemos a incidir en la necesidad de futuros estudios donde se pueda esclarecer dichas conclusiones.

Género	EVA inicial Media±DT	EVA final Media±DT	Diferencia EVA	Oswestry inicial Media±DT	Oswestry Final Media±DT	Diferencia Oswestry
Femenino	6,17±1,23	3,04±1,87	3,13±1,84	16,96±10,21	7,65±8,10	9,30±7,96
Masculino	6,33±1,36	3,67±2,34	2,66±1,75	26,00±13,56	12,67±11,57	13,33±11,97
Significación (<i>p</i>)	0,584			0,329		

Tabla 23. Los valores de las escalas en los dos grupos no mostraron diferencias significativas en ningún momento del estudio con respecto al género.

Otra limitación podría ser la duración del periodo de seguimiento. Posiblemente un tiempo más prolongado de utilización de los soportes plantares nos hubiera aportado información más amplia sobre el comportamiento del CLBP en relación a la variable independiente. No obstante, quisiéramos destacar que se ha empleado este periodo de tiempo siguiendo la metodología empleada por otras investigaciones similares (*Murley y Bird, 2006; Landsman et al, 2009; Castro y Munuera, 2010*).

Y por último, destacar que no se ha tenido en cuenta la etiología del CLBP que presentaban los pacientes estudiados. Pensamos que en la mayoría de los casos no se ha conseguido una resolución total de la sintomatología porque puede haber otros factores influyentes que no han sido considerados en esta investigación. Hubiera sido interesante hacer subgrupos, según la etiología del CLBP, para lo cual habría sido necesario un tamaño muestral mucho mayor.

6.4. Implicaciones prácticas de la investigación

El presente estudio se centra en la repercusión de la compensación biomecánica del pie con un soporte plantar a medida en el dolor lumbar crónico. La alta prevalencia de dicha entidad clínica produce notables repercusiones en la calidad de vida del sujeto.

Debido a que el CLBP es una sintomatología que en ocasiones no se ve favorecida por los tratamientos habitualmente aplicados, se resalta así la necesidad de su abordaje desde otras perspectivas con el objetivo de obtener resultados más satisfactorios para los pacientes.

A su vez, resaltaríamos la importancia que conllevaría el poder mejorar dicha sintomatología debido a la alta repercusión funcional en la vida diaria del individuo así como al absentismo laboral que implica en muchos casos.

Con esta investigación hemos contribuido a propiciar un tratamiento más global del dolor lumbar crónico mediante la mejoría de la cadena cinética corporal

desde el pie, mediante la aplicación de soportes plantares. Pensamos que de esta manera se podría contribuir al planteamiento de la inclusión de la Podología en el equipo multidisciplinar especializado en el tratamiento del CLBP.

6.5 Futuras líneas de investigación

Como producto del presente estudio, nos planteamos seguir trabajando en esta materia en un futuro inmediato iniciando proyectos encaminados a eliminar las limitaciones comentadas, así como en profundizar en distintas cuestiones que han surgido a lo largo del desarrollo de esta investigación. Futuros estudios podrían ir encaminados a relacionar específicamente el beneficio de los soportes plantares en pacientes con CLBP así abordar qué alteraciones del pie pueden influir en dicho síndrome. Algunas de las alteraciones a las cuales no hemos podido dar respuesta serían si la pronación asimétrica del pie puede predisponer al desarrollo del CLBP, la limitación del movimiento de la articulación del tobillo o si el incremento de la edad del sujeto podría mostrar una evolución más favorable en este síndrome.

7. CONCLUSIONES

7. CONCLUSIONES

1. Según los resultados de este trabajo, se apreció **una reducción en el dolor lumbar** crónico y el **índice de discapacidad** asociada en los pacientes con pies hiperpronadores de nuestra muestra que fueron tratados con unos soportes plantares personalizados en comparación al grupo control.
2. Nuestros hallazgos **no permiten dar respuesta** a la pregunta de si los sujetos con pies hiperpronados unilaterales o bilaterales se identifican más con el dolor lumbar crónico y el índice de discapacidad.
3. **La limitación del movimiento de extensión del hallux no mostró una diferencia significativa** en cuanto al dolor lumbar en los sujetos con dicha limitación frente a los que presentaban una movilidad normal. No se relacionó por tanto la limitación de dicho movimiento en el plano sagital con un índice superior del dolor lumbar crónico ni con una discapacidad mayor. A su vez, el comportamiento durante el periodo de tratamiento fue similar en ambos grupos.
4. Se pudo comprobar que en **los sujetos con limitación de movimiento de la articulación de tobillo, el dolor lumbar y la discapacidad presentaba una mayor intensidad inicial** que en el resto de los participantes. A pesar de ello, en el seguimiento del grupo experimental con dicha alteración de movilidad, el comportamiento respecto a la variable dependiente ha sido similar respecto al grupo sin limitación de movimiento en el plano sagital, una vez aplicado el tratamiento.

8. RESUMEN

8. RESUMEN

El objetivo principal del trabajo ha sido estudiar si tras el uso de un tratamiento con soportes plantares a medida se produce una mejoría en el CLBP y en el grado de discapacidad.

Sobre una muestra de 51 sujetos (43 de género femenino y 8 de género masculino, de edad media $40 \pm 14,63$ años), se ha estudiado la influencia del tratamiento ortopodológico a medida en sujetos con pies hiperpronadores y dolor lumbar crónico. Se ha realizado un ensayo clínico aleatorio donde el grupo experimental recibió la intervención de estudio (plantillas a medida) y el grupo control (placebo) se utilizó como referencia. La evaluación de la variable dependiente se ha llevado a cabo en dos ocasiones mediante una escala analógica visual de valoración de dolor (EVA) y un cuestionario del índice de discapacidad por dolor lumbar de Oswestry. Tras la inclusión en el estudio se han seguido ambos grupos de forma concurrente durante un periodo de 4 semanas de tratamiento para evaluar la respuesta de la variable dependiente en el transcurso de ese periodo.

Los resultados han mostrado diferencias significativas en la evolución del dolor lumbar crónico y el grado de discapacidad en el grupo experimental ($p < 0,001$ escala EVA; $p < 0,001$ índice de Oswestry) y no en el grupo control. Además se obtuvo una significación clínica ($d > 0,8$ escala EVA e índice de Oswestry). Se apreció a su vez que no se correlaciona significativamente la presencia de una hiperpronación unilateral o bilateral del pie, la limitación del movimiento del hallux o de la articulación del tobillo con la evolución del CLBP en el grupo experimental.

En la muestra estudiada, el uso de soportes plantares a medida para controlar la pronación del pie ha reducido significativamente el dolor lumbar crónico y el grado de discapacidad.

9. BIBLIOGRAFÍA

9. BIBLIOGRAFÍA

- (1) Aebi M. The adult scoliosis. *Eur Spine J.* 2005; 14(10):925-48.
- (2) Alcántara S. Escala de incapacidad por dolor lumbar de Oswestry. *Rehabilitación: Revista de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física.* 2006; 40(3): 150-8.
- (3) Argimón JM, Jiménez J. *Métodos de Investigación Clínica y Epidemiológica*, 3ª edición. Madrid: Elsevier; 2000.
- (4) Avrin R, Davis I. A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high-and low-arched individuals during walking. *Clin Biomech.* 2008; 23(10):1287-93.
- (5) Bandettini MP, Innocenti G, Contini M, Paternostro F, Lova RM. Postural control in order to prevent chronic locomotor injuries in top level athletes. *Ital J Anat Embryol.* 2003; 108(4):189-94.
- (6) Baumgartner R, Stinus H. *Tratamiento ortésico-protésico del pie*. Versión española de la 2ª en alemán. Barcelona: Masson; 1997.
- (7) Benhamu S, Gonzalez R, Martínez L, Munuera PV, Guerrero A, Fernandez LM. Protocolo de toma de moldes en espuma fenólica: maniobras aplicativas sobre el pie. *Rev Esp Podol.* 2004; 14(4):184-94.
- (8) Bigos SJ, Battie MC, Spengler DM, Fisher LD, Fordyce WE, Hansson TH, et al. A prospective study of work perceptions and psychosocial factors affecting the report of back injury. *Spine.* 1991; 16(1):1-6.
- (9) Bijur P, Silver W, Gallagher E. Reliability of the visual analog scale for measurement of acute pain. *Acad Emerg Med.* 2001; 8(12):1153-7.

- (10) Bird AR, Payne PC. Foot Function and Low Back Pain. *Foot*. 1999; 9:175-80.
- (11) Bird AR, Bendrups AP, Payne CB. The effect of foot wedging on electromyographic activity in the erector spinae and gluteus medius muscles during walking. *Gait Posture*. 2003; 18(2):81-91.
- (12) Borenstein DG, Wiessel SW. *Dolor lumbar, diagnóstico médico y tratamiento global Vol.1*. Barcelona: Ancora S.A; 1989.
- (13) Botte RR. An interpretation of the pronation syndrome and foot types of patients with low back pain. *J Am Podiatry Assoc*. 1981; 71(5):243-53.
- (14) Brantingham JW, Adams KJ, Cooley JR, Globe D, Globe G. A Single-Blind Pilot Study to Determine Risk and Association Between Navicular Drop, Calcaneal Eversion, and Low Back Pain. *J Manip Physiol Ther*. 2007; 30(5):380-5.
- (15) Cambron JA, Duarte M, Dexheimer J, Solecki T. Shoe orthotics for the treatment of chronic low back pain: a randomized controlled pilot study. *J Manipulative Physiol Ther*. 2011; 34(4):254-60.
- (16) Castro A, Munuera PV. Efecto del tratamiento ortopodológico en el dolor lumbar. *Rev Esp Podol*. 2010; 21 (3):94-99.
- (17) Champman J, Norvel D, Hermsmeyer J, Bransford R, Devine J, McGirt F, et al. Evaluating common outcomes for measuring treatment success for chronic low back pain. *Spine*. 2011; 36(21):54-68.
- (18) Chen YC, Lou SZ, Huang CY, Su FC. Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. *Clin Biomec*. 2010; (3):265-70.
- (19) Cibulka MT. Low back pain and its relation to the hip and foot. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1999; 29(10):595-601.

- (20) Collins N, Bisset L, McPoil T, Vicenzino B. Foot orthoses in lower limb overuse conditions: a systematic review and meta-analysis. *Foot Ankle Int.* 2007; 28 (3):396-412.
- (21) Cornwall MW, McPoil TG. Relationship between static foot posture and foot mobility. *J Foot Ankle.* 2011; 18; 4-4.
- (22) Cowan DN, Jones BH, Robinson JR. Foot morphologic characteristics and risk of exercise-related injury. *Arch Fam Med.* 1993; 2(7):773-7.
- (23) Dabek A, Dudziński K, Seyfried A, Prusinowska A. The influence of the foot stabilization on the gait in patients with lumbar discopathy. *Postepy Rehabilitacji.* 2006; 20 (3):17-23.
- (24) Dananberg HJ. "Low Back Pain as a Gait Related Repetitive Motion Injury". En: Vleming A, V Mooby V, Dorman T, et al (editors). *Movement, Stability and Low Back Pain.* New York: Churchill Livingstone; 1997:253-67.
- (25) Dananberg HJ. Manipulation of the ankle as a method of treatment for ankle and foot pain. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2004; 94(4):395-9.
- (26) Dananberg HJ. Gait style as an etiology to chronic postural pain. Part II. Postural compensatory process. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1993; 83(11):615-24.
- (27) Dananberg HJ, Guiliano M. Chronic low-back pain and its response to custom-made foot orthoses. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1999; 89(3):109-17.
- (28) Davidson M, Keating JL. A comparison of five low back disability questionnaires: reliability and responsiveness. *Phys Ther.* 2002; 82(1):8-24.
- (29) Dixon SJ, McNally K. Influence of orthotic devices prescribed using pressure data on lower extremity kinematics and pressures beneath the shoe during running. *Clin Biomech.* 2008; 23(5):593-600.

- (30) Duval K, Lam T, Sanderson D. The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. *Gait Posture*. 2010; 32(4):637-40.
- (31) Elbaz A, Mirovsky Y, Mor A, Enosh S, Debbi E, Segal G, et al. A novel biomechanical device improves gait pattern in patient with chronic nonspecific low back pain. *Spine*. 2009; 34(15):507-12.
- (32) Eng JJ, Pierrynowski MR. Evaluation of soft foot orthotics in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther*. 1993; 73(2):62-8; 68-70.
- (33) Eslami M, Begon M, Farahpour N, Allard P. Forefoot-rearfoot coupling patterns and tibial internal rotation during stance phase of barefoot versus shod running. *Clin Biomech*. 2007; 22(1):74-80.
- (34) Eslami M, Begon M, Hinse S, Sadeghi H, Popov P, Allard P. Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. *J Sci Med Sport*. 2009;12(6):679-84.
- (35) Evans AM, Copper AW, Scharfbillig RW, Scutter SD, Williams MT. Reliability of the foot posture index and traditional measures of foot position. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2003; 93(3):203-13.
- (36) Ferrari R. Responsiveness of the short-form 36 and oswestry disability questionnaire in chronic nonspecific low back and lower limb pain treated with customized foot orthotics. *J Manipulative Physiol Ther*. 2007; 30(6):456-8.
- (37) Finestone A, Novack V, Farfel A, Berg A, Amir H, Milgrom C. A prospective study of the effect of foot orthoses composition and fabrication on comfort and the incidence of overuse injuries. *Foot Ankle Int*. 2004; 25(7):462-6.

- (38)Folman Y, Wosk J, Shabat S, Gepstein R. Attenuation of spinal transients at heel strike using viscoelastic heel insoles: an in vivo study. *Prev Med.* 2004; 39(2):351-4.
- (39)Franettovich MM, McPoil TG, Russell T, Skardoon G, Vicenzino B. The ability to predict dynamic foot posture from static measurements. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2007; 97(2):115-20.
- (40)Genova JM, Gross MT. Effect of foot orthotics on calcaneal eversion during standing and treadmill walking for subjects with abnormal pronation. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2000;30(11):664-75.
- (41)Gross KD, Niu J, Zhang YQ, Felson DT, McLennan C, Hannan MT, et al. Varus foot alignment and hip conditions in older adults. *Arthritis Rheum.* 2007; 56(9):2993-8.
- (42)Gurney B. Leg length discrepancy. *Gait Posture.* 2002; 15(2):195-206.
- (43)Hansen L, De Zee M, Rasmussen J, Andersen TB, Wong C, Simonsen EB. Anatomy and biomechanics of the back muscles in the lumbar spine with reference to biomechanical modeling. *Spine.* 2006; 31(17):1888-99.
- (44)Hernández R, Fernández C, Baptista P. *Fundamentos de Metodología de la Investigación.* España: McGraw-Hill Interamericana; 2007.
- (45)Hintermann B, Nigg BM. Pronation from the viewpoint of the transfer of movement between the calcaneus and the tibia. *Schweiz Z Sportmed.* 1993; 41(4):151-6.
- (46)Horná K. The symptom of hard foot-strike, Hard foot-strike - the source of pain in lower extremities and in back. *Rehabilitacia.* 2009; 46(1):56-9.
- (47)Houck JR, Tome JM, Nawoczenski DA. Subtalar neutral position as an offset for a kinematic model of the foot during walking. *Gait Posture.* 2008; 28(1):29-37.

- (48) Hoy D, Brooks P, Blyth F, Buchbinder R. The epidemiology of low back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol*. 2010; 24(6):769-81.
- (49) Humbria A. Consulta monográfica de columna lumbar. Protocolo de investigación clínica ¿cómo son los pacientes con lumbalgia crónica inespecífica? *Rev Esp Reumatol*. 2004; 31:453-61.
- (50) Hunt GC. *Fisioterapia del pie y del tobillo*. Barcelona: Jims; 1990.
- (51) Incel NA, Cimen OB, Erdogan C. Low back pain: Effect of coexisting foot deformity on disability. *J Back Musculoskelet*. 2004; 17(2):63-7.
- (52) Jiménez-Castellanos J, Catalina CJ, Carmona A. *Anatomía humana. 2ª reimp*. Sevilla: Secretariado de Publicaciones Universidad de Sevilla; 2007.
- (53) Johanson MA, Donatelli R, Wooden MJ, Andrew PD, Cummings GS. Effects of three different posting methods on controlling abnormal subtalar pronation. *Phys Ther*. 1994; 74(2):149-58; 158-61.
- (54) Jorgensen MJ, Marras WS. The effect of lumbar back support tension on trunk muscle activity. *Clin Biomech*. 2000; 15(4):292-4.
- (55) Kamper SJ, Stanton TR, Williams CM, Maher CG, Hush JM. How is recovery from low back pain measured? A systematic review of the literature. *Eur Spine J*. 2011; 20(1):9-18.
- (56) Karatsolis K, Nikolopoulos CS, Papadopoulos ES, Vagenas G, Terzis E, Athanasopoulos S. Eversion and inversion muscle group peak torque in hyperpronated and normal individuals. *Foot*. 2009; 19(1):29-35.
- (57) Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, Johnson CW, Cullison TR. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *Am J Sports Med*. 1999; 27(5):585-93.

- (58) Khamis S, Yizhar Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait Posture*. 2007; 25(1):127-34.
- (59) Kirby KA. Biomechanics of the normal and abnormal foot. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2000; 90(1):30-4.
- (60) Klingman RE, Liaos SM, Hardin KM. The effect of subtalar joint posting on patellar glide position in subjects with excessive rearfoot pronation. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1997; 25(3):185-91.
- (61) Knutson GA. Anatomic and functional leg-length inequality: a review and recommendation for clinical decision-making. Part I, anatomic leg-length inequality: prevalence, magnitude, effects and clinical significance. *Chiropr Osteopat*. 2005; 20; 11-3.
- (62) Krishnan P, Swaminathan N, Vishal K, Vincent D, Varghese B. "Abductory twist"-an element of observational gait analysis in low back pain-a case study. *Fizjoterapia Polska*. 2011; 11(1):67-73.
- (63) Kovacs FM, Muriel A, Abriaira V, Medina JM, Castillo Sanchez MD, Olabe J, et al. The influence of fear avoidance beliefs on disability and quality of life is sparse in Spanish low back pain patients. *Spine*. 2005; 30(22):676-82.
- (64) Lafuente B, Lafuente G, Reina M, Munuera P.V. Protocolo de Exploración de Disimetrías. *Podología Clínica*. 2009; 10(5):140-7.
- (65) Lafuente G, Munuera PV, Ramos J, Ramos J., Reina M, Lafuente B. Signos Clínicos Visuales de Pronación en Estática y en Dinámica. *Podología Clínica*. 2008; 9(2):42-7.
- (66) Lahad A, Sarig-Bahat H, Israeli L. Guideline Work Group. Israeli guidelines for prevention of low back pain. *Harefuah*. 2007; 146 (4):253-7, 320.

- (67) Landorf KB, Keenan AM. Efficacy of foot orthoses. What does the literature tell us? *J Am Podiatr Med Assoc.* 2000; 90(3):149-58.
- (68) Landsman A, Defronzo D, Anderson J, Roukis T. Scientific assessment of over-the-counter foot orthoses to determine their effects on pain, balance, and foot deformities. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2009; 99(3):206-15.
- (69) Larsen K, Weidich F, Leboeuf-Yde C. Can custom-made biomechanic shoe orthoses prevent problems in the back and lower extremities? A randomized, controlled intervention trial of 146 military conscripts. *J Manipulative Physiol Ther.* 2002; 25(5):326-31.
- (70) Leardini A, Benedetti MG, Berti L, Bettinelli D, Nativo R, Giannini S. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture.* 2007; 25(3):453-62.
- (71) Levinger P, Murley GS, Barton CJ, Cotchett MP, McSweeney SR, Menz HB. A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait Posture.* 2010; 32(4):519-23.
- (72) Loney PL, Stratford PW. The prevalence of low back pain in adults: a methodological review of the literature. *Phys Ther.* 1999; 79(4):384-96.
- (73) Longo UG, Loppini M, Denaro L, Maffulli N, Denaro V. Rating scales for low back pain. *Br Med Bull.* 2010; 94:81-144.
- (74) Lopez de Célis C, Barra ME, Villar E. Correlación entre dolor, discapacidad y rango de movilidad en pacientes con lumbálgia crónica. *Fisioterapia.* 2009; 31(5):177-82.
- (75) MacLean C, Davis IM, Hamill J. Influence of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics in healthy runners. *Clin Biomech.* 2006; 21(6):623-30.

- (76)MacLean CL, Davis IS, Hamill J. Short- and long-term influences of a custom foot orthotic intervention on lower extremity *dynamics*. *Clin J Sport Med*. 2008; 18(4):338-43.
- (77)Mathieson I, Upton D, Prior TD. Examining the validity of selected measures of foot type: A preliminary study. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2004; 94(3):275-81.
- (78)Mattila VM, Sillanpaa P, Salo T, Laine HJ, Maenpaa H, Pihlajamaki H. Orthotic insoles do not prevent physical stress-induced low back pain. *Eur Spine J*. 2011; 20(1):100-4.
- (79)Mattila VM, Sillanpaa PJ, Salo T, Laine HJ, Maenpaa H, Pihlajamaki H. Can orthotic insoles prevent lower limb overuse injuries? A randomized-controlled trial of 228 subjects. *Scand J Med Sci Sports*. 2010; Doi: 10.1111/j.1600-0838.
- (80)McCulloch MU, Brunt D, Vander Linden D. The effect of foot orthotics and gait velocity on lower limb kinematics and temporal events of stance. *J Orthop Sports Phys Ther*.1993; 17(1):2-10
- (81)McPoil TG, Cornwall MW. The relationship between static lower extremity measurements and rearfoot motion during walking. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1996; 24(5):309-14.
- (82)McPoil TG, Cornwall MW. The effect of foot orthoses on transverse tibial rotation during walking. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2000; 90(1):2-11.
- (83)McPoil TG, Cornwall MW. Use of the longitudinal arch angle to predict dynamic foot posture in walking. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2005; 95(2):114-20.

- (84)McPoil TG, Cornwall MW. Prediction of dynamic foot posture during running using the longitudinal arch angle. *J Am Podiatr Med Assoc.*2007; 97(2):102-7.
- (85)Menz HB, Munteanu SE. Validity of 3 clinical techniques for the measurement of static foot posture in older people. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2005; 35(8):479-86.
- (86)Michaud TC. *Foot orthoses and other forms of conservative foot care.* Massachusetts: Williams & Wilkins; 1996.
- (87)Molgaard C, Lundbye-Christensen S, Simonsen O. High prevalence of foot problems in the Danish population: a survey of causes and associations. *Foot.* 2010; 20(1):7-11.
- (88)Monticone M, Baiardi P, Ferrari S, Foti C, Mugnai R, Pillastrini P, et al. Development of the Italian version of the Oswestry Disability Index (ODI-I): A cross-cultural adaptation, reliability, and validity study. *Spine.* 2009; 34(19):2090-5.
- (89)Mulford D, Taggart HM, Nivens A, Payrie C. Arch support use for improving balance and reducing pain in older adults. *Appl Nurs Res.* 2008; 21(3):153-8.
- (90)Mundermann A, Wakeling JM, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity. *Gait Posture.* 2006; 23(3):295-302.
- (91)Munuera PV. *El Primer Radio: biomecánica y ortopodología.* Santander: Exa; 2009.
- (92)Munuera PV. *Factores morfológicos en la etiología del hallux limitus y el hallux abductus valgus* [Tesis Doctoral] Sevilla: Universidad de Sevilla; 2006.

- (93)Murley GS, Bird AR. The effect of three levels of foot orthotic wedging on the surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Clin Biomech.* 2006; 21(10):1074-80.
- (94)Murley GS, Landorf KB, Menz HB. *Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet?* *Clin Biomech.* 2010; 25(7):728-36.
- (95)Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. *Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review.* *Gait Posture.* 2009; 29(2):172-87.
- (96)Nawoczenski DA, Ludewig PM. Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscles during running. *Arch Phys Med Rehabil.*1999; 80(5):540-4.
- (97)Nawoczenski DA, Saltzman CL, Cook TM. The effect of foot structure on the three-dimensional kinematic coupling behavior of the leg and rear foot. *Phys Ther.*1998; 78(4):404-16.
- (98)Nester C. The relationship between transverse plane leg rotation and transverse plane motion at the knee and hip during normal walking. *Gait Posture.* 2000; 12(3):251-6.
- (99)Nester CJ, Hutchins S, Bowker P. Effect of foot orthoses on rearfoot complex kinematics during walking gait. *Foot Ankle Int.* 2001; 22(2):133-9.
- (100)Netter F. H. *Sistema Músculo Esquelético, Anatomía, Fisiología y Enfermedades Metabólicas.* Vol.8. Barcelona: Salvat Editores, S.A.; 1990.
- (101)Nicolopoulos C.S SBW. Biomechanical basis of foot orthotic prescription. *Foot Ankle.* 2000; 14:464-9.

- (102)Novick A, Kelley D. Position and Movement Changes of the Foot with Orthotic Intervention during the Loading Response of Gait. *J Orthop Sports Phys Ther.*1990; 11(7):301-2.
- (103)Núñez Samper M, Llanos Alcázar LF. *Biomecánica, medicina y cirugía del pie.* 2ª ed. Barcelona: Masson; 2007.
- (104)Ogon M, Aleksiev AR, Pope MH, Wimmer C, Saltzman CL. Does arch height affect impact loading at the lower back level in running? *Foot Ankle Int.* 1999; 20(4):263-6.
- (105)Ogon M, Aleksiev AR, Spratt KF, Pope MH, Saltzman CL. *Footwear affects the behavior of low back muscles when jogging.* *Int J Sports Med* 2001; 22(6):414-9.
- (106)Pardo C, Muñoz T, Chamorro C y Grupo de Trabajo de Analgesia y Sedación de la SEMICYUC. Monitorización del dolor. Recomendaciones del grupo de trabajo de analgesia y sedación de la SEMICYUC. *Med Intensiva.* 2006; v.30 n.8.
- (107)Parker N, Greenhalgh A, Chockalingam N, Dangerfield PH. Positional relationship between leg rotation and lumbar spine during quiet standing. *Stud Health Tech Informat.* 2008; 140: 231-9.
- (108)Pascual J, Ropa JM, Kirby KA. Static response of maximally pronated and nonmaximally pronated feet to frontal plane wedging of foot orthoses. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2009; 99(1):13-9.
- (109)Pérez J. Contribución al Estudio de la Lumbalgia Inespecífica. *Rev Cubana Ortop Traumatol.* 2006; 20(2):1-23.
- (110)Pinto RZ, Souza TR, Trede RG, Kirkwood RN, Figueiredo EM, Fonseca ST. Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. *Man Ther.* 2008; 13(6):513-9.

- (111)Prior TD. Biomechanical foot function: A pediatric perspective: Part 1. *J Bodywork Movement Ther.* 1999; 3(2):74-84.
- (112)Prior TD. Biomechanical foot function: A podiatric perspective: Part 2. *J Bodywork Movement Ther.* 1999; 3(3):169-184.
- (113)Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait Posture.* 2002; 15(3):282-291.
- (114)Redmond A, Lumb PS, Landorf K. Effect of cast and noncast foot orthoses on plantar pressure and force during normal gait. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2000; 90(9):441-9.
- (115)Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clin Biomech.* 2006; 21(1):89-98.
- (116)Redmond AC, Crane YZ, Menz HB. Normative values for the Foot Posture Index. *J Foot Ankle Res.* 2008; 31; 1(1):6.
- (117)Redmond A. *The Foot posture index, easy quantification of standing foot posture. User guide and manual* 2005 August 2005, 1998. Disponible en <http://www.leeds.ac.uk/medicine/FASTER/z/pdf/FPI-manual-formatted-August-2005v2> [Internet visitada 5 de Mayo 2010].
- (118)REIDE.org .Grupo Español de trabajo del Programa Europeo COST B13. Guía práctica Clínica para la Lumbalgia Inespecífica. Disponible en: <http://www.REIDE.org>. [Internet visitada 15 de Julio 2010].
- (119)Reilly K, Barker K, Shamley D, Newman M, Oskrochi GR, Sandall S. The role of foot and ankle assessment of patients with lower limb osteoarthritis. *Physiotherapy.* 2009; 95(3):164-9.

- (120)Ritcher R, Austin T, Reinking M. Foot orthoses in lower limb overuse conditions: A systematic review and meta-analysis-critical appraisal and Commentary. *J Athl Training*. 2011; 46(1):103-6.
- (121)Rome K, Brown CL. Randomized clinical trial into the impact of rigid foot orthoses on balance parameters in excessively pronated feet. *Clin Rehabil*. 2004; 18(6):624-30.
- (122)Root ML. *Exploración biomecánica del pie*. Madrid: Ortocén; 1991.
- (123)Rothbart BA. Relationship of functional leg-length discrepancy to abnormal pronation. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2006; 96(6):499-504; 505-7.
- (124)Rothbart BA, Estabrook L. Excessive pronation: a major biomechanical determinant in the development of chondromalacia and pelvic lists. *J Manipulative Physiol Ther*.1988; 11(5):373-9.
- (125)Sahar T, Cohen MJ, Uval-Neeman V, Kandel L, Odebiyi DO, Lev I, et al. Insoles for prevention and treatment of back pain: a systematic review within the framework of the Cochrane Collaboration Back Review Group. *Spine*. 2009; 34(9):924-33.
- (126)Seibel MO. *Función del pie: texto programado*. Madrid: Ortocén; 1994.
- (127)Shabat S, Gefen T, Nyska M, Folman Y, Gepstein R. The effect of insoles on the incidence and severity of low back pain among workers whose job involves long-distance walking. *Eur Spine J*. 2005; 14(6):546-50.
- (128)Sherman RA, Karstetter KW, May H, Woerman AL. Prevention of lower limb pain in soldiers using shock-absorbing orthotic inserts. *J Am Podiatr Med Assoc*.1996; 86(3):117-22.
- (129)Sobel E, Levitz S, Caselli M, Brentnall Z, Tran MQ. Natural history of the rearfoot angle: preliminary values in 150 children. *Foot Ankle Int*. 1999; 20(2):119-25.

- (130) Sobel E, Levitz SJ, Caselli MA, Christos PJ, Rosenblum J. The effect of customized insoles on the reduction of postwork discomfort. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2001; 91(10):515-20.
- (131) Tateuchi H, Wada O, Ichihashi N. Effects of calcaneal eversion on three-dimensional kinematics of the hip, pelvis and thorax in unilateral weight bearing. *Human Movement.* 2011; 30(3):566-73.
- (132) Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1987; 9(4):160-5.
- (133) Trotter LC, Pierrynowski MR. Changes in Gait Economy Between Full-Contact Custom-made Foot Orthoses and Prefabricated Inserts in Patients with Musculoskeletal Pain: A Randomized Clinical Trial. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2008; 98(6):429-35.
- (134) Trotter LC, Pierrynowski MR. The short-term effectiveness of full-contact custom-made foot orthoses and prefabricated shoe inserts on lower-extremity musculoskeletal pain: a randomized clinical trial. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2008; 98(5):357-63.
- (135) Tsuruoka Y, Tamura Y, Shibasaki R, Tsuruoka M. Analysis of walking improvement with dynamic shoe insoles, using two accelerometers. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications.* 2005; 352(2-4):645-58.
- (136) Van Gheluwe B, Dananberg HJ, Hagman F, Vanstaen K. Effects of hallux limitus on plantar foot pressure and foot kinematics during walking. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2006; 96(5):428-36.
- (137) Van Meerhaeghe T. When and why functional orthotics? *Rev Med Brux.* 2006; 27(4):S327-9.

- (138) Viladot Pericé A. *Quince lecciones sobre patología del pie. 1ª, 2ª reimp* Barcelona: Masson; 2005.
- (139) Viladot Voegeli A, Ruano Gil D. *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor. 1ª, reimp.* Barcelona: Masson; 2004.
- (140) Voloshin A, Wosk J. An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. *J Biomech.* 1982; 15(1):21-7.
- (141) Voloshin A, Wosk J. Influence of artificial shock absorbers on human gait. *Clin Orthop Relat Res.* 1981; (160)(160):52-6.
- (142) Voloshin A, Wosk J, Brull M. Force wave transmission through the human locomotor system. *J Biomech Eng.* 1981; 103(1):48-50.
- (143) Walter JH, Jr, Ng G, Stoltz JJ. A patient satisfaction survey on prescription custom-molded foot orthoses. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2004; 94(4):363-7.
- (144) Wedderkopp N. Insoles for prevention and treatment of back pain. A survey of a Cochrane review. *Ugeskr Laeger.* 2008; 170(49):4050-3.
- (145) Weiner-Ogilvie S, Rome K. The reliability of three techniques for measuring foot position. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1998; 88(8):381-6.
- (146) Williamson A, Hoggart B. Pain: a review of three commonly used pain rating scales. *J Clin Nurs.* 2005; 14(7):798-804.
- (147) World Medical Association Inc. Declaration of Helsinki. Ethical principles for medical research involving human subjects. *J Indian Med Assoc.* 2009; 107(6):403-5.
- (148) Wosk J, Voloshin A. Wave attenuation in skeletons of young healthy persons. *J Biomech.* 1981; 14(4):261-7.
- (149) Wosk J, Voloshin AS. Low back pain: conservative treatment with artificial shock absorbers. *Arch Phys Med Rehabil.* 1985; 66(3):145-8.

- (150)Wrobel JS, Connolly JE, Beach ML. Associations between static and functional measures of joint function in the foot and ankle. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2004; 94(6):535-41.
- (151)Yung-Hui L, Wei-Hsien H. Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. *Appl Ergon.* 2005; 36(3):355-62.
- (152)Zhang J. Chiropractic adjustments and orthotics reduced symptoms for standing workers. *J Chiropr Med.* 2005; 4(4):177-81.

10. ANEXOS

10. ANEXOS

10.1. ANEXO 1. Hoja de exploración biomecánica

ÁREA CLÍNICA DE PODOLOGIA-UNIVERSIDAD DE SEVILLA

Estudio: Efecto del Tratamiento Ortopodológico en el Dolor Lumbar

HOJA DE EXPLORACIÓN BIOMECÁNICA.

PACIENTE:

Hª Nº:

FECHA:

MOTIVO DE CONSULTA:

ANTECEDENTES:

EXPLORACIÓN ARTICULAR:

IZQUIERDO

DERECHO

PATRÓN ROTADOR

CADERA

RODILLA

TOBILLO

RETROPIE

ANTEPIE

I RADIO

V RADIO

R. CENTRALES

PRIMER DEDO

D. MENORES

TORSIONES.

FEMORAL

GENUS

ÁNGULO Q

TIBIAL

HELBING

NIVELES.

EXPLORACIÓN MUSCULAR.

EXPLORACIÓN DINÁMICA.

SIGNOS DE HUELLA.

PRUEBAS COMPLEMENTARIAS.

DIAGNÓSTICO.

TRATAMIENTO APLICADO.

Efecto biomecánico:

Material utilizado:

OBSERVACIONES.

10.2. **ANEXO 2.** Índice de postura del pie

ÁREA CLÍNICA DE PODOLOGIA-UNIVERSIDAD DE SEVILLA

Nombre paciente:

H^a. N^o.

Antecedentes:

Motivo de consulta:

Índice de postura del pie

Criterios FPI	Plano	Puntuación	
		Izquierdo -2 a +2	Derecho -2 a +2
Palpación cabeza del astrágalo	Transverso		
Curvatura supra e inframaleolar lateral	Frontal/transverso		
Calcáneo plano frontal	Frontal		
Prominencia región talonavicular	Transverso		
Congruencia arco longitudinal interno	Sagital		
Abducción/aducción respecto retropié	Transverso		
Total			

10.3. **ANEXO 3.** Formulario de consentimiento informado.

**FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA
INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA**

ESTUDIO: Efecto del tratamiento ortopodológico en el dolor lumbar

I. INFORMACIÓN

Este es un estudio en el que pretendemos valorar la posible mejoría en el dolor lumbar cuando se aplica a un paciente con alteraciones del pie una plantilla ortopédica. Pensamos que este estudio puede tener gran importancia debido a la cantidad de personas aquejadas de dicho dolor.

Para realizar dicho trabajo necesitamos estudiar personas que tengan problemas de pies y además dolor lumbar. Este estudio es totalmente voluntario y si usted lo desea puede formar parte del mismo, si no es así usted será tratado por nosotros exactamente igual que si no lo hiciese.

Para realizar el estudio requerimos por su parte que acuda varias veces a consulta. La duración total del mismo es de 1 mes y medio.

II. PROTOCOLO DE EXPLORACIÓN

En la primera consulta le realizaremos una exploración de sus pies y le tomaremos la huella para unas plantillas, así como le entregaremos unas escalas para que

refleje en las mismas su dolor lumbar. En la segunda ocasión le haremos entrega de las plantillas ortopédicas, y la última ocasión será para que nuevamente señale en las escalas su nivel de dolor lumbar.

Para poder comprobar el efecto de las plantillas que estamos investigando es necesario compararlas con otro tipo de plantillas que sabemos que NO mejoran el dolor lumbar (placebo). La asignación de los participantes en el estudio al grupo de plantillas placebo o al de plantillas experimentales es aleatoria, y ni el participante ni la investigadora sabrán durante el tiempo que dura el estudio a qué grupo pertenecen. En cualquier caso, sea cual sea el grupo al que usted sea asignado/a, SIEMPRE a la finalización del estudio se le aplicarán las plantillas que, según nuestro criterio, estén más indicadas para su problema podológico.

Ninguno de los dos tipos de plantillas va a producirle ningún tipo de riesgo. El beneficio principal de dicho estudio es que intentaremos compensarle su patología del pie y posiblemente su dolor lumbar. Si esto se comprobara en un grupo significativo de los participantes podría beneficiar a la población que sufre de este tipo de molestias.

En el momento que lo desee puede abandonar el estudio sin ningún tipo de penalización ni explicación alguna por su parte. Todos los datos que obtengamos sobre su historial son confidenciales y nadie excepto las personas que realizan esta investigación tendrá acceso a ellos; para ello guardamos toda la documentación que nos aporte en un ordenador con clave secreta de acceso a la cual sólo tiene acceso el investigador principal.

III. OTROS ASPECTOS QUE USTED DEBE CONOCER

Por último, creemos conveniente que tenga conocimiento sobre los siguientes aspectos:

- El estudio se llevará a cabo por la profesora Dña. Aurora Castro Méndez, y quien ella asigne como miembro de su equipo. En cualquier caso, siempre serán personas conocedoras de todas las técnicas e instrumentos que se van a utilizar.
- Es posible que se tomen fotografías del pie durante la prueba. Éstas pueden ser vistas posteriormente por personal en formación de este u otro centro, o incluso por otros profesionales de la salud en distintos foros. En ningún caso se tomarán imágenes que pudieran revelar la identidad del sujeto de la foto.
- Los resultados obtenidos en este estudio podrán ser divulgados a la comunidad científica, bien en forma de comunicación, ponencia o conferencia, bien en forma de póster, o bien en forma de publicación en revista científica.
- Bajo ningún concepto se revelará la identidad de los sujetos que participen en el estudio.
- Los datos recogidos en la exploración de este estudio podrán servir para otros estudios de similares características, siempre respetando la privacidad de la identidad de cada sujeto.
- Queremos volver a insistir en que a la finalización del estudio usted recibirá el tratamiento más beneficioso para sus problemas de pies.
- Si antes de firmar este documento desea más información, no dude en pedirla.

ÁREA CLÍNICA DE PODOLOGIA-UNIVERSIDAD DE SEVILLA

**FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA
INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA**

ESTUDIO: *Efecto del tratamiento ortopodológico en el dolor lumbar*

CONSENTIMIENTO INFORMADO

D./D^a con DNI....., de.....años de
edad, con domicilio en, o en su caso
su representante legal.....

declara:

Que la profesora Dña. Aurora Castro Méndez considera adecuada la aplicación de un tratamiento ortopédico para mejorar mi problema podológico y valorar mi dolor lumbar y **soy consciente** de:

- *Que voy a formar parte de un estudio* de investigación mediante la aplicación de una plantilla para ver si puede mejorar mi dolor lumbar. *Que mi participación es voluntaria* y en el momento que yo lo desee *puedo abandonar* el mismo sin ningún tipo de penalización ni explicación por mi parte.
- En primer lugar es necesario realizarme una exploración de mis pies y un seguimiento del tratamiento aplicado.
- *Que mis dudas han sido aclaradas* y he entendido todo el procedimiento que se me va a realizar habiendo sido informado/a de *la confidencialidad* con que serán tratados todos mis datos y que cualquier información al respecto serán utilizados sólo con fines científicos.

Habiendo **leído y entendido** toda la información al respecto y conociendo los **posibles riesgos** que pueden ocasionarme dicho tratamiento **doy mi consentimiento:**

A la profesora Aurora Castro Méndez y a quien forme parte de dicho estudio como colaborador a que me sea realizado dicho tratamiento.

En, a de.....de 201 .

Fdo. Paciente o Representante legal.

Yo, Dña. Aurora Castro Méndez, he informado a este/a paciente de la naturaleza y propósito de este estudio, así como de sus posibles riesgos

En, a de.....de 201 .

Fdo.

REVOCACIÓN DEL CONSENTIMIENTO

Revoco el consentimiento para participar en el estudio de investigación.

En, a..... de De 201..

Fdo. Paciente o representante legal.

10.4. **ANEXO 4.**Escala EVA

ÁREA CLÍNICA DE PODOLOGIA-UNIVERSIDAD DE SEVILLA

Cuestionario de valoración del dolor lumbar EVA

Paciente:

EVA inicial:

EVA revisión:

10.5. ANEXO 5. Índice de discapacidad de Oswestry

Índice de Discapacidad de Oswestry

En las siguientes actividades, marque con una cruz la frase que en cada pregunta se parezca más a su situación:

1. Intensidad del dolor

- (0) Puedo soportar el dolor sin necesidad de tomar calmantes
- (1) El dolor es fuerte pero me arreglo sin tomar calmantes
- (2) Los calmantes me alivian completamente el dolor
- (3) Los calmantes me alivian un poco el dolor
- (4) Los calmantes apenas me alivian el dolor
- (5) Los calmantes no me alivian el dolor y no los tomo

2. Estar de pie

- (0) Puedo estar de pie tanto tiempo como quiera sin que me aumente el dolor
- (1) Puedo estar de pie tanto tiempo como quiera pero me aumenta el dolor
- (2) El dolor me impide estar de pie más de una hora
- (3) El dolor me impide estar de pie más de media hora
- (4) El dolor me impide estar de pie más de 10 minutos
- (5) El dolor me impide estar de pie

3. Cuidados personales

- (0) Me las puedo arreglar solo sin que me aumente el dolor
- (1) Me las puedo arreglar solo pero esto me aumenta el dolor
- (2) Lavarme, vestirme, etc, me produce dolor y tengo que hacerlo despacio y con cuidado
- (3) Necesito alguna ayuda pero consigo hacer la mayoría de las cosas yo solo
- (4) Necesito ayuda para hacer la mayoría de las cosas
- (5) No puedo vestirme, me cuesta lavarme y suelo quedarme en la cama

4. Dormir

- (0) El dolor no me impide dormir bien
- (1) Sólo puedo dormir si tomo pastillas
- (2) Incluso tomando pastillas duermo menos de 6 horas
- (3) Incluso tomando pastillas duermo menos de 4 horas
- (4) Incluso tomando pastillas duermo menos de 2 horas
- (5) El dolor me impide totalmente dormir

5. Levantar peso

- (0) Puedo levantar objetos pesados sin que me aumente el dolor
- (1) Puedo levantar objetos pesados pero me aumenta el dolor
- (2) El dolor me impide levantar objetos pesados del suelo, pero puedo hacerlo si están en un sitio cómodo (ej. en una mesa)
- (3) El dolor me impide levantar objetos pesados, pero sí puedo levantar objetos ligeros o medianos si están en un sitio cómodo
- (4) Sólo puedo levantar objetos muy ligeros
- (5) No puedo levantar ni elevar ningún objeto

6. Actividad sexual

- (0) Mi actividad sexual es normal y no me aumenta el dolor
- (1) Mi actividad sexual es normal pero me aumenta el dolor
- (2) Mi actividad sexual es casi normal pero me aumenta mucho el dolor
- (3) Mi actividad sexual se ha visto muy limitada a causa del dolor
- (4) Mi actividad sexual es casi nula a causa del dolor
- (5) El dolor me impide todo tipo de actividad sexual

7. Andar

- (0) El dolor no me impide andar
- (1) El dolor me impide andar más de un kilómetro
- (2) El dolor me impide andar más de 500 metros
- (3) El dolor me impide andar más de 250 metros
- (4) Sólo puedo andar con bastón o muletas
- (5) Permanezco en la cama casi todo el tiempo y tengo que ir a rastras al baño

8. Vida social

- (0) Mi vida social es normal y no me aumenta el dolor
- (1) Mi vida social es normal pero me aumenta el dolor
- (2) El dolor no tiene un efecto importante en mi vida social, pero si impide mis actividades más enérgicas como bailar, etc.
- (3) El dolor ha limitado mi vida social y no salgo tan a menudo
- (4) El dolor ha limitado mi vida social al hogar
- (5) No tengo vida social a causa del dolor

9. Estar sentado

- (0) Puedo estar sentado en cualquier tipo de silla todo el tiempo que quiera
- (1) Puedo estar sentado en mi silla favorita todo el tiempo que quiera
- (2) El dolor me impide estar sentado más de una hora
- (3) El dolor me impide estar sentado más de media hora

- (4) El dolor me impide estar sentado más de 10 minutos
- (5) El dolor me impide estar sentado

10. Viajar

- (0) Puedo viajar a cualquier sitio sin que me aumente el dolor
- (1) Puedo viajar a cualquier sitio, pero me aumenta el dolor
- (2) El dolor es fuerte pero aguanto viajes de más de 2 horas
- (3) El dolor me limita a viajes de menos de una hora
- (4) El dolor me limita a viajes cortos y necesarios de menos de media hora
- (5) El dolor me impide viajar excepto para ir al médico o al hospital

0: 0 puntos; **1:** 1 punto; **2:** 2 puntos ; **3:** 3 puntos; **4:**4 puntos ; **5:** 5 puntos.

Sumar el resultado de cada respuesta y multiplicar el resultado x 2 y obtendremos el resultado en % de incapacidad.

10.6. **ANEXO 6.** Aceptación proyecto investigación por el comité ético de
Experimentación de la Universidad de Sevilla



A quien pueda interesar:

El Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Sevilla, habiendo examinado el Proyecto “Efecto Del Tratamiento Ortopodológico en el Dolor Lumbar” presentado por Pedro Vicente Munuera Martínez emite el siguiente informe,

El proyecto cumple los requisitos exigidos para experimentación en sujetos humanos y en animales, y se ajusta a las normativas vigentes en España y en la Unión Europea.

Sevilla, a 24 de febrero de 2011.

EL PRESIDENTE DEL COMITÉ,

Fdo.: Prof. Dr. Fernando Rodríguez Fernández.

10.7. ANEXO 7. Abreviaturas

ALI	Arco longitudinal interno del pie
ASA	Articulación subastragalina
CCC	Cadena cinética cerrada
CCA	Cadena cinética abierta
CM	Centímetros
Dr.	Doctor
EVA	Escala visual analógica (valoración dolor)
FPI	Índice de postura del pie (<i>Foot posture index</i>)
CLBP	Dolor lumbar crónico (<i>Chronic low back pain</i>)
Mm	Milímetro
Nº	Número
ODQ	Escala o cuestionario de incapacidad de dolor lumbar de Oswestry (<i>Oswestry Disability Questionnaire</i>)
Pg.	Página
Prof.	Profesor
REIDE	Red Española investigadora en dolencias de espalda
TPA	Tibio peronea astragalina