

UNIVERSITAT JAUME I

DEPARTAMENT D'ENGINYERIA MECÀNICA I CONSTRUCCIÓ

Tesis doctoral

INFLUENCIA DE LA POSTURA DEL PIE
SOBRE LA RIGIDEZ DE LA COLUMNA
MEDIAL DURANTE LA MARCHA

PRESENTADA POR: Enrique Sanchis Sales

DIRECTORES: Joaquín L. Sancho Bru

Javier Pascual Huerta

Castellón, mayo 2017

“Tot està per fer i tot és possible”

Miquel Martí i Pol

*A Helena,
per estar sempre,
per estimar com m'estimes,
per donar-me alè als moments
més difícils.*

*Als meus pares i al meu germà,
sou i sereu el millor exemple*

Agradecimientos

Llegados a este punto, es momento de dar las gracias a todas las personas que de una manera u otra han sido partícipes de que esta tesis llegue a buen puerto. Espero no olvidar a nadie.

A mis directores,

A Ximo por aceptar el reto de dirigir a un podólogo, por guiarme en todo momento, sobre todo cuando más perdido estaba, por enseñarme tanto durante este tiempo y por tu paciencia infinita. Sin ti no puedo imaginar esta tesis.

A Javi, al que considero un referente en podología. Ha sido una suerte contar contigo en este proyecto.

Agradecimiento muy especial a Alba, por tu trabajo en la implementación del modelo y tu ayuda y apoyos continuos durante todo el proceso de la tesis.

A todos los sujetos que han participado en los experimentos. La realidad es que sin vuestros pies esta tesis no hubiera sido posible.

Al grupo de investigación de Biomecánica y Ergonomía, por recibirme con los brazos abiertos desde el primer día.

A mis compañeros de la Clínica Podológica de la Universitat de València. Trabajar con vosotros me hace crecer como podólogo.

A mi familia. A mis padres, mi hermano y a Helena, por acompañarme y animarme en todo lo que hago. También sois parte de este trabajo.

Resumen

Esta tesis se presenta como un compendio de publicaciones encaminado a la caracterización de la dinámica de las articulaciones de la columna medial del pie (tobillo y articulaciones mediotarsiana y metatarsofalángica) con diferente índice postural.

La revisión del estado del arte pone de manifiesto la escasez de trabajos que analicen las articulaciones del pie, más allá del tobillo, y que los existentes son poco sistemáticos debido a la complejidad del problema y con alta variabilidad en los resultados por su reducido tamaño muestral. Para reducir la complejidad, en otras articulaciones se ha propuesto el uso de la reducción dimensional o el estudio de la rigidez dinámica. Finalmente, es interesante estudiar la relación entre la postura estática del pie y la dinámica del pie durante la marcha, por la facilidad de uso en clínica de dicho indicador.

La caracterización dinámica del pie con índice postural normal, altamente supinado y altamente pronado, se ha realizado atendiendo a diferentes métodos. En primer lugar se utiliza la representación tradicional de evolución temporal de rotaciones y momentos articulares en los tres planos de movimiento, arrojando intervalos de confianza más estrechos que los reportados previamente en la literatura. Asimismo se dan valores de los parámetros descriptivos de estas curvas, los cuales han permitido identificar tres patrones de marcha en pies con índice postural normal, y se proporcionan ecuaciones para su clasificación. En particular, se incide en la descripción de la articulación mediotarsiana, con curvas bastante diferentes en cada plano de movimiento, momentos dorsiflexores considerablemente mayores en el plano sagital, y rotaciones muy estables en los planos frontal y transversal durante el periodo de apoyo medio.

La caracterización también se ha abordado reduciendo la dimensionalidad del problema mediante el uso de análisis de componentes principales, habiendo identificado tres sinergias cinemáticas y tres cinéticas en pies normales y altamente supinados. Se han encontrado diferencias entre estos tipos de pies en las sinergias cinemáticas, con menor grado de independencia en los pies altamente supinados, que necesitan también mayor tiempo de pronación y flexión plantar para contactar completamente con el suelo.

Finalmente, la caracterización de pies normales, altamente supinados y altamente pronados se ha abordado mediante el análisis de la rigidez dinámica en el plano sagital. Se comparan los gráficos de rotaciones vs momentos, observando en los pies normales menor área inscrita en los lazos descritos en tobillo y articulación mediotarsiana, y que los pies altamente pronados poseen menor rango de movimiento en tobillo y articulación metatarsofalángica. Estos gráficos han permitido identificar diferentes fases en cada articulación con rigidez aproximadamente constante. Se ha analizado su variabilidad, y en particular se comprueba que un aumento de velocidad de marcha supone un incremento de la rigidez durante la propulsión, especialmente en la articulación mediotarsiana. Se proporcionan valores descriptivos de rigidez articular para los diferentes tipos de pie, y se analizan las diferencias, habiendo encontrado que los pies altamente pronados poseen mayor rigidez articular durante la fase propulsiva en todas las articulaciones que el resto de pies, seguidos de los pies altamente supinados.

Abstract

This thesis is presented as a compendium of papers aimed at the characterization of the dynamics of the joints of the medial column of the foot (ankle joint, midtarsal and metatarsophalangeal joints) with different foot posture index.

The review of the state of the art reveals the scarcity of studies analyzing the foot joints, beyond the ankle, the existing studies not being systematic due to the complexity of the problem and presenting high variability in the results due to the small sample size used. To reduce complexity, the use of dimensional reduction or the study of dynamic stiffness has been proposed in other lower limb joints. Finally, taking into account the ease of clinical use of the static foot posture, more research is advisable regarding the relationship between this index and the foot dynamics during gait.

The dynamic characterization of the foot with normal, highly supinated and highly pronated postural indices, has been performed following different methods. First, the classical representation of the temporal evolution of rotations and articular moments in the three planes of motion is used, yielding narrower confidence intervals than those previously reported in the literature. Likewise, values of the descriptive parameters of these curves are given, which have allowed the identification of three walking patterns in feet with normal postural index, and equations are provided for their classification. Special attention is given to the description of the midtarsal joint, having observed very different curve profiles among the planes of movement, considerably dorsiflexor moments in the sagittal plane, and very stable rotations in the frontal and transverse planes during the mid-stance phase.

The characterization has also been approached by reducing the dimensionality of the problem through the use of principal components analysis, having identified three kinematic and three kinetics synergies in normal and highly supinated feet. Differences between these types of feet have been found in kinematic synergies, with a lower degree of independence in highly supinated feet, which also require more time of pronation and plantar flexion to fully contact the floor.

Finally, the characterization of normal, highly supinated and highly pronated feet has been approached through the analysis of the dynamic stiffness in the sagittal plane. Comparison of rotational vs moments plots showed, in normal feet, less area inscribed in the loops described in ankle and midtarsal joints, and that highly pronated feet have a smaller range of movement in the ankle and metatarsophalangeal joints. These plots allowed the identification of different phases in each joint with approximately constant stiffness. Their variability has been analyzed, and in particular it has been verified that an increase of gait speed becomes into an stiffness increase during propulsion, especially at midtarsal joint. Descriptive values of dynamic stiffness are provided for the different foot types, and differences have been analyzed, having found that, during propulsion, highly pronated feet have higher joint stiffness at all joints than the other foot types, followed by highly supinated feet.

Índice

1. Introducción.....	13
1.1. Objeto de la tesis	15
1.2. Estructura de la tesis.....	15
1.3. Antecedentes	19
1.4. Conclusiones. Identificación de objetivos particulares	54
1.5. Bibliografía	55
2. Kinematics and kinetics analysis of midfoot joints of 30 normal subjects during walking.....	65
2.1. Introduction	68
2.2. Patients and methods.....	69
2.3. Results	70
2.4. Discussion	72
2.5. Financial disclosure	74
2.6. Conflicts of interest	75
2.7. References.....	75
3. 3D characterization of the dynamics of foot joints of adults during walking. Gait pattern identification.....	77
3.1. Introduction	
3.2. Material and methods	
3.3. Results	
3.4. Discussion	
3.5. References.....	
3.6. Appendix A. Foot dynamics description	
3.7. Appendix B. Description of Gait patterns	
3.8. Disclosure statement.....	
4. Componentes principales aplicados al estudio de la dinámica del pie supinado y normal durante la marcha.....	80
4.1. Introducción.....	82
4.2. Material y método.....	83
4.3. Resultados.....	85
4.4. Discusión	90
4.5. Referencias	92
5. Dynamic flexion stiffness of foot joints during walking.....	95
5.1. Introduction	98
5.2. Material and methods	99
5.3. Results	101
5.4. Discussion	106

5.5.	Declaration of conflicting interests	109
5.6.	Funding.....	109
5.7.	References.....	109
6.	Variability of the dynamic stiffness of foot joints. Effect of gait velocity variation.....	113
6.1.	Introduction	
6.2.	Material and methods	
6.3.	Results	
6.4.	Discussion	
6.5.	Conclusion.....	
6.6.	Declaration of interest	
6.7.	Acknowledgements.....	
6.8.	Funding.....	
6.9.	Availability of data and materials	
6.10.	Authors' contributions.....	
6.11.	Competing interests.....	
6.12.	Consent for publication	
6.13.	Ethics approval and consent to participate	
6.14.	References.....	
7.	Effect of static foot posture on the dynamic stiffness of foot joints during walking.....	116
7.1.	Introduction	
7.2.	Material and methods	
7.3.	Results	
7.4.	Discussion	
7.5.	Conflict of interest statement	
7.6.	References.....	
8.	Discusión y conclusiones.....	119
8.1.	Discusión general.....	121
8.2.	Contribuciones.....	130
8.3.	Limitaciones	132
8.4.	Trabajos futuros.....	133
8.5.	Bibliografía	134

Capítulo 1

Introducción

Abreviaturas

3D	Tridimensional
AB:	Abducción
ACP:	Análisis de componentes principales
AD:	Aducción
CdM:	Centro de masas
ELMT:	Eje longitudinal de la articulación mediotarsiana
EOMT:	Eje oblicuo de la articulación mediotarsiana
EV:	Eversión
FD:	Flexión Dorsal
FP:	Flexión Plantar
gdl:	Grados de libertad
ICC:	Índice de correlación intraclase
IN:	Inversión
IPP:	Índice postural del pie
MF:	Metatarsofalángica
MT:	Mediotarsiana
SA:	Subastragalina

1.1. Objeto de la tesis

El objetivo de la tesis es profundizar en la caracterización dinámica de las articulaciones de la columna medial del pie durante la marcha. En particular, se pretende investigar cómo afecta a esta dinámica la postura estática o grado de pronación del pie. Para ello, aparte de utilizar la comparación clásica de las evoluciones de ángulos y momentos articulares durante las diferentes fases de la marcha, en la tesis se utilizan otros métodos de caracterización, como son la reducción dimensional mediante el análisis de componentes principales, pero sobre todo el análisis de la rigidez dinámica de las articulaciones de la columna medial durante la fase de apoyo en la marcha.

1.2. Estructura de la tesis

Dado que el proceso de investigación ha conducido al desarrollo de varios experimentos con resultados interesantes, esta tesis se presenta como un compendio de publicaciones. El listado de capítulos de esta tesis, junto con las referencias a las correspondientes publicaciones, se detalla en la Tabla 1.1.

En este capítulo 1 se presenta una revisión del estado del arte a partir de la que se detectan diferentes necesidades que se abordan e intentan resolver en los siguientes capítulos. Así, se observa que son escasos los trabajos en la literatura que abordan el análisis de las articulaciones del pie, más allá del tobillo, y que los existentes utilizan un reducido tamaño muestral, dando lugar generalmente a una alta variabilidad en los resultados. En particular, la articulación mediotarsiana (MT) del pie quizá sea la que más controversia ha levantado durante las últimas décadas (Nester et al. 2001; Nester et al.

2002; Nester & Findlow 2006; Root ML, Orien WP 2012). Por otra parte, los estudios de la literatura son poco sistemáticos, centrándose en el análisis comparativo de unos pocos parámetros específicos, como rangos o valores de pico, dada la complejidad de analizar simultáneamente la evolución temporal de las rotaciones y los momentos articulares en los numerosos grados de libertad (gdl) del pie. Finalmente, la postura del pie parece ser un indicador fiable como predictor de la dinámica, existiendo cierta controversia al respecto de cómo se comportan los diferentes tipos de pies.

Los capítulos 2 al 7 se corresponden con los artículos publicados o en proceso de revisión en diferentes revistas. Los capítulos 2 y 3 abordan la caracterización de las articulaciones del pie durante la marcha utilizando los métodos clásicos de análisis de evolución temporal de rotaciones y pares articulares, con énfasis en la descripción del comportamiento dinámico de la articulación MT.

En los capítulos 4-7 se aborda la caracterización más sistemática de las articulaciones de la columna medial del pie durante la marcha utilizando herramientas que permiten reducir la complejidad del problema en estudio, como el análisis de la rigidez dinámica en las distintas fases de la marcha, o la reducción dimensional mediante la identificación de sinergias (capítulo 4). El capítulo 5 describe el método utilizado para calcular la rigidez dinámica de la columna medial en sujetos sanos. En el capítulo 6 se analiza la variabilidad de la rigidez articular y en particular el efecto de la velocidad de marcha. Y finalmente el capítulo 7, corazón de la tesis, se centra en estudiar el efecto de la postura del pie, a partir del índice postural del pie (IPP), sobre la rigidez articular en diferentes fases de la marcha, y aportando consideraciones de relevancia clínica.

Para concluir, en el capítulo 8 se presenta una discusión global de los resultados obtenidos en cada uno de los trabajos, y se establecen las conclusiones finales de la tesis doctoral.

1.2.1. Capítulo 1: Introducción

En este capítulo, además de presentar el objetivo de la tesis y describir su estructura, se describe la anatomía funcional del pie y se aborda la revisión del estado actual del arte al respecto del comportamiento dinámico de las articulaciones durante la marcha y su relación con la postura estática, así como las herramientas de caracterización disponibles para su estudio.

1.2.2. Capítulo 2: Kinematics and kinetics analysis of midfoot joints of 30 normal subjects during walking

En este segundo capítulo se acomete la descripción de una de las articulaciones del pie que más debate ha suscitado en las últimas décadas. Se intenta dar una mayor comprensión, a partir de las gráficas cinemáticas y cinéticas, de cómo la articulación MT se comporta durante actividades de carga, centrandó el estudio en la marcha de sujetos sanos.

Tabla 1.1. Listado de capítulos y correspondientes publicaciones.

Capítulo	Título	Publicación y Estado*	Autores
2	Kinematics and kinetics analysis of midfoot joints of 30 normal subjects during walking	Artículo publicado en Revista Española de Podología. 2016;27(2):6-12	E. Sanchis-Sales J.L. Sancho-Bru A. Roda-Sales J. Pascual-Huerta
3	3D characterization of the dynamics of foot joints of adults during walking. Gait pattern identification	Artículo en revisión en Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering	E. Sanchis-Sales J.L. Sancho-Bru A. Roda-Sales J. Pascual-Huerta
4	Componentes principales aplicados al estudio de la dinámica del pie supinado y normal durante la marcha	Artículo publicado en XXI Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica	E. Sanchis-Sales J.L. Sancho-Bru A. Roda-Sales P.J. Rodríguez-Cervantes J. Pascual-Huerta
5	Dynamic flexion stiffness of foot joints during walking	Artículo publicado en Journal of the American Podiatric Medical Association. 2016; 106:37-46	E. Sanchis-Sales J.L. Sancho-Bru A. Roda-Sales J. Pascual-Huerta
6	Variability of the dynamic stiffness of foot joints. Effect of gait velocity variation	Artículo en revisión en Journal of Foot and Ankle Research	E. Sanchis-Sales J.L. Sancho-Bru A. Roda-Sales J. Pascual-Huerta
7	Effect of static foot posture on the dynamic stiffness of foot joints during walking	Artículo en revisión en Gait & Posture	E. Sanchis-Sales J.L. Sancho-Bru A. Roda-Sales J. Pascual Huerta

* Última actualización del estado de la publicación a 5 de diciembre de 2016

1.2.3. Capítulo 3: 3D characterization of the dynamics of foot joints of adults during walking. Gait pattern identification

Este capítulo aborda la caracterización tridimensional (3D) de la dinámica de las articulaciones del pie con IPP normal durante la marcha, mediante la descripción de un completo conjunto de parámetros característicos, tanto cinemáticos como cinéticos. Además, estos parámetros se utilizan para identificar patrones de marcha en sujetos sanos y se discuten sus implicaciones clínicas.

1.2.4. Capítulo 4: Componentes principales aplicados al estudio de la dinámica del pie supinado y normal durante la marcha

Uno de los principales problemas de la investigación en marcha es el gran número de variables implicadas, lo que dificulta en muchas ocasiones la interpretación de los resultados. En este cuarto capítulo se propone el análisis sistemático de las diferencias

en la dinámica de pies supinados frente a pies normales (valorados mediante el IPP) por aplicación de la reducción dimensional mediante el uso del análisis de componentes principales (ACP).

1.2.5. Capítulo 5: Dynamic flexion stiffness of foot joints during walking

En este capítulo se describe el método utilizado para caracterizar la marcha a partir de la rigidez dinámica de las articulaciones de la columna medial del pie. El análisis de las gráficas de momentos versus rotaciones permite identificar fases con relación lineal entre momentos y rotaciones, permitiendo describir cómo se comportan dinámicamente las articulaciones del pie durante la marcha y aportando información clínicamente relevante.

1.2.6. Capítulo 6: Variability of the dynamic stiffness of foot joints. Effect of gait velocity variation

En los trabajos de la literatura que estudian la rigidez articular es común encontrar gran variabilidad de resultados dentro de los grupos estudiados, lo cual puede ser debido, entre otras cosas, a diferencias en las características de los sujetos o a la velocidad de marcha considerada. Para profundizar en estas cuestiones se han llevado a cabo dos experimentos. Un primer experimento estudia la variabilidad intra e intersesión de las mediciones de la rigidez, así como la variabilidad intra e intersujetos. Y un segundo experimento valora el efecto de la velocidad.

1.2.7. Capítulo 7: Effect of the foot posture on the dynamic flexion stiffness of foot joints during walking

El capítulo 7 aborda el estudio de cómo la postura del pie afecta en el comportamiento dinámico de la columna medial durante la marcha. Se describen y analizan las diferencias entre los diferentes tipos de pie en las diferentes articulaciones, y se relacionan con la aparición de lesiones o patologías en cada uno de los tipos de pies.

1.2.8. Capítulo 8: Discusión y conclusiones

En este capítulo se acomete una discusión global de los resultados más relevantes obtenidos en cada uno de los estudios. Asimismo, se exponen las conclusiones de la tesis y se hacen propuestas de trabajo futuro a abordar.

1.3. Antecedentes

1.3.1. Anatomía musculo-esquelética del pie

El pie, según Leonardo Da Vinci, es “*una obra maestra de ingeniería y una obra de arte*”. El pie es la parte del cuerpo que nos permite estar en contacto con el suelo, soportando todo el peso corporal, manteniendo el equilibrio, absorbiendo las cargas y repartiendo esfuerzos ascendentes y descendentes durante el movimiento (Kevin A Kirby 2002; Root ML, Orien WP 2012). Se trata de una estructura mecánica compleja y fuerte, formada por 26 huesos conectados mediante diversas articulaciones complejas que se describen posteriormente, y accionadas por 21 músculos (Kapandji 1998; Putz 2006).

Terminología anatómica

En la reunión de 1998 del Comité Internacional Federativo de Terminología Anatómica (FICAT, por sus siglas en inglés) se definieron y clasificaron unas 8000 partes anatómicas del cuerpo humano, divididas en 15 grandes grupos. Para evitar confusiones al referirse al dorso, frente o lado de un cuerpo, se introduce la *posición anatómica universal* de referencia, la cual se define como la posición en la cual el sujeto se encuentra de pie, con los brazos a los lados, palmas de las manos en sentido anterior, piernas separadas, rodillas en extensión y pies en posición relajada (Figura 1.1).

A partir de esta posición se describen los 3 planos anatómicos (Figura 1.2):

- ✓ Plano frontal: Divide al cuerpo en dos mitades, anterior y posterior. Los movimientos en dicho plano se denominan de abducción (AB) y aducción (AD), y se corresponden con giros alrededor del eje anteroposterior, perpendicular a dicho plano.
- ✓ Plano transverso: Divide el cuerpo en dos partes, superior e inferior. El eje perpendicular a dicho plano, eje longitudinal, describe los movimientos de rotación interna y externa.
- ✓ Plano sagital: Es un plano vertical perpendicular a la posición anatómica que divide el cuerpo en dos mitades iguales, derecha e izquierda, o interna y externa, en función de la parte del cuerpo estudiada. Alrededor del eje transverso, perpendicular a dicho plano, se producen los movimientos de flexión y extensión.

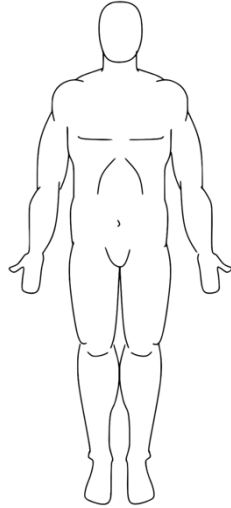


Figura 1.1. Posición anatómica universal. (Fuente de la imagen: https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/d/dc/Anatomical_Position.png, CC-BY-3.0)

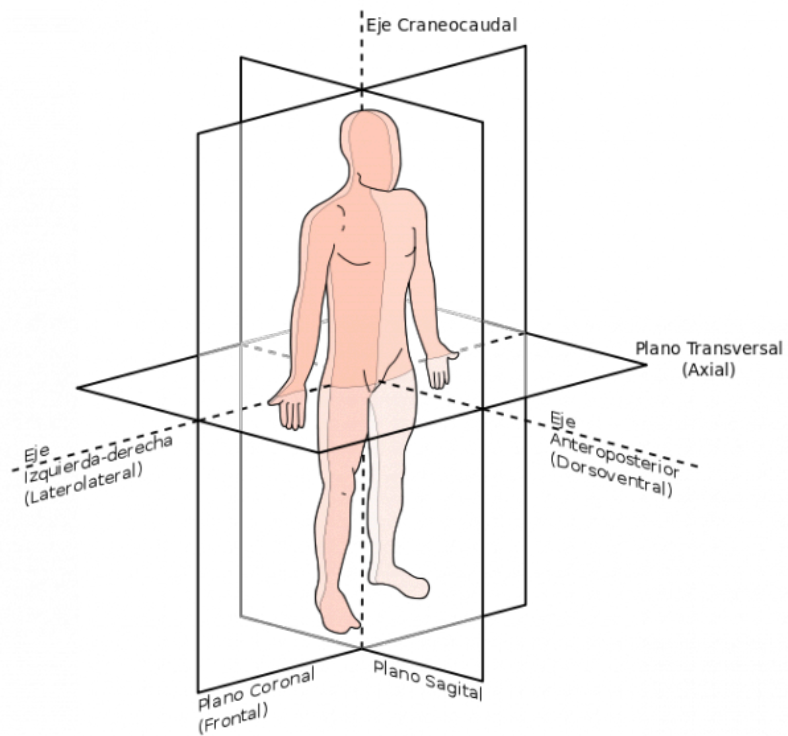


Figura 1.2. Ejes y planos anatómicos. (Fuente de la imagen: https://es.m.wikipedia.org/wiki/Archivo:Planos_anat%C3%B3micos.png, LCC: BY-SA)

Existen muchos otros planos de zonas específicas del cuerpo. Así, sobre el pie se definen los planos anatómicos de la forma siguiente:

- ✓ Plano frontal: Divide el pie en dos mitades, proximal y distal, o anterior y posterior. En él se producen los movimientos de inversión (IN) y evasión (EV) (Figura 1.3).

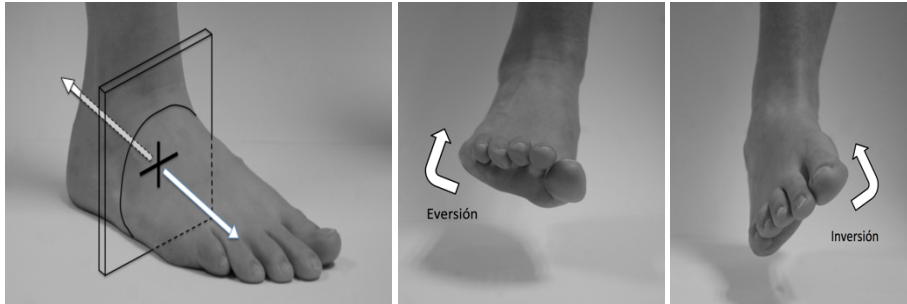


Figura 1.3. Movimientos en el plano frontal del pie

- ✓ Plano transverso: Divide el pie en una mitad dorsal y otra plantar, produciéndose en él movimientos de AD y AB (Figura 1.4).



Figura 1.4. Movimientos en el plano transverso del pie

- ✓ Plano sagital: Divide el pie en una mitad interna y otra externa, o medial y lateral. En este plano se dan los movimientos de flexión dorsal (FD) y flexión plantar (FP) del pie (Figura 1.5).

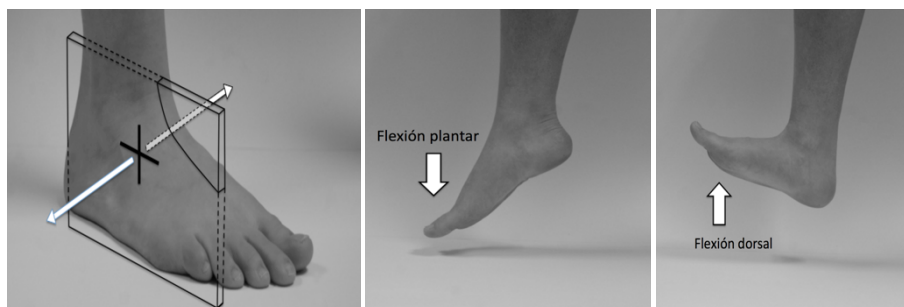


Figura 1.5. Movimientos en el plano sagital del pie

Las direcciones en el espacio también tienen una terminología específica, que puede ser diferente en función de la parte del cuerpo que se esté estudiando. Los términos utilizados para definir las direcciones sobre el pie pueden verse en la Figura 1.6.

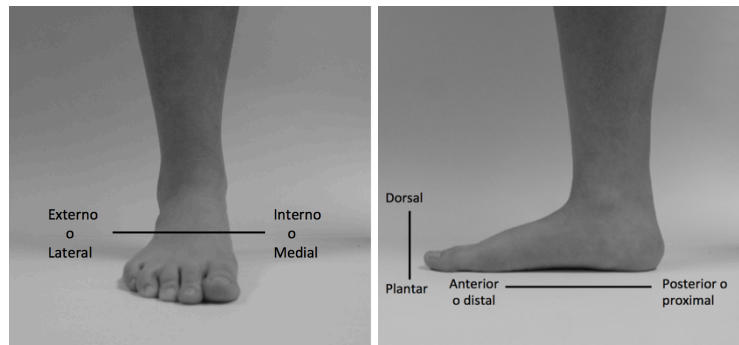


Figura 1.6. Terminología utilizada para describir las posiciones relativas (direcciones) sobre el pie

Huesos y articulaciones del pie

El pie está formado por 26 huesos, además de 2 huesos accesorios (sesamoideo medial y lateral) (Putz 2006; Netter FH. 2011; Drake, RL; Wayne Vogl, A; Mitchell 2012). La arquitectura ósea del pie se suele describir mediante 3 grupos óseos (Figura 1.7): retropié (calcáneo y astrágalo), mediopié (cuboides, navicular, cuneiformes I, II y III) y antepié (metatarsianos I, II, III, IV y V; 5 falanges proximales, 4 falanges medias y 5 falanges distales).

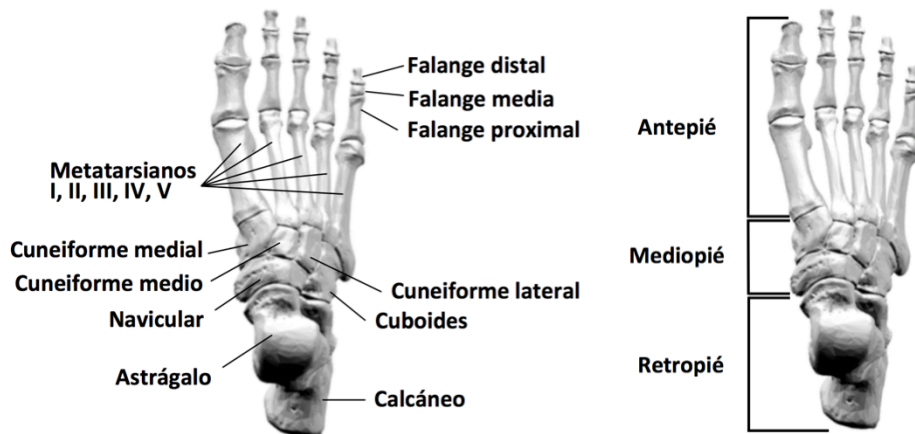


Figura 1.7. Anatomía ósea del pie. (Fuente de la imagen:

https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Tuberosity_of_navicular04_superior_view.png, CC-BY-SA-2.1-JP)

Longitudinalmente el pie se suele dividir en dos columnas, medial y lateral o externa (Figura 1.8). La columna medial está formada por astrágalo, escafoides, cuneiformes y

los tres primeros radios, y la columna externa está formada por calcáneo, cuboides y resto de radios.

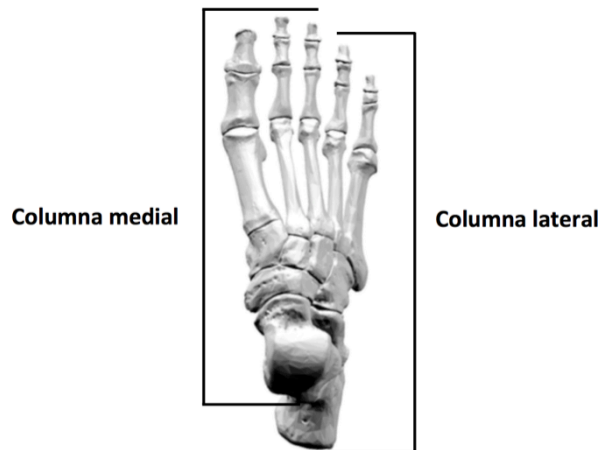


Figura 1.8. Divisiones longitudinales del pie. (Fuente de la imagen: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Tuberosity_of_navicular04_superior_view.png, CC-BY-SA-2.1-JP)

Estos huesos están unidos entre sí mediante articulaciones, siendo en el pie todas ellas sinoviales (Putz 2006; Netter FH. 2011). Todas las articulaciones mantienen las estructuras y aportan una adecuada funcionalidad en la marcha y en bipedestación, gracias a músculos, tendones y ligamentos (Viladot 1989).

Las principales articulaciones del pie (Figura 1.9) son (Kapandji 1998; Putz 2006; Netter FH. 2011):

- ✓ Articulación de tobillo o tibioperoneoastragalina: formada por tibia, peroné y astrágalo).
- ✓ Articulación subastragalina (SA): formada por la parte inferior del astrágalo y la cara dorsal de calcáneo.
- ✓ Articulación mediotarsiana (MT) o de Chopart: integrada por las articulaciones talonavicular y calcáneocuboidea.
- ✓ Articulación de Lisfranc: configurada por las articulaciones entre cuneiformes y cuboides con la base de los metatarsianos.
- ✓ Articulaciones metatarsofalángicas (MF): entre metatarsianos y falanges proximales.

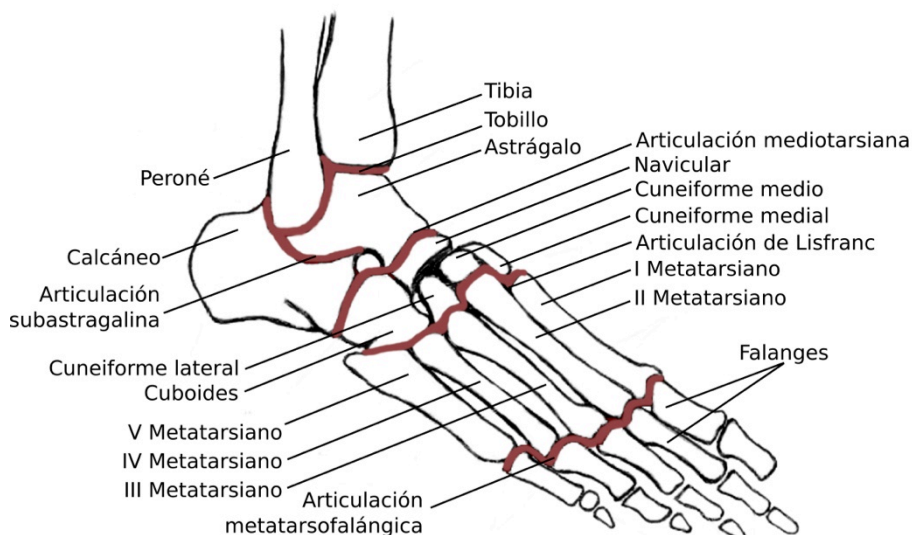


Figura 1.9. Principales articulaciones del pie

Las articulaciones más relevantes o con mayor papel en permitir una correcta función del pie, especialmente en el plano sagital, son el tobillo, MT y 1ª MF, y por ello se detallan a continuación con mayor profundidad su anatomía y movimientos principales.

Articulación de tobillo

El tobillo es una articulación de tipo sinovial, formada por la unión del astrágalo con tibia y peroné (Figura 1.10). El astrágalo posee 3 superficies articulares localizadas en la parte dorsal, medial y lateral. La superficie dorsal o tróclea astragalina es más ancha en la zona anterior que en la posterior, permitiendo mayor rango de movimiento en FD. Las carillas articulares medial y lateral se articulan con las superficies articulares de los maléolos tibial y peroneal, respectivamente.

Los movimientos de FD y FP de la articulación del tobillo se producen alrededor del eje bimaléolar (eje imaginario que une ambos maléolos). Debido al diferente tamaño y posicionamiento de los maléolos, el eje no está exactamente en el plano frontal, sino que posee una triple oblicuidad (Kirby 1997; Kapandji 1998), formando un ángulo aproximado de 6° con el plano frontal y de 8° con el plano transversal.

La amplitud de movimiento en la FD es de 20-30°, mientras que en la FP de 30-50°, partiendo desde una posición neutra (pierna-pie a 90°). En menor magnitud se producen los movimientos en el plano frontal y transversal. Los movimientos de AD y AB tienen una amplitud total de 35 a 50° (Kapandji 1998), mientras que los movimientos de INV y EV son de 52°, y de 25-30°, respectivamente.

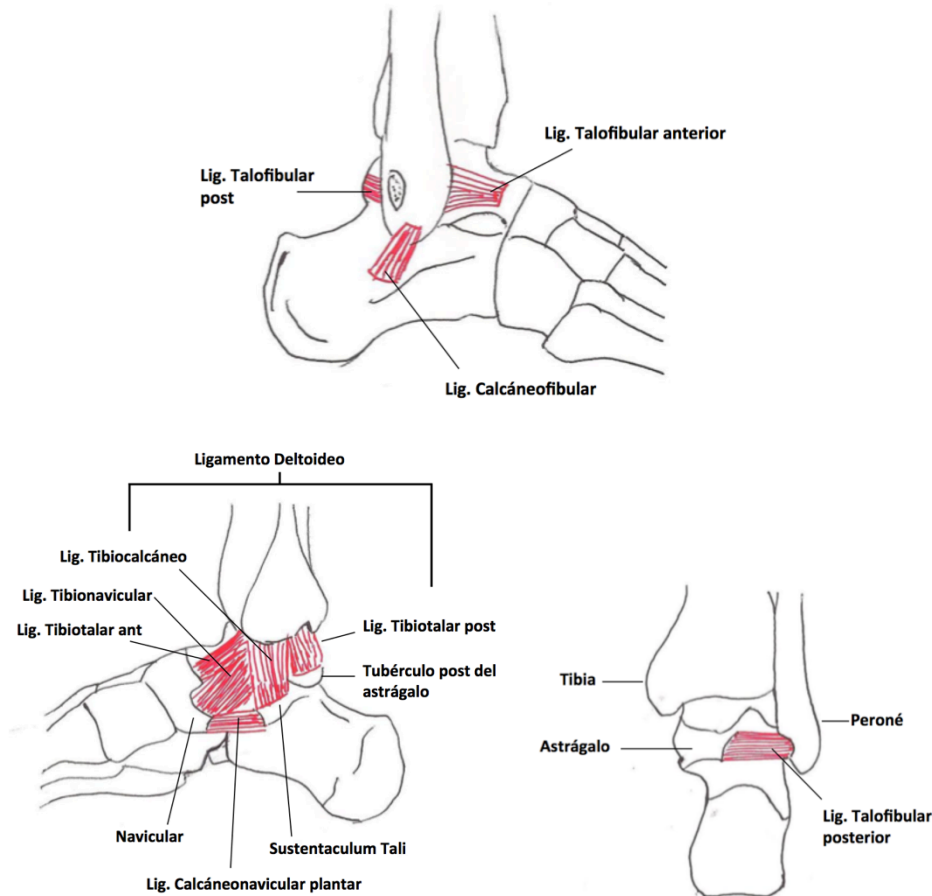


Figura 1.10. Anatomía de la articulación de tobillo

Articulación mediotarsiana (MT)

La articulación MT o de Chopart comprende dos articulaciones distintas. Por un lado la articulación talonavicular o astrágaloescafoidea, y por otro la articulación calcáneoecuboidea. Tradicionalmente se consideraba un modelo biaxial para definir el movimiento de la articulación MT (Manter 1941), con un eje oblicuo (EOMT) y otro longitudinal (ELMT), concepto que ha seguido siendo aceptado hasta la fecha por algunos podólogos (Root ML, Orien WP 2012) (Figura 1.11). En el EOMT tendrían lugar los movimientos combinados de FD y AB, o de FP y AD, mientras que en el ELMT se producirían los movimientos de IN y EV. Sin embargo, diferentes investigaciones han mostrado que este hecho es mecánicamente imposible (Nester et al. 2002). Los múltiples grados de libertad en ambas articulaciones que componen esta articulación se traducen en un movimiento complejo que puede ser analizado a partir del haz de ejes instantáneos de rotación durante la marcha (Kevin A Kirby 2002), en constante movimiento. Por tanto, la articulación MT puede moverse virtualmente en cualquier

dirección (FD/FP, AD/AB e IN/EV), dependiendo de los esfuerzos (internos y externos) a que sea sometida.

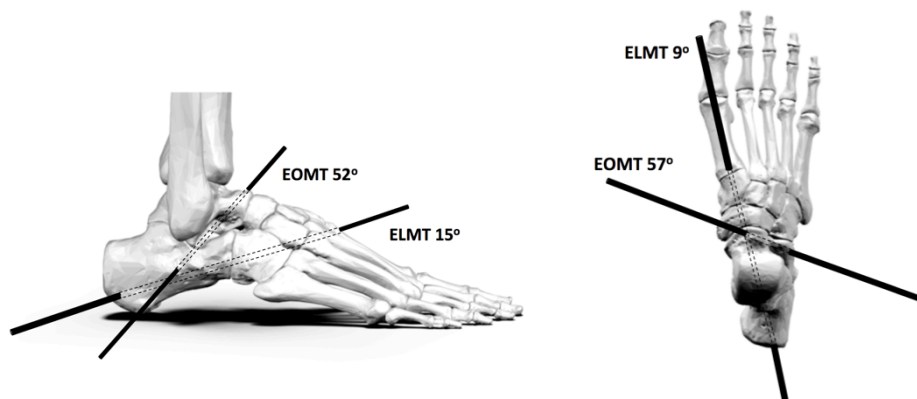


Figura 1.11. Ejes oblicuo y longitudinal de la MT (Manter 1941). (Fuente de las imágenes: https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/7/70/Left_Metatarsal_bones02_lateral_view.png y https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Tuberosity_of_navicular04_superior_view.png, CC-BY-SA-2.1-JP)

Esta articulación presenta un rango de movimiento de 6,6°, 11,9° y 10,6°, en el plano sagital, transverso y frontal, respectivamente (Nester et al. 2001).

La articulación es estabilizada por 5 ligamentos (Figura 1.12), entre los que destacamos por su importancia en la dinámica el ligamento calcáneo-navicular o ligamento Spring. Su función es mantener estable la columna medial durante actividades en carga, evitando el colapso del arco longitudinal interno. La lesión o daño en este ligamento está íntimamente asociada con el tendón del músculo tibial posterior, y tiende a favorecer el aplanamiento del pie (Putz 2006; Kirby 2009).

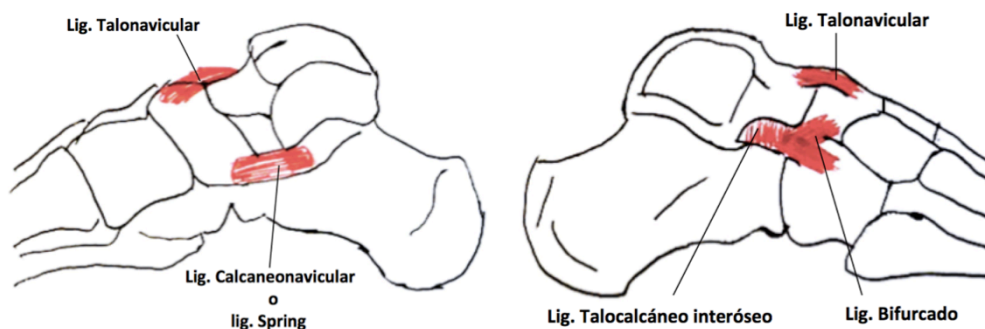


Figura 1.12 (continúa). Anatomía de la articulación mediotarsiana o Chopart

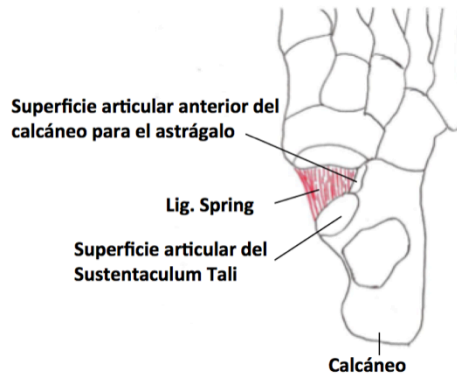


Figura 1.12 (continuación). Anatomía de la articulación mediotarsiana o Chopart

1ª Articulación Metatarsofalángica (MF)

La 1ª articulación MF, es de tipo condíleo. Consiste de la unión de la cabeza del primer metatarsiano, la falange proximal del hallux y los sesamoideos (Figura 1.13). La superficie articular proximal corresponde a la cabeza del metatarsiano y es convexa, mientras que la distal es la base de la falange proximal, que es una superficie cóncava (Kapandji 1998; Putz 2006). Esta articulación no posee un solo eje de rotación, sino que tiene movimiento en los tres planos, pudiendo realizar FD/FP, AD/AB e IN/EV (Kapandji 1998).

Durante la gran mayoría de las actividades en carga la gran parte del movimiento ocurre en el eje medio-lateral dentro del plano sagital, experimentando un rango de movimiento de 65-70° en FD durante la marcha (Kirby 2000). Esta cantidad de movimiento en FD es importante para llevar a cabo una propulsión efectiva, dando lugar al conocido Mecanismo Windlass (Kevin A Kirby 2002; Root ML, Orien WP 2012). La FD de la 1ª articulación MF aumentará la tensión dentro de la fascia plantar, aproximando retropié a antepié y por consiguiente provocando un incremento en la altura de la columna medial (Kirby 2000; K A Kirby 2002). Esto es seguido por la puesta en tensión del tendón de Aquiles y una rotación externa tibial, consiguiendo que el pie vea incrementada la rigidez de sus articulaciones y exista un despegue eficiente (Kevin A Kirby 2002; Kirby 2009).

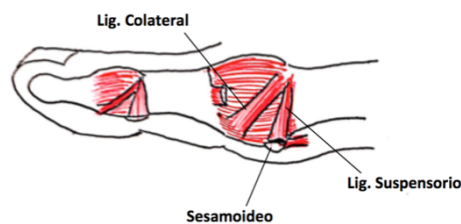


Figura 1.13 (continúa). Anatomía de la 1ª articulación metatarsofalángica

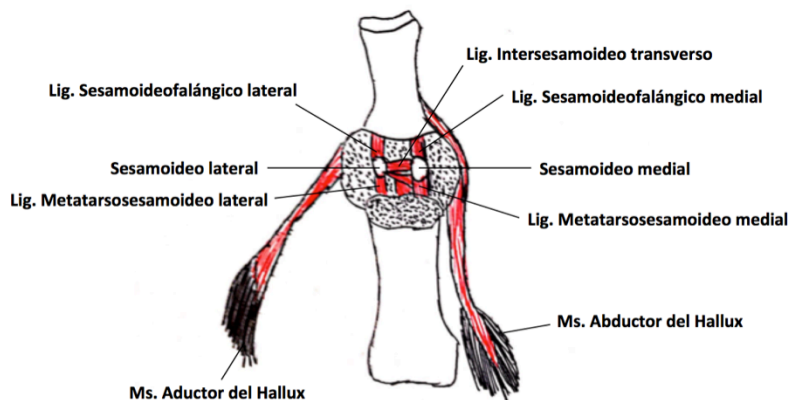


Figura 1.13 (continuación). Anatomía de la 1ª articulación metatarsofalángica

Músculos del pie

Los músculos que actúan sobre las articulaciones del pie, y por consiguiente dan lugar a los movimientos en el pie y sus articulaciones, se pueden clasificar en dos grupos: la musculatura extrínseca, aquella que se origina en los huesos de la pierna (tibia y peroné) y se inserta en los huesos del pie, y la musculatura intrínseca, cuyo origen e inserción está en el pie (Putz 2006; Netter FH. 2011). Los músculos extrínsecos son los siguientes (Figura 1.14):

- ✓ *Tríceps sural (TS)*: Formado por la unión de los músculos gastrocnemios (medial y lateral) y el sóleo. Los gastrocnemios se originan en los cóndilos femorales, y el sóleo en el borde posterior de la tibia. La unión de todos ellos da lugar al tendón de Aquiles, a través del cual se insertan en la cara posterior del calcáneo. Su función principal es la FP de tobillo.
- ✓ *Tibial posterior (TP)*: Este músculo se origina en la membrana interósea y en las caras posteriores de tibia y peroné. Su inserción es en el navicular, cara plantar de los 3 cuneiformes y base de los metatarsianos II-IV. Es un fuerte inversor del pie.
- ✓ *Flexor largo del hallux (FLH)*: Tiene su origen en los dos tercios distales de la cara posterior del peroné y se inserta en la cara plantar de la base de la falange distal del hallux. Su acción principal es la de flexión de las articulaciones MF e interfalángica, siendo un sinergista de la FP e IN del pie.
- ✓ *Flexor largo de los dedos (FLD)*: Este músculo nace en el tercio medio de la cara posterior de la tibia. En su curso por la planta del pie se divide en 4 tendones para insertarse cada uno de ellos en la cara plantar de la base de la falange distal de los dedos II a V. Se encarga principalmente de la FP de las articulaciones MF e interfalángicas. De manera secundaria interviene en la FP e IN de tobillo.
- ✓ *Peroneo Lateral largo (PLL)*: Forma parte del compartimiento lateral de la pierna. Tiene como origen la meseta externa tibial y la cabeza del peroné, y su inserción

está en la cara plantar de la cuña medial y de la base del primer metatarsiano. Realiza principalmente EV del pie, y es sinergista de la FP de tobillo.

- ✓ *Peroneo lateral corto (PLC)*: Al igual que el PLL, es parte del compartimiento lateral de la pierna. Su origen está en los dos tercios distales de la cara lateral del peroné y se inserta en el borde externo de la base del quinto metatarsiano. Básicamente genera EV del pie, colaborando en la FP de tobillo.
- ✓ *Tibial Anterior (TA)*: Es un músculo del compartimiento anterior de la pierna, su origen se localiza en los dos tercios proximales de la tibia, insertándose en la base del primer metatarsiano y la cuña medial. Genera FD de tobillo e IN de la articulación SA.
- ✓ *Extensor Largo del Hallux (ELH)*: Este músculo tiene su origen en la mitad de la cara interna del peroné, con fibras que se expanden hasta la membrana interósea. Transcurre anterior a la articulación de tobillo y se inserta en la cara dorsal de la falange distal del hallux. Este músculo realiza principalmente FD de la primera articulación MF e interfalángica del hallux. Ayuda a la FD e IN del pie.
- ✓ *Extensor largo de los dedos (ELD)*: Se origina en tibia y peroné, concretamente en el cóndilo lateral de la tibia y en el tercio proximal del peroné. A su paso por la articulación MF de los dedos menores (II a IV) se divide en tres tendones, uno central que se inserta en la cara dorsal de la base de la falange media, y otros dos tendones que transcurren laterales en dirección distal y se unen en una sola inserción tendinosa en el aspecto dorsal de la base de la falange distal. Su principal función es la FD de las articulaciones MF II a V, ayudando a la FD de las articulaciones interfalángicas. Además es sinergista de la FD de tobillo y EV del pie.
- ✓ *Peroneo anterior (PA)*: Se trata de un músculo inconstante, formado por un pequeño vientre muscular. Su origen es confuso y ello ha sido debatido en literatura. Para algunos autores nace en la porción lateral y distal del peroné, para otros en el tercio distal del peroné y membrana interósea, y sitúan éste origen lateral a la parte inferior del músculo ELD extendiéndose desde el tercio inferior del peroné (Rouvière 1976; Putz 2006). La inserción sí que presenta unanimidad, ubicándose en el dorso del quinto metatarsiano. Su función es la de posibilitar la FD, AB y EV del pie. También es auxiliar del ELD.

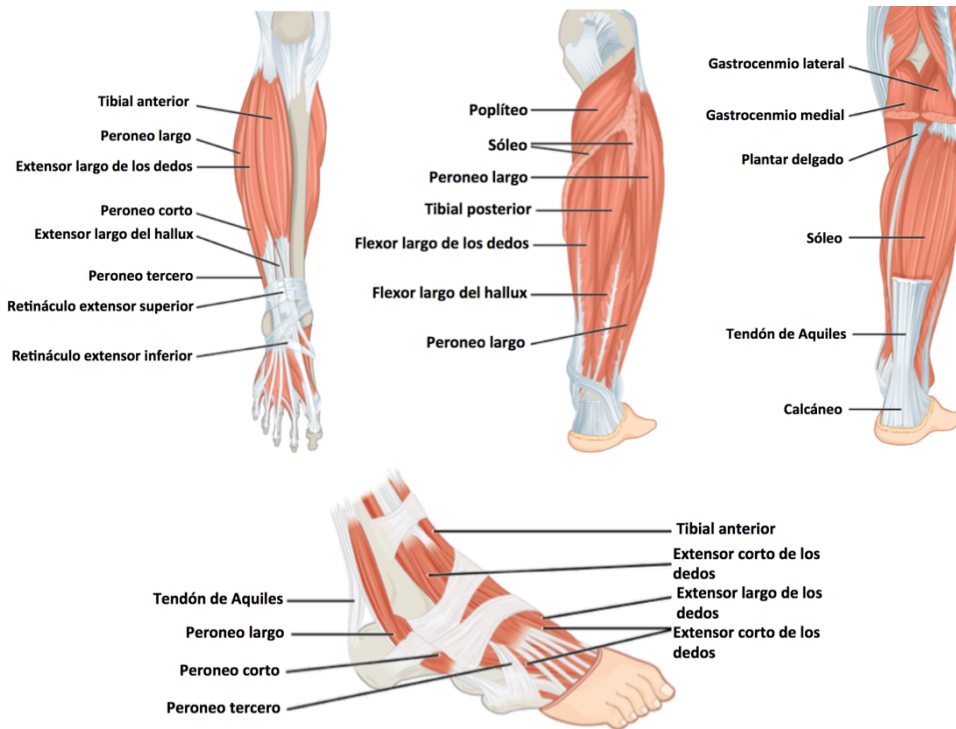


Figura 1.14. Musculatura extrínseca de la pierna y el pie. (Fuente de la imagen: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:1123_Muscles_of_the_Leg_that_Move_the_Foot_and_Toes.jpg, CC-BY-4.0)

La musculatura intrínseca del pie la forman los siguientes músculos (Figura 1.15):

- ✓ *Extensor corto del Hallux (ECH)*: Se origina en la cara dorsal y anterior del calcáneo, con fascículos en el siendo del tarso. Tiene su recorrido por el dorso del pie y se inserta en la base de la falange proximal del hallux. Ayuda a la FD de la primera articulación MF.
- ✓ *Extensor corto de los dedos (ECD)*: Este músculo tiene el mismo origen que el ECH, y su inserción es en el tendón del ELD de los dedos II a IV. Su función es la FD de la articulación MF de los dedos II a IV.
- ✓ *Interóseos dorsales (ID)*: Son 4 músculos bipenniformes, ubicados entre los metatarsianos. Se originan en las caras de los metatarsianos adyacentes y sus tendones se insertan en la base de las falanges proximales. El primer interóseo no se inserta en el primer metatarsiano, sino en el segundo, por lo que éste posee inserciones para el primer y segundo interóseo. Su principal función es la AB de los dedos, ayudando a la FD de las articulaciones MF.
- ✓ *Aductor del hallux (ADH)*: Posee dos vientres musculares, uno oblicuo y otro transverso. Estos dos vientres se unen y forman un tendón que se inserta en el

borde lateral de la base proximal del hallux. El vientre oblicuo se origina en el cuboides y la base de los metatarsianos III y IV, y el transversal nace de las cabezas de los metatarsianos III, IV y V. Este músculo produce la AD del hallux.

- ✓ *Flexor corto del hallux (FCH)*: Es un músculo que se origina desde tres puntos, cara plantar y medial del cuboides, cuneiforme externo y una rama del tendón del tibial posterior. Se inserta mediante dos secciones (una medial y otra lateral) en la base de la falange proximal. Realiza FP de la primera articulación MF.
- ✓ *Flexor corto del 5º dedo (FC5)*: Se origina en la base del quinto metatarsiano y se inserta en la falange proximal del quinto dedo, facilitando la FP de la articulación MF del quinto dedo.
- ✓ *Flexor corto de los dedos (FCD)*: Se origina en la tuberosidad plantar del calcáneo y se inserta en la falange media de los dedos II a V. Hace FP de las articulaciones interfalángicas proximales de los dedos menores, y participa en la FP de la articulación MF.
- ✓ *Abductor del hallux (ABH)*: Se origina en la apófisis medial de la tuberosidad del calcáneo, y se inserta en la cara medial de la base de falange del hallux. Realiza AB de la primera articulación MF. Es sinergista de la FP de la primera articulación MF.
- ✓ *Abductor del quinto dedo (AB5)*: Se origina justo lateral al origen de la fascia plantar en la tuberosidad de calcáneo y se inserta en la cara lateral de la base de la falange proximal del quinto dedo. Su función es la de AB del quinto dedo.
- ✓ *Lumbricales (Lum)*: Son 4 músculos, que nacen justo del tendón del FLD, y se insertan en la cara interna de la base de la falange proximal de II a V dedos. Ayudan a la FP de la articulación MF.
- ✓ *Interóseos plantares (IP)*: Se trata de 3 músculos que se originan en la cara medial de las bases de los metatarsianos I, II y III, y se insertan en la cara medial de la base proximal de los mismos radios. Realizan AD de los dedos III a V, y ayudan a la FP de la articulación MF.
- ✓ *Cuadrado plantar (Cuad. PL)*: Se origina en la cara plantar del calcáneo a través de dos porciones (medial y lateral) insertándose en la parte lateral del tendón del FLD. Ayuda a la FP de los dedos menores (de II a V).

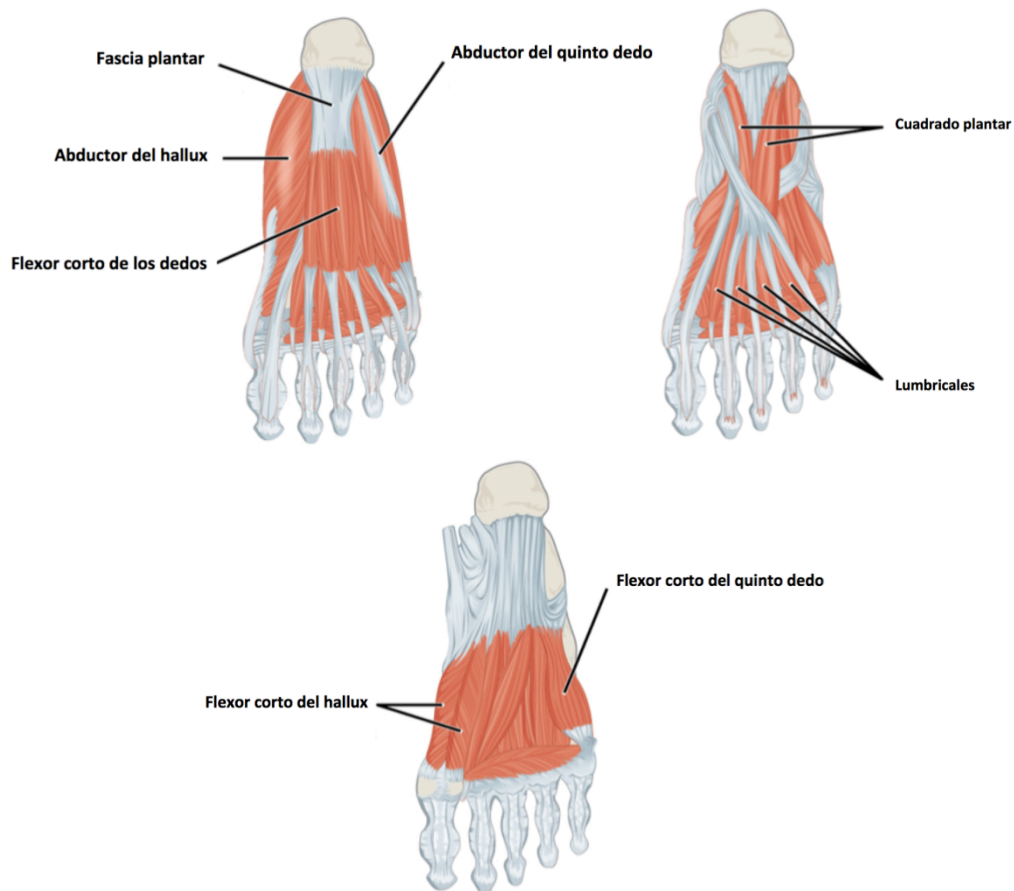


Figura 1.15. Musculatura intrínseca del dorso (arriba) y planta (abajo) del pie. (Fuente de la imagen: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:1124_Intrinsic_Muscles_of_the_Foot.jpg, CC-BY-4.0)

En la tabla 1.2 se puede ver un resumen de las acciones que realiza cada músculo en cada articulación (fuerte, media o débil):

Tabla 1.2. Acción de los músculos sobre las distintas articulaciones de la columna medial (FD: flexión dorsal; FP: Flexión plantar; AD: aducción; AB: abducción; IN: inversión; EV: eversión; XXX: fuerte; XX: media; X: débil)

Músculos	Tobillo						MT						MF					
	FD	FP	AD	AB	EV	IN	FD	FP	AD	AB	EV	IN	FD	FP	AD	AB	EV	IN
TS		XXX																
TP		XX				X	X	XX			XXX							
FLH		X	X			X	X	X			X		XXX					
FLD		X				X	X	X			X		XXX					
PLL		X		X	XX		XX		X	XX								
PLC		X		X	XX		X		X	XX								
TA	XX		XX			XX	XX	XX			XX							
ELH	X		X			X	X	X			X		XXX					
ELD	X				X		X				X		XXX					
PA	X			X	X		X		X	X								
ECH													XX					
ECD													XX					
ID													X			XXX		
ADH															XXX			
FCH								X					XX					
FC5													XX					
FCD								X					XX					
ABH													X			XX		
AB5																XX		
LUM													X					
IP													X	X				
Cuad.PL								X					X					

1.3.2. Cinemática y cinética de las articulaciones del pie durante la marcha

La marcha humana se puede describir como un medio de locomoción que utiliza alternativamente las dos piernas, dando estabilidad y propulsión (Whittle 2007). Se caracteriza por una sucesión de doble apoyo y de apoyo unipodal, es decir que durante la marcha siempre hay un pie contactando con el suelo, lo cual diferencia la marcha de la carrera o el salto, puesto que en estas dos últimas actividades existe una fase de vuelo donde ambos pies no están en contacto con el suelo (Perry J, Burnfield 2010; Root ML, Orien WP 2012).

El *ciclo de la marcha* se define como el intervalo de tiempo entre dos acontecimientos sucesivos de la misma parte del cuerpo durante la marcha. En principio se podrían

escoger diferentes acontecimientos para describir el inicio y el fin del ciclo, pero es común en toda la literatura utilizar el instante donde el pie derecho entra en contacto con el suelo (contacto inicial). De esta manera el ciclo durará hasta que ese mismo pie contacte nuevamente con el suelo, lo que suele tomar aproximadamente un segundo (Whittle 2007; Perry J, Burnfield 2010; Root ML, Orien WP 2012).

El ciclo de marcha se divide en dos fases: fase de apoyo y fase de oscilación (Figura 1.16). Clínicamente toda la atención se la lleva la fase de apoyo, puesto que es donde tienen lugar los episodios que pueden favorecer la aparición de patologías. Esta fase de apoyo representa aproximadamente el 62% del ciclo completo de marcha (Perry J, Burnfield 2010; Root ML, Orien WP 2012). Se inicia con el contacto inicial o choque de talón y acaba con la propulsión o despegue digital. Es en esta fase donde el pie en contacto soporta el peso corporal y la musculatura extrínseca e intrínseca del pie se encuentra más solicitada (Perry J, Burnfield 2010).

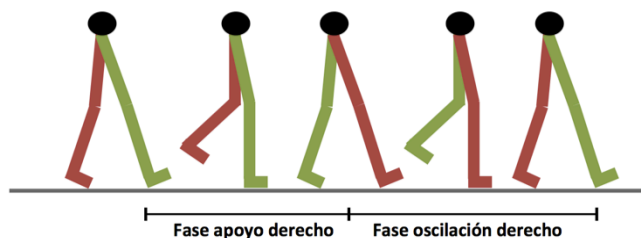


Figura 1.16. Divisiones del ciclo de la marcha

Dentro de la fase de apoyo se distinguen 3 períodos de apoyo bipodal (ambos pies en contacto con el suelo) y dos intervalos de apoyo unipodal (un solo pie en contacto), como se aprecia en la (Figura 1.17). El apoyo bipodal inicial es el que inicia el ciclo de la marcha. Es seguido por un apoyo unipodal, que se inicia justo cuando el pie contrario se eleva del suelo (despegue digital), y cuya duración corresponde a la oscilación del pie izquierdo (Whittle 2007; Perry J, Burnfield 2010). Justo en el momento que el pie izquierdo alcanza el suelo, produciéndose su contacto inicial o choque de talón, pasamos al segundo apoyo bipodal, que se mantiene hasta que el pie derecho realiza su despegue digital, dando lugar al segundo apoyo unipodal (corresponde a la fase de oscilación de pie derecho). Finalmente, cuando el pie derecho contacta de nuevo con el suelo se produce el apoyo bipodal final, y de esta manera llegando al 100% del ciclo de la marcha, e iniciándose un nuevo ciclo idéntico al descrito (Perry J, Burnfield 2010; Root ML, Orien WP 2012).

La fase de oscilación o balanceo se aplica al tiempo en el que el pie está en el aire (aproximadamente un 38% del ciclo de marcha). Se inicia cuando el pie se levanta del suelo (despegue digital o propulsión) y finaliza cuando el mismo pie contacta con el suelo (Perry J, Burnfield 2010; Root ML, Orien WP 2012). En esta fase el pie no está soportando peso.

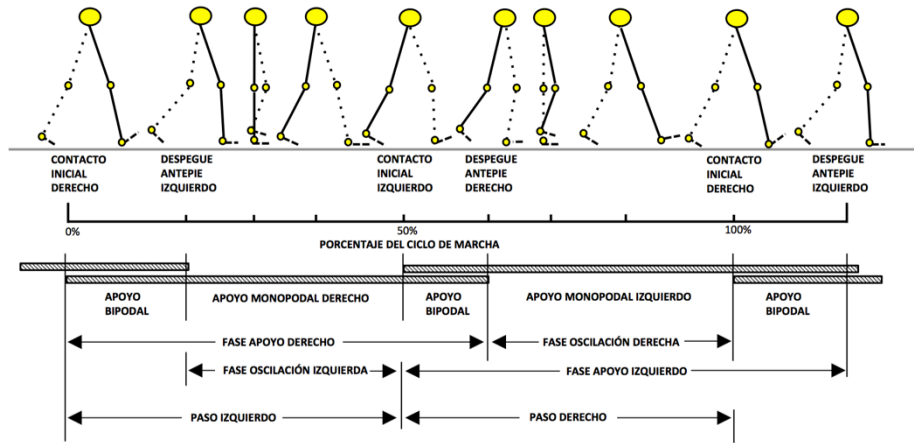


Figura 1.17. Subdivisiones de la fase de apoyo de la marcha

A continuación se realiza un análisis más detallado de la fase de apoyo, ya que como se ha mencionado, es el período de tiempo con mayor interés clínico.

Fase de apoyo

La fase de apoyo ocupa aproximadamente un 62% del ciclo de la marcha. Clínicamente se divide en tres períodos para ayudar a la observación clínica y la posición del pie (Figura 1.18). Estas fases son contacto inicial o choque de talón, fase de apoyo medio y la propulsión (Root ML, Orien WP 2012).

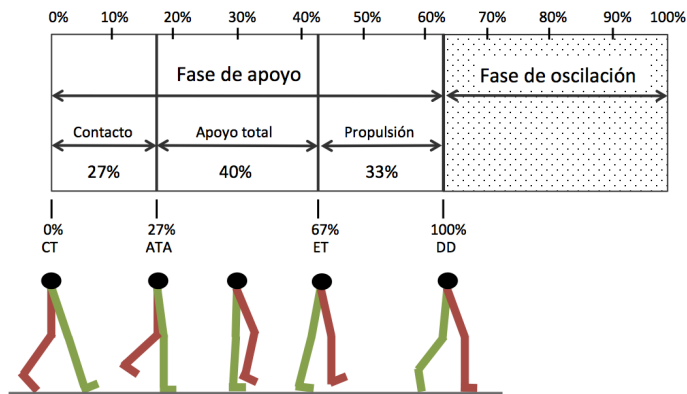


Figura 1.18. Subdivisiones de la fase de apoyo de la marcha

- ✓ *Período de contacto inicial:* Empieza cuando el talón contacta con el suelo y concluye cuando todo el antepié contacta con el suelo (Figura 1.19). Ocupa un 27% de la fase de apoyo y tiene una duración de 0,1-0,15 segundos (Root ML, Orien WP 2012). Esta fase se caracteriza por una serie sucesos destacados. En primer lugar, la

columna medial pasa de ser muy rígida en el momento que el talón contacta con el suelo, a perder rigidez hasta el final de esta fase. Esto se produce por la pronación de la articulación SA en esta fase, pues el contacto por el borde postero-externo de talón provoca que las fuerzas reactivas del suelo generen un momento pronador sobre el eje de la articulación SA, facilitando el contacto de todo el antepié (Kirby 2009). En el momento que la primera cabeza metatarsal apoya en el suelo y todo el antepié está en contacto finaliza esta fase. La pronación acontecida provoca que la columna medial flexione, disminuya la altura de la columna medial y se adapte a las irregularidades del terreno, para lo que requiere baja rigidez (Kirby 2009; Root ML, Orien WP 2012). Este movimiento pronador va acompañado de una rotación interna de la pierna, únicamente en esta fase, pues en el resto del ciclo la pierna rota externamente (Root ML, Orien WP 2012). En la tabla 1.3 aparecen las posiciones iniciales, finales y el movimiento de las articulaciones de la columna medial estudiadas en esta tesis (Perry J, Burnfield 2010; Root ML, Orien WP 2012).



Figura 1.19. Período de contacto inicial

Tabla 1.3. Movimientos y posiciones de las articulaciones de la columna medial durante la fase de contacto inicial

Articulación	Posición inicial	Posición final	Movimiento
Tobillo	Dorsiflexionada	Plantarflexionada	Flexión plantar
MT	Neutra	Pronada	Pronación
1ª articulación MF	Dorsiflexionada	Neutra	Flexión plantar

- ✓ *Fase de apoyo medio*: El período de apoyo medio empieza en el instante que el antepié está en contacto con el suelo y finaliza justo en el momento en que el talón empieza a levantarse (Figura 1.20). Esta fase representa un 40% de la fase de apoyo, siendo la de más duración. Se puede subdividir en dos fases, la fase inicial de apoyo medio y la fase tardía de apoyo medio. La primera va desde el inicio hasta justo la mitad de la fase, instante donde la pierna contraria (está en oscilación) se sitúa a la misma altura que la pierna en contacto, y la tibia de la pierna en apoyo está perpendicular. La fase final de apoyo medio va desde el final de la fase anterior hasta el momento que el talón inicia su elevación (Kirby 2009). Los rasgos más característicos de esta fase son la rotación externa de la pierna a lo largo de toda la fase, dando lugar a la supinación (re supinación) de la articulación SA. La tibia se desplaza en sentido anterior, controlada por la acción excéntrica de la musculatura posterior de la pierna (Kirby 2009). Durante la mitad de la fase de apoyo medio, es decir en el punto intermedio entre la fase inicial y la tardía de apoyo medio, el

centro de masas (CdM) está localizado justo sobre el tobillo, alcanzando su altura máxima (supone el almacenamiento de energía potencial). Esta altura del CdM va cambiando a lo largo de la fase de apoyo, siendo uno de los mecanismos de conservación de energía (Kirby 2009). A medida que avanza esta fase, la columna medial va adquiriendo más rigidez para prepararse para una propulsión efectiva, como consecuencia del movimiento rotacional de pelvis y de la articulación SA. Esta rigidez viene regulada por el incremento en la tensión interna de las estructuras plantares (fascia plantar, ligamentos plantares y musculatura intrínseca) que evitan la FD del antepié, pues las fuerzas reactivas del suelo van aumentando sobre el antepié conforme avanza la fase de apoyo medio (Kirby 2009). En la tabla 1.4 se muestran los principales movimientos así como las posiciones iniciales y finales de las articulaciones de la columna medial estudiadas.

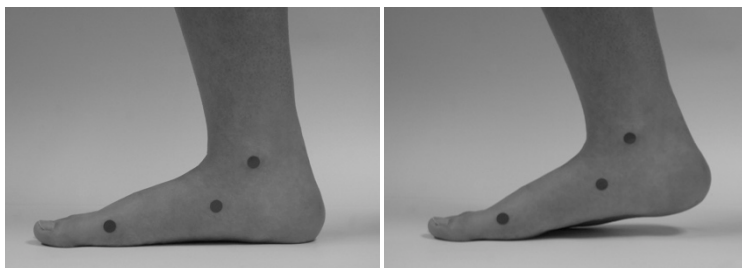


Figura 1.20. Fase de apoyo medio

Tabla 1.4. Movimientos y posiciones de las articulaciones de la columna medial durante la fase de apoyo medio

Articulación	Posición inicial	Posición final	Movimiento
Tobillo	Plantarflexionada	Dorsiflexionada	Flexión dorsal
MT	Pronada	Pronada	Pronación
1ª articulación MF	Dorsiflexionada	Dorsiflexionada	Nulo

- ✓ *Fase de propulsión*: El período de propulsión comienza con la elevación del talón y acaba con el despegue digital (Figura 1.21). Representa el tercer intervalo de la fase de apoyo, un 33% de la fase de apoyo. Tiene una duración aproximada de 0,2 segundos (Whittle 2007; Perry J, Burnfield 2010; Root ML, Orien WP 2012). El CdM corporal se encuentra anterior a la articulación del tobillo, lo que supone que el cuerpo se desplace de forma natural hacia delante. Justo después del inicio de la fase propulsiva se produce el contacto de talón de la pierna contralateral repartiendo el peso entre los dos pies y facilitando una transferencia suave del cuerpo hacia delante. El desplazamiento del CdM, hace que en la fase propulsiva se encuentre en su punto mínimo o más bajo, dando lugar a la liberación de la energía potencial (acumulada en la fase de apoyo medio) en forma de energía potencial. Desde un punto de vista sagital, las articulaciones de la columna medial del pie adquieren mucha importancia en este instante. La articulación del tobillo se plantarflexiona rápidamente a través de la contracción del tríceps sural, facilitando el levantamiento del talón (Kirby 2009; Root ML, Orien WP 2012). Para que se produzca un despegue digital efectivo la FP de tobillo debe ir acompañada de un

movimiento de FD en las articulaciones MF (Kirby 2009). La FD de la primera articulación MF promueve la elongación de las estructuras blandas plantares (FLH, FLD, musculatura intrínseca y fascia plantar). Estas fuerzas de tracción ayudan a estabilizar y aumentar la rigidez de la columna medial durante la propulsión (Kirby 2009). De todas estas estructuras plantares, la estructura pasiva más importante va a ser la fascia plantar, ya que estas fuerzas internas ocasionadas en la fascia durante la FD de la primera articulación MF causan el incremento en la altura de la columna medial, la supinación de la articulación SA y la rotación externa tibial (mecanismo Windlass) (Kirby 2009). Por tanto la supinación de la articulación SA viene dada por dos vías, tríceps sural y la fascia plantar. Esta supinación de la articulación SA evidentemente tiene su repercusión en la articulación MT, ya que la articulación astrágalo-escafoidea alcanza una posición más elevada que la articulación calcáneo-cuboidea, teniendo por tanto una posición supinada. Este hecho incrementa la rigidez en la articulación MT durante la fase propulsiva (Kirby 2009). En la tabla 1.5 se muestran los principales movimientos así como las posiciones iniciales y finales de las articulaciones de la columna medial estudiadas.

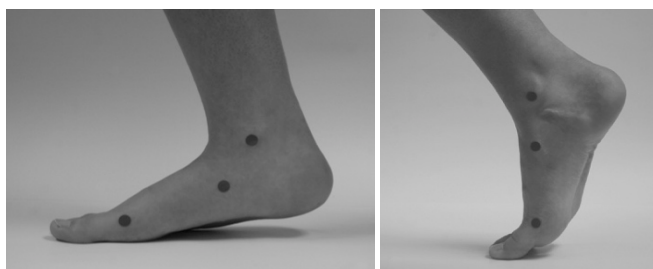


Figura 1.21. Fase propulsiva

Tabla 1.5. Movimientos y posiciones de las articulaciones de la columna medial durante la fase propulsiva

Articulación	Posición inicial	Posición final	Movimiento
Tobillo	Dorsiflexionada	Plantarflexionada	Flexión plantar
MT	Pronada	Supinada	Supinación
1ª articulación MF	Dorsiflexionada	Dorsiflexionada	Flexión dorsal

Coordinación y patrones de marcha

La marcha es una actividad compleja en la que se deben analizar simultáneamente una gran cantidad de variables cinemáticas y cinéticas, lo cual dificulta la aplicabilidad clínica de las mediciones experimentales y se hace patente la necesidad de reducir los datos de estudio. En este sentido, son muchos los trabajos que han puesto de manifiesto la coordinación cinemática y cinética existente entre cadera, rodilla y tobillo durante la marcha (por ejemplo, Borghese et al. 1996; Sadeghi et al. 2000; Sadeghi et al. 2002; Bianchi et al. 2011). En el trabajo de Daffertshofer et al. (2004) se propone el uso del análisis de componentes principales (ACP) como método general para la reducción dimensional en biomecánica, y se aplica con éxito a la coordinación cinemática entre cadera, rodilla y tobillo. Esta coordinación cinemática y cinética comentada durante la

marcha ha sido estudiada a partir de datos experimentales obtenidos mediante el uso de modelos del miembro inferior con el pie considerado como segmento rígido. Sin embargo, la coordinación de ángulos y momentos en las articulaciones del pie durante la marcha no ha sido explorada hasta ahora.

La identificación de coordinación entre distintos segmentos durante la marcha es de gran utilidad clínica, pues permite identificar alteraciones en el patrón de marcha, como por ejemplo las debidas a una determinada patología (Federolf et al. 2013). Sin embargo, también es importante señalar que no todos los sujetos sanos (en principio) utilizan un mismo patrón de marcha (Lin et al. 2011). Así por ejemplo, el estudio de los patrones de marcha se ha investigado en las articulaciones de rodilla y tobillo a través de un análisis discriminante de ángulos y momentos articulares en el plano sagital (Simonsen & Alkjær 2012). Pero no se han realizado hasta el momento estudios similares para investigar los patrones de marcha en relación a las articulaciones del pie, lo cual podría ayudar a comprender por qué determinados sujetos desarrollan patologías a lo largo de los años y otros no.

1.3.3. Modelos para el análisis dinámico de las articulaciones del pie

El estudio del cuerpo humano se puede realizar mediante el análisis del movimiento (Cinemática) o incluyendo además en el análisis las fuerzas que generan dichos movimientos (Cinética). Dada la complejidad del miembro inferior, los primeros estudios biomecánicos que se realizaron del miembro inferior, principalmente encaminados al estudio de la marcha humana, consideraban el pie como un segmento rígido sin posible movimiento entre sus articulaciones (Kadaba et al. 1990). No obstante, con el paso de los años, se han desarrollado modelos biomecánicos más complejos en los cuales se considera el pie dividido en diferentes segmentos (Carson et al. 2001; Myers et al. 2004; Woodburn et al. 2004; Jenkyn & Nicol 2007; Leardini et al. 2007; Collins et al. 2009; Nester et al. 2010; Bruening et al. 2012; Canseco et al. 2012; Legault-Moore et al. 2012).

En la última década se ha incrementado el interés por el estudio de la biomecánica de las articulaciones del pie (Leardini et al. 2007; Bruening et al. 2012). Los avances tecnológicos han permitido la aparición de modelos cinemáticos multisegmentales (Carson et al. 2001; Leardini et al. 2007; Cobb et al. 2009; D. A. Bruening et al. 2012; Bruening et al. 2012). Las principales diferencias entre estos modelos es la segmentación que consideran del pie, junto con el número y la localización de los marcadores utilizados, y por consiguiente las articulaciones que considera cada modelo.

Los modelos cinemáticos más utilizados, en orden cronológico, son el modelo de Milwaukee (Kidder et al. 1996), el modelo de Oxford (Carson et al. 2001) y el modelo de Leardini (Leardini et al. 2007).

El modelo de Milwaukee considera 3 segmentos del pie (retropié, formado por calcáneo, astrágalo y navicular; el antepié compuesto de cuneiforme, cuboides y metatarsianos; y la falange proximal del hallux) unidos al segmento pierna (formado por tibia y peroné). Por tanto, considera 3 articulaciones: tobillo, articulación MT y 1ª articulación MF. Este modelo se ha utilizado, entre otras aplicaciones, para estudiar el movimiento del pie después de la cirugía de Hallux abductus valgus (Canseco et al. 2012).

El más utilizado en la actualidad es el modelo de Oxford, el cual ha sido aplicado en el estudio de población sana (Stebbins et al. 2006; Wright et al. 2011) y población patológica (Theologis et al. 2003; Hunt & Smith 2004). Este modelo se basa en los mismos cuatro segmentos que el modelo de Milwaukee (pierna, retropié, antepié y hallux), pero considerando el navicular como parte del segmento antepié, y utilizando un conjunto diferente de marcadores, con el objetivo de alcanzar mayor repetibilidad del protocolo de mediciones. El mediopié lo considera como un mecanismo de transmisión de movimiento entre el retropié y el antepié. El modelo permite 6 grados de libertad entre cada par de segmentos conectados. Los movimientos permitidos son FD/FP AB/AD e IN/EV. La limitación principal de este modelo es la no consideración del segmento mediopié. El modelo de Oxford ha sido ampliamente utilizado en literatura, habiendo sido validado en niños (Stebbins et al. 2006) y adultos (Wright et al. 2011). Se ha aplicado en el estudio del movimiento del pie en artritis reumatoide (Woodburn et al. 2004), para comprobar los efectos positivos del tratamiento en niños con pie zambo o "club foot" (Theologis et al. 2003) y para comparar la cinemática entre pies normales y planos (Levinger et al. 2010).

El modelo de Leardini es un modelo más complejo, ya que considera el segmento mediopié (formado por navicular, cuneiformes y cuboides). Se ha utilizado para estudiar la cinemática de pies con arcos altos y bajos de mujeres durante actividades dinámicas como caminar, saltar y correr (Powell et al. 2011), para evaluar clínicamente la evolución de pacientes transcurridos 5 años de la cirugía de prótesis total de tobillo (Caravaggi et al. 2015) y para estudiar la cinemática de sujetos con pie zambo (Benedetti et al. 2011).

La diferente segmentación de los modelos en literatura genera diferentes errores por la suposición de segmento rígido, correspondiendo los mayores errores a los modelos que combinan los naviculares, cuneiformes y los metatarsos en un mismo segmento (Nester et al. 2010). En cualquier caso, los errores encontrados son pequeños y dentro del rango esperado (error medio < 5°). En base a estos resultados, Nester et al. (2010) propone un modelo de 4 segmentos del pie (calcáneo, mediopié antepié lateral y antepié medial), que se ha utilizado para describir la cinemática de 100 sujetos sanos (71 mujeres y 19 hombres) (Nester et al. 2014).

Recientemente se ha puesto de manifiesto la necesidad de estudiar no sólo la cinemática, sino también la cinética del pie, por ser una herramienta importante para identificar, valorar y tratar las deformidades del pie (D A. Bruening et al. 2012; Dixon et al. 2012). Varios trabajos en la literatura han utilizado modelos de la pierna considerando el pie como un único segmento, para el estudio de la cinética de tobillo, bien en pies con patologías o para valorar efecto de un tratamiento (Hunt et al. 2001; Chopra et al. 2014). Pero hay muy pocos trabajos (MacWilliams et al. 2003; Rouhani et al. 2014) que hayan estudiado la cinética de otras articulaciones del pie (MT o MF), ya que esto requiere de modelos de pie multisegmentales, tanto en lo que se refiere a la cinemática como a las fuerzas reactivas. Sin embargo, los modelos multisegmentales descritos son demasiado complejos para el análisis cinético en el ámbito clínico (Bruening et al. 2012), por lo que se propuso el nuevo modelo descrito por Bruening.

El modelo de Bruening se basa en el modelo de Oxford, pero utilizando diferentes marcadores y de menor tamaño para asegurar la simplicidad, repetibilidad y rigidez de cada segmento. Uno de los principales problemas a la hora de crear un modelo multisegmento del pie es la segmentación de las fuerzas reactivas del suelo, ya que las plataformas dinamométricas miden la fuerza como un solo vector aplicado en el centro de presiones de todo el pie. Para resolver esta situación, Bruening utiliza dos plataformas dinamométricas por cada articulación, ubicadas una junto a la otra (Figura 1.22). El pie del sujeto pisa a la vez sobre las dos plataformas, de forma que sobre la plataforma más anterior contacta el segmento distal, y sobre la plataforma posterior apoya el segmento proximal (por ejemplo si se quiere estudiar la articulación MT, en la plataforma anterior contactará el segmento antepié y en la plataforma posterior el segmento retropié). Esto dificulta la naturalidad en la marcha de los sujetos a estudio.

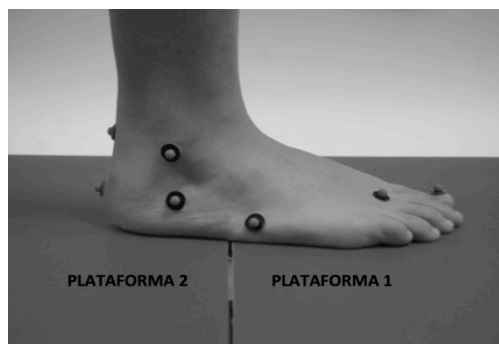


Figura 1.22. Localización de las dos plataformas y el pie en contacto con ambas para estudiar la articulación MT (Bruening et al. 2012)

El modelo fue descrito en un estudio hecho sobre 17 niños, describiendo valores de pico de momentos en cada plano y observando los valores más altos en el plano sagital. El modelo está descrito originalmente por 19 marcadores (Figura 1.23), distribuidos en dos grupos, los landmarks y los marcadores de seguimiento (el listado de marcadores, su abreviatura y localización se muestra en la tabla 1.6). El primer grupo está formado por aquellos que tienen una ubicación estratégica de forma que a partir de ellos se calculan una serie de marcadores virtuales, mostrados en la tabla 1.7, que permiten definir los sistemas de referencia de los diferentes segmentos, así como los centros articulares. Por otro lado, los tracking markers se utilizan para seguir cada segmento en el espacio.

Tabla 1.6. Listado de marcadores utilizados para describir el modelo

Marcadores	Nombre	Localización anatómica
LK	Lateral knee	Vértice del epicóndilo lateral del fémur
MK	Medial knee	Vértice del epicóndilo medial del fémur
S1-S4	Shank shell	Placa de metal en la pierna con 4 marcadores
LA	Lateral ankle	Vértice del maléolo lateral
MA	Medial ankle	Vértice del maléolo medial
C1	Calcaneus 1	Vértice de la tuberosidad del calcáneo
C2	Calcaneus 2	Vértice superior del calcáneo(Inserción aquílea)
LC	Lateral calcaneus	Tubérculo peroneal (cara lateral de calcáneo)
MC	Medial calcaneus	Sustentaculum tali (cara medial calcáneo)
NV	Navicular	Prominencia medial del navicular
CU	Cuboid	Centro lateral del cuboides
B1	Base 1	Cara medial de la base de primer metatarsiano
B5	Base 5	Cara lateral de la base de quinto metatarsiano
H1	Head 1	Cara dorsal de la cabeza primer metatarsiano
H2	Head 2	Punto medio entre la 2ª y 3ª cabezas metatarsales
HX	Hallux	Centro de la uña de hallux

Tabla 1.7. Listado de marcadores virtuales utilizados

Marcadores	Nombre	Localización anatómica
KJC	Knee Joint Center	Punto medio entre LK y MK
AJC*	Ankle Joint Center	Punto medio entre LA y MA ajustado*
MTC	Mid_Tarsal Center	Punto medio entre NV y CU
MP	1st MP Center	Proyección de H1 verticalmente a ½ distancia del suelo
FF_Dist	Forefoot distal end	Proyección de H2 verticalmente a ½ distancia del suelo
HX_Dist	Hallux distal end	Proyección de HX verticalmente a ½ distancia del suelo

*El marcador virtual AJC tiene un ajuste específico, con el objetivo de encontrar el centro de rotación exacto del centro articular de tobillo. Se obtiene un vector entre KJC y el punto medio entre LA y MA, y se multiplica su distancia por 1,027. Este nuevo módulo se aplica con el mismo sentido y dirección que el anterior desde KJC (Figura 1.24).

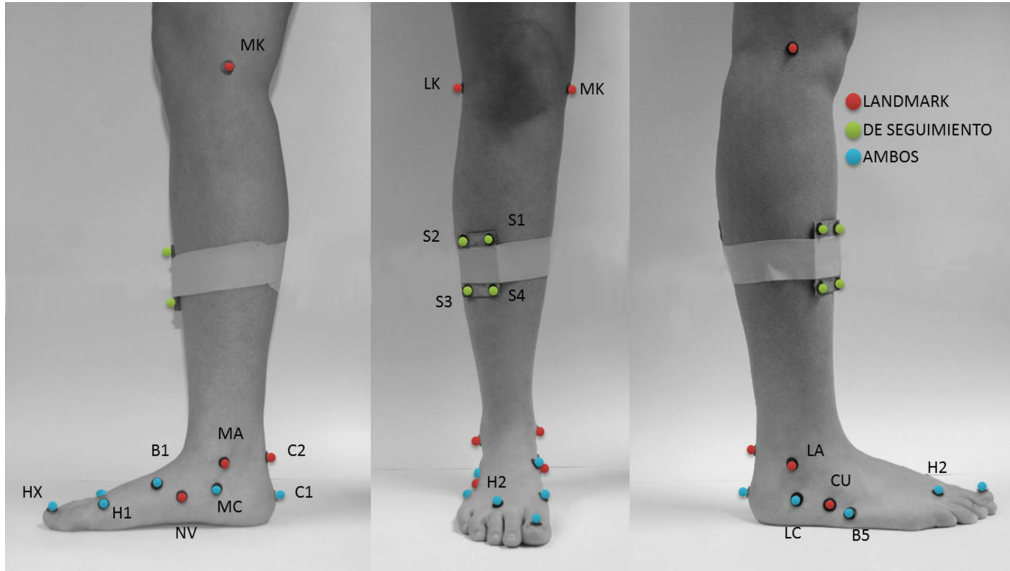


Figura 1.23. Marcadores utilizados y su localización anatómica (Bruening et al. 2012)



Figura 1.24. Posición del marcador AJC (Bruening et al. 2012)

El modelo consta de 4 segmentos (pierna, retropié, antepié y hallux), separados entre ellos por las articulaciones tobillo, MT y MP (Figura 1.25), con 6 gdl para tobillo y articulación MT, y únicamente 2 para 1ª articulación MF (flexión y extensión).

En la tabla 1.8 se muestran los marcadores utilizados para definir cada segmento, así como los planos que lo definen y el eje longitudinal en cada segmento.

Tabla 1.8. Características de cada segmento definido en el modelo

Segmento	Eje longitudinal	Plano	Tracking markers
Pierna	KJC a ACC	KJC, LA, MA (frontal)	S1-S4
Retropié	C1 a MTC	C1, MTC, C2 (sagital)	C1, LC, MC
Antepié	MTC a FF_Dist	MTC, FF_Dist, H2 (sagital)	B1, B5, H2
Hallux	MP a HX_Dist	MP, HX_Dist, H1 (sagital)	HX, H1, H3

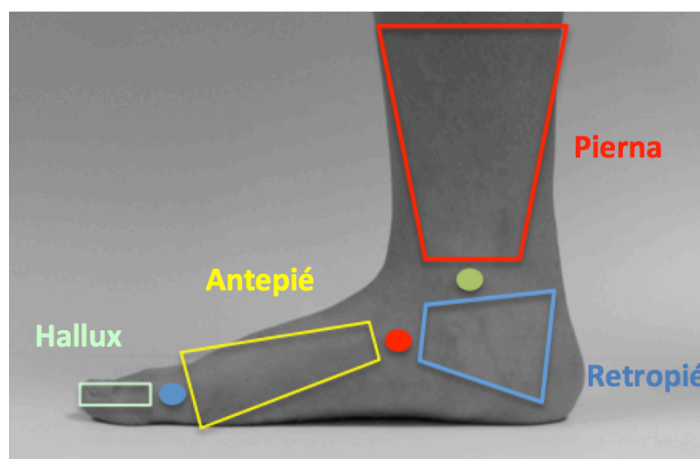


Figura 1.25. Segmentos utilizados en el modelo, y centros articulares

Como se ha comentado, uno de los principales problemas a la hora de crear un modelo multisegmento del pie es la segmentación de las fuerzas reactivas del suelo, ya que las plataformas dinamométricas miden la fuerza como un solo vector aplicado en el centro de presiones de todo el pie. Para afrontar este problema diferentes trabajos han utilizado diferentes métodos. Todos ellos requieren del uso del registro de presiones para medir los esfuerzos normales en subáreas de contacto del pie con el suelo. Algunos trabajos superponen las mediciones de presiones con el registro de la fuerza y par de reacción medido mediante una plataforma dinamométrica, estimando de forma poco rigurosa las componentes de la reacción de fricción y el par de fricción en una determinada subárea de contacto considerando proporcionalidad con el esfuerzo normal sobre dicha subárea (Abuzzahab, F., Harris, GF., Kidder 1997; Giacomozzi & Macellari 1997; Giacomozzi et al. 2000; Cowley MS, MacWilliams BA 2001; MacWilliams et al. 2003; Wrbaškić & Dowling 2007). La segmentación de las fuerzas reactivas del suelo sigue siendo pues un hándicap para la obtención de mediciones más precisas de los pares articulares sobre las

articulaciones del pie. A falta de estos métodos, cabe señalar que los valores de los esfuerzos de fricción durante la marcha reportados en la literatura son mucho menores que las componentes normales de las fuerzas reactivas (Rouhani et al. 2010; Farahpour et al. 2016) de forma que los momentos articulares reportados para el tobillo sin tener en consideración las fuerzas de fricción (Forner-Cordero et al. 2006) son muy similares a los obtenidos considerando tales esfuerzos (Hunt et al. 2001), lo que sugiere que la no consideración de las fuerzas de fricción no afecta de forma significativa a los pares articulares.

1.3.4. Postura estática del pie

La postura estática o bipedestación estática del pie se define como un estado de apoyo bipodal durante el cual las estructuras óseas permanecen sin movimientos (Root ML, Orien WP 2012). En esta posición el peso del sujeto es soportado equitativamente por ambos pies, manteniendo la postura en equilibrio estático. Desde un punto de vista clínico, es común el uso de herramientas de valoración de esta postura de bipedestación estática, ya que nos permite estudiar la respuesta del pie frente a las fuerzas externas e internas aplicadas sobre el mismo durante dicha posición estática. Esta postura estática se produce cuando las fuerzas externas que actúan sobre el pie (fuerzas reactivas del suelo), son contrarrestadas por fuerzas internas (realizadas principalmente por músculos, ligamentos y cápsulas articulares) de igual magnitud y sentido contrario. Cuando esta condición se produce, estamos frente a una posición en equilibrio estático.

Durante actividades dinámicas (caminar, correr, saltar, etc) las fuerzas aplicadas sobre el pie son considerablemente mayores que en estática. El estudio de la postura del pie en estática y su función durante la dinámica es muy importante, pues se cree que diferentes alineaciones podales favorecerán la aparición de determinadas patologías, como es la relación entre el pie altamente pronado y la tendinopatía aquilea y síndrome de dolor patelofemoral (Buldt AK, Murley GS, Butterworth P, Levinger P, Menz HB 2013; Andrew K. Buldt et al. 2015).

Instrumentos de medida de la postura del pie

En literatura encontramos descritos múltiples test o pruebas, los cuales tienen sus ventajas e inconvenientes y han estado cuestionados acerca de su fiabilidad y validez. Entre los más utilizados encontramos el índice de arco, *navicular drop*, *navicular drift*, la altura del navicular normalizada, la altura dorsal del arco, el ángulo longitudinal del arco y el IPP, entre otros (Dahle et al. 1991; Vinicombe et al. 2001; Rzeghi & Batt 2002; Redmond et al. 2006; McPoil et al. 2009; Jonely et al. 2011; Weimar & Shroyer 2013; Andrew K Buldt et al. 2015).

El IPP es uno de los más utilizados, ya que es una prueba diseñada para el uso clínico, por poder realizarse de forma rápida y sencilla, sin la necesidad de utilizar aparataje (Redmond et al. 2006). La fiabilidad del IPP en adultos ha sido probada, con excelentes resultados intra investigador, con índice de correlación intraclase (ICC) 0,92-0,93, pero mostrando moderada fiabilidad inter investigador, con ICC 0,52-0,65 (Cornwall et al. 2008).

El IPP ha sido utilizado en múltiples estudios biomecánicos: para evaluar el riesgo de desarrollar síndrome de estrés medial tibial en militares (Yates & White 2004), para analizar cambios en la estructura del pie y su función con el envejecimiento (Scott et al. 2007), para estudiar la relación de la morfología del pie y la aparición de lesiones en triatletas (Burns et al. 2005), para analizar factores de riesgo en la aparición de úlceras neuropáticas en diabéticos en el hallux (Nubé et al. 2006), para valorar el efecto de los soportes plantares en pies altamente supinados dolorosos (Burns et al. 2006), entre otros.

Descripción del IPP

El IPP, tal y como describió Redmond et al. (2006), utiliza seis parámetros para la valoración del pie. Antes de hacer el estudio, es necesario asegurarse que el sujeto se encuentre en posición bipodal, de forma relajada y no se debe inclinar ni moverse, pues esto puede alterar sensiblemente el resultado final. A cada ítem se le asignará una puntuación que oscilará entre -2 y +2, indicando el 0 la neutralidad, las puntuaciones negativas la tendencia a la supinación y las positivas a la pronación.

Los seis criterios clínicos utilizados son:

- ✓ *Palpación de la cabeza del astrágalo*: De los 6 ítems es el único basado en la palpación, y no tanto en la observación. La cabeza del astrágalo la localizamos en la cara lateral y medial a nivel anterior de tobillo. En ocasiones puede ser necesario mover el pie en eversión/inversión para asegurar la correcta localización de los bordes medial y lateral del astrágalo. Los valores se describen de la forma siguiente (Tabla 1.9):

Tabla 1.9. Valores del ítem palpación de la *cabeza del astrágalo*

-2	-1	0	+1	+2
Cabeza del astrágalo únicamente palpable por externo	Cabeza del astrágalo más palpable por externo que por interno	Cabeza del astrágalo igual de palpable por externo que por interno	Cabeza del astrágalo más palpable por interno que por externo	Cabeza del astrágalo únicamente palpable por interno

- ✓ *Curvatura supra e inframaleolar lateral*: Este parámetro se basa en la valoración de las curvas superior e inferior del maléolo lateral o peroneal. Se considera que en un pie neutro las dos curvas deben ser de forma muy similar. La curvatura supra servirá de referencia, pues se trata del peroné el cual no se verá modificado por la posición del pie, mientras que la infra, al tratarse del calcáneo, cambiará en función de la postura. Un problema que puede dificultar la visualización de las curvaturas es la presencia de edema u obesidad. Los valores se describen de la forma siguiente (Tabla 1.10):

Tabla 1.10. Valores del ítem curvatura supra e inframaleolar lateral

-2	-1	0	+1	+2
Curva infra completamente plana o convexa	Curva infra ligeramente más superficial/plana que la supra	Misma forma la supra e infra	Infra más cóncava que la supra	Infra mucho más cóncava que la supra

- ✓ *Posición del calcáneo en el plano frontal:* Se valora mediante la observación, con el paciente en posición de bipedestación estática relajada, se observa la cara posterior del calcáneo, el examinador se debe colocar perpendicular al pie examinado. Se puede utilizar una regla de Perthes o goniómetro para cuantificar la inclinación del calcáneo respecto del suelo. Los valores se describen de la forma siguiente (Tabla 1.11):

Tabla 1.11. Valores del ítem posición del calcáneo en el plano frontal

-2	-1	0	+1	+2
> 5° en inversión	Entre 0-5° en inversión	Perpendicular al suelo	Entre 0-5° en eversión	> 5° en eversión

- ✓ *Prominencia de la región talonaviclar:* Este parámetro identifica la zona del pie correspondiente a la articulación talonaviclar. Esta región será abultada o prominente en pies pronados y cóncava en pies supinados. Los valores se describen de la forma siguiente (Tabla 1.12):

Tabla 1.12. Valores del ítem prominencia de la región talonaviclar

-2	-1	0	+1	+2
Zona TN completamente cóncava	Zona TN ligeramente cóncava	Zona TN plana	Zona TN ligeramente abultada/convexa	Zona TN muy convexa.

- ✓ *Congruencia del arco longitudinal interno:* Este parámetro está formado por dos valoraciones, por un lado la altura del arco, que siempre ha sido un buen indicador de la función del pie, y por otro la forma del arco. En un pie normal el arco debe ser coincidente, similar a una circunferencia. En un pie pronado el arco se aplanar en su zona media, mientras que el arco se vuelve más agudo en su zona posterior, en un pie supinado. Los valores se describen de la forma siguiente (Tabla 1.13):

Tabla 1.13. Valores del ítem congruencia del arco longitudinal interno

-2	-1	0	+1	+2
Arco muy elevado y angulado hacia posterior	Arco aumentado y ligeramente angulado hacia posterior	Altura arco normal y congruente	Arco ligeramente disminuido	Arco muy aplanado y en contacto con el suelo

- ✓ *Abducción/aducción del antepié respecto al retropié:* En este ítem el examinador se debe colocar posterior y justo paralelo al pie a estudiar. Hay que tener en cuenta la

posible existencia de una deformidad rígida del antepié. Un pie pronado provocará que el antepié se desplace hacia fuera, mientras que un pie supinado facilitará que el antepié se mueva hacia interno. Los valores se describen de la forma siguiente (Tabla 1.14):

Tabla 1.14. Valores del ítem abducción/aducción del antepié respecto al retropié

-2	-1	0	+1	+2
Únicamente visibles los dedos mediales	Dedos mediales más visibles que los laterales	Dedos laterales y mediales igual de visibles	Dedos laterales más visibles que los mediales	Únicamente visibles los dedos laterales

La suma de todas las puntuaciones de cada pie obtenidas, darán el resultado final del IPP, estando la puntuación final valores entre -12 y +12. Con ello, se clasificará el pie de la siguiente manera:

- ✓ Altamente pronado: >+10
- ✓ Pronado: +6 a +9
- ✓ Normal: 0 a +5
- ✓ Supinado: -1 a -4
- ✓ Altamente supinado: -5 a -12

Influencia del grado de pronación en la dinámica de la marcha humana

Desde un punto de vista clínico, en los últimos años existe un creciente interés en dotar de capacidad predictiva a los parámetros de caracterización obtenidos en condiciones estáticas, pues clínicamente es mucho más fácil obtener información en bipedestación que durante situaciones dinámicas.

En la literatura encontramos diferentes ejemplos de trabajos que han estudiado la capacidad predictiva de diferentes indicadores de la postura estática del pie. Así, el ángulo longitudinal del arco (estudiando la articulación MT) es capaz de explicar más del 90% de la varianza asociada con el ángulo para la fase de apoyo medio durante la marcha (McPoil & Cornwall 2005; Bade et al. 2016), y la altura del arco explica del 66% al 83% de la varianza asociada en marcha y carrera (Franettovich et al. 2007). Otros trabajos encuentran que la altura del arco tiene una pequeña o mediana relación con la cinemática de Tobillo, articulación MT y 1ª articulación MP (Wilken et al. 2011).

Varios estudios, utilizando métodos diferentes al IPP, han encontrado correlaciones significativas y no significativas entre la valoración de la postura del pie y el riesgo de lesión (Levinger & Gilleard 2006; Franettovich et al. 2007; Chuckpaiwong et al. 2009; Dicharry et al. 2009; Bartosik et al. 2010; Hetsroni et al. 2010). Múltiples trabajos han estudiado la relación del IPP y la probabilidad de padecer lesiones como el síndrome patelofemoral (Barton et al. 2011), encontrando una asociación de aceptable a moderada entre el IPP y algunos parámetros durante la marcha que parecen influir en la aparición

del síndrome patelofemoral. Otro estudio valoró la relación entre el tipo de pie y la aparición de dolor crónico en talón, observando que un IPP pronado supone un factor de riesgo para desarrollar esta patología (Irving et al. 2007). También es común en la literatura el estudio de la relación entre el IPP y las presiones plantares durante la marcha, por ser éstas un factor de riesgo en determinadas poblaciones (diabéticos, alteraciones vasculares, etc). Por un lado, se observó que los criterios individuales del IPP predicen de baja a moderadamente la variabilidad de las presiones plantares, siendo el ítem de prominencia talonavicular el más influyente (Sanchez-Rodriguez et al. 2012). En el mismo sentido se encontró que en pacientes sanos con pies pronados se asocian mayores presiones sobre el hallux y el mediopié, mientras que se dan menores presiones sobre el antepié medial, pero estas relaciones son de bajas a moderadas (Jonely et al. 2011).

El efecto del IPP sobre la cinemática del pie se ha estudiado en trabajos previos. Estos trabajos han mostrado resultados inconsistentes en cómo los valores de pico se ven afectados por el IPP (Levinger & Gilleard 2006; Andrew K. Buldt et al. 2015). En el grupo de pies pronados el rango de movimiento de tobillo parece encontrarse disminuido en el plano sagital (Saraswat et al. 2014; Andrew K Buldt et al. 2015) y aumentado en el plano frontal (Hunt et al. 2000; Houck et al. 2008; Cobb et al. 2009; Chuter 2010; Saraswat et al. 2014). Aunque algunos trabajos no encuentran diferencias significativas en ningún plano de movimiento (Hunt & Smith 2004; Barton et al. 2011; Powell et al. 2011). Para la articulación MT un estudio ha encontrado que los pies pronados tienen menor rango de movimiento en el plano transversal (Hunt & Smith 2004), si bien otros no encuentran diferencias de rango de movimiento en ninguno de los tres planos (Powell et al. 2011). Y en la articulación MF un estudio encontró que los pies pronados, presentan menor rango de movimiento dentro del plano sagital (Saraswat et al. 2014).

Los resultados mostrados en la literatura son inconsistentes en muchos casos, pudiendo esto deberse a la utilización de diferentes modelos biomecánicos, a los diferentes pruebas usadas para valorar la postura del pie, a la consideración de diferentes posturas de referencia (posición neutra o posición relajada), así como también por heterogeneidad entre las muestras estudiadas (sexo, edad, tipos de IPP, etc), entre otros.

1.3.5. Rigidez articular

Durante la última década, el análisis de la rigidez articular se ha introducido en el campo de la biomecánica como una herramienta para valorar las propiedades mecánicas de las articulaciones de la extremidad inferior para el estudio y desarrollo de prótesis y órtesis (Leite et al.; Davis & DeLuca 1996; DeVita & Hortobagyi 2000; Kuitunen et al. 2002; Lark et al. 2003; Houdijk et al. 2008; Zeni & Higginson 2009; Dixon et al. 2010; Crenna & Frigo 2011; Tateuchi et al. 2011; Sekiguchi et al. 2012; Rouse et al. 2013; K Shamaei et al. 2013; Kamran Shamaei et al. 2013). Desde un punto de vista biomecánico el término rigidez se define como la relación entre el momento externo aplicado sobre una articulación y el ángulo articular en un determinado instante (Figura 1.27).

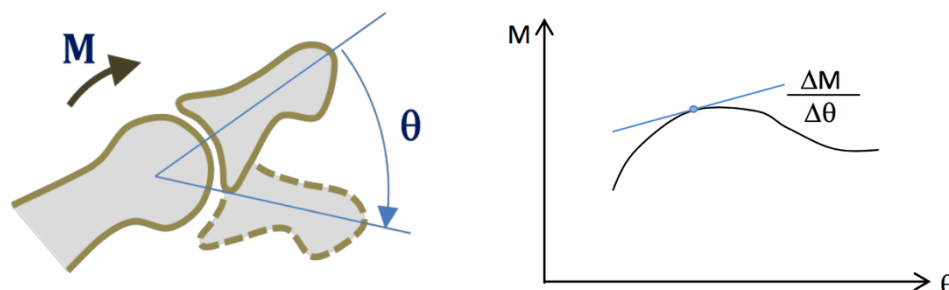


Figura 1.27. Izquierda: El par M aplicado sobre la articulación genera un desplazamiento angular θ del segmento distal con respecto del proximal. Derecha: representación gráfica de la evolución del par aplicado y el desplazamiento angular generado. La rigidez corresponde con la tangente de dicha curva, y varía en función de la posición angular considerada

Sin embargo, el término rigidez se usa habitualmente para describir situaciones diferentes, por lo que es importante establecer correctamente su distinción (Latash & Zatsiorsky 1993; Rouse et al. 2013).

El movimiento (giro) sobre una determinada articulación se genera por la acción de diferentes elementos que generan par sobre ella. Por una parte nos encontramos con los esfuerzos externos aplicados sobre el miembro inferior, como puede ser la reacción del suelo en el contacto con el pie. Para contrarrestar el par generado por este esfuerzo externo, diferentes estructuras anatómicas intervienen generando pares sobre la articulación. Básicamente, estas estructuras las podemos dividir en dos tipos: las activas (es decir, los músculos que actúan mediante su contracción) y las pasivas (ligamentos, cartílagos y otros tejidos blandos que desarrollan un esfuerzo que intenta oponerse a su propia deformación) (Riener & Edrich 1999; Silder et al. 2008; Kirby 2009). Por tanto, se debe cumplir la ecuación de equilibrio dinámico, que en el caso bidimensional vemos ejemplificado a continuación (Ec. 1.1):

$$\sum M_{\text{músculos}} + \sum M_{\text{elementos pasivos}} + \sum M_{\text{externos}} = I \cdot \frac{d^2\theta}{dt^2} \quad \text{Ec. (1.1)}$$

donde $M_{\text{músculos}}$ corresponde a los pares generados por los músculos actuantes en la articulación, $M_{\text{elementos pasivos}}$ corresponde a los pares generados en la articulación por la oposición de los tejidos blandos a su deformación, M_{externos} corresponde a los pares generados por los esfuerzos externos aplicados, I es el momento de inercia del segmento distal y θ el ángulo girado por la articulación.

Por ello, habitualmente se habla de rigidez pasiva (o simplemente rigidez) como aquella que se valora cuando no existe actividad muscular. Puede ser definida como la situación en la que se almacena energía potencial por deformación de los tejidos blandos que rodean la articulación (Silder et al. 2007; Rouse et al. 2013). Para su cuantificación, se requiere al sujeto que no realice contracción muscular alguna, y se ejerce un par exterior

lentamente y a velocidad constante para que el término de aceleración de la Ec. 1 sea nulo. En ese caso, el par exterior introducido, de valor conocido, es el necesario para contrarrestar únicamente los pares de carácter pasivo, y por tanto, si representamos en un gráfico el par exterior aplicado frente a la evolución angular en la articulación, la pendiente en cada uno de los puntos de dicha curva es equivalente a la rigidez (en valor absoluto). En esta cuantificación es importante ayudarse de electromiografía (EMG) para comprobar que el sujeto no realiza contracción muscular alguna (Silder et al. 2007; Silder et al. 2008).

Pero en muchos casos lo que se hace es realizar la medición en situaciones en donde existe activación muscular, ya sea saltos, carrera o simplemente caminar. En dicho caso, si se representa en un gráfico el par ejercido por los esfuerzos exteriores frente a la evolución angular en la articulación, la pendiente de esta curva no es la rigidez tal y como se ha definido anteriormente. En dicho caso, podemos decir que se está calculando la quasi rigidez, o rigidez articular dinámica (Davis & DeLuca 1996; Lark et al. 2003; Sekiguchi et al. 2012; Rouse et al. 2013; Kamran Shamaei et al. 2013). Esta rigidez dinámica incluye diferentes aspectos, como son los momentos ejercidos por las fuerzas musculares, los pares ejercidos por la inercia, así como los pares ejercidos por los tejidos blandos (que es lo que realmente corresponde a la rigidez pasiva) (Rouse et al. 2013).

Existen múltiples estudios que han tratado de relacionar la rigidez con diferentes parámetros. Así, Lark et al. (2003) estudiaron la rigidez dinámica, al bajar de un step, de la rodilla y del tobillo en función de la edad. El estudio consideró dos grupos de población, hombres jóvenes (23,6 años de promedio) y hombres adultos (67,7 años de promedio). Los resultados del estudio permitieron observar una disminución de la rigidez del tobillo en los pacientes de edad avanzada, mientras que no se apreciaron diferencias significativas para la rigidez de la rodilla. Del mismo modo DeVita & Hortobagyi (2000), compararon los momentos articulares en cadera, rodilla y tobillo en pacientes jóvenes (21 años de media) frente a pacientes adultos (69 años de media) durante la marcha a la misma velocidad, obteniendo que los pacientes de mayor edad requieren mayores momentos extensores de cadera y menores momentos flexores de rodilla y tobillo en comparación con los sujetos jóvenes.

Crenna & Frigo (2011), estudiaron la influencia de la edad y el género en la rigidez dinámica del tobillo al realizar la marcha humana a velocidad normal, observando que las estrategias adaptativas propias de la edad conllevan únicamente ligeras diferencias. Las diferencias en la actividad estudiada en ambos estudios pueden explicar las discrepancias entre estos trabajos a la hora de identificar o no diferencias significativas en la rigidez con la edad. El uso de la rigidez dinámica como parámetro de caracterización puede generar estos problemas de comparabilidad de resultados.

Podemos encontrar también trabajos en la literatura que comparan la rigidez articular en sujetos sanos vs sujetos patológicos. Houdijk et al. (2008) compararon la rigidez dinámica del tobillo en pacientes sanos vs pacientes con prótesis de tobillo sin observar diferencias de rigidez entre ambos grupos. Siguiendo la misma línea, Sekiguchi et al. (2012) estudiaron la rigidez articular dinámica del tobillo en pacientes con hemiparesis

frente a sujetos sanos, observando en este caso una rigidez dinámica menor en los sujetos sanos para evitar la desaceleración de la inclinación hacia delante de la tibia.

Kuitunen et al. (2002) compararon la rigidez dinámica del tobillo y rodilla a diferentes velocidades. En este caso, se observó que un incremento en la velocidad del paso y de la carrera comporta un incremento en la rigidez articular de la extremidad inferior. Es decir que la rigidez dinámica variaba en función de la velocidad.

En lo que respecta al pie, los trabajos de investigación sobre la rigidez se han realizado mediante estudios *in vitro* y estudios *in vivo*. Así por ejemplo, Fauth et al. (2004) realizaron un estudio *in vitro* en el que midieron la rigidez de la primera y segunda articulación tarsometatarsal sobre especímenes cadavéricos.

En cuanto a estudios *in vivo* para estimar la rigidez, encontramos en literatura trabajos que utilizan dos metodologías diferentes. Por un lado algunos trabajos cuantifican la rigidez a partir de la medición de vibraciones utilizando un doppler, como el estudio realizado por Faber et al. (2000), en el cual analizaron la rigidez de la articulación tarsometatarsal en 20 sujetos con hallux abductus valgus, y compararon los resultados obtenidos con tres sujetos a los cuales través de test clínicos se les diagnosticó hipermovilidad, obteniendo que había relación directa entre la baja rigidez obtenida en estos sujetos mediante el doppler y la hipermovilidad diagnosticada mediante pruebas clínicas.

Por otro lado, existen trabajos que determinan la rigidez a partir de la medición de las fuerzas ejercidas sobre plataformas dinamométricas, y de los ángulos de desplazamiento de cada segmento del pie mediante el seguimiento de marcadores reflectantes, colocados en puntos anatómicos, en base a modelos cinemáticos previamente establecidos. Así, por ejemplo, Shamaei et al. (2013) estimaron la rigidez dinámica y el trabajo propulsivo de la articulación del tobillo durante la fase de contacto. Dividieron esta fase en tres subfases en función del grado de FP y FD del tobillo, y establecieron modelos estadísticos que pudieran predecir la rigidez dinámica y el trabajo neto del tobillo durante la fase de contacto de la marcha.

En resumen, a nivel del pie se ha estudiado principalmente la rigidez dinámica o quasi rigidez del tobillo, realizando diferentes actividades (saltos, running a diferentes velocidades, marcha normal), en diferentes grupos de sujetos, unos con patología (prótesis de tobillo, hemiparesis...) y otros libres de patología. Así como también estudios comparativos de la rigidez dinámica en función de la edad y el género. Por otro lado, se ha estudiado la rigidez de parte de la columna medial, en particular de la primera y segunda articulación cuneometatarsal, y de la primera articulación tarsometatarsal. No existen estudios de rigidez dinámica del pie, más allá del tobillo, ni se ha analizado si existe relación directa entre la posición estática del pie en carga y la rigidez (pasiva y dinámica) de su columna medial. Esta relación es muy interesante, ya que como se ha explicado anteriormente existe muchas patologías a nivel podal producidas por una alteración en la rigidez, como consecuencia de una desviación medial del eje de la articulación SA. Además, conocer la rigidez de determinadas articulaciones, como puede ser la cuneometatarsal, ayudaría a los cirujanos del pie a poder cuantificar con mayor

precisión los efectos mecánicos de sus cirugías, y en particular de la técnica Lapidus (artrodesis de la primera articulación cuneometatarsal).

1.3.6. Análisis de componentes principales (ACP)

En muchas ocasiones los trabajos de investigación disponen de un número tan elevado de variables que dificulta la interpretación de resultados. Para ello, en estos casos es importante reducir la cantidad de variables y hacer más fácil entender los resultados. El objetivo del ACP es identificar a partir de un conjunto de n variables, otro conjunto de k ($k < n$) variables no observables inicialmente, conocidas como factores, para que k sea un número pequeño, perdiendo la menor cantidad de información posible y la solución sea interpretable.

Las varianzas de las nuevas variables van decreciendo progresivamente, es decir se usa para disminuir la dimensión de los datos.

Los nuevos componentes principales o factores serán una combinación lineal de las variables originales, y además serán independientes entre sí.

El ACP ha sido ampliamente utilizado en biomecánica, tanto para estudios del miembro superior (Santello et al. 1998; Santello & Soechting 2000; Grinyagin et al. 2005) cómo del miembro inferior (Wrigley et al. 2005; Raptopoulos et al. 2006; Deluzio & Astephen 2007; Maurer et al. 2012; Nigg et al. 2012; Federolf et al. 2013; Kobayashi et al. 2014; Kobayashi et al. 2016). Una de sus aplicaciones principales es en el ámbito del diseño de prótesis, en donde se hace uso del concepto de sinergia para la reducción dimensional del problema. Su uso es más común en prótesis de miembro superior y más concretamente de manos (Cipriani et al. 2009).

Aunque la marcha es una actividad compleja, diferentes trabajos han puesto de manifiesto la coordinación cinemática existente entre cadera, rodilla y tobillo mediante el uso del análisis de componentes principales (ACP) (Daffertshofer et al. 2004; Maurer et al. 2012; Nigg et al. 2012; Federolf et al. 2013; Kobayashi et al. 2014; Kobayashi et al. 2016). Así, el ACP ha sido utilizado con éxito para estudiar el efecto de edad y sexo durante la marcha normal en población sana (Kobayashi et al. 2016), para analizar el efecto de diferentes variables (edad, sexo, tipo de calzado, entre otros) sobre la cinemática en corredores (Maurer et al. 2012; Nigg et al. 2012; Rabiei et al. 2016), así como para identificar diferencias entre población sana y población afectada de osteoartritis de rodilla (Deluzio & Astephen 2007; Federolf et al. 2013).

La coordinación estudiada en las articulaciones de extremidad inferior ha sido analizada a partir de datos experimentales obtenidos mediante el uso de modelos del miembro inferior con el pie considerado como segmento rígido, por lo que la coordinación de ángulos y momentos en las articulaciones del pie durante la marcha ha sido poco explorada hasta ahora. En caso de producirse también estas sinergias entre las articulaciones del pie, esto podría ayudar para simplificar la complejidad del estudio del pie y permitir de esa manera análisis más detallados y sistemáticos.

1.4. Conclusiones. Identificación de objetivos particulares

El pie es una estructura compleja, formada por múltiples articulaciones, músculos y ligamentos que le confieren la capacidad de poder comportarse mecánicamente de formas diferentes durante las distintas etapas de la fase de apoyo en la marcha. Aunque son muchos los trabajos en la literatura que analizan el miembro inferior durante la marcha, son escasos los trabajos que abordan el análisis de las articulaciones del pie, más allá del tobillo. Los pocos trabajos existentes utilizan un reducido tamaño muestral, dando lugar a una alta variabilidad en los resultados, y generando cierta controversia, sobre todo en lo que respecta al comportamiento de la articulación MT.

El estado actual del arte permite un estudio más riguroso de la cinemática y la cinética de las articulaciones del pie utilizando los diferentes modelos multisegmentales desarrollados, si bien en la actualidad todavía existe el problema de cómo distribuir las fuerzas reactivas en cada segmento del pie.

Por otra parte, los estudios que encontramos en la literatura son poco sistemáticos, centrándose en el análisis comparativo de unos pocos parámetros específicos, como rangos o valores de pico, dada la complejidad de analizar simultáneamente la evolución temporal de las rotaciones y los momentos articulares en el pie. Este análisis podría beneficiarse de la reducción dimensional estudiando la coordinación de ángulos y momentos en las articulaciones del pie durante la marcha, no explorada hasta ahora. Asimismo, sería interesante investigar los patrones de marcha en población sana en relación a las articulaciones del pie, lo cual podría ayudar a comprender por qué determinados sujetos desarrollan patologías a lo largo de los años y otros no.

El análisis de la rigidez dinámica se ha introducido en el campo de la biomecánica como una herramienta para valorar las propiedades mecánicas de las articulaciones de la extremidad inferior, pero no existen estudios de rigidez dinámica del pie, más allá del tobillo. En particular, no se ha analizado si existe relación directa entre la posición estática del pie en carga y la rigidez dinámica de su columna medial. La postura del pie, en especial el IPP, parece ser un buen indicador de la dinámica del pie durante la marcha, por ello es importante estudiar el efecto del grado de pronación/supinación del pie, para profundizar el conocimiento sobre el comportamiento de las estructuras blandas (músculos, tendones y ligamentos, especialmente), con el objetivo de poder conocer mejor la etiopatogenia de diferentes patologías.

Con todo ello, se entiende la oportunidad del objetivo general de esta tesis, “profundizar en la caracterización dinámica de las articulaciones de la columna medial del pie durante la marcha”, objetivo que se puede desglosar en los siguientes objetivos particulares:

- ✓ Adaptación de los modelos existentes para implementar un modelo multisegmental del pie que permita estudiar el tobillo y las articulaciones MT y MF, considerando 6 gdl en cada una de ellas.
- ✓ Descripción de la evolución temporal de ángulos y momentos en las articulaciones del pie sano durante la marcha, con especial atención a la articulación MT.

- ✓ Identificación de patrones de marcha. Descripción de parámetros característicos cinemáticos y cinéticos del pie sano durante la marcha.
- ✓ Análisis de la coordinación entre los distintos gdl de las articulaciones del pie durante la marcha.
- ✓ Descripción de la rigidez dinámica de las articulaciones del pie en el plano sagital durante la fase de apoyo.
- ✓ Análisis de la variabilidad de la rigidez dinámica, y en particular del efecto de diferencias en la velocidad de marcha.
- ✓ Análisis del efecto de la postura estática del pie sobre la marcha, y en particular sobre la rigidez dinámica.

1.5. Bibliografía

Abuzzahab, F., Harris, GF., Kidder SM. 1997. A kinetic model of foot and ankle. *Annu Proc Gait Clin Motion Anal Soc.*:148.

Bade MB, Chi TL, Farrell KC, Gresl AJ, Hammel LJ, Koster BN, Leatzow AB, Thomas EC, McPoil TG. 2016. The Use of a Static Measure To Predict Foot Posture At Midsupport During Running. *Int J Sports Phys Ther.* 11:64–71.

Barton CJ, Levinger P, Crossley KM, Webster KE, Menz HB. 2011. Relationships between the Foot Posture Index and foot kinematics during gait in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *J Foot Ankle Res.* 4:10.

Bartosik KE, Sitler M, Hillstrom HJ, Palamarchuk H, Huxel K, Kim E. 2010. Anatomical and biomechanical assessments of medial tibial stress syndrome. *J Am Podiatr Med Assoc.* 100:121–132.

Benedetti MG, Manca M, Ferraresi G, Boschi M, Leardini A. 2011. A new protocol for 3D assessment of foot during gait: Application on patients with equinovarus foot. *Clin Biomech.* 26:1033–1038.

Bianchi L, Angelini D, Orani GP, Lacquaniti F, Dominici N, Ivanenko YP, Cappellini G, Zampagni ML, Krasovsky T, Levin MF, et al. 2011. Kinematic Coordination in Human Gait: Relation to Mechanical Energy Cost. *J Neurophysiol.*:2155–2170.

Borghese NA, Bianchi L, Lacquaniti F. 1996. Kinematic determinants of human locomotion. *J Physiol.* 494:863–879.

Bruening DA, Cooney KM, Buczek FL. 2012. Analysis of a kinetic multi-segment foot model. Part I: Model repeatability and kinematic validity. *Gait Posture.* 35:529–534.

Bruening DA, Cooney KM, Buczek FL. 2012. Analysis of a kinetic multi-segment foot model part II: Kinetics and clinical implications. *Gait Posture.* 35:535–540.

Buldt AK, Levinger P, Murley GS, Menz HB, Nester CJ, Landorf KB. 2015. Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait: A comparison of normal, planus and

cavus feet. *Gait Posture*. 42:42–48.

Buldt AK, Murley GS, Levinger P, Menz HB, Nester CJ, Landorf KB. 2015. Are clinical measures of foot posture and mobility associated with foot kinematics when walking? *J Foot Ankle Res*. 8:63.

Buldt AK, Murley GS, Butterworth P, Levinger P, Menz HB LK. 2013. The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait Posture*. 38:363–372.

Burns J, Crosbie J, Ouvrier R, Hunt A. 2006. Effective orthotic therapy for the painful cavus foot: A randomized controlled trial. *J Am Podiatr Med Assoc*. 96.

Burns J, Keenan A-M, Redmond A. 2005. Foot type and overuse injury in triathletes. *J Am Podiatr Med Assoc*. 95:235–241.

Canseco K, Long J, Smedberg T, Tarima S, Marks RM, Harris GF. 2012. Multisegmental foot and ankle motion analysis after hallux valgus surgery. *Foot Ankle Int*. 33:141–147.

Caravaggi P, Lullini G, Leardini A, Berti L, Vannini F, Giannini S. 2015. Functional and clinical evaluation at 5-year follow-up of a three-component prosthesis and osteochondral allograft transplantation for total ankle replacement. *Clin Biomech*. 30:59–65.

Carson MC, Harrington ME, Thompson N, O'Connor JJ, Theologis TN. 2001. Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. *J Biomech*. 34:1299–1307.

Chopra S, Rouhani H, Assal M, Aminian K, Crevoisier X. 2014. Outcome of unilateral ankle arthrodesis and total ankle replacement in terms of bilateral gait mechanics. *J Orthop Res*. 32:377–384.

Chuckpaiwong B, Nunley JA, Queen RM. 2009. Correlation Between Static Foot Type Measurements and Clinical Assessments. *Foot Ankle Int*. 30:205–212.

Chuter VH. 2010. Relationships between foot type and dynamic rearfoot frontal plane motion. *J Foot Ankle Res*. 3:9.

Cipriani C, Superiore S, Anna S. 2009. Bio-Inspired Controller for a Dexterous Prosthetic Hand Based on Principal Components. :5022–5025.

Cobb SC, Tis LL, Johnson JT, Wang YT, Geil MD, McCarty F a. 2009. The effect of low-mobile foot posture on multi-segment medial foot model gait kinematics. *Gait Posture*. 30:334–339.

Collins TD, Ghousayni SN, Ewins DJ, Kent JA. 2009. A six degrees-of-freedom marker set for gait analysis: Repeatability and comparison with a modified Helen Hayes set. *Gait Posture*. 30:173–180.

Cornwall MW, McPoil TG, Lebec M, Vicenzino B, Wilson J. 2008. Reliability of the modified Foot Posture Index. *J Am Podiatr Med Assoc*. 98:7–13.

Cowley MS, MacWilliams BA AP. 2001. A multi-segment kinematic and kinetic foot model

for clinical decision making. *Gait Posture*. 13:297.

Crenna P, Frigo C. 2011. Dynamics of the ankle joint analyzed through moment-angle loops during human walking: Gender and age effects. *Hum Mov Sci*. 30:1185–1198.

Daffertshofer A, Lamoth CJC, Meijer OG, Beek PJ, Andriacchi TP, Alexander EJ, Bernstein NA, Bianchi L, Angelini D, Orani G, et al. 2004. PCA in studying coordination and variability: a tutorial. *Clin Biomech*. 19:415–428.

Dahle LK, Mueller MJ, Delitto A, Diamond JE. 1991. Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. *J Orthop Sports Phys Ther*. 14:70–74.

Davis RB, DeLuca PA. 1996. Gait characterization via dynamic joint stiffness. *Gait Posture*. 4:224–231.

Deluzio KJ, Astephen JL. 2007. Biomechanical features of gait waveform data associated with knee osteoarthritis. An application of principal component analysis. *Gait Posture*. 25:86–93.

DeVita P, Hortobagyi T. 2000. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol* (Bethesda, Md 1985). 88:1804–1811.

Dicharry JM, Franz JR, Della Croce U, Wilder RP, Riley PO, Kerrigan DC. 2009. Differences in static and dynamic measures in evaluation of talonavicular mobility in gait. *J Orthop Sports Phys Ther*. 39:628–634.

Dixon PC, Böhm H, Döderlein L. 2012. Ankle and midfoot kinetics during normal gait: a multi-segment approach. *J Biomech*. 45:1011–6.

Dixon SJ, Hinman RS, Creaby MW, Kemp G, Crossley KM. 2010. Knee joint stiffness during walking in knee osteoarthritis. *Arthritis Care Res* (Hoboken). 62:38–44.

Drake, RL; Wayne Vogl, A; Mitchell A. 2012. *Gray's Basic Anatomy*. 1st ed. Philadelphia: Elsevier.

Faber FWM, Kleinrensink GJ, Buyruk HM, Mulder PGH, Stam HJ, Snijders CJ, Stoeckart R. 2000. Doppler imaging of vibrations as a tool for quantifying first tarsometatarsal joint stiffness. *Clin Biomech*. 15:761–765.

Farahpour N, Jafarnejhad AA, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. 2016. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. *J Biomech*. 49:1705–1710.

Fauth AR, Hamel AJ, Sharkey NA. 2004. In Vitro Measurements of First and Second Tarsometatarsal Joint Stiffness. *J Appl Biomech*. 20:14–24.

Federolf PA, Boyer KA, Andriacchi TP. 2013. Application of principal component analysis in clinical gait research: Identification of systematic differences between healthy and medial knee-osteoarthritic gait. *J Biomech*. 46:2173–2178.

Forner-Cordero A, Koopman HJFM, Van Der Helm FCT. 2006. Inverse dynamics calculations during gait with restricted ground reaction force information from pressure insoles. *Gait Posture*. 23:189–199.

Franettovich MM, McPoil TG, Russell T, Skardoon G, Vicenzino B. 2007. The ability to predict dynamic foot posture from static measurements. *J Am Podiatr Med Assoc.* 97:115–120.

Giacomozzi C, Macellari V. 1997. Piezo-dynamometric platform for a more complete analysis of foot-to-floor interaction. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 5:322–330.

Giacomozzi C, Macellari V, Leardini A, Benedetti MG. 2000. Integrated pressure-force-kinematics measuring system for the characterisation of plantar foot loading during locomotion. *Med Biol Eng Comput.* 38:156–163.

Grinyagin I V, Biryukova E V, Maier MA. 2005. Kinematic and dynamic synergies of human precision-grip movements. *J Neurophysiol.* 94:2284–94.

Hetsroni I, Nyska M, Ben-Sira D, Mann G, Segal O, Maoz G, Ayalon M. 2010. Analysis of foot structure in athletes sustaining proximal fifth metatarsal stress fracture. *Foot Ankle Int.* 31:203–11.

Houck JR, Tome JM, Nawoczinski DA. 2008. Subtalar neutral position as an offset for a kinematic model of the foot during walking. *Gait Posture.* 28:29–37.

Houdijk H, Doets HC, van Middelkoop M, (Dirkjan) Veeger HEJ. 2008. Joint stiffness of the ankle during walking after successful mobile-bearing total ankle replacement. *Gait Posture.* 27:115–119.

Hunt AE, Fahey AJ, Smith RM. 2000. Static measures of calcaneal deviation and arch angle as predictors of rearfoot motion during walking. *Aust J Physiother.* 46:9–16.

Hunt AE, Smith RM. 2004. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clin Biomech.* 19:391–397.

Hunt AE, Smith RM, Torode M. 2001. Extrinsic muscle activity, foot motion and ankle joint moments during the stance phase of walking. *Foot ankle Int / Am Orthop Foot Ankle Soc [and] Swiss Foot Ankle Soc.* 22:31–41.

Irving DB, Cook JL, Young MA, Menz HB. 2007. Obesity and pronated foot type may increase the risk of chronic plantar heel pain: A matched case-control study. *BMC Musculoskelet Disord.* 8.

Jenkyn TR, Nicol AC. 2007. A multi-segment kinematic model of the foot with a novel definition of forefoot motion for use in clinical gait analysis during walking. *J Biomech.* 40:3271–3278.

Jonely H, Brismée JM, Sizer PS, James CR. 2011. Relationships between clinical measures of static foot posture and plantar pressure during static standing and walking. *Clin Biomech.* 26:873–879.

Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. 1990. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res.* 8:383–392.

Kapandji A. 1998. *Fisiología articular.* Tomo 2. 5ª. Madrid: Medica Panamericana.

Kidder SM, Abuzzahab Jr. FS, Harris GF, Johnson JE. 1996. A system for the analysis of

- foot and ankle kinematics during gait. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 4:25–32.
- Kirby KA. 1997. *Biomecánica del pie y la extremidad inferior I : colección de una década de artículos de Precision Intricast.* Payson, AZ: Precision Intricast, Inc.
- Kirby KA. 2000. Biomechanics of the normal and abnormal foot. *J Am Podiatr Med Assoc.* 90:30–4.
- Kirby KA. 2002. *Biomecánica del pie y la extremidad inferior II : artículos de Precision Intricast, 1997-2002.* Payson, AZ: Precision Intricast.
- Kirby KA. 2002. Biomechanics of functional hallux limitus. In: *Foot Low Extrem Biomech II* *Precis Intricast Newsletters.* Payson, AZ: Precision Intricast; p. 141–49.
- Kirby KA. 2009. *Biomecánica del pie y la extremidad inferior III : artículos de Precision Intricast.* [place unknown]: Payson, AZ : Precision Intricast .,
- Kobayashi Y, Hobara H, Heldoorn TA, Kouchi M. 2016. Age-independent and age-dependent sex differences in gait pattern determined by principal component analysis. *Gait Posture.* 46:11–17.
- Kobayashi Y, Hobara H, Matsushita S, Mochimaru M. 2014. Key joint kinematic characteristics of the gait of fallers identified by principal component analysis. *J Biomech.* 47:2424–2429.
- Kuitunen S, Komi P V, Kyröläinen H. 2002. Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Med Sci Sports Exerc.* 34:166–173.
- Lark SD, Buckley JG, Bennett S, Jones D, Sargeant AJ. 2003. Joint torques and dynamic joint stiffness in elderly and young men during stepping down. *Clin Biomech.* 18:848–855.
- Latash ML, Zatsiorsky VM. 1993. Joint stiffness: Myth or reality? *Hum Mov Sci.* 12:653–692.
- Leardini A, Benedetti MG, Berti L, Bettinelli D, Nativo R, Giannini S. 2007. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture.* 25:453–462.
- Legault-Moore D, Chester VL, de Vries G. 2012. Multisegment foot kinematics during walking in younger and older adults. *J Clin Med Res.* 4:259–266.
- Leite DX, Vieira JMM, Carvalhais VOC, Araújo VL, Silva PLP, Fonseca ST. Relationship between joint passive stiffness and hip lateral rotator concentric torque. *Rev Bras Fisioter.* 16:414–21.
- Levinger P, Gilleard W. 2006. Relationship between static posture and rearfoot motion during walking in patellofemoral pain syndrome: effect of a reference posture for gait analysis. *J Am Podiatr Med Assoc.* 96:323–9.
- Levinger P, Murley GS, Barton CJ, Cotchett MP, McSweeney SR, Menz HB. 2010. A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait Posture.* 32:519–523.

- Lin YC, Yang BS, Lin YT, Yang YT. 2011. Human recognition based on kinematics and kinetics of gait. *J Med Biol Eng.* 31:255–263.
- MacWilliams BA, Cowley M, Nicholson DE. 2003. Foot kinematics and kinetics during adolescent gait. *Gait Posture.* 17:214–24.
- Manter J. 1941. Movements of the Subtalar and Transverse Tarsal Joints. *Anat Rec.* 80.
- Maurer C, Federolf P, von Tscharner V, Stirling L, Nigg BM. 2012. Discrimination of gender-, speed-, and shoe-dependent movement patterns in runners using full-body kinematics. *Gait Posture.* 36:40–45.
- McPoil TG, Cornwall MW. 2005. Use of the longitudinal arch angle to predict dynamic foot posture in walking. *J Am Podiatr Med Assoc.* 95:114–20.
- McPoil TG, Vicenzino B, Cornwall MW, Collins N, Warren M. 2009. Reliability and normative values for the foot mobility magnitude: a composite measure of vertical and medial-lateral mobility of the midfoot. *J Foot Ankle Res.* 2:6.
- Myers KA, Wang M, Marks RM, Harris GF. 2004. Validation of a Multisegment Foot and Ankle Kinematic Model for Pediatric Gait. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 12:122–130.
- Nester C, Bowker P, Bowden P. 2002. Kinematics of the midtarsal joint during standing leg rotation. *J Am Podiatr Med Assoc.* 92:77–81.
- Nester CJ, Findlow a, Bowker P. 2001. Scientific approach to the axis of rotation at the midtarsal joint. *J Am Podiatr Med Assoc.* 91:68–73.
- Nester CJ, Findlow AH. 2006. Clinical and experimental models of the midtarsal joint: proposed terms of reference and associated terminology. *J Am Podiatr Med Assoc.* 96:24–31.
- Nester CJ, Jarvis HL, Jones RK, Bowden PD, Liu A. 2014. Movement of the human foot in 100 pain free individuals aged 18-45: implications for understanding normal foot function. *J Foot Ankle Res.* 7:51.
- Nester CJ, Liu a. M, Ward E, Howard D, Cocheba J, Derrick T. 2010. Error in the description of foot kinematics due to violation of rigid body assumptions. *J Biomech.* 43:666–672.
- Netter FH. 2011. Atlas de anatomía humana. 5º. Barcelona: Masson S.A.
- Nigg BM, Baltich J, Maurer C, Federolf P. 2012. Shoe midsole hardness , sex and age effects on lower extremity kinematics during running. *J Biomech.* 45:1692–1697.
- Nubé VL, Molyneaux L, Yue DK. 2006. Biomechanical risk factors associated with neuropathic ulceration of the hallux in people with diabetes mellitus. *J Am Podiatr Med Assoc.* 96:189–97.
- Perry J, Burnfield J. 2010. Gait Analysis. Normal and Pathological Function. 2nd. Thorofare, New Jersey, USA: SLACK Incorporated,.

- Powell DW, Long B, Milner CE, Zhang S. 2011. Frontal plane multi-segment foot kinematics in high- and low-arched females during dynamic loading tasks. *Hum Mov Sci.* 30:105–114.
- Putz RPR. 2006. Atlas de anatomía humana / Sobotta. 22ª. Madrid: Médica Panamericana.
- Rabiei M, Eslami M, Movaghar AF. 2016. The assessment of three-dimensional foot pronation using a principal component analysis method in the stance phase of running. *Foot.* 29:11–17.
- Raptopoulos LSC, S Dutra M, Castro Pinto FA de N, Carlos de Pina Filho A. 2006. Alternative approach to modal gait analysis through the Karhunen-Loève decomposition: An application in the sagittal plane. *J Biomech.* 39:2898–2906.
- Razeghi M, Batt ME. 2002. Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait Posture.* 15:282–291.
- Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. 2006. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 21:89–98.
- Riener R, Edrich T. 1999. Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. *J Biomech.* 32:539–544.
- Root ML, Orien WP WJ. 2012. *Función normal y anormal del pie.* 1st ed. Barcelona: Editorial Base.
- Rouhani H, Favre J, Crevoisier X, Aminian K. 2010. Ambulatory assessment of 3D ground reaction force using plantar pressure distribution. *Gait Posture.* 32:311–6.
- Rouhani H, Favre J, Crevoisier X, Aminian K. 2014. A wearable system for multi-segment foot kinetics measurement. *J Biomech.* 47:1704–1711.
- Rouse EJ, Gregg RD, Hargrove LJ, Sensinger JW. 2013. The difference between stiffness and quasi-stiffness in the context of biomechanical modeling. *IEEE Trans Biomed Eng.* 60:562–568.
- Rouvière H. 1976. *Compendio de anatomía y disección.* Barcelona: Salvat.
- Sadeghi H, Allard P, Barbier F, Sadeghi S, Hinse S, Perrault R, Labelle H. 2002. Main functional roles of knee flexors/extensors in able-bodied gait using principal component analysis (I). *Knee.* 9:47–53.
- Sadeghi H, Prince F, Sadeghi S, Labelle H. 2000. Principal component analysis of the power developed in the flexion/extension muscles of the hip in able-bodied gait. *Med Eng Phys.* 22:703–710.
- Sanchez-Rodriguez R, Martinez-Nova A, Escamilla-Martinez E, Pedrera-Zamorano JD. 2012. Can the Foot Posture Index or their individual criteria predict dynamic plantar pressures? *Gait Posture.* 36:591–595.
- Santello M, Flanders M, Soechting JF. 1998. Postural hand synergies for tool use. *J*

Neurosci. 18:10105–10115.

Santello M, Soechting JF. 2000. Force synergies for multifingered grasping. *Exp Brain Res.* 133:457–467.

Saraswat P, MacWilliams B a., Davis RB, D'Astous JL. 2014. Kinematics and kinetics of normal and planovalgus feet during walking. *Gait Posture.* 39:339–345.

Scott G, Menz HB, Newcombe L. 2007. Age-related differences in foot structure and function. *Gait Posture.* 26:68–75.

Sekiguchi Y, Muraki T, Kuramatsu Y, Furusawa Y, Izumi S-I. 2012. The contribution of quasi-joint stiffness of the ankle joint to gait in patients with hemiparesis. *Clin Biomech.* 27:495–499.

Shamaei K, Sawicki GS, Dollar AM. 2013. Estimation of Quasi-Stiffness and Propulsive Work of the Human Ankle in the Stance Phase of Walking. *PLoS One.* 8.

Shamaei K, Sawicki GS, Dollar AM. 2013. Estimation of quasi-stiffness of the human hip in the stance phase of walking. *PLoS One.* 8:e81841.

Silder A, Heiderscheit B, Thelen DG. 2008. Active and passive contributions to joint kinetics during walking in older adults. *J Biomech.* 41:1520–1527.

Silder A, Whittington B, Heiderscheit B, Thelen DG. 2007. Identification of passive elastic joint moment-angle relationships in the lower extremity. *J Biomech.* 40:2628–2635.

Simonsen EB, Alkjær T. 2012. The variability problem of normal human walking. *Med Eng Phys.* 34:219–224.

Stebbins J, Harrington M, Thompson N, Zavatsky A, Theologis T. 2006. Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children. *Gait Posture.* 23:401–410.

Tateuchi H, Tsukagoshi R, Fukumoto Y, Oda S, Ichihashi N. 2011. Dynamic hip joint stiffness in individuals with total hip arthroplasty: relationships between hip impairments and dynamics of the other joints. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 26:598–604.

Theologis TN, Harrington ME, Thompson N, Benson MKD. 2003. Dynamic foot movement in children treated for congenital talipes equinovarus. *J Bone Jt Surg - Ser B.* 85:572–577.

Viladot A. 1989. *Quince lecciones sobre patología del pie.* 1st ed. SA T, editor. Barcelona.

Vinicombe A, Raspovic A, Menz HB. 2001. Reliability of navicular displacement measurement as a clinical indicator of foot posture. *J Am Podiatr Med Assoc.* 91:262–268.

Weimar WH, Shroyer JF. 2013. Arch Height Index Normative Values of College-Aged Women Using the Arch Height Index Measurement System. *J Am Podiatr Med Assoc.* 103:213–217.

Whittle M. 2007. *Gait Analysis. An introduction.* Fourth edi. Philadelphia: Elsevier Ltd.

Wilken J, Rao S, Saltzman C, Yack HJ. 2011. The effect of arch height on kinematic

coupling during walking. *Clin Biomech.* 26:318–323.

Woodburn J, Nelson KM, Siegel KL, Kepple TM, Gerber LH. 2004. Multisegment foot motion during gait: Proof of concept in rheumatoid arthritis. *J Rheumatol.* 31:1918–1927.

Wrbaškić N, Dowling JJ. 2007. An investigation into the deformable characteristics of the human foot using fluoroscopic imaging. *Clin Biomech.* 22:230–238.

Wright CJ, Arnold BL, Coffey TG, Pidcoe PE. 2011. Repeatability of the modified Oxford foot model during gait in healthy adults. *Gait Posture.* 33:108–112.

Wrigley AT, Albert WJ, Deluzio KJ, Stevenson JM. 2005. Differentiating lifting technique between those who develop low back pain and those who do not. *Clin Biomech.* 20:254–263.

Yates B, White S. 2004. The Incidence and Risk Factors in the Development of Medial Tibial Stress Syndrome Among Naval Recruits. *Am J Sports Med.* 32:772–780.

Zeni JA, Higginson JS. 2009. Dynamic knee joint stiffness in subjects with a progressive increase in severity of knee osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 24:366–71.

Capítulo 2

**Kinematics and kinetics analysis
of midfoot joints of 30 normal
subjects during walking**

Artículo publicado en la Revista Española de Podología. Vol 27. No 2. Julio/Diciembre 2016. Pág. 59-65. Copyright 2016, Consejo General de Colegios Oficiales de Podólogos de España.

Abstract

Introduction: There is not enough evidence in form of clinical studies regarding the behaviour of the midfoot joints in dynamic situations such as walking or running. The present work aims to study the mechanical behaviour of midfoot joints with a multisegmented foot model with special interest in joint moments and their clinical significance.

Subjects and methods: A computerized 3-dimensional gait study was performed on healthy male adult subjects with a neutral Foot Posture Index (FPI) (from 0 to +5) during walking. Joint angle and external moments were estimated with a multisegment foot model that considers three separate segments (forefoot, rearfoot and hallux) and graphs and values of midfoot joint (joint connecting forefoot to rearfoot) were analyzed for the right foot of all participants.

Results: A total of 30 subjects (27.13 ± 3.82 years) were included in the study. Highest external moments were observed in the sagittal plane in dorsiflexion direction which tend to collapse the longitudinal arch during the stance phase. Moments registered in frontal and transverse planes were much lower than those observed in the sagittal plane and seems to have lower clinical relevance.

Discussion: The present study provides data about the mechanical behaviour of midfoot joints in a healthy adult population with a neutral FPI. This work shows that plantar soft tissues are subjected to important tensional stress during the stance phase of walking.

Keywords

Midfoot joints; Kinetics; Kinematics; Midfoot joints moments; Midfoot joints movement; Stance phase; Walking.

Abbreviations

3-D:	Three dimensional
AB:	Abduction
AD:	Adduction
CI:	Confidence interval
CoP:	Center of pressure
DF:	Dorsiflexion
EV:	Eversion
FPI:	Foot Posture Index
IN:	Inversion
MP:	Metatarsophalangeal joint
MT:	Midfoot joint

PF: Plantarflexion
SD: Standard deviation

2.1. Introduction

Nowadays, there is still controversy regarding normal and abnormal mechanical behavior of midfoot joints during dynamic situations such as walking or running. Although several theoretical models have been described for some midfoot joints such as those described for the midtarsal joint (Elftman 1960; Nester et al. 2001; Root ML, Orien WP 2012), there is not enough evidence in form of clinical studies about the mechanical behavior of these joints, including midtarsal joint.

In the last years, multisegmented foot models have gained popularity in the study of the mechanics of the foot during dynamic conditions. Those models divide the foot into different segments such as rearfoot or forefoot and allow a more precise study of the mechanical characteristics of different parts or segments of the foot and ankle. Presently, there exists several foot models (Kidder et al. 1996; Carson et al. 2001; Leardini et al. 2007; Nester et al. 2010) that segment the foot in different ways and that has been used in different studies that explored the mechanical behavior of the foot and a better understanding of foot kinematics has been acquired in those studies (Legault-Moore et al. 2012; Nester et al. 2014). However, addition of kinetic variables (such as joint moments and powers) to these models has been much more limited by technical issues, mainly the location of forces in each segment and the estimation of joint centers (Baker & Robb 2006; Buczek et al. 2006; Bruening et al. 2010). Recently, Bruening et al. (Bruening et al. 2012; Bruening et al. 2012) developed a multisegment foot model that uses the leg as a rigid segment (tibia and fibula together) and also divides the foot in three different segments: rearfoot (calcaneus and talus), forefoot (navicular, cuboid, cuneiforms and metatarsals) and Hallux. This model, that used two force platforms and three measurements with different foot positions in the platforms, has been shown to be valid for the kinetic study of the foot in three joints: ankle joint, midfoot joint and first metatarsophalangeal joint (Bruening et al. 2012).

At the same time, most of the kinetic studies performed in “biomechanical laboratories” have been limited in their application to clinical practice. It seems to exist a disconnection between the results obtained in biomechanical studies that were accomplished on laboratories and their application to clinical world. This problem has been a constant in the history of biomechanics (Van Gheluwe et al. 2010). Most of these problems lie in the difficult interpretation of the physical and mathematical languages in which laboratory results are usually expressed. These data are not intuitive for most health professionals and his immediate clinical application is usually delayed. Obviously, the lack of understanding between the biomechanical research and clinical practice has slowed down biomechanical progress and application of treatments to patients. For this reason, this paper tries to describe the mechanical behavior of midfoot joints from a clinical point of view (with special emphasis on kinetics) obtained in a sample of normal male subjects.

2.2. Patients and methods

A computerized gait analysis was performed in healthy normal subjects between January 2015 to March 2015. Subjects for the study were recruited as patients or partners of the first author of this paper (E.S.S.) or as students of Universitat Jaume I (Castellón, Spain). Inclusion criteria included subjects without history of neuromuscular problems, foot and ankle surgery or diabetes and whose Foot Posture Index (FPI) was between 0 and +5 (Redmond et al. 2006) to avoid excessively pronated or supinated cases. All of the participants provided written informed consent to participate in the study, which was approved by the ethical committee of the University Jaume I (Castellón, Spain).

Each subject was asked to walk barefoot at a self-selected speed along a 7 m walkway. Before data collection, subjects were trained, walking on the walkway several times. The subjects faced forward while walking avoiding platform targeting, and they had to step with his right foot on a pressure platform located in the middle of the walkway. The activity was repeated as many times as required to have five valid trials from each subject, discarding those where the subject did not step on the platform with the right foot.

Gait evaluation included simultaneous recording of body kinematics and the normal component of ground reaction force with a pressure platform. The kinematics of the ankle, midfoot joints and first metatarsophalangeal joint were recorded using an adaptation of the model proposed by (Bruening et al. 2012) The model considers the shank and the foot divided in three segments - rearfoot, forefoot, and hallux - connected by the ankle joint (which connects rearfoot segment to leg segment), midfoot joint (MT) (which connects forefoot segment to rearfoot segment), and metatarsophalangeal joint (MP) (which connects hallux segment to forefoot segment) (Figure 2.1). The model uses 20 reflective markers attached to anatomical reference points of the leg and foot of the subjects of the study (Figure 2.1). Three-dimensional (3D) motions of the 20 markers were measured by an eight infrared camera motion analysis system (Vicon® Motion Systems Ltd., Oxford, UK) operating at a 100 Hz sampling rate. The 3D coordinates of the markers at each instant were used to obtain segment position and orientation (Söderkvist & Wedin 1993). Finally, joint angles at each instant were calculated from the upright standing static reference posture, which was recorded to each subject at the beginning of the experiment. The joint angles were obtained using a Cardan rotation sequence between distal and proximal segments (Grood & Suntay 1983): 1 - dorsiflexion/plantarflexion (DF/PF), 2 - abduction/adduction (AB/AD), 3 - inversion/eversion (IN/EV). All kinematical data were low-pass filtered using a 4th order Butterworth filter with a cut-off frequency of 10 Hz.

To obtain the joint moments at the ankle, MT and MP joints, the contact pressure distribution was used along with the location of the joint centers obtained from the Bruening model. The contact pressures were recorded at a 100 Hz sampling rate with a 0.40 m × 0.40 m Podoprint® pressure platform (Namrol Group, Barcelona, Spain) which was synchronized with the infrared camera system. Pressure data was segmented by comparing the contact cell coordinates with the anteroposterior location of ankle, MT and MP joint centers. Then, the total normal ground reaction force was calculated at each

segment along with its corresponding center of pressure (CoP). The 3D joint moments were calculated as the cross product of the ground reaction forces on distal segments (obtained by the pressure platform) and the 3D distances between the CoPs and the joint centers, thus neglecting the effect of the weight of the foot, as well as the effect of foot angular velocity and linear and angular accelerations (Davis & DeLuca 1996; Crenna & Frigo 2011; Shamaei et al. 2013). Joint moments were expressed relative to the orientation of the local frame of the proximal segment. All joint moment data were low-pass filtered using a 4th order Butterworth filter with a cut-off frequency of 50 Hz, and, consistently with previous publications (Davis & DeLuca 1996; Crenna & Frigo 2011), the amplitudes were normalized to body weight. Joint moments were reported as external moments.

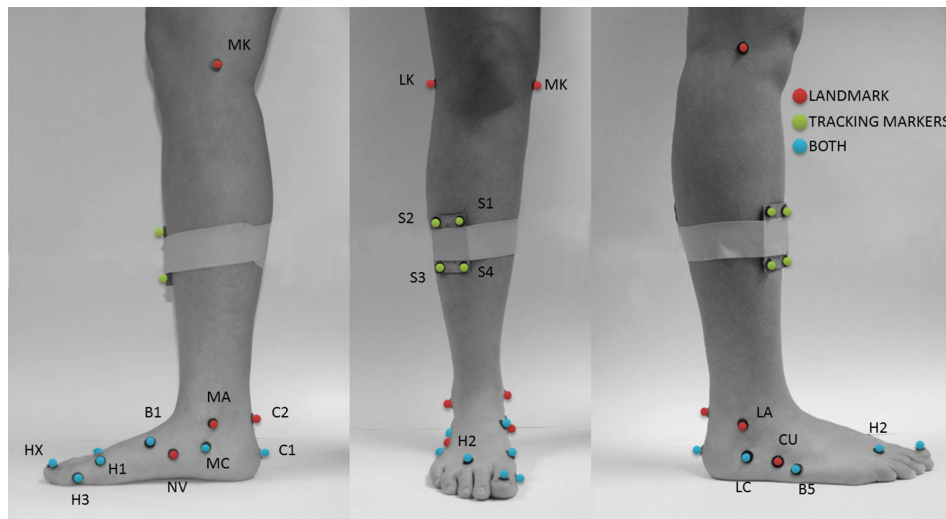


Figure 2.1. Marker system used for the kinematic and kinetic analysis of the subjects of the study

A descriptive analysis of the midfoot joint angles and moments in DF/PF, AB/AD and IN/EV of the stance phase across subjects and trials were computed. Values observed were presented in form of a graph plotted versus time as a percentage of stance phase, along with the 95% confidence interval (CI). Each subject parameter was computed as the mean of the five valid trials recorded and that parameter was used as representative of each subject. Mean and standard deviation (SD) of these values across subjects were obtained as representative of the healthy adult population.

2.3. Results

A total of 30 healthy normal subjects were included in the study. Table 2.1 shows descriptive data of the sample of study, including the FPI value. Figures 2.2 and 2.3 show the graphs of moments and excursions of the midfoot joint in the three planes during the stance phase of walking corresponding to the right foot of all the subjects included in the

study. Graphs show the mean of all the subjects of the study along with a 95% confidence interval throughout the whole stance phase.

Table 2.1. Descriptive table of the anthropometric data of the 30 subjects of the study

Age (years)	Height (cm)	Weight (Kg)	Foot Posture Index (FPI)
27.13 ± 3.82	178 ± 6	78.18 ± 13.90	2.17 ± 1.53

Of the moments reported in the three planes, sagittal plane moments were those of the biggest magnitude compared with the other two planes (8 times bigger than the transverse and frontal plane). The moment presented in the sagittal plane tend to dorsiflex midfoot joints during the stance phase. It starts approximately at 10-15% of stance phase and increase gradually till the middle of the propulsive phase when the heel has been taking off the ground. At that point it slowed down quickly. Movement registered of the midfoot joint was also into dorsiflexion during the first 75-80% of the stance phase (maximum peak of $7.60^\circ \pm 1.81$). Finally, midfoot joint plantarflexed during the last part of the propulsive phase.

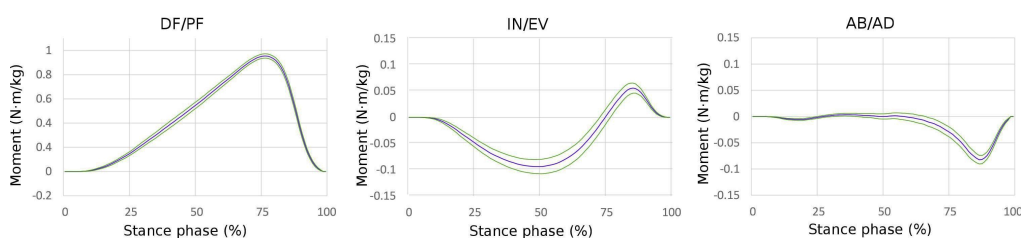


Figure 2.2. Joint moments of the midfoot joint during the stance phase of walking. Moments are presented in the sagittal, frontal and transverse plane along with 95% confidence interval. Graph has been obtained as the mean of all trials across the 30 subjects of the study normalized by the body weight of each subject. Dorsiflexion, inversion and abduction are presented as positive values. Note that a bigger scale has been used to represent moments in transverse and frontal plane because of the differences in ranges with the sagittal plane.

In the frontal plane, joint moments of the MT showed an external eversion moment during the first 75% of the stance phase. The graph also shows a gradual increase that reaches its maximum peak at approximately the 50% of the stance phase. After reaching its maximum value, external pronation moments decreased progressively till null and then became supinator in the propulsive phase. Magnitude of these moments are much lower than those observed in the sagittal plane. Movement of the MT in the frontal plane was in eversion from heel strike to full forefoot load. Once this eversion movement occurred during the contact period, the MT was stable without movement during the whole midstance of the stance phase till propulsive phase in which supination movement of the midfoot joint occur (maximum peak pronation of $2.20^\circ \pm 1.77$).

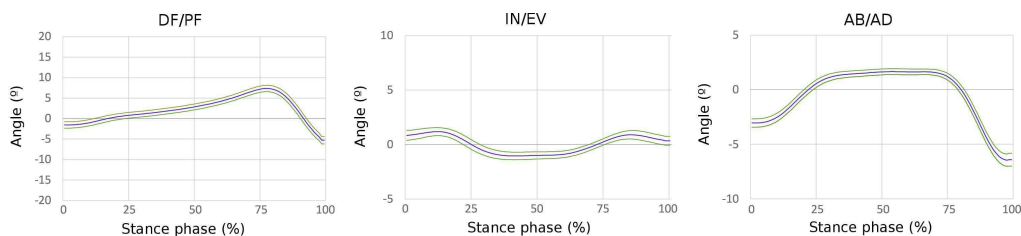


Figure 2.3. Joint movement of the midfoot joint during the stance phase of walking. Angles and movements are presented in the sagittal, frontal and transverse plane along with 95% confidence interval. Graph has been obtained as the mean of all trials across the 30 subjects of the study. Dorsiflexion, inversion and abduction are presented as positive values. Note that a bigger scale has been used to represent moments in transverse and frontal plane because of the differences in ranges with the sagittal plane.

In the transverse plane, obtained moments were basically null during most of the stance phase. However, an abductor external moment peak of low magnitude appeared in the propulsive period. Movement of the midfoot joint in the transverse plane was into abduction between heel strike and full forefoot load (maximum abduction peak of $2.43^{\circ} \pm 1.02^{\circ}$). As the same as in the frontal plane, the movement in the transverse plane after full forefoot load was stable in a slightly abducted position without movement during most of the midstance period till the foot entered the propulsive phase in which a small abduction movement occurred.

2.4. Discussion

The term kinetics is used in biomechanics to describe the relationship between the forces and the movement produced in a joint. Connections between bones (joints) are not completely rigid and allow different types of movements. Those movements are produced by both internal forces (derived mainly from muscular activity, capsuloligamentous restrictions and forces derived from osseous contact) and external forces (derived mainly from body weight or ground reaction forces). Kinetic studies try to relate joint angles and movements during dynamic situations to joint moments. Modern systems for gait analysis use the kinematic data registered (joint movement) and kinetic data (mainly from ground reaction) to calculate net joint moments about a particular joint. Net joint moments are the final result of all forces (internal and external) acting on a particular joint. From a mathematical point of view, it can be defined as the product of the final force multiplied by the minimum perpendicular distance to joint axis. Clinically, it can be interpreted as the “tendency” to rotation that the sum of all forces generate over a particular joint. The present study has tried to described three-dimensional moments of a midfoot joint that connects forefoot to rearfoot in the multisegment model described by (Bruening et al. 2012) in a healthy adult sample. Till date, authors do not have knowledge of previous reports that have studied these variables in an adult sample with a neutral position of the foot under the criteria of the FPI. Data of the joint moments obtained in the present study are quite similar to those reported by (Bruening et al. 2012) in a sample of 17 pediatric patients.

Data obtained has shown that bigger moments in the midfoot joint are produced in the sagittal plane into dorsiflexion being the magnitude of that moment eight times bigger than those reported in the frontal and transverse planes. The graph displayed shows a dorsiflexion moment similar to that reported for ankle joint in other studies (Öunpuu et al. 1996; Liu & Lockhart 2006; Schache & Baker 2007) excepting for the external plantarflexion moment at the contact period of the stance phase. These findings show that midfoot joints would be subject to dorsiflexion moments during most of the stance phase of walking with a maximum peak just after heel off. This finding can be appreciated clinically as the tendency to flattening or collapse of the longitudinal arch of the foot during midstance and propulsion (from full forefoot load to heel off) being that collapse bigger just after heel off. From a clinical perspective, it is important to understand that those dorsiflexion moments should be controlled by tensional forces generated by muscle contraction and plantar soft tissue tension (including plantar fascia) opposing the dorsiflexion moments. Those plantar structures slowed down the external dorsiflexion moments of the midfoot joints creating a plantarflexion moment of the forefoot to avoid arch collapse. The bigger the external dorsiflexion moments acting on the midfoot joints, the bigger the contractile and tensional forces of the musculo-ligamentous structures of the plantar foot will be. It is possible that this data could be implicated in the genesis of some disorders such as plantar fasciitis, abductor hallucis muscle myositis or any other type of intrinsic muscular disorder. It would be interesting to look at the external midfoot joint dorsiflexion moments in the genesis of particular plantar disorders in future prospective studies.

Movement of the midfoot joints in the present study has been shown to be very stable during midstance (from full forefoot load to heel off) in the frontal and transverse planes. In fact, movement graphs in these planes show that the MT moves into abduction and eversion during heel contact period. Afterwards, once full forefoot load has completed, movement of the MT in transverse and frontal plane is stable in a fixed position that is maintained during the whole midstance period till heel takes off the ground. At that time, movement of the midfoot joint appears again. It is not clear which is the exact mechanical reason of this finding, but it seems that tension generated of plantar soft tissues created by body weight could act as fixation system of the midfoot joints, especially in the transverse and frontal planes. However, this process does not happen in the sagittal plane in which midfoot joint deforms gradually till reach a maximal a dorsiflexion peak of $7.60^\circ \pm 1.81$. As has been mentioned, magnitudes of joint moments are much more bigger in the sagittal than in the other two planes.

Another relevant point of the present study is that kinematic and kinetic results of the sample have shown a narrow confidence interval compared to other reports. Nester et al. have pointed great interindividual variation in the movement of foot and ankle joints when normal healthy subjects are subjected to study (Nester 2009; Nester et al. 2014). These authors have hypothesized that normal healthy subjects (asymptomatic) can have different and very diverse kinematic patterns that could be considered normal. The present study analyzed walking kinematics and kinetics of 30 healthy male subjects (no pain in foot of lower extremity) with a very similar FPI between them (between 0 and +5). The 95% confidence interval in the kinematic value seems to be narrower than

those reported in other studies that did not take the FPI factor into account. It would be interesting to analyze this factor in future studies to investigate if different foot postures could have some influence in the kinematic patterns of the subjects during walking or if there are other more predominant factors (such as neuromuscular activation) that could drive the kinematic pattern of subjects.

This study has some limitations and its results should be taken cautiously. First, sample obtained was not randomized because it was obtained from patients and relatives of the first author of the paper (E.S.S.), so some kind of bias could have affected the selection of the sample. Second, like all foot multisegment models, the model join together several bones depicting one rigid segment. Obviously, kinematic and kinetic descriptions represent the mechanical behavior of different joints together (i.e. rearfoot segment combines the movement of ankle and subtalar joint together). This aspect is especially important in this study of midfoot joints as errors can be introduced describing the movement of the segment forefoot to the segment rearfoot in which several joints are mixed together in the “midfoot joint” (Nester et al. 2010). In the present study, forefoot segment combines midtarsal, naviculocuneiforms and Lisfranc joints in one rigid segment, and MT behavior described represents the sum of all those joints together. Third, for joint moments calculation a pressure platform was used. This system allows for the calculation of the normal component of the ground reaction forces but not the friction component. So, basically pressure platforms allow registration of ground reaction forces in the sagittal plane and calculation of joint moments in the frontal and transverse planes are subjected to limitations. However, Hunt et al. found no differences comparing ankle joint moments with and without considering frictional forces concluding that joint moments at the ankle were not significantly different when frictional forces were considered (Hunt et al. 2001). At the same time, for the calculation of joint moment data relative to acceleration and velocity of foot segment were obviated. This aspect could be a limitation of the study although it would be much more important in the study of swing phase moments and not in stance phase moments in which foot acceleration and velocity are less important.

In conclusion, the present study gives kinematic and kinetic data of the midfoot joint during walking using a multisegment foot model based in that described by (Bruening et al. 2012) from an adult male healthy sample of 30 subjects and with and neutral FPI. Dorsiflexion moments in the sagittal plane were much more higher than in any other plane generating a tendency to collapse or flattening of the longitudinal arch with the subsequent stress that those moments create in plantar soft tissues. Joint moments in the frontal plane had much lower magnitude than those observed in the sagittal plane and tend to move the foot into eversion during midstance period. Transverse plane moments were basically null during most of stance phase showing some low activity in propulsion. Transverse and frontal plane moments seem to have a lower clinical significance than those produced in the sagittal plane in the MT joint.

2.5. Financial disclosure

Not present.

2.6. Conflicts of interest

The authors declare no conflict of interest.

2.7. References

- Baker R, Robb J. 2006. Foot models for clinical gait analysis. *Gait Posture*. 23:399–400.
- Bruening D a., Cooney KM, Buczek FL. 2012. Analysis of a kinetic multi-segment foot model part II: Kinetics and clinical implications. *Gait Posture*. 35:535–540.
- Bruening DA, Cooney KM, Buczek FL. 2012. Analysis of a kinetic multi-segment foot model. Part I: Model repeatability and kinematic validity. *Gait Posture*. 35:529–534.
- Bruening DA, Cooney KM, Buczek FL, Richards JG. 2010. Measured and estimated ground reaction forces for multi-segment foot models. *J Biomech*. 43:3222–3226.
- Buczek FL, Walker MR, Rainbow MJ, Cooney KM, Sanders JO. 2006. Impact of mediolateral segmentation on a multi-segment foot model. *Gait Posture*. 23:519–522.
- Carson MC, Harrington ME, Thompson N, O'Connor JJ, Theologis TN. 2001. Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. *J Biomech*. 34:1299–1307.
- Crenna P, Frigo C. 2011. Dynamics of the ankle joint analyzed through moment-angle loops during human walking: Gender and age effects. *Hum Mov Sci*. 30:1185–1198.
- Davis RB, DeLuca PA. 1996. Gait characterization via dynamic joint stiffness. *Gait Posture*. 4:224–231.
- Elftman H. 1960. The transverse tarsal joint and its control. *Clin Orthop*. 16:41–6.
- Van Gheluwe B, Kirby K, Gheluwe B Van, Kirby K, Van Gheluwe B, Kirby K, Gheluwe B Van. 2010. Research and clinical synergy in foot and lower extremity biomechanics. *Footwear Sci*. 2:37–41.
- Good ES, Suntay WJ. 1983. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng*. 105:136–44.
- Hunt a E, Smith RM, Torode M. 2001. Extrinsic muscle activity, foot motion and ankle joint moments during the stance phase of walking. *Foot ankle Int*. 22:31–41.
- Kidder SM, Abuzzahab Jr. FS, Harris GF, Johnson JE. 1996. A system for the analysis of foot and ankle kinematics during gait. *IEEE Trans Rehabil Eng*. 4:25–32.
- Leardini A, Benedetti MG, Berti L, Bettinelli D, Nativo R, Giannini S. 2007. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture*. 25:453–462.
- Legault-Moore D, Chester VL, de Vries G. 2012. Multisegment foot kinematics during walking in younger and older adults. *J Clin Med Res*. 4:259–266.
- Liu J, Lockhart TE. 2006. Comparison of 3D joint moments using local and global inverse dynamics approaches among three different age groups. *Gait Posture*. 23:480–485.

Nester CJ. 2009. Lessons from dynamic cadaver and invasive bone pin studies: do we know how the foot really moves during gait? *J Foot Ankle Res.* 2:18.

Nester CJ, Findlow a, Bowker P. 2001. Scientific approach to the axis of rotation at the midtarsal joint. *J Am Podiatr Med Assoc.* 91:68–73.

Nester CJ, Jarvis HL, Jones RK, Bowden PD, Liu A. 2014. Movement of the human foot in 100 pain free individuals aged 18-45: implications for understanding normal foot function. *J Foot Ankle Res.* 7:51.

Nester CJ, Liu a. M, Ward E, Howard D, Cocheba J, Derrick T. 2010. Error in the description of foot kinematics due to violation of rigid body assumptions. *J Biomech.* 43:666–672.

Öunpuu S, Davis RB, DeLuca PA. 1996. Joint kinetics: Methods, interpretation and treatment decision-making in children with cerebral palsy and myelomeningocele. *Gait Posture.* 4:62–78.

Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. 2006. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 21:89–98.

Root ML, Orien WP WJ. 2012. *Función normal y anormal del pie.* 1st ed. Barcelona: Editorial Base.

Schache AG, Baker R. 2007. On the expression of joint moments during gait. *Gait Posture.* 25:440–452.

Shamaei K, Sawicki GS, Dollar AM. 2013. Estimation of Quasi-Stiffness and Propulsive Work of the Human Ankle in the Stance Phase of Walking. *PLoS One.* 8.

Söderkvist I, Wedin PA. 1993. Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *J Biomech.* 26:1473–7.

Capítulo 3

**3D characterization of the
dynamics of foot joints of adults
during walking. Gait pattern
identification**

Artículo en revisión en la revista *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. No es posible incluir la versión pre-print hasta que no haya concluido el proceso de revisión.

3D characterization of the dynamics of foot joints of adults during walking. Gait pattern identification

Enrique Sanchis-Sales¹, J.L. Sancho-Bru², Alba Roda-Sales², Javier Pascual-Huerta³

¹ Facultad de Enfermería y Podología, Universidad de Valencia.

² Departamento de Ingeniería Mecánica y Construcción, Universitat Jaume I.

³ Clínica del Pie Elcano

Abstract

A detailed description of the kinematics and kinetics of the ankle, midtarsal and metatarsophalangeal joints of the feet of a healthy adult male population during barefoot walking is provided. Plots of the angles and moments in each plane during the stance phase are reported, along with the mean and SD values of 87 different parameters that characterise the 3D dynamics of the foot joints. These parameters were used to check for similarities between subjects through a hierarchical analysis that allowed three different gait patterns to be identified, most of the differences corresponding to the frontal and transverse planes.

Capítulo 4

**Componentes principales
aplicados al estudio de la
dinámica del pie supinado y
normal durante la marcha**

Artículo publicado en el XXI Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica. Noviembre 2016. Pág. 113-120. ISBN 978-84-16024-37-7.

Abstract

Las variaciones en el índice postural del pie (pronados, supinados) suelen asociarse con una incorrecta función del miembro inferior que lo predispone a lesiones. El análisis riguroso de la dinámica del pie es complejo, pues han de manejarse simultáneamente las evoluciones temporales de ángulos y momentos durante la marcha en sus diferentes articulaciones, y en los tres planos de movimiento. Por ello, los análisis comparativos que pueden encontrarse en la literatura se han acometido sobre determinados parámetros específicos de la marcha, y no de forma sistemática. Aunque la marcha es una actividad compleja, diferentes trabajos han puesto de manifiesto la coordinación cinemática existente entre cadera, rodilla y tobillo mediante el uso del análisis de componentes principales (ACP). Sin embargo, la coordinación de ángulos y momentos en las articulaciones del pie durante la marcha ha sido poco explorada hasta ahora. En este trabajo se propone el análisis sistemático de las diferencias en la dinámica de pies supinados frente a pies normales, por aplicación de la reducción dimensional mediante el uso del ACP. Para ello se registró la dinámica del tobillo y de las articulaciones mediotarsiana y metatarsalángica de 30 sujetos con pies normales y de 20 con pies supinados, mientras caminaban descalzos a lo largo de un pasillo de 7 m. La aplicación de ACPs (valores propios > 1, rotación varimax) sobre los sujetos con pies normales permitió identificar 3 componentes principales (CPs) explicando el 68% de la varianza de los ángulos articulares, y 3 CPs explicando el 87% de la varianza de los momentos, reduciendo las 18 variables temporales originales (9 ángulos y 9 momentos) a 6 factores. Las evoluciones temporales de estos factores permitieron identificar un conjunto de parámetros que se proponen para el análisis sistemático de la dinámica del pie durante la marcha. En el trabajo se presenta cuáles de esos parámetros se ven afectados por el índice postural del pie (mediante ANOVAs), así como las diferencias en la coordinación entre pies normales y supinados (comparando componentes principales de ambos grupos de sujetos), y se discuten sus posibles repercusiones clínicas.

Abreviaturas

AB: Abducción
ACP: Análisis de componentes principales
AD: Aducción
ANOVA: Análisis de varianza
CDP: Centro de presión
CPs: Componentes principales
DAM: Desviación absoluta de la mediana
EV: Eversión
FD: Flexión dorsal
FP: Flexión plantar
GDL: Grados de libertad

IN: Inversión
IPP: Índice postural del pie
MF: Metatarsofalángica
MT: Mediotarsiana

4.1. Introducción

En los últimos años ha habido un creciente interés en el estudio de la biomecánica de las articulaciones del pie (Leardini et al. 2007; Bruening et al. 2012a), en cuanto que el estudio de la cinética ha demostrado ser una importante herramienta para la identificación, evaluación y tratamiento de trastornos de los pies (Bruening et al. 2012a; Dixon et al. 2012). En este sentido, es habitual asociar el grado de pronación/supinación del pie con una incorrecta función del miembro inferior que lo predispone a lesionarse (Telegbal 2015), lo que hace interesante el análisis comparativo de la cinética del pie en función del grado de pronación/supinación. Existen diferentes métodos para valorar el grado de pronación/supinación, siendo el índice postural del pie (IPP) propuesto por Redmond et al (Redmond et al. 2006) el que parece tener mejor fiabilidad (Evans et al. 2003).

Varios trabajos en la literatura han estudiado la cinética del tobillo bajo diferentes patologías (por ejemplo, (Queen et al. 2012; Singer et al. 2013; Queen et al. 2014)) mediante el uso de modelos del miembro inferior con el pie considerado como un segmento rígido. Pero son muy pocos los trabajos que reportan datos cinéticos de otras articulaciones del pie (por ejemplo, (MacWilliams et al. 2003; Bruening et al. 2012b; Rouhani et al. 2014)), ya que esto requiere el uso de un modelo del pie con varios segmentos. En lo que se refiere a análisis comparativos de poblaciones con diferente IPP, los estudios existentes sólo analizan ángulos articulares, y no los momentos. Así, Barton et al. (Barton et al. 2011) observaron una débil relación entre el IPP y parámetros cinemáticos asociados estadísticamente con el desarrollo del síndrome de dolor patelofemoral, y Paterson et al. (Paterson et al. 2015) débiles correlaciones con la cinemática del antepié y mediopié. Buldt et al. (Buldt et al. 2015) constataron que el IPP tiene un efecto significativo sobre el movimiento del pie durante la marcha, reportando diferencias significativas en los planos frontal y transversal.

El análisis riguroso de la dinámica del pie es complejo dado que se deben manejar simultáneamente las evoluciones temporales de ángulos y momentos durante la marcha en sus diferentes articulaciones, y en los tres planos de movimiento. Todo ello hace que los análisis comparativos de la literatura se realicen sobre parámetros específicos de la marcha (ángulo de pico o momento, ángulo de contacto, etc.), y no de forma sistemática.

Aunque la marcha es una actividad compleja, diferentes trabajos han puesto de manifiesto la coordinación cinemática existente entre cadera, rodilla y tobillo mediante el uso del análisis de componentes principales (ACP) (Daffertshofer et al. 2004). Nuevamente, esta coordinación ha sido estudiada a partir de datos experimentales obtenidos mediante el uso de modelos del miembro inferior con el pie considerado como segmento rígido. La coordinación de ángulos y momentos en las articulaciones del pie durante la marcha ha sido poco explorada hasta ahora.

En este trabajo se propone un análisis sistemático de las diferencias en la dinámica de las articulaciones del tobillo, mediotarsiana (MT) y metatarsofalángica (MF) de pies supinados frente a pies normales, posibilitado por la reducción de la complejidad del problema dinámico mediante el uso del ACP.

4.2. Material y método

4.2.1. Descripción del Experimento

En el experimento, aprobado por el Comité de Ética de la Universitat Jaume I, participaron 30 sujetos adultos varones con IPP (Redmond et al. 2006) normal (IPP $+2 \pm 1,48$, edad $27,1 \pm 3,8$ años, peso $78,2 \pm 13,9$ kg, altura $178 \pm 5,9$ cm) y 20 con IPP supinado (IPP $-8 \pm 1,85$, edad $29 \pm 9,1$ años, peso $79 \pm 8,5$ kg, altura $181 \pm 8,8$ cm). Ninguno de los participantes sufría lesiones o patologías de las extremidades inferiores, y todos fueron debidamente informados y dieron su consentimiento por escrito para participar en el experimento. Además, la edad de los sujetos fue intencionadamente controlada para evitar alteraciones cinemáticas debido a la degeneración de las articulaciones por envejecimiento.

Se pidió a cada sujeto que caminara descalzo a velocidad confortable a lo largo de un pasillo de 7 m, en el centro del cual se encontraba la plataforma de presiones sobre la que debían pisar con el pie derecho. Antes de proceder a la recogida de datos, los sujetos caminaron diferentes veces por el pasillo para familiarizarse y conseguir una marcha lo más natural posible. Se les indicó que debían mirar hacia adelante mientras caminaban, con el fin de evitar alteraciones en la marcha debido a la presencia de la plataforma. Cada sujeto repitió la actividad tantas veces como fue necesario para conseguir cinco ensayos válidos, descartando aquellos en los que el sujeto no apoyaba el pie derecho sobre la plataforma de presión.

En cada uno de los ensayos se registró la cinemática del tobillo y de las articulaciones MT y MF utilizando una adaptación del modelo propuesto por Bruening (Bruening et al. 2012a). El modelo original considera seis grados de libertad (GDL) en tobillo y articulación MT, pero sólo flexión y abducción en la MF, por lo que se añadió un marcador adicional en el lado medial de la articulación MF para considerar también seis GDL en dicha articulación (Figura 4.1). Así, se rastrearon un total de 20 marcadores reflectantes mediante un sistema de análisis de movimiento formado por 8 cámaras infrarrojas (Vicon® Motion Systems Ltd., Oxford, Reino Unido), a 100 Hz. Las coordenadas 3D de los marcadores en cada instante se utilizaron para obtener la posición y orientación de cada segmento (Söderkvist & Wedin 1993). Por último, para cada instante se calcularon los ángulos articulares (tomando como referencia la postura del sujeto en bipedestación cómoda) usando la secuencia de rotación de ángulos de Cardan entre los segmentos distal y proximal (Grood & Suntay 1983): 1 - flexión dorsal / plantar (FD / FP), 2 - abducción / aducción (AB / AD), 3 - inversión / eversión (IN / EV). Se consideraron positivas la FD, la AB y la IN. Todos los datos cinemáticos fueron filtrados con un filtro paso bajo de 4º orden de Butterworth, con frecuencia de corte de 10 Hz.

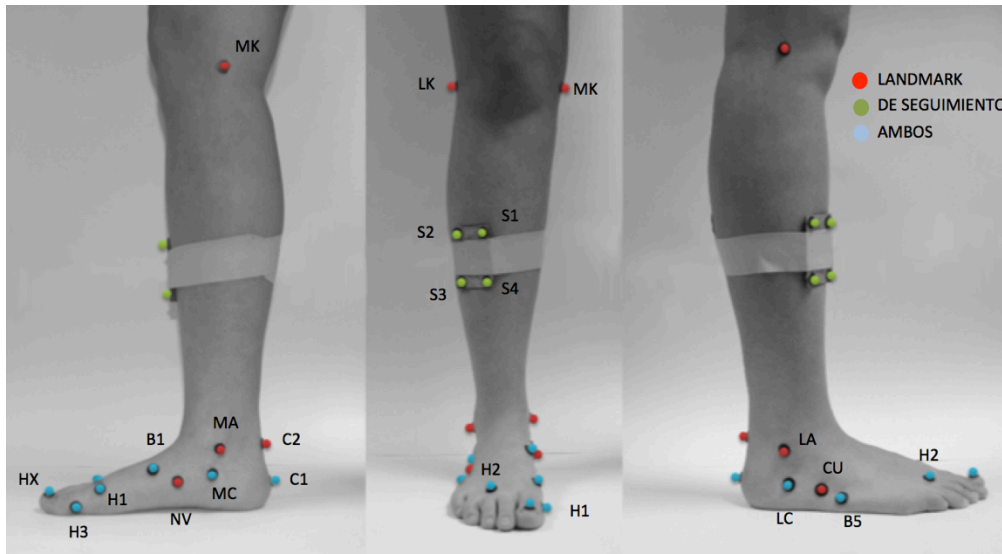


Figura 4.1. Marcadores utilizados en el experimento para registrar la cinemática de las articulaciones del pie

Los momentos articulares en tobillo y articulaciones MT y MF se obtuvieron utilizando la distribución de presiones de contacto sobre la plataforma en cada instante, junto con la ubicación de los centros articulares obtenidos a partir del modelo Bruening. La presión de contacto se registró con una plataforma de presiones Podoprint (Namrol Grupo, Barcelona, España) de 0,40 m x 0,40 m, a 100 Hz, sincronizada con el sistema de cámaras infrarrojas. Los datos de presión fueron segmentados mediante la comparación de las coordenadas de las celdas de contacto con la ubicación anteroposterior de los centros articulares de tobillo, MT y MF. En cada segmento se calculó la fuerza total de reacción normal con el suelo, junto con el centro de presión (CDP) correspondiente. Los momentos articulares 3D se calcularon como el producto vectorial de las fuerzas de reacción en los segmentos distales, y las distancias 3D entre los CDPs y los centros articulares, despreciando así el efecto del peso del pie, así como el efecto de su velocidad angular y de las aceleraciones lineales y angulares (Davis & DeLuca 1996; Crenna & Frigo 2011; Shamaei et al. 2013). Los momentos articulares se expresaron en el sistema de referencia local del segmento proximal. Todos los datos de momentos articulares fueron filtrados con un filtro paso bajo de 4^º orden de Butterworth, con frecuencia de corte 50 Hz, y sus valores se normalizaron con respecto del peso corporal, conforme a trabajos anteriores (Davis & DeLuca 1996; Crenna & Frigo 2011; Shamaei et al. 2013).

4.2.2. Análisis de datos

Para analizar la dinámica de las articulaciones del pie durante la marcha para cada sujeto, los ángulos y momentos articulares registrados se presentaron como una función del tiempo, expresada como el porcentaje de la fase de apoyo durante el ciclo de marcha (0-100).

En primer lugar se procedió a la reducción dimensional de los ángulos registrados en las articulaciones de tobillo, MT y MF durante la fase de apoyo del pie para los 30 sujetos de la muestra de IPP normal. Para ello, se realizó un ACP (autovalor >1 , rotación varimax, cálculo de factores normalizados) de los 9 ángulos medidos en los 150 registros (5 ensayos x 30 sujetos). De esta manera, se identificaron las nuevas variables reducidas correspondientes a las componentes principales (factores) encontradas. A continuación, para cada sujeto (con IPP normal y supinados), se calculó el valor de las nuevas variables en cada instante de tiempo de la fase de apoyo a partir de las puntuaciones de los factores. Este mismo proceso se reprodujo para la reducción dimensional de los pares articulares registrados en las articulaciones del pie.

En segundo lugar, se representaron las evoluciones temporales de las nuevas variables reducidas a lo largo de la fase de apoyo del pie, y se identificó sobre dichas curvas el conjunto de parámetros (valores inicial y final, y extremos relativos) que permiten describirlas, y que se proponen para el análisis sistemático de la dinámica del pie durante la marcha. A continuación se calcularon los valores de estos parámetros característicos para cada sujeto en cada uno de los cinco ensayos. Se utilizó el método de la desviación absoluta de la mediana (DAM) para detectar valores atípicos (Huber & Ronchetti 2009; Rousseeuw & Croux 2012), con valor de corte 5, de modo que cuando la diferencia absoluta entre uno de los ensayos y la mediana de todos los ensayos era más grande de cinco veces el DAM de todos los ensayos, el valor se consideró atípico y fue sustituido por el valor medio del resto de ensayos.

En tercer lugar, se llevaron a cabo una serie de ANOVAs sobre estos parámetros característicos como variables dependientes, y con factor el tipo de pie, normal o supinado, para identificar cuáles de estos parámetros característicos se ven afectados por el índice postural del pie.

Finalmente, se realizó un nuevo ACP (autovalor >1 , rotación varimax, cálculo de factores normalizados) de los 9 ángulos medidos, pero en este caso de los 20 sujetos de la muestra de IPP supinado (100 registros). Para analizar las diferencias en los patrones de coordinación durante la marcha entre pies normales y supinados se compararon las componentes obtenidas en ambas muestras, y las varianzas explicadas. Para la comparación de las componentes se calculó el ángulo de desviación entre los vectores que las definen.

4.3. Resultados

En la Tabla 4.1 se muestran los resultados de los ACPs realizados sobre los ángulos y momentos articulares en la muestra de sujetos con pies normales. Tres componentes principales consiguen explicar el 68% de la varianza de los ángulos articulares, con porcentajes del mismo orden de magnitud cada componente. La primera componente corresponde a un movimiento coordinado de AD e IN del tobillo y de la articulación MT, acompañado de FD de la articulación MF. La segunda componente supone mayormente una coordinación de la FD del tobillo, con ligera EV del tobillo y AB de la articulación MT, y AD y PF de la articulación MF. Finalmente, la tercera componente corresponde a la FP de la articulación MT con cierta AD, coordinado con la IN y AB de la articulación MF.

En el caso de los momentos articulares, nuevamente se identifican tres componentes principales que explican en este caso mayor varianza, el 87%, explicando la primera componente aproximadamente el doble de varianza que el resto de componentes. La primera componente se corresponde con un momento de FD en todas las articulaciones, acompañado de momento de EV y AB de la articulación MF. La segunda componente supone la coordinación en los momentos de IN en tobillo y articulación MT. Y por último, la tercera componente corresponde con momento AB en tobillo y articulación MT.

Tabla 4.1. Matrices de componentes principales rotadas de los ángulos y momentos articulares en la muestra de sujetos con pies normales, y varianza explicada por cada componente. Para una mejor interpretación, se han coloreado con diferente tonalidad las correlaciones mayores de 0,3 (débiles) y 0,5 (fuertes).

Articulación	Dirección	Matriz de componentes de ángulos articulares			Matriz de componentes de momentos articulares		
		CP1n	CP2n	CP3n	CP1n	CP2n	CP3n
Tobillo	AB	-0,817	0,028	0,167	0,102	0,143	0,927
	IN	0,802	-0,344	0,033	-0,234	0,914	-0,150
	FD	-0,095	0,873	0,034	0,901	-0,287	0,044
MT	AB	-0,645	0,460	-0,427	-0,386	-0,376	0,728
	IN	0,611	0,202	0,229	0,140	0,932	0,098
	FD	-0,017	0,277	-0,734	0,936	-0,237	0,024
MF	AB	0,073	-0,583	0,590	0,752	0,285	-0,026
	IN	0,098	0,187	0,701	-0,909	0,066	0,152
	FD	0,661	-0,523	0,269	0,913	0,306	-0,100
Varianza explicada %		28,45	20,64	19,05	46,06	24,25	16,19

En la Figura 4.2 se muestran las evoluciones temporales de los valores medios de las tres variables identificadas (puntuaciones de los factores normalizados) para la muestra de sujetos con IPP normal, a lo largo de la fase de apoyo del pie, para los ángulos y pares articulares. En la Tabla 4.2 se recoge el listado de parámetros identificados sobre las curvas, utilizados como descriptores de la dinámica de las articulaciones del pie.

Tabla 4.2. Listado de parámetros descriptivos localizados. Para cada extremo, se considera tanto el valor máximo de la puntuación del factor, como el instante en que se produce

Ángulos articulares	
Componente 1	Valor inicial, valor final, máx1 (0-25), mín (25-50), máx2 (75-100)
Componente 2	Valor inicial, valor final, min (0-50), max (50-100)
Componente 3	Valor inicial, valor final, min (50-100)
Momentos articulares	
Componente 1	Máx (50-100)
Componente 2	Máx (50-100), mín (20-80)
Componente 3	Máx (50-100), mín (50-100)

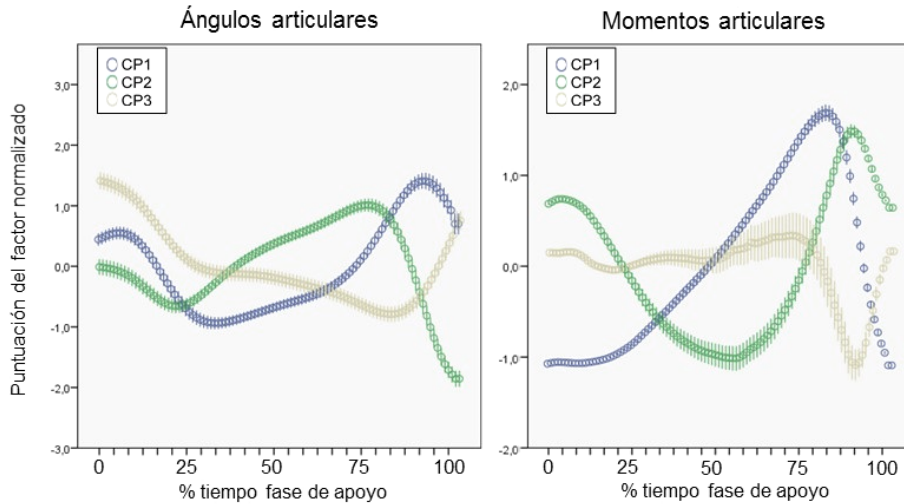


Figura 4.2. Evolución de las variables reducidas a lo largo de la fase de apoyo del pie para los ángulos articulares (izquierda) y para los momentos articulares (derecha), con CPi = componente principal i. Se muestran los valores medios y el intervalo de confianza (95%) de la muestra de pies con IPP normal.

En la Tabla 4.3 se presentan los resultados de los ANOVAs realizados sobre estos parámetros característicos como variables dependientes, y con factor el tipo de pie, normal o supinado. Se han sombreado aquellos parámetros con nivel de significación menor de 0.05, para los cuales se observa una potencia superior al 85%, y un tamaño de efecto detectado grande (eta parcial al cuadrado superior a 0.14, según (Cohen 1988)). Se aprecian diferencias significativas entre pies normales y supinados en la mayor parte de los parámetros de las tres componentes de los ángulos articulares, con mayores tamaño de efecto en las dos primeras componentes (Figura 4.3). En la Figura 4.3 se aprecia que la curva del primer factor en pies supinados presenta un patrón muy similar a la de los pies normales, pero con cierto offset negativo y un retardo en llegar al mínimo. No se ha detectado ninguna diferencia significativa para ninguno de los parámetros correspondientes a componentes de los momentos articulares.

Tabla 4.3. Resultados de los ANOVAs para analizar qué parámetros característicos se ven afectados por el IPP. Se han coloreado los parámetros con nivel de significación menor de 0.05

		Variable dependiente	Suma de cuadrados tipo III	GDL	F	Sig.	Eta parcial al cuadrado	Potencia observada
Ángulos articulares	Componente 1	Valor inicial	19,06	1	79,40	0,000	0,623	1,000
		Valor final	98,43	1	112,29	0,000	0,701	1,000
		Valor (máx1)	16,85	1	70,80	0,000	0,596	1,000
		Instante (máx1)	2197,81	1	44,33	0,000	0,480	1,000
		Valor (máx2)	0,45	1	1,29	0,262	0,026	0,200
		Instante (máx2)	1771,47	1	128,05	0,000	0,727	1,000
		Valor (mín)	17,04	1	45,96	0,000	0,489	1,000
		Instante(mín)	34090,68	1	90,19	0,000	0,653	1,000
	Componente 2	Valor inicial	0,44	1	0,73	0,398	0,015	0,133
		Valor final	57,00	1	89,22	0,000	0,650	1,000
		Valor (máx)	0,02	1	0,04	0,837	0,001	0,055
		Instante (máx)	1966,08	1	11,23	0,002	0,190	0,907
Valor (mín)		0,01	1	0,02	0,883	0,000	0,052	
Instante(mín)		2575,47	1	66,82	0,000	0,582	1,000	
Componente 3	Valor inicial	19,25	1	44,35	0,000	0,480	1,000	
	Valor final	5,54	1	9,43	0,004	0,164	0,853	
	Valor (mín)	2,05	1	9,52	0,003	0,166	0,856	
	Instante (mín)	6375,63	1	12,39	0,001	0,205	0,932	
Momentos articulares	Componente 1	Valor (máx)	0,04	1	0,15	0,696	0,003	0,067
		Instante (máx)	5,88	1	2,82	0,100	0,055	0,376
	Componente 2	Valor (máx)	0,03	1	0,16	0,692	0,003	0,068
		Instante (máx)	2,25	1	0,59	0,445	0,012	0,117
		Valor (mín)	0,00	1	0,00	0,956	0,000	0,050
		Instante (mín)	116,56	1	1,15	0,289	0,023	0,183
	Componente 3	Valor (mín)	0,09	1	0,11	0,745	0,002	0,062
		Instante (mín)	288,12	1	0,43	0,515	0,009	0,099
		Valor (máx)	0,01	1	0,01	0,939	0,000	0,051
		Instante (máx)	147,00	1	0,19	0,668	0,004	0,071

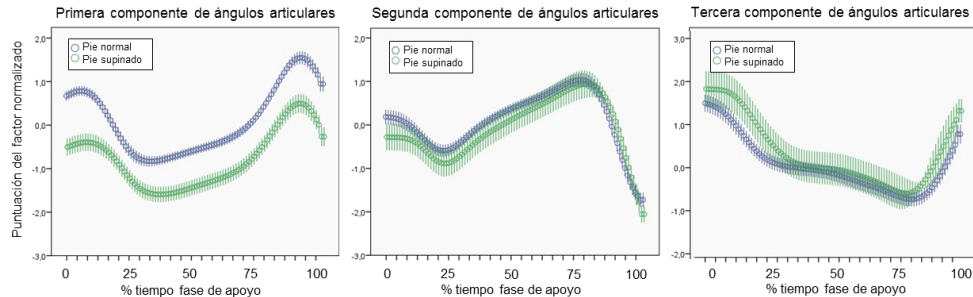


Figura 4.3. Evolución de las variables reducidas a lo largo de la fase de apoyo del pie correspondientes a las componentes para ángulos articulares en pies normales y supinados. Se muestran los valores medios y el intervalo de confianza (95%) de ambas muestras.

Los resultados de los ACPs realizados sobre los ángulos y momentos articulares, respectivamente, en la muestra de sujetos con pies supinados, se muestran en la Tabla 4.4. Tres componentes principales explican el 73% de la varianza de los ángulos articulares, con porcentajes de explicación decrecientes. Las componentes presentan similitud con las obtenidas para los pies normales, pero con las dos primeras intercambiadas. La mayor diferencia radica en que la componente 1 en supinados incorpora FD de la articulación MT, y la componente 3 no presenta FP de dicha articulación.

En cuanto a los momentos articulares, tres componentes principales, muy similares a las obtenidas para los pies normales, vuelven a explicar el 87% de la varianza, con distribución también similar a la obtenida en pies normales.

Tabla 4.4. Matrices de componentes principales rotadas de los ángulos y momentos articulares en la muestra de sujetos con pies supinados, y varianza explicada por cada componente. Para una mejor interpretación, se han coloreado con diferente tonalidad las correlaciones mayores de 0,3 (débiles) y 0,5 (fuertes).

Articulación	Dirección	Matriz de componentes de ángulos articulares			Matriz de componentes de momentos articulares		
		CP1s	CP2s	CP3s	CP1s	CP2s	CP3s
Tobillo	AB	0,015	-0,858	-0,026	0,042	0,301	0,852
	IN	-0,223	0,867	-0,031	-0,071	0,905	-0,003
	FD	0,767	-0,124	0,140	0,927	-0,240	0,093
MT	AB	0,691	-0,576	-0,058	0,051	-0,252	0,895
	IN	0,047	0,691	0,000	0,100	0,934	0,035
	FD	0,889	0,147	0,140	0,952	-0,185	0,055
MF	AB	-0,748	0,004	0,456	0,755	0,374	0,325
	IN	-0,088	0,056	-0,888	-0,910	-0,050	0,014
	FD	-0,603	0,357	0,470	0,885	0,360	-0,114
Varianza explicada %		31,562	27,384	14,025	44,057	24,551	18,443

Finalmente, en la Tabla 4.5 se muestran los ángulos entre componentes similares (componentes 1, 2 y 3 de pies normales con componentes 2, 1 y 3 de pies supinados). Los menores ángulos corresponden a las componentes de los momentos articulares, y el mayor ángulo de desviación a la tercera componente de los ángulos articulares.

Tabla 4.5. Ángulos entre componentes similares de pies normales y pies supinados

	Ángulos (°) entre componentes análogas pies normales / pies supinados		
Ángulos articulares	13,7° (CP1n/CP2s)	26,5° (CP2n/CP1s)	78,0° (CP3n/CP3s)
Momentos articulares	13,4° (CP1n/CP1s)	10,2° (CP2n/CP2s)	20,6° (CP3n/CP3s)

4.4. Discusión

Los ACPs realizados sobre la muestra de pies normales han permitido comprobar la existencia de sinergias tanto cinemáticas como dinámicas en las articulaciones del pie durante la marcha, de forma que las 18 variables temporales originales (9 ángulos y 9 momentos) se han podido reducir a 6 factores, correspondientes a las componentes principales. La primera de las sinergias en pies normales contiene la conocida relación entre la AD e IN en tobillo y articulación MT (*supinación*), que aparece además coordinada con la FD de la articulación MF. La segunda sinergia introduce la FD del tobillo (ligada con EV), acompañada de AB de la articulación MT, además del movimiento coordinado de FP y AD de la articulación MF. Y la tercera sinergia introduce la FP de la articulación MT (con cierta AD) ligada a la AB e IN de la articulación MF. De los porcentajes de varianza explicados se deduce que las tres sinergias cinemáticas tienen una importancia similar para el desarrollo de la marcha. Esto es coherente con que la marcha sea un movimiento que se da predominantemente en el plano sagital, y que cada componente contiene la flexión de una articulación, quedando definidos los movimientos en el resto de planos a partir de los valores de las flexiones. En cuanto a los momentos articulares, la situación es inversa, pues la primera sinergia se corresponde con la coordinación de los momentos de FP en todas las articulaciones. Las otras dos sinergias muestran la coordinación en momentos en los otros planos anatómicos entre tobillo y articulación MT. En este caso, la primera de las sinergias tiene una importancia mucho mayor que el resto, consistente con que los pares de flexión sean los predominantes durante la marcha.

La reducción dimensional ha permitido realizar un análisis sistemático de las diferencias entre la dinámica de las articulaciones del pie normal y del supinado, mediante 28 parámetros descriptivos. Los ANOVAs han permitido detectar diferencias significativas (y con alto tamaño de efecto) en las tres componentes de los ángulos articulares, con mayor tamaño de efecto en la primera, correspondiente al movimiento coordinado de supinación. Un análisis más detallado ha permitido ver que esas diferencias se deben básicamente a un offset, siendo los rangos en ambos tipos de pie similares. Este offset puede deberse (al menos en parte) a las diferentes posturas de referencia adoptadas en ambas muestras estudiadas. Los ángulos registrados a los sujetos con pies supinados consideran una referencia con mayor supinación que la medida en pies normales, por lo que es normal que sus valores de supinación (IN y AD) sean menores. Por tanto, las

diferencias encontradas en la primera componente no son en realidad tan importantes como las reales. Lo que sí se aprecia claramente es un retraso en el caso de los supinados para alcanzar el valor mínimo (tanto en la componente 1 como en la 2), en cuanto que debido a su IPP supinado requieren mayor tiempo de pronación para apoyar completamente el pie durante la marcha. Estos resultados son coherentes con los pocos datos que encontramos en literatura. Así, en el estudio entre pies planos y supinados de Powel et al. (Powell et al. 2011) se reportó este mayor tiempo para alcanzar el pico de eversión en la articulación MT para los pies supinados. Asimismo, los mayores valores de EV y AB están de acuerdo con los resultados de Buldt et al. (Buldt et al. 2015). En dicho trabajo también se reportaron rangos de AB-AD significativamente mayores en pies normales que en supinados, pero no de IN-EV, coherente con que en este trabajo se haya identificado significación con menor tamaño de efecto para el rango de la componente 1 (en ANOVA adicional no mostrado por brevedad). Finalmente, las diferencias encontradas en la componente 2 de los ángulos articulares no fueron detectadas por Buldt et al. (Buldt et al. 2015), quienes no encontraron diferencias significativas en el plano sagital. Sin embargo, Powell et al. (Powell et al. 2014) sí encontraron diferencias en la rigidez dinámica del tobillo de pies supinados frente a pies planos, si bien en carrera.

En cuanto a los patrones de coordinación (sinergias) en ambos tipos de pie, la comparación de las componentes principales ha permitido visualizar que son muy similares en lo que respecta a los pares articulares que deben soportar las articulaciones durante la marcha, pero que sí existe alguna diferencia en la cinemática. En particular, las componentes originales 2 y 3 se ven modificadas en cuanto que la componente 2 incorpora la FD de la articulación MT, a costa de que la componente 3 no presenta FP de dicha articulación. De esta manera, al encontrarse una coordinación en las flexiones de las articulaciones de tobillo y MT, la tercera componente pierde importancia, y la gana la componente 2 original, por lo que la importancia relativa de las componentes en pies supinados se ve modificada, intercambiándose las componentes 1 y 2. Así pues, el grado de independencia utilizado en las flexiones en pies supinados es menor que en los normales.

En un trabajo reciente (Justine et al. 2016) se ha reportado un menor rango de movilidad en el plano sagital en pies supinados que en normales. Dado que en este trabajo no se han constatado diferencias en la movilidad utilizada en dicho plano, esto supone que los pies supinados utilizan valores de FD-FP más cercanos a sus límites, predisponiéndolos a padecer lesiones al forzar los ligamentos a absorber el impacto durante la marcha.

Los resultados de este trabajo no han permitido identificar diferencias significativas en los pares articulares de pies supinados con respecto de pies normales. Sin embargo, hay que tener presente que el tobillo es una articulación compleja, combinación de las articulaciones talocrural y subastragalina, y que el modelo de Bruening considera el centroide del astrágalo como centro articular del complejo, a medio camino entre ambas articulaciones reales. Es de esperar que la aplicación del peso más lateralmente en pies supinados, aun no habiendo generado diferencias significativas en los pares en el plano transversal en el tobillo, las genere sobre las articulaciones talocrural y subastragalina,

que predispondrían al pie supinado a la aparición de esguinces, o lesiones en los tendones peroneos.

En trabajos futuros se deberían estudiar las correlaciones entre los parámetros en que se han observado diferencias significativas con la aparición de lesiones o desarrollo de diferentes patologías. Información más detallada de los momentos a nivel articular podría facilitar la interpretación clínica de dichas relaciones.

Este trabajo tiene algunas limitaciones que conviene señalar. La primera y más evidente es la del número de articulaciones considerado por el modelo y la postura de referencia considerada. Por otra parte, los momentos articulares reportados no tienen en consideración las fuerzas de fricción en el contacto, si bien la comparación de los momentos en el tobillo con los de estudios previos (Hunt et al. 2001) sugiere que la no consideración de las fuerzas de fricción no afecta de forma significativa a los pares articulares. Por otra parte, los resultados están restringidos a la actividad de marcha, y las diferencias entre pies normales y supinados podrían ser diferentes en otras actividades.

4.5. Referencias

- Barton CJ, Levinger P, Crossley KM, Webster KE, Menz HB. 2011. Relationships between the Foot Posture Index and foot kinematics during gait in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *J Foot Ankle Res.* 4:10.
- Bruening DA, Cooney KM, Buczek FL. 2012a. Analysis of a kinetic multi-segment foot model. Part I: Model repeatability and kinematic validity. *Gait Posture.* 35:529–534.
- Bruening DA, Cooney KM, Buczek FL. 2012b. Analysis of a kinetic multi-segment foot model part II: Kinetics and clinical implications. *Gait Posture.* 35:535–540.
- Buldt AK, Levinger P, Murley GS, Menz HB, Nester CJ, Landorf KB. 2015. Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait Posture.* 42:42–48.
- Cohen J. 1988. *Statistical power analysis for the behavioral sciences.* 2nd ed. Hillsdale N.J.: L. Erlbaum Associates.
- Crenna P, Frigo C. 2011. Dynamics of the ankle joint analyzed through moment–angle loops during human walking: Gender and age effects. *Hum Mov Sci.* 30:1185–1198.
- Daffertshofer A, Lamoth CJC, Meijer OG, Beek PJ, Andriacchi TP, Alexander EJ, Bernstein NA, Bianchi L, Angelini D, Orani G, et al. 2004. PCA in studying coordination and variability: a tutorial. *Clin Biomech.* 19:415–428.
- Davis RB, DeLuca PA. 1996. Gait characterization via dynamic joint stiffness. *Gait Posture.* 4:224–231.
- Dixon PC, Böhm H, Döderlein L. 2012. Ankle and midfoot kinetics during normal gait: a multi-segment approach. *J Biomech.* 45:1011–6.
- Evans AM, Copper AW, Scharfbillig RW, Scutter SD, Williams MT. 2003. Reliability of the

foot posture index and traditional measures of foot position. *J Am Podiatr Med Assoc.* 93:203–213.

Grood ES, Suntay WJ. 1983. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng.* 105:136–44.

Huber PJ, Ronchetti EM. 2009. *Robust Statistics*. 2nd Editio. New Jersey: Wiley.

Hunt AE, Smith RM, Torode M. 2001. Extrinsic muscle activity, foot motion and ankle joint moments during the stance phase of walking. *Foot ankle Int / Am Orthop Foot Ankle Soc [and] Swiss Foot Ankle Soc.* 22:31–41.

Justine M, Ruzali D, Hazidin E, Said A, Bukry SA, Manaf H. 2016. Range of motion, muscle length, and balance performance in older adults with normal, pronated, and supinated feet. *J Phys Ther Sci.* 28:916–22.

Leardini A, Benedetti MG, Berti L, Bettinelli D, Nativo R, Giannini S. 2007. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture.* 25:453–462.

MacWilliams BA, Cowley M, Nicholson DE. 2003. Foot kinematics and kinetics during adolescent gait. *Gait Posture.* 17:214–24.

Paterson KL, Clark RA, Mullins A, Bryant AL, Mentiplay BF. 2015. Predicting Dynamic Foot Function From Static Foot Posture: Comparison Between Visual Assessment, Motion Analysis, and a Commercially Available Depth Camera. *J Orthop Sports Phys Ther.* 45:789–98.

Powell DW, Long B, Milner CE, Zhang S. 2011. Frontal plane multi-segment foot kinematics in high- and low-arched females during dynamic loading tasks. *Hum Mov Sci.* 30:105–114.

Powell DW, Williams DSB, Windsor B, Butler RJ, Zhang S. 2014. Ankle work and dynamic joint stiffness in high- compared to low-arched athletes during a barefoot running task. *Hum Mov Sci.* 34:147–56.

Queen RM, De Biassio JC, Butler RJ, DeOrio JK, Easley ME, Nunley JA. 2012. J. Leonard Goldner Award 2011: changes in pain, function, and gait mechanics two years following total ankle arthroplasty performed with two modern fixed-bearing prostheses. *Foot ankle Int.* 33:535–42.

Queen RM, Sparling TL, Butler RJ, Adams SB, DeOrio JK, Easley ME, Nunley JA. 2014. Patient-Reported Outcomes, Function, and Gait Mechanics After Fixed and Mobile-Bearing Total Ankle Replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 96:987–993.

Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. 2006. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 21:89–98.

Rouhani H, Favre J, Crevoisier X, Aminian K. 2014. A wearable system for multi-segment foot kinetics measurement. *J Biomech.* 47:1704–1711.

Rousseeuw PJ, Croux C. 2012. Alternatives to the Median Absolute Deviation. *J Am Stat*

Assoc.

Shamaei K, Sawicki GS, Dollar AM. 2013. Estimation of quasi-stiffness of the human hip in the stance phase of walking. *PLoS One*. 8:e81841.

Singer S, Klejman S, Pinsker E, Houck J, Daniels T. 2013. Ankle arthroplasty and ankle arthrodesis: gait analysis compared with normal controls. *J Bone Joint Surg Am*. 95:e191(1-10).

Söderkvist I, Wedin PA. 1993. Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *J Biomech*. 26:1473-7.

Telegbal SV. 2015. Static Foot Posture -Predictor of Dynamic Foot Motion. *J Nov Physiother*. 5.

Capítulo 5

**Dynamic flexion stiffness of foot
joints during walking**

Artículo publicado en Journal of the Podiatric Medical Association. Vol . No 1.
January/February 2016. Pag 37-46. Copyright 2016, American Podiatric Medical
Association.

Abstract

Background: Dynamic stiffness can be used for studying foot pathologies and for developing prostheses and orthoses. Although previous works have studied the role of ankle joint stiffness during gait, other foot joints have not yet been analyzed. We sought to characterize the dynamic stiffness of ankle, midtarsal and metatarsophalangeal joints during normal walking.

Methods: Kinematics and contact data from four healthy individuals during walking were registered with a three-dimensional motion analysis system and a pressure platform. Stance phases with flexion moment-angle linear relationships were identified, and dynamic stiffnesses were calculated from the slope of their linear regressions. Intraparticipant repeatability was analyzed using analyses of variance, and interparticipant variability was checked through the SD of averaged participant stiffnesses.

Results: Flexion moment-angle linear relationships were identified ($R^2 > 0.98$) during the early and late midstance phases and the propulsion phase at the ankle (2.76, 5.23 and 3.42 N·m/Kg/rad, respectively) and midtarsal (15.88, 3.90 and 4.64 N·m/Kg/rad, respectively) joints. At the metatarsophalangeal joint, a linear relationship ($R^2 > 0.96$) occurred only during the propulsion phase (0.11 N·m/kg/rad). High dynamic stiffness variability was observed during the late and early midstance phases at the ankle and midtarsal joints, respectively.

Conclusion: These results may serve as a basis for future studies aimed at investigating the role of dynamic stiffness identified here in different foot disorders. The importance of properly controlling the samples in such studies is highlighted. Study of the dynamic stiffnesses identified might be used in the design of prostheses, orthotics and other assistive devices.

Keywords

Dynamic Stiffness; Foot; Ankle Joint; Midtarsal Joint; Metatarsophalangeal Joint; Walking.

Abbreviations

3D: Three dimensional
DoF: Degree of freedom
MP: Metatarsophalangeal
MSP: Midstance phase
MT: Midtarsal
PP: Propulsive phase
SD: Standar deviation

5.1. Introduction

During the past decade, the analysis of joint stiffness has been introduced in the field of biomechanics as a tool for assessing the mechanical properties of the joints of the lower limb for the study and development of prostheses and orthoses (Leite et al.; Davis & DeLuca 1996; DeVita & Hortobagyi 2000; Kuitunen et al. 2002; Lark et al. 2003; Houdijk et al. 2008; Zeni & Higginson 2009; Dixon et al. 2010; Crenna & Frigo 2011; Tateuchi et al. 2011; Sekiguchi et al. 2012; Rouse et al. 2013; K Shamaei et al. 2013; Kamran Shamaei et al. 2013). From a biomechanical perspective, the term *stiffness* is defined as the ratio between the external moment applied to the joint and the joint angle, at a specific angle. Some studies use the concept of passive stiffness (Rouse et al. 2013) (Faber et al. 2000; Silder et al. 2007; Silder et al. 2008), which is assessed without muscle activity and corresponds to the stiffness associated the storage of potential energy by deformation of the soft tissues surrounding the joint. Other studies use the concept of dynamic stiffness (or quasi-stiffness) (Davis & DeLuca 1996; Lark et al. 2003; Sekiguchi et al. 2012; K Shamaei et al. 2013), which is assessed while performing activities that require muscle activation, such as jumping, running and walking. This dynamic stiffness combines the effect of muscle forces, inertia and deformation of soft tissue, and can be used as a joint stability indicator (Gabriel et al. 2008). The concept of dynamic stiffness has been applied to characterize the ankle behavior during different activities such as walking, running and climbing stairs (Kuitunen et al. 2002; Lark et al. 2003; Gabriel et al. 2008; Hamill et al. 2014; Mauroy et al. 2014). These works have shown that the dynamic function of the ankle joint can be assessed by focusing on the stride phases in which moment and angle changes are coordinated. In particular, the ankle shows two distinctive stages, with an approximate linear relationship between joint moment and joint angle: the midstance phase (MSP), with a rising dorsiflexor moment stage that stores energy, and the propulsion phase, with a rising dorsiflexor moment stage that returns energy (Davis & DeLuca 1996). The MSP is divided into two stages in some works (Crenna & Frigo 2011; K Shamaei et al. 2013), because of the differences in dynamic stiffness between them. The dynamic stiffness characterization of the ankle joint has been used to study the effects of mobile-bearing total ankle replacement, to assess the treatment of patients with cerebral palsy and to assess gait function in patients with hemiparesis (Davis & DeLuca 1996; Houdijk et al. 2008; Sekiguchi et al. 2012).

However, to our knowledge, there are no data in the literature regarding dynamic stiffness of other foot joints. This is mainly due to the complexity of the lower limb, so that most of gait biomechanical studies have considered the foot as a rigid body without any possible movement between its joints. Knowledge of the dynamic stiffness of the different foot joints would help foot and ankle surgeons to accurately quantify the mechanical effect of their surgical procedures, especially techniques related to arthrodesis of foot joints. Finally, the study of dynamic stiffness is also important for the design of foot prostheses and orthoses.

Nowadays, it is possible to find in the literature multi-segment biomechanical models of the foot (Kidder et al. 1996; Leardini et al. 1999; Rattanaprasert et al. 1999; Leardini et al.

2007; Jenkyn et al. 2009; Saraswat et al. 2010; Bruening et al. 2012; Canseco et al. 2012; Legault-Moore et al. 2012; Rouhani et al. 2012) that could be properly adapted to analyze the stiffness of foot joints. A recent example is that presented by Bruening et al. (Bruening et al. 2012), consisting of the shank (tibia and fibula) and three foot segments: the hindfoot (calcaneus and talus), forefoot (navicular, cuboid, cuneiforms, and metatarsals), and hallux (proximal and distal phalanges). The shank, hindfoot, forefoot and hallux are connected through the ankle, midtarsal (MT), and metatarsophalangeal (MP) joints, from proximal to distal.

The main goal of this work was to characterize the behavior of the foot joints during normal walking through analysis of the dynamic flexion stiffness of the ankle, MT and MP in healthy individuals. The different stride phases in which there is coordination between the changes in moments and angles are identified, approximate linear relationships between joint moment and joint angle are found, and values for the flexion stiffness of these joints are calculated and statistically analyzed.

5.2. Material and methods

Four healthy male (age 26.8 ± 2.6 years; weight, 81.6 ± 15.8 Kg; height, 180 ± 5.1 cm), without a history of neuromuscular problems, participated in the experiment. No goniometric study was performed on the participants as part of the selection criteria, although none of them had a pes planus or pes cavus deformity. All of the participants provided written informed consent to participate in the study, which was approved by the ethical committee of the University Jaume I (Castellón, Spain). The participants were asked to walk barefoot at a self-selected speed along a 7-m walkway. A pressure platform was located in the middle of the walkway, and the participant had to step on it with his right foot. The participant faced forward while walking to avoid platform targeting, and he repeated the activity as many times as required to have three valid trials, discarding those where the participant did not step on the platform with the right foot. Before data collection started, participants walked on the walkway several times to get familiar with the walking conditions.

Gait evaluation included simultaneous recording of body kinematics and the normal component of ground reaction force. The kinematics of the ankle, MT and MP joints were registered using an adaptation of the model proposed by Bruening et al. (Bruening et al. 2012). The model considers the shank and the foot divided in three segments -rearfoot, forefoot and hallux-, connected by the ankle, MT and MP joints, respectively. The original model uses 19 markers on specific anatomical locations of the lower limb and considers 6 degrees of freedom at the ankle and MT joints and only flexion and abduction at the MP joint (Bruening et al. 2012). In this work, a third marker was added on the medial side of the MP joint, allowing the calculation of 6 degrees of freedom also at the MP joint (Figure 5.1). Three dimensional (3-D) motions of the markers were measured by an eight-infrared camera motion analysis system (Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, England) operating at a 100 Hz sampling rate. The 3-D coordinates of the markers were used to obtain segment position and orientation (Söderkvist & Wedin 1993).

Finally, joint angles were calculated using a Cardan rotation sequence between distal and proximal segments (1 = dorsiflexion/plantarflexion, 2 = abduction/adduction, 3 = inversion/eversion) (Grood & Suntay 1983). Movement was calculated from the upright standing static reference posture, which was registered to each participant at the beginning of the experiment. The joint flexion angles were presented as a percentage of the stance phase during the gait cycle. All kinematical data were low-pass filtered using a fourth-order Butterworth filter with a cut-off frequency of 10 Hz.

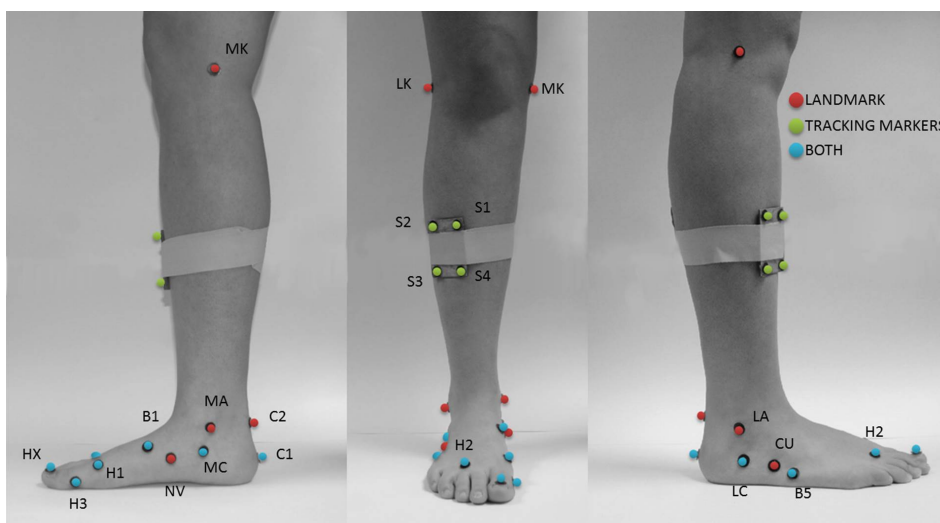


Figure 5.1. Photograph showing the markers used for the development of the multisegment model of the foot

A 0.40 m x 0.40 m Podoprint pressure platform (Namrol Group, Barcelona, Spain) was synchronized with the infrared camera system to measure contact pressure distribution at a 100-Hz sampling rate. Pressure data are required to be segmented so that the pressure of each contact cell is applied to the appropriate foot segment. This was performed by comparing the contact cell coordinates with the anteroposterior location of ankle, MT and MP joint centers. The normal component of ground reaction forces and centers of pressure were calculated for each frame on each foot segment from the segmented pressure data. The 3-D joint moments were calculated from the cross product of the ground reaction forces on distal segments and the 3-D distances between the centers of pressure and the joint centers of rotation, as defined by Bruening et al. (Bruening et al. 2012). According to previous works (Davis & DeLuca 1996; Crenna & Frigo 2011; K Shamaei et al. 2013), the effect of the weight of the foot was neglected for calculation of the joint moments, as well as the effect of foot angular velocity and linear and angular accelerations. The joint moments were expressed relative to the orientation of the local segment frame of the proximal segment. The joint flexion moments were presented as a percentage of the stance phase during the gait cycle and, consistent with previous publications (Davis & DeLuca 1996; Houdijk et al. 2008; Crenna & Frigo 2011; Sekiguchi et al. 2012; K Shamaei et al. 2013), the amplitudes were normalized to body

weight. All of the kinetic data were low-pass filtered using a fourth-order Butterworth filter with a cut-off frequency of 50 Hz.

A descriptive analysis of the joint flexion angle and moment along the stance phase was performed for each joint considered, using means and 95% confidence intervals from all of the repetitions and participants. Also, plots of averaged joint moments versus joint angles from all of the repetitions and participants were used for characterization and qualitative analysis.

For the ankle, the stride phases reported in previous works (Crenna & Frigo 2011; K Shamaei et al. 2013) in which moment and angle changes are coordinated were identified. In the present study these phases are designated as phases 1, 2 and 3: phases 1 and 2 correspond to the early and late phases of the MSP, and phase 3 to the propulsion phase. Dynamic stiffness during the whole MSP (phase 1+2) was also calculated, because some works in the literature (Davis & DeLuca 1996; Sekiguchi et al. 2012) did not split this phase. The beginning of phase 1 was identified by locating the local minimum of the ankle plantarflexion at the beginning of the stance phase. The transition to the phase 2 was identified as the transition to a lower ankle joint flexion speed during the MSP.

For the MT and MP joints, similar phases to those used for the ankle were investigated, and linearity between joint moment and joint angle was studied.

According to previous works (Crenna & Frigo 2011; K Shamaei et al. 2013), dynamic stiffnesses were calculated at each of the phases in all of the joints from the slope of the linear regressions of the joint flexion moment versus the joint flexion angle (phases were trimmed at 5% of the maximum moment at both the onset and end of each phase). Global dynamic stiffness was calculated as the averaged joint moments vs. joint angles from all the repetitions and participants for ankle, MT and MP joints. Individual dynamic stiffnesses obtained at each repetition of each participant were used to check the intraparticipant repeatability at each phase. This was assessed as the root mean squared errors of the analyses of variance on the dynamic stiffnesses with factor 'participant'. Also, dynamic stiffnesses at each phase were obtained for each participant from the averaged joint angles and joint moments from all repetitions, and SD was used to analyze differences in dynamic stiffnesses between participants.

5.3. Results

Figure 5.2 shows the mean flexion moment and flexion angle at the ankle, MT and MP joints, averaged throughout all of the repetitions and participants. The curves for the ankle and MT joints are quite similar, making it possible to identify similar phases. For a short time after initial contact, the ankle joint plantarflexes (mean maximum plantarflexion angle of 9.74°) subjected to a plantarflexor joint moment; meanwhile, no moment is exerted on the MT joint, which decreases the small plantarflexion observed at the initial contact of the foot. Subsequently, once the foot sole has landed on the floor, the ankle and MT joints dorsiflex subject to an increasing dorsiflexor moment. This rising phase corresponds to the MSP. This phase can be split into two phases with

approximately constant angular velocity each: phases 1 and 2. At the ankle, the angular velocity during phase 1 is higher than that during phase 2, opposite to the MT joint. Also, the length of the phase 1 at the MT joint is longer than that at the ankle joint. In the last part of the stance phase, both angle and moment at the ankle and MT joints decrease. This phase corresponds to the propulsion phase (phase 3). Finally, at the onset of the swing phase, the ankle and MT moments become plantarflexor before returning to zero.

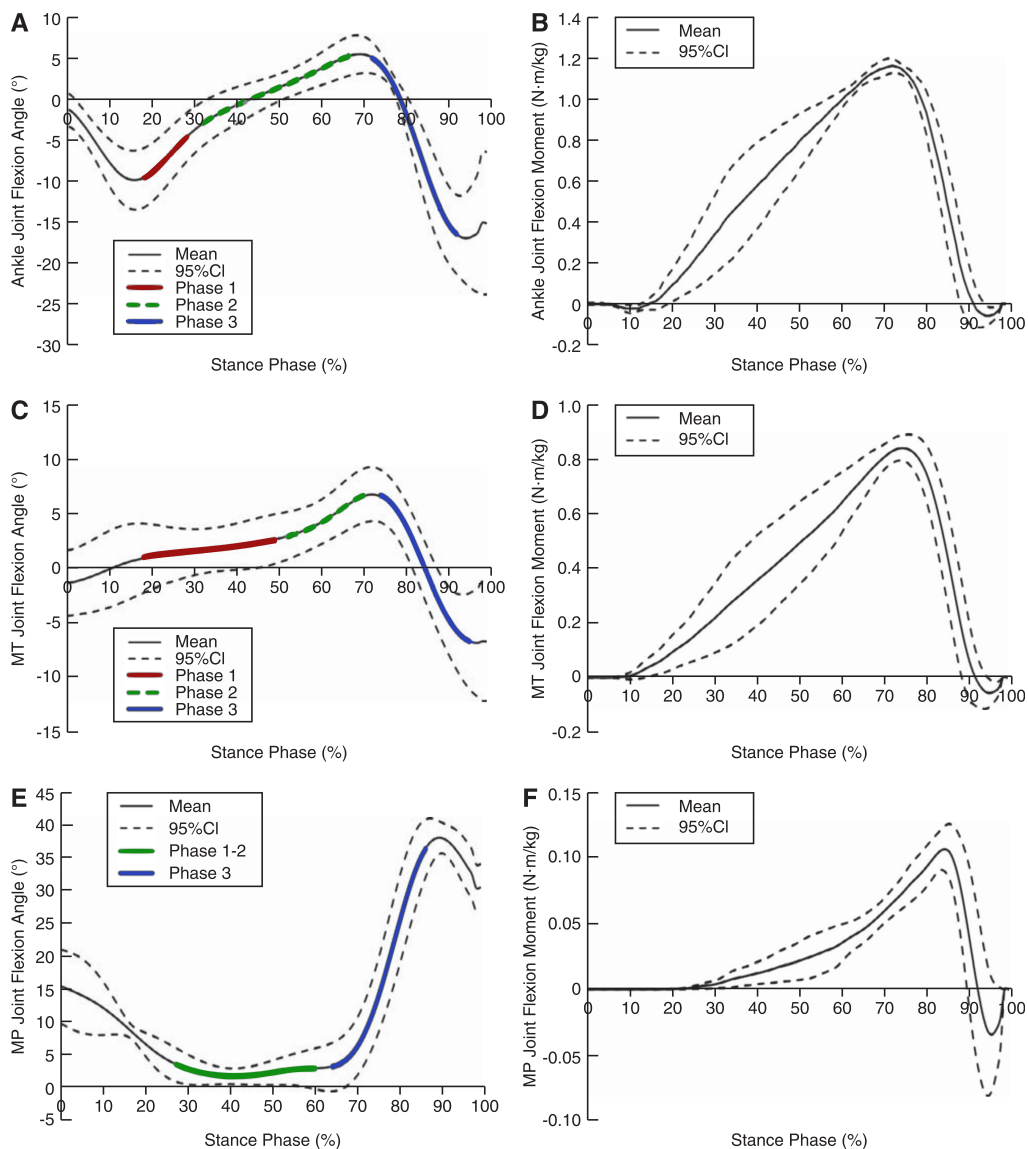


Figure 5.2. Graphical representation of data recorded during the trials (mean and 95% CI from all repetitions and subjects): (a) Flexion angle at the ankle joint during the stance phase, and

definition of phase 1,2 and 3; (b) Flexion moment at the ankle joint during the stance phase; (c) Flexion angle at the MT joint during the stance phase, and definition of phase 1,2 and 3; (d) Flexion moment at the MT joint during the stance phase; (e) Flexion angle at the MP joint during the stance phase, and definition of phase 2 and 3; (f) Flexion moment at the MP joint during the stance phase.

The evolution of the mean flexion moment and flexion angle at the MP joint is different, but it is also possible to identify stance phases. First, the MP joint shows some dorsiflexion at the initial contact of the foot, which decreases while the joint moment is null, until the forefoot has landed on the floor. Subsequently, during the MSP, the MP joint flexion angle remains quite constant while being subjected to an increasing dorsiflexor moment. After that, the MP joint dorsiflexes and the joint moment increases faster than during the MSP. This corresponds to the propulsion phase.

Plots of the flexion moment versus flexion angle at the ankle, MT and MP joints, averaged throughout all of the repetitions and participants, are shown in Figures 5.3 through 5.5. Approximately linear relationships were observed between joint flexion moment and angle during different phases of the gait cycle at all of the joints. At the ankle and MT joints three phases (1, 2 and 3) with approximately constant stiffness ($R^2 > 0.98$) were identified during the gait cycle, named S(1), S(2) and S(3). The stiffnesses S(1), S(2) and S(3) obtained at the ankle joint were 2.73, 5.23 and 3.42 N·m/kg/rad, respectively, and 15.88, 3.90 and 4.64 N·m/kg/rad, at the MT joint.

At the MP joint, it was possible to observe only an approximately linear relationship ($R^2 > 0.97$) between joint flexion moment and angle during a phase analogous to phase 3 identified in the ankle and MT joints, with a stiffness of 0.11 N·m/kg/rad, named S(3).

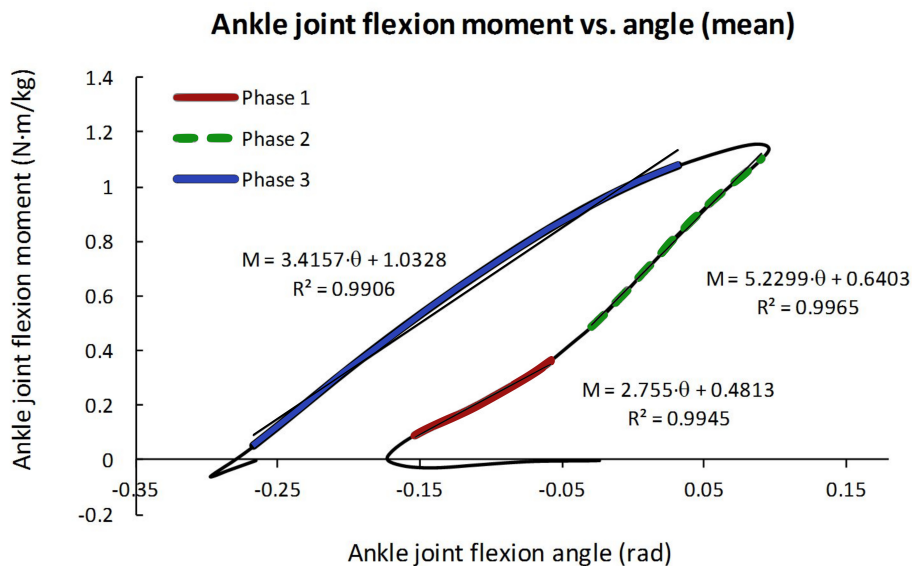


Figure 5.3. Flexion moment vs. flexion angle at the ankle joint, averaged throughout all repetitions and subjects. Dynamic stiffnesses obtained during the different phases, S(1), S(2) and S(3)

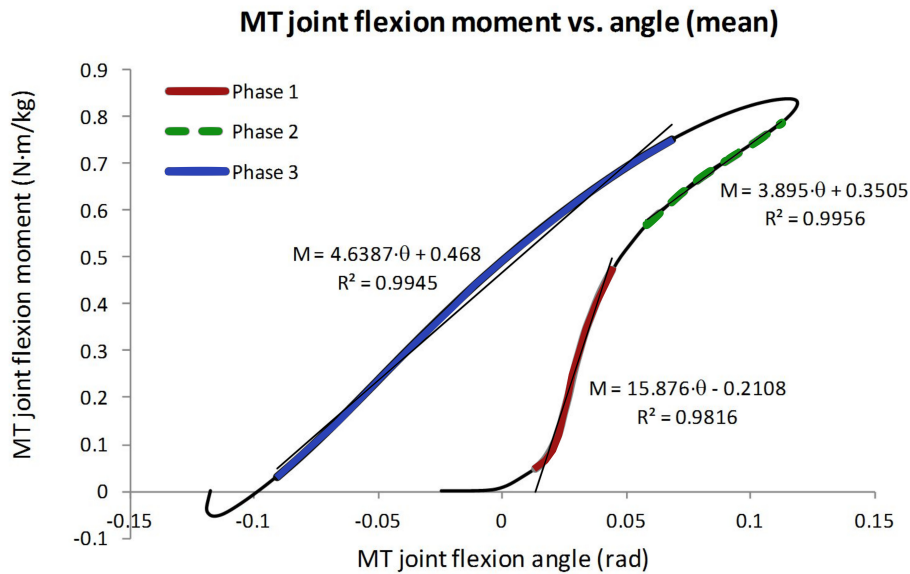


Figure 5.4. Flexion moment vs. flexion angle at the MT joint, averaged throughout all repetitions and subjects. Dynamic stiffnesses obtained during the different phases, S(1), S(2) and S(3)

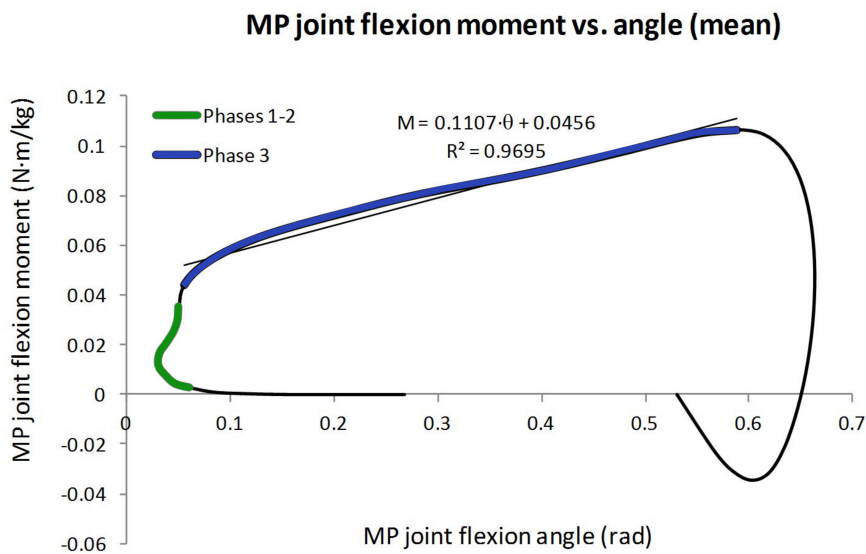


Figure 5.5. Flexion moment vs. flexion angle at the MP joint, averaged throughout all repetitions and subjects. Dynamic stiffnesses obtained during the phase 3, S(3)

At the ankle joint, phase 1 spans from forefoot contact to the beginning of tibia forward movement (19%-29% of the gait cycle), phase 2 spans until the heel rises half above the

ground (30%-69% of the gait cycle), and phase 3 spans until the foot loses contact with the ground (from 71%-90% of the gait cycle). At MT joint, phase 1 spans from forefoot contact to heel rise (19%-50% of the gait cycle), phase 2 spans until the heel rises half above the ground (51%-70% of the gait cycle), and phase 3 spans until the foot loses contact with the ground. At the MP joint, phase 3 is analogous to that at the MT joint.

Figure 5.6 shows the box-and-whisker plots of the dynamic stiffnesses of the ankle, MT and MP joints for each phase and each participant in the trials. For the ankle, the highest dispersion was observed for S(2) (mainly for participants 1 and 3). In contrast, the highest dispersion for the MT joint corresponded to S(1) (mainly for participants 3 and 4). This phase was found to be very variable from one trial to another, with highly non-linear relationship between the joint moment and joint angle (R^2 values reached 0.07 in some cases).

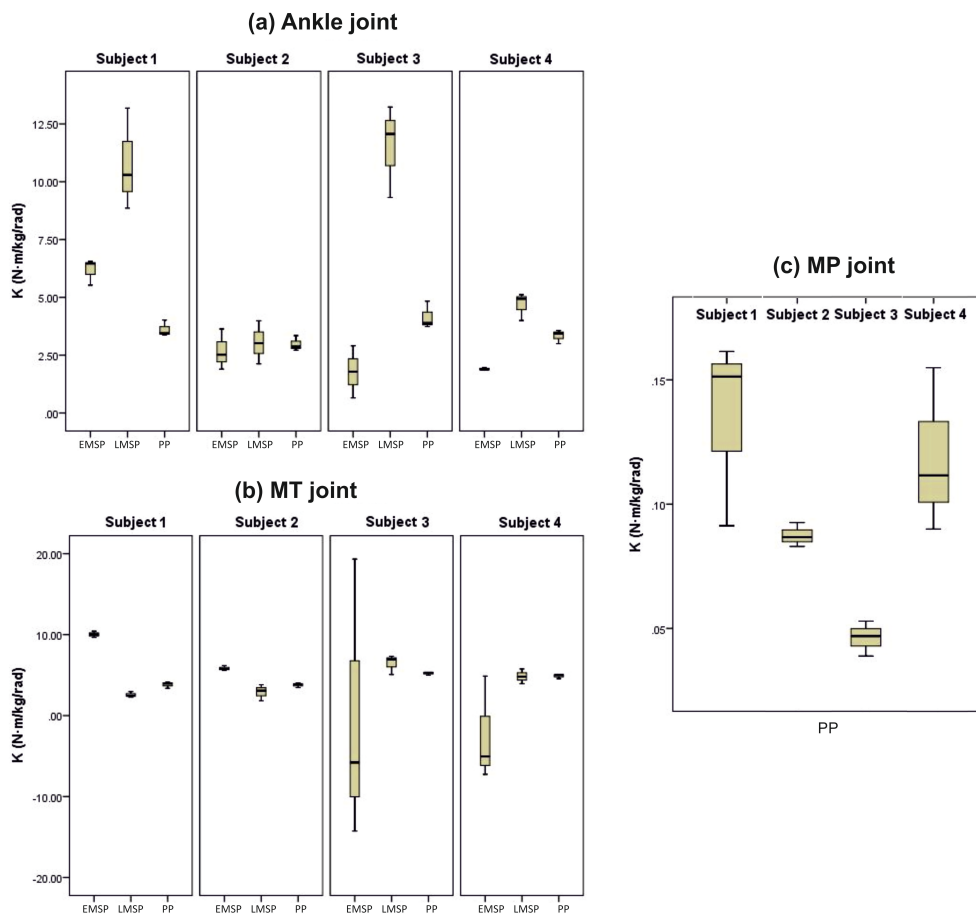


Figure 5.6. Box - and - whisker plots of the dynamic stiffnesses for each phase and for each subject in the trials: (a) ankle joint; (b) MT joint; (c) MP joint

For the ankle, the intraparticipant repeatability errors obtained from the corresponding analyses of the variance for the dynamic stiffnesses S(1), S(2) and S(3) were 2.17 N·m/kg/rad, 4.50 N·m/kg/rad and 1.16 N·m/kg/rad, respectively; and for the nonsplit S(1-2) was 2.36 N·m/kg/rad ($R^2 > 0.91$), smaller than that obtained for S(2). For the MT joint, the intraparticipant repeatability errors for S(1), S(2) and S(3) were 26.36, 2.61 and 0.82 N·m/kg/rad, respectively; and for the non-split S(1-2) was 4.44 N·m/kg/rad ($R^2 > 0.64$), smaller than that obtained for S(1). Finally, the intraparticipant repeatability error for the MP joint dynamic stiffness for S(3) was very small (0.0707 N·m/kg/rad).

Mean dynamic stiffnesses values are shown in Table 5.1. S(3) is the one with smallest SD in the dynamic stiffness between participants at all of the joints. At the ankle, S(2) has the highest value, and S(1-2) has a slightly smaller SD between participants than S(2). At the MT joint, S(2) has acceptable repeatability, and considering a unique S(1-2) has a quite small SD between participants, in opposition to the unacceptably high SD values observed for S(1). The SD of dynamic stiffness between participants at MP joint is also small, so that the dynamic stiffness during this phase has high repeatability.

Table 5.1. Mean values of dynamic stiffnesses (N·m/kg/rad) at the ankle, MT and MP joints during each stance phase for the 4 subjects of the study

Participant	Ankle Joint (N·m/kg/rad)				MT Joint (N·m/kg/rad)				MP Joint (N·m/kg/rad)
	S(1)	S(2)	S(3)	S(1-2)	S(1)	S(2)	S(3)	S(1-2)	S(3)
1	6.17	8.76	3.33	6.26	10.93	2.54	3.74	7.67	0.13
2	2.83	2.82	3.19	3.42	5.92	4.04	3.73	5.52	0.08
3	2.52	11.35	4.33	9.86	32.32	6.65	5.47	9.91	0.05
4	2.34	4.56	3.35	4.02	-6.69	4.78	4.91	7.04	0.15
Mean	3.47	6.87	3.55	5.89	10.62	4.50	4.46	7.53	0.10
SD	1.81	3.89	0.53	2.92	16.25	1.71	0.87	1.82	0.039

5.4. Discussion

In this study, dynamic stiffness at the ankle, MT and MP joints during walking was investigated. The results of this dynamic study provide unique information regarding the behavior of the MT and MP joints during normal walking. Regarding stiffness, looking at the total curves, the three joints showed highly nonlinear behavior, which was expected because muscle contraction can greatly affect the stiffness of those three joints during the different phases of the gait cycle. However, the curves present specific areas with close to linear behavior, making it possible to give numerical values for S(i).

Comparison of these findings to the work of other investigators is constrained because only the ankle was investigated in previous works and we did not find other studies investigating MT and MP joint stiffnesses. For the ankle joint, we were able to distinguish three stance phases with high R^2 values for linear curve fitting to the flexion moment-

angle relationship, that are in good agreement with previous results in the literature (Crenna & Frigo 2011; K Shamaei et al. 2013). According to these works, we found higher values for $S(2)$ than for $S(1)$ and $S(3)$. Dynamic stiffness increases from $S(1)$ to $S(2)$, helping to stabilize the ankle when the whole body weight is in a more anterior position with respect to the foot (30%-69% of the gait cycle). At this moment, ground reaction forces are supported only by the forefoot, thus making a strong dorsiflexion moment at the ankle joint, which is balanced by the combined effect of ligament stretching and contraction of muscles of the posterior leg. Dynamic stiffness of the ankle joint is at its maximum at this moment.

We also found a high intraparticipant and interparticipant variability in dynamic stiffness at the ankle, especially for $S(2)$. This finding agrees with the high SD values observed in previous works (Crenna & Frigo 2011; K Shamaei et al. 2013) during this phase, and could be explained by differences in contraction forces of the posterior leg muscles exerted by different individuals during the initial propulsive phase. Here, it is noticeable that we observed lower intraparticipant variability in stiffness when considering a unique $S(1-2)$, which is in agreement with previous works (Davis & DeLuca 1996; Houdijk et al. 2008; Sekiguchi et al. 2012). This is relevant when trying to use dynamic stiffness as a parameter to compare the dynamic behavior of the ankle under a specific condition or injury; significant differences between groups could be hidden in the case of high stiffness variability. For such goals, it seems more suitable to consider the ankle dynamic stiffnesses $S(3)$, $S(1-2)$ and/or $S(1)$. According to the present results, an effort to control the variability of dynamic stiffness would be desirable. In this sense, the effect of sex and age on dynamic stiffness of the ankle joint was investigated in a previous work (Crenna & Frigo 2011), not having identified significant differences. However, the variability of dynamic stiffness within groups was high, so that the effect of sex and age might be hidden because of improper control of the sample parameters, for example, body weight, height, the physical conditions or sportive habits.

We showed that at the MT joint, the flexion moment-angle curves are similar to those for the ankle, being possible to clearly identify three stance phases with an approximate constant stiffness: $S(1)$, $S(2)$ and $S(3)$. Opposite to the ankle joint, at the MT joint the phase 1 shows a lower angular velocity than the phase 2, which results in higher $S(1)$ than $S(2)$ and $S(3)$. These results can be interpreted clinically. During phase 1 the MT joint spans from forefoot contact to heel rise, the forefoot starts to support body weight and the arch tends to flatten. Under these circumstances, plantar soft tissues, muscles and plantar fascioligamentous structures contract and stretch, creating tensional force to stabilize the foot in the sagittal plane. This is when stiffness of the joint increases rapidly. This phase is followed by a different stiffness profile that spans from just before the beginning of heel rising until the heel rises half above the ground (51%-70% of the stance phase), with a stiffness, $S(2)$, smaller than that of the previous phase, $S(1)$. This is an interesting point, because it seems that once the heel rises from the ground, plantar soft tissue elements are no longer able to stabilize the midtarsal joint and it becomes less stiff, allowing for a higher contact area to distribute the body weight load being supported by a unique foot. This is contrary to what happens to the ankle when the stabilizing elements increase during heel-off due to sural triceps contraction making the

joint more stiff. From these results, it seems that the performance of the MT joint in terms of stiffness in the sagittal plane is variable during the stance phase of gait, which is in agreement with the classic podiatric medical interpretation of the foot as a mobile adapter or rigid lever during the gait cycle. However, we studied only healthy individuals, and more research is needed to study this mechanism in those with flatfoot or cavus feet (Kirby 1989; Phillips et al. 1996; Kirby 2001).

Similarly, as at the ankle joint, we observed a high dispersion of dynamic stiffness of the MT joint for $S(1)$, because of high variability from one trial to another and because of a highly nonlinear relationship between the joint moment and the joint angle. Considering a unique $S(1-2)$ decreases the intraparticipant repeatability error and provides a quite small SD between participants, so that it seems more suitable to consider the MT dynamic stiffnesses $S(3)$, $S(1-2)$ and/or $S(2)$.

The MP joint flexion moment-angle curves turned out to be quite different from those of the ankle and MT joints. It has been possible, though, to identify an approximately-linear relationship between joint flexion moment and angle during the propulsion phase (phase 3) of the MP joint. Dynamic stiffness during this phase is not high so that the joint moves into dorsiflexion easily. It might be interesting to study this curve in patients with hallux limitus or rigidus to look at differences in the stiffness behavior of this joint in these patients compared with healthy individuals. However, the MP joint moments during this phase are low because the antagonist foot is supporting most of the body weight, and the propulsion performed by this joint is low. The role of the MP joint during running is expected to be more important, because the propulsion required is higher and no simultaneous contact of both feet occurs in that case. Both intraparticipant repeatability error and SD between participants has been found to be very small, so that the dynamic stiffness during this phase is quite repeatable. In fact, this phase in the MP joint is the most repeatable phase for all analyzed joints.

Characterization of the joint stiffness of different foot joints during walking may help us understand the behavior of those joints from a clinical standpoint. If we look at the ankle, MT and MP graphs presented in this work, they can be interpreted as springlike joints with varying degrees of stiffness during the different moments of the stance phases of normal walking. This is quite notorious in the ankle and MT joints. As ground reaction forces increase on the forefoot during walking, dorsiflexion moments at the ankle and MT joint also increases. These moments are counterbalanced by plantarflexion moments exerted by soft tissues (muscles and fascioligamentous structures) at the posterior leg and plantar foot, increasing the stiffness of the ankle and MT joints, respectively. So, thinking in terms of springlike joints gives a more precise idea of the mechanical events that occur during stance phase and could explain the behavior of the foot as rigid lever in late stance instead of thinking in end-range motion or locking mechanisms in the tarsus. Obviously, the stiffnesses of these joints depend mainly on the integrity of the soft tissues helping to counterbalance the ground reaction forces acting on the forefoot.

The differences found in the dynamic stiffness of the ankle joint between participants could point to new ways of differentiating between normal and abnormal tight Achilles tendon, versus traditional static measurement goniometric techniques. The graphic

representation of dynamic stiffness at the ankle joint represents a more accurate scenario of dynamic ankle behavior regarding gastrocnemius or gastrocnemius and soleus tightening during walking.

The present study has some limitations. Because we used pressure platform for kinetic analysis, we did not consider the contact frictional forces to obtain the joint moments; however, previous works have shown that the magnitude of these forces do not significantly affect the joint flexion moment values (Rouhani et al. 2010). Also, the number of participants in the experiment is low; however, to minimize variability of the results, care was taken to control their characteristics: all of the participants were male and with the same approximate age and height. Although the mean stiffness values reported here might lack statistical power, the stiffness characterization of the different joints during the stance phase is relevant, as well as the repeatability observations, that for the case of the ankle agreed with previous works. The dynamic stiffness behavior described in herein is constrained to walking; other activities (running, jumping, etc.) might present different patterns that should be investigated.

The results of this study may serve as a basis for future studies to investigate the dependence of the dynamic joint stiffnesses identified for the different foot joints on different parameters, such as the age, sex, weight and height. Also, these results highlight the importance of properly controlling the samples in future studies aimed to investigate the role of dynamic stiffness in different foot abnormalities and how this could be used in the design of prostheses, orthoses or preplan surgical interventions for the foot and ankle.

5.5. Declaration of conflicting interests

The author(s) declared no potential conflicts of interest with respect to the research, authorship, and/or publication of this article.

5.6. Funding

The author(s) received no financial support for the research, authorship, and/or publication of this article.

5.7. References

- Bruening DA, Cooney KM, Buczek FL. 2012. Analysis of a kinetic multi-segment foot model. Part I: Model repeatability and kinematic validity. *Gait Posture*. 35:529–534.
- Canseco K, Long J, Smedberg T, Tarima S, Marks RM, Harris GF. 2012. Multisegmental foot and ankle motion analysis after hallux valgus surgery. *Foot Ankle Int*. 33:141–147.
- Crenna P, Frigo C. 2011. Dynamics of the ankle joint analyzed through moment-angle loops during human walking: Gender and age effects. *Hum Mov Sci*. 30:1185–1198.
- Davis RB, DeLuca PA. 1996. Gait characterization via dynamic joint stiffness. *Gait Posture*. 4:224–231.

- DeVita P, Hortobagyi T. 2000. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol* (Bethesda, Md 1985). 88:1804–1811.
- Dixon SJ, Hinman RS, Creaby MW, Kemp G, Crossley KM. 2010. Knee joint stiffness during walking in knee osteoarthritis. *Arthritis Care Res* (Hoboken). 62:38–44.
- Faber FWM, Kleinrensink GJ, Buyruk HM, Mulder PGH, Stam HJ, Snijders CJ, Stoeckart R. 2000. Doppler imaging of vibrations as a tool for quantifying first tarsometatarsal joint stiffness. *Clin Biomech*. 15:761–765.
- Gabriel RC, Abrantes J, Granata K, Bulas-Cruz J, Melo-Pinto P, Filipe V. 2008. Dynamic joint stiffness of the ankle during walking: gender-related differences. *Phys Ther Sport*. 9:16–24.
- Grood ES, Suntay WJ. 1983. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng*. 105:136–44.
- Hamill J, Gruber AH, Derrick TR. 2014. Lower extremity joint stiffness characteristics during running with different footfall patterns. *Eur J Sport Sci*. 14:130–6.
- Houdijk H, Doets HC, van Middelkoop M, (Dirkjan) Veeger HEJ. 2008. Joint stiffness of the ankle during walking after successful mobile-bearing total ankle replacement. *Gait Posture*. 27:115–119.
- Jenkyn TR, Anas K, Nichol A. 2009. Foot segment kinematics during normal walking using a multisegment model of the foot and ankle complex. *J Biomech Eng*. 131.
- Kidder SM, Abuzzahab Jr. FS, Harris GF, Johnson JE. 1996. A system for the analysis of foot and ankle kinematics during gait. *IEEE Trans Rehabil Eng*. 4:25–32.
- Kirby KA. 1989. Rotational equilibrium across the subtalar joint axis. *J Am Podiatr Med Assoc*. 79:1–14.
- Kirby KA. 2001. Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function. *J Am Podiatr Med Assoc*. 91:465–487.
- Kuitunen S, Komi P V, Kyröläinen H. 2002. Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Med Sci Sports Exerc*. 34:166–173.
- Lark SD, Buckley JG, Bennett S, Jones D, Sargeant AJ. 2003. Joint torques and dynamic joint stiffness in elderly and young men during stepping down. *Clin Biomech*. 18:848–855.
- Leardini A, Benedetti MG, Berti L, Bettinelli D, Nativo R, Giannini S. 2007. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture*. 25:453–462.
- Leardini A, Benedetti MG, Catani F, Simoncini L, Giannini S. 1999. An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait. *Clin Biomech*. 14:528–536.
- Legault-Moore D, Chester VL, de Vries G. 2012. Multisegment foot kinematics during walking in younger and older adults. *J Clin Med Res*. 4:259–266.

- Leite DX, Vieira JMM, Carvalhais VOC, Araújo VL, Silva PLP, Fonseca ST. Relationship between joint passive stiffness and hip lateral rotator concentric torque. *Rev Bras Fisioter.* 16:414–21.
- Mauroy G, Schepens B, Willems PA. 2014. Leg stiffness and joint stiffness while running to and jumping over an obstacle. *J Biomech.* 47:526–35.
- Phillips RD, Law EA, Ward ED. 1996. Functional motion of the medial column joints of the foot during propulsion. *J Am Podiatr Med Assoc.* 86:474–486.
- Rattanaprasert U, Smith R, Sullivan M, Gilleard W. 1999. Three-dimensional kinematics of the forefoot, rearfoot, and leg without the function of tibialis posterior in comparison with normals during stance phase of walking. *Clin Biomech.* 14:14–23.
- Rouhani H, Favre J, Crevoisier X, Aminian K. 2010. Ambulatory assessment of 3D ground reaction force using plantar pressure distribution. *Gait Posture.* 32:311–6.
- Rouhani H, Favre J, Crevoisier X, Aminian K. 2012. Measurement of multi-segment foot joint angles during gait using a wearable system. *J Biomech Eng.* 134.
- Rouse EJ, Gregg RD, Hargrove LJ, Sensinger JW. 2013. The difference between stiffness and quasi-stiffness in the context of biomechanical modeling. *IEEE Trans Biomed Eng.* 60:562–568.
- Saraswat P, Andersen MS, MacWilliams BA. 2010. A musculoskeletal foot model for clinical gait analysis. *J Biomech.* 43:1645–1652.
- Sekiguchi Y, Muraki T, Kuramatsu Y, Furusawa Y, Izumi S-I. 2012. The contribution of quasi-joint stiffness of the ankle joint to gait in patients with hemiparesis. *Clin Biomech.* 27:495–499.
- Shamaei K, Sawicki GS, Dollar AM. 2013. Estimation of Quasi-Stiffness and Propulsive Work of the Human Ankle in the Stance Phase of Walking. *PLoS One.* 8.
- Shamaei K, Sawicki GS, Dollar AM. 2013. Estimation of quasi-stiffness of the human hip in the stance phase of walking. *PLoS One.* 8:e81841.
- Silder A, Heiderscheit B, Thelen DG. 2008. Active and passive contributions to joint kinetics during walking in older adults. *J Biomech.* 41:1520–1527.
- Silder A, Whittington B, Heiderscheit B, Thelen DG. 2007. Identification of passive elastic joint moment-angle relationships in the lower extremity. *J Biomech.* 40:2628–2635.
- Söderkvist I, Wedin PA. 1993. Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *J Biomech.* 26:1473–7.
- Tateuchi H, Tsukagoshi R, Fukumoto Y, Oda S, Ichihashi N. 2011. Dynamic hip joint stiffness in individuals with total hip arthroplasty: relationships between hip impairments and dynamics of the other joints. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 26:598–604.
- Zeni JA, Higginson JS. 2009. Dynamic knee joint stiffness in subjects with a progressive increase in severity of knee osteoarthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 24:366–71.

Capítulo 6

Variability of the dynamic stiffness of foot joints. Effect of gait velocity variation

Artículo en revisión en Foot & Ankle Research. No es posible incluir la versión pre-print hasta que no haya concluido el proceso de revisión

Variability of the dynamic stiffness of foot joints. Effect of gait velocity variation.

Enrique Sanchis-Sales¹, J.L. Sancho-Bru², Alba Roda-Sales², Javier Pascual-Huerta³

¹ Facultad de Enfermería y Podología, Universidad de Valencia.

² Departamento de Ingeniería Mecánica y Construcción, Universitat Jaume I.

³ Clínica del Pie Elcano

Abstract

Background: Comparison of dynamic stiffness of foot joints was previously proposed to investigate pathological situations with changes in the properties of muscle and passive structures. Samples must be controlled to reduce the variability within groups being compared, which may arise from different sources, such as gait speed or foot posture index (FPI). **Methods:** In this work, variability in the measurement of the dynamic stiffness of ankle, midtarsal and metatarsophalangeal joints was studied in a controlled sample of healthy adult male subjects with normal FPI, and the effect of gait velocity variation was analyzed. In Experiment I, dynamic stiffnesses were obtained in three sessions, five trials per session, for each subject, taking the mean value across trials as representative of each session. In Experiment II, five trials were considered at slow, comfortable, and fast velocities. **Results:** Results showed similar inter- and intra-session errors and intra-subject errors within sessions, indicating the goodness of using five trials per session for averaging. Intra- and inter-subject variability data provided can be used to select the sample size in future comparative analyses. Significant differences with gait speed were observed in most dynamic stiffnesses considered, with a general rise when gait speed increased, especially at the midtarsal joint, this being attributed to an active modulation produced by the central nervous system. **Conclusions:** Differences from gait speed were higher than intra- and inter-session repeatability errors for the propulsion phases at the ankle and midtarsal joints, comparative analyses at these phases needing a more exhaustive control of gait speed to reduce the required sample size.

Capítulo 7

Effect of static foot posture on the dynamic stiffness of foot joints during walking

Influencia de la postura del pie sobre la rigidez de la columna medial durante la marcha

Artículo en revisión en Gait & Posture. No es posible incluir la versión pre-print hasta que no haya concluido el proceso de revisión

Effect of static foot posture on the dynamic stiffness of foot joints during walking

Enrique Sanchis-Sales¹, J.L. Sancho-Bru², Alba Roda-Sales², Javier Pascual-Huerta³

¹ Facultad de Enfermería y Podología, Universidad de Valencia.

² Departamento de Ingeniería Mecánica y Construcción, Universitat Jaume I.

³ Clínica del Pie Elcano

Abstract

This study aims to analyse the dynamic stiffness of foot joints during gait in the sagittal plane in feet with different static foot postures, to better understand the role of static foot posture in the development of lower limb injuries. Seventy healthy adult male subjects with different static postures, assessed by the Foot Posture Index (FPI) (30 normal, 20 highly pronated and 20 highly supinated), were recruited. Kinematic and kinetic data were recorded using an optical motion capture system and a pressure platform, and dynamic stiffness at the different stages of the stance was calculated from the slopes of the linear regression on the flexion moment-angle curves. The effect of foot type on dynamic stiffness and on ranges of motion and moments was analysed using ANOVAs and post-hoc tests, and linear correlation between dynamic stiffness and FPI was also tested. Highly pronated feet showed a significantly lower range of motion at the ankle and metatarsophalangeal joints and also a higher range of moments at the metatarsophalangeal joint than highly supinated feet. Dynamic stiffness during propulsion was significantly higher at all foot joints for highly pronated feet, with positive significant correlations with the squared FPI. Highly supinated feet showed higher dynamic stiffness than normal feet, although to a lesser extent. Normal gait of highly pronated feet seems to be affected by a poorer plantarflexor force capability of triceps surae muscle, being normal feet the most balanced regarding work generated and absorbed.

Capítulo 8

Discusión y conclusiones

Abreviaturas

AB:	Abducción
ACP:	Análisis de componentes principales
AD:	Aducción
EV:	Eversión
FD:	Flexión dorsal
FP:	Flexión plantar
gdl:	Grados de libertad
IN:	Inversión
IPP:	Índice postural del pie
MF:	Articulación metatarsofalángica
MT:	Articulación mediotarsiana

9.1. Discusión general

Los resultados que se presentan en esta tesis son la culminación de todo el trabajo de investigación realizado desde septiembre de 2013 con el objetivo de estudiar la rigidez de las articulaciones de la columna medial del pie durante la marcha. Debido al formato de esta tesis, como compendio de artículos, cada uno con su propia identidad, los resultados detallados de estos trabajos ya han sido discutidos en los respectivos capítulos de la tesis. La discusión que se presenta a continuación, por tanto, no pretende ser exhaustiva sino que pretende sintetizar los hallazgos más relevantes en relación con el objetivo planteado.

La revisión del estado del arte ha permitido evidenciar las carencias en los estudios biomecánicos desarrollados hasta la fecha en relación a la caracterización dinámica de las articulaciones del pie durante la marcha. En particular, aunque son muchos los trabajos en la literatura que analizan el miembro inferior durante la marcha, son escasos los que abordan el análisis de las articulaciones del pie, más allá del tobillo. Los pocos trabajos que se pueden encontrar utilizan, en general, un tamaño muestral pequeño, arrojando resultados con una alta variabilidad, y generando cierta controversia, sobre todo en lo que respecta al comportamiento de la articulación mediotarsiana (MT). Actualmente existen modelos multisegmentales del pie que pueden ser utilizados para un análisis más riguroso y detallado de la dinámica del pie, si bien todavía existe el problema de cómo distribuir las componentes de fricción de las fuerzas reactivas entre los diferentes segmentos del pie en contacto con el suelo. Por otra parte, los estudios que encontramos en la literatura son poco sistemáticos, centrándose en el análisis comparativo de unos pocos parámetros específicos, como rangos o valores de pico, dada la complejidad de analizar simultáneamente la evolución temporal de las rotaciones y los momentos articulares en el pie. Las técnicas de reducción dimensional como el análisis de componentes principales (ACP), podrían ser de utilidad en este sentido, si se confirma la existencia de coordinación entre los diferentes grados de libertad (gdl) de las articulaciones del pie durante la marcha, no explorada hasta ahora. Otra forma de reducir la complejidad del problema dinámico es analizando la evolución de la rigidez

dinámica durante la fase de apoyo de la marcha, herramienta que ha sido ya utilizada en la literatura en otras articulaciones del miembro inferior. Asimismo, sería interesante investigar diferencias en los patrones de marcha en población sana en relación a las articulaciones del pie, lo cual podría ayudar a comprender por qué determinados sujetos desarrollan patologías a lo largo de los años y otros no. Finalmente, por la facilidad de su utilización en clínica, la postura estática del pie es muy utilizada como indicador del comportamiento dinámico del pie, por lo que es interesante estudiar la relación entre dicha postura estática, por ejemplo mediante el índice postural del pie (IPP), y el comportamiento dinámico del pie durante la marcha. Este análisis ayudaría a profundizar en el conocimiento sobre el comportamiento de las estructuras blandas en los diferentes tipos de pie, con el objetivo de poder conocer mejor la etiopatogenia de diferentes patologías.

En base a la revisión del estado del arte en cuanto a modelos multisegmentales del pie se refiere, para el desarrollo de los capítulos 2 al 7 se ha utilizado una adaptación del modelo de Bruening (Bruening et al. 2012), con un marcador adicional para considerar seis gdl también en la articulación metatarsofalángica (MF), al igual que en tobillo y articulación MT. Con este modelo, y a partir del seguimiento de los marcadores mediante un sistema de 8 cámaras infrarrojas Vicon© disponible por el grupo de investigación *Biomecánica y Ergonomía*, ha sido posible registrar la cinemática durante la marcha en dichas articulaciones. Asimismo, para el registro de los pares articulares sólo se ha tenido en cuenta la componente normal de la fuerza reactiva, ya que sólo se disponía de una plataforma de presiones Podoprint© (en la clínica del doctorando), no disponiendo el grupo de plataforma dinamométrica. Para la segmentación de los esfuerzos normales se ha considerado la posición anteroposterior de los centros articulares considerados sobre la plataforma de presiones. Las curvas obtenidas de este modelo correspondientes a evolución temporal de rotaciones y momentos en las diferentes articulaciones son similares a las obtenidas en otros trabajos de la literatura (MacWilliams et al. 2003; Stebbins et al. 2006; Leardini et al. 2007; Lundgren et al. 2008) Además, los momentos articulares reportados para el tobillo son muy similares a los obtenidos en otros trabajos considerando los esfuerzos de fricción (A E Hunt et al. 2001), lo que sugiere que el error por no haber considerado las fuerzas de fricción en el cálculo de los pares articulares no es grande, y que por tanto los resultados reportados en los diferentes trabajos de esta tesis son suficientemente representativos de su comportamiento real. Con todo, queda pendiente de análisis el efecto real de las fuerzas de fricción sobre los momentos en las articulaciones MT y MF.

En el capítulo 2 se aborda la descripción del comportamiento de la articulación MT durante la marcha, dado que dentro de la columna medial es la articulación que más debate ha levantado en las últimas décadas (Nester et al. 2001; Kevin A Kirby 2002; Nester et al. 2002; Nester & Findlow 2006; Root ML, Orien WP 2012) existiendo cierta controversia acerca de cómo se comporta esta articulación durante actividades dinámicas. El estudio se realiza sobre una muestra controlada de sujetos adultos, de edad $27,13 \pm 3,82$ años, hombres y con IPP normal, caminando por un pasillo de 7 m a velocidad confortable. El análisis se realiza a partir de la representación gráfica de la evolución temporal de rotaciones y momentos articulares. En primer lugar es reseñable

que los resultados presentados muestran un intervalo de confianza más estrecho que el mostrado en otros estudios (Nester 2009; Nester et al. 2014), demostrando la importancia que tiene el control de la muestra. La evolución de rotaciones y momentos articulares muestra un patrón bastante diferente en cada plano de movimiento, lo que viene a reforzar que la articulación MT puede moverse virtualmente en cualquier dirección, flexión dorsal (FD)/flexión plantar (FP), aducción (AD)/abducción (AB) e inversión (IN)/eversión (EV), dependiendo de los esfuerzos (internos y externos) a que sea sometida (Kevin A Kirby 2002). En los planos frontal y transversal los movimientos articulares permanecen estables durante gran parte de la fase de apoyo, actuando la tensión generada en las estructuras blandas plantares como sistema de fijación. Los mayores momentos articulares se dan en el plano sagital en FD (ocho veces mayores que en los otros planos), siendo este comportamiento muy similar al mostrado por el tobillo en otros estudios (Öunpuu et al. 1996; Liu & Lockhart 2006; Schache & Baker 2007). La articulación está sujeta a momentos en FD durante la gran parte de la fase de contacto, con un momento máximo justo después de que el talón se haya levantado del suelo, y generando una tendencia al hundimiento o colapso del arco longitudinal interno durante la fase de apoyo medio y la propulsión. Desde un punto de vista clínico, es importante entender que estos momentos en FD deben ser contrarrestados por momentos en FP generados por los tejidos blandos plantares, por tanto cuanto mayor sean estos momentos dorsiflexores mayor serán las fuerzas contráctiles y tensionales de las estructuras musculoligamentosas plantares. Quizá este punto pueda estar relacionado con la formación de patologías en la musculatura intrínseca del pie. El momento articular en el plano frontal tiene una magnitud mucho menor que el observado en el plano sagital y tiende a mover el pie en pronación durante el periodo de apoyo medio. El momento en el plano transversal es prácticamente nulo durante el periodo de apoyo medio y presenta cierta actividad en la propulsión. En cualquier caso, los momentos en los planos frontal y transversal parecen tener una importancia clínica mucho menor que el que se produce en el plano sagital.

En el capítulo 3 se presenta una descripción detallada de la dinámica (cinemática y cinética) de tobillo y articulaciones MT y MF durante la marcha para la misma población considerada en el capítulo 2. Dicha descripción se realiza a partir de la representación gráfica de la evolución temporal de rotaciones y momentos articulares como la realizada en el capítulo 2, pero además se presentan los estadísticos de los parámetros característicos que permiten describir dichas curvas (rango, valores inicial y final, máximos y mínimos relativos e instantes en que se dan). Los perfiles de las gráficas obtenidas son similares a las de trabajos previos (A E Hunt et al. 2001; MacWilliams et al. 2003; Bruening et al. 2012; Nester et al. 2014; Rouhani et al. 2014; Saraswat et al. 2014; Buldt et al. 2015), lo que valida el método utilizado en esta tesis. Y los datos presentados en este estudio son más completos que los publicados en trabajos previos, y además presentan menor desviación estándar respecto a otras investigaciones (Hunt & Smith 2004; Rouhani et al. 2012). Se ha podido observar que los perfiles de las gráficas en tobillo y articulación MT son muy similares, lo cual significa que ambas son funcionalmente parecidas. Este hallazgo demuestra que el tríceps sural contrarresta los momentos en FD de tobillo (producidos por las fuerzas reactivas del suelo) de forma comparable a como lo hace la fascia plantar sobre la articulación MT, sugiriendo la

existencia de una relación mecánica entre los gastrocnemios y sóleo con la fascia plantar (K A Kirby 2002; Kirby 2008; Maceira & Monteagudo 2014; Pascual Huerta 2014). Los estadísticos reportados para los parámetros descriptivos identificados en las curvas cinemáticas y cinéticas son de utilidad clínica, pues permiten una comparación cuantitativa de la marcha de un nuevo sujeto con respecto de la muestra de sanos, a partir de la cual identificar posibles anomalías. El análisis jerárquico aplicado sobre los valores de dichos parámetros descriptivos ha permitido identificar tres patrones de marcha diferentes en la muestra de sujetos considerada. Las diferencias entre los patrones se han encontrado principalmente en los planos frontal y transversal, lo cual está de acuerdo con los resultados de trabajos que han estudiado anteriormente patrones en articulación de tobillo (Simonsen & Alkjær 2012). De los tres patrones identificados, los sujetos del patrón 2, el menos numeroso, utilizan mayor rango de movimiento de DF/PF en tobillo y mayor momento AB. Este hallazgo podría ser relevante clínicamente, pues estos sujetos estarían predispuestos a desarrollar patologías en el tobillo, y podría explicar porque algunos pacientes desarrollan daños articulares con el paso de los años y otros no. Los otros dos patrones en principio no parecen corresponder con situaciones anómalas, y por tanto pueden considerarse como patrones normales de marcha en sujetos sanos. Esta diversidad de patrones debería tenerse en cuenta a la hora de comparar la marcha de un sujeto después de una cirugía o tratamiento, al no existir un patrón único de normalidad. En ese sentido, se aporta además dos ecuaciones a partir de las cuales, a partir de los valores de 5 parámetros descriptivos, es posible clasificar a nuevos sujetos en unos de los tres patrones.

En los estudios biomecánicos de la marcha, como los acometidos en los capítulos 2 y 3, se han de manejar un elevado número de variables, lo que supone una dificultad añadida para su comprensión e interpretación, y poderles darle utilidad en la práctica clínica. Para intentar abordar este problema, en el capítulo 4 se ha testado el uso de la reducción dimensional mediante el ACP. La aplicación de este método a los registros de rotaciones y momentos, respectivamente, obtenidos en el capítulo 3 para la muestra de sujetos con IPP normal ha permitido reducir la dimensionalidad de 18 variables originales (9 rotaciones y 9 momentos) a 6 nuevas variables reducidas (3 rotaciones y 3 momentos). Las componentes principales o factores identificados para las rotaciones dan idea de la coordinación (sinergia) existente entre diferentes gdl durante la marcha, conteniendo la primera de las sinergias la conocida relación entre la AD e IN en tobillo y articulación MT (*supinación*). Las tres sinergias han mostrado tener una importancia similar, pues los porcentajes de varianza explicados son del mismo orden de magnitud. Las coordinaciones identificadas permiten ver que la marcha es un movimiento que se da principalmente en el plano sagital, ya que cada componente contiene la flexión de una articulación, quedando el movimiento en el resto de planos definido (coordinado) a partir de los valores de las flexiones. Por el contrario las componentes principales de los momentos muestran que la primera sinergia contiene los momentos en FP de las tres articulaciones, mientras que las otras dos tienen sinergias en los otros planos. No obstante, la importancia de la primera sinergia en la marcha es mucho mayor (mucho mayor porcentaje de varianza explicado), ya que los pares de flexión son los predominantes durante la marcha, estando esto de acuerdo con los resultados obtenidos en los capítulos previos, haciendo patente la mayor relevancia clínica de este plano y la

mayor implicación de todas las estructuras blandas, ya sean activas (musculatura extrínseca) o pasivas (ligamentos, musculatura intrínseca o cápsula articular, entre otros) a lo largo de la fase de apoyo, para la formación de patologías.

Los factores identificados en el capítulo 4 para la muestra de sujetos sanos también se han utilizado en el mismo capítulo para analizar las diferencias en la dinámica durante la marcha del pie normal y del supinado. Para ello, las puntuaciones de dichos factores se han calculado para la muestra de sujetos con IPP normal, y también para una muestra de sujetos con IPP supinado (y resto de características análogas), reduciendo por tanto las variables a comparar de 18 a 6. La comparación se ha realizado sobre un conjunto de parámetros descriptivos de la evolución temporal de los factores de rotaciones y momentos, de forma análoga a lo realizado en el capítulo 3 sobre las curvas de rotaciones y momentos en la muestra de sujetos con IPP normal. En la comparación se han constatado diferencias significativas entre las tres componentes de los ángulos articulares, pero que se deben principalmente a un offset debido a las diferencias en la postura de referencia entre pies normales y supinados. El uso de diferentes posturas de referencia es un punto crítico para poder comparar los resultados entre los trabajos publicados, por ello sería interesante establecer un criterio único, de tal manera que la comparación de los resultados entre estudios fuera más fácil, una posible solución sería considerar la posición neutra de calcáneo en apoyo, que es fácilmente valorable y permitiría la estandarización del método. Lo que sí se ha podido apreciar es que los pies supinados muestran un retraso para alcanzar su valor mínimo de inversión, es decir requieren más tiempo que los normales para alcanzar su pico de máxima eversión, en sintonía con trabajos previos (Powell et al. 2011; Buldt et al. 2015). Dado que en este trabajo no se han constatado diferencias en la movilidad utilizada en el plano sagital para los pies supinados, pero que en literatura (Justine et al. 2016) se ha reportado un menor rango de movilidad en dicho en pies supinados que en normales, ello supone que los pies supinados utilizan valores de FD/FP más cercanos a sus límites, predisponiéndolos a padecer lesiones al forzar los ligamentos a absorber el impacto durante la marcha. También se ha podido constatar que el grado de independencia utilizado en las flexiones en pies supinados es menor que en los normales, lo que puede indicar una menor capacidad de adaptación. Finalmente, el modelo utilizado no ha detectado diferencias en los pares en el plano transversal sobre el tobillo por la aplicación del peso más lateralmente en pies supinados genere diferencias significativas en los pares en el plano transversal en el tobillo, pero se espera que las genere sobre las articulaciones talocrural y subastragalina, predisponiendo al pie supinado a la aparición de esguinces, o lesiones en los tendones peroneos.

En el capítulo 5 se describe la evolución de la rigidez dinámica a flexión de las articulaciones de la columna medial durante la marcha para una muestra reducida de cuatro sujetos adultos sanos. De la representación de los momentos vs las rotaciones en el plano sagital en tobillo y articulaciones MT y MF ha sido posible identificar diferentes fases en las que la relación entre momento vs rotación es aproximadamente lineal, es decir, con rigidez dinámica constante. Para el tobillo se ha identificado una elevada relación lineal en tres fases, correspondientes al inicio y al final de la fase de apoyo medio, y a la fase de propulsión, en concordancia con los resultados de estudios previos

de otros autores (Crenna & Frigo 2011; Shamaei et al. 2013). La rigidez dinámica del pie es mayor durante la fase final del apoyo medio que en su fase inicial, ayudando a estabilizar el tobillo cuando el peso corporal se encuentra en una posición más anterior, momento en el cual las fuerzas reactivas son soportadas sólo por el antepié, generando un fuerte momento dorsiflexor sobre el tobillo que es contrarrestado por la acción combinada de ligamentos y contracción de los músculos posteriores de la pierna. Cabe señalar que se ha observado una elevada variabilidad intra e intersujeto en las rigideces dinámicas, especialmente para la fase final del apoyo medio, en sintonía con publicaciones anteriores (Crenna & Frigo 2011; Shamaei et al. 2013), y que la variabilidad disminuye si se estudia el tobillo mediante 2 fases, combinando las fases inicial y final del apoyo medio, tal y como describen algunos autores (Davis & DeLuca 1996; Houdijk et al. 2008; Sekiguchi et al. 2012). En consecuencia, se considera más adecuado para realizar futuros análisis comparativos el considerar la rigidez dinámica de la fase de propulsión y fase inicial de apoyo medio (o fase global de apoyo medio).

Para la articulación MT se identifican fases muy similares a las de tobillo, si bien en este caso la fase inicial de apoyo medio es la que muestra una rigidez más elevada, pudiéndose deber a que durante esta fase el antepié empieza a soportar todo el peso corporal, flexionando el arco y obligando a las estructuras plantares (ligamentos, músculos y fascia plantar) a incrementar su tensión para estabilizar el pie en el plano sagital. El final del apoyo medio muestra menor rigidez, que puede ser debida a que una vez que el talón se levanta del suelo las estructuras plantares no son capaces de seguir estabilizando la articulación, permitiendo una mayor área de contacto sobre la que distribuir el peso corporal que ha de ser soportado por un único pie. Por tanto la articulación MT, al igual que el tobillo, posee una rigidez variable, de acuerdo con la teoría clásica de que el pie se comporta como un adaptador móvil o una palanca rígida dependiendo de la fase del ciclo de la marcha (Kirby 1989; Phillips et al. 1996; Kirby 2001). En este caso la rigidez en la fase inicial del apoyo medio presenta una alta variabilidad, que se ve disminuida notablemente si se considera una única fase de apoyo medio. Por tanto, para estudiar la rigidez dinámica de la articulación MT se considera conveniente estudiar la fase de propulsión y fase final de apoyo medio (o fase global de apoyo medio).

La articulación MF presenta un comportamiento de rigidez diferente, habiéndose podido identificar sólo relación lineal entre momentos y rotaciones articulares durante la fase propulsiva. La rigidez dinámica en esta fase es bastante baja, por lo que la articulación se mueve en FD fácilmente, debido a la debilidad de la musculatura flexora, lo cual podría favorecer el desarrollo de diferentes deformidades, i.e. dedos en garra, hallux valgus, etc. El estudio de la rigidez dinámica de la articulación MF podría ser particularmente interesante en pacientes diabéticos para prevenir la formación de úlceras, así como en pacientes con hallux limitus o rigidus.

La caracterización de la dinámica del pie durante la marcha a partir de la observación de la rigidez articular puede ayudar a entender el comportamiento de las articulaciones de la columna medial desde un punto de vista clínico. Los momentos de FD generados por las fuerzas reactivas del suelo sobre el antepié durante la marcha son contrarrestados por los momentos de FP ejercidos por las estructuras blandas (músculos y estructuras

fascioligamentosas) de la parte posterior de la pierna y de la planta del pie, incrementando la rigidez de las articulaciones de tobillo y MT. De esta manera es sencillo entender cómo el pie pasa a ser una palanca rígida en el final del apoyo, sin necesidad de recurrir a la teoría del mecanismo de bloqueo articular del tarso.

Las diferencias encontradas en la rigidez dinámica de la articulación del tobillo entre sujetos podrían apuntar a nuevas formas de diferenciar entre estiramiento normal o anormal del tendón de Aquiles, frente a las técnicas goniométricas tradicionales de medición estática. La representación gráfica de la rigidez dinámica en la articulación del tobillo representa un escenario más preciso del comportamiento dinámico del tobillo con respecto al estiramiento del gastrocnemios o del sóleo durante la marcha. Por otra parte, el análisis de la rigidez dinámica podría ayudar a cuantificar el efecto de una cirugía sobre el pie, y poder valorar si en realidad se ha conseguido la corrección deseada. Existen trabajos que han estudiado el efecto del sexo y de la edad sobre la rigidez articular de tobillo (Crenna & Frigo 2011), no habiendo encontrado diferencias. Sin embargo, en dichos trabajos se puede observar una elevada variabilidad dentro de los grupos estudiados, de forma que el efecto del sexo y edad puede haber quedado enmascarado.

Atendiendo a la variabilidad encontrada en los valores de rigidez dinámica, queda en evidencia la necesidad de un control adecuado de la muestra y de las condiciones de ensayo para poder observar diferencias en la rigidez dinámica entre diferentes grupos de población o en diferentes situaciones. Por tanto, antes de acometer el estudio final de análisis del efecto de la postura estática del pie en la rigidez dinámica de las articulaciones durante la marcha, se planteó el estudio mostrado en el capítulo 6, para analizar la variabilidad intra e intersujeto, e intra e intersesión, y poder establecer así el número de repeticiones necesarias a promediar de cada medición, así como disponer información para establecer el tamaño muestral adecuado. El estudio se realizó sobre una muestra reducida de sujetos varones sanos con IPP normal, obteniéndose la rigidez dinámica en las diferentes fases para el tobillo y las articulaciones MT y MF en tres sesiones diferentes, y cinco ensayos por sesión, y considerándose para cada sujeto el valor medio de los cinco ensayos como representativo de cada sesión. Los resultados mostraron errores similares intra e intersesión, e intrasujeto dentro de las sesiones, corroborando la idoneidad de utilizar cinco ensayos por sesión para el promediado. La variabilidad intra e intersujeto proporcionada puede usarse para estimar el tamaño de la muestra en futuros estudios que comparen la rigidez dinámica entre grupos con fines clínicos. Por ejemplo, los valores de variabilidad obtenidos en la rigidez dinámica del tobillo durante la fase de propulsión han permitido estimar que el tamaño muestral necesario para encontrar diferencias del 10%, 20% y 50% en la rigidez dinámica entre grupos, con potencia estadística del 95%, sería de 166, 43 y 8 sujetos por grupo, respectivamente. Este hecho pone de manifiesto que, dependiendo de la magnitud de las diferencias existentes, el número de sujetos utilizado en trabajos anteriores podría haber sido insuficiente para detectar dichas diferencias.

En el mismo capítulo se analiza el efecto de la velocidad de marcha sobre la rigidez dinámica, como posible fuente de parte de la variabilidad intra e intersujeto detectada. Para ello se hizo caminar a los sujetos a tres velocidades diferentes: lenta, normal y

rápida. Con todo ello, se ha podido observar, por lo general, un incremento de la rigidez articular a medida que aumenta la velocidad de marcha, siendo este hecho más notable en la articulación MT. Estos resultados están de acuerdo a lo observado en un trabajo previo para la articulación del tobillo (Crenna & Frigo 2011), donde lo atribuían a una modulación activa por parte del sistema nervioso central, de forma que los músculos se activan para cambiar las propiedades mecánicas de las articulaciones de la extremidad inferior. Este hecho cobra mayor importancia en la articulación MT para evitar el colapso del arco longitudinal medial, poniendo de manifiesto el papel del músculo tibial posterior durante las actividades de carga. Las diferencias significativas se han encontrado en todas las fases consideradas menos en la fase inicial del apoyo medio en tobillo y en la fase de propulsión en la articulación MF. Estas fases muestran mayor dispersión entre sujetos, por lo que para detectar diferencias, si existen, se necesitaría mayor muestra. El efecto de la velocidad de la marcha sobre las gráficas de momentos vs rotaciones de las que se obtienen las rigideces también merece atención. Así, en el tobillo las curvas definen un lazo antihorario indicando que la musculatura plantarflexora sufre una contracción excéntrica, seguida por una contracción concéntrica, definiendo un área que crece a medida que la velocidad aumenta. Estos resultados están de acuerdo con estudios previos (Frigo et al. 1996), e indican la necesidad de una mayor contribución activa de estos músculos a mayor velocidad de marcha. Por el contrario, en las articulaciones MT y MF el lazo descrito es horario, ya que se da una contracción concéntrica seguida por una excéntrica, definiendo un área que no se modifica apreciablemente con la velocidad. Por tanto, parece que la musculatura plantarflexora en este caso absorbe el trabajo que representa el área del gráfico de forma parecida en las diferentes velocidades.

El estudio de la rigidez articular, se ha desarrollado en más profundidad en el capítulo 7, en el cual se compara, además de la cinemática y la dinámica, la rigidez de la columna medial del pie de pies con diferente IPP. Es habitual pensar que pies con posturas estáticas muy extremas predisponen a la aparición de patologías de la extremidad inferior (Buldt et al. 2015). Hasta la fecha únicamente se ha estudiado el efecto de la postura del pie sobre la cinemática durante la marcha. Por ello se realiza un último estudio comparando la rigidez articular en pies con diferente IPP, atendiendo a que el estudio de la rigidez articular es un método que permite un análisis global de rotaciones y momentos de forma simple, que puede ayudar a la interpretación clínica del papel de las estructuras blandas (músculos, ligamentos, etc) durante la marcha. El estudio se realiza sobre tres grupos de sujetos adultos varones sanos, con diferente IPP: normal, altamente pronados y altamente supinados.

El análisis de las curvas de rotaciones ha permitido identificar un menor rango de movimiento en tobillo y articulación MT en los pies altamente pronados, básicamente debido a un menor valor final de PF en la propulsión, que podría estar relacionado con el acortamiento del tríceps sural (Kirby 2008; Pascual Huerta 2014). En este sentido, cabría evaluar el abordaje terapéutico del tríceps sural en pacientes altamente pronados, tanto desde el punto de vista conservador como quirúrgico. Las gráficas de los momentos en los tres tipos de pies muestran que los pies altamente pronados generan mayores valores de pico de momentos articulares, probablemente debido a las diferencias en la

distancia entre el centro de presiones y los centros articulares, como consecuencia del menor rango de FD. Este hecho quizá explique la mayor incidencia del hallux limitus en pies altamente pronados que en el resto de pies (Kirby 2001).

Las gráficas de momentos vs rotaciones para los tres tipos de pies en las tres articulaciones son muy similares a las publicadas anteriormente (Shamaei et al. 2013; Sanchis-Sales et al. 2016), pero con valores de rigidez diferente en función del tipo de pie, siendo por tanto válida en todos los tipos de pie estudiados la teoría clásica de que el pie se comporta como un adaptador móvil o una palanca rígida dependiendo de la fase del ciclo de la marcha (Kirby 1989; Phillips et al. 1996; Kirby 2001). De la comparación de estas curvas se ha podido observar que los pies normales están más equilibrados en cuanto a trabajo neto en tobillo y articulación MT, mientras que los pies altamente pronados absorben más trabajo que el requerido durante la propulsión, lo cual les puede predisponer a mayor riesgo de daños (Golightly et al. 2014). En la articulación MF todos los tipos de pie presentan un trabajo neto negativo, que junto con la debilidad de la musculatura flexora, pueden ser las causas de la formación de deformidades digitales.

El análisis comparativo de la rigidez articular entre los diferentes tipos de pies considerados ha mostrado que las diferencias se dan básicamente en la fase propulsiva, con mayor rigidez en los pies altamente pronados, y menor en los pies normales. Esto es coherente con las diferencias en los rangos de movimiento antes comentadas y podría nuevamente estar relacionado con la menor capacidad plantarflexora de tobillo en contracción concéntrica que muestran los pies altamente pronados respecto de los normales (Snook 2001). Esto contrasta con la consideración clásica de que los pies altamente pronados son menos rígidos. Durante la fase propulsiva la musculatura plantarflexora está sujeta a contracción concéntrica, y la debilidad de esta musculatura en estas condiciones podría ser la causante de que el momento flexor decrezca en mayor medida que en los pies normales. Este acontecimiento podría ser más importante en la carrera o el salto, donde la propulsión adquiere más importancia. Por otra parte, los pies altamente supinados presentan mayor rigidez que los normales, pero en menor medida, consistentemente con las menores diferencias observadas tanto en rotaciones como en momentos articulares.

En resumen, en los diferentes trabajos realizados a lo largo de esta tesis se han podido observar las siguientes diferencias entre los pies con posturas extremas (altamente supinados y altamente pronados) y los pies normales en lo que respecta a su comportamiento dinámico durante la marcha:

- ✓ La coordinación cinemática durante la marcha es diferente en pies normales y altamente supinados, mostrando estos últimos menor grado de independencia en el plano sagital.
- ✓ Los pies altamente supinados necesitan mayor tiempo de pronación y flexión plantar para contactar todo el pie en el suelo que los pies normales.
- ✓ Los pies altamente pronados utilizan un menor rango de movimiento en el plano sagital en tobillo y articulación MF que el resto de pies.

- ✓ Los pies altamente pronados están sometidos a mayor rango de momentos en la articulación MT que el resto de pies.
- ✓ Los pies altamente supinados están sometidos a mayor rango de momentos en la articulación MF que los pies altamente pronados.
- ✓ En el tobillo, las gráficas de momentos vs rotaciones durante la fase de apoyo de la marcha describen un lazo en sentido antihorario en pies normales, y horario en pies altamente pronados.
- ✓ Los lazos descritos por las gráficas de momentos vs rotaciones en tobillo y articulación MT inscriben menor área en pies normales que con posturas extremas, estando por tanto los pies normales más equilibrados desde una perspectiva de trabajo realizado y absorbido durante la fase de apoyo de la marcha.
- ✓ Los pies altamente pronados muestran mayor rigidez dinámica que el resto de pies durante la fase propulsiva en todas las articulaciones de la columna medial estudiadas.
- ✓ Los pies altamente supinados adquieren mayores valores de rigidez que los pies normales durante la fase propulsiva, aunque esta diferencia es de menor magnitud que la observada entre los pies altamente pronados y el resto.

El análisis de las diferencias encontradas entre los pies con diferentes IPP permite señalar una serie de utilidades clínicas a considerar:

- ✓ Sería interesante la valoración del estiramiento de gastrocnemios y tendón de Aquiles a partir de la rigidez articular de tobillo, y no con las mediciones goniométricas convencionales.
- ✓ La diferencia en los valores de rigidez en la columna medial durante la marcha que muestran los diferentes tipos de pie plantea la conveniencia de estudiar el uso de materiales con diferentes niveles de rigidez para la confección de los soportes plantares en función del tipo de pie.
- ✓ Parece conveniente incluir de forma sistemática dentro del abanico terapéutico la pauta de ejercicios potenciadores de la musculatura flexora del pie, pues los resultados obtenidos apuntan a que podrían influir en la aparición de patologías.

9.2. Contribuciones

En esta sección se describen las principales contribuciones realizadas en esta tesis, si bien a lo largo de los capítulos se puede encontrar un análisis más detallado de las contribuciones específicas en relación al estudio presentado en cada capítulo.

- ✓ Se ha caracterizado el comportamiento dinámico de las articulaciones de la columna medial del pie (tobillo y articulaciones MT y MF) durante la marcha en sujetos varones adultos con IPP normal, atendiendo a métodos tradicionales:

- Se muestran gráficos con valores medios e intervalo de confianza de la evolución temporal de rotaciones y momentos articulares en los tres planos de movimiento.
- Se proporcionan valores estadísticos para los parámetros descriptivos (valores inicial y final, rangos, máximos y mínimos relativos, e instantes en que se dan) de la evolución temporal de rotaciones y momentos articulares en los tres planos de movimiento.
- Se han identificado tres patrones normales de marcha, y se proporcionan valores estadísticos de los parámetros descriptivos correspondientes. Asimismo, se han establecido dos ecuaciones que permiten clasificar a nuevos sujetos con IPP normal según dichos patrones de marcha.
- ✓ Se ha caracterizado el comportamiento dinámico de las articulaciones de la columna medial del pie (tobillo y articulaciones MT y MF) durante la marcha en sujetos varones adultos con IPP normal y altamente supinado, utilizando métodos de reducción dimensional:
 - Se han identificado tres sinergias cinemáticas y tres sinergias en los momentos articulares en pies con IPP normal, que permiten reducir la dimensionalidad del estudio de la dinámica del pie durante la marcha.
 - Se proporcionan valores estadísticos para los parámetros descriptivos (valores inicial y final, rangos, máximos y mínimos relativos, e instantes en que se dan) de la evolución temporal de las puntuaciones de los factores correspondientes a las sinergias identificadas, para pies con IPP normal y altamente supinado.
 - Se han identificado las diferencias entre pies con IPP normal y altamente supinado en base a estas sinergias: las dos primeras sinergias cinemáticas de pies altamente supinados muestran un retraso para alcanzar su valor mínimo, requiriendo mayor tiempo de pronación y flexión plantar para apoyar completamente el pie durante la marcha, y el grado de independencia de las articulaciones en el plano sagital en pies supinados es menor que en los normales.
- ✓ Se ha caracterizado el comportamiento dinámico de las articulaciones de la columna medial del pie (tobillo y articulaciones MT y MF) durante la marcha en sujetos varones adultos con IPP normal, altamente pronado y altamente supinado, atendiendo a la rigidez articular dinámica a flexión:
 - Se muestran gráficos con valores medios de momentos vs rotaciones articulares en pies con IPP normal, altamente pronado y altamente supinado. Los pies normales presentan menor área en las articulaciones de tobillo y MT, estando más equilibrados en cuanto a trabajo realizado y absorbido. Además, los pies altamente pronados presentan un rango de movimiento significativamente menor en tobillo y articulación MF, y su

rango de momentos es mayor en la articulación MF que los pies altamente supinados.

- Se han identificado diferentes fases en cada articulación en la que la rigidez dinámica es aproximadamente constante: fase inicial de apoyo medio y propulsión en tobillo, fase final de apoyo medio y propulsión en articulación MT, y fase de propulsión en articulación MF.
- Se dan valores de variabilidad de la rigidez articular para poder definir el tamaño muestral y el número de ensayos a considerar para cada sujeto: errores intra e intersujeto, e intra e intersesión.
- Se ha identificado el efecto de la velocidad de marcha en la rigidez articular: un aumento de velocidad supone un incremento de la rigidez articular durante la fase de propulsión, especialmente en la articulación MT.
- Se proporcionan valores estadísticos de la rigidez dinámica en dichas fases para pies con IPP normal, altamente pronados y altamente supinados.
- Se han identificado las diferencias en la rigidez dinámica entre pies con IPP normal, altamente pronado y altamente supinado: los pies altamente pronados presentan una rigidez dinámica significativamente mayor durante la propulsión en todas las articulaciones, correlacionada significativamente con el cuadrado del IPP. Y los pies altamente supinados muestran también mayor rigidez dinámica que los pies normales, aunque en menor grado.

9.3. Limitaciones

Las limitaciones de los resultados de cada artículo presentado en esta tesis se explican en los respectivos capítulos. A continuación se presenta un resumen con las principales limitaciones, describiendo el alcance del estudio con respecto al objetivo principal de describir el comportamiento dinámico de las articulaciones del pie.

- ✓ Para el cálculo de momentos articulares no se han considerado las fuerzas de fricción en el contacto con el suelo, si bien la comparación de los momentos obtenidos sobre el tobillo con los de estudios previos que sí las consideran (A. E. Hunt et al. 2001) sugiere que la no consideración de las fuerzas de fricción no afecta de forma significativa a los pares articulares.
- ✓ En el cálculo de los momentos se despreciaron los esfuerzos de inercia de cada segmento. No obstante, este aspecto tiene poca importancia durante la fase de apoyo considerada, y sería más relevante en la fase de oscilación.
- ✓ Los resultados descritos en esta tesis corresponden al comportamiento de población adulta, masculina sin patologías, no pudiendo ser generalizados a población anciana, pediátrica, mujeres o población sintomática.
- ✓ La muestra de sujetos utilizada en esta tesis puede presentar cierto sesgo, pues se ha obtenido a partir de pacientes, amigos o familiares del autor.

- ✓ El tamaño muestral considerado es limitado, sobre todo en relación al estudio del efecto de la velocidad y la variabilidad.
- ✓ La dinámica de las articulaciones del pie descrita está limitada a la marcha, por lo que otras actividades (correr, saltar, etc.) pueden presentar diferente comportamiento que se debería investigar.
- ✓ Los resultados presentados han sido obtenidos con un modelo que considera una segmentación específica, y una determinada postura de referencia, por lo que debe tenerse cuidado cuando se comparan con los resultados de otros estudios que utilicen otros modelos y/o postura de referencia.
- ✓ El modelo utilizado combina diferentes huesos en un mismo segmento, obviando el movimiento entre ellos. Esto es importante en el caso de la articulación mediotarsiana, que combina el movimiento de varias articulaciones (mediotarsiana, escafocuneanas y Lisfranc).
- ✓ El método utilizado para segmentar los esfuerzos, separa los segmentos mediante líneas rectas perpendiculares a la dirección de avance, lo cual puede introducir cierto error en sujetos que apoyen el pie con un alto grado de desviación.

9.4. Trabajos futuros

Esta tesis supone los primeros pasos dados dentro del grupo de Biomecánica y Ergonomía de la Universitat Jaume I en el campo del análisis de la marcha humana. Este trabajo pretende ser la semilla de futuros trabajos de investigación para los que será posible solicitar financiación aprovechando los resultados obtenidos en esta tesis. De esta manera se podrá adquirir el equipamiento necesario para mejorar los métodos utilizados y ampliar el alcance de la investigación y su aplicabilidad clínica. Se presenta a continuación el trabajo principal y más inminente de investigación a acometer, ya que el campo de estudio es tan amplio que una lista completa de todas las posibles investigaciones futuras sería demasiado extensa:

- ✓ Desarrollar un método/sistema para la segmentación de las fuerzas reactivas incluyendo las componentes de fricción.
- ✓ Ampliar el estudio de la rigidez de la columna medial del pie a los tres planos de movimiento, no limitándose al plano sagital.
- ✓ Estudiar la rigidez de la columna lateral del pie, para lo que habría de desarrollarse un modelo que divida el antepié en dos segmentos independientes.
- ✓ Analizar el papel de la musculatura extrínseca e intrínseca en las diferencias en la rigidez articular de los diferentes tipos de pie, mediante el registro adicional de la actividad EMG.
- ✓ Ampliar el estudio de la rigidez a diferentes poblaciones y actividades. Así habría que estudiar la rigidez en mujeres, niños y ancianos, y analizar cómo afecta el sexo y la edad. Además sería interesante considerar actividades habituales como la carrera, saltos o subir y bajar escaleras, entre otros.

- ✓ Asimismo debería confeccionarse una base de datos abierta en la que recoger los datos y poder aumentar así el número de sujetos y situaciones estudiadas. Esto haría posible una caracterización más completa del comportamiento dinámico del pie y facilitaría su utilización en la práctica clínica.
- ✓ Estudiar la rigidez articular de la columna medial en pacientes afectos de hallux limitus o rigidus, con acortamiento del tríceps sural o con tendinopatía aquilea.
- ✓ La modificación de la rigidez de uno o varios segmentos es una técnica quirúrgica frecuentemente aplicada para resolver determinadas patologías, si bien es incierto el efecto de estos tratamientos sobre la mecánica global del pie, y sobre la mecánica de la columna medial, por lo que sería interesante estudiar la rigidez dinámica de la columna medial pre y post tratamiento quirúrgico, por ejemplo del hallux valgus mediante técnica Lapidus.

9.5. Bibliografía

Bruening DA, Cooney KM, Buczek FL. 2012. Analysis of a kinetic multi-segment foot model. Part I: Model repeatability and kinematic validity. *Gait Posture*. 35:529–534.

Buldt AK, Levinger P, Murley GS, Menz HB, Nester CJ, Landorf KB. 2015. Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait Posture*.

Crenna P, Frigo C. 2011. Dynamics of the ankle joint analyzed through moment-angle loops during human walking: Gender and age effects. *Hum Mov Sci*. 30:1185–1198.

Davis RB, DeLuca PA. 1996. Gait characterization via dynamic joint stiffness. *Gait Posture*. 4:224–231.

Frigo C, Crenna P, Jensen LM. 1996. Moment-angle relationship at lower limb joints during human walking at different velocities. *J Electromyogr Kinesiol*. 6:177–190.

Golightly YM, Hannan MT, Dufour AB, Hillstrom HJ, Jordan JM. 2014. Foot Disorders Associated with Over-Pronated and Over-Supinated Foot Function: The Johnston County Osteoarthritis Project HHS Public Access. *Foot Ankle Int*. 35:1159–1165.

Houdijk H, Doets HC, van Middelkoop M, (Dirkjan) Veeger HEJ. 2008. Joint stiffness of the ankle during walking after successful mobile-bearing total ankle replacement. *Gait Posture*. 27:115–119.

Hunt AE, Smith RM. 2004. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clin Biomech*. 19:391–397.

Hunt AE, Smith RM, Torode M. 2001. Extrinsic muscle activity, foot motion and ankle joint moments during the stance phase of walking. *Foot ankle Int / Am Orthop Foot Ankle Soc [and] Swiss Foot Ankle Soc*. 22:31–41.

Hunt AE, Smith RM, Torode M, Keenan a. M. 2001. Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking. *Clin Biomech*. 16:592–600.

- Justine M, Ruzali D, Hazidin E, Said A, Bukry SA, Manaf H. 2016. Range of motion, muscle length, and balance performance in older adults with normal, pronated, and supinated feet. *J Phys Ther Sci.* 28:916–22.
- Kirby KA. 1989. Rotational equilibrium across the subtalar joint axis. *J Am Podiatr Med Assoc.* 79:1–14.
- Kirby KA. 2001. Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function. *J Am Podiatr Med Assoc.* 91:465–487.
- Kirby KA. 2002. Biomecánica del pie y la extremidad inferior II: artículos de Precision Intricast, 1997-2002. Payson, AZ: Precision Intricast.
- Kirby KA. 2002. Biomechanics of funcional hallux limitus. In: *Foot Low Extrem Biomech II Preci Intricast Newsletters.* Payson, AZ: Precision Intricast,; p. 141–49.
- Kirby KA. 2008. Relationship between Achilles tendon and plantar fascia tension. In: *Foot Low Extrem Biomech III Preci Intricast Newsletters.* Payson, AZ: Precision Intricast,; p. 100–101.
- Leardini A, Benedetti MG, Berti L, Bettinelli D, Nativo R, Giannini S. 2007. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture.* 25:453–462.
- Liu J, Lockhart TE. 2006. Comparison of 3D joint moments using local and global inverse dynamics approaches among three different age groups. *Gait Posture.* 23:480–485.
- Lundgren P, Nester C, Liu a., Arndt a., Jones R, Stacoff a., Wolf P, Lundberg a. 2008. Invasive in vivo measurement of rear-, mid- and forefoot motion during walking. *Gait Posture.* 28:93–100.
- Maceira E, Monteagudo M. 2014. Functional hallux rigidus and the Achilles-calcaneus-plantar system. *Foot Ankle Clin.* 19:669–99.
- MacWilliams BA, Cowley M, Nicholson DE. 2003. Foot kinematics and kinetics during adolescent gait. *Gait Posture.* 17:214–24.
- Nester C, Bowker P, Bowden P. 2002. Kinematics of the midtarsal joint during standing leg rotation. *J Am Podiatr Med Assoc.* 92:77–81.
- Nester CJ. 2009. Lessons from dynamic cadaver and invasive bone pin studies: do we know how the foot really moves during gait? *J Foot Ankle Res.* 2:18.
- Nester CJ, Findlow a, Bowker P. 2001. Scientific approach to the axis of rotation at the midtarsal joint. *J Am Podiatr Med Assoc.* 91:68–73.
- Nester CJ, Findlow AH. 2006. Clinical and experimental models of the midtarsal joint: proposed terms of reference and associated terminology. *J Am Podiatr Med Assoc.* 96:24–31.
- Nester CJ, Jarvis HL, Jones RK, Bowden PD, Liu A. 2014. Movement of the human foot in 100 pain free individuals aged 18-45: implications for understanding normal foot function. *J Foot Ankle Res.* 7:51.

- Õunpuu S, Davis RB, DeLuca PA. 1996. Joint kinetics: Methods, interpretation and treatment decision-making in children with cerebral palsy and myelomeningocele. *Gait Posture*. 4:62–78.
- Pascual Huerta J. 2014. The effect of the gastrocnemius on the plantar fascia. *Foot Ankle Clin*. 19:701–18.
- Phillips RD, Law EA, Ward ED. 1996. Functional motion of the medial column joints of the foot during propulsion. *J Am Podiatr Med Assoc*. 86:474–486.
- Powell DW, Long B, Milner CE, Zhang S. 2011. Frontal plane multi-segment foot kinematics in high- and low-arched females during dynamic loading tasks. *Hum Mov Sci*. 30:105–114.
- Root ML, Orien WP WJ. 2012. *Función normal y anormal del pie*. 1st ed. Barcelona: Editorial Base.
- Rouhani H, Favre J, Crevoisier X, Aminian K. 2012. Measurement of multi-segment foot joint angles during gait using a wearable system. *J Biomech Eng*. 134.
- Rouhani H, Favre J, Crevoisier X, Aminian K. 2014. A wearable system for multi-segment foot kinetics measurement. *J Biomech*. 47:1704–1711.
- Sanchez-Rodriguez R, Martinez-Nova A, Escamilla-Martinez E, Pedrera-Zamorano JD. 2012. Can the Foot Posture Index or their individual criteria predict dynamic plantar pressures? *Gait Posture*. 36:591–595.
- Sanchis-Sales E, Sancho-Bru JL, Roda-Sales A, Pascual-Huerta J. 2016. Dynamic Flexion Stiffness of Foot Joints During Walking. *J Am Podiatr Med Assoc*. 106:37–46.
- Saraswat P, MacWilliams B a., Davis RB, D'Astous JL. 2014. Kinematics and kinetics of normal and planovalgus feet during walking. *Gait Posture*. 39:339–345.
- Schache AG, Baker R. 2007. On the expression of joint moments during gait. *Gait Posture*. 25:440–452.
- Sekiguchi Y, Muraki T, Kuramatsu Y, Furusawa Y, Izumi S-I. 2012. The contribution of quasi-joint stiffness of the ankle joint to gait in patients with hemiparesis. *Clin Biomech*. 27:495–499.
- Shamaei K, Sawicki GS, Dollar AM. 2013. Estimation of Quasi-Stiffness and Propulsive Work of the Human Ankle in the Stance Phase of Walking. *PLoS One*. 8.
- Simonsen EB, Alkjær T. 2012. The variability problem of normal human walking. *Med Eng Phys*. 34:219–224.
- Snook AG. 2001. The Relationship between Excessive Pronation as Measured by Navicular Drop and Isokinetic Strength of the Ankle Musculature. *Foot Ankle Int*. 22:234–240.
- Stebbins J, Harrington M, Thompson N, Zavatsky A, Theologis T. 2006. Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children. *Gait Posture*. 23:401–410.