



Revista Española de Podología

www.elsevier.es/rep



ARTÍCULO ORIGINAL

Análisis cinético y cinemático de las articulaciones del mediopié durante la marcha en sujetos sanos: consideraciones clínicas



Enrique Sanchis-Sales^a, Joaquín Luis Sancho-Bru^b, Alba Roda-Sales^b y Javier Pascual-Huerta^{c,*}

^a Departamento de Podología, Universitat de València, Valencia, España

^b Departamento de Ingeniería Mecánica y Construcción, Universitat Jaume I, Castellón, España

^c Clínica del Pie Elcano, Bilbao, España

Recibido el 19 de septiembre de 2016; aceptado el 22 de octubre de 2016

Disponible en Internet el 17 de noviembre de 2016

PALABRAS CLAVE

Articulaciones del mediopié;
Cinética;
Cinemática;
Momentos del mediopié;
Movimiento del mediopié;
Fase de apoyo;
Marcha

Resumen

Introducción: No existe todavía suficiente evidencia en estudios clínicos respecto al comportamiento del mediopié en situaciones dinámicas como la marcha o la carrera. El presente estudio pretende analizar el comportamiento mecánico de las articulaciones del mediopié mediante un modelo multisegmental del pie, con especial atención a los momentos articulares y sus repercusiones clínicas.

Sujetos y métodos: Se realizó un estudio computarizado de la marcha sobre 30 sujetos adultos sanos ($27,13 \pm 3,82$ años) con un índice de postura del pie (FPI) neutro (entre 0 y +5). Se estimaron los ángulos y momentos articulares externos en 3 dimensiones mediante un modelo que considera 3 segmentos (antepié, retropié y hallux) y se analizó la evolución de dichas variables durante la marcha sobre la articulación del mediopié (articulación que conecta antepié y retropié) del pie derecho de todos los sujetos.

Resultados: Los mayores momentos articulares observados se dieron en el plano sagital en flexión dorsal produciendo una tendencia al colapso o aplanamiento del pie durante la fase de apoyo de la marcha. Los momentos articulares registrados en los planos frontal y transversal fueron de una magnitud mucho menor que la observada en el plano sagital y de menor relevancia clínica.

Discusión: El presente estudio aporta datos sobre el comportamiento mecánico de las articulaciones del mediopié en una muestra de 30 sujetos sanos con un FPI neutro. Este estudio

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: javier.pascual@hotmail.com (J. Pascual-Huerta).

KEYWORDS

Midfoot joints;
Kinetics;
Kinematics;
Midfoot joints
moments;
Midfoot joints
movement;
Stance phase;
Gait

muestra la importancia del estrés tensional al que se encuentran sometidas las estructuras blandas plantares durante la fase de apoyo de la marcha.

© 2016 Consejo General de Colegios Oficiales de Podólogos de España. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Kinetic and kinematic analysis of midfoot joints of healthy subjects during walking: Clinical considerations

Abstract

Introduction: There is not enough evidence in form of clinical studies regarding the behavior of the midfoot joints in dynamic situations such as walking or running. The present work aims to study the mechanical behavior 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 30 healthy male adult subjects (27.13 ± 3.82 years) 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: 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 seemed to have lower clinical relevance.

Discussion: The present study provides data about the mechanical behavior 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.

© 2016 Consejo General de Colegios Oficiales de Podólogos de España. Published by Elsevier España, S.L.U. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Introducción

Actualmente sigue existiendo controversia en cuanto al comportamiento mecánico normal y patológico de las articulaciones del mediopie durante situaciones dinámicas como la marcha y la carrera. A pesar de que se han descrito diversos modelos teóricos para describir el comportamiento de dichas articulaciones, especialmente de la articulación mediotarsiana o de Chopart¹⁻³, no existe todavía suficiente evidencia en forma de estudios clínicos acerca de cuál es el comportamiento mecánico real de estas articulaciones durante la marcha.

En los últimos años, los modelos multisegmentales han ganado gran popularidad en el estudio de la mecánica del pie en condiciones dinámicas. Estos modelos dividen el pie en diferentes segmentos como pierna, retropié, antepié, etc., y permiten estudiar el comportamiento mecánico de diferentes partes o segmentos del pie y tobillo de manera más precisa. Existen actualmente diversos modelos diferentes⁴⁻⁷ (que segmentan el pie de forma diferente) y sobre los que se han realizado estudios con los que ha sido posible un mejor entendimiento de la cinemática del pie^{8,9}. Sin embargo, la aplicación de valores cinéticos (momentos y potencias articulares) a estos modelos multisegmentales ha sido mucho más limitada por diversos problemas técnicos, principalmente en el registro de fuerza en cada segmento y en la

estimación de los centros articulares¹⁰⁻¹². Recientemente, Bruening et al.^{13,14} presentaron un modelo multisegmental del pie que utiliza la pierna como un segmento rígido (tibia y peroné) y, a su vez, divide el pie en 3 segmentos diferentes: retropié (calcáneo y astrágalo), antepié (escafoides, cuboides, cuñas y metatarsianos) y hallux. Este modelo, que utiliza 2 plataformas dinamométricas y 3 mediciones con diferente apoyo del pie sobre ellas, se ha mostrado válido para el estudio cinético del pie en 3 articulaciones: tobillo, articulación del mediopie y primera articulación metatarsofalángica (MTF)¹⁴.

Por otro lado, la mayor parte de los estudios cinéticos realizados «en laboratorio» hasta la fecha han estado limitados en su aplicación a la práctica clínica. Esta desconexión entre los resultados obtenidos en los estudios biomecánicos y su aplicación en el ámbito clínico ha sido históricamente una constante en el mundo de la biomecánica¹⁵. Gran parte de este problema radica en la dificultad para la interpretación del lenguaje físico y matemático en el que se expresan los datos obtenidos en el laboratorio y porque, a su vez, estos resultados expresados no resultaban intuitivos o de aplicación clínica inmediata para los profesionales médicos. Es evidente que esta falta de sintonía ha supuesto un obstáculo que ha ralentizado el avance de la biomecánica y la aplicación de tratamientos en el mundo clínico. Por todos estos motivos, este artículo pretende realizar un análisis

mecánico de las articulaciones del mediopié, con especial énfasis en las variables cinéticas, obtenidas en una muestra de sujetos normales, analizando de forma detenida las implicaciones clínicas de estos resultados.

Pacientes y métodos

Se realizó un estudio computarizado de la marcha en 30 sujetos varones sanos entre enero y marzo de 2015. Los sujetos del estudio fueron reclutados por el investigador principal (E.S.S.) de entre pacientes, amigos y familiares. Se incluyó únicamente a sujetos sanos sin problemas neuromusculares, diabetes o historia de cirugía previa en el pie y tobillo y cuyo índice de postura del pie (*foot posture index* [FPI]) se encontraba entre 0 y +5¹⁶, con objeto de evitar pacientes excesivamente pronados o supinados en el estudio. Todos los participantes firmaron un consentimiento informado para participar en el estudio, que fue previamente aprobado por el comité ético de la Universitat Jaume I (Castellón, España).

Todos los sujetos caminaron descalzos a su propia velocidad y ángulo de marcha a lo largo de un pasillo de 7 m de longitud. Antes de comenzar a recoger los datos los sujetos se familiarizaron con el proceso caminando varias veces a lo largo del pasillo. Los sujetos tenían que pisar con el pie derecho en la plataforma de presiones que estaba localizada en el centro del pasillo. Se les dieron instrucciones de que miraran hacia el frente y caminaran de la forma más natural posible, evitando mirar la plataforma para asegurar pisar con el pie derecho sobre ella, pues esto modificaría su marcha. Este proceso se repitió tantas veces como fue necesario hasta conseguir 5 capturas válidas en las que el pie derecho pisaba de forma natural en la plataforma, descartando todas las demás.

El análisis del pie incluyó una captura simultánea del movimiento (cinemática) y de la componente normal de las

fuerzas reactivas del suelo mediante una plataforma de presiones. El movimiento del tobillo, articulación del mediopié y MTF se grabó utilizando una adaptación del modelo multisegmental del pie propuesto por Bruening et al.¹³. El modelo considera la pierna como un segmento y divide el pie en 3 segmentos: retropié, antepié y hallux, que están conectados por las articulaciones del tobillo (que conecta el segmento retropié con el segmento pierna), articulación del mediopié (que conecta el segmento antepié con el segmento retropié) y MTF (que conecta el segmento hallux con el segmento antepié). El modelo utiliza 20 marcadores reflectantes colocados en puntos anatómicos concretos de la pierna y del pie de los sujetos de estudio (fig. 1). La posición tridimensional de estos marcadores durante la marcha se siguió utilizando un sistema de análisis de movimiento con 8 cámaras infrarrojas (Vicon® Motion Systems Ltd., Oxford, Reino Unido) operando a una frecuencia de 100 Hz. Las coordenadas de los marcadores en cada instante se usaron para obtener la posición y orientación de cada segmento concreto¹⁷ en cada instante. Finalmente, los ángulos articulares en cada instante de la marcha se calcularon tomando como referencia una postura estática correspondiente al sujeto en posición relajada en carga, capturada al comienzo de cada sesión. Los ángulos se obtuvieron usando la siguiente secuencia de rotaciones Cardan entre cada segmento proximal y distal¹⁸: 1) dorsiflexión/plantarflexión (DF/PF); 2) abducción/aducción (AB/AD), y 3) inversión/eversión (IN/EV). Para evitar distorsiones, todos estos datos cinemáticos fueron filtrados usando un filtro de paso bajo de 4.º orden con frecuencia de corte de 100 Hz.

Para obtener los momentos articulares del tobillo, articulación del mediopié y MTF se utilizaron los datos registrados mediante una plataforma de presiones junto con la localización tridimensional de los centros articulares obtenidos mediante el modelo de Bruening descrito anteriormente. La plataforma de presiones (0,40 m × 0,40 m, 40 × 40 celdas)



Figura 1 Sistema de marcadores utilizado para el análisis cinemático y cinético de los individuos.

Tabla 1 Tabla descriptiva de los datos antropométricos de los 30 sujetos de estudio

Edad (años)	Talla (cm)	Peso (kg)	Foot posture index (FPI)
27,13 ± 3,82	178 ± 6	78,18 ± 13,90	2,17 ± 1,53

registró los datos a 100 Hz (Podoprint®, Grupo Namrol, Barcelona, España) y estaba sincronizada con el sistema de cámaras infrarrojas. Los datos de las presiones fueron segmentados teniendo en cuenta las coordenadas de las células de contacto y la localización anteroposterior del tobillo, articulación del mediopié y MTF (por ejemplo, sobre el segmento hallux solo se consideran las presiones registradas en aquellas celdas con coordenadas más posteriores a las de la articulación MTF). De esta manera se pudo calcular en cada segmento la componente normal de las fuerzas reactivas del suelo junto con el correspondiente centro de presiones (CoP). Para calcular los momentos sobre una determinada articulación, se consideran las fuerzas de reacción (obtenidas a través de la plataforma de presiones) y el CoP sobre los segmentos distales a ella. Los momentos en 3 dimensiones se calcularon como el producto vectorial del vector que va del centro articular al CoP, por el vector de fuerza de reacción. Para este cálculo no se tuvo en cuenta el peso del pie, el efecto de la velocidad angular del pie ni el efecto de las aceleraciones angular y lineal del pie¹⁹⁻²¹. Los momentos articulares se expresaron en el sistema de coordenadas del segmento proximal. Para evitar distorsiones, todos estos datos cinéticos fueron filtrados usando un filtro de paso bajo de 4.º orden con una frecuencia de corte de 50 Hz. De acuerdo con otras publicaciones, los momentos articulares se normalizaron con respecto al peso corporal de cada participante^{19,20}. Los momentos articulares fueron reportados como momentos externos.

Se realizó un análisis descriptivo de los ángulos y los momentos articulares de DF/PF, AB/AD, e IN/EV de la articulación del mediopié durante la fase de apoyo de la marcha. Para ello, la media de las 5 capturas válidas de cada sujeto fue usada como valor de referencia para cada uno de los sujetos de estudio. Posteriormente, para la representación de los datos se utilizaron todos estos valores de referencia calculados en cada uno de los sujetos para calcular la media y el intervalo de confianza al 95%. Los valores se presentaron

en forma de gráfica en función del tiempo, expresado este como porcentaje de la fase de apoyo o contacto durante el ciclo de la marcha^{22,23}.

Resultados

Se incluyeron un total de 30 sujetos en el estudio. La [tabla 1](#) recoge el descriptivo de los datos antropométricos de la población de estudio, incluyendo el FPI de los sujetos. Las [figuras 2 y 3](#) recogen, para los 3 planos de movimiento, las gráficas de los momentos y ángulos articulares sobre la articulación del mediopié durante la fase de apoyo de la marcha, correspondiente al pie derecho de los sujetos incluidos en el estudio. En las gráficas se representa la media de todos los sujetos de estudio junto con el intervalo de confianza del 95% para cada valor de la gráfica.

De los momentos reportados en los planos sagital, transversal y frontal de la articulación del mediopié, los momentos en el plano sagital fueron los que presentaron mayor magnitud en comparación con los otros planos (aproximadamente 8 veces mayor que en los planos transversal y frontal). Este momento calculado en el plano sagital tiende a realizar dorsiflexión de la articulación del mediopié durante la fase de apoyo. Comienza aproximadamente al 10-15% de la fase de apoyo y aumenta progresivamente hasta aproximadamente la mitad de la fase propulsiva, cuando el talón ya se ha levantado del suelo. El movimiento de la articulación del mediopié fue en flexión dorsal durante todo el 75% inicial de la fase de apoyo, llegando a un pico máximo de flexión dorsal de $7,60^\circ \pm 1,81$ aproximadamente al 80% de la fase de apoyo, y finalmente se plantarflexiona al final del periodo propulsivo.

En el plano frontal, la gráfica de los momentos articulares de la articulación del mediopié mostró un momento pronador durante el primer 75% de la fase de contacto que aumenta progresivamente y que tiene su pico máximo

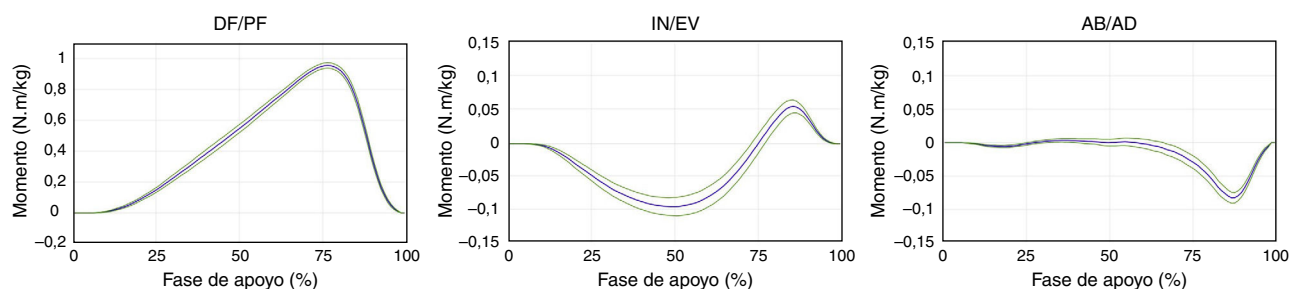


Figura 2 Gráfica de los momentos articulares de la articulación del mediopié durante la fase de apoyo de la marcha. La gráfica se ha obtenido como la media de todas las capturas realizadas a los 30 sujetos de estudio, con valores normalizados con respecto al peso corporal de cada sujeto. Se presenta la media de los momentos en los planos sagital, transversal y frontal junto con el intervalo de confianza al 95%. Flexión dorsal, inversión y abducción se consideran como valores positivos. Fíjese que se ha utilizado una escala mayor para presentar los momentos en los planos transversal y frontal por la diferencia en el rango de momentos.

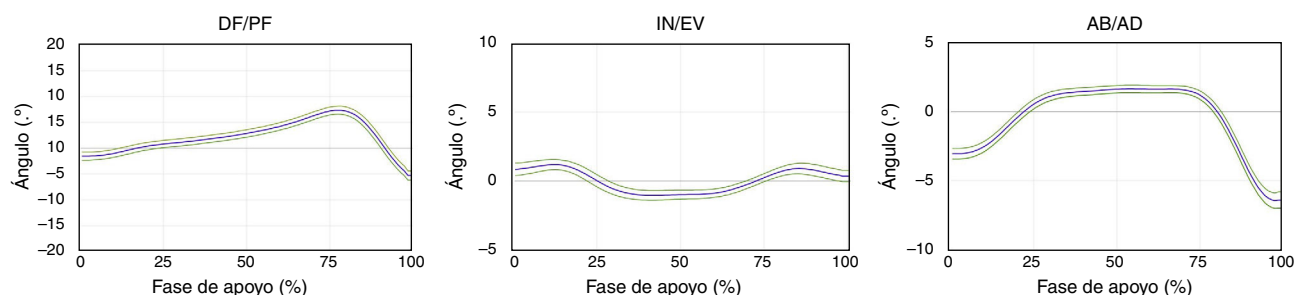


Figura 3 Gráfica de los ángulos articulares de la articulación del mediopié durante la fase de apoyo de la marcha. La gráfica se ha obtenido como la media de todas las capturas realizadas a los 30 sujetos. Se presenta la media del movimiento en los planos sagital, transverso y frontal junto con el intervalo de confianza al 95%. Flexión dorsal, inversión y abducción se consideran como valores positivos. Fíjese que se ha utilizado una escala mayor para presentar los ángulos en los planos transverso y frontal por la diferencia en el rango de movimiento.

aproximadamente en el 50% de la fase de apoyo. Posteriormente, este momento pronador fue decreciendo hasta hacerse supinador en la fase propulsiva. La magnitud de este momento es mucho menor que el observado en el plano sagital. El movimiento de la articulación del mediopié en el plano frontal fue en pronación desde el periodo de contacto de talón hasta el apoyo completo del antepié. Una vez realizado este movimiento de pronación en el periodo de contacto, la articulación del mediopié se mantuvo estable en esa posición durante todo el periodo de apoyo medio (pico máximo de pronación de $2,20^\circ \pm 1,77$) hasta ya entrada la fase propulsiva, en la que realizó un movimiento supinador.

En el plano transverso, los momentos estimados fueron prácticamente nulos durante la mayor parte de la fase de apoyo excepto en la fase propulsiva, en la que se observó un pico de momento abductor de baja magnitud comparado con los momentos en el plano sagital. El movimiento de la articulación del mediopié en el plano transverso fue en abducción entre el periodo de contacto de talón y apoyo completo de antepié. Posteriormente, la articulación del mediopié se mantuvo igualmente estable en esa posición levemente abducida sin movimiento durante todo el periodo de apoyo medio (pico máximo de abducción de $2,43^\circ \pm 1,02$) hasta la fase propulsiva, en la que realizó un movimiento de aducción.

Discusión

El término cinética se utiliza en biomecánica para describir la relación existente entre las fuerzas y el movimiento que se produce en las articulaciones. Las conexiones entre los huesos (articulaciones) no son totalmente rígidas, sino que permiten ciertos movimientos. Los movimientos articulares se producen por la acción tanto de fuerzas internas (derivadas de la actividad muscular, restricciones capsuloligamentosas o fuerzas resultantes del choque óseo) como de fuerzas externas (derivadas principalmente del peso corporal o reactivas del suelo). Para realizar un estudio cinético en biomecánica es necesario relacionar ángulos y momentos articulares. Los sistemas modernos de análisis de la marcha y la carrera utilizan el registro de datos cinemáticos (del movimiento articular) y datos cinéticos (principalmente de las fuerzas reactivas del suelo mediante plataformas de fuerza)

para calcular el momento articular neto sobre una articulación concreta. El momento articular neto es el resultado final de todas las fuerzas (internas y externas) actuantes sobre una articulación concreta. Desde el punto de vista matemático se define como el producto de la fuerza final multiplicado por la distancia perpendicular mínima al eje de giro. Clínicamente puede entenderse como la «tendencia» al giro que generan sobre dicha articulación el conjunto de fuerzas actuantes. En el presente estudio se han descrito los momentos articulares en 3 dimensiones de la articulación del mediopié que conecta el segmento antepié y retropié en el modelo multisegmental del pie descrito por Bruening et al.¹³ sobre población masculina adulta sana. Hasta la fecha, no tenemos constancia de estudios previos que hayan estudiado estas variables en sujetos adultos con una posición del pie neutra bajo criterios del FPI. No obstante, los datos de los momentos articulares obtenidos en el presente estudio son muy similares a los reportados por Bruening et al.¹⁴, quienes realizaron su estudio en 17 pacientes pediátricos con diferentes tipos de pie.

Los datos obtenidos muestran que los mayores momentos en la articulación del mediopié se produjeron en el plano sagital en flexión dorsal con un momento dorsiflexor muy elevado comparado con los momentos en los otros planos. Esta gráfica del momento dorsiflexor es muy similar a la gráfica del tobillo descrita en otros estudios²⁴⁻²⁶ si exceptuamos la parte inicial de contacto de talón. Según estos datos, las articulaciones del mediopié estarían sometidas a fuerzas dorsiflexoras durante prácticamente toda la fase de contacto, con un momento máximo justo después de que el talón se haya levantado del suelo. Este hallazgo puede observarse clínicamente como la tendencia a hundir o colapsar el arco longitudinal del pie durante el periodo de apoyo medio de la marcha (desde el contacto de talón hasta el levantamiento del talón), siendo mayor este hundimiento o colapso cuando el talón se levanta del suelo. Desde el punto de vista clínico es importante entender que este momento dorsiflexor debe ser controlado o contrarrestado por las fuerzas tensionales generadas en la musculatura y los ligamentos plantares (incluida la fascia plantar) que se oponen a este momento. Estas estructuras plantares frenan los momentos dorsiflexores en las articulaciones del mediopié realizando fuerzas plantarflexoras del antepié que evitan el colapso o hundimiento del arco. A mayores momentos

dorsiflexores sobre las articulaciones del mediopié, mayores serán las fuerzas tensionales a las que se someten las estructuras músculo-ligamentosas de la planta del pie. Es posible que este aspecto esté implicado en la génesis de patologías concretas como fascitis plantar, miositis del músculo abductor del hallux u otras miopatías en la musculatura intrínseca. Sería interesante valorar en futuros estudios prospectivos qué papel podrían tener estos momentos dorsiflexores en la aparición de patologías concretas en las partes blandas plantares.

Por otro lado, el movimiento de la articulación del mediopié en el presente estudio ha mostrado ser muy estable en los planos frontal y transversal durante el periodo de apoyo medio (desde el apoyo completo del antepié hasta el levantamiento del talón). De hecho, las gráficas de movimiento en estos planos muestran que la articulación del mediopié se mueve en pronación y abducción durante el contacto de talón. Una vez que se produce el apoyo completo de antepié, el movimiento en estos planos queda «estabilizado», manteniéndose en una posición relativamente fija durante todo el apoyo medio hasta que el talón se levanta del suelo, momento en el cual vuelve a producirse movimiento. No está claro cuál es el mecanismo exacto de este proceso, pero parece que la tensión generada en las partes blandas plantares debida al peso corporal durante la fase de apoyo de la marcha podría actuar como un sistema de fijación o de estabilización de las articulaciones del mediopié, especialmente en los planos transversal y frontal. Sin embargo, este proceso no ocurre en el plano sagital, en el que las articulaciones del mediopié continúan deformándose progresivamente hasta alcanzar un pico máximo de flexión dorsal de $7,60^\circ \pm 1,81$. Como ya hemos comentado, en este plano las magnitudes de los momentos son mucho mayores que en los otros planos.

Otro aspecto relevante del presente estudio es el estrecho intervalo de confianza que muestran las gráficas cinemáticas de los sujetos cuando son comparadas con otros estudios. Nester et al. han señalado la importante variación interindividual que existe en las gráficas del movimiento de las articulaciones del pie cuando se estudia a sujetos normales^{8,27}. Estos autores han indicado que muy posiblemente existan patrones cinemáticos muy diversos en pies que son clínicamente normales (asintomáticos). En el presente estudio se analizaron a 30 sujetos varones sanos (sin sintomatología en el pie o miembro inferior) que presentaban un FPI muy similar entre ellos y el intervalo de confianza obtenido parece ser más estrecho que el de otros estudios que no tuvieron este factor en cuenta. Sería igualmente interesante valorar en futuros estudios si las diferentes conformaciones del pie podrían influir en los patrones cinemáticos de los sujetos o si existen otros factores (como la activación neuromuscular) que dictan estas diferencias más allá de la posición del pie.

Este estudio presenta limitaciones y sus resultados deben tomarse con cierta cautela. En primer lugar, la muestra obtenida no se obtuvo de forma aleatoria sino por medio de conocidos, familiares o pacientes del primer autor (E.S.S.), por lo que la muestra de 30 sujetos normales utilizados para el presente estudio podría estar sometida a cierto sesgo de selección. En segundo lugar, como todos los modelos multisegmentales, el modelo agrupa varios huesos en un único segmento supuestamente rígido, y las descripciones cinemáticas y cinéticas que aquí se describen agrupan o combinan

el comportamiento mecánico de varias articulaciones de forma conjunta (p.e., el segmento retropié combina los movimientos de las articulaciones del tobillo y subastragalina). Este aspecto es especialmente importante en el estudio de las articulaciones del mediopié, en el que se pueden producir errores más o menos importantes al describir el movimiento del segmento antepié sobre el retropié en el que están juntando varias articulaciones a la vez⁷. En el presente estudio el segmento antepié combina las articulaciones mediotarsiana, escafo-cuneanas y de Lisfranc, por lo que el movimiento descrito en la articulación del mediopié resulta de la suma de todas estas articulaciones por separado. En segundo lugar, para el cálculo de los momentos articulares se utilizó una plataforma de presiones. Este sistema permite solo el cálculo del componente normal de las fuerzas reactivas del suelo, y no de las fuerzas de fricción. Esto es, permite el registro básicamente de las fuerzas reactivas del suelo en el plano sagital. Es por ello por lo que el cálculo de los momentos articulares en los planos frontal y transversal pueda estar sujeto a ciertas limitaciones. No obstante, Hunt et al. realizaron un estudio de los momentos articulares para tobillo, comparando los valores de los momentos articulares con y sin considerar las fuerzas de fricción, y encontraron que el valor de los momentos no se veía significativamente afectado por la consideración de las fuerzas de fricción²⁸. En el presente estudio se obviaron los datos relativos a la aceleración y velocidad del segmento pie. Entendemos que esto supone una limitación al estudio, aunque también entendemos que estos valores tienen una importancia mucho mayor en la fase de balanceo de la marcha y no en la fase de apoyo, en la que su magnitud, y por tanto su efecto, es mucho menor.

En conclusión, el presente estudio aporta datos cinéticos y cinemáticos de la articulación del mediopié durante la marcha a partir del uso de un modelo multisegmental del pie basado en el descrito por Bruening et al.¹³, obtenidos en una población masculina adulta sin sintomatología y con un FPI neutro. Los mayores momentos observados se producen en el plano sagital en flexión dorsal produciendo una tendencia al colapso o aplanamiento del pie, con el consiguiente estrés que estos momentos suponen en las estructuras blandas plantares. 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. Estos momentos parecen tener una importancia clínica mucho menor que el que se produce en el plano sagital.

Conflicto de intereses

Los autores no presentan conflictos de interés relevantes con el presente artículo.

Bibliografía

1. Elftman H. The transverse tarsal joint and its control. *Clin Orthop.* 1960;16:41-6.

2. Root ML, Orien WP, Weed JH, Hughes RJ. Normal and abnormal function of the foot. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corp.; 1977.
3. Nester CJ, Findlow A, Bowker P. Scientific approach to the axis of rotation at the midtarsal joint. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2001;91:68–73.
4. Kidder SM, Abuzzahab FS Jr, Harris GF, Johnson JE. A system for the analysis of foot and ankle kinematics during gait. *IEEE Trans Rehabil Eng.* 1996;4:25–32.
5. Leardini A, Benedetti MG, Berti L, Bettinelli D, Nativio R, Gianini S. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture.* 2007;25:453–62.
6. Carson MC, Harrington ME, Thompson N, O'Connor JJ, Theologis TN. Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: A repeatability analysis. *J Biomech.* 2001;34:1299–307.
7. Nester CJ, Liu AM, Ward E, Howard D, Cocheba J, Derrick T. Error in the description of foot kinematics due to violation of rigid body assumptions. *J Biomech.* 2010;43:666–72.
8. Nester C, Jarvis HL, Jones RK, Bowden PD, Liu A. Movement of the human foot in 100 pain free individuals aged 18-45: Implications for understanding normal foot function. *J Foot Ankle Res.* 2014;7:51, <http://dx.doi.org/10.1186/s13047-014-0051-8>.
9. Legault-Moore D, Chester VL, de Vries G. Multisegment foot kinematics during walking in younger and older adults. *J Clin Med Res.* 2012;4:259–66.
10. Bruening DA, Cooney KM, Buczek FL, Richards JG. Measured and estimated ground reaction forces for multi-segment foot models. *J Biomech.* 2010;43:3222–6.
11. Buczek FL, Walker MR, Rainbow MJ, Cooney KM, Sanders JO. Impact of mediolateral segmentation on a multi-segment foot model. *Gait Posture.* 2006;23:519–22.
12. Baker R, Robb J. Foot models for clinical gait analysis. *Gait Posture.* 2006;23:399–400.
13. Bruening DA, Cooney KM, Buczek FL. Analysis of a kinetic multi-segment foot model. Part I: Model repeatability and kinematic validity. *Gait Posture.* 2012;35:529–34.
14. Bruening DA, Cooney KM, Buczek FL. Analysis of a kinetic multi-segment foot model part II: Kinetics and clinical implications. *Gait Posture.* 2012;35:535–40.
15. Gheluwe BV, Kirby K. Research and clinical synergy in foot and lower extremity biomechanics. *Footwear Sci.* 2010;2:111–22.
16. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The foot posture index. *Clin Biomech.* 2006;21:89–98.
17. Söderkvist I, Wedin PA. Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *J Biomech.* 1993;26:1473–7.
18. Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Application to the knee. *J Biomech Eng.* 1983;105:136–44.
19. Crenna P, Frigo C. Dynamics of the ankle joint analyzed through moment-angle loops during human walking: Gender and age effects. *Hum Mov Sci.* 2011;30:1185–98.
20. Davis RB, DeLuca PA. Gait characterization via dynamic joint stiffness. *Gait Posture.* 1996;4:224–31.
21. Shamaei K, Sawicki GS, Dollar AM. Estimation of quasi-stiffness and propulsive work of the human ankle in the stance phase of walking. *PLoS One.* 2013;8:e5993.
22. Rousseeuw PJ, Croux C. Alternatives to the median absolute deviation. *J Am Stat Assoc.* 1993;88:1273–83.
23. Huber PJ, Ronchetti EM. Robust statistics. 2nd ed. New Jersey: Wiley; 2009.
24. Schache AG, Baker R. On the expression of joint moments during gait. *Gait Posture.* 2007;25:440–52.
25. Liu J, Lockhart TE. Comparison of 3D joint moments using local and global inverse dynamics approaches among three different age groups. *Gait Posture.* 2006;23:480–5.
26. Öunpuu S, Davis R, DeLuca PA. Joint kinetics: Methods, interpretation and treatment decision-making in children with cerebral palsy and myelomeningocele. *Gait Posture.* 1996;4:62–78.
27. Nester CJ. Lessons from dynamic cadaver and invasive bone pin studies: Do we know how the foot really moves during gait? *J Foot Ankle Res.* 2009;2:18, <http://dx.doi.org/10.1186/1757-1146-2-18>.
28. Hunt AE, Smith RM, Torode M. Extrinsic muscle activity, foot motion and ankle joint moments during the stance phase of walking. *Foot Ankle Int.* 2001;22:31–41.