

# Parámetros biomecánicos de la función del pie medidos en el consultorio del especialista en Ortopedia y Traumatología

**Jorge Castellini**

*Práctica privada, Ciudad Autónoma de Buenos Aires, Argentina*

## RESUMEN

**Introducción:** Los estudios dinámicos de la función del pie habitualmente se realizan en laboratorios de marcha de gran complejidad. El objetivo de este estudio fue analizar parámetros funcionales utilizando una plataforma de fuerza en una serie de pacientes asintomáticos evaluados en consultorios externos. **Materiales y Métodos:** Estudio de corte transversal que incluyó una serie consecutiva de pacientes asintomáticos voluntarios a quienes se les realizó una medición con una plataforma de fuerza (TekScan MatScan®, Boston, MA, EE.UU.) entre 2014 y 2020, en la Ciudad Autónoma de Buenos Aires, Argentina. **Resultados:** Se incluyeron 316 registros de 158 pacientes con mediciones bilaterales. La mayoría eran mujeres (66,5%) y el promedio de la edad era de 47 años (DE 16.1). Se evaluaron 14 variables, correspondientes a parámetros de fuerza, trayectoria y tiempo de contacto de la fuerza. El tiempo de contacto total fue de 0,79 segundos (DE 0,09), el *CoF time* según la región del pie fue del 20% en el talón, 26% en el mediopié y 46% en el antepié. El CPEI (*center of pressure excursion index*) fue del 16,55% (DE 7,14). **Conclusiones:** Se comunican los parámetros funcionales del pie en pacientes asintomáticos. Se midieron el tiempo de contacto del pie en el suelo, la fuerza (en talón, mediopié y antepié) y la trayectoria de la fuerza con una plataforma de fuerza. No se utilizaron radiaciones ionizantes. Estos hallazgos podrían ser utilizados como valores de referencia para detectar marchas patológicas.

**Palabras clave:** Fuerza; centro de fuerza; biomecánica; análisis de la marcha; trayectoria de fuerza; fuerza de reacción de la gravedad.

**Nivel de Evidencia:** II

## Biomechanical Parameters of Foot Function Measured in the Office of a Specialist in Orthopedics and Traumatology

**Introduction:** Dynamic studies of foot function are usually carried out in highly complex gait analysis laboratories. The objective of this study was to analyze functional parameters using a force platform in a series of asymptomatic patients evaluated in an outpatient clinic. **Materials and Methods:** Cross-sectional study, which included a consecutive series of volunteer asymptomatic patients who underwent a force platform measurement (TekScanMatScan®, Boston, MA, USA) between 2014 and 2020, in the City of Buenos Aires, Argentina. **Results:** 316 records were included, corresponding to 158 individuals with bilateral measurements. Most were women (66.5%), with a mean age of 47 years (SD 16.1). Fourteen variables were evaluated, corresponding to parameters of force, trajectory, and contact time. The total contact time was 0.79 seconds (SD 0.09), and the COF time according to the region of the foot was 20% in the heel, 26% in the midfoot, and 46% in the forefoot. The CPEI (Center of Pressure Excursion Index) value was 16.55% (SD 7.14). **Conclusion:** Foot functional parameters in asymptomatic patients are presented. The contact time of the foot on the ground, the force in the heel, midfoot, and forefoot, and the force trajectory were measured. No ionizing radiation was used. These findings could be used as reference values to detect pathological gaits.

**Keywords:** Force; center of force; biomechanics; gait analysis; force trajectory; ground reaction force.

**Level of Evidence:** II

Recibido el 4-4-2022. Aceptado luego de la evaluación el 9-5-2022 • Dr. JORGE CASTELLINI • jorgecastellini@gmail.com  <https://orcid.org/0000-0002-5665-480X>

**Cómo citar este artículo:** Castellini J. Parámetros biomecánicos de la función del pie medidos en el consultorio del especialista en Ortopedia y Traumatología. *Rev Asoc Argent Ortop Traumatol* 2022;87(6):756-764. <https://doi.org/10.15417/issn.1852-7434.2022.87.6.1557>

## INTRODUCCIÓN

El pie es una de las estructuras más dinámicas del cuerpo humano. El interjuego de fuerzas que permite la deambulación suele ser subestimado y, por lo general, se lo observa como una imagen de escultura, como si fuera una estructura estática.<sup>1</sup> Los estudios complementarios de diagnóstico utilizados suelen seguir esta dirección (radiografía, tomografía computarizada, resonancia magnética, impresión estática del pie en apoyo), pero no es habitual evaluar la biomecánica del pie, a pesar de su naturaleza eminentemente funcional.<sup>2</sup>

Se han publicado numerosos reportes en los que se evaluaron las presiones plantares con baropodometría tanto en pacientes asintomáticos como enfermos.<sup>3-5</sup> Pero ante los resultados tan variables, las presiones plantares tienden a ser utilizadas principalmente en pacientes diabéticos o neurológicos que tienen un riesgo más alto de sufrir ulceraciones.<sup>6</sup>

El análisis del centro de fuerza (*center of force*, CoF) para describir la trayectoria y el tiempo de contacto fue presentado por Jameson y cols., en 2006. Los autores observaron que había muy poca diferencia entre los valores de las mediciones de cinemática 3D con los análisis subjetivos de cuatro observadores. La confiabilidad intra- e interobservador era muy elevada y la división por áreas o regiones en el eje longitudinal (retropié, mediopié y antepié) permitía analizar el funcionamiento en cada región tanto en pacientes asintomáticos como en situaciones patológicas.<sup>7</sup> Chiu y Wang, en 2007, y Hagedorn y cols., en 2013, aportaron evaluaciones utilizando la medición de la trayectoria y velocidad del CoF.<sup>8,9</sup>

La mayoría de los estudios publicados sobre biomecánica de la marcha se llevaron a cabo en laboratorios de análisis de la marcha bajo condiciones ideales de trabajo, por el espacio físico, la cantidad de cámaras de captura, la plataforma de fuerza en un espacio de varios metros de largo y la tecnología para capturar y procesar datos.<sup>2,8-11</sup> Sin embargo, algunos parámetros funcionales podrían ser capturados con una plataforma de fuerza, en forma cuantitativa, en un espacio menor, como un consultorio externo.<sup>4,12</sup>

Aunque existen mediciones de la marcha con probada validez y confiabilidad que se pueden sumar a la evaluación clínica y de imágenes, no es una práctica habitual contar con este método de diagnóstico para el análisis del pie.<sup>13</sup>

El objetivo del estudio fue analizar los resultados de parámetros funcionales de la mecánica de la marcha durante la fase de apoyo del pie, capturados en el consultorio externo utilizando una plataforma de fuerza en una serie de pacientes asintomáticos.

## MATERIALES Y MÉTODOS

Se llevó a cabo un estudio de corte transversal, descriptivo de una serie consecutiva de pacientes asintomáticos voluntarios a quienes se les realizó una medición con una plataforma de fuerza entre 2014 y 2020, en el consultorio privado del autor, en la Ciudad Autónoma de Buenos Aires, Argentina.

Los criterios de inclusión fueron: pacientes asintomáticos a quienes se les solicitó voluntariamente realizar un estudio de la marcha, al margen del tipo morfológico de pie. Todos firmaron el consentimiento informado de confidencialidad para utilizar los datos para el análisis científico y la solicitud de permiso para publicar los datos recolectados conservando la absoluta privacidad de la identidad personal (respetando la Declaración de Helsinki).

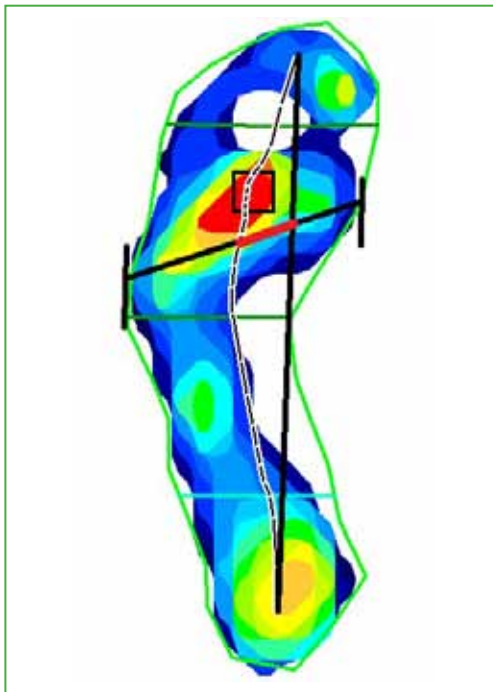
Los criterios de exclusión fueron: fractura o cirugía en los miembros inferiores en los últimos seis meses y enfermedades neurológicas.

### Medición baropodométrica

Para las mediciones se utilizó una plataforma de fuerza (TekScan MatScan®, Boston, MA, EE.UU.) de 5 mm de espesor y un área de 46 cm por 37 cm con 2288 sensores (1,4 sensores/cm<sup>2</sup>) con una velocidad de transmisión de 440 Hertz. Para la captura de datos, cada paciente efectuó un protocolo de inicio de dos pasos que demostró ser reproducible en otros estudios.<sup>14</sup> La prueba se repitió en cada paciente, se midieron cinco pasos del pie izquierdo y cinco pasos del pie derecho, con una adecuada validez y confiabilidad.<sup>15</sup>

Se empleó una plataforma de fuerza similar a la del protocolo del estudio Framingham,<sup>8</sup> para evaluar el movimiento del CoF durante la fase de apoyo. El índice de excursión del centro de fuerza (*center of pressure excursion index*, CPEI) representa la trayectoria de la fuerza durante la fase de apoyo (Figura 1).

La captura de datos estuvo a cargo de dos asistentes (SG y CO) con entrenamiento y capacitación para obtener datos de calidad. El estudio se repitió desde el comienzo si la captura era inadecuada o errónea.



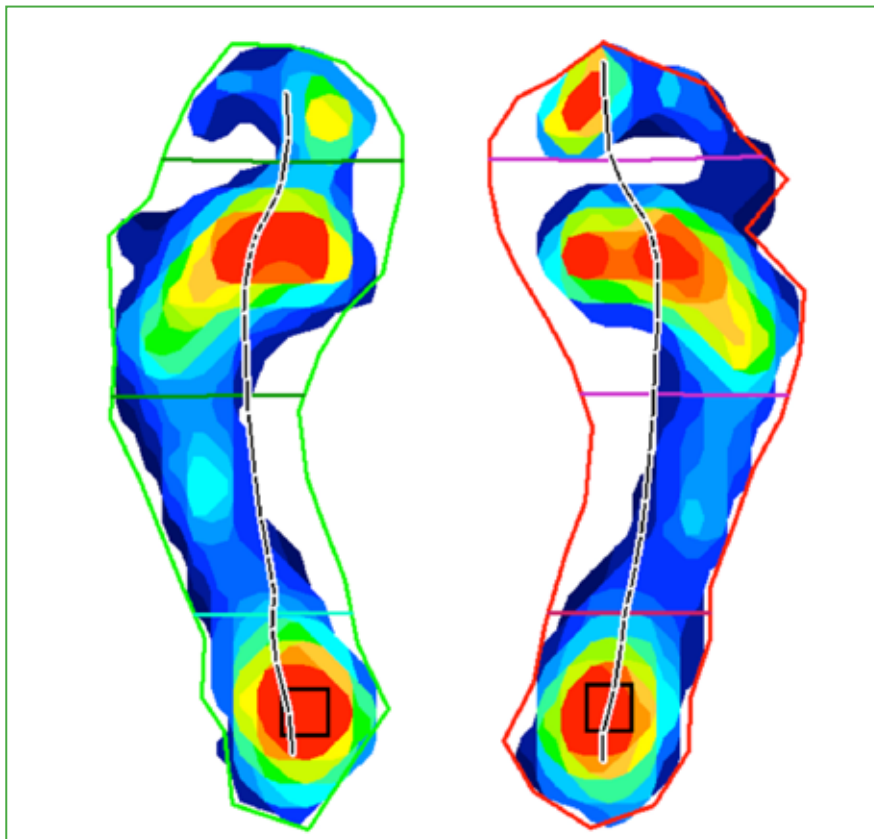
**Figura 1.** Índice de excursión del centro de fuerza medido en %. El centro de fuerza se observa en la línea de puntos. La línea del eje longitudinal se traza desde el punto de inicio del apoyo hasta el punto de despegue del pie. En el tercio distal o área metatarsiana, se traza una línea transversal que une ambos bordes del ancho del pie, medial y lateral. Luego, sobre esta línea transversal, se mide la distancia entre el centro de fuerza y la línea longitudinal, y se la divide por el total del largo de la línea transversal. El resultado es el índice de excursión del centro de fuerza medido en %. En general, los valores son positivos. Los valores más altos representan supinación y los más bajos, pronación.

### Descripción del sistema 3Box

3Box (TekScan MatScan®) es un programa informático que permite dividir el pie en tres áreas: talón, mediopié y antepié, descartando los valores a nivel de los dedos (Figura 2).<sup>12</sup> Mide la fuerza de reacción de la gravedad en relación con el tiempo (fuerza/tiempo) y solo captura la fase de apoyo del pie en el suelo. También normaliza valores de fuerza en porcentaje del peso corporal (%BW, por sus siglas en inglés) en las tres regiones y describe la trayectoria de la fuerza (CPEI). Se tomaron las siguientes mediciones:

- Tiempo de contacto (segundos): tiempo transcurrido desde el primer contacto del pie en el piso hasta el último contacto del mismo pie (este valor no se divide en regiones, toma todo el pie).
- CPEI (%): medida de la concavidad o desviación medial-lateral de la trayectoria del CoF en relación con el ancho del pie. Los valores son positivos.<sup>8</sup>
- *Heel Contact Time* (% contacto): tiempo transcurrido desde el primer contacto hasta el final del último contacto en el área del talón, definido por la *Heel Box* (área de talón).
- *Heel Maximum Force* (%BW): fuerza de carga máxima durante el contacto del talón, definido por la *Heel Box* (área de talón). El valor está normalizado.
- *Heel Maximum Force* (kg): fuerza de carga máxima durante el contacto con el talón (en kg), definido por la caja del talón. Son valores absolutos y no están normalizados como el anterior.
- *Heel CoF Time* (tiempo en %): tiempo transcurrido desde el primer contacto del CoF en el talón hasta que alcanza el límite anterior de la caja del talón.
- *Midfoot Contact Time* (% contacto): tiempo transcurrido (en %) desde el primer contacto hasta el final del último contacto en el mediopié, donde el mediopié se define entre el límite anterior de la caja del talón y el límite posterior de la caja del metatarso.

- *Midfoot Maximum Force (%BW)*: fuerza de carga máxima (en %) del peso corporal durante el contacto del mediopié, que se define entre el límite anterior del talón y el límite posterior del metatarso.
- *Midfoot Maximum Force (kg)*: fuerza de carga máxima durante el contacto del mediopié (en kg), definido por el área de mediopié. Son valores absolutos y no están normalizados como el anterior.
- *Midfoot CoF Time* (tiempo en %): tiempo transcurrido desde que el CoF acaba de cruzar el límite anterior de la caja del talón hasta que alcanza el límite posterior de la caja metatarsiana.
- *Metatarsal Contact Time (% contacto)*: tiempo transcurrido (en %) desde el primer contacto hasta el final del último contacto en el metatarso, donde el metatarso está definido por la caja del metatarso.
- *Metatarsal Maximum Force (%BW)*: fuerza de carga máxima (en %) del peso corporal durante el tiempo de contacto en el área del metatarso.
- *Metatarsal Maximum Force (kg)*: fuerza de carga máxima durante el contacto con el metatarso (en kg), definido por la caja del metatarso.
- *Metatarsal CoF Time* (tiempo en %): tiempo transcurrido (en %) desde que el CoF acaba de cruzar el límite posterior de la caja metatarsiana hasta que alcanza el límite anterior de la caja metatarsiana.



**Figura 2.** Resultado de una prueba dinámica de pisada con 5 pasos para cada pie. Se presenta con el índice de excursión del centro de fuerza y la división en tres áreas o cajas (talón, mediopié y antepié).

### Análisis estadístico

Se utilizó estadística descriptiva con programa R. Las variables numéricas continuas se expresan como media (o promedio) y desviación estándar (DE).

## RESULTADOS

Se incluyeron 316 registros que corresponden a ambos pies de 158 individuos, 105 (66,5%) eran mujeres. La edad oscilaba entre 18 y 82 años (media 47,4, DE 16,1). El índice de masa corporal de estos pacientes variaba de 16,9 a 30,9 (media 23,3; DE 2,9).

Se analizaron 14 variables correspondientes a mediciones de pies en pacientes asintomáticos. Se comunican los resultados del promedio y la DE de la medición de ambos pies de cada paciente. Los resultados se muestran en la Tabla.

**Tabla.** Resultados funcionales del pie durante la fase de apoyo en la marcha medidos con una plataforma de fuerza\*

	Pies asintomáticos (n = 316)
	Media (DE)
<b>Pie completo</b>	
Tiempo de contacto (segundos)	0,79 (0,09)
CPEI (%)	16,55 (7,14)
<b>Talón</b>	
<i>Heel Contact Time (%)</i>	63,25 (6,25)
<i>Heel Maximum Force (%BW)</i>	69,34 (8,46)
<i>Heel Maximum Force (kg)</i>	45,22 (9,70)
<i>Heel CoF Time (%)</i>	20,0 (4,49)
<b>Mediopié</b>	
<i>Midfoot Contact Time (%)</i>	66,73 (5,64)
<i>Midfoot Maximum Force (%BW)</i>	15,9 (8,17)
<i>Midfoot Maximum Force (kg)</i>	10,7 (6,7)
<i>Midfoot CoF Time (%)</i>	25,99 (5,57)
<b>Antepié</b>	
<i>Metatarsal Contact Time (%)</i>	92,55 (3,71)
<i>Metatarsal Maximum Force (%BW)</i>	87,52 (9,56)
<i>Metatarsal Maximum Force (kg)</i>	57,03 (11,71)
<i>Metatarsal CoF Time (%)</i>	46,20 (5,97)

DE = desviación estándar, CoF = *Center of Force* (centro de fuerza), CPEI = *Center of Pressure Excursion Index* (índice de excursión del centro de fuerza), %BW = porcentaje de peso corporal.

\*Las mediciones se realizaron en el consultorio y se analizaron con un programa que divide el pie en tres regiones (talón, mediopié y antepié).

## DISCUSIÓN

Los resultados representan mediciones funcionales del pie durante la marcha tomadas en el consultorio externo, con un método simple y reproducible, utilizando una plataforma de fuerza y un programa válido y confiable.<sup>13</sup>

En análisis electromiográficos del funcionamiento de cada músculo durante el ciclo de la marcha, Anderson y Pandy observaron que los músculos y ligamentos son los principales contribuyentes al soporte y la propulsión, representan el 50-95% de la fuerza de reacción de la gravedad, mientras que las articulaciones y los huesos tienen entre el 20% y el 50% de la transmisión pasiva de fuerza.<sup>16</sup>

En el estudio presentado, se midió la fuerza de reacción de la gravedad, intentando homologar nuestros valores con el momento de función de cada músculo descrito por Anderson y cols. En el contacto inicial del talón, funcionan los músculos estabilizadores (glúteos, cuádriceps, isquiotibiales, bíceps femoral, aductores y abductores de la cadera y músculos anteriores de la pierna: tibial anterior y extensores común y propio del hallux); mientras que, en el área del antepié, intervienen los músculos propulsores y de soporte (sóleo y gastrocnemio) hasta el momento de despegue del pie del suelo. El mediopié sería un área de conexión entre el talón y el antepié, a la que denominamos “puente colgante”.

A continuación, se interpretan los parámetros de la relación fuerza/tiempo durante un ciclo de la marcha en la fase de apoyo, respecto al funcionamiento biomecánico del pie utilizando la división en tres regiones (retropié, mediopié y antepié).

### Tiempo de contacto

Permite inferir la velocidad del paso (mide el tiempo de apoyo del pie completo en segundos). Su valor podría variar según la edad, el sexo, el índice de masa corporal y en cuadros patológicos.<sup>17</sup> Sin embargo, en 2013, Hillsstrom y cols.<sup>4</sup> observaron que, en los pacientes asintomáticos, el tiempo de contacto no variaba según los diferentes tipos de pies (plano, recto y cavo).

### CPEI

Expresa el valor de la trayectoria de fuerza (CoF) que podría ayudar a definir tipos de pie. Los valores más bajos se asocian con mayor pronación y los valores más elevados, con supinación y podría, además, mostrar variaciones según la edad y aportar al diagnóstico de cuadros patológicos.<sup>8,12</sup> No obstante, las opiniones son controvertidas, ya que algunos autores no encontraron útil el CPEI para definir tipos de pie.<sup>11</sup>

### Mediciones según el área del pie

#### Talón

*Heel Contact Time* (% contacto): porcentaje del tiempo que el talón está apoyado en el piso mientras el CoF avanza hacia el mediopié y antepié. En esta serie, el valor fue del 63,45% del tiempo de contacto total y es un parámetro que podría detectar dificultades en el despegue del talón en patologías del tríceps sural, artrosis de rodilla, tobillo o fallas en el mecanismo de torno (*windlass*). Su prolongación podría tener alguna relación con el colapso del arco del pie.<sup>17-19</sup>

*Heel Maximum Force* (%BW): el contacto del talón en el suelo se asemeja al descenso o aterrizaje de un avión en la pista. El contacto inicial es a baja velocidad,<sup>20</sup> pero, para que la fuerza no se dirija hacia adelante violentamente, intervienen los músculos estabilizadores (flexores y extensores de cadera y rodilla, y dorsiflexores del pie). Los principales estabilizadores son glúteos, cuádriceps, isquiotibiales y tibial anterior, y extensores común y propio del hallux. Estos músculos ya están activos en la fase de vuelo del pie, pero su potencia no puede ser capturada con la plataforma de fuerza. El valor está normalizado en relación con el peso corporal. En los adultos mayores, este valor estaría disminuido por una menor potencia muscular que podría vincularse a un colapso del arco interno, metatarsalgia, patologías del primer rayo o pérdida del equilibrio.<sup>17,19</sup>

*Heel CoF Time* (tiempo en %): ¿qué tan rápido pasa la fuerza por la región del talón? Eso dependerá de la capacidad de los músculos estabilizadores de suavizar el aterrizaje del pie en el suelo y también de los músculos dorsiflexores del pie para que la fuerza no vaya rápidamente hasta la región de mediopié y metatarso. Jameson y cols. comunicaron los resultados en niños y los valores de esta serie coinciden con ellos;<sup>7</sup> sin embargo, podría haber cambios en este valor asociados con la edad.

#### Mediopié

*Midfoot Contact Time* (% contacto): porcentaje de tiempo que el mediopié está en contacto con el suelo desde el momento en que apoya hasta que solo queda apoyado el metatarso. En esta muestra, el valor fue del 66,73%. Intentando hacer una comparación, el mediopié, que está relacionado anatómicamente con el arco longitudinal interno y el arco transversal,<sup>21</sup> se comporta como un puente colgante, donde el CoF avanza si la estructura está sana. Cualquier patología que la altere generará una detención del CoF y aumentará aún más el daño a la estructura. Podría ser un parámetro para evaluar el colapso progresivo del arco, la disfunción del tibial posterior, la lesión de ligamentos plantares (ligamento en resorte), la fasciosis plantar, etc. Podría también indicar una falla en el mecanismo de propulsión y despegue del pie del suelo (*windlass*).<sup>22</sup>

*Midfoot Maximum Force (%BW)*: máxima fuerza que soporta el mediopié durante el tiempo de apoyo en esta área. Si la estructura es anatómicamente normal, la fuerza puede avanzar hacia el antepié; en cambio, si la estructura no es normal o está deteriorada, esta fuerza podría provocar un colapso del arco. El valor está normalizado con el peso corporal.

*Midfoot CoF Time* (tiempo en %): ¿qué tan rápido pasa la fuerza por el área del mediopié? Dependerá de la resistencia de la estructura anatómica del arco longitudinal interno y el arco transversal del pie, de la potencia de los músculos estabilizadores, la mayor o menor potencia del sóleo y los gemelos, y de la posibilidad de la rodilla de colocarse en extensión completa para que la fuerza pueda pasar hacia la región metatarsiana.<sup>23</sup> Esto converge en mi denominación del mediopié como el “puente colgante”. A medida que pasan los años, ¿habría un aumento del tiempo que pasa la fuerza en el mediopié en un paciente asintomático? ¿Y en los procesos patológicos que comprometen el arco? Los procedimientos quirúrgicos que efectuamos, ¿modifican estos parámetros?

### *Antepié o área metatarsiana*

*Metatarsal Contact Time (% contacto)*: el contacto del metatarso está asociado con el efecto de descenso o aterrizaje del pie en el suelo, similar al aterrizaje de un avión en la pista donde el área metatarsiana sería como la rueda delantera del avión. El tiempo que tarda el metatarso en aterrizar dependerá de los estabilizadores (músculos y tendones) y de las articulaciones, sanas y flexibles (caderas, rodillas y tobillos). En este estudio, el valor fue del 92,55% del total de la fase de apoyo para pacientes asintomáticos.

*Metatarsal Maximum Force (%BW)*: la máxima fuerza en el área metatarsiana está relacionada con el despegue del pie en el final de la fase de apoyo e interviene principalmente el músculo tríceps sural (sóleo y gastrocnemio) que brinda soporte y propulsión.<sup>17</sup> El valor está normalizado con el peso corporal. En los adultos mayores, podría haber una reducción de la fuerza y, por ende, de la propulsión, lo que podría reducir la velocidad y generar patologías del antepié, como hallux valgus, metatarsalgia, dedos en martillo, inclusive, inestabilidad de la marcha y riesgo de caídas.<sup>24</sup> Sin embargo, Hessert y cols. consideraron esta situación como una adaptación para ganar estabilidad con el paso de los años.<sup>25</sup>

*Metatarsal CoF Time* (tiempo en %): el tiempo que permanece el CoF en el área metatarsiana se relaciona directamente con su función de soporte, propulsión y despegue. Así como un “gato hidráulico” levanta un vehículo, el metatarso apoyado en el suelo prepara el despegue elevando el talón y el mediopié, mientras avanza la fuerza propulsora hacia el primer dedo o hallux hasta el despegue completo del pie del suelo.

*Heel, Midfoot and Metatarsal Maximum Force (kg)*: los valores absolutos de fuerza máxima en las áreas del talón, mediopié y antepié están expuestos a grandes modificaciones por diferencias de sexo, peso, índice de masa corporal y no están normalizados, lo que podría generar sesgos al interpretar los resultados estadísticos.

Se registraron los datos del funcionamiento biomecánico sin utilizar radiaciones ionizantes, con un tiempo breve de captura de datos y fundamentalmente, en el consultorio externo de un cirujano ortopeda, especialista en pie y tobillo. Esto nos permitiría obtener nuevos parámetros funcionales, y generar nuevas hipótesis (funcionando potencialmente como grupo de control, en comparación con casos patológicos).

Hubiera sido interesante explorar la variabilidad de estos hallazgos considerando la edad, el sexo, el índice de masa corporal y el tipo de pie (plano, cavo o recto), ya que podrían existir diferencias en los resultados. En 2013, Hillstrom y cols.<sup>4</sup> observaron que los pacientes asintomáticos tenían algunos parámetros de marcha similares, como por ejemplo, el tiempo de contacto total, independientemente del tipo de pie. Por tal motivo, en este estudio, no se consideraron mediciones radiográficas, morfotipo clínico de pie, características, como rigidez o flexibilidad, sino solo los resultados funcionales. En futuras investigaciones, sería interesante comparar estos parámetros funcionales con puntajes que tienen en cuenta la calidad de vida, sobre todo en personas de mayor edad.

## CONCLUSIONES

Se presentaron los parámetros funcionales del pie evaluados en pacientes asintomáticos, considerando principalmente el tiempo de contacto del pie en el suelo, la fuerza en cada región del pie (talón, mediopié y antepié) en forma cuantitativa, y la trayectoria de la fuerza. Estas mediciones no utilizan radiaciones ionizantes, se pueden realizar en un consultorio externo, y son más simples que un sofisticado laboratorio de biomecánica. Los hallazgos podrían ser utilizados como valores de referencia para detectar marchas patológicas.

## Agradecimientos

A la Dra. Débora Chan por el análisis estadístico, a la Dra. Florencia Grande Ratti por el diseño del artículo y la colaboración en la corrección. A Susana Gomez y Celeste Otazúa por capturar y revisar todos los datos.

Conflicto de intereses: El autor no declara conflictos de intereses.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Elftman H. Dynamic structure of the human foot. *Artif Limbs* 1969;13(1):49-58. PMID: 5363263
2. Menz HB. Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. *J Am Podiatr Med Assoc* 1998;88(3):119-29. <https://doi.org/10.7547/87507315-88-3-119>
3. Galica AM, Hagedorn TJ, Dufour AB, Riskowski JL, Hillstrom HJ, Casey VA, et al. Hallux valgus and plantar pressure loading: the Framingham foot study. *J Foot Ankle Res* 2013;6(1):42. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-6-42>
4. Hillstrom HJ, Song J, Kraszewski AP, Hafer JF, Mootanah R, Dufour AB, et al. Foot type biomechanics part 1: Structure and function of the asymptomatic foot. *Gait Posture* 2013;37(3):445-51. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.007>
5. Mootanah R, Song J, Lenhoff MW, Hafer JF, Backus SI, Gagnon D, et al. Foot Type Biomechanics Part 2: Are structure and anthropometrics related to function? *Gait Posture* 2013;37(3):452-6. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.008>
6. Ledoux WR, Shofer JB, Smith DG, Sullivan K, Hayes SG, Assal M, et al. Relationship between foot type, foot deformity, and ulcer occurrence in the high-risk diabetic foot. *J Rehabil Res Dev* 2005;42(5):665-72. <https://doi.org/10.1682/jrrd.2004.11.0144>
7. Jameson G, Anderson J, Davis R, Davids J, Christopher L. A comparison of methods for using center of pressure progression in the classification of foot deformity. *Gait Posture* 2006;24:S83-4. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.11.059>
8. Hagedorn TJ, Dufour AB, Golightly YM, Riskowski JL, Hillstrom HJ, Casey VA, et al. Factors affecting center of pressure in older adults: the Framingham Foot Study. *J Foot Ankle Res* 2013;6(1):18. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-6-18>
9. Chiu M-C, Wang M-J. The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. *Gait Posture* 2007;25(3):385-92. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.008>
10. Liu MQ, Anderson FC, Pandy MG, Delp SL. Muscles that support the body also modulate forward progression during walking. *J Biomech* 2006;39(14):2623-30. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.08.017>
11. Song J, Hillstrom HJ, Secord D, Levitt J. Foot type biomechanics. Comparison of planus and rectus foot types. *J Am Podiatr Med Assoc* 1996;86(1):16-23. <https://doi.org/10.7547/87507315-86-1-16>
12. Grundy M, Tosh PA, McLeish RD, Smidt L. An investigation of the centres of pressure under the foot while walking. *J Bone Joint Surg Br* 1975;57(1):98-103. PMID: 1117028
13. Coda A, Carline T, Santos D. Repeatability and reproducibility of the Tekscan HR-Walkway system in healthy children. *Foot* 2014;24(2):49-55. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2014.02.004>
14. Bus SA, de Lange A. A comparison of the 1-step, 2-step, and 3-step protocols for obtaining barefoot plantar pressure data in the diabetic neuropathic foot. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2005;20(9):892-9. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.05.004>
15. van der Leeden M, Dekker JHM, Siemonsma PC, Lek-Westerhof SS, Steultjens MPM. Reproducibility of plantar pressure measurements in patients with chronic arthritis: a comparison of one-step, two-step, and three-step protocols and an estimate of the number of measurements required. *Foot Ankle Int* 2004;25(10):739-44. <https://doi.org/10.1177/107110070402501008>
16. Anderson FC, Pandy MG. Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait Posture* 2003;17(2):159-69. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(02\)00073-5](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(02)00073-5)



17. Liu MQ, Anderson FC, Schwartz MH, Delp SL. Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. *J Biomech* 2008;41(15):3243-52. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.07.031>
18. Anderson FC, Pandy MG. Dynamic optimization of human walking. *J Biomech Eng* 2001;123(5):381-90. <https://doi.org/10.1115/1.1392310>
19. Pandy MG, Lin Y-C, Kim HJ. Muscle coordination of mediolateral balance in normal walking. *J Biomech* 2010;43(11):2055-64. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.04.010>
20. Winter DA. Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task. *Phys Ther* 1992;72(1):45-53; discussion 54-6. <https://doi.org/10.1093/ptj/72.1.45>
21. Venkadesan M, Yawar A, Eng CM, Dias MA, Singh DK, Tommasini SM, et al. Stiffness of the human foot and evolution of the transverse arch. *Nature* 2020;579(7797):97-100. <https://doi.org/10.1038/s41586-020-2053-y>
22. Welte L, Kelly LA, Lichtwark GA, Rainbow MJ. Influence of the windlass mechanism on arch-spring mechanics during dynamic foot arch deformation. *J R Soc Interface* [Internet] 2018;15(145). Disponible en: <https://doi.org/10.1098/rsif.2018.0270>
23. Winter DA. Knee flexion during stance as a determinant of inefficient walking. *Phys Ther* 1983;63(3):331-3. <https://doi.org/10.1093/ptj/63.3.331>
24. Winter DA, Patla AE, Frank JS, Walt SE. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Phys Ther* 1990;70(6):340-7. <https://doi.org/10.1093/ptj/70.6.340>
25. Hessert MJ, Vyas M, Leach J, Hu K, Lipsitz LA, Novak V. Foot pressure distribution during walking in young and old adults. *BMC Geriatr* 2005;5:8. <https://doi.org/10.1186/1471-2318-5-8>