



## ARTÍCULO ORIGINAL

# Relación del hallux limitus avanzado con el patrón rotador interno y el ángulo de la marcha<sup>☆</sup>



Priscila Távara-Vidalón<sup>a,\*</sup>, Guillermo Lafuente-Sotillos<sup>b</sup> y María José Manfredi-Márquez<sup>b</sup>

<sup>a</sup> Programa de Doctorado, Universidad de Sevilla, Centro Docente de Fisioterapia y Podología, Sevilla, España

<sup>b</sup> Departamento de Podología, Universidad de Sevilla, Centro Docente de Fisioterapia y Podología, Sevilla, España

Recibido el 19 de diciembre de 2016; aceptado el 7 de marzo de 2017

Disponible en Internet el 28 de marzo de 2017

### PALABRAS CLAVE

Hallux limitus;  
Patrón rotador interno;  
Ángulo de la marcha;  
Marcha en aducción;  
Anteversión femoral;  
Torsión tibial interna;  
Ángulo de Fick

### Resumen

**Introducción:** Los objetivos de este estudio fueron determinar si los sujetos con hallux limitus avanzado tienen disminución del patrón rotador interno y aumento del ángulo de la marcha con respecto a la población normal, relacionar los patrones rotacionales y torsionales de la extremidad inferior con el ángulo de la marcha y comparar métodos de obtención del ángulo de la marcha.

**Pacientes y métodos:** En 15 sujetos con hallux limitus avanzado, se valoró el patrón rotador interno y externo, rotación interna y externa de caderas y torsión tibial. Se obtuvo el ángulo de la marcha con plataforma de presiones y tapiz de látex entintado.

**Resultados:** El patrón rotador interno fue significativamente menor y el ángulo de la marcha fue significativamente mayor en individuos con hallux limitus avanzado ( $p < 0,05$ ). El coeficiente de correlación de Pearson fue de  $-0,563$  ( $p < 0,01$ ) para la relación entre el ángulo de la marcha y patrones rotadores internos. El ángulo de la marcha medido en el tapiz de látex fue significativamente mayor que en la plataforma de presiones para el pie izquierdo ( $p < 0,05$ ).

**Conclusiones:** Los sujetos con hallux limitus avanzado tuvieron menor capacidad de rotación interna en la extremidad inferior y mayor ángulo de la marcha en comparación con la población normal. La disminución del patrón rotador interno determina un aumento del ángulo de la marcha. Los valores del ángulo de la marcha de la plataforma de presiones difieren de los obtenidos con el tapiz de látex.

© 2017 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/>).

<sup>☆</sup> Este estudio ha sido previamente presentado como trabajo fin de máster en el Máster Nuevas Tendencias Asistenciales en Ciencias de la Salud, en la Universidad de Sevilla, en noviembre de 2015.

\* Autora para correspondencia.

Correo electrónico: [priscilatavara16@gmail.com](mailto:priscilatavara16@gmail.com) (P. Távara-Vidalón).

**KEYWORDS**

Hallux limitus;  
Internal rotational  
pattern;  
Foot progression  
angle;  
Intoeing gait;  
Femoral anteversion;  
Internal tibial  
torsion;  
Fick angle

## Advanced hallux limitus and its relationship with the internal rotational pattern and the foot progression angle

**Abstract**

**Introduction:** The aims of this study were to determine whether subjects with advanced hallux limitus show a diminished capacity of internal rotation of the lower limb and increased foot progression angle compared with normal population, to relate rotational and torsional patterns of lower limbs with the foot progression angle, and to compare methods of measurement of the foot progression angle.

**Patients and methods:** In 15 subjects with advanced hallux limitus, internal and external rotational pattern, internal and external hip rotation and tibial torsion were measured. The foot progression angle was obtained using a pressure platform and an inked latex carpet.

**Results:** The internal rotation of the lower limb was significantly lesser and the foot progression angle was significantly greater in individuals with advanced hallux limitus ( $P < .05$ ). The Pearson correlation coefficient was  $-0,563$  ( $P < .01$ ) for the relationship between the foot progression angle and the internal rotational pattern. The measure of the foot progression angle in the inked latex carpet was significantly greater than in the pressure platform in the left foot ( $P < .05$ ).

**Conclusion:** Subjects with advanced hallux limitus had a lesser capacity of internal rotation of the lower extremity and greater foot progression angle in comparison with normal population. Internal rotational pattern determines the greater foot progression angle. The foot progression angle values measured with the pressure platform differ from the inked latex carpet.

© 2017 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**

La articulación metatarsofalángica del primer dedo (1.<sup>a</sup> AMTF) está formada por la primera cabeza metatarsiana y la base de la falange proximal del primer dedo<sup>1-3</sup> y constituye una de las 3 zonas rotacionales que permiten el avance continuo del cuerpo hacia delante sobre el pie de apoyo. Es por ello que su movilidad en el plano sagital y su rango de movimiento es de especial importancia para que el periodo propulsivo se ejecute en las condiciones idóneas y no se produzcan compensaciones patológicas que produzcan afectaciones negativas tanto en el pie como en el aparato locomotor<sup>3</sup>.

Existen diversos factores morfológicos y patomecánicos que pueden influir negativamente en la biomecánica normal de la 1.<sup>a</sup> AMTF y disminuir el rango de extensión, como es tener un primer radio dorsalflexionado, hipermovilidad del primer radio, es decir, que facilita el movimiento en flexión dorsal, insuficiencia del músculo peroneo largo, alteraciones en la longitud del primer metatarsiano, un primer dedo excesivamente largo, alteraciones glenosasemoideas, forma cuadrada de la cabeza del primer metatarsiano y retracción de las partes blandas que discurren plantarmente al eje transversal de la AMTF. Todas estas alteraciones pueden provocar que la falange proximal del hallux se coloque en flexión sobre la cabeza del primer metatarsiano para intentar dar estabilidad a la columna medial, impidiendo que esta articulación sea capaz de realizar todo el rango de extensión necesario para desarrollar una correcta propulsión, generando la deformidad de hallux limitus (HL)<sup>3,4</sup> que hace referencia a la limitación del movimiento de extensión de la 1.<sup>a</sup> AMTF<sup>3</sup>.

Lafuente et al.<sup>4,5</sup> han demostrado una correlación entre la capacidad de extensión metatarsofalángica del primer dedo y el patrón rotador interno, una medida exploratoria que engloba la rotación de cadera, torsión tibial y antepié adductus. En su estudio, determinaron que rangos fisiológicos en la amplitud de extensión metatarsofalángica no pueden mantenerse con valores bajos de patrón rotador interno, suponiendo un hallazgo de un nuevo factor etiológico para el descrito de HL poco desarrollado en la literatura<sup>4,6</sup>.

La limitación del patrón rotador interno durante la marcha supone una dificultad de transmisión de cargas desde el borde externo del pie hacia el primer radio, que resulta insuficiente y se dorsiflexiona por las fuerzas de reacción del suelo en el periodo de medio apoyo. Esta falta de apoyo se ve compensada mediante la flexión plantar de la primera falange, generando así el HL. Del mismo modo, se ha demostrado que el patrón rotador interno muestra una correlación negativa con el ángulo de la marcha, es decir, que una disminución del patrón rotador interno determina un aumento del ángulo de la marcha<sup>4</sup>.

La apertura del ángulo de la marcha es una característica clínica que se observa comúnmente en personas que presentan HL. Sin embargo, existe controversia entre los autores sobre si esta apertura es un precursor, como hemos mencionado anteriormente, por tener limitada la capacidad de rotar internamente la extremidad, lo que genera un aumento del ángulo de la marcha<sup>4,5</sup>, o un mecanismo compensatorio, debido a que aumentando el ángulo de la marcha se coloca el pie en una posición que reduce el movimiento de extensión metatarsofalángica necesario para el desarrollo del paso, disminuyendo así el dolor que pueda tener el

sujeto al realizar este movimiento o por la incapacidad de realizar la extensión pasiva del primer dedo que se requiere en la fase propulsiva y que esta deformidad artrósica de la 1.<sup>a</sup> AMTF dificulta<sup>7-10</sup>.

El ángulo de la marcha ha recibido poca atención en la literatura y los estudios de este parámetro revelan rangos variables normales que oscilan entre 5° y 13° de abducción desde la línea de proyección de avance<sup>4,11-21</sup>. Esta gran variabilidad de valores puede verse condicionada por la variabilidad en los métodos de medición. Estudios previos han demostrado que existen diferencias entre las plataformas de presiones y las huellas impresas en tinta<sup>22</sup>.

Partiendo de la base teórica en la cual se expone que la limitación de extensión de la 1.<sup>a</sup> AMTF está relacionada con la disminución del patrón rotador interno de la extremidad inferior, lo que se pretende investigar es si en los individuos que presentan HL avanzado también existe una disminución de dicho patrón rotador interno, y si estos a su vez presentan un ángulo de la marcha mayor que la población normal. Analizaremos también la relación entre los patrones rotacionales y torsionales con el ángulo de la marcha. Además, debido a que en la actualidad se utilizan con mucha frecuencia los sistemas informáticos que determinan las presiones plantares, tanto para finalidades clínicas diagnósticas como para estudios de investigación, se pretende establecer las diferencias que se producen a la hora de medir el ángulo de la marcha entre estos sistemas y los métodos tradicionales de obtención de huellas plantares.

## Pacientes y métodos

### Población de estudio

Los datos estudiados pertenecen a una población compuesta por hombres y mujeres que acudieron al Área Clínica de Podología de la Universidad de Sevilla durante un periodo comprendido entre marzo del 2015 y junio del 2015, que cumplían con los criterios de selección y aceptaron participar en el estudio, y a estudiantes del Grado en Podología de la Universidad de Sevilla que se ofrecieron voluntarios para el estudio en este mismo periodo de tiempo.

Los criterios de inclusión de la muestra fueron individuos que presentaron una movilidad de la 1.<sup>a</sup> AMTF en extensión igual o inferior a 35°; e individuos mayores de 20 años, ya que a partir de esta edad las fisis de crecimiento óseo se encuentran cerradas<sup>18</sup>.

Los criterios de exclusión fueron haber utilizado elementos ortésicos en extremidades inferiores; haber experimentado algún tratamiento quirúrgico o traumatismo en el primer radio o en la extremidad inferior; haber padecido procesos inflamatorios, metabólicos, enfermedades degenerativas o neuromusculares que afecten al pie.

Se obtuvo el consentimiento informado por parte de cada uno de los participantes. Este consentimiento se realizó de manera tanto oral como escrita, mediante un documento explicativo con toda la información relativa a la naturaleza del estudio, así como un apartado en el que se acepta expresamente la voluntariedad de la participación y la posible revocación del consentimiento en cualquier momento del estudio. Del mismo modo, se respetaron las normas dictadas en la Declaración de Helsinki de 1964<sup>23</sup>.

### Medición de variables

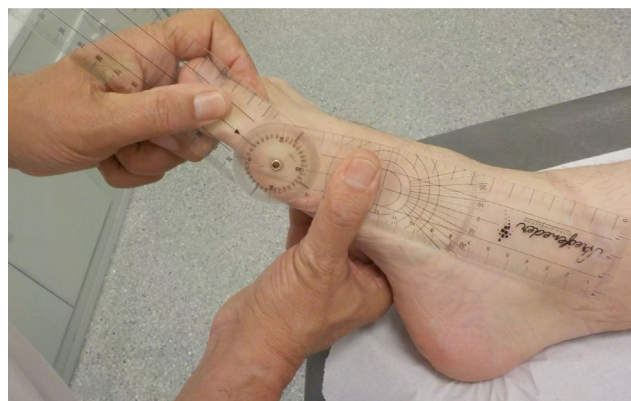
El protocolo de recogida de datos fue el siguiente: una vez firmado el consentimiento informado, el participante procedió a rellenar una hoja de recogida de datos, donde se encontraban los datos de filiación. Luego se procedió a la recogida de datos. Estos fueron extraídos por un único examinador (G.L.S.) con el fin de evitar el posible error interobservador y fueron anotados en las hojas de recogidas de datos previamente diseñadas para nuestro estudio.

Se valoró la 1.<sup>a</sup> AMTF con el sujeto en decúbito supino mediante la exploración con el goniómetro de 2 ramas, que en nuestro estudio debía ser igual o menor a 35°. El centro del goniómetro debía coincidir con el centro de la cabeza del primer metatarsiano. La rama proximal se colocó paralela a la bisección de la diáfisis del metatarsiano y la rama distal paralela a la bisección de la falange proximal. Desde la posición neutra se llevó el dedo junto con la rama distal del goniómetro hacia la máxima extensión, permitiendo que el primer radio se plantarflexione para que el movimiento de extensión se produzca en su totalidad<sup>3,4</sup> (fig. 1). Una vez que los sujetos cumplían los criterios de inclusión y exclusión determinados y eran aptos para el estudio procedíamos a la exploración de todos los parámetros.

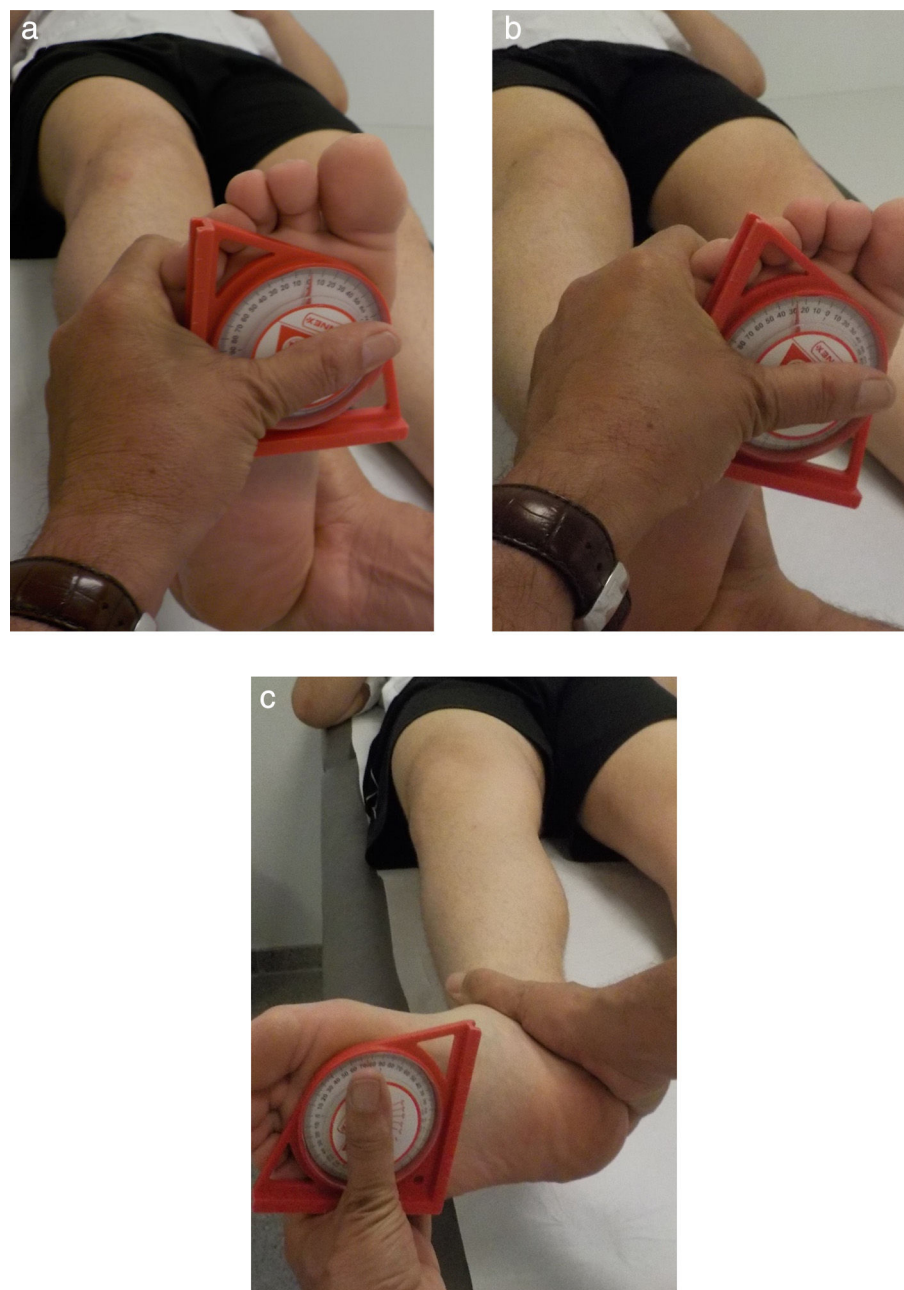
El patrón rotador interno y externo se valoró con el sujeto en decúbito supino con la rodilla extendida y el tobillo a 90°. La mano homolateral del explorador controló el talón y la mano contralateral el goniómetro de gravedad o gravitacional, con la aguja marcando cero en el punto de partida. Se realizó el movimiento rotador interno y externo<sup>4</sup> (fig. 2).

La rotación de caderas se realizó con el sujeto en sedestación con las rodillas flexionadas. Se colocó la mano homolateral en la tibia sujetando el goniómetro gravitacional marcando cero y la mano contralateral en la articulación tibioperoneoastragalina. Se ejecutó el movimiento interno y externo<sup>24-26</sup>.

La torsión tibial se valoró en decúbito prono con la rodilla y el tobillo a 90°. Se utilizó el goniómetro de 2 ramas, una alineándola con la bisección del muslo y la otra con el borde externo del talón. El eje de giro se colocó en el centro del talón<sup>24-26</sup>. Todas las medidas se realizaron 2 veces y se anotó la media en la hoja de recogida de datos.



**Figura 1** Exploración de la extensión de la 1.<sup>a</sup> AMTF. Posición en máxima extensión.



**Figura 2** Exploración del patrón rotador. a) Posición inicial. b) Patrón rotador interno. c) Patrón rotador externo.

Tras la valoración en camilla, se procedió a la valoración del ángulo de la marcha en tapiz de látex de 2 mm de grosor, 50 cm de ancho por 120 cm de largo, entintado en su parte inferior sobre una cinta de papel poroso de 60 cm de ancho por 150 cm de largo. Para ello, el sujeto se colocó en bipedestación sobre el suelo y en línea de avance recto. Le pedimos que diera algunos pasos con el fin de que se normalizara su patrón de marcha y luego caminó sobre el tapiz. Se obtuvieron 2 huellas de cada pie<sup>4</sup>.

El protocolo de exploración de la 1.<sup>a</sup> AMTF y del patrón rotador y la valoración del ángulo de la marcha se realizaron de la misma forma que en la tesis doctoral «Patrón rotador de la extremidad inferior. Un nuevo parámetro exploratorio. Relación con el hallux limitus»<sup>4</sup> para que las

condiciones sean las mismas con el fin de poder comparar los resultados con nuestro estudio.

Se valoró el ángulo de la marcha en plataforma de presiones (Diagnostic Support<sup>®</sup>, Italia. Software Milletrix 7 [MTX7]) de 42 cm de ancho por 40 cm de largo. Para ello el individuo se colocó en bipedestación sobre el suelo en línea de avance recto. Le indicamos que diera algunos pasos con el fin de que se normalizara su patrón de marcha y que caminara siguiendo su línea de avance y pisara la plataforma de presiones primero con un pie y luego con el otro. Se utilizaron los datos del ángulo de la marcha que proporcionaba la plataforma de presiones «Ang.plant.longitudinale» (fig. 3).

Se realizó una captura de pantalla de las huellas obtenidas con la plataforma de presiones. Estas aparecían en



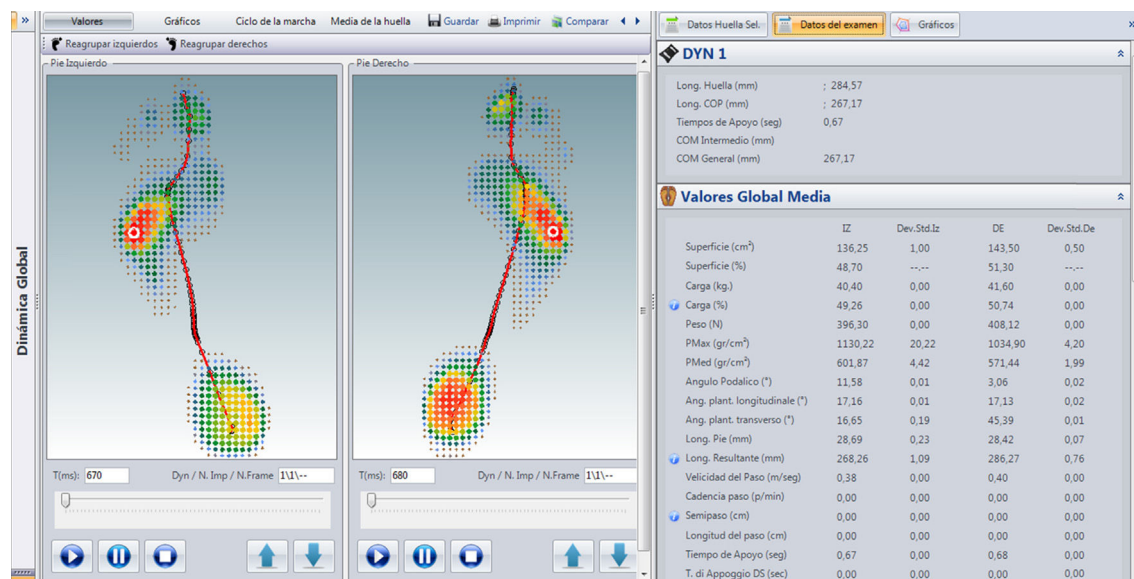


Figura 3 Huellas y datos obtenidos con la plataforma de presiones del estudio.

pantalla con el ángulo de la marcha con el que el sujeto había pisado sobre ella. Luego medimos el ángulo con el software AutoCAD.

Se digitalizaron las huellas obtenidas en cinta de papel utilizando el escáner HP Deskjet F300. Se midió el ángulo de la marcha de cada sujeto con el software AutoCAD.

### Análisis estadístico

El análisis de los datos se llevó a cabo mediante el software SPSS Statistics®, versión 22 (IBM, Corp, ARmonk, EE. UU.) para Windows®. Para estimar la diferencia entre 2 muestras independientes o relacionadas, se realizaron primero pruebas de normalidad, en este caso un test de Shapiro-Wilk, ya que el tamaño muestral era superior a 50.

En los casos de analizar comparativamente variables que siguen una distribución normal, se realizó la prueba t de Student para una sola muestra y para muestras relacionadas, y el coeficiente de correlación de Pearson. Cuando la muestra no presentó una distribución normal, se realizaron pruebas no paramétricas, empleando para ello el coeficiente de correlación Rho de Spearman. Se consideró estadísticamente significativo todo valor de  $p < 0,05$ .

Para responder al primer y segundo objetivo, se compararon los valores medios del patrón rotador interno y el ángulo de la marcha en tapiz de látex de ambos miembros con los resultados de la tesis doctoral realizada por Lafuente<sup>4</sup> en 2006 previamente mencionada. En una muestra de 210 sujetos, seleccionamos los que presentaban 65° o más de extensión de la 1.ª AMTF en el pie derecho y en el pie izquierdo. Establecimos este valor debido a que es el mínimo que debe tenerse para desarrollar una adecuada propulsión del miembro inferior<sup>3</sup>. La muestra estaba compuesta por 112 hombres y 98 mujeres, con una edad media de la muestra de 36,48 años. Además, las mediciones fueron realizadas por el mismo investigador (G.L.S.), con lo cual se descartó cualquier error interobservador (tabla 1).

### Resultados

La muestra para este estudio se compone de 15 sujetos (30 pies), de los cuales 13 son hombres y 2 son mujeres. La edad media de la muestra fue de  $37,86 \pm 19,037$  años, siendo el sujeto más joven de 22 años y el mayor de 73 años.

Determinamos la significación estadística utilizando la prueba de contraste paramétrica t de Student para una sola muestra, colocando en el «valor de prueba» los valores medios que hemos calculado en los sujetos con 65° o más de extensión de la 1.ª AMTF, que consideramos como patrones de normalidad. Los resultados que obtuvimos fueron estadísticamente significativos, con  $p < 0,05$  (tabla 2), lo que nos permitió rechazar la hipótesis nula, estableciendo que los individuos con HL avanzado presentan patrones rotacionales internos limitados y un aumento del ángulo de la marcha con respecto a la población normal.

Por otro lado, se compararon los valores medios del ángulo de la marcha en tapiz de látex con el patrón rotador interno, patrón rotador externo, rotación interna de caderas, rotación externa de caderas y torsión tibial, con el fin de determinar la relación entre el ángulo de la marcha y las medidas exploradas en camilla. Para esto se utilizó la prueba paramétrica coeficiente de correlación de Pearson debido a que las variables presentaron una distribución normal. Los resultados mostraron que existe una correlación muy baja entre el ángulo de la marcha y el patrón rotador externo y el ángulo de la marcha y la rotación externa de caderas (0,297 y 0,073 respectivamente). Sin embargo, existe una correlación moderada entre el ángulo de la marcha y la torsión tibial (0,472;  $p < 0,01$ ), una correlación moderada y negativa entre el ángulo de la marcha y la rotación interna de caderas (-0,399;  $p < 0,05$ ) y una correlación buena y negativa entre el ángulo de la marcha y el patrón rotador interno (-0,563;  $p < 0,01$ ).

Por último, se compararon los valores medios del ángulo de la marcha obtenidos de las 3 formas antes mencionadas,

**Tabla 1** Estadísticos descriptivos para las variables PRI y AM en sujetos con HL y grupo control

Hallux limitus (< 35° extensión 1.ª AMTF) MI derecho N = 15/MI izquierdo N = 15				Grupo control <sup>a</sup> (> 65° extensión 1.ª AMTF) MI derecho N = 42/MI izquierdo N = 61		
Variable	Media y desv. típica	Mínimo	Máximo	Media y desv. típica	Mínimo	Máximo
PRID	13° ± 10,4	-4°	35°	37,21° ± 12,7	10°	70°
PRII	13,33° ± 9,60	-4°	35°	34,13° ± 11,5	5°	60°
AMD	15,06° ± 4,74	6°	23°	11,25° ± 5,37	-10,50°	22,50°
AMI	13,33° ± 5,19	7°	21°	10,03° ± 4,95	1°	25°

AM: ángulo de la marcha; AMD: ángulo de la marcha derecho; AMI: ángulo de la marcha izquierdo; HL: hallux limitus; MI: miembro inferior; N: tamaño de muestra; PRI: patrón rotador interno; PRID: patrón rotador interno derecho; PRII: patrón rotador interno izquierdo; 1.ª AMTF: primera articulación metatarsfalángica.

<sup>a</sup> Grupo control obtenido de la tesis doctoral «Patrón rotador de la extremidad inferior. Un nuevo parámetro exploratorio. Relación con el hallux limitus»<sup>4</sup>.

**Tabla 2** Prueba paramétrica

Variable	Media y desv. típica en HL	Media y desv. típica en GC <sup>a</sup>	Significación (p)	Intervalo de confianza del 95%	
				Inferior	Superior
PRID	13° ± 10,40	37,21° ± 12,7	< 0,001	-29,9879	-18,4321
PRII	13,33° ± 9,60	34,13° ± 11,5	< 0,001	-26,1152	-15,4781
AMD	15,06° ± 4,74	11,25° ± 5,37	0,008	1,1901	6,4432
AMI	13,33° ± 5,19	10,03° ± 4,95	0,027	0,4283	6,1783

AMD: ángulo de la marcha derecho; AMI: ángulo de la marcha izquierdo; GC: grupo control; HL: hallux limitus; PRI: patrón rotador interno; PRID: patrón rotador interno derecho; PRII: patrón rotador interno izquierdo.

Prueba t de Student para una sola muestra.

<sup>a</sup> Grupo control obtenido de la tesis doctoral «Patrón rotador de la extremidad inferior. Un nuevo parámetro exploratorio. Relación con el hallux limitus»<sup>4</sup>.

el ángulo que nos daba la plataforma, el ángulo que medimos a través de la captura de pantalla de las huellas de la plataforma y el ángulo que medimos tras la obtención de las huellas en el tapiz de látex. Formamos 6 pares, 3 para el pie derecho y 3 para el pie izquierdo. Para determinar la significación estadística se utilizó la prueba de contraste paramétrica t de Student para muestras relacionadas. Los resultados muestran que solo existen diferencias significativas para el pie izquierdo en los pares de la plataforma y la captura de pantalla y la plataforma y el tapiz de látex, debido a que  $p < 0,05$ . Sin embargo, en el pie derecho para el par plataforma y tapiz de látex, se obtuvo un valor de  $p = 0,064$  que, aunque cercano al nivel de significación establecido, no fue significativo (tabla 3).

## Discusión

Según los resultados de este estudio y acorde a los objetivos establecidos, se ha podido demostrar que los sujetos con HL avanzado con  $\leq 35^\circ$  de extensión de la 1.ª AMTF presentan una disminución del patrón rotador interno en comparación con los sujetos que presentan una extensión normal de la 1.ª AMTF ( $\geq 65^\circ$ ) ( $p < 0,001$  en ambos miembros inferiores).

En 2011 Lafuente et al.<sup>5</sup> realizaron un estudio comparativo entre un grupo control que presentaban más de  $65^\circ$  de extensión de la 1.ª AMTF y otro grupo de individuos con HL leve ( $35-55^\circ$ ). Evaluaron a 80 sujetos en total y los resultados indicaron que la capacidad de rotación interna del miembro inferior fue significativamente menor en los

**Tabla 3** Prueba paramétrica

Ángulo de la marcha	Significación (p)
Plataforma derecho vs. captura de pantalla derecho	0,315
Plataforma derecho vs. tapiz de látex derecho	0,064
Captura de pantalla derecho vs. tapiz de látex derecho	0,140
Plataforma izquierdo vs. captura de pantalla izquierdo	0,005
Plataforma izquierdo vs. tapiz de látex izquierdo	0,006
Captura de pantalla izquierdo vs. tapiz de látex izquierdo	0,343

Prueba t de Student para muestras relacionadas.

sujetos con HL leve, ya que estos presentaron  $23,22^\circ$  de patrón rotador interno frente a los  $38,19^\circ$  del grupo control. La correlación entre estas 2 variables fue muy significativa en ambos miembros inferiores ( $r = 0,638$ ;  $p < 0,0001$ )<sup>5</sup>. Al comparar este estudio con el nuestro, observamos que nuestros resultados en el patrón rotador interno se encuentran disminuidos con respecto a los valores normales y con respecto a los sujetos que presentaban HL leve. Además, de forma general, podemos comprobar que los sujetos con menos grados de patrón rotador interno presentan menos grados de extensión en la 1.ª AMTF.

El hecho de que los individuos con HL leve y avanzado tengan menos movimiento rotacional interno en el miembro inferior que los sujetos sin esta anomalía, nos permite postular que la menor capacidad de apuntar el pie al eje medio del cuerpo puede estar relacionado con alguna de las causas del HL, porque la disminución en la rotación ha sido observada en casos de HL leve y avanzado. Se conoce que en la primera fase de la fase de apoyo de la marcha el miembro inferior rota internamente, haciendo que toda la planta del pie incluida la cabeza del primer metatarsiano haga un contacto con el suelo para adaptarse a las variaciones que hay en él. Una disminución en el movimiento de rotación interna del miembro inferior puede hacer que la cabeza del primer radio no sea capaz de soportar la carga que debería en condiciones normales, provocando que este se comporte como un primer radio dorsalflexionado, y haciendo que la falange proximal del hallux se flexione para sustituir el punto distal de apoyo de la columna medial del pie. Esto genera una fuerza retrógrada que puede incrementar de forma secundaria la elevación del primer radio. Hay que recordar que la dorsiflexión del primer radio, la flexión de la falange proximal del hallux y la extensión de la falange distal conforman las características del HL estructural, contribuyendo de esta manera al desarrollo de esta afección<sup>5</sup>.

Hemos podido demostrar también con este estudio que los sujetos con HL avanzado con  $\leq 35^\circ$  de extensión de la 1.<sup>a</sup> AMTF presentan un aumento del ángulo de la marcha con respecto a los valores normales ( $\geq 65^\circ$  de extensión metatarsalángica) ( $p=0,008$  para el pie derecho y  $p=0,027$  para el pie izquierdo).

Lafuente et al.<sup>5</sup> compararon los valores medios entre un grupo control que presentaban más de  $65^\circ$  de extensión de la 1.<sup>a</sup> AMTF y otro grupo de individuos con HL leve ( $35-55^\circ$ ). Los resultados obtenidos mostraron que el ángulo de la marcha fue un poco superior en los individuos que presentaron HL leve ( $11,91^\circ$ ) en comparación con el grupo control ( $10,66^\circ$ ) pero los resultados no fueron significativos ( $p=0,115$ ). Al comparar este estudio con el nuestro, observamos que en nuestros resultados el ángulo de la marcha se encuentra aumentado ( $15,06^\circ$  en pie derecho y  $13,33^\circ$  en pie izquierdo) con respecto a los valores establecidos como normales y con relación a los sujetos que presentaban HL leve. Pensamos que en dicho estudio no se obtuvieron diferencias significativas al comparar los valores medios del ángulo de la marcha en ambos grupos porque los sujetos presentaban HL leve. Así lo podemos comprobar debido a que, en nuestro estudio, los sujetos presentaban una limitación más acusada de movimiento de la 1.<sup>a</sup> AMTF, con lo cual sí obtuvimos diferencias significativas ( $p=0,008$  para el pie derecho y  $p=0,27$  para el pie izquierdo). Basándonos en estos resultados podemos afirmar que el ángulo de la marcha aumenta cuando existe más limitación de la 1.<sup>a</sup> AMTF.

El aumento del ángulo de la marcha en sujetos que presentan limitación de la 1.<sup>a</sup> AMTF puede ser producido por presentar patrones internos limitados en la extremidad inferior o puede ser una consecuencia de la limitación de esta articulación como mecanismo para evitar el dolor en la fase de medio apoyo de la marcha. La imposibilidad de la producción de una adecuada extensión se ve compensada con una supinación del antepié, disminución del arco longitudinal interno, pronación compensatoria de la articulación mediotarsiana y ausencia de propulsión del pie porque

no se produce supinación de la articulación subastragalina durante el periodo propulsivo<sup>5,8</sup>.

Por último, analizamos el ángulo de la marcha en 3 formas distintas de medida con el fin de comparar las similitudes y diferencias que existen entre ellas. La primera de ellas fue el valor que nos proporcionaba la plataforma. La segunda fue la medición de las huellas obtenidas en la plataforma a través de una captura de pantalla. Y la tercera fue la medición de las huellas obtenidas mediante el tapiz de látex.

En primer lugar, observamos que todos los resultados muestran valores mayores del ángulo de la marcha para el pie derecho en comparación con el pie izquierdo. Estos resultados coinciden con los de la mayoría de los autores que comparan el ángulo de la marcha del pie derecho e izquierdo<sup>4,12,18,21,27</sup>. Además, en algunos estudios se incluyó una muestra con jóvenes y adultos y otros incluyeron niños<sup>12,18,27</sup> con lo cual podemos pensar que el ángulo de la marcha aumenta con la edad, ya que los estudios que incluyen niños, adolescentes y jóvenes obtuvieron unos valores más reducidos en el ángulo de la marcha, en comparación con los realizados en adultos.

Por otro lado, se compararon los valores medios del ángulo de la marcha en las 3 formas de medida antes mencionadas. Los resultados obtenidos muestran que solo existen diferencias significativas para el pie izquierdo en los pares de la plataforma y la captura de pantalla ( $p=0,005$ ) y la plataforma y el tapiz de látex ( $p=0,006$ ), debido a que  $p < 0,05$ . Sin embargo, en el pie derecho, para el par plataforma y tapiz de látex el valor obtenido fue de  $p=0,06$ . A pesar de que el resultado no alcanza el nivel de significación establecido ( $0,05$ ), es un valor muy cercano a él y entendemos que posiblemente el valor hubiera sido significativo si se hubiera aumentado el tamaño de la muestra.

La introducción de las nuevas plataformas de presiones informatizadas en los estudios clínicos supone un nuevo sistema para el estudio del ángulo de la marcha. Este tipo de sistemas puede resultar un método de estudio más cómodo. Sin embargo, no nos fue posible averiguar qué referencias utiliza este sistema para el cálculo del ángulo de la marcha, debido a que los fabricantes no fueron capaces de aclararnos esta información.

Partiendo de esa premisa, comparamos los valores que nos proporcionaba la plataforma de presiones, las huellas mostradas en la pantalla utilizando AutoCAD y los que obtuvimos con el tapiz de látex. En base a los resultados antes mencionados podemos deducir que los valores que nos proporciona la plataforma no nos servirían en caso de que queramos utilizar estos datos con un fin clínico o de investigación, ya que estos discrepan con las medidas obtenidas con los otros 2 métodos antes mencionados.

Entre las limitaciones del estudio, consideramos como la más importante el no haber tomado el ángulo de la marcha más de una vez para hacer una media de los resultados, ya que el ángulo de la marcha no es igual en todos los pasos que da un individuo, sino que cada individuo tiene un rango de grados que varía el ángulo de la marcha según el momento dinámico<sup>22</sup>.

Como líneas de investigación futuras se propone equilibrar la muestra en cuanto al sexo, de esta manera nos podrían mostrar resultados en base a los dimorfismos sexuales. Del mismo modo, ampliar el número de muestra

para abarcar todos los rangos de edades y de esta forma analizar la variación del ángulo de la marcha, ya que, como hemos mencionado anteriormente, los estudios muestran a que hay una tendencia a aumentarlo con la edad<sup>4,12,18,21,27</sup>. También sería oportuno incluir más sujetos zurdos, ya que el ángulo de la marcha en los 3 métodos de medida siempre era mayor en el pie derecho y todos los sujetos menos uno eran diestros, con lo cual de esta forma podríamos establecer alguna relación entre la dominancia cerebral y el ángulo de la marcha. Además, consideramos que sería interesante valorar otros factores que pueden intervenir en la apertura o cierre del ángulo de la marcha, como es la alineación de las pelvis en bipedestación<sup>28,29</sup> que no hemos considerado en este estudio.

Como conclusiones de este estudio destacamos que los sujetos con HL avanzado tienen disminución del patrón rotador interno y un aumento del ángulo de la marcha en comparación con la población normal, siendo estos valores estadísticamente significativos. La disminución del patrón rotador interno determina un aumento del ángulo de la marcha. Los valores del ángulo de la marcha que proporciona la plataforma de presiones no se asemejan a las medidas obtenidas con la captura de pantalla de las huellas de la plataforma y las huellas del tapiz de látex.

## Responsabilidades éticas

**Protección de personas y animales.** Los autores declaran que para esta investigación no se han realizado experimentos en seres humanos ni en animales.

**Confidencialidad de los datos.** Los autores declaran que en este artículo no aparecen datos de pacientes.

**Derecho a la privacidad y consentimiento informado.** Los autores declaran que en este artículo no aparecen datos de pacientes.

## Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflicto de intereses

## Bibliografía

1. Moreno de la Fuente JL. *Podología general y Biomecánica*. Barcelona: Elsevier/Masson; 2009.
2. Maestro M, Besse J, Leemrijse T. *Biomecánica del gran artejo o hallux*. EMC-Podol. 2008;10:1-9.
3. Munuera PV. *El primer radio*. Biomecánica y ortopodología. 2.ª ed. Cádiz: Exa Editores, SL; 2009.
4. Lafuente G. Patrón rotador de la extremidad inferior. Un nuevo parámetro exploratorio. Relación con el hallux limitus [tesis doctoral]. Universidad de Sevilla; 2006.
5. Lafuente G, Munuera PV, Domínguez G, Reina M, Lafuente B. Hallux limitus and its relationship with the internal rotational pattern of the lower limb. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2011;101:467-74.
6. Lafuente G, Domínguez G, Munuera PV, Reina M. Patrón rotador de la extremidad inferior: Concepto, valores normales y

- relación con el ángulo de la marcha y con la movilidad del primer dedo. *Rev Esp Podol*. 2005;16:6-12.
7. Lapidus P. "Dorsal Bunion": Its mechanics and operative correction. *J Bone Joint Surg*. 1940;22A:627-37.
  8. Dananberg HJ. Gait style as an etiology to chronic postural pain. Part I. Functional hallux limitus. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1993;83:433-41.
  9. Hopson M, McPoil T, Cornwall M. Motion of the metatarsophalangeal joint: Reliability and validity of four measurement techniques. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1995;85:198-204.
  10. Hall C, Nester C. Sagittal plane compensations for artificially induced limitation of first metatarsophalangeal joint. A preliminary study. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2004;94:269-74.
  11. Losel S, Burgess-Milliron M, Micheli L, Edington C. Simplified technique for determining foot progression angle in children 4 to 16 years of age. *J Pediatr Orthop*. 1996;16:570-4.
  12. Morton DJ. The angle of the gait: A study based upon examination of the feet central African natives. *J Bone Joint Surg*. 1932;14A:741-54.
  13. Murray MP, Kory RC, Sepic SP. Walking patterns of normal women. *Arch Phys Med Rehabil*. 1970;51:637-50.
  14. Murray MP, Drought AB, Kory RC. Walking patterns of normal men. *J Bone Joint Surg*. 1964;46A:335-60.
  15. Ho CS, Lin CJ, Chou YL, Su FC, Lin SC. Foot progression angle and ankle joint complex in preschool children. *Clin Biomech*. 2000;15:271-7.
  16. Patek SD. The angle of the gait in women. *Am J Phys Anthropol*. 1926;9:273-91.
  17. Perry J. *Gait analysis. Normal and pathological function*. Thorofare: Slack Incorporate; 1992.
  18. Reina M, Trujillo P, Ojeda A, Lafuente G, Munuera PV. Evolución del ángulo de la marcha en la infancia. *Rev Esp Podol*. 2007;18:214-7.
  19. Valmassy RL. *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis: Mosby; 1976.
  20. Staheli LT, Corbett M, Wyss C, King H. Lower-extremity rotational problems in children. *J Bone Joint Surg*. 1985;67:39-47.
  21. Seber S, Hazer B, Köse N, Göktürk E, Günel I, Turgut A. Rotational profile of the lower extremity and foot progression angle: Computerized tomographic examination of 50 male adults. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2000;120:255-8.
  22. Lafuente B, Domínguez G, González S, Mahillo R, Munuera PV, Ramos J. Estudio comparativo del ángulo de la marcha con plataforma de presiones y cinta de látex. *Podología Clínica*. 2008;9:174-7.
  23. 18.ª Asamblea Médica Mundial. Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial. Principios éticos para la investigaciones médicas en seres humanos. Helsinki World Med Assoc. 1964.
  24. Debrunner HU. *Diagnóstico en Ortopedia*. 6.ª ed. Barcelona: Iatro Ediciones; 1994. p. 147-8.
  25. McRae R. *Exploración clínica ortopédica*. 5.ª ed. Madrid: Elsevier España, SA; 2005.
  26. Taboada CH. *Goniometría*. 1.ª ed. Buenos Aires: Asociart ART; 2007.
  27. Dougan S. The angle of the gait. *Am J Phys Anthropol*. 1924;7:275-9.
  28. Gage JR, DeLuca PA, Renshaw TS. Gait analysis: Principle and applications with emphasis on its use in cerebral palsy. *Instr Course Lect*. 1996;45:491-507.
  29. Taranto J, Taranto MJ, Bryant AR, Singer KP. Analysis of dynamic angle of gait and radiographic features in subjects with hallux abducto valgus and hallux limitus. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2007;97:175-88.