



ORIGINAL

Artículo en español

Rev Esp Podol. 2021;32(1):36-41

DOI: 10.20986/revesspod.2021.1602/2021

## Relación entre la dorsiflexión de tobillo y la dorsiflexión de la primera articulación metatarsofalángica en las fases de apoyo total y despegue de la marcha: estudio transversal en sujetos sanos

*Relationship between ankle dorsiflexion and dorsiflexion of the first metatarsophalangeal joint in the full stance and toe-off phases of gait: cross-sectional study in healthy subjects*

Joan Morante Naranjo y Enrique Sanchis Sales

*Departamento de Enfermería, Facultad de Enfermería y Podología. Universidad de Valencia. Valencia, España*

### Palabras clave:

Flexión dorsal, articulación de tobillo, primera articulación metatarsofalángica, marcha humana, FPI.

### Resumen

**Objetivos:** La articulación del tobillo y la primera articulación metatarsofalángica han sido ampliamente tratadas en la literatura dada su importancia durante el transcurso de la marcha como parte fundamental del desplazamiento de cargas, de proximal a distal, y su posible relación a la hora de realizar dicha función. El objetivo de este estudio es comprobar si existe una relación entre los grados de flexión dorsal de ambas articulaciones durante el transcurso de la marcha humana.

**Pacientes y métodos:** El estudio se compone de 29 sujetos adultos sin presencia de patología en el miembro inferior. La postura del pie se clasificó mediante el índice de postura del pie. Mediante el test de Lunge y el test de Dananberg se establecieron los grados de flexión dorsal de tobillo y primera articulación metatarsofalángica en estática. La medición dinámica se llevó a cabo mediante una grabación en 2D del ciclo de marcha de los sujetos; posteriormente se analizó mediante el software de análisis de vídeo Kinovea®.

**Resultados:** Los grados de flexión dorsal de tobillo y primera articulación metatarsofalángica en dinámica no mostraron una relación lineal significativa. Respecto a la postura del pie tampoco se encontró una relación lineal significativa con las mediciones anteriores.

**Conclusión:** El presente estudio muestra la ausencia de relación entre los grados de flexión dorsal de tobillo y la primera articulación metatarsofalángica en dinámica. Sería recomendable seguir investigando el comportamiento mecánico de ambas articulaciones con el fin de entender completamente el funcionamiento de estas y llegar a conclusiones definitivas.

### Keywords:

Dorsiflexion, ankle joint, first metatarsophalangeal joint, human gait, FPI.

### Abstract

**Objectives:** The ankle joint and first metatarsophalangeal joint have been widely discussed in the literature given their importance during the course of gait as a fundamental part of proximal to distal load shifting and their possible relationship when performing that function. The aim of this study is to test if there is a relationship between the degrees of dorsal flexion of both joints during the course of human gait.

**Patients and methods:** The study consisted of 29 adult subjects without the presence of lower limb pathology. Foot posture was classified using the foot posture index. Using the Lunge test and the Dananberg test, the degrees of dorsal flexion of the ankle and first metatarsophalangeal joint in static were established. The dynamic measurement was carried out by means of a 2D recording of the subjects gait cycle, which was subsequently analyzed using Kinovea® video analysis software.

**Results:** The degrees of dorsal flexion of the ankle and first metatarsophalangeal joint in dynamics did not show a significant linear relationship. Regarding foot posture, no significant linear relationship was found with the previous measurements.

**Conclusion:** The present study shows the absence of a relationship between the degrees of dorsal flexion of the ankle and first metatarsophalangeal joint in dynamics. It would be advisable to continue investigating the mechanical behavior of both joints in order to fully understand their function and reach definitive conclusions.

Recibido: 14-04-2021

Aceptado: 03-05-2021



0210-1238 © Los autores. 2021.  
Editorial: INSPIRA NETWORK GROUP S.L.  
Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC Reconocimiento 4.0 Internacional  
([www.creativecommons.org/licenses/by/4.0/](http://www.creativecommons.org/licenses/by/4.0/)).

Correspondencia:

Joan Morante Naranjo  
joanmorante22@gmail.com

## INTRODUCCIÓN

La articulación tibio-peronea-astragalina (ATPA), o articulación del tobillo, es una de las más estables del cuerpo humano y resulta de gran importancia durante el transcurso de la marcha humana<sup>1</sup>. Esta articulación presenta su rango de movimiento principal en el plano sagital, donde se desarrollan los movimientos de flexión dorsal (FD) y flexión plantar (FP). Los valores mínimos en descarga establecidos para el correcto cumplimiento de la función dinámica son 10° de FD y 20° de FP<sup>1-6</sup>. La importancia de dicha articulación reside principalmente en su función dentro del sistema rockers descrito por Perry<sup>2</sup>, sistema mediante el cual el pie traslada la carga desde retropié hasta antepié, a través del movimiento en el plano sagital, concretamente, la acción principal de la ATPA transcurrirá durante el segundo rocker, que tiene lugar durante la fase de apoyo total del pie. Es por lo anteriormente mencionado que una limitación en la FD de esta articulación supone un bloqueo en la cadena articular del plano sagital, que puede provocar la aparición de múltiples alteraciones mecánicas<sup>7-11</sup>. Como herramienta para la valoración de la FD en carga de la ATPA, contamos con el test de Lunge como uno de los más utilizados en clínica e investigación, ya que dicha valoración en carga permite extrapolar los resultados a la dinámica<sup>12-15</sup>.

Junto con la ATPA, la primera articulación metatarsofalángica (1.ª AMTF) es la otra articulación del pie de gran importancia en la correcta transmisión de la carga, llevando a cabo su participación más relevante en el tercer rocker, dentro de la fase propulsiva<sup>2,7</sup>. Esta articulación desarrolla, de igual forma, su rango de movimiento principal dentro del plano sagital, con los movimientos de FD y FP<sup>2,16</sup>. A la hora de valorar la movilidad articular de la 1.ª AMTF, los estudios se han centrado en la FD, ya que es a través de esta donde se lleva a cabo la función dinámica de la articulación. El rango de FD necesario en descarga para desarrollar de forma correcta la fase propulsiva se estableció en valores cercanos a los 65°<sup>16-20</sup> y, a pesar de seguir siendo el valor de referencia, más adelante otros estudios han obtenido valores más bajos, alrededor de los 40°-50°<sup>21-24</sup>.

La relación entre ambas articulaciones se ha establecido tanto en el aspecto funcional, por su función dentro de la cadena articular de traslación de la carga en el plano sagital<sup>2,7</sup>, como en el aspecto anatómico, mediante el sistema aquíleo-calcáneo-plantar. Este sistema ofrece un modelo combinado, tanto anatómico como funcional. El aspecto anatómico se basa en la proximidad entre la inserción del tendón de Aquiles y fascia plantar, pudiendo entenderse casi como una continuidad de las fibras entre ambas estructuras. El aspecto funcional se basa en la acción del complejo gastrocóleo y su influencia en la tensión de la fascia plantar<sup>25-27</sup>, probada en descarga por el estudio de Carlson y cols.<sup>28</sup>. En dinámica, esta relación se fundamenta en el momento dorsiflexor de antepié, contrario al momento plantarflexor ejercido por la acción del complejo gastrocóleo, el cual genera un aplanamiento del ALI. Por consiguiente, este aplanamiento

lleva a un aumento de la tensión en la fascia plantar, que puede suponer un impedimento en la instauración del mecanismo de Windlass, generando una limitación de la FD de la 1.ª AMTF durante la fase propulsiva<sup>8,29,30</sup>. Sin embargo, con el fin de plasmar esta relación de forma objetiva, es necesario establecer una relación dinámica a través de los rangos de movilidad en FD que ofrecen ambas articulaciones durante la marcha; es por ello que la finalidad de este estudio es comprobar la existencia de esta relación.

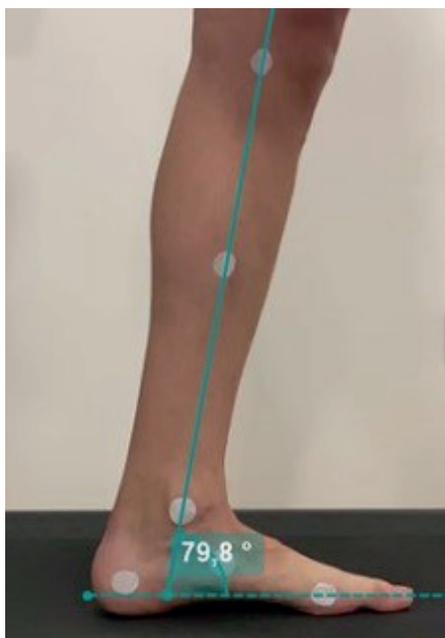
## PACIENTES Y MÉTODOS

### *Población de estudio*

Se llevó a cabo un estudio observacional, descriptivo, de corte transversal, sobre 29 sujetos entre 20 y 50 años pertenecientes a los cursos de 3.º y 4.º del grado de Podología de la Universidad de Valencia en el curso 2019-2020. Se incluyeron solo los sujetos sanos sin afectaciones neuromusculares, sin lesiones en pie o pierna que cursen con dolor o les impidan la normal movilización y sin antecedentes quirúrgicos en el pie. Previamente al estudio, todos los sujetos firmaron un consentimiento informado revisado y aprobado por el Comité Ético de Investigación en Humanos de la Universitat de València (n.º procedimiento: 1251027).

### *Medición de variables*

La toma de datos se realizó desde diciembre de 2019 hasta marzo de 2020 por el mismo investigador. En primer lugar se obtuvieron los datos antropométricos, como edad, sexo, peso y altura. Posteriormente se realizó el índice de postura del pie (FPI por sus siglas en inglés) tal como describe Redmond y cols.<sup>31</sup>. El pie que se analizó durante todo el procedimiento fue el pie izquierdo. La medición en estática de los grados de la FD de ATPA se realizó mediante el test de Lunge, siguiendo la descripción de Bennell y cols.<sup>12</sup>, y se obtuvieron los grados de angulación de la tibia mediante la app Tiltmeter®, la cual ha sido validada para dicha medición<sup>14,32</sup>. La medición en estática de los grados de la FD de la 1.ª AMTF se llevó a cabo mediante el test de Dananberg<sup>33</sup>, siendo positivo en todos aquellos sujetos con una FD menor de 65°. Para la medición en dinámica se colocaron 6 marcadores reflectantes en los siguientes puntos de pie y pierna izquierda: zona más prominente del aspecto medial de la primera cabeza metatarsal, tuberosidad del hueso navicular, límite proximal medial de la tuberosidad del calcáneo, punto más prominente del maléolo medial, cóndilo medial tibial y en el punto intermedio entre estos dos últimos marcadores. La grabación se realizó sobre una cinta de marcha, a una velocidad de 3 km/h, y se incluyeron 3 fases de apoyo de la marcha completas, es decir, desde el contacto de talón hasta el despegue digital del mismo pie, con el fin de obtener el momento más claro de medición posible. El análisis del vídeo se llevó a cabo mediante el software de análisis de vídeo Kinovea®. La medición de los grados de



**Figura 1.** Captura del momento de medición del ángulo de FD de la ATPA.

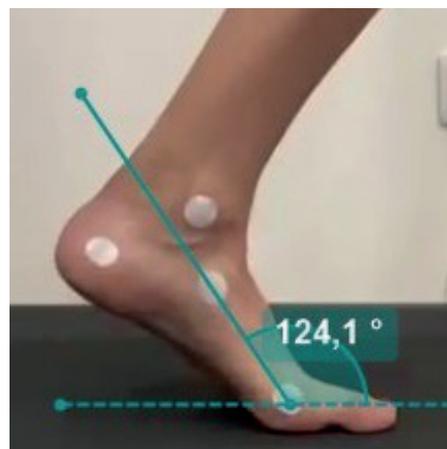
la FD de ATPA se hizo en la fase de apoyo total, antes del despegue de talón, tomando como referencia los marcadores de primera cabeza metatarsal, límite proximal medial de la tuberosidad del calcáneo, maléolo medial y punto intermedio de la pierna (Figura 1). La medición en la 1.ª AMTF se hizo en la fase de despegue, en el instante anterior a la elevación de la primera cabeza metatarsal, tomando como referencia los marcadores en primera cabeza metatarsal y tuberosidad del hueso navicular (Figura 2).

#### Análisis de los datos

Para el análisis de los datos se utilizó el programa estadístico PSPPP versión 1.2.0-1 para Mac OS. Se realizó su análisis estadístico mediante la “Prueba ANOVA” para comparar medias con un intervalo de confianza del 95 %, y se realizaron correlaciones bivariadas mediante el “Coeficiente de correlación Pearson” entre las diferentes variables del estudio para observar la existencia de relaciones significativas entre ellas, con un margen de error estadístico de 0.5, asumiendo que existía una correlación significativa en valores  $p$  menores o iguales a 0.05.

## RESULTADOS

Se incluyeron un total de 29 sujetos en el estudio entre 20 y 50 años con una media de  $22 \pm 2.47$  años. En el análisis descriptivo de los datos se obtuvo que la FD de ATPA en dinámica mostró una media de  $14.66^\circ$ , con un máximo de  $19.20^\circ$  y un mínimo de  $10.80^\circ$ , mientras que la FD de 1.ª AMTF en dinámi-



**Figura 2.** Captura del momento de medición del ángulo de FD de la 1.ª AMTF.

ca mostró una media de  $60.69^\circ$  con un máximo de  $73.20^\circ$  y un mínimo de  $33.90^\circ$ . De los 29 pies analizados, 9 (31.03 %) eran pronados, 3 (10.34 %) eran supinados y 17 (58.62 %) eran normales.

Se realizó la “Prueba ANOVA” para la comparación de medias entre las mediciones en dinámica y los distintos tipos de pie, donde se observó un aumento de la FD tanto de ATPA como 1.ª AMTF en los pies supinados, mientras que para pies normales y pronados se obtuvieron valores similares (Tabla I). Sin embargo, no se encontró esta diferencia entre las medias como estadísticamente significativa para la FD de ATPA en dinámica,  $p = 0.319$  ( $p > 0.05$ ), ni para FD de 1.ª AMTF,  $p = 0.628$  ( $p > 0.05$ ). El “Coeficiente de Correlación de Pearson” mostró una significación bilateral mayor que el máximo establecido ( $p < 0.05$ ) entre todas las variables del estudio, por lo que se descartó una relación lineal significativa entre ninguna de ellas (Tabla II).

## DISCUSIÓN

La FD de ATPA y 1.ª AMTF son claves para el correcto desarrollo de la marcha, siendo las dos articulaciones más importantes del pie a la hora de trasladar la carga desde talón hasta

**Tabla I. Media y desviación estándar de la FD de ATPA y FD de 1.ª AMTF en dinámica según el tipo de pie.**

FPI	n	FD ATPA Media $\pm$ SD	FD 1ª AMTF Media $\pm$ SD
Pronado	9	$14^\circ \pm 2.70^\circ$	$59^\circ \pm 10.75^\circ$
Supinado	3	$17^\circ \pm 0.83^\circ$	$69^\circ \pm 4.65^\circ$
Normal	17	$14^\circ \pm 2.51^\circ$	$60^\circ \pm 7.75^\circ$
TOTAL	29	$14^\circ \pm 2.56^\circ$	$61^\circ \pm 8.87^\circ$

**Tabla II. Correlación de Pearson y significancia bilateral entre la FD de ATPA y 1.ª AMTF en dinámica y el resto de variables del estudio.**

		FPI	Test de Lunge	Test de Dananberg	FD 1.ª AMTF
FD ATPA	Correlación de Pearson	-0.03	-0.20	0.23	0.23
FD 1.ª AMTF		0.03	0.04	0.17	
FD ATPA	Valor p	0.895	0.309	0.239	0.239
FD 1.ª AMTF		0.859	0.853	0.367	

dedos, permitiendo la progresión del miembro inferior. Es por esto que ambas articulaciones son objeto de evaluación en gran parte de las exploraciones en clínica, y a su vez han sido ampliamente tratadas en el ámbito de la investigación. Teniendo esto en cuenta, el objetivo de esta investigación ha sido buscar la existencia de relación entre los grados de FD de ambas articulaciones en dinámica en los diferentes tipos de pies.

Como podemos ver tras la exposición de los resultados de este estudio, estos no reflejan una relación significativa entre las medidas de FD en dinámica de la ATPA y la 1.ª AMTF. Este resultado concuerda con los obtenidos por Hall y Nester<sup>34</sup>, cuyos resultados reflejaron un aumento de FD de ATPA al limitar la 1.ª AMTF mediante el uso de ortesis, pero sin ser este estadísticamente significativo. Igual ocurre en el estudio de Allan y cols.<sup>35</sup>, donde tampoco se hallaron diferencias entre pacientes con y sin limitación de la 1.ª AMTF en descarga. Precisamente estos resultados se pueden asociar a los del presente trabajo en lo referente a la relación entre la dinámica de la ATPA y los hallazgos en descarga de la 1.ª AMTF mediante el test de Dananberg, donde tampoco se encontró una relación significativa. Alfaró Santafé y cols.<sup>14</sup> registraron una disminución de la FD de ATPA mediante el test de Lunge en sujetos previamente diagnosticados con hallux lúmitus funcional, sin embargo esta relación no se estableció como significativa, siguiendo la línea tanto del presente como de los anteriores estudios comentados. Estos resultados nos llevaron a pensar que la limitación en alguna de ambas articulaciones, podría no ser compensada por la otra, tal como afirma Dananberg<sup>7</sup> a través de la cadena del plano sagital. Dicha compensación podría ser llevada a cabo mediante las articulaciones de mediopié, como la mediotarsiana, la escafo-cuneana o la cuneometatarsal, cuyos rangos de movimiento en el plano sagital se han revisado en diversos estudios<sup>21,36-38</sup> y podrían ser suficientes para suplir una limitación en la ATPA durante la marcha, tal como se ha sugerido en publicaciones anteriores<sup>8,11,30</sup>. Esto abriría la puerta a la exploración clínica de dichas articulaciones en caso de limitación de la FD de la ATPA, y a la posible aplicación de tratamientos mediante ortesis plantares en caso de situaciones patológicas generadas por dicha compensación.

Atendiendo a los resultados de este estudio, no ha sido posible establecer una relación significativa entre el FPI y los

grados de FD tanto de la ATPA como de la 1.ª AMTF. La movilidad de la 1.ª AMTF ha generado controversia en el pasado en cuanto a su relación con la postura del pie, lo cual se ve reflejado en los resultados dispares presentes en la bibliografía. En concordancia con el presente estudio, tenemos el realizado por Powell y cols.<sup>39</sup>, donde no se obtuvo una relación significativa entre la FD y la postura del pie, además de los estudios de Nawoczenski y cols.<sup>40</sup> y Redmond y cols.<sup>41</sup>, donde no encontraron un cambio significativo en la FD al aplicar ortesis con cuñas supinadoras de retropié. Por otro lado, los estudios de Saraswat y cols.<sup>42</sup>, Buldt y cols.<sup>43</sup> y Sanchis y cols.<sup>44</sup>, sí encontraron una disminución significativa de la FD en pacientes con pies pronados. De forma similar ocurre en los estudios previos de Harradine y cols.<sup>45</sup> y Scherer y cols.<sup>46</sup>, los cuales hicieron uso de cuñas laterales para posicionar el pie en eversión, encontrando una disminución significativa de la FD entre pacientes con y sin el uso de estas cuñas. Sin embargo, en el caso de Harradine y cols.<sup>45</sup>, esta medición se llevó a cabo mediante una simulación del despegue digital en estática, no mediante un seguimiento en dinámica, por lo que los resultados pueden no ser comparables. Con los resultados expuestos en estos estudios, junto con el presente, no podemos llegar a una conclusión definitiva sobre la influencia de la posición estática del pie sobre la FD de la 1.ª AMTF en dinámica, por lo que sería de interés la realización de un estudio en mayor profundidad en el futuro, ya que, de forma teórica, la postura del pie sí ha adquirido importancia en la literatura en relación con el correcto desarrollo del mecanismo de Windlass, y por tanto, con la influencia en la dinámica de la 1.ª AMTF<sup>8,29,30</sup>.

Como sucede en el caso de la 1.ª AMTF, encontramos variabilidad en los resultados respecto a la relación entre la postura del pie y la FD de ATPA. Los estudios de Hunt y Smith<sup>47</sup>, Barton y cols.<sup>48</sup> y Powell y cols.<sup>39</sup> obtuvieron resultados similares a los del presente estudio, ya que no establecieron una relación significativa entre la FD de ATPA en dinámica y la postura del pie. Siguiendo en esta línea, un estudio de MacLean y cols.<sup>49</sup>, donde mediante el uso de ortesis personalizadas modificaron la postura del pie de los sujetos para acercarla a la máxima normalidad posible, tampoco obtuvo una diferencia significativa en la FD de ATPA, con o sin soportes. Sin embargo, sí que se encontró una disminución significativa de la fuerza vertical recibida por el pie durante toda la fase de apoyo; esto podría suponer un menor esfuerzo de la musculatura posterior a la

hora de compensar el momento dorsiflexor externo y, por tanto, sí podría establecerse como prevención de una situación patológica de rigidez o acortamiento muscular, que generara una limitación en la FD de ATPA en el futuro. Como contraposición, encontramos los estudios de Saraswat y cols.<sup>42</sup>, Buldt y cols.<sup>43</sup> y Sanchis y cols.<sup>44</sup>, donde se halló una disminución significativa de los grados de la FD de ATPA en pacientes con pies pronados. Lo mismo ocurre en el caso del realizado por Resende y cols.<sup>50</sup>, en el cual encontraron una disminución significativa de la FD durante toda la fase de apoyo medio del pie con el uso de calzado con un posteo lateral. Como en el caso de la 1.ª AMTF, con los hallazgos de estudios anteriores y el presente estudio no es suficiente para sacar unas conclusiones definitivas sobre el efecto de la posición estática del pie sobre la FD de ATPA.

Este estudio cuenta con algunas limitaciones que crean la necesidad de la realización de estudios posteriores con el fin de revisar los resultados obtenidos. Comenzando con las mediciones tomadas mediante el software Kinovea®, estas requieren de cierto entrenamiento y práctica, es por ello que se debe asumir un margen de error, además de tratarse de una medición en 2D con las consiguientes limitaciones presentes frente a una medición en 3D. Respecto a la muestra, nos encontramos un reducido tamaño muestral y poca diversidad en los tipos de pies de los sujetos, lo cual nos impide ser categóricos a la hora de extrapolar los resultados a la población general, y excluye grupos de población como el infantil o el geriátrico.

En conclusión, el presente estudio no ha encontrado correlación entre los rangos de FD de ATPA y 1.ª AMTF. Sería recomendable seguir investigando el comportamiento mecánico de ambas articulaciones por su importancia durante las actividades en carga, como la marcha humana, ya que podría abrir la puerta a nuevas perspectivas para la evaluación clínica y la predicción de futuras patologías asociadas a una limitación articular en cualquiera de estas, así como nuevos caminos para su tratamiento.

#### CONFLICTO DE INTERESES

Ninguno.

#### FINACIACIÓN

Ninguna.

#### BIBLIOGRAFÍA

- Voegelí AV. Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie. *Rev Esp Reumatol*. 2003;30(9):469-77.
- Perry, J, Burnfield J. Análisis de la marcha: función normal y patológica. Madrid: Editorial Base; 2015.
- Grimston SK, Nigg BM, Hanley DA, Engsberg JR. Differences in Ankle Joint Complex Range of Motion as a Function of Age. *Foot Ankle Int*. 1993;14(4):215-22. DOI: 10.1177/107110079301400407.
- Winter DA. Kinematic and kinetic patterns in human gait: Variability and compensating effects. *Hum Mov Sci*. 1984;3(1-2):51-76. DOI: 10.1016/0167-9457(84)90005-8.
- Jordan RP, Cooper M, Schuster RO. Ankle dorsiflexion at the heel-off phase of gait: a photokinegraphic study. *J Am Podiatry Assoc*. 1979;69(1):40-6. DOI: 10.7547/87507315-69-1-40.
- Baggett BD, Young G. Ankle joint dorsiflexion. Establishment of a normal range. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1993;83(5):251-4. DOI: 10.7547/87507315-83-5-251.
- Dananberg HJ. Sagittal plane biomechanics. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2000;90(1):47-50. DOI: 10.7547/87507315-90-1-47.
- Pascual Huerta J. The effect of the gastrocnemius on the plantar fascia. *Foot Ankle Clin*. 2014;19(4):701-18. DOI: 10.1016/j.fcl.2014.08.011.
- Nakale NT, Strydom A, Saragas NP, Ferrao PNF. Association Between Plantar Fasciitis and Isolated Gastrocnemius Tightness. *Foot Ankle Int*. 2018;39(3):271-7. DOI: 10.1177/1071100717744175.
- García Vidal J-A, Piñero Palazón J-G, Baño Alcaraz A, Sánchez Martínez M-P, Medina Mirapeix F. Valor del test de Silfverskiöld para el diagnóstico de la fascitis plantar. *Rev int cienc Podol*. 2018;13(1):41-6. DOI: 10.5209/RICP.62343.
- DiGiovanni CW, Langer P. The Role of Isolated Gastrocnemius and Combined Achilles Contractures in the Flatfoot. *Foot Ankle Clin*. 2007;12(2):363-79. DOI: 10.1016/j.fcl.2007.03.005.
- Bennell K, Talbot R, Wajswelner H, Techovanich W, Kelly D. Intra-rater and inter-rater reliability of a weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion. *Aust J Physiother*. 1998;44(3):175-80. DOI: 10.1016/S0004-9514(14)60377-9.
- Powden CJ, Hoch JM, Hoch MC. Reliability and minimal detectable change of the weight-bearing lunge test: A systematic review. *Man Ther*. 2015;20(4):524-32. DOI: 10.1016/j.math.2015.01.004.
- Alfaro Santafé JJ, Gómez Bernal A, Lanuza Cerzócimo C, Sempere Bonet C, Barniol Mercade A, Alfaro Santafé JV. Resultados del test de Lunge en pacientes con hallux limitus funcional: estudio transversal de casos y controles. *Rev Esp Podol*. 2017;28(2):87-92. DOI: 10.1016/j.repod.2017.10.001.
- Chisholm MD, Birmingham TB, Brown J, MacDermid J, Chesworth BM. Reliability and Validity of a Weight-Bearing Measure of Ankle Dorsiflexion Range of Motion. *Physiother Canada*. 2012;64(4):347-55. DOI: 10.3138/ptc.2011-41.
- Root ML, Orien WP, Weed JH, Vergés Salas C. Función normal y anormal del pie. Madrid: Editorial Base; 2012. p. 54-60.
- Kelikian AS, Sarrafian SK. Sarrafian's anatomy of the foot and ankle : descriptive, topographical, functional. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins; 2011. p. 86-87.
- Kirby KA. Biomecánica del pie y la extremidad inferior II : artículos de Precision Intricast, 1997-2002. Payson, AZ: Precision Intricast; 2002.
- Shereff M. Pathophysiology, Anatomy, and Biomechanics of Hallux Valgus. *Orthopedics*. 1990;13(9):939-45. DOI: 10.3928/0147-7447-19900901-06.
- Hopson MM, McPoil TG, Cornwall MW. Motion of the first metatarsophalangeal joint. Reliability and validity of four measurement techniques. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1995;85(4):198-204. DOI: 10.7547/87507315-85-4-198.
- Phillips RD, Law EA, Ward ED. Functional motion of the medial column joints of the foot during propulsion. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1996;86(10):474-86. DOI: 10.7547/87507315-86-10-474.
- Hetherington V, Johnson R, Albritton J. Necessary dorsiflexion of the first metatarsophalangeal joint during gait. *J Foot Ankle Surg*. 1990;29:218.
- Halstead J, Redmond AC. Weight-bearing passive dorsiflexion of the hallux in standing is not related to hallux dorsiflexion during walking. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2006;36(8):550-6. DOI: 10.2519/jospt.2006.2136.
- Nawoczenski DA, Baumhauer JF, Umberger BR. Relationship between clinical measurements and motion of the first metatarsophalangeal joint during gait. *J Bone Joint Surg - Ser A*. 1999;81(3):370-6. DOI: 10.2106/00004623-199903000-00009.
- Leal Serra V, Leal Serra V, Aquileo Calcáneo Plantar S. Sistema aquileo calcáneo plantar. *Biomecánica*. 2011;19(1):35-43.
- Espinosa C. Sistema Aquileo-calcáneo-plantar. *Rev Esp Podol*. 1998;6(9):283.
- Arandes R, Viladot A. Biomecánica del calcáneo. *Med Clín (Barc)*. 1953;21(1):25-34.

28. Carlson RE, Fleming LL, Hutton WC. The biomechanical relationship between the tendoachilles, plantar fascia and metatarsophalangeal joint dorsiflexion angle. *Foot Ankle Int.* 2000;21(1):18-25. DOI: 10.1177/107110070002100104.
29. Hicks J. The mechanics of the foot. Part II: The Plantar Aponeurosis and the Arc. *J Anat.* 1954;88(1):25-31.
30. Kirby KA. *Biomecánica del pie y la extremidad inferior III : artículos de Precision Intricast*, 2009.
31. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The Foot Posture Index. *Clin Biomech.* 2006;21(1):89-98. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2005.08.002.
32. Williams M, Caserta AJ, Haines TP. The TiltMeter app is a novel and accurate measurement tool for the weight bearing lunge test. *J Sci Med Sport.* 2013;16:392-5. DOI: 10.1016/j.jsams.2013.02.001.
33. Dananberg HJ. Gait style as an etiology to chronic postural pain. Part I. Functional hallux limitus. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1993;83(8):433-41. DOI: 10.7547/87507315-83-8-433.
34. Hall C, Nester CJ. Sagittal plane compensations for artificially induced limitation of the first metatarsophalangeal joint: A preliminary study. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2004;94(3):269-74. DOI: 10.7547/0940269.
35. Allan JJ, McClelland JA, Munteanu SE, Buldt AK, Landorf KB, Roddy E, et al. First metatarsophalangeal joint range of motion is associated with lower limb kinematics in individuals with first metatarsophalangeal joint osteoarthritis. *J Foot Ankle Res.* 2020;13(1):33. DOI: 10.1186/s13047-020-00404-0.
36. Klaue K, Hansen ST, Masquelet AC. Clinical, quantitative assessment of first tarsometatarsal mobility in the sagittal plane and its relation to hallux valgus deformity. *Foot Ankle Int.* 1994;15(1):9-13. DOI: 10.1177/107110079401500103.
37. Wanivenhaus A, Pretterklicber M. First Tarsometatarsal Joint: Anatomical Biomechanical Study. *Foot Ankle Int.* 1989;9(4):153-7. DOI: 10.1177/107110078900900401.
38. Phan CB, Shin G, Lee KM, Koo S. Skeletal kinematics of the midtarsal joint during walking: Midtarsal joint locking revisited. *J Biomech.* 2019;95:109287. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2019.07.031.
39. Powell DW, Long B, Milner CE, Zhang S. Frontal plane multi-segment foot kinematics in high- and low-arched females during dynamic loading tasks. *Hum Mov Sci.* 2011;30(1):105-14. DOI: 10.1016/j.humov.2010.08.015.
40. Nawoczenski DA, Ludewig PM. The Effect of Forefoot and Arch Posting Orthotic Designs on First Metatarsophalangeal Joint Kinematics During Gait. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2004;34(6):317-27. DOI: 10.2519/jospt.2004.34.6.317.
41. Halstead J, Turner DE, Redmond AC. The relationship between hallux dorsiflexion and ankle joint complex frontal plane kinematics: A preliminary study. *Clin Biomech.* 2005;20(5):526-31. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2005.01.004.
42. Saraswat P, MacWilliams BA, Davis RB, D'Astous JL. Kinematics and kinetics of normal and planovalgus feet during walking. *Gait Posture.* 2014;39(1):339-45. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.08.003.
43. Buldt AK, Levinger P, Murley GS, Menz HB, Nester CJ, Landorf KB. Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait Posture.* 2015;42(1):42-8. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2015.03.004.
44. Sanchis-Sales E, Sancho-Bru JL, Roda-Sales A, Pascual-Huerta J. Effect of static foot posture on the dynamic stiffness of foot joints during walking. *Gait Posture.* 2018;62(March):241-6. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2018.03.028.
45. Harradine PD, Bevan LS. The effect of rearfoot eversion on maximal hallux dorsiflexion: A preliminary study. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2000;90(8):390-3. DOI: 10.7547/87507315-90-8-390.
46. Scherer PR, Sanders J, Eldredge DE, Duffy SJ, Lee RY. Effect of Functional Foot Orthoses on First Metatarsophalangeal Joint Dorsiflexion in Stance and Gait. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2006;96(6):478-81. DOI: 10.7547/0960474.
47. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clin Biomech.* 2004;19(4):391-7. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2003.12.010.
48. Barton CJ, Levinger P, Crossley KM, Webster KE, Menz HB. Relationships between the Foot Posture Index and foot kinematics during gait in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *J Foot Ankle Res.* 2011;4(1):10. DOI: 10.1186/1757-1146-4-10.
49. MacLean CL, Davis IS, Hamill J. Short- and long-term influences of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics. *Clin J Sport Med.* 2008;18(4):338-43.
50. Resende RA, Pinheiro LSP, Ocarino JM. Effects of foot pronation on the lower limb sagittal plane biomechanics during gait. *Gait Posture.* 2019;68:130-5. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2018.10.025.