

# Efecto de los posteos mediales de retropié sobre la posición de calcáneo y tibia en estática

## *The rearfoot medial wedge effect on the calcaneus and tibial position in static*

Roberto RICO TEIXEIRA<sup>1</sup>, Rubén SÁNCHEZ GÓMEZ<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Diplomado en podología Universidad Complutense. Máster investigación en podología.

Universidad Rey Juan Carlos.  
roberto.rico@reebokclub.com

<sup>2</sup> Doctor por la Universidad Rey Juan Carlos. Profesor Máster investigación en podología.

Universidad Rey Juan Carlos.  
rusago\_@hotmail.com

Correspondencia:

Roberto Rico Teixeira  
Centro de Medicina del Deporte Optimal Health and Performance  
Reebok Sports Club La Finca  
Pso. del Club Deportivo 4  
E-28223 Pozuelo de Alarcón (Madrid)  
Correo electrónico: roberto.rico@reebokclub.com

Fecha de recepción: 8 de julio de 2013

Fecha de aceptación: 22 de noviembre de 2013

Los autores declaran no tener ningún tipo de interés económico o comercial.

### RESUMEN

**Fundamento y objetivo.** Existe una gran variedad etiológica para la patología del pie y miembro inferior, siendo una de ellas la mala alineación de los segmentos que lo conforman. Las ortesis plantares son un elemento terapéutico ampliamente utilizado. Su efecto clínico de disminución de la sintomatología dolorosa está demostrado, pero su mecanismo de acción aún no lo está. El objetivo del presente estudio es comprobar si existen movimientos en la alineación de la tibia y el calcáneo relacionados con el uso aislado de dispositivos de retropié con distintas alturas a nivel medial en estática.

**Material y método.** Se seleccionaron 17 sujetos sanos para la realización del presente estudio y se midió en bipedestación la posición de la tibia y el calcáneo en los tres planos del espacio en 4 situaciones diferentes: sin dispositivo ortésico de retropié y con un dispositivo de retropié de 3, 6 y 9 mm de altura a nivel medial. Para las mediciones se utilizó el goniómetro electrónico Fastrak Polhemus Patriot ®.

**Resultados.** El uso aislado de dispositivos de retropié con distintas alturas a nivel medial provocó en el calcáneo un movimiento de inversión (adducción, varo y flexión plantar) y en la tibia movimientos en rotación interna, valgo y desplazamiento posterior de forma significativa ( $p < 0,05$ ) entre las distintas situaciones.

**Conclusiones.** El uso aislado de dispositivos de retropié con diferentes alturas a nivel medial influye en la posición de tibia y calcáneo en los tres planos del espacio.

**Palabras clave:** tibia; calcáneo; goniómetro; dispositivo ortésico.

### ABSTRACT

**Grounds and objective.** There is an etiology variety for the foot pathology and the lower extremity, being one of them the bad alignment of its sectors. The plantar orthoses are an therapeutic element that are commonly used. Its clinical effect of the reduction of painful symptomatology is demonstrated, but its mechanism of action is still to be proved. This study's objective is to confirm if there are movements in the tibial and calcaneus alignment related to the isolated use of rearfoot orthotic device with different medial heights in static.

**Material and methods.** 17 healthy subjects were selected for this study and the tibial and calcaneus position was

measured, while the subjects were standing up, in the three planes of space in 4 different situations: without orthotic device and with rearfoot orthotic device of 3, 6 and 9 mm medial height. The electronic goniometry Fastrak Polhemus Patriot ® was used for the measurement.

**Results.** The isolated use of rearfoot orthotic devices with different medial heights produced significant inversion movement in the calcaneus (adduction, varus and plantar flexion) and an internal rotation, valgus and rear movement in the tibial ( $p<0,05$ ) during the different situations.

**Conclusions.** The isolated use of rearfoot orthotic devices with different medial heights affects the tibial and calcaneus position in the three planes of space.

**Key words:** tibia, calcaneus, goniometry, orthotic devices.

**Referencia normalizada:** Rico Texeira, R., Sánchez Gómez, R. Efecto de los posteos mediales de retropié sobre la posición de calcáneo y tibia en estática. Rev. Int. Cienc. Podol. 2014; 8(1): 45-60.

**Sumario:** 1. Introducción, 2. Material y métodos, 3. Resultados, 4. Discusión, 5. Conclusiones, Bibliografía.

## 1. INTRODUCCIÓN

La patología del miembro inferior tiene una etiología variada, siendo una de ellas la mala alineación de los segmentos que la conforman. Murphy y colaboradores<sup>1</sup> en 2003 realizaron una revisión de la literatura sobre los factores de riesgo de lesión en el miembro inferior e indicaron que una mala alineación de la cadera, la rodilla y el tobillo son un importante factor de riesgo. Diversos estudios realizados<sup>1-13</sup> revelan que una mala función de la articulación subtalar, una mala alineación fémoro-tibial, una mala alineación fémoro-patellar o un ángulo Q elevado, se relacionan con patología en el miembro inferior.

Los movimientos del pie transfieren movimiento a la tibia mediante un complejo mecanismo<sup>2</sup>, de modo que una mala función subtalar puede originar movimientos en la tibia que alteren su alineación como por ejemplo sucede cuando una excesiva eversión subtalar origina una excesiva torsión tibial<sup>2,5,6,9-11</sup>.

Las ortesis plantares constituyen un elemento terapéutico ampliamente utilizado para intentar corregir esta desalineación de los segmentos que conforman el miembro inferior<sup>2,3,5-8,11-16</sup>. Su uso se basa en el control de la movilidad subtalar tanto a nivel del rango articular como a nivel de la velocidad del movimiento<sup>5</sup>. Sin embargo, mientras que el efecto clínico de disminución de la sintomatología dolorosa está demostrado, el mecanismo por el cual este efecto clínico se produce aún no está comprobado<sup>2,3,5-7,14-17</sup>. Nigg y colaboradores<sup>2</sup> refirieron que el efecto producido por las ortesis plantares es el resultado de la combinación de mecanismos mecánicos y/o propioceptivos. Varios investigadores han descubierto en sus estudios<sup>14,15</sup> que con el uso de ortesis plantares hay diferencias significativas en los movimientos que conforman los segmentos del miembro inferior y explicarían así la mejoría en cuanto a la sintomatología dolorosa. Pero por otro lado, existen otras investigaciones<sup>3,7,16</sup> que no han demostrado que la disminución de la sintomatología dolorosa se deba a una corrección de la alineación de los segmentos que conforman el miembro inferior dado que el uso de las ortesis plantares no produce movimientos significativos en dichos segmentos.

Para la medición del movimiento de los segmentos del miembro inferior se han utilizado diversos métodos: marcado de los ejes sobre la piel y su posterior medición mediante goniometría<sup>3,4,10,11,16</sup>, realización de radiografías con y sin corrección utilizando ortesis plantares y su posterior goniometría<sup>12</sup>, colocación de marcadores reflectantes sobre la piel y el análisis de su movimiento mediante cámaras de vídeo y software de análisis del movimiento<sup>7-10,15</sup>, así como la colocación de marcadores óseos bajo anestesia local y la medición de su movimiento mediante software específico<sup>2</sup>.

Polhemus Patriot® es un dispositivo con sensores electromagnéticos utilizado por diversos autores<sup>18-21</sup> en el campo de la medicina para la medición del movimiento de los segmentos corporales en columna lumbar, rodilla, pie o incluso para la medición de la estabilidad corporal.

Debido a esto, el objetivo del presente estudio es comprobar si existen movimientos correlacionados de tibia y calcáneo en los tres planos del espacio al añadir posteos en el retropié con diferentes alturas, modificando así la alineación de los segmentos del miembro inferior.

## 2. MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizó un estudio cuantitativo, observacional, analítico, transversal sin sentido. Para ello se analizaron 847 historias clínicas pertenecientes a pacientes del área de podología del Centro de Medicina del Deporte Optimal Health and Performance de Reebok Sports Club La Finca durante los meses de febrero a abril de 2013. Se aplicaron los siguientes criterios de exclusión que, según publicó Murphy<sup>1</sup> en 2003 en una revisión de la literatura, son factores de riesgo de patología en la extremidad inferior: patología diagnosticada o cirugía previas en el miembro inferior, mala alineación del miembro inferior (genu varo, genu valgo, genu flexo, genu recurvatum), presencia de disimetrías, inadecuada morfología del pie (pie plano, cavo, pronado, supinado) e hiperlaxitud ligamentosa. Finalmente, también se consideró como criterio de exclusión aquellos sujetos que presentasen una talla de calzado inferior al número

37 o superior al número 43, según la validación de la Unión Europea (1 punto parís = 6,66 mm)<sup>22</sup>, con el objetivo de que todos los sujetos tuviesen una talla de calzado similar. De este modo, se descartaron 181 sujetos por presentar patología diagnosticada o cirugías previas en el miembro inferior, 64 por presentar una mala alineación, 35 por presentar disimetrías, 459 por presentar una inadecuada morfología del pie, 12 por presentar hiperlaxitud ligamentosa y 79 por presentar una talla de calzado inferior o superior a las indicadas. Por lo tanto, se obtuvieron 17 sujetos sanos que conformaron la muestra del presente estudio, con edades comprendidas entre los 21 y 63 años. La edad media y su desviación típica fueron de 43 años  $\pm$  12,984. Los valores biométricos y de edad de la muestra se pueden consultar en la Tabla 1.

Se determinó una variable independiente y dos dependientes. La variable independiente fue la altura medial del posteo de retropié y estuvo marcada por 4 alturas diferentes 0 mm (sin posteo), 3 mm, 6 mm y 9 mm. Las variables dependientes fueron la movilidad del calcáneo y la movilidad de la tibia, ambas definidas en los tres planos del espacio (Z plano transversal, Y plano frontal, X plano sagital) y que se vieron afectadas por la altura medial del posteo de retropié utilizado.

El aparato de medición para la movilidad del calcáneo y de la tibia fue el goniómetro

electrónico Fastrak Polhemus Patriot® Inc Colchester VT conFigurado con el transmisor de largo alcance a 60 Hz Butterworth 6D Research TM software package (Skill Technologies Inc., Phoenix, AZ). Este dispositivo se basa en la emisión de un campo electromagnético de baja frecuencia. Dentro del campo electromagnético generado se puede localizar la posición y orientación de unos sensores que marcan dinámicamente y en tiempo real sus coordenadas cartesianas (Z, Y, X)<sup>23</sup>. Está compuesto por un emisor de ondas electromagnéticas y dos sensores. Tanto el emisor como los sensores están unidos por cable a un receptor/transformador de la señal (Figura 1) el cual a su vez se une a un ordenador (Toshiba® Satellite L755-1NX para el presente estudio) mediante cable USB y a una toma de corriente alterna de 220 V y 50 Hz. El dispositivo ha sido utilizado por diferentes autores para la medición del movimiento en segmentos corporales (Van Herp et al, Tsai et al, Abreut et al, Sánchez)<sup>18-21</sup> y validado por otros tantos autores (Engels et al, Biryukova et al y Saber-Sheikh et al)<sup>24-26</sup>. El Polhemus Patriot® tiene un error de precisión estática de 0,25 mm ó de 0,1°.

Inicialmente se colocó el sensor 2 (el más pequeño y con forma de lágrima) a nivel de la bisectriz del calcáneo derecho, localizándose su morfología mediante palpación<sup>27</sup> y estableciendo marcas con lápiz dermatográfico para

	Edad	Peso	Altura	Nº Calzado
<b>Nº Válidos</b>	17	17	17	17
<b>Perdidos</b>	0	0	0	0
<b>Media</b>	43	70,824	166,412	39,706
<b>Error tip. de la media</b>	3,149	4,407	2,843	0,531
<b>Desv. tip.</b>	12,984	18,170	11,723	2,190
<b>Mínimo</b>	21	52	150	37
<b>Máximo</b>	63	100	192	43

**Tabla 1.** Estadísticos de grupo. Valores biométricos y de edad de la muestra total de sujetos del estudio.

Abreviaturas: Nº: número; tip: típico.

Edad en años; peso en kilogramos, altura en centímetros, Nº Calzado según numeración europea.

localizar el área donde se colocó el sensor, el cual se pegó sobre la piel con cinta tape (Figura 2). Dicho sensor captó los movimientos de abducción/adducción (eje Z), varo/valgo (eje Y) y flexión dorsal/flexión plantar (eje Z) de calcáneo. Del mismo modo, se colocó el sensor 1 a nivel de la tuberosidad anterior de la tibia derecha, localizándose su posición mediante palpación<sup>27</sup>. Se estableció una marca con lápiz dermatográfico para posteriormente pegar con cinta tape el sensor sobre la piel (Figura 3). Este sensor midió los movimientos de rotación externa/rotación interna (eje Z), varo/valgo (eje Y) y desplazamiento anterior/desplazamiento posterior (eje X) de tibia.

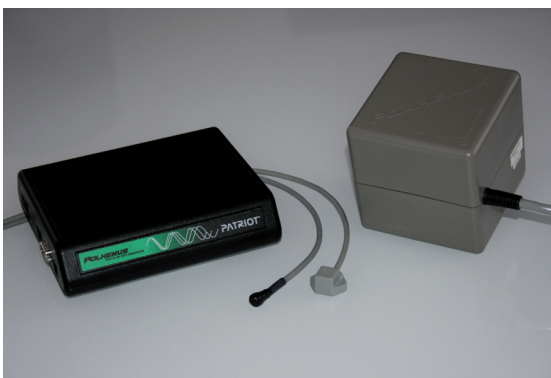
El Laboratorio de Ortesis Plantares Termo-foot S.L. fabricó para la realización de este estudio 3 pares de poteos de retropié. Cada par incluía pie derecho y pie izquierdo. Los materiales de fabricación fueron polipropileno de 2 mm de espesor y EVA 65° Shore A. Un par tenía 3 mm de altura a nivel medial, otro par 6 mm y el último par 9 mm (Figura 4). No se colocó mayor altura a nivel medial ya que Kerrigan et al<sup>28</sup> reportaron que los sujetos referían disconfort con posteos mediales o laterales de retropié de altura superior a 10 mm. Únicamente se fabricó la zona de talón, con el objetivo de que ninguna otra zona pudiera interferir en el estudio y con cazoleta baja para evitar que el plano inclinado que generase el posteo de



**Figura 2.** Colocación del sensor 2 a nivel de la bisectriz del calcáneo derecho.



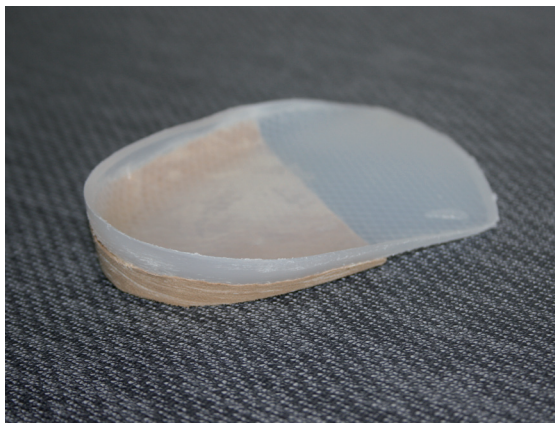
**Figura 3.** Colocación del sensor 1 a nivel de la tuberosidad anterior de la tibia derecha.



**Figura 1.** Fastrak Polhemus Patriot ®. Aparato receptor, sensor 2, sensor 1 y emisor electromagnético de movimiento, de izquierda a derecha respectivamente.



**Figura 4.** Posteos de retropié derecho: 3, 6 y 9 mm de altura a nivel medial, de izquierda a derecha respectivamente.



**Figura 5.** Detalle de posteo de retropié derecho de 9 mm de altura a nivel medial.



**Figura 6.** Sensor 2 y posteo de retropié derecho de 9 mm de altura a nivel medial.

retropié pudiese desplazar lateralmente el pie (Figura 5).

Previo a la realización de la prueba se informó a los sujetos de los objetivos e implicaciones del estudio y se les entregó una hoja de Consentimiento Informado. Se les comunicó del tratamiento de confidencialidad de sus datos según la Ley Orgánica 15/99 de 13 de diciembre sobre la Ley de Protección de Datos.

La prueba se realizó en bipedestación con el ángulo de Fick que presentaba cada sujeto. Las mediciones se realizaron bajo las mismas condiciones ambientales, teniendo especial cuidado en no tener cerca elementos electromagnéticos distorsionantes (aparatos electrónicos, objetos de metal o derivados) dados los efectos negativos que podrían suponer para la toma de datos según instrucciones del fabricante<sup>17</sup>. Se realizaron 4 mediciones con 5 repeticiones por cada sujeto. En la primera medición se capturó la posición del sensor 1 y 2 con el sujeto descalzo. En las siguientes mediciones se pidió al sujeto que levantase del suelo solamente el talón, con el objetivo de no perder su ángulo de Fick y así poder colocar un posteo de retropié (Figura 6). De este modo, en la segunda medición se capturó la posición del sensor 1 y 2 con el posteo de retropié de 3 mm de altura a nivel medial; en la tercera medición se capturó la posición del sensor 1 y 2 con el posteo de retropié de 6 mm de altura a nivel medial; y en la cuarta medición se capturó la posición del sensor 1 y 2 utilizando un posteo de retropié con 9 mm de altura a nivel

medial. Todas las mediciones, a excepción de la primera (sin posteo), se realizaron colocando un posteo de retropié de iguales características en el miembro contralateral para no interferir ni en el equilibrio del sujeto ni en el reparto de cargas entre ambos pies. Finalizado el ciclo de 4 mediciones se repitió hasta en 5 ocasiones cada ciclo para que no existieran artefactos estadísticos que pudieran alterar los resultados de la medición. Entre cada una de las repeticiones los sensores fueron calibrados a 0.

Los datos obtenidos fueron convertidos a un archivo de Microsoft Office Excell® 2007 para su posterior estudio. El software elegido para realizar el análisis de datos fue IBM SPSS Statistics® en su versión 20.0. Para el análisis estadístico se ha utilizado un error del 5 % lo que equivale a un nivel de confianza del 95 % con una significación estadística de  $p < 0,05$ .

La interpretación de los datos obtenidos fue la que sigue a continuación. Los movimientos realizados alrededor del eje Z (plano transversal) fueron de rotación externa de tibia con signo (+) y rotación interna de tibia con signo (-) para el sensor 1 y abducción de calcáneo con signo (+) y adducción de calcáneo con signo (-). De este modo, la nomenclatura fue Z1+ rotación externa de tibia y Z1- rotación interna de tibia en sensor 1; Z2+ abducción calcáneo y Z2- adducción de calcáneo en sensor 2. Los movimientos realizados alrededor del eje Y (plano frontal) fueron de varo con signo (+) y valgo con signo (-) tanto en el sensor 1 como en el sensor 2. De este

modo los datos recogidos por el sensor 1 tenían la nomenclatura de Y1+ varo tibia e Y1- valgo tibia así como para el sensor 2 fue Y2+ varo calcáneo e Y2- valgo calcáneo. Los movimientos localizados alrededor del eje X (plano sagital) fueron en el sensor 1 de desplazamiento anterior de la tibia con signo (+) y desplazamiento posterior de la tibia con signo (-). Para el sensor 2 fueron de flexión plantar de calcáneo con signo (+) y flexión dorsal de calcáneo con signo (-). Así, la nomenclatura fue X1+ desplazamiento anterior de tibia y X1- desplazamiento posterior de tibia para el sensor 1; X2+ flexión plantar de calcáneo y X2- flexión dorsal de calcáneo para el sensor 2. Cabe destacar que para la realización del presente estudio se tuvo en cuenta la nomenclatura europea para definir adducción como acercamiento a la línea media del cuerpo y abducción como alejamiento de la línea media del cuerpo de todos los segmentos óseos.

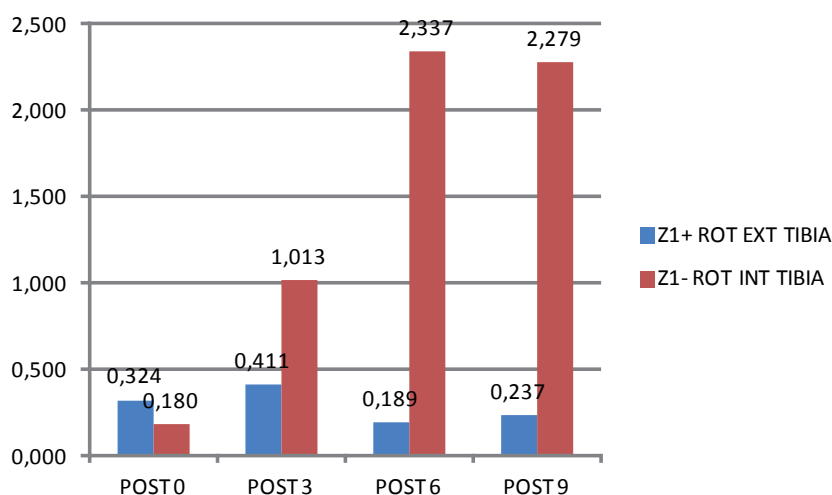
Dentro de las limitaciones del presente estudio se encontró que los sensores del Polhemus Patriot® no son autoadhesivos por lo que se tuvieron que utilizar otros medios de fijación tipo tape sobre la piel del sujeto. Por otro lado, debido a su elevada sensibilidad, las pruebas se tuvieron que llevar a cabo en una sala especial

en la que no existiesen elementos electromagnéticos distorsionantes. Finalmente, destacar que el estudio se llevó a cabo en estática y las mediciones realizadas pueden no ser indicativas de lo que suceda en dinámica.

### 3. RESULTADOS

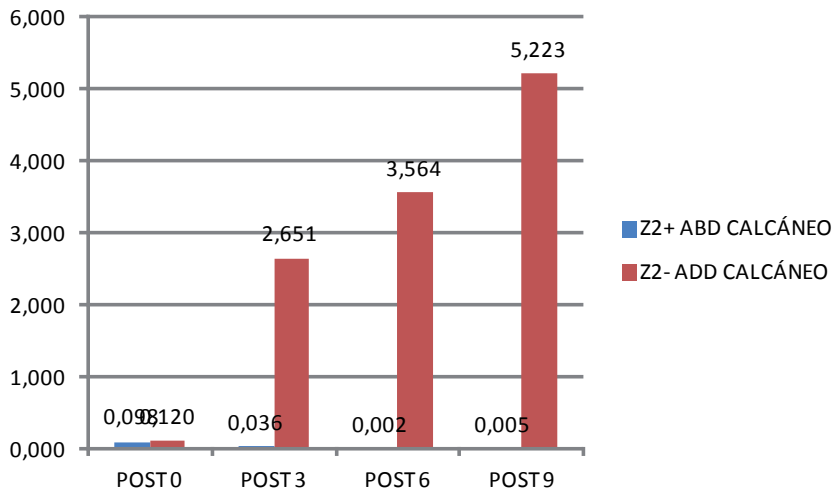
Con el objetivo de conocer la normalidad de los datos de la muestra se realizó el test de Kolmogorov-Smirnov y se llevó a cabo con las medias de las medias de los movimientos de calcáneo y tibia obtenidos a partir del uso de los posteos de retropié utilizados en el presente estudio. Los resultados obtenidos fueron que la distribución de contraste es la normal para todas las pruebas realizadas: rotación externa e interna de tibia, abducción y adducción de calcáneo, varo y valgo de tibia, varo y valgo de calcáneo, desplazamiento anterior y desplazamiento posterior de tibia así como flexión plantar y flexión dorsal de calcáneo.

Las medias de las medias de los movimientos de calcáneo y tibia obtenidos a partir del uso de los posteos de retropié utilizados se exponen en las Figuras 7 a 12.



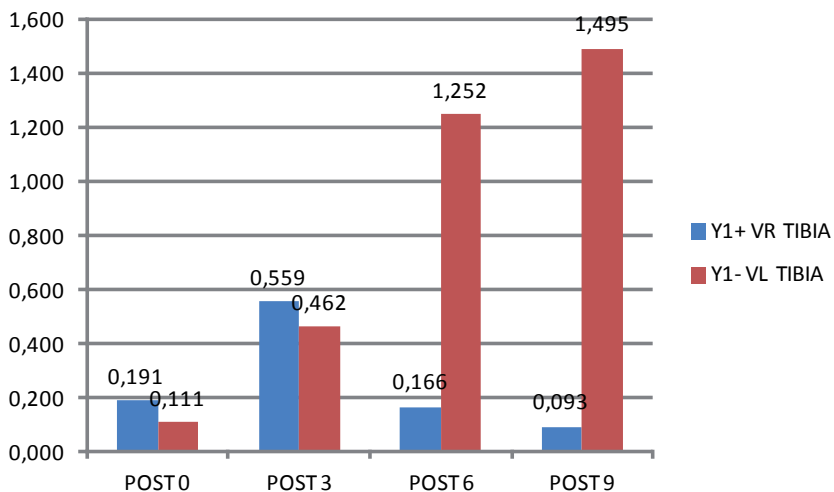
**Figura 7.** Media de las medias de la desviación en rotación externa o interna de la tibia utilizando posteos de retropié con distintas alturas a nivel medial.

Abreviaturas: POST0: sin postero de retropié; POST3: posteo de retropié de 3 mm de altura a nivel medial; POST 6: posteo de retropié de 6 mm de altura a nivel medial; POST 9: posteo de retropié de 9 mm de altura a nivel medial; Z1+: eje Z, sensor 1, valor positivo; Z1-: eje Z, sensor 1, valor negativo; ROT EXT: rotación externa; ROT INT: rotación interna.



**Figura 8.** Media de las medias de la desviación en abducción o adducción de calcáneo utilizando posteos de retropié con distintas alturas a nivel medial

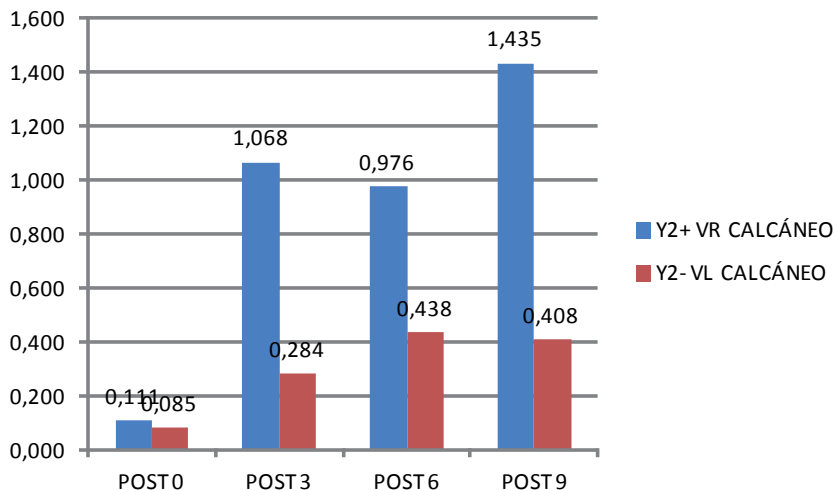
Abreviaturas: POST0: sin postero de retropié; POST3: posteo de retropié de 3 mm de altura a nivel medial; POST 6: posteo de retropié de 6 mm de altura a nivel medial; POST 9: posteo de retropié de 9 mm de altura a nivel medial; Z2+: eje Z, sensor 2, valor positivo; Z2-: eje Z, sensor 2, valor negativo; ABD: abducción; ADD: adducción.



**Figura 9.** Media de las medias de la desviación en varo o valgo de tibia utilizando posteos de retropié con distintas alturas a nivel medial.

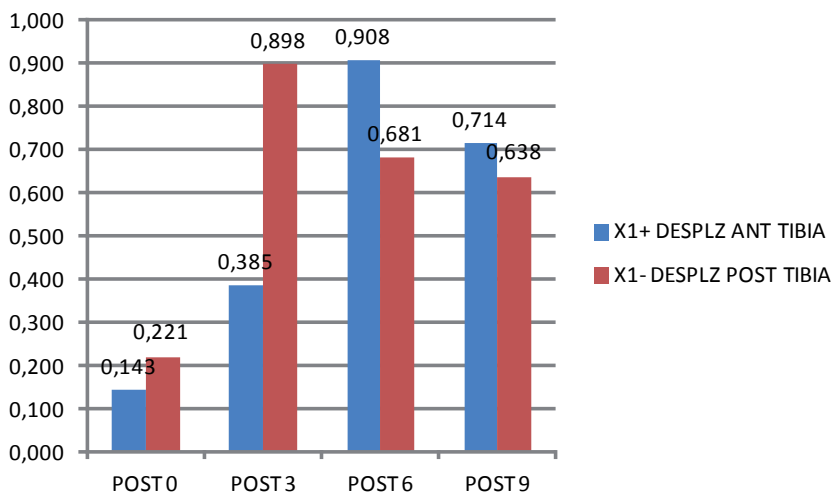
Abreviaturas: POST0: sin postero de retropié; POST3: posteo de retropié de 3 mm de altura a nivel medial; POST 6: posteo de retropié de 6 mm de altura a nivel medial; POST 9: posteo de retropié de 9 mm de altura a nivel medial; Y1+: eje Y, sensor 1, valor positivo; Y1-: eje Y, sensor 1, valor negativo; VR: varo; VL: valgo.





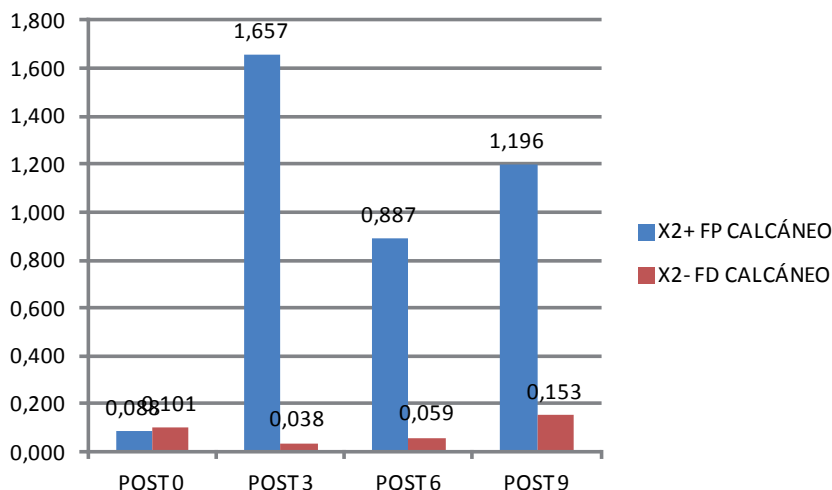
**Figura 10.** Media de las medias de la desviación en varo o valgo de calcáneo utilizando posteos de retropié con distintas alturas a nivel medial.

Abreviaturas: POST0: sin postero de retropié; POST3: posteo de retropié de 3 mm de altura a nivel medial; POST 6: posteo de retropié de 6 mm de altura a nivel medial; POST 9: posteo de retropié de 9 mm de altura a nivel medial; Y2+: eje Y, sensor 2, valor positivo; Y2-: eje Y, sensor 2, valor negativo; VR: varo; VL: valgo.



**Figura 11.** Media de las medias de la desviación en desplazamiento anterior o posterior de tibia utilizando posteos de retropié con distintas alturas a nivel medial.

Abreviaturas: POST0: sin postero de retropié; POST3: posteo de retropié de 3 mm de altura a nivel medial; POST 6: posteo de retropié de 6 mm de altura a nivel medial; POST 9: posteo de retropié de 9 mm de altura a nivel medial; X1+: eje X, sensor 1, valor positivo; X1-: eje X, sensor 1, valor negativo; DESPLZ ANT: desplazamiento anterior; DESPLZ POST: desplazamiento posterior.



**Figura 12.** Media de las medias de la desviación en flexión plantar o dorsal de calcáneo utilizando los posteos de retropié con distintas alturas a nivel medial.

Abreviaturas: POST0: sin postero de retropié; POST3: posteo de retropié de 3 mm de altura a nivel medial; POST 6: posteo de retropié de 6 mm de altura a nivel medial; POST 9: posteo de retropié de 9 mm de altura a nivel medial; X2+: eje X, sensor 2, valor positivo; X2-: eje X, sensor 2, valor negativo; FP: flexión plantar; FD: flexión dorsal.

Posteriormente se realizó la prueba de t de Student para muestras relacionadas en cada uno de los movimientos que realizó la tibia o el calcáneo a partir del uso de los posteos de retropié utilizados, con el objetivo de conocer si existieron diferencias estadísticamente significativas entre ellos (Tabla 2).

Comparando los resultados para la desviación en rotación externa de tibia no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ ) para ninguna de las combinaciones posibles.

Comparando los resultados para la desviación en rotación interna de tibia, se encontraron diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0,05$ ) entre no utilizar posteo de retropié ( $0,180 \pm 0,091$ ) y utilizar un posteo de retropié de 3 mm de altura a nivel medial ( $1,013 \pm 0,162$ ) de forma que aumentó la rotación interna tibial; entre no utilizar posteo de retropié y utilizar un posteo de retropié de 6 mm de altura a nivel medial ( $2,337 \pm 0,143$ ) de forma que aumentó la rotación interna tibial; entre no utilizar posteo de retropié y utilizar un posteo de retropié de

9 mm de altura a nivel medial ( $2,279 \pm 0,136$ ) de forma que aumentó la rotación interna tibial; entre utilizar un posteo de retropié de 3 mm y otro de 6 mm de altura a nivel medial de forma que aumentó la rotación interna tibial; entre utilizar un posteo de retropié de 3 mm y otro de 9 mm de altura a nivel medial de forma que aumentó la rotación interna tibial. Entre utilizar un posteo de retropié de 6 mm y otro de 9 mm de altura a nivel medial no existieron diferencias estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ ), aunque se observó una disminución de la rotación interna tibial.

Comparando los resultados para la desviación en abducción de calcáneo solamente se encontraron diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0,05$ ) entre no utilizar posteo de retropié ( $0,098 \pm 0,193$ ) y el uso de un posteo de retropié de 6 mm de altura a nivel medial ( $0,002 \pm 0,070$ ) de forma que disminuyó la abducción de calcáneo así como entre no utilizar posteo de retropié y el uso de un posteo de retropié de 9 mm de altura a nivel medial ( $0,005 \pm 0,000$ ) de forma que disminuyó la ab-

VARIABLES	POST 0		POST 3		p_valor	POST 0		POST 6		p_valor
	MEDIA	DESV STD	MEDIA	DESV STD		MEDIA	DESV STD	MEDIA	DESV STD	
Z1+ ROT EXT TIBIA	0,324	0,090	0,411	0,073	0,701	0,324	0,090	0,189	0,048	0,339
Z1- ROT INT TIBIA	0,180	0,091	1,013	0,162	0,005	0,180	0,091	2,337	0,143	0,000
Z2+ ABD CALCÁNEO	0,098	0,193	0,036	0,000	0,113	0,098	0,193	0,002	0,070	0,000
Z2- ADD CALCÁNEO	0,120	0,080	2,651	0,142	0,000	0,120	0,080	3,564	0,129	0,000
Y1+ VR TIBIA	0,191	0,079	0,559	0,125	0,203	0,191	0,079	0,166	0,083	0,782
Y1- VL TIBIA	0,111	0,051	0,462	0,085	0,042	0,111	0,051	1,252	0,104	0,005
Y2+ VR CALCÁNEO	0,111	0,060	1,068	0,074	0,003	0,111	0,060	0,976	0,070	0,001
Y2- VL CALCÁNEO	0,085	0,044	0,284	0,018	0,365	0,085	0,044	0,438	0,022	0,177
X1+ DESPLZ ANT TIBIA	0,143	0,061	0,385	0,055	0,154	0,143	0,061	0,908	0,043	0,070
X1- DESPLZ POST TIBIA	0,221	0,053	0,898	0,109	0,014	0,221	0,053	0,681	0,100	0,051
X2+ FP CALCÁNEO	0,088	0,053	1,657	0,069	0,000	0,088	0,053	0,887	0,064	0,000
X2- FD CALCÁNEO	0,101	0,051	0,038	0,011	0,073	0,101	0,051	0,059	0,006	0,494

VARIABLES	POST 0		POST 9		p_valor	POST 3		POST 6		p_valor
	MEDIA	DESV STD	MEDIA	DESV STD		MEDIA	DESV STD	MEDIA	DESV STD	
Z1+ ROT EXT TIBIA	0,324	0,090	0,237	0,026	0,692	0,411	0,073	0,189	0,048	0,265
Z1- ROT INT TIBIA	0,180	0,091	2,279	0,136	0,001	1,013	0,162	2,337	0,143	0,010
Z2+ ABD CALCÁNEO	0,098	0,193	0,005	0,000	0,000	0,036	0,000	0,002	0,070	0,332
Z2- ADD CALCÁNEO	0,120	0,080	5,223	0,126	0,000	2,651	0,142	3,564	0,129	0,004
Y1+ VR TIBIA	0,191	0,079	0,093	0,027	0,245	0,559	0,125	0,166	0,083	0,128
Y1- VL TIBIA	0,111	0,051	1,495	0,074	0,003	0,462	0,085	1,252	0,104	0,028
Y2+ VR CALCÁNEO	0,111	0,060	1,435	0,070	0,001	1,068	0,074	0,976	0,070	0,682
Y2- VL CALCÁNEO	0,085	0,044	0,408	0,016	0,338	0,284	0,018	0,438	0,022	0,195
X1+ DESPLZ ANT TIBIA	0,143	0,061	0,714	0,045	0,179	0,385	0,055	0,908	0,043	0,174
X1- DESPLZ POST TIBIA	0,221	0,053	0,638	0,068	0,043	0,898	0,109	0,681	0,100	0,452
X2+ FP CALCÁNEO	0,088	0,053	1,196	0,066	0,000	1,657	0,069	0,887	0,064	0,002
X2- FD CALCÁNEO	0,101	0,051	0,153	0,008	0,626	0,038	0,011	0,059	0,006	0,744

VARIABLES	POST 3		POST 9		p_valor	POST 6		POST 9		p_valor
	MEDIA	DESV STD	MEDIA	DESV STD		MEDIA	DESV STD	MEDIA	DESV STD	
Z1+ ROT EXT TIBIA	0,411	0,073	0,237	0,026	0,148	0,189	0,048	0,237	0,026	0,763
Z1- ROT INT TIBIA	1,013	0,162	2,279	0,136	0,019	2,337	0,143	2,279	0,136	0,880
Z2+ ABD CALCÁNEO	0,036	0,000	0,005	0,000	0,332	0,002	0,070	0,005	0,000	0,332
Z2- ADD CALCÁNEO	2,651	0,142	5,223	0,126	0,000	3,564	0,129	5,223	0,126	0,000
Y1+ VR TIBIA	0,559	0,125	0,093	0,027	0,129	0,166	0,083	0,093	0,027	0,491
Y1- VL TIBIA	0,462	0,085	1,495	0,074	0,014	1,252	0,104	1,495	0,074	0,335
Y2+ VR CALCÁNEO	1,068	0,074	1,435	0,070	0,185	0,976	0,070	1,435	0,070	0,017
Y2- VL CALCÁNEO	0,284	0,018	0,408	0,016	0,411	0,438	0,022	0,408	0,016	0,837
X1+ DESPLZ ANT TIBIA	0,385	0,055	0,714	0,045	0,453	0,908	0,043	0,714	0,045	0,465
X1- DESPLZ POST TIBIA	0,898	0,109	0,638	0,068	0,416	0,681	0,100	0,638	0,068	0,806
X2+ FP CALCÁNEO	1,657	0,069	1,196	0,066	0,045	0,887	0,064	1,196	0,066	0,007
X2- FD CALCÁNEO	0,038	0,011	0,153	0,008	0,312	0,059	0,006	0,153	0,008	0,253

**Tabla 2.** Media de las medias junto con su desviación típica para todos los movimientos de tibia y calcáneo. Prueba de t de Student para muestras relacionadas (p-valor)

Abreviaturas: POST0: sin postero de retropié; POST3: posteo de retropié de 3 mm de altura a nivel medial; POST 6: posteo de retropié de 6 mm de altura a nivel medial; POST 9: posteo de retropié de 9 mm de altura a nivel medial; Z1+: eje Z, sensor 1, valor positivo; Z1-: eje Z, sensor 1, valor negativo; Z2+: eje Z, sensor 2, valor positivo; Z2-: eje Z, sensor 2, valor negativo; Y1+: eje Y, sensor 1, valor positivo; Y1-: eje Y, sensor 1, valor negativo; Y2+: eje Y, sensor 2, valor positivo; Y2-: eje Y, sensor 2, valor negativo; X1+: eje X, sensor 1, valor positivo; X1-: eje X, sensor 1, valor negativo; X2+: eje X, sensor 2, valor positivo; X2-: eje X, sensor 2, valor negativo; ROT EXT: rotación externa; ROT INT: rotación interna; ABD: abducción; ADD: adducción; VR: varo; VL: valgo; DESPLZ ANT: desplazamiento anterior; DESPLZ POST: desplazamiento posterior; FP: flexión plantar; FD: flexión dorsal.

ducción de calcáneo. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ ) para las demás combinaciones.

Comparando los resultados para la desviación en adducción de calcáneo se encontraron diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0,05$ ) entre no utilizar posteo de retropié (0,120+0,080) y el uso de un posteo de retropié de 3 mm de altura a nivel medial (2,651+0,142) de forma que aumentó la adducción de calcáneo; entre no utilizar posteo de retropié y el uso de

un posteo de retropié de 6 mm de altura a nivel medial (3,564+0,129) de forma que aumentó la adducción de calcáneo; entre no utilizar posteo de retropié y el uso de un posteo de retropié de 9 mm de altura a nivel medial (5,223+0,126) de forma que aumentó la adducción de calcáneo; entre el uso de un posteo de retropié de 3 mm y otro de 6 mm de altura a nivel medial de forma que aumentó la adducción de calcáneo; entre el uso de un posteo de retropié de 3 mm y otro de 9 mm de altura a nivel medial de forma que au-

mentó la adducción de calcáneo así como entre el uso de un posteo de retropié de 6 mm y otro de 9 mm de altura a nivel medial de forma que aumentó la adducción de calcáneo.

Comparando los resultados para la desviación en varo de tibia no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ ) para ninguna de las combinaciones posibles.

Comparando los resultados para la desviación en valgo de tibia se encontraron diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0,05$ ) entre no utilizar posteo de retropié (0,111+0,051) y el uso de un posteo de retropié de 3 mm de altura a nivel medial (0,462+0,085) de forma que aumentó el valgo tibial; entre no utilizar posteo de retropié y el uso de un posteo de retropié de 6 mm de altura a nivel medial (1,252+0,104) de forma que aumentó el valgo tibial; entre no utilizar posteo de retropié y el uso de un posteo de retropié de 9 mm de altura a nivel medial (1,495+0,074) de forma que aumentó el valgo tibial; entre el uso de un posteo de retropié de 3 mm y otro de 6 mm de altura a nivel medial de forma que aumentó el valgo tibial así como entre el uso de un posteo de retropié de 3 mm y otro de 9 mm de altura nivel medial de forma que aumentó el valgo tibial. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ ) entre el uso de un posteo de retropié de 6 mm y otro de 9 mm de altura a nivel medial, aunque se observó un aumento del valgo tibial.

Comparando los resultados para la desviación en varo de calcáneo se encontraron diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0,05$ ) entre no utilizar posteo de retropié (0,111+0,060) y el uso de un posteo de retropié de 3 mm de altura a nivel medial (1,068+0,074) de forma que aumentó el varo de calcáneo; entre no utilizar posteo de retropié y el uso de un posteo de retropié de 6 mm de altura a nivel medial (0,976+0,070) de forma que aumentó el varo de calcáneo; entre no utilizar posteo de retropié y el uso de un posteo de retropié de 9 mm de altura a nivel medial (1,435+0,070) de forma que aumentó el varo de calcáneo así como entre el uso de un posteo de retropié de 6 mm y otro de 9 mm de altura a nivel medial de forma que aumentó el varo de calcáneo. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ ) en las demás combinaciones.

Comparando los resultados para la desviación en valgo de calcáneo no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ ) para ninguna de las combinaciones posibles.

Comparando los resultados para la desviación de desplazamiento anterior de tibia no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ ) para ninguna de las combinaciones posibles.

Comparando los resultados para la desviación de desplazamiento posterior de tibia se encontraron diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0,05$ ) entre no utilizar posteo de retropié (0,221+0,053) y el uso de un posteo de retropié de 3 mm de altura a nivel medial (0,898+0,109) de forma que aumentó el desplazamiento posterior tibial así como entre no utilizar posteo de retropié y el uso de un posteo de retropié de 9 mm de altura a nivel medial (0,638+0,068) de forma que aumentó el desplazamiento posterior tibial. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas ( $p > 0,05$ ) para las demás combinaciones.

Comparando los resultados para la desviación en flexión plantar de calcáneo se encontraron diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0,05$ ) entre no utilizar posteo de retropié (0,088+0,053) y el uso de un posteo de retropié de 3 mm de altura a nivel medial (1,657+0,069) de forma que aumentó la flexión plantar de calcáneo; entre no utilizar posteo de retropié y el uso de un posteo de retropié de 6 mm de altura a nivel medial (0,887+0,064) de forma que aumentó la flexión plantar de calcáneo; entre no utilizar posteo de retropié y el uso de un posteo de retropié de 9 mm de altura a nivel medial (1,196+0,066) de forma que aumentó la flexión plantar de calcáneo; entre el uso del posteo de retropié de 3 mm y otro de 6 mm de altura a nivel medial de forma que disminuyó la flexión plantar de calcáneo; entre el uso del posteo de retropié de 3 mm y otro de 9 mm de altura a nivel medial de forma que disminuyó la flexión plantar de calcáneo así como entre el uso del posteo de retropié de 6 mm y otro de 9 mm de altura a nivel medial de forma que aumentó la flexión plantar de calcáneo.

Comparando los resultados para la desviación en flexión dorsal de calcáneo no se encontraron diferencias estadísticamente significati-

vas ( $p > 0,05$ ) para ninguna de las combinaciones posibles.

En la Tabla 3 se muestra a modo de resumen la predominancia del movimiento realizado por tibia y calcáneo en función de la altura medial del posteo de retropié utilizado.

#### 4. DISCUSIÓN

El Fastrak Polhemus Patriot® es un goniómetro electrónico capaz de medir el movimiento en milímetros y en grados de movilidad en los tres planos del espacio<sup>23</sup>. Aunque autores como Root<sup>29</sup> utilizan los milímetros para medir la movilidad articular en sus estudios, para la realización del presente estudio se han utilizado los grados de movilidad en vez de los milímetros ya que aporta una visión más funcional según la mayoría de los artículos consultados<sup>21</sup> y por su utilidad clínica.

Se hizo difícil comparar los resultados obtenidos en el presente estudio con los realizados por otros autores ya que difirió en la forma de estudiarlo (en estática o en dinámica), en las medidas utilizadas para estudiarlo (milímetros frente a los grados de movilidad), en los dispositivos utilizados para generar el movimiento (ortesis funcionales o acomodativas frente al posteo de retropié aislado) así como en las técnicas o instrumentos de medición utilizados

(marcadores óseos, marcadores infrarrojos o ejes dibujados sobre la piel frente al Fastrak Polhemus Patriot®). Sánchez<sup>21</sup> ya ha utilizado el Fastrak Polhemus Patriot® con resultados fiables en sus mediciones en otros segmentos del pie.

Cabe destacar, que para un mismo sujeto y una misma situación (sin posteo de retropié o con posteo de retropié de 3, 6 ó 9 mm de altura a nivel medial) coexistieron dos movimientos que se realizaron sobre un mismo plano y eje pero de sentido contrario. Es decir, en un mismo sujeto y situación coexistió rotación externa e interna de tibia, varo y valgo de tibia y desplazamiento anterior y posterior de tibia así como abducción y adducción de calcáneo, varo y valgo de calcáneo y flexión plantar y dorsal de calcáneo. Esto pudo ser debido a que el sujeto tuvo que mantener el equilibrio durante la bipedestación, hecho que provocó pequeñas oscilaciones en ambos sentidos del movimiento<sup>30</sup> que captaron los sensores de elevada precisión del Fastrak Polhemus Patriot®.

La posición de calcáneo medida en las diferentes situaciones del estudio (sin posteo de retropié, con posteo de retropié de 3, 6 y 9 mm de altura a nivel medial) cambió de forma significativa hacia las posiciones de varo, adducción y flexión plantar. Rodrigues y cols<sup>14</sup> obtienen valores muy similares en su estudio donde con el uso de posteos mediales de retropié en

	POST 0	POST 3	POST 6	POST 9
<b>Tibia</b>	ROT EXT	ROT INT	ROT INT	ROT INT
	VR	VR	VL	VL
	DESP POST	DESP POST	DESP ANT	DESP ANT
<b>Calcáneo</b>	ADD	ADD	ADD	ADD
	VR	VR	VR	VR
	FD	FP	FP	FP

**Tabla 3.** Predominancia de movimiento en función de la altura medial del posteo utilizado.

Abreviaturas: POST0: sin postero de retropié; POST3: posteo de retropié de 3 mm de altura a nivel medial; POST 6: posteo de retropié de 6 mm de altura a nivel medial; POST 9: posteo de retropié de 9 mm de altura a nivel medial; ROT EXT: rotación externa; ROT INT: rotación interna; ABD: abducción; ADD: adducción; VR: varo; VL: valgo; DESPLZ ANT: desplazamiento anterior; DESPLZ POST: desplazamiento posterior; FP: flexión plantar; FD: flexión dorsal.

la suela obtienen como resultado una disminución de la eversión en dinámica. Pascual y cols<sup>4</sup> utilizaron ortesis funcionales en estática y también obtuvieron valores significativos hacia el movimiento en varo del calcáneo, sin medir los movimientos que se pudieron producir en el plano transversal y/o el plano sagital debido a que su método de medición no recogía esa posibilidad. Sin embargo, Stacoff y cols<sup>2</sup> que utilizaron marcadores implantados en el tejido óseo, no obtuvieron movimientos estadísticamente significativos en el calcáneo con el uso de plantillas prefabricadas en dinámica.

La posición de tibia medida en las diferentes situaciones del estudio (sin posteo de retropié, con posteo de retropié de 3, 6 y 9 mm de altura a nivel medial) cambió de forma significativa hacia las posiciones de valgo, rotación interna y desplazamiento posterior. Estos resultados no están en concordancia con los obtenidos por Pascual y cols<sup>4</sup> que obtuvieron un movimiento significativo en varo de tibia con el uso de ortesis funcionales en estática, sin medir los movimientos que se pudieron producir en el plano transversal y/o sagital debido a que su método de medición no recogía esa posibilidad. Por otro lado, Stacoff y cols<sup>2</sup> así como Tillman y cols<sup>3</sup> obtuvieron en sus estudios una disminución de la rotación interna tibial con el uso de ortesis prefabricadas y posteos mediales de retropié respectivamente en dinámica.

Los resultados obtenidos con el uso de posteos mediales de retropié de diferentes alturas han sido los esperados en cuanto al movimiento realizado por el calcáneo de forma que han producido una inversión del mismo (varo, aducción y flexión plantar). Por otro lado, la tibia realiza un movimiento contrario al esperado y, lejos de acompañar al movimiento del calcáneo, realiza un movimiento compensador de equilibrio hacia el valgo, la rotación interna y el desplazamiento posterior. Estos resultados pueden diferir con los obtenidos en investigaciones previas debido a que en el presente estudio sólo se utilizan posteos de retropié con diferentes alturas a nivel medial sin incluir ningún otro elemento, como el arco longitudinal interno utilizado en las ortesis funcionales u ortesis prefabricadas que se han utilizado en investigaciones previas. El hecho de que el pie no tenga una sujeción más allá de la articula-

ción mediotarsiana provocaría hipotéticamente el efecto de inversión del calcáneo con la consiguiente compensación tibial.

De este modo, futuras líneas de investigación deben ir enfocadas a que el efecto de inversión de calcáneo así como la consiguiente compensación tibial en valgo, rotación interna y desplazamiento posterior conseguido con el uso de posteos de retropié con diferentes alturas a nivel medial, quedará a expensas de ser demostrado con su combinación en plantillas personalizadas que tengan arco longitudinal interno.

## 5. CONCLUSIONES

En el plano transversal (eje Z) se confirma que cuanto mayor es la altura medial del posteo de retropié utilizado, mayor es el movimiento en aducción del calcáneo. La rotación interna de la tibia aumenta con el uso de posteos de retropié de 3, 6 y 9 mm de altura a nivel medial.

Se comprueba que en el plano frontal (eje Y) cuanto mayor es la altura medial del posteo de retropié utilizado, mayor es el desplazamiento en valgo de la tibia. El varo de calcáneo aumenta con el uso de posteos de retropié de 3, 6 y 9 mm de altura a nivel medial.

En el plano sagital (eje X) se verifica que con el uso de posteos de retropié de distintas alturas a nivel medial aumenta la flexión plantar de calcáneo. El desplazamiento anterior tibial aumentó con el uso de posteos de retropié de 3 y 9 mm de altura a nivel medial.

Para el calcáneo, el plano predominante sobre el que se origina un mayor desplazamiento con el aumento de la altura del posteo medial de retropié fue el plano transversal (eje Z) donde se registró un aumento considerable de la aducción.

Para la tibia, el plano predominante sobre el que se origina un mayor desplazamiento con el aumento de la altura del posteo medial de retropié fue el plano transversal (eje Z) donde se registró un aumento notable de la rotación interna.

Queda demostrada la hipótesis inicial por la que el uso de posteos de retropié con distinta altura a nivel medial influye en la alineación del calcáneo y la tibia en los tres planos del espacio.

**BIBLIOGRAFÍA**

1. Murphy DF, Connolly DAJ, Beynonn BD. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *Br J Sports Med.* 2003; 37: 13-29.
2. Stacoff A, Reinschmidt C, Nigg BM, van den Bogert AJ, Lundberg A, Denoth J, et al. Effects of foot orthoses on skeletal motion during running. *Clin Biomech.* 2000; 15: 54-64.
3. Tillman MD, Chiumento AB, Trimble MH, Bauer JA, Cauraugh JH, Kaminski TW, et al. Tibiofemoral rotation in landing: the influence of medially and laterally posted orthotics. *Phys Ther Sport.* 2003; 4(1): 34-39.
4. Pascual J, Hernández J, Nuria I, Fraile ME. Efecto de las ortesis funcionales sobre la posición frontal en estática de calcáneo y tibia. *Podología clínica.* 2010; 11(1): 18-25.
5. Rodrigues P, Chang R, Tenbroek T, Hamill J. Medially posted insoles consistently influence foot pronation in runners with and without anterior knee pain. *Gait Posture.* 2013; 37(4): 526-31.
6. Lun V, Meeuwisse WH, Stergiou P, Stefanyshyn D. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *Br J Sports Med.* 2004; 38:576-80.
7. Saxena A, Haddad J. The effect of foot orthoses on patellofemoral pain syndrome. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2003; 93(4): 264-71.
8. Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1987; 9(4): 160-5.
9. Eng JJ, Pierrynowski MR. The effect of soft foot orthotics on three-dimensional lower-limb kinematics during walking and running. *Phys Ther.* 1994; 74(9): 836-44.
10. Nawoczinski DA, Cook TM, Saltzman CL. The effect of foot orthotics on three-dimensional kinematics of the leg and rearfoot during running. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995; 21(6): 317-27.
11. Stergiou N, Bates BT, Kurz MJ. Subtalar and knee joint interaction during running at various stride lengths. *J Sports Med Phys Fitness.* 2003; 43(3): 319-26.
12. Levinger P, Gilleard W. An evaluation of the rearfoot posture in individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Sports Sci Med.* 2004; 3(YISI 1): 8-14.
13. Shih YF, Wen YK, Chen WY. Application of wedged foot orthosis effectively reduces pain in runners with pronated foot: a randomized clinical study. *Clin Rehabil.* 2011; 25(10): 913-23.
14. Rodrigues PT, Ferreira AF, Pereira RM, Bonfá E, Borba EF, Fuller R. Effectiveness of medial-wedge insole treatment for valgus knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2008; 59(5): 603-8.
15. Levinger P, Menz HB, Morrow AD, Feller JA, Bartlett JR, Bergman NR. Foot kinematics in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Rheumatology (Oxford).* 2012; 51(12): 2191-8.
16. Levinger P, Menz HB, Fotohabadi MR, Feller JA, Bartlett JR, Bergman NR. Foot posture in people with medial compartment knee osteoarthritis. *J Foot Ankle Res.* 2010; 3: 29.
17. Reeves ND, Bowling FL. Conservative biomechanical strategies for knee osteoarthritis. *Nat Rev Rheumatol.* 2011; 7(2): 113-22.
18. Van Herp G, Rowe P, Salter P, Paul JP. Three-dimensional lumbar spinal kinematics: a study of range of movement in 100 healthy subjects aged 20 to 60+ years. *Rheumatology (Oxford).* 2000; 39(12): 1337-40.
19. Tsai AG, Wijdicks CA, Walsh MP, Laprade RF. Comparative kinematic evaluation of all-inside single-bundle and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a biomechanical study. *Am J Sports Med.* 2010; 38(2): 263-72.
20. Abreu DC, Trevisan DC, Costa GC, Vasconcelos FM, Gomes MM, Carneiro AA. The association between osteoporosis and static balance in elderly women. *Osteoporos Int.* 2010; 21(9): 1487-91.
21. Sánchez R. Influencia de la altura del tacón del calzado en la primera articulación metatarso-falángica [tesis doctoral]. Madrid: Universidad Rey Juan Carlos; 2012.
22. Gentil I. La construcción sociocultural de los pies. Valencia: Nuevos autores; 2006.
23. Patriot User Manual. URM03PH170 Rev. I. Vermont (USA): Alken, Inc. d/b/a Polhemus; 2012.
24. Engels L, De Tiege X, Op de Beeck M, Warzée N. Factors influencing the spatial precision of electromagnetic tracking systems used for MEG/EEG source imaging. *Neurophysiol Clin.* 2010; 40(1): 19-25.
25. Biryukova EV, Roby-Brami A, Frolov AA, Mokhtari M. Kinematics of human arm reconstructed from spatial tracking system recordings. *J Biomech.* 2000; 33(8): 985-95.
26. Saber-Sheikh K, Bryant EC, Glazzard C, Hamel A, Lee RY. Feasibility of using inertial sensors to assess human movement. *Man Ther.* 2010; 15(1): 122-5.
27. Tixa S. Atlas de anatomía palpatoria de la extremidad inferior. Barcelona: Masson; 2000.

28. Kerrigan DC, Lelas JL, Goggins J, Merriman GJ, Kaplan RJ, Felson DT. Effectiveness of a lateral-wedge insole on knee varus torque in patients with knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002; 83(7): 889-93.
29. Root ML, Orien WP, Weed H. Normal and abnormal function of the foot. En: *Clinical Biomechanics*. Vol. II. Los Ángeles: Clinical Biomechanics Corp; 1977.
30. Honarvar MH, Nakashima M. Prediction of postural risk of fall initiation based on a two-variable description of body dynamics: Position and velocity of center of mass. *Hum Mov Sci.* 2013.