

# Estudio cinemático del efecto del soporte plantar en la rotación interna de la pierna en un niño con pie plano flexible

*Kinematic Study of the effect of the orthosis in the internal rotation of the leg in a child with flexible flat foot*

**Moisés PARDOS BARRADO\*, Eduardo SALA GUTIÉRREZ\***

\*Diplomado en Podología

Correspondencia:

Moisés Pardos Barrado

Pza. Mozart, nº 2 LOCAL

50014 Zaragoza, España.

Fecha de recepción: 24 de mayo 2008

Fecha de aceptación: 10 de septiembre 2008

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

## RESUMEN

Durante más de un siglo las ortesis plantares se han utilizado con fines terapéuticos en diferentes patologías de extremidades inferiores, incluso del raquis. Los resultados de los distintos tratamientos son satisfactorios en un alto porcentaje como lo demuestran gran número de trabajos de investigación. La comunidad científica se ha hecho eco del efecto que las distintas ortesis provocan en la cinética y cinemática con evidente profusión. Aunque existe una gran diversidad en los objetivos de estudio, en los métodos utilizados y en las conclusiones extraídas, existe una idea generalizada que admitiendo el indudable éxito que las ortesis suponen en gran número de entidades nosológicas, resulta más discutido su mecanismo de producción.

Las nuevas tecnologías ponen a disposición del observador nuevos instrumentos que permiten medir con mayor objetividad fenómenos casi imperceptibles por nuestros sentidos. En este sentido este trabajo quiere aportar un granito de arena en el campo de la investigación de la cinemática de las extremidades inferiores sometidas a un tratamiento ortopodológico.

El presente trabajo está centrado en el estudio de un caso de pie plano laxo infantil que en nuestra opinión aporta consideraciones cualitativas diferenciales que permitirían explorar nuevas vías de investigación.

**Palabras clave:** Análisis de la marcha. Pie plano. Ortesis.

## ABSTRACT

For over a century plantar orthoses have been used for therapeutic purposes in different diseases of lower extremities, including the spine. The results of different treatments are successful in a high percentage as shown by numerous research papers. The scientific community has reflected the fact that different orthosis cause in the kinetics and kinematics with apparent profusion. Although there is great diversity in the objectives of the study, in the methods used and conclusions drawn, there is a widespread perception that admitting the undoubted success that orthosis involve large numbers of nosologic entities, it is more discussed the mechanism for its production. The physician has new technologies and new instruments available that can measure more objectively phenomena almost imperceptible by our senses. In this respect this work will research in the field of kinematics of the lower extremities treated with orthosis.

The present work is focused on the study of a case of flatfoot in a child in our opinion provides qualitative considerations differentials that would explore new pathways of research.

**Key words:** Gait analysis. Flat foot. Orthosis.

## 1. INTRODUCCION

El pie plano va acompañado de valgo talar y asociado a una disminución más o menos destacable de la altura del arco longitudinal interno, durante la fase de apoyo y una tendencia a la supinación del antepié (50).

El desarrollo del pie embrionario y fetal son importantes en la etiopatogenia del pie plano (59). De hecho se observa una elevada correlación entre la presencia de calcáneo valgo en el recién nacido y el posterior desarrollo de un pie plano infantil (60).

Aunque existen otros tipos de pie plano como el astrágalo vertical, el provocado por sinóstosis óseas o coaliciones tarsales, escafoides accesorios o por un pie zambo hiper corregido, de todos los tipos de pie plano, el laxo infantil es el que constituye el grupo más frecuente. En ocasiones está relacionado con una hiperlaxitud ligamentosa, como los síndromes descritos por Rotes y Ehlers-Danlos (51)

Es importante la realización de un buen diagnóstico a través de una exploración que descarte el carácter fijo o transitorio de la deformidad (55,56,57,58), y permita identificar claramente el cuadro de pie plano flexible infantil, cuya incidencia para Nuñez-Samper, entre niños de 4 a 7 años se estima en el 10 %.

La patomecánica del pie plano flexible incluye alteraciones musculoligamentosas desde el punto de vista mecánico (61, 62, 54, 63), que afectan a toda la extremidad inferior y que pueden estar asociadas con hábitos incorrectos.

## 2. ESTUDIOS PREVIOS

La eficacia terapéutica de las ortesis plantares ha sido concluyentemente demostrada en numerosos trabajos de investigación.

Reducción de síntomas dolorosos (1), elevado grado de satisfacción (2, 3), reducción de

la discapacidad en cuadro de fascitis plantar (4); Mejoría significativa del dolor en pacientes con Artritis Reumatoide (AR) (5,6,7); Mejoría en cuadros de artritis idiopática juvenil (8); Alivio del dolor en cuadros de artrosis (9); Tratamiento efectivo en lesiones de deportistas (10,11,12,13,14,15); Prevención de fracturas por estrés en reclutas (16).

Esta línea de investigación ha demostrado clínicamente que el uso de tratamientos ortopedológicos eleva el grado de satisfacción, alivia el dolor, acorta el período de recuperación, atenúa los problemas de patologías crónicas, e incluso previene lesiones.

Los efectos que la intervención de una ortesis produce sobre la cinemática del pie han sido estudiados ampliamente con resultados diversos (25). Mientras que algunos estudios no han mostrado efecto alguno (17) otros han mostrado una influencia en los movimientos de retropié (18,19), reducción, del pico de pronación (20, 21), de la denominada eversión excursión (22, 23), y de la velocidad de pronación (24).

Estas discrepancias podrían derivarse del más difícil de determinar mecanismo de la eficacia terapéutica. A los modelos clásicos de Root y Raiz se añaden otros más actuales como el de Kirby (42) que introduce el concepto de los momentos sobre el conjunto subastragalino como responsable de muchas patologías.

Dentro de los estudios documentados sobre la eficacia de las ortesis, muchos de ellos se han centrado en el examen bidimensional del retropié (22, 26, 27, 21, 24). Otros han informado de sus conclusiones en un abordaje tridimensional tanto de retropié como de la tibia y la rodilla (17, 19, 28, 21, 18)

El hecho de que la mayoría de los estudios concluyen en que las ortesis son eficaces en la reducción de algún aspecto del movimiento de retropié, es importante ya que se considera que una de las causas de muchas lesiones de extremidades inferiores se deben a un exceso de pro-

nación, no estando bien definidos los límites del “exceso” de pronación (29).

Los estudios realizados abarcan desde la descripción estática(30) hasta la más ampliamente abordada y aceptada dinámica (31).

Las ortesis del pie se han prescrito para individuos con patologías de rodilla como dolor patelo-femoral, síndrome de la banda iliotibial o el dolor meniscal. Este hecho se basa en la idea del movimiento de acoplamiento que algunos autores como Nigg y Stacof (32 y 18) describen como la relación entre el valor máximo de eversión del pie y el de la rotación interna tibial (33). De tal manera que el movimiento de rotación interna de la tibia arrastra a la rotación interna del astrágalo (34).

Un elemento común en la biografía consultada es la variabilidad de las pruebas realizadas que afecta especialmente a la cinemática y en menor medida a la cinética (31, 25). Para Heirdercheit (35) esta variabilidad podría deberse a diferencias metodológicas que incluyen las relacionadas con los sistemas de medición, colocación de marcadores, la respuesta del individuo al tratamiento, las derivadas del explorador, la elección de un determinado análisis estadístico inadecuado o las propias de la intervención sobre la ortosis elegida.

Dejando de lado la mayor fiabilidad de las pruebas realizadas en el modo tridimensional frente al bidimensional basadas en el hecho de que la rotación del pie se realiza en el plano transversal (36,37), hemos observado que no se hace excesivo hincapié en la metodología de confección del soporte plantar, así como en la influencia que el ajuste del soporte plantar pudiera tener en el desarrollo de la prueba. En algunos trabajos los tratamientos consistían en la fijación con cintas adhesivas de la cuña correspondiente (31). En otros como Dorsey (29) el tratamiento era introducido en un mismo calzado que a través de unos agujeros permitía la colocación proyectada de los marcadores. No hemos hallado ninguna referencia en cuanto a la posible influencia del grado de sujeción del calzado con el soporte incorporado.

En nuestro ámbito de trabajo podríamos agrupar conceptualmente los tratamientos ortopedológicos en dos grandes grupos, asumiendo que la simplificación puede no ser precisa. En el primer grupo englobaríamos las ortesis tipo Lelièvre (63) y en un segundo grupo podríamos agrupados en una genérica calificación como soportes termo adaptados.

Dorca, A, Céspedes, T y col. (65), hacen referencia al deslizamiento del calcáneo sobre un plano inclinado. Uno de los tratamientos típicos (63) en la corrección del retropié valgo, es la colocación de una cuña supinadora posterior, a través de la cual el calcáneo supinaría hacia una posición más neutra. Se ha discutido sobre si un posible efecto de esa cuña fuera el contrario, de tal manera que al deslizar por el plano inclinado de la cuña aumentaría la desviación en valgo de retropié. Nosotros pensamos que este efecto, puede ser más evidente si la sujeción del calzado es menor. Ambos hechos constituyen la justificación de este trabajo y de ellos se deduce la hipótesis de trabajo. Sneyers estudió el calzado como elemento diferenciador (38), resultando imprescindible metodológicamente para Razhegi y Batt (39).

En el presente estudio se pretende valorar las diferencias observadas en la cinemática de la extremidad inferior al comparar tres tipos de plantillas en dos modos distintos según sea su ajuste de retropié. De los tres tipos de plantillas el modelo 1 es un modelo Lelièvre (66), siendo los modelos 2 y 3, tratamientos termo conformados de dos materiales de diferentes propiedades. Se estudiará la cinemática de los tres tratamientos en las dos condiciones mencionadas, calzado poco ajustado de talón y calzado muy ajustado de talón.

### 3. MATERIAL Y METODOS

Un niño de 9 años con valgo de retropié derecho entre 6° y 7° e izquierdo entre 3° y 4°, con percentil de altura p97 y de peso p>100 (49 Kgr.), que presenta dismetría con escoliosis y alza de 7mm prescrita por su Traumatólogo, es

el objeto de este estudio. Se trata de un pie plano valgo flexible, asintomático y subsidiario de plantillas desde los 4 años.

El objetivo del estudio es valorar la influencia que distintos tratamientos ortopodológicos tienen en los movimientos de rotación interna tibial en la fase de choque de talón, en los de rotación interna del pie en la fase de apoyo monopodal, y en la velocidad angular media de la rotación interna del pie en la fase de apoyo (talón y monopodal), de ambos pies del niño en estudio.

Para poder medir los valores de las variables cuantitativas mencionadas utilizamos un sistema compuesto de siete cámaras (60Hz) (Fig.1) que constituyen el Sistema VICON (Oxford Metrics Ltd, Reino Unido). Dicho sistema permite captar imágenes fijando su objetivo sobre unos marcadores colocados estratégicamente en la piel del sujeto a estudio.

Concretamente de acuerdo con el modelo

descrito por Kadaba y col (45) y experimentado por Pascual y col. (31), se colocaron 15 marcadores reflectantes en las extremidades inferiores. Los marcadores esféricos de 25mm de diámetro se colocaron adheridos a la piel por un adhesivo resistente de doble cara en sacro, espinas ilíacas anterosuperiores, epicóndilos laterales del fémur, línea media de cara lateral de ambos muslos, línea media de cara lateral de ambas piernas, maléolos externos, dorso de segundas cabezas metatarsianas y caras posteriores de ambos calcáneos. (Fig.2)

El software “Vicon Manager” ® permite calcular los desplazamientos de los distintos segmentos utilizando ángulos de Euler, resultando posible un análisis tridimensional del movimiento.

El sistema incorpora una plataforma de fuerza en el centro de la pasarela para el análisis cinético. Existen trabajos (31) que apoyan la hi-



**Fig. 1. Cámara sistema VICON**



**Fig. 2. Situación de los marcadores reflectantes**

pótesis que sugiere que el efecto principal de la ortesis podría estar en la cinética y no tanto en la cinemática (46,47). No obstante, no ha sido objeto de este estudio analizar esta variante.

### 3.1 Consideraciones del tratamiento I. Modo (variable cualitativa 1)

La primera variable cualitativa considerada es el modo de tratamiento. Aunque se pretenden valorar las diferencias observadas entre tres tratamientos ortopodológicos, es preciso valorar la influencia que el calzado y la deambulación sin calzado tiene sobre las variables cuantitativas consideradas.

Se confeccionaron tres tratamientos ortopodológicos diferentes. Las diferencias básicas entre los tres soportes plantares radican en las características de los materiales (variable cualitativa 1) (ver tabla 1) y en el concepto de contención del retropié (variable cualitativa 2).

El primer tratamiento denominado “Elementos” (Fig.3). Se trata de una plantilla tipo Lèlievre (20) compuesta de una palmilla izda con un alza de 7mm en su cara inferior y una cuña supinadora central y posterior de 7mm en su cara superior. La cuña supinadora posterior de un material duro no depresible mientras que la central de un eva depresible.

El segundo tratamiento denominado “Resina” (Fig.4), se realizó aplicando la Técnica de Adaptación Directa (TAD) (66). En este caso se utilizó una resina de 1.00 mm y otra de 1.8 mm. fusionadas y adaptadas en carga, colocando igualmente un alza de 7mm bajo soporte izdo. y aplicando efecto supinador adicional por cara plantar de 7mm en ambos soportes.

El tercer tratamiento denominado “Poli” consistió en la realización de un soporte adaptando un material de polipropileno de 3mm sobre un molde de escayola obtenido del negativo de una



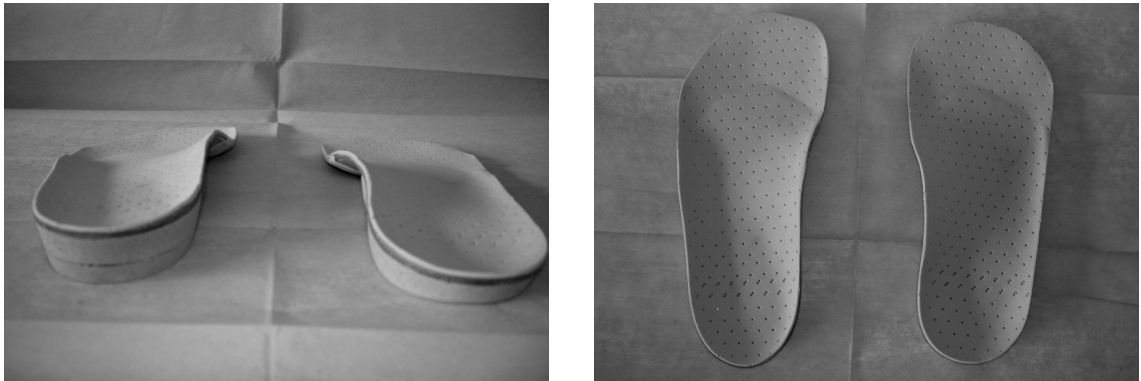
**Fig. 3. Tratamiento por elementos tipo Lelièvre**



**Fig. 4. Tratamiento con resina**

espuma fenólica en carga. Al igual que en el caso anterior se realizó un posteo de 7 mm por la

cara plantar en ambos soportes, añadiendo en el izdo. el alza correspondiente (Fig.5).



**Fig. 5. Tratamiento con polipropileno**

	<b>Resina Acrílica</b>	<b>Polipropileno-homopolímero</b>
<b>Material</b>	Obtenida por inducción Termoformable a partir de 70°C Termosoldable a partir de 100°C 120 °C 2 min/mm (grosor) Igual a los termoplásticos Flexibilidad  Resistencia Compactación Discreto grosor	Termoplástico semicristalino  Termomoldeable a 185°C  2-3 min/mm (grosor)  Rigidez Resistencia al impacto a T <sup>a</sup> ambiente a los 0°C se vuelve frágil. Químicamente inerte
<b>Densidad</b>	0,95 gr./cm <sup>2</sup>	0,90-0,92 gr./ cm <sup>2</sup> (a 23°C sin pigmentar)
<b>Alargamiento a la rotura</b>	> 600 %	> 500 %
<b>Módulo de flexión</b>	1400 N/mm <sup>2</sup>	1300 N/mm <sup>2</sup>
<b>Módulo de flexión</b>	7-10 N/mm <sup>2</sup>	32 N/mm <sup>2</sup>
<b>Resistencia a los golpes</b>		25 KJ/m <sup>2</sup>
<b>Dureza</b>	70° Shore D	80° Shore D
<b>Merma</b>	No se han encontrado	7%
<b>Fórmula</b>	C <sub>3</sub> H <sub>4</sub> O <sub>2</sub>	C <sub>3</sub> H <sub>6</sub>

**Tabla 1. Características de los materiales de los tratamientos elegidos**

### 3.2. Consideraciones del tratamiento II.

#### Modo (variable cualitativa 1)

Según lo explicado en el apartado anterior, uno de los objetivos del estudio es establecer las diferencias que los 5 niveles de la variable MODO (Descalzo; Calzado; Elementos; Resina; Poli) tienen sobre las variables cuantitativas estudiadas. Pero también nos interesa conocer si existen diferencias entre los distintos niveles de la variable MODO.

En este sentido debe considerarse como un elemento diferenciador que mientras que en el MODO tratamiento “Elementos” la única contención que presenta el retropié en su cara lateral es la resistencia que ofrece el contrafuerte del calzado, en el MODO “Resina” y MODO “Poli”, el calcáneo queda encapsulado, existiendo un posteo lateral que impide el deslizamiento en pronación y contribuiría a que la acción del elemento supinador posterior fuese más efectiva.

#### 3.3. Grado de sujeción del calzado en el retropié (variable cualitativa 2)

En condiciones normales un calzado con un contrafuerte eficaz debería contener el deslizamiento en valgo de retropié sometido a una cuña supinadora posterior, pero existen dudas de cual sería la situación real cuando el desgaste del calzado fuese un hecho y los contrafuertes comenzaran a ser insuficientes. Esta duda es la que hemos intentado estudiar simulando dos situaciones claramente diferentes, constituyendo la

variable cualitativa 2. La primera con un retropié escasamente sujeto y segunda un retropié bien fijado. La fijación se graduó con un sistema de velcros desde cara lateral a medial de ambas caras del trasero del calzado, cuya parte central había sido seccionada para ubicar el marcador correspondiente (Fig.6).

#### 3.4. Pie derecho Vs Pie izquierdo: alza (variable cualitativa 3)

Aunque indudablemente no puede dudarse de la influencia recíproca que ambas extremidades derecha e izquierda tengan entre sí, podría ser aceptable considerar a cada extremidad independiente de la otra, de manera que pudiera estudiarse su comportamiento por separado como dos unidades de análisis diferentes.

En este caso existe un factor externo asociado a una de las dos extremidades, como es el alza de 7 mm para extremidad inferior izquierda. Pudiera ser que las diferencias cinemáticas y cinéticas existentes entre las dos extremidades en una deambulación sin calzado, o con el calzado sin ortesis sean superiores o inferiores a las observadas al colocar la ortesis.

No ha sido el objetivo de este estudio analizar el efecto del alza en la dinámica de la extremidad. No obstante el estudio permite comparar los resultados entre una extremidad y la contralateral. Indudablemente entre las posibles diferencias que pudieran objetivarse sería imposible distinguirse las derivadas de un hipotético factor individual de las derivadas del factor externo.



Fig. 6. Imágen que refleja el sistema de fijación del retropié

En nuestra opinión, el alza, como factor externo, no puede considerarse categóricamente como responsable único de las diferencias entre las dos extremidades pero su influencia es indudable.

### 3.5. Consideraciones sobre las variables cuantitativas a estudio

En un análisis descriptivo de las gráficas de la evolución de la cinemática de las articulaciones de la extremidad inferior, hemos centrado nuestro estudio en dos momentos del ciclo de la marcha. Dado que lo que pretendemos es valorar la eficacia de un tratamiento ortopodológico en una patología como el pie plano valgo, nos hemos centrado en las fases de “apoyo de talón” y “apoyo monopodal” como los objetivos de la acción del soporte plantar. Aunque no consideramos el momento propulsivo, no concluimos por ello que el soporte no tenga acción terapéutica sobre él, sino que simplemente no es objeto de este estudio.

### 3.6. Pico de rotación interna tibial en la fase de “choque de talón”

Nigg y col.(32) definen “movimiento de acoplamiento” como la relación entre el valor máximo de eversión del pie con el valor máximo de rotación interna tibial. Pascual H, J. (31)

apoyando los trabajos de McPoil y Nester (43,44) proponen el grado de rotación interna como una medida indirecta de la pronación de la subastragalina.

Aceptando estas premisas centremos nuestra atención en el valor máximo de rotación interna observado en la fase de apoyo de talón. Pensamos que el movimiento de acoplamiento podría explicar el movimiento en el plano frontal del retropié que queda insuficientemente contrastado con los datos que aporta el sistema. En este punto hay que señalar que el pie es tratado como un segmento único capaz de realizar los movimientos en los tres planos del espacio, sin diferenciar retropié de mediopié y antepié.

Observando la curva de evolución del grado de rotación tibial, constatamos una primera rotación externa que abarca un 2% inicial de la fase de la marca y que torna bruscamente hacia una rotación interna marcada que avanza hasta el 12-15% del ciclo de la marcha. Es en este momento cuando tomamos el valor máximo de rotación interna, identificándolo con el acoplamiento sobre el astrágalo en la fase de apoyo de talón. La continuación de la curva de rotación tibial presenta una meseta con ligera tendencia ascendente, abarcando hasta el 60% del ciclo de la marcha y coincidiendo con la fase de oscilación (Fig.7).

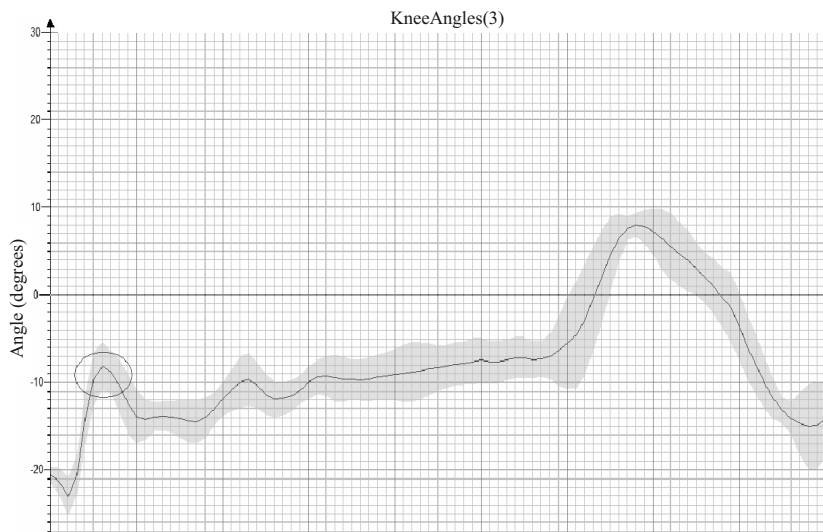


Fig. 7. Curva de evolución del grado de rotación tibial. Nótese el pico de rotación interna tibial respecto del fémur que coincide en el momento del choque de talón



La meseta mencionada coincide con el momento del apoyo monopodal. Por otro lado está ampliamente contrastado que el movimiento de pronación máxima del pie coincide en este momento.

Este hecho nos hizo pensar que la rotación tibial en esta fase del ciclo no estaba aportando información adecuada sobre el aplanamiento de la bóveda.

La justificación para elegir este momento reside en la acción que la cuña supinadora posterior debería provocar en el contacto del calcáneo con el suelo.

### 3.7. Rotación interna del pie en la fase de “apoyo monopodal”

Como hemos indicado anteriormente la rotación interna del pie es medida en este modelo Vicon como un solo segmento en los tres planos del espacio. El movimiento de rotación interna equivale al de pronación. Simplificar el pie en su eje longitudinal en un solo segmento no admite las diferencias referenciadas ampliamente entre retropie, mediopie y antepie.

Realizando un estudio minucioso y comparativo de la curva de rotación interna y la imagen ofrecida por el sistema, podemos identificar los tiempos y las tendencias angulares.

En el primer tramo que comprende aproximadamente el 10% del ciclo de la marcha se observa una marcada rotación externa, marcando un valor máximo de rotación externa y seguido de un giro brusco en sentido contrario en primera instancia, hasta el 20 % y mantenido “in crescendo” hasta alcanzar un valor máximo de rotación interna entre el 40% y 60% del ciclo de la marcha, que coincide aproximadamente con el instante de mayor deformidad en pronación, cuando la bóveda desciende a su valor mínimo y el pie se prepara para el despegue. Es el instante elegido para tomar el valor máximo de pronación en la fase de apoyo monopodal.

La importancia de la elección de este momento reside en que uno de los objetivos del soporte plantar para el pie plano-valgo es reducir la caída del escafoides (punto más alto de la bóveda plantar). (Fig.8)

### 3.8. Velocidad angular media en la fase de “apoyo monopodal”

Las gráficas de la evolución del grado de rotación de los distintos segmentos óseos, describe una curva cuyo eje de abscisas representa el tiempo y el eje de ordenadas el valor de flexión-extensión, abducción-aducción y rotación interna y externa. En nuestro caso nos fijamos de nuevo en la gráfica de rotación interna del pie

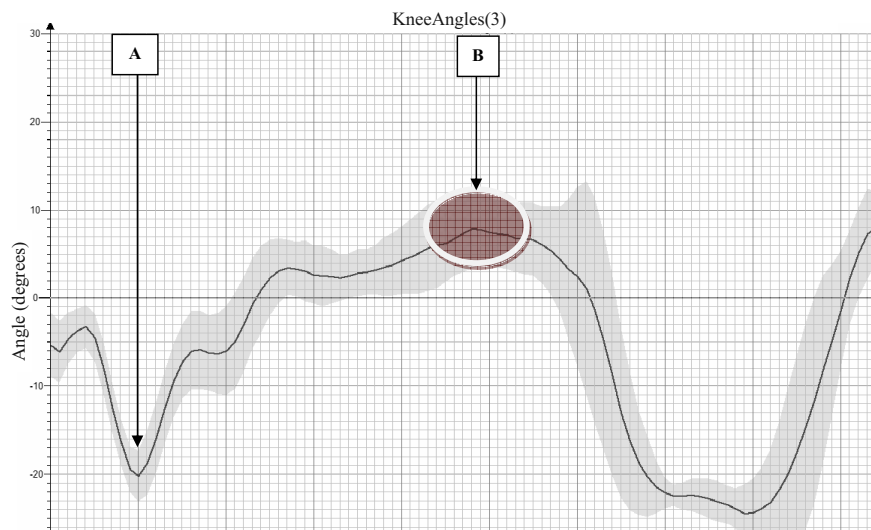


Fig. 8. Curva de rotación interna del pie. El valor máximo coincide con el último momento del apoyo monopodal, iniciando ya la propulsión.

(Fig.8). Lo hacemos esta vez observando el trayecto de la curva entre el valor máximo de rotación externa (punto A)(10% del ciclo de la marcha) y el valor máximo de rotación interna (punto B)(40%-60% del ciclo de la marcha).

Sabemos que la velocidad angular de la rotación interna tibial es la relación entre los incrementos de valor de rotación interna tibial por unidad de tiempo. Una elevada velocidad significaría un grado de rotación alto en una unidad de tiempo pequeña. Esa brusquedad del movimiento podría considerarse como fuente de patología. En el modelo estudiado hemos buscado analizar la velocidad media comprendida entre el valor de máxima rotación externa al que sigue el valor máximo de rotación interna, describiendo la brusquedad del movimiento de pronación del pie, que va abarcar desde el 10%-15% hasta el 50%-60% del ciclo de la marcha.

### 3.9. Análisis estadístico

Para el análisis estadístico creamos la matriz compuesta por las tres variables cualitativas descritas y las otras tres cuantitativas. Los valores introducidos en la matriz correspondían a los cinco valores de las variables cuantitativas medidos en cada una de las circunstancias consideradas, en cinco repeticiones. Utilizamos el ANOVA multifactorial como método para el análisis estadístico. Consideración especial merece la variable cualitativa MODO. Las hipótesis alternativas a la hipótesis nulas que se derivan del ANOVA multifactorial, podrían establecer que existiesen diferencias significativas en cuanto a la variable cualitativa MODO y alguna

o todas la cuantitativas, pero no sabríamos cuales de los cinco niveles de la variable MODO sería los responsables de esa hipotética significancia. Es por ello que se aplicó la prueba de Scheffé para establecer las diferencias entre los distintos niveles de la variable MODO.

### 3.10. Resultados

#### 1. Variable en estudio: rotación interna tibia

- 1.1. El efecto de las variables “MODO” y “PIE” influyen muy significativamente en los valores de rotación interna medidos en la fase de apoyo de talón ( $p = 0.001$ ) y ( $p = 0.000$ ), respectivamente (ver tabla 2).
- 1.2. El efecto de la variable “AJUSTE” no influye significativamente en los valores de rotación interna medidos en la fase de apoyo de talón ( $p = 0.707$ ) (ver tabla 2).
- 1.3. El efecto conjunto de las variables “MODO” y “PIE”, por una lado, de las variables “MODO” y “AJUSTE”, y “AJUSTE” y “PIE”, por otro, no influyen significativamente en los valores de rotación interna medidos en la fase de apoyo de talón ( $p = 0.250$ ), ( $p = 0.176$ ), y ( $p = 0.665$ ), respectivamente(ver tabla 2).
- 1.4. El efecto conjunto de las variables “MODO”, “AJUSTE” y “PIE” no influye significativamente en los valores de rotación interna medidos en la fase de apoyo de talón ( $p = 0.478$ ) (ver tabla 2).
- 1.5. El efecto del nivel “DESCALZO” de la variable “MODO” no presenta diferencias significativas sobre los valores de rotación interna medidos, al compararlo con los ni-

Significancia 95%	Rot. Interna Tibial
Modo	0,001
Pie	0,000
Ajuste	0,707
Modo-pie	0,250
Modo-ajuste	0,176
Pie-ajuste	0,665
Modo-pie-ajuste	0,478

Tabla 2

Scheffé/R. I. Tibia	Descalzo	Calzado	Elementos	Poli	Resina
Descalzo		0,889	0,887	0,236	0,662
Calzado	0,889		0,160	0,003	0,046
Elementos	0,887	0,160		0,629	0,986
Poli	0,236	0,003	0,629		0,904
Resina	0,662	0,046	0,986	0,904	

Tabla 3

- veles “CALZADO” ( $p = 0.889$ ); “ELEMENTOS” ( $p = 0.887$ ); “POLI” ( $p = 0.236$ ); “RESINA” ( $p = 0.662$ ) (ver tabla 3).
- 1.6. El efecto del nivel “CALZADO” de la variable “MODO” no presenta diferencias significativas sobre los valores de rotación interna medidos, al compararlo con los niveles “DESCALZO” ( $p = 0.889$ ); “ELEMENTOS” ( $p = 0.160$ ). En cambio presenta diferencias significativas al comparar con el nivel “RESINA” ( $p = 0.046$ ); Y muy significativas con el nivel “POLI” ( $p = 0.003$ ) (ver tabla 3).
- 1.7. El efecto del nivel “ELEMENTOS” de la variable “MODO” no presenta diferencias significativas sobre los valores de rotación interna medidos, al compararlo con los niveles “DESCALZO” ( $p = 0.887$ ); “CALZADO” ( $p = 0.160$ ); “POLI” ( $p = 0.629$ ); “RESINA” ( $p = 0.986$ ) (ver tabla 3).
- 1.8. El efecto del nivel “POLI” de la variable “MODO” no presenta diferencias significativas sobre los valores de rotación interna medidos, al compararlo con los niveles “DESCALZO” ( $p = 0.236$ ); “ELEMENTOS” ( $p = 0.629$ ); “RESINA” ( $p = 0.904$ ) En cambio presenta diferencias muy significativas al compararlo con el nivel “CALZADO” ( $p = 0.003$ ) (ver tabla 3).
- 1.9. El efecto del nivel “RESINA” de la variable “MODO” no presenta diferencias significativas sobre los valores de rotación interna medidos, al compararlo con los niveles “DESCALZO” ( $p = 0.662$ ); “ELEMENTOS” ( $p = 0.986$ ); “POLI” ( $p = 0.904$ ) En cambio presenta diferencias significativas al compararlo con el nivel “CALZADO” ( $p = 0.046$ ) (ver tabla 3).
2. Variable en estudio: rotación interna del pie
- 2.1. Los efectos de las variables “MODO”, “PIE” y “AJUSTE” influyen muy significativamente en los valores de rotación interna del pie en la fase de apoyo monopodal ( $p = 0.000$ ), ( $p = 0.000$ ), ( $p = 0.003$ ) (ver tabla 4).
- 2.2. El efecto conjunto de las variables “MODO” y “PIE” influye muy significativamente en los valores de rotación interna del pie en la fase de apoyo monopodal ( $p = 0.004$ ) (ver tabla 4).
- 2.3. El efecto conjunto de las variables “MODO” y “AJUSTE” influye muy significativamente en los valores de rotación interna

Significancia 95%	Rot. Interna del Pie
Modo	0,000
Pie	0,000
Aajuste	0,003
Modo-pie	0,004
Modo-ajuste	0,001
Pie-ajuste	0,711
Modo-pie-ajuste	0,863

Tabla 4

- del pie en la fase de apoyo monopodal ( $p = 0.001$ ) (ver tabla 4).
- 2.4. El efecto conjunto de las variables “AJUSTE” y “PIE” no influye significativamente en los valores de rotación interna del pie en la fase de apoyo monopodal ( $p = 0.711$ ) (ver tabla 4).
  - 2.5. El efecto conjunto de las variables “MODO”, “AJUSTE” y “PIE” no influye significativamente en los valores de rotación interna medidos en la fase de apoyo de talón ( $p = 0.863$ ) (ver tabla 4).
  - 2.6. El efecto del nivel “DESCALZO” de la variable “MODO” no presenta diferencias significativas sobre los valores de rotación interna medidos, al compararlo con los niveles “CALZADO” ( $p = 0.364$ ); “ELEMENTOS” ( $p = 0.887$ ); En cambio presenta diferencias significativas al comparar con el nivel “POLI” ( $p = 0.029$ ); Y muy significativas con el nivel “RESINA” ( $p = 0.002$ ) (ver tabla 5).
  - 2.7. El efecto del nivel “CALZADO” de la variable “MODO” no presenta diferencias significativas sobre los valores de rotación interna medidos, al compararlo con los niveles “DESCALZO” ( $p = 0.364$ ); “ELEMENTOS” ( $p = 0.811$ ); “POLI” ( $p = 0.645$ ); “RESINA” ( $p = 0.134$ ) (ver tabla 5).
  - 2.8. El efecto del nivel “ELEMENTOS” de la variable “MODO” no presenta diferencias significativas sobre los valores de rotación interna medidos, al compararlo con los niveles “DESCALZO” ( $p = 0.887$ ); “CALZADO” ( $p = 0.811$ ); “POLI” ( $p = 0.101$ );
- En cambio presenta diferencias muy significativas al compararlo con el nivel “RESINA” ( $p = 0.006$ ) (ver tabla 5).
- 2.9. El efecto del nivel “POLI” de la variable “MODO” no presenta diferencias significativas sobre los valores de rotación interna medidos, al compararlo con los niveles “CALZADO” ( $p = 0.645$ ); “ELEMENTOS” ( $p = 0.101$ ); “RESINA” ( $p = 0.869$ ). En cambio presenta diferencias significativas al compararlo con el nivel “DESCALZO” ( $p = 0.029$ ) (ver tabla 5).
  - 2.10. El efecto del nivel “RESINA” de la variable “MODO” no presenta diferencias significativas sobre los valores de rotación interna medidos, al compararlo con los niveles “CALZADO” ( $p = 0.134$ ); Y “POLI” ( $p = 0.869$ ). En cambio presenta diferencias muy significativas al compararlo con el nivel “DESCALZO” ( $p = 0.002$ ); Y “ELEMENTOS” ( $p = 0.006$ ) (ver tabla 5).
3. *Variable en estudio: velocidad angular media en la rotación interna del pie*
    - 3.1. Los efectos de las variables “MODO”, “PIE” y AJUSTE no influyen significativamente en los valores de velocidad angular media de la rotación interna del pie, medidos en la fase de apoyo (talón y monopodal) ( $p = 0.199$ ), ( $p = 0.378$ ), y ( $p = 0.974$ ), respectivamente (ver tabla 6).
    - 3.2. El efecto conjunto de las variables “MODO” y “PIE”, por un lado, “MODO” y “AJUSTE” por otro, y “AJUSTE” y “PIE”, no influye significativamente en los

Scheffé / R. I. Pie	Descalzo	Calzado	Elementos	Poli	Resina
Descalzo		0,364	0,887	0,029	0,002
Calzado	0,364		0,811	0,645	0,134
Elementos	0,887	0,811		0,101	0,006
Poli	0,029	0,645	0,101		0,869
Resina	0,002	0,134	0,006	0,869	

Tabla 5

<b>Significancia 95%</b>	<b>Vel. Angular Media</b>
Modo	0,199
Pie	0,378
Aajuste	0,974
Modo-pie	0,085
Modo-ajuste	0,796
Pie-ajuste	0,244
Modo-pie-ajuste	0,203

Tabla 6

valores de velocidad angular media de la rotación interna del pie, medidos en la fase de apoyo (talón y monopodal) ( $p = 0.085$ ), ( $p = 0.796$ ), ( $p = 0.244$ ) (ver tabla 6).

- 3.3. El efecto conjunto de las variables “MODO”, “AJUSTE” y “PIE” no influye significativamente en los valores velocidad angular media de la rotación interna del pie, medidos en la fase de apoyo (talón y monopodal) ( $p = 0.203$ ) (ver tabla 6).
- 3.4. El efecto del nivel “DESCALZO” de la variable “MODO” no presenta diferencias significativas sobre los valores velocidad angular media de la rotación interna del pie, medidos en la fase de apoyo (talón y monopodal), al compararlo con los niveles “CALZADO” ( $p = 0.838$ ); “ELEMENTOS” ( $p = 1.000$ ); “POLI” ( $p = 0.978$ ); “RESINA” ( $p = 0.996$ ) (ver tabla 7).
- 3.5. El efecto del nivel “CALZADO” de la variable “MODO” no presenta diferencias significativas sobre los valores velocidad angular media de la rotación interna del pie, medidos en la fase de apoyo (talón y monopodal), al compararlo con los niveles “DESCALZO” ( $p = 1.000$ ); “CALZADO” ( $p = 0.676$ ); “POLI” ( $p = 0.965$ ); “RESINA” ( $p = 0.995$ ) (ver tabla 7).
- 3.6. El efecto del nivel “ELEMENTOS” de la variable “MODO” no presenta diferencias significativas sobre los valores velocidad angular media de la rotación interna del pie, medidos en la fase de apoyo (talón y monopodal), al compararlo con los niveles “DESCALZO” ( $p = 1.000$ ); “CALZADO” ( $p = 0.676$ ); “POLI” ( $p = 0.965$ ); “RESINA” ( $p = 0.995$ ) (ver tabla 7).
- 3.7. El efecto del nivel “POLI” de la variable “MODO” no presenta diferencias significativas sobre los valores velocidad angular media de la rotación interna del pie, medidos en la fase de apoyo (talón y monopodal), al compararlo con los niveles “DESCALZO” ( $p = 0.978$ ); “CALZADO” ( $p = 0.275$ ); “ELEMENTOS” ( $p = 0.965$ ); “RESINA” ( $p = 0.999$ ) (ver tabla 7).
- 3.8. El efecto del nivel “RESINA” de la variable “MODO” no presenta diferencias sig-

<b>Scheffé/ V. Ang. –R. I. Pie</b>	<b>Descalzo</b>	<b>Calzado</b>	<b>Elementos</b>	<b>Poli</b>	<b>Resina</b>
Descalzo		0,838	1,000	0,978	0,996
Calzado	0,838		0,676	0,275	0,426
Elementos	1,000	0,676		0,965	0,995
Poli	0,978	0,275	0,965		0,999
Resina	0,996	0,426	0,995	0,999	

Tabla 7

nificativas sobre los valores velocidad angular media de la rotación interna del pie, medidos en la fase de apoyo (talón y monopodal), al compararlo con los niveles “DESCALZO” ( $p = 0.996$ ); “CALZADO” ( $p = 0.426$ ); “ELEMENTOS” ( $p = 0.995$ ); “POLI” ( $p = 0.999$ ) (ver tabla 7).

#### 4. DISCUSION

##### 4.1. Rotación interna tibial

La variable MODO afecta muy significativamente a los valores de rotación interna medidos en la fase de apoyo de talón ( $p = 0.001$ ). Las diferencias significativas observadas no distingue si son debidas a unos niveles u otros de la variable MODO. Aplicamos entonces la prueba de Scheffé (Fig.9).

Como habíamos señalado había trabajos que hablaban de una reducción del pico de pronación (20,21) en la fase de postura o Apoyo de talón. Si tenemos en cuenta el pico de rotación interna tibial, el valor medio mas alto lo obtenemos en la situación, caminar calzado sin plantilla ( $m = -11.113$ ). Las diferencias significativas observa-

das se centran entre el MODO CALZADO y MODO POLI de manera muy significativa ( $m = -15.446$ ), y en menor medida pero también de manera significativa, entre el MODO CALZADO y MODO RESINA ( $m = -14.401$ ).

Aunque el MODO ELEMENTOS reduce el pico de rotación interna no llega a resultar significativo.

Resulta paradójico que el MODO DESCALZO ( $m = -12.448$ ) provoque un pico de rotación tibial interna menor que el MODO CALZADO. La interacción del calzado es preciso tenerla en cuenta como así lo apoyan algunos trabajos (38,39).

De los datos obtenidos podría deducirse que la confección de los tratamientos de Polipropileno y Resina, cuya metodología de confección confiere al soporte un mayor encapsulamiento del calcáneo, y una teórica mejor contención por la acción de los posteos laterales, provocaría un descenso en el pico de rotación interna en la fase de choque de talón, que predispondrían a una menor rotación interna del astrágalo y consiguiente menor pronación posterior del pie. Todo ello en los pies de Mario y sin ninguna intencionalidad de extrapolación.

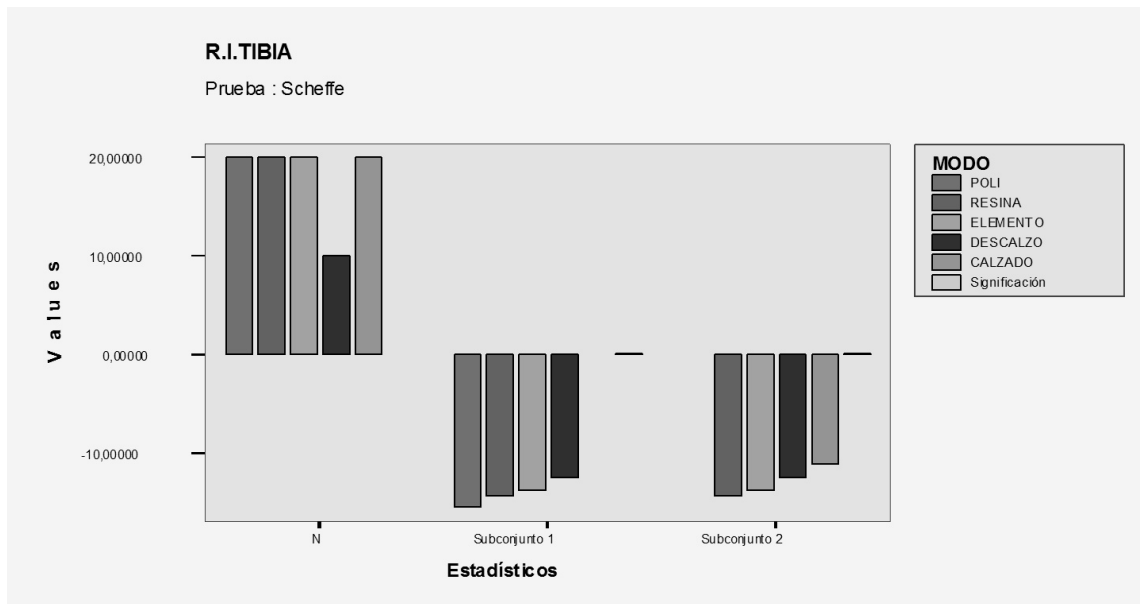


Fig. 9. Observamos cómo los niveles de la variable MODO se agrupan de manera homogénea en 2 subgrupos

El efecto de la variable “PIE” influye muy significativamente en los valores de rotación interna medidos en la fase de apoyo de talón ( $p = 0.000$ ). Indica claramente que el comportamiento del pie dcho. ( $m = -8.668$ ) es completamente distinto del izdo. ( $m = -18.432$ ).

Podríamos pensar que las diferencias obtenidas entre los dos pies se deban total o parcialmente al alza introducida en el pie izdo. Pero esas diferencias observadas deberían ser significativamente diferentes, por exceso o por defecto de las obtenidas en el nivel DESCALZO (sin alza en pie izdo.). Bien al contrario no hemos encontrado diferencias significativas entre el MODO DESCALZO y el resto de niveles. Este hecho podría apoyar la tesis de considerar a cada pie como una unidad de análisis distinta.

El efecto de la variable “AJUSTE” no influye significativamente en los valores de rotación interna medidos en la fase de apoyo de talón ( $p = 0.707$ ).

Cuando examinamos el efecto conjunto de la variable AJUSTE con la variable MODO ( $p = 0.176$ ), y de la misma manera con la variable PIE ( $p = 0.665$ ), así como cuando examinamos el efecto de las tres variables juntas, las diferen-

cias no son significativas. Es decir, la variable AJUSTE no nos aporta el elemento diferenciador esperado, no pudiéndose explicar el efecto “tobogán”. No creemos que deba ser una línea de investigación a descartar a pesar de ello, como veremos en un apartado posterior.

El efecto conjunto de las variables MODO y PIE o influyen significativamente en los valores de rotación interna medidos en la fase de apoyo de talón ( $p = 0.250$ ). Hemos visto cómo al considerar estas variable por separado, su efecto influía de forma significativa. De ello se deduce que no existe interacción entre estas dos variables.

#### 4.2. Rotación interna del pie

El efecto de la variable “MODO” influye muy significativamente en los valores de rotación interna del pie en la fase de apoyo monopodal ( $p = 0.000$ ). De nuevo, no sabemos cuales son los niveles que provocan esa significancia y recurrimos a la prueba de Scheffé Fig.10.

Observamos que el valor medio más elevado de rotación interna del pie lo observamos en el MODO DESCALZO ( $m = 19.892$ ), como por otra parte cabría esperar, ya que ante la ausencia de un elemento bajo la bóveda, ésta,

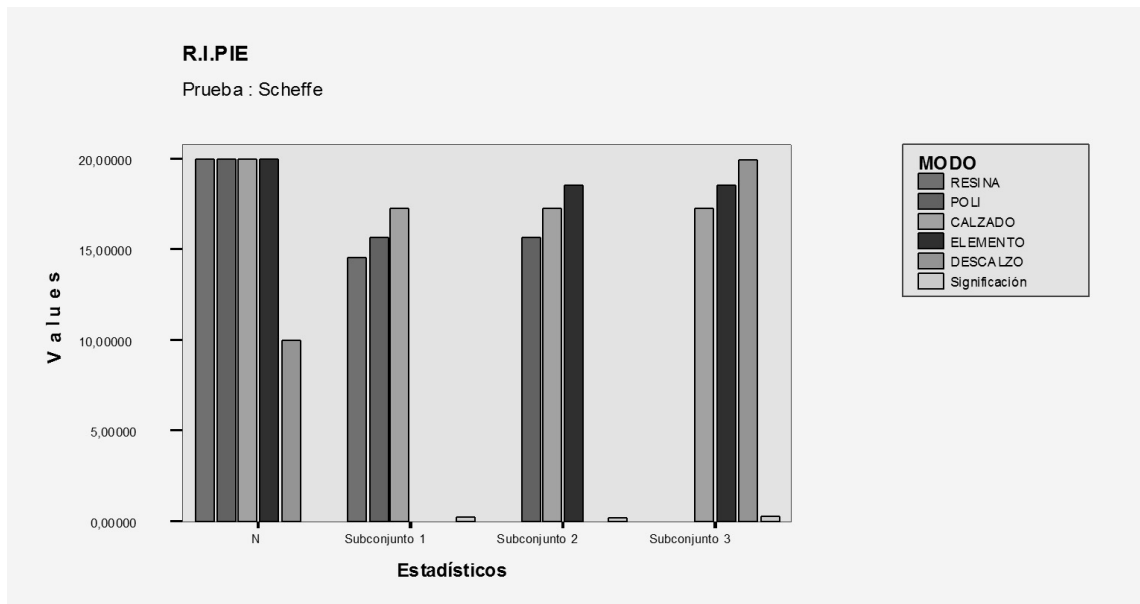


Figura 10 Al considerar la rotación interna del pie encontramos 3 subgrupos homogéneos

descendería hacia el suelo alcanzando los niveles más altos de rotación interna del pie. A continuación se sitúa el MODO ELEMENTOS ( $m = 18.556$ ) y MODO CALZADO ( $m = 17.271$ ). Finalmente encontramos a los MODOS POLI ( $m = 15.655$ ) y MODO RESINA ( $m = 14.513$ ).

Las diferencias significativas observadas se establecen entre el MODO DESCALZO y los MODOS POLI ( $p = 0.029$ ) y RESINA ( $p = 0.006$ ) por una parte, y entre el MODO ELEMENTOS y MODO RESINA por otro. Puede deducirse entonces que los tratamientos termo adaptados disminuyen significativamente la caída de la bóveda plantar. Condición que no se repite al compararlos con el MODO CALZADO, quizás porque el calzado sujeta y contribuye al mantenimiento de la bóveda de Mario.

Las diferencias detectadas entre los MODOS RESINA Y ELEMENTOS, habría que buscarlas en el elemento supinazo central de la plantilla por elementos y su confección de un material depresible. Aunque la tendencia se repite entre el MODO ELEMENTOS Y POLI, no llega a resultar significativa.

El efecto de la variable "PIE" influye muy significativamente en los valores de rotación interna del pie en la fase de apoyo monopodal ( $p = 0.000$ ).

Nuevamente el comportamiento de un pie difiere absolutamente del otro. Aplicando el mismo razonamiento respecto del alza que en el apartado anterior, no se explicaría que existiendo diferencias entre el MODO DESCALZO (sin alza), y los MODOS POLI Y RESINA, no fueran equivalentes a las observadas con la variable ELEMENTOS, que incorpora alza como los modos anteriores.

La deducción final es la misma que para rotación interna tibial y creemos que pie derecho e izquierdo pueden considerarse como dos unidades de análisis distintas.

El efecto de la variable "AJUSTE" influye muy significativamente en los valores de rotación interna del pie en la fase de apoyo monopodal ( $p = 0.003$ ). Este resultado no contradice el observado en el apartado anterior puesto que comparamos dos secuencias de tiempo distin-

tas. Este resultado sin resultar extrapolable, induce a pensar que esta línea de investigación puede ser válida.

Merece la pena detenerse en el diseño el calzado experimental. Uno de los inconvenientes que tuvimos fue que el calzado resultaba ajustado para Mario para su talla. Aunque los cortes y el desarrollo de la prueba resultaron adecuados, la introducción de la plantilla, con un alza en el tratamiento del pie izquierdo, añadía elementos de compresión en el calzado que podrían haber desvirtuado el resultado. No obstante, las diferencias fueron significativas, reforzando la hipótesis alternativa.

El efecto conjunto de las variables "MODO" y "AJUSTE" ( $p = 0.001$ ) por una parte, y el conjunto de las variables "MODO" y "PIE" ( $p = 0.004$ ) por otro, permiten pensar en una interacción entre el tratamiento ortopodológico por una parte y los MODOS PIE Y AJUSTE por otro. Este tipo de interacciones nos hace pensar en la importancia de la homogeneización de las muestras para evitar errores no controlados.

La no significación de la consideración conjunta de las tres variables cualitativas descarta una interacción conjunta de las mismas.

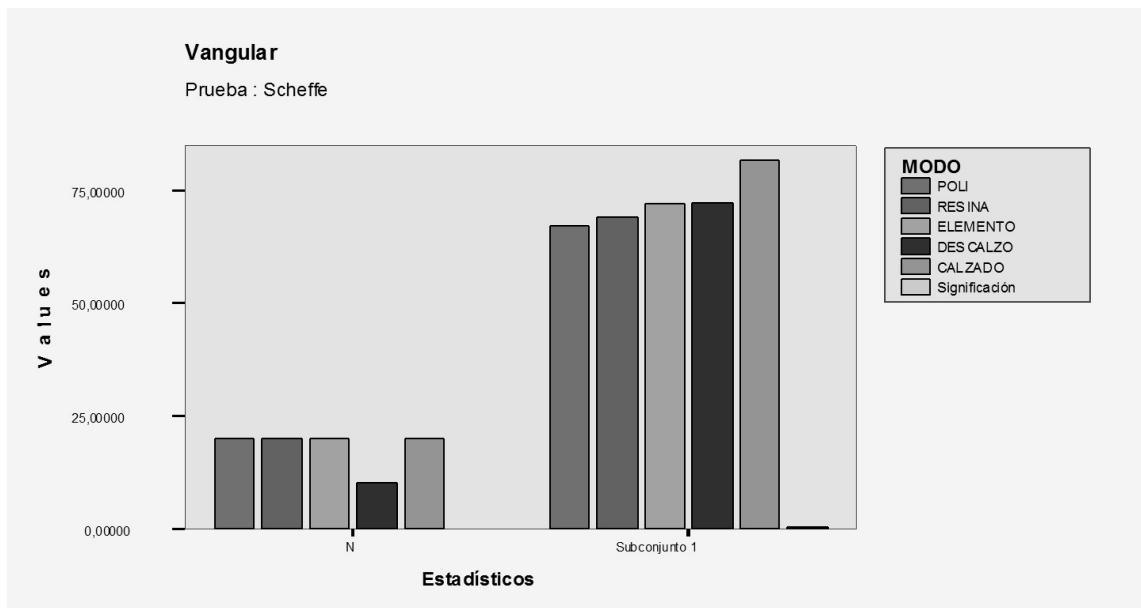
#### **4.3. Velocidad angular media en la rotación interna del pie**

El análisis de la velocidad angular media nos lleva a unos resultados muy claros en el sentido de que ninguno de los efectos experimentados ofrecen diferencias significativas en la rotación interna del pie en la fase de apoyo monopodal. La prueba de Scheffé no refleja diferencias entre los niveles de la variable MODO, lo cual se refleja en la figura 11 con un solo subgrupo homogéneo.

El diseño de la experimentación incluía tomar como referencia los valores mínimo y máximo de rotación interna por unidad de tiempo. Este diseño implicaba tomar como referencia valores extremos que aumentaría la ya de por sí contrastada variabilidad individual. (31,25,35).

Parece que la elección de esta variable no es la adecuada. Pero lejos de descartarla pensamos





**Fig.11** La no existencia de diferencias entre los distintos grupos se traduce en la evidencia de un solo subgrupo homogéneo

que es preciso hacer un esfuerzo de diseño para homogeneizar este modelo e investigar el efecto que una brusquedad de un movimiento podría tener en la economía del pie.

## 5. CONCLUSIONES

En las condiciones experimentales estudiadas nada se opone a aceptar que las variables MODO y PIE influye significativamente en la rotación interna tibial en la fase de apoyo de talón.

Los tratamientos ortopodológicos de Polipropileno y Resina aplicados en los pies de Mario provocan un descenso significativo respecto al modo de caminar calzado sin plantilla en la rotación interna tibial en la fase de apoyo de talón.

No existen evidencias que confirmen que las diferencias observadas entre ambos pies, respecto de la rotación interna tibial en la fase de apoyo de talón, se deban al alza colocada en el soporte izdo.

No se ha demostrado que el grado de ajuste del calzado influya en la rotación interna tibial en la fase de apoyo de talón.

En las condiciones experimentales estudiadas nada se opone a aceptar que la variable MODO influye significativamente en la rotación interna del pie en la fase de apoyo monopodal.

Los tratamientos ortopodológicos de Polipropileno y Resina aplicados en los pies de Mario provocan un descenso significativo respecto al modo de caminar descalzo en la rotación interna del pie en la fase de apoyo monopodal.

El tratamiento ortopodológico de Resina disminuye significativamente la rotación interna del pie respecto del tratamiento ortopodológico por elementos.

En las condiciones experimentales estudiadas nada se opone a aceptar que la variable PIE influye significativamente en la rotación interna del pie en la fase de apoyo monopodal.

No existen evidencias que confirmen que las diferencias observadas entre ambos pies, respecto de la rotación interna del pie en la fase de apoyo monopodal, se deban al alza colocada en el soporte izdo.

En las condiciones experimentales de este estudio, la velocidad angular media en la rotación interna del pie en la fase de apoyo en los

pies de MARIO no resulta influida significativamente por ninguno de los factores estudiados.

Se hace necesaria una metodología rigurosa en la homogeneización de las muestras de tra-

bajos de investigación para reducir la variabilidad reseñada en multitud de trabajos relacionados con la cinética y cinemática de las extremidades inferiores.

## 6. BIBLIOGRAFIA

1. WALTER JH, NG G, STOITZ JJ. A patient satisfaction survey on prescription custom-molded foot orthoses. *J Am Podiatr Med Assoc* 2004;94:363-367.
2. MORAROS J, I-ODGE W. Orthotic survey: Preliminary Results. *J Am. Podiatr Med Assoc* 1993;83: 139-148. 1988: 10:205-2 12.
3. DONNATELLI R, HURLBERT C, et al. Biomechanical foot orthotics: A retrospective study. *J Ortho Sp Phys Ther* 1988: 10:205-2 12.
4. GROSS MT, BYERS JM, KRAFFT JL, LACKEY EJ, MELTON KM. The impact of custom semirigid foot orthotics on pain and disability for individuals with plantar fasciitis. *S Ortho Sp Phy 5 Ther* 2002;32: 149- 157.
5. CHALMERS AC, BUSBY C, GOYERT J, PORTER B, SCHULZER M. Metatarsalgia and rheumatoid arthritis: a randomized, single blind. Sequential trial comparing two types of foot orthoses and supportive shoes. *J Rheum* 2000;27: 1643- 1647.
6. MEJJAD O, VITTECOQ O, POUPLIN S, GRASSIN-DELYLE L, WEBER J, LE LOET X. Foot orthotics decrease pain but do not improve gait in rheumatoid arthritis patients. *Joint Bone Spine* 2004;7 1:542-545.
7. SGARLALO TE. ed. *A Compendium of Podiatric Biomechanics*. San Francisco: California College of Podiatric Medicine, 197 1.
8. POWELL M, SEID M, SZER IA. Efficacy of custom foot orthotics in improving pain and functional status in children with juvenile idiopathic arthritis: A randomized trial. *J Rheum* 2005;32:943-950.
9. THOMPSON JA, JENNINGS MB, HODGE W. Orthotic therapy in the management of osteoarthritis. *J Am Podiatr Med Assoc* 1 992;82: 136- 139.
10. D'AMBROSIA RD. Orthotic devices in running injuries. *Clin Sports Med* 1985;4:6 1 1-6 18.
11. DUGAN RC, D'AMBROSIA RD. The effect of orthotics on the treatment of selected running injuries. *Foot Ankle* 1986;6:313.
12. EGGOLD JF. Orthotics in the prevention of runner's over use injuries. *Phys Sports Med* 198 1;9:181- 185.
13. KILMARTIN TE, WALLACE WA. The scientific basis for the use of biomechanical foot orthoses in the treatment of lower limb sports injuries: a review of the literature. *Br J. Sports Med* 1994;28:180-184.
14. BLAKE RL, DENTON JA. Functional foot orthoses for athletic injuries: A retrospective study. *J Am Podiatr. Med Assoc* 1985;75:359-362.
15. SAXENA A, HADDAD J. The effect of foot orthoses on patellofemoral pain syndrome. *J Am Podiatr Med Assoc* 2003 Jul-Aug; 93 (4):264-71.
16. SIMKIN, A., LEICHTER, I., GILADI, M., STEIN, M., AND MIGROM, C.: Combined effect of Foot Arch Structure and Orthotic Device on stress Fractures. *Foot Ankle*. Vol. 10, Nº1. August 1989.
17. MCCULLOCH, MU, BRUNT, D., VANDER LINDEN, D., 1993. The effect of foot orthotics and gait velocity on lower limb kinematics and temporal events of stance. *JOSPT* 17, 2-10.
18. STACOFF, A., REINSCHMIDT, C., NIGG, BM, VAN DEN BOGERT, AJ, LUNDBURG, A., DENOTH, J., STUSSI, E., 2000. Effects of foot orthosis on skeletal motion during running. *Clin. Biomech.* 15, 54-64.
19. NAWOCZENSKI, DA, COOK, TM, SALTZMAN, CL, 1995. The effect of foot orthotics on three-dimensional kinematics of the leg and rearfoot during running. *JOSPT* 21, 317-327.
20. BATES, BT, OSTERNIG, LR, MASON, B., JAMES, LS, 1979. Foot orthotic devices to modify. Selected aspects of lower extremity mechanics. *Am. J. Sports Med.* 7, 338-342.
21. RODGERS, M. M., AND B. F. LEVEAU. Effectiveness of foot orthotic devices used to modify pronation in runners. *JOSPT* 4:86-90, 1982.
22. BAITCH, SP, BLAKE, RL, FINEGAN, PL, SENATORE, J., 1991. Biomechanical analysis of running with 25° inverted orthotic devices. *J. Am. Podiatric Med. Assoc.* 81, 647-65

23. NOVICK, A., KELLEY, D.L., 1990. Position and movement changes of te foot orthotic intervention during the loading response of gait. *JOSPT* 11, 301-311.
24. SMITH, LS, TE CLARKE, CL HAMILL, and F. SANTOPIETRO. The effects of soft and semi-rigid orthoses upon rearfoot movement in running. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 76:227-233, 1986.
25. LAUGHTON, C., MCCLAY, I., HAMILL, J. 2003. Orthotic intervention in forefoot and rearfoot strike running's patterns. *Clinical Biomechanics* 19 (2004) 64-70.
26. BROWN, GP, R. DONATELLI, PA CATLIN, Y MJWOODEN. The effect of two types of foot orthoses on rearfott mechanics. *JOSPT* 21:258-267, 1995.
27. LEUNG, A. K., A. F. MAK, and J. H. EVANS. Biomedical gait evaluation of the immediate effect of orthotic treatment for flexible flat foot. *Prosthet. Orthot. Int.* 22:25-34, 199830.
28. NIGG, BM, A. KHAN, V. FISHER, and D. STEFANYSHYN. Effect of shoe insert construction on foot and leg movement. *Med. Sci. Sports Exerc.* 30:550-555, 1998.
29. DORSEY S. WILLIAMS III, MCCLAY, I, BAITCH, SP, 2003. Effect of inverted orthoses on Lower-Extremity Mechanics in Runners. *Med. Sec. Sports Exer.*, Vol.35, Nº 12, pp 2060-2068.
30. PASCUAL HUERTA J, ROPA MORENO, JM, KIRBY KA. Static Response Of Maximally Pronated And Non-Maximally Pronated Feet To Frontal Plane Wedging Of Foot Orthoses. *J Am Podiatr Med Assoc. forthcoming* 2009.
31. PASCUAL HUERTA J, ROPA MORENO JM, KIRBY KA, OREJANA GARCÍA AM, GARCÍA CARMONA FJ. Effect of 7 degree varus and valgus rearfoot wedging on rearfoot kinematics and kinetic during the stance phase of walking. *J Am Podiatr Med Assoc. forthcoming* 2009.
32. NIGG BM, COLE GK, NACHBAUER W. Effects of arch height of the foot on angular motion of de lower extremities in running. *J Biomech* 1993; 26:909-16
33. BALL KA, AFHELDT MJ. Evolution Of Foot Orthotics-Part I: Coherent Theory Or Coherent Practice?, Evolution Of Foot Orthotics-Part I: Research Reshapes Long-Standing Theory. *JOSPT* 25:116-134, 2002.
34. LUNDBERG, A. Kinematics of the ankle and foot: In vivo roentgen stereophoto grammetry. *Acta Orthopaed. Scand. Suppl.* 60:1-25, 1989.
35. B HEIDERSCHEIT, J HAMILL AND D TIBERIO. A Biomechanical Perspective: Do Foot Orthoses Work? *Br. J. Sports MED.* 2001;35;4-5
36. MCCLAY, I. S., AND K. T. MANAL. The Influence Of Foot Abduction On Differences Between Two-Dimensional And Three-Dimensional Rearfoot Motion. *Foot Ankle Int.* 19:26-31, 1998.
37. MCCLAY, I. S., AND K. T. MANAL. A Comparison Of Three-Dimensional Lower Extremity Kinematics During Running Between Pronators And Normals. *Clin. Biomech.* 13:195-203, 1998.
38. SNEYERS CJL, LYSSENS R, FEYS W, ET AL. Influences Of Malalignment Of Foot On The Plantar Pressure Pattern In Running. *FootAnkle Int* 1995; 16 (10): 624-32.
39. RAZEGHI, M., BATT, M E. Biomechanical Analysis Of The Effect Of Orthotic Shoe Insert. *A Review Of The Literature sports MED* 2000 JUN; 29 (6): 425-438.
40. KIRBY, K. Foot Orthoses-Therapeutic Efficacy Theory and Research for their Biomechanical Effect. *Foot and Ankle Quarterly*, Summer 2006, Vol. 18, No. 2
41. MCP OIL TG, CORNWALL MW. The effect of foot orthoses on transverse tibial rotation during walking. *J Am Podiatr Med Assoc* 2000; 90: 2-11.
42. NESTER CJ, HUTCHINS S, BOWKER P. Effect of foot orthoses on rearfoot complex kinematics during walking gait. *Foot Ankle Int* 2001; 22:133-139.
43. KADABA MP, RAMAKRISHMAN HK, WOTEN ME. Measurements of Lower Extremity Kinematics During Level Walking. *J.Orthop Res.*1990;8:383-392.
44. BRANTHWAITE HR, PAYTON CJ, CHOCKALINGAM N. The effect of simple insoles on three-dimensional foot motion during normal walking. *Clin Biomech* 2004; 19: 972-977.
45. ZAMMIT GV, PAYNE CB. Relationship between positive clinical outcomes of foot orthotic treatment and changes in rearfoot kinematics. *JAPMA* 2007; 97(3):207-212.
46. HICK, JH,: The mechanics of the foot: The joints; *Anat* 87:345, 1953
47. VILADOT A. Quince lecciones sobre patología del pie Ed. Toray. Barcelona 1989, Lección 3: 69, 74.
48. NUÑEZ SAMPER, M. Y LLANOS ALCANZAR, L.F. : *Biomecánica, medicina y cirugía del pie.* Copynorte, Madrid, 1989

49. MARCELINO J. Clínica del pie valgo. *Revista Española de Podología* 1998; 9 (5): 222-225.
50. NUÑEZ SAMPER, M. Y LLANOS ALCANZAR, L.F. : *Biomecánica, medicina y cirugía del pie*. Masson, Madrid, 1997 (23): 184-187.
51. VILADOT R, ROCHERA R, VILADOT A JR, ÁLVAREZ F. Pie plano laxo infantil. *Rev. Ortop. Traumatología*. 1996;40: 49-57, 82-84.
52. RODRIGUES-FONSECA J : *Pe plano. Estudio dinámico*. Lab Bial, Oporto 1984.
53. JACK E. Naviculo-cuneiform fision in treatment of the flat foot. *J Bone Joint Surg* 1953; 88B: 25
54. VALENTI V. *Le pied plat de l'enfant: trios entités á diferencier.*, ed Monographic. Masson, Paris 1987
55. DARIO D. *Pie plano valgo. Ortopedia infantil*. Bogotá Ed Panamericana, 2005
56. OLIVIER G: *Formation du squelette des membres*. Vigot, Paris, 1962
57. PUERTA J: *Morfogénesis del pie*. *Rev. Med. Cirugía del Pie*, 7:15. 1989
58. EVANS D: *Calcaneo-valgus deformity*. *J Bone Joint Surg*, 57 B, 240, 1975
59. ARANDES R, VILADOT A: *Clínica y tratamiento de las enfermedades del pie*. Científico-Médica. Barcelona 1956
60. NUÑEZ-SAMPER M, VAR. : *Análisis funcional y estadístico de la bóveda plantar*. *Chir Piede*, 8: 147, 1984
61. VILADOT A: *Nuevo método de exploración estática del pie: El fotopodograma*. *Clin Lab*, 57: 114, 1957
62. MICHAUD T: *Ortosis plantares y otras formas de tratamiento conservador*. Lippincott Williams and Wilkins, 136, 1993.
63. LELIEVRE J. *Patología del pie: Fisiología-Clínica: Tratamiento Médico, Ortopédico y quirúrgico*. Toray-Masson, Barcelona, 1993.
64. LEVY B, CORTÉS JM: *Ortopodología y aparato locomotor. Ortopedia del pie y tobillo*. Masson, 2003
65. DORCA C, A., CÉSPEDES C, T: *Tendencias actuales y futuras en el diseño y aplicación del soporte plantar en el niño*. *Revista Española de Podología*, 4ª Epoca, Vol. XIV. Nº3, Mayo-Junio, 102-109, 2003.
66. CÉSPEDES C, T DORCA C, A ET COLS. *Técnica de Aplicación Directa (TAD) de ortesis sobre el pie: a propósito de varios casos clínicos*. *Revista Española de Podología*. Septiembre-Octubre, 325-339.1999.