



ORIGINAL

Artículo bilingüe español/inglés

Rev Esp Podol. 2018;29(1):2-12

DOI: 10.20986/revesspod.2018.1507/2018

## Eficacia del tratamiento conservador ortésico en el pie plano flexible infantil

*Effectiveness of conservative orthotic treatment in flexible pediatric flatfoot*

Moisés Pardos Barrado

Doctor por la Universidad de Zaragoza. Diplomado en Podología y Enfermería. Clínica del pie Moisés Pardos. Zaragoza. España

### Palabras clave:

Pie plano flexible infantil, pie plano infantil, tratamiento conservador, eficacia, ortesis plantar, ortesis invertida, análisis de la marcha, cinemática.

### Keywords:

Flexible pediatric flatfoot deformity, pediatric flatfoot, conservative treatment, effectiveness, foot orthoses, inverted orthoses, gait analysis, kinematics.

### Resumen

**Introducción:** Existe gran controversia respecto a la eficacia del tratamiento conservador mediante plantillas del pie plano flexible infantil (PPFI). El presente estudio trata de investigar el efecto de diferentes tipos de ortesis en la cinemática de las articulaciones de tarso y coxofemoral durante la marcha.

**Pacientes y métodos:** Se valoraron 167 escolares de 9 a 11 años, de los que se seleccionaron 24 niños con PPFI (índice de postura del pie de  $9.81 \pm 1.24$ ). Se realizó un análisis estereofotogramétrico mediante 9 cámaras infrarrojas Optitrack, con un diseño mixto aleatorizado y autocontrolado. Se midió el efecto de las ortesis tipo Lelièvre, ortesis de resina y ortesis invertida en polipropileno sobre las articulaciones subtalar (AST) y mediotarsiana (AMT) en plano frontal y coxofemoral en plano frontal y transversal. Se analizó el efecto del calzado, grado de afección, sexo, y miembro considerado.

**Resultados:** El calzado y la ortesis redujeron significativamente la máxima eversion de AMT ( $p < 0.001$ ), pero solo la ortesis la redujo sobre la AST ( $p < 0.001$ ). La ortesis invertida y de Lelièvre redujeron significativamente la máxima eversion de retropié respecto de la ortesis de resina ( $p = 0.005$  y  $p = 0.003$ ). Las ortesis de Lelièvre y de resina redujeron significativamente la máxima eversion de mediopie respecto de la ortesis invertida ( $p = 0.011$  y  $p = 0.010$ ).

**Conclusión:** Las ortesis plantares han demostrado cambios en la cinemática de las articulaciones del tarso del PPFI, pero no sobre el muslo, con una posible interferencia del tejido blando.

### Abstract

**Introduction:** There is controversy regarding the effectiveness of conservative treatment by means of foot orthoses for the flexible pediatric flatfoot deformity condition. The present study aims to investigate the effect of different types of orthoses in the kinematics of tarsal joints and hip joint during gait.

**Patients and methods:** A total of 167 pediatric students between 9 and 11 years were initially evaluated and 24 subjects with flexible pediatric flatfoot deformity were finally selected (foot posture index  $9.81 \pm 1.24$ ). Gait analysis was performed by means of 9 infrared Optitrack cameras with a randomized and controlled type design of the study. The effect of three different orthoses (Lelièvre orthoses, Polyester resin orthoses and polypropylene inverted orthoses) on subtalar-rearfoot (STJ) and midtarsal (MTJ) joints in the frontal plane and coxofemoral joint in the frontal and transverse plane were evaluated. The effect of shoe, deformity, sex and limb were also analyzed.

**Results:** Both shoe and orthoses reduced maximal pronation of MTJ ( $p < 0.001$ ) but only orthoses reduced maximal pronation on STJ ( $p < 0.001$ ). Inverted orthoses and Lelièvre orthoses reduced maximal eversion of rearfoot compared to resin orthoses ( $p = 0.005$  and  $p = 0.003$ ). Lelièvre orthoses and resin orthoses reduced maximal eversion of midfoot compared to polypropylene inverted orthoses ( $p = 0.011$  and  $p = 0.010$ ).

**Conclusions:** Foot orthoses have shown changes in kinematics parameters in tarsal joints in patients with flexible pediatric flatfoot deformity but not in hip joint with possible interference of soft tissues around the thigh.

Recibido: 18/01/2018

Aceptado: 10/03/2018



© Consejo General de Colegios Oficiales de Podólogos de España, 2018.  
Editorial: INSPIRA NETWORK GROUP S.L.  
Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND  
([www.creativecommons.org/licenses/by-nc-nd](http://www.creativecommons.org/licenses/by-nc-nd)).

Correspondencia:

Moisés Pardos Barrado  
[info@moisespardos.com](mailto:info@moisespardos.com)

## INTRODUCCIÓN

Kevin A. Kirby<sup>1</sup> define la deformidad de pie plano flexible (PPF) en niños como un problema que implica cuatro elementos identificativos: pronación excesiva de la AST y AMT, descenso de la altura del arco longitudinal medial (ALM) y laxitud ligamentosa aumentada. Se han considerado sinónimos términos como pie plano, calcáneo valgo, pies valgus, pies pronados, pies planos flexibles, pies plano-valgos, pie plano hiper móvil y otros<sup>2</sup>. Evans y Rome, en una revisión de 15 estudios, reportaron datos de prevalencia del PPF entre el 0.6 % y el 77.9 %, achacando tal variabilidad a los diferentes métodos de evaluación, diversidad de grupos de edad y etnias<sup>2</sup>. Rao y Joseph<sup>3</sup>, en un estudio sobre 2300 niños hindúes, referenciaron una prevalencia del 14.9 % en niños de 6 años y del 2.5 % en niños de 13. Jerosch y cols., sobre un grupo de 345 niños alemanes de 10 a 13 años, reportaron datos de prevalencia del 19.1 %<sup>4</sup>. García-Rodríguez y cols.<sup>5</sup>, en un estudio de 1181 niños españoles de edades entre los 4 y 13 años, informaron de una prevalencia media de 2,7 %. Bordin y cols., sobre un grupo 243 niños italianos (8-10 años), reportaron datos de prevalencia del 16.4 %<sup>6</sup>. Pfeiffer y cols.<sup>7</sup>, en una muestra de 835 niños estadounidenses, obtuvieron unos datos de prevalencia a los 3 años del 54 % y a los 6 años del 24 %. Homayouni y cols.<sup>8</sup>, en un estudio sobre 290 niñas iraníes, informaron de una prevalencia del 48.1 % en niñas de 6 años y del 15.6 en niñas de 11 años.

La laxitud ligamentosa que define al PPF supondría una disminución de la resistencia de fascia, ligamentos y tendones plantares a las fuerzas de tracción plantar generadas en respuesta a las fuerzas del peso del individuo, de tracción del tríceps sural y de reacción de suelo sobre antepié y retropié. De tal manera que la estabilidad de la bóveda plantar quedaría comprometida, así como la eficiencia del momento propulsivo. El déficit en la rigidez de las estructuras mencionadas disminuiría la acumulación de energía potencial necesaria en la resupinación de la AST y la plantarflexión de antepié del momento propulsivo, generando un momento dorsiflexor de antepié y un probable hundimiento del ALM<sup>9,10</sup>. En el PPF con un eje de la AST medialmente desviado se produce un predominio de los momentos pronadores sobre los supinadores debido a cambios en el punto de tracción de determinados grupos musculares, como el complejo sóleo-gastrocnemio, los músculos tibial anterior, tibial posterior o peroneo lateral largo<sup>9-12</sup>.

Uno de los objetivos del tratamiento ortésico en el PPF es corregir la postura del pie mediante diferentes tipos de ortesis plantares, que varían en cuanto a sus materiales, diseño y fabricación. El concepto de plantilla u ortesis por elementos (OE) fue descrito por Lelièvre en 1970 y consiste en una plantilla plana en cuero sobre la que colocar los elementos correctores de algodón y látex que para el pie plano valgo suelen ser: cuña supinadora posterior, cuña pronadora anterior, apoyo retrocapital y cúpula medioplantar interna<sup>13</sup>. Posteriormente, en 1994, Adelina Dorca y Tomás Céspedes introdujeron en España la técnica de adaptación en directo (TAD) descrita en

Francia por el Dr. Claustre. La obtención de la ortesis de resina (OR) se realizaba a través de la aplicación de resinas de poliéster a 60-80 °C, directamente sobre el pie, ayudados por una máquina de vacío<sup>14</sup>. A mediados de los años 80, el Dr. Richard Blake<sup>15</sup> ideó la ortesis invertida de Blake (OIB), confeccionada en polipropileno (OP) y obtenida a partir de un molde positivo de la planta del pie con un giro de 15 y 25° en inversión para adaptar en esa posición la ortesis. Kirby, en 1992, describió la técnica *medial heel skive* (TMHS), consistente en un rebaje de talón en cuña medial del molde positivo como solución para las ortesis en niños con pie plano flexible<sup>16</sup>, que se usa conjuntamente con la OIB.

El objetivo del presente estudio consiste en valorar el efecto de tres tipos de ortesis (Lelièvre, TAD y OIB) sobre la cinemática del tarso en plano frontal y articulación coxofemoral en plano frontal y transversal durante la marcha en niños con PPF. Se valoró la influencia del sexo, miembro elegido, calzado y grado de PRCA. Asimismo, se analizó el posible efecto de arrastre derivado del orden de la prueba.

## PACIENTES Y MÉTODOS

Tras la aceptación del Comité Ético de Investigación Clínica de Aragón (CEICA), 167 niños nacidos entre los años 2003 y 2004 (9-11 años), procedentes de los colegios Cristo Rey Escolapios y Lycée Française Molière de Zaragoza, fueron evaluados, previo consentimiento paterno, en un aula habilitada en el propio colegio. Se obtuvo una primera selección de 53 niños y 28 acudieron para ser reevaluados en la consulta del investigador donde se seleccionaron finalmente 15, a los que se sumaron 9 procedentes de la consulta del investigador principal, tal y como se muestra en la Figura 1. Todos ellos cumplieron los siguientes criterios de inclusión: haber nacido entre enero de 2003 y diciembre de 2004, PRCA entre 6 y 10 grados, descenso del ALM con contacto con el suelo en carga, IPP-6 entre 6 y 12 puntos, eje de la AST medializado y límite de percentil de IMC del 95 %.

Los criterios de exclusión en la selección de individuos fueron: test de Jack positivo, *single heel rise test* o *double heel rise test* positivos, test de Beighton superior a 4 puntos, movilidad de primer radio en plano sagital mayor de 10 mm, ausencia de sintomatología y antecedentes medicoquirúrgicos de extremidades inferiores.

### Instrumentalización

Los sujetos finalmente seleccionados se sometieron a un análisis computerizado de la marcha en el Laboratorio de Biomecánica del Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (i3A). Se utilizó un tapiz rodante de alta gama EXE T-600, con una superficie de carrera de 160 x 55 cm y un motor AC de 3.6 CV. Cada individuo caminó sobre la cinta tras un periodo de aclimatación no inferior a 5 minutos, como recomiendan diferentes autores<sup>17-19</sup>. Se utilizó un sistema óptico de captura

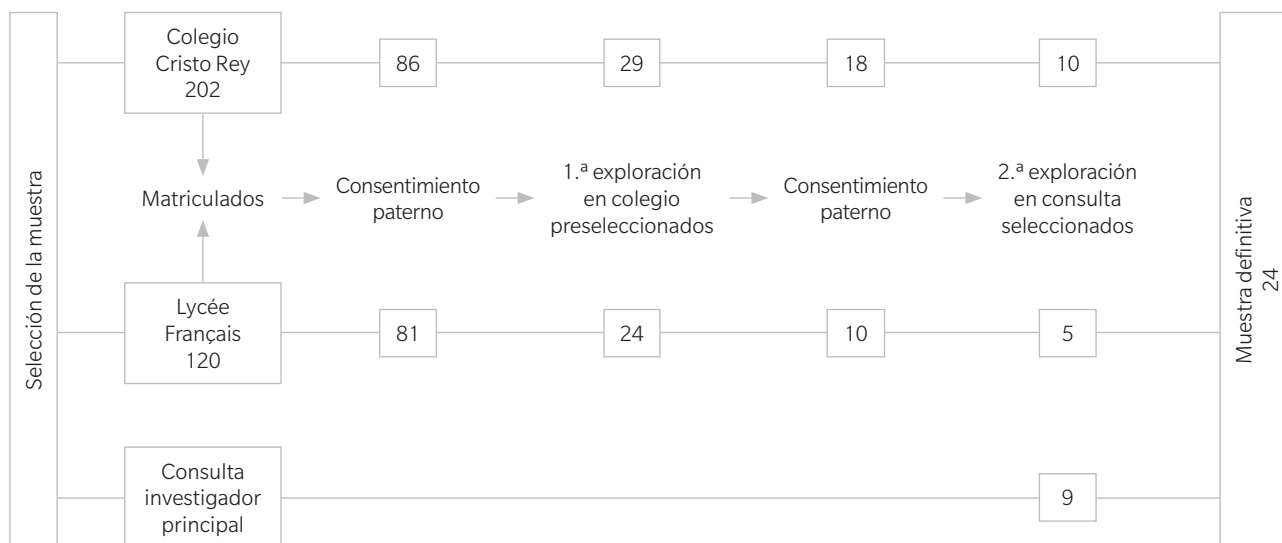


Figura 1. Diagrama de flujo del proceso de selección de los niños.

del movimiento constituido por 9 cámaras infrarrojas Optitrack y software Motive de Natural Point Inc.<sup>®</sup>, que fijan su objetivo sobre marcadores reflectantes pegados a los segmentos óseos monitorizados, formando una unidad compacta, identificable e independiente, siendo posible conocer en cada instante su orientación espacial y sus coordenadas espaciales XYZ en cada uno de sus ejes.

Se utilizó un modelo de pie multisegmento de dos elementos, retropié y mediopié, con fijación a la piel a través de placa similar al usado por Leardini y cols.<sup>20</sup>, permitiendo introducirlos en el interior del zapato sin crear interferencia (Figuras 2 y 3). El segmento muslo requirió de un marcador específico.

#### Ortesis utilizadas

Todas las OE estuvieron formadas por una palmilla plana de 0.2 mm sobre la que se añadieron una cuña supinadora posterior de 5 mm de espesor de una dureza de 70-75° Shore A y 1.25 g/cm<sup>3</sup> de densidad, y un arco longitudinal interno de esponja de talla 7-9, dureza 30-35° Shore A y 0.95 g/cm<sup>3</sup> de densidad. La OR resultó de la fusión de resinas de poliéster termoadaptables Blanca HERFLEX<sup>®</sup> de 1.9 mm y TF FLUX Antracita<sup>®</sup> de 1.3 mm, mediante la TAD. Se realizó inversión durante el fraguado abarcando la anchura del ALM, sin cuñas intrínsecas y con posteo bilateral estabilizador de retropié. Las OP fueron confeccionadas a partir del molde negativo de un bloque de espuma fenólica sometido a semicarga controlada del niño. Fueron realizadas desinteresadamente por el laboratorio PERPEDES TECNOINSOLE<sup>®</sup> en polipropileno de 4 mm de grosor, con 5 mm de MHS y 5-6° de inversión y aleta interna. Las adaptaciones mediante TAD de la OR y sobre espuma fenólica en la OP, así como la realización de las OE y OR, fueron efectuadas por un único investigador.

Los calzados utilizados fueron de dos tipos en función de los materiales del cuerpo del calzado: a) las zapatillas com-

puestas por una sola capa de tela en la totalidad del cuerpo del calzado, y por tanto con resistencia mínima a las fuerzas laterales del pie; b) las deportivas confeccionadas con varias capas de piel, material sintético, de relleno y con rigidez en el contrafuerte para resistir a fuerzas laterales. Ambas cerradas con velcro.

#### Protocolo del estudio

Previamente a la fase experimental, las tres ortesis plantares debían corregir en estática el mismo número de grados de la PRCA medidos por un único observador (Figura 4).

Tras un periodo de aclimatación andando encima de tapiz rodante unos 5-10 minutos, se mantuvo constante la velocidad a 2.9 km/hora, tomando los 10 ciclos de marcha más similares en las 9 situaciones siguientes por el mismo orden: descalzo (DES), calzado con "zapatillas" (ZAP) sin ortesis (CS), calzado con "deportivas" (DEP) sin ortesis (CS), calzado con ZAP y ortesis por "elementos" (OE), calzado con DEP y ortesis de polipropileno (OP), calzado con ZAP y ortesis de resina (OR), calzado con DEP y OE, calzado con ZAP y OP y calzado con DEP y OR.

Existió una posición estática denominada de "cero rotaciones" que sirvió de referencia para el cálculo de los grados de rotación de cada marcador. Esa posición se correspondía con la PRCA de cada paciente.

#### Variables

Para disminuir la variabilidad se optó por la eliminación de los registros de la marcha atípicos<sup>21,22</sup> y una desalineación temporal de las curvas basada en la sincronización y posterior normalización de las curvas con la obtención de la curva media<sup>23-25</sup>. Se decidió tomar como referencia (control) el valor del individuo caminando descalzo (DES), para



Figura 2. Visión posterior del marcador de retropié descalzo y calzado.



Figura 3. Visión posteromedial del marcador de pie descalzo y calzado.

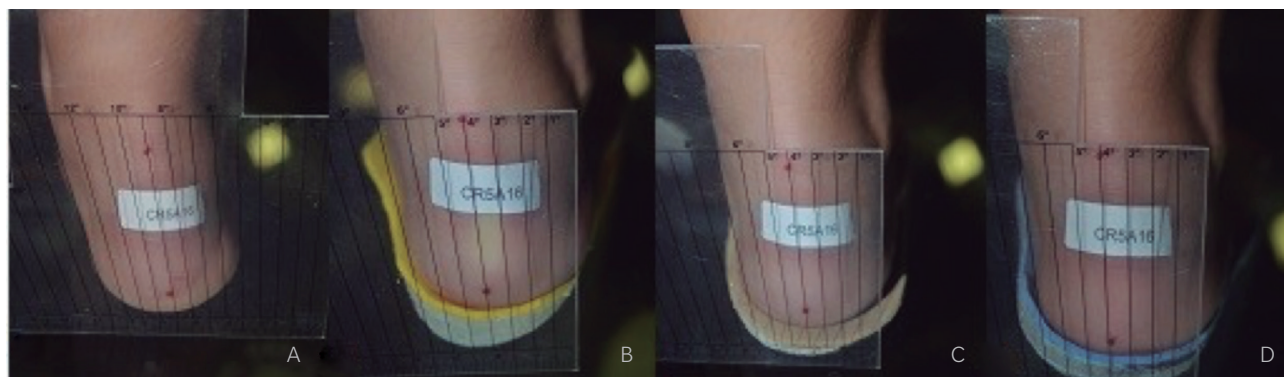


Figura 4. PRCA de retropié derecho de 9° que se reduce 5° con todas las ortesis.

disminuir sesgos derivados de la colocación de los marcadores. Las variables independientes consideradas fueron: sexo, pie (dcho./izdo.), calzado (zapatillas/deportivas), grado (5-6°/7-8°/9-10°), ortesis (descalzo/calzado sin ortesis/ortesis de elementos/ortesis de polipropileno/ortesis de resina).

Se consideraron dos tipos de variable dependiente. La primera expresó el valor máximo de rotación del segmento considerado en las 8 situaciones descritas relativas al valor en el modo "DES". La segunda expresó el rango de rotación entre un máximo y un mínimo considerado, relativo al modo "DES". Las variables dependientes fueron: "RTP\_RzΔ" (incremento

de rotación del segmento retropié), "RTP\_RzD" (máxima rotación del segmento retropié), "PIE\_RzΔ" (incremento de rotación del segmento mediopié), "PIE\_RzD" (máxima rotación del segmento mediopié), "MUSLO\_RzΔ" (incremento de rotación del segmento muslo), "MUSLO\_RzD" (máxima rotación del segmento muslo), todos ellos en plano frontal y referidos al modo de caminar descalzo (DES). Variable "MUSLO\_RyΔ" (incremento de rotación del segmento muslo en plano transversal referidos al modo descalzo); "ZAN" (longitud de la zancada) y "ZAN\_MI" (número de zancadas por minuto).



### Análisis de los datos

Se realizó un diseño cruzado (*cross-over*) de muestras repetidas por tratarse de un estudio donde la variable respuesta se mide sobre el mismo individuo en instantes de tiempo o condiciones distintas. Se utilizó el programa de software SPSS 19.0 (SPSS, Chicago, IL). Tras una aleatorización de los individuos se tomaron los datos de 12 pies derechos caminando con zapatillas y de los 12 pies derechos caminando con deportivas; seguido de los datos de los 12 pies izquierdos que caminaron con zapatillas y de los 12 pies izquierdos que caminaron con deportivas. Hasta aquí la matriz resultante habría estado formada por la mitad de los valores obtenidos en la investigación. Se decidió incorporar los datos de los miembros contralaterales evitando duplicidad de los mismos para poder comparar ambos miembros.

Tras comprobar la normalidad de las variables (shapiro-wilk) y aceptarse un intervalo de confianza (IC) del 95 %, se realizaron las siguientes pruebas de contraste de hipótesis: ANOVA de un factor para la comparación de los datos antropométricos, ANOVA para muestras repetidas para la comparación de los datos de rotación de los diferentes segmentos, y ANOVA multivariante para muestras independientes para valorar el efecto del orden de la prueba tal y como aconsejan algunos autores<sup>26</sup>.

## RESULTADOS

La muestra final se compuso de 14 niñas y 10 niños, 12 pies de niños con una PRCA de 6°, 31 pies con una PRCA entre 7 y 8° y 5 pies con una PRCA entre 9 y 10°. La prevalencia del PPF se situó entre 8.98 % real (15/167) y 16.76 % teóricamente esperado. La Tabla I recoge todos los datos antropométricos de la muestra.

La variable RTP\_RzΔ reflejó una rotación media eversora de calcáneo de 4.09° ± 1.70. Las ortesis OE y OP experimentaron

una reducción significativa del rango eversor de calcáneo inferior a 1° respecto de OR (p = 0.007 y p = 0.044 respectivamente). Las modalidades CS y OR aumentaron el rango eversor del modo descalzo. El tamaño del efecto debido al tipo de ortesis se cifró en un 4.3 % (0.043). Las ortesis (no el calzado) redujeron significativamente la máxima eversión del calcáneo (variable RTP\_RzD) (p < 0.001). La mayor reducción correspondió a la OE seguida de OP, ambas con una reducción significativamente mayor que OR (p = 0.003 y p = 0.005 respectivamente). El tamaño del efecto debido a la ortesis se cifró en un 46.0 % (0.460).

La Tabla II refleja los resultados de significancia de las variables dependientes e independientes consideradas.

El rango de rotación media eversora de la AMT (PIE\_RzΔ) fue de 7.27° ± 2.56. El calzado supuso una reducción significativa del rango eversor de la AMT respecto del modo descalzo (p < 0.001), sin detectar diferencias entre las que incluían calzado. Esta reducción significativamente mayor en los niños (p = 0.013), con deportivas (p = 0.050) y con PRCA de 5-6° respecto de PRCA de 7-8°. El tamaño del efecto debido a la ortesis se cifró en un 22.1 % (0.221). El calzado respecto del modo descalzo (p < 0.001) y las ortesis respecto del calzado sin ortesis (p < 0.001) redujeron significativamente la máxima eversión de la AMT en plano frontal (PIE\_RzD). No hubo diferencias entre la OE y OR (p > 1.000), reduciendo la eversión significativamente más que la OP (p = 0.011) y (p = 0.010), respectivamente. La reducción fue significativamente mayor en niños (p = 0.016) y en deportivas (p = 0.048). El tamaño del efecto debido a la ortesis se cifró en un 58.1 % (0.581).

Se detectó un rango de aducción femoral (MUz\_Δ) de 3.72° ± 1. La OE redujo significativamente el grado de aducción femoral respecto del resto de situaciones DES, CS, OR (p < 0.001) y OP (p = 0.001). Así como la OP lo hizo respecto del modo DES (p = 0.021). El miembro derecho experimentó una mayor reducción significativa tanto del rango aductor femoral como el valor de máxima aducción femoral (MUz\_D) respecto del

**Tabla I. Datos antropométricos de la muestra**

	General (n = 24)	Niños (n = 10)	Niñas (n = 14)	Valor de p
Edad	10.45 ± 0.58	10.40 ± 0.49	10.50 ± 0.63	0.691*
Peso	36.87 ± 8.05	37.49 ± 10.20	36.44 ± 6.50	0.761*
Altura	141.08 ± 9.70	141.80 ± 12.83	140.57 ± 7.18	0.767*
IMC	18.78 ± 4.09	19.16 ± 4.40	18.51 ± 4.00	0.713*
PRCA	7.39 ± 1.06	7.33 ± 0.84	7.42 ± 1.19	0.771*
IPP-6	9.81 ± 1.24	9.8 ± 1.22	9.82 ± 1.26	0.934*
Grado PRCA	PCRA 5-6°	PCRA 7-8°	PCRA 9-10°	Valor de p
IPP-6	9.25 ± 0.94	9.87 ± 1.29	10.67 ± 0.98	0.004**
IMC	16.67 ± 1.88	19.03 ± 4.31	22.34 ± 3.67	0.023**

\*ANOVA de un factor. \*\*Posthoc\_Bonferroni.

**Tabla II. Resultados de las variables dependientes e independientes**

Variable	$\mu \pm \sigma$	CV	p-valor	$\eta^2$	sexo	miembro	calzado	grado
RTP_Rz $\Delta$	4.09° $\pm$ 1.70°	0.41	p = 0.009	0.043	-	-	-	-
RTP_RzD	-	-	p < 0.001	0.46	-	-	-	-
PIE_Rz $\Delta$	7.27° $\pm$ 2.56°	0.35	p < 0.001	0.221	p = 0.013	-	p = 0.05	p = 0.012
PIE_RzD	-	-	p < 0.001	0.581	p = 0.016	-	p = 0.048	-
MUz_ $\Delta$	3.72° $\pm$ 1.15°	0.31	p < 0.001	0.152	-	p < 0.001	-	-
MUz_D	-	-	p = 0.164	0.021	-	p < 0.001	-	-
MUy_ $\Delta$	15.13 $\pm$ 5.18°	0.34	p = 0.883	0.004	-	-	-	-
ZAN	80.791 $\pm$ 4.658 cm	0.058	p < 0.001	0.272	p < 0.001	-	-	p = 0.030
ZAN_MI	54.505 z' *	0.047	p < 0.001	0.321	p < 0.001	-	-	p = 0.036

\* z': zancadas por minuto.

miembro izquierdo (p < 0.001). Las diferencias fueron inferiores a 1°. El tamaño del efecto debido a la ortesis se cifró en un 15.2 % (0.152), y en un 28 % (0.280) al factor miembro.

No se han detectado diferencias significativas respecto de las variables MUz\_D y MUy\_ $\Delta$  que reflejó un rango de rotación interna femoral en plano transversal de 15.13°  $\pm$  5.18°.

La Tabla III refleja los valores de significancia de la variable independiente ORTESIS.

Aunque no fue objetivo de esta investigación, se han obtenido curvas de normalidad para pies planos flexibles de la cinemática del retropié, mediopié y muslo en plano frontal y muslo en plano transversal, a título orientativo, como se reflejan en las Figuras 5 y 6.

## DISCUSIÓN

El presente estudio consistió en un análisis cinemático del efecto de diferentes tipos de ortesis plantar y calzado sobre el rango de eversion y la eversion máxima del antepié y retropié y del muslo en niños con PPIF de edades comprendidas entre 9 y 11 años. Si todos los niños preseleccionados en los colegios hubiesen acudido a consulta para una segunda revisión, y de haberse mantenido la misma proporción de selecciona-

dos de los que sí aceptaron la revisión, el dato de prevalencia hubiera sido del 16.76 %. Estos datos se ajustarían al 16.4 % reportado por Bordin y cols.<sup>6</sup>, el 19.1 % de Jerosch y cols.<sup>4</sup> y el 15.6 % de Homayouni<sup>8</sup>. Diferirían del 2.5 % y 14.9 % reportados por Rao y Joseph en 1992<sup>3</sup> y del 2.7 % que informaron García-Rodríguez y cols. (1999)<sup>5</sup>. Evans y Rome<sup>2</sup> atribuyen las diferencias observadas en las estimaciones de prevalencia del pie plano flexible infantil a la diversidad de grupos etarios a los diferentes métodos de evaluación y a las distintas etnias contempladas. Dado que el arco longitudinal es estable a partir de los 6 años<sup>2</sup>, la edad de los participantes (9-11 años) no debería crear sesgos en este sentido.

La desigual aceptación de la revisión en consulta entre las niñas (69.23 %) y los niños (35.51 %) condicionó el resultado de 11/4 niñas/niños seleccionados, contradiciendo la mayor prevalencia del pie plano flexible en niños reportado por numerosas investigaciones<sup>2,7,27,28</sup>, que algunos autores las relacionan a factores como edad temprana, sobrepeso, laxitud articular o sedentarismo<sup>2,7,27-29</sup>. La no existencia de diferencias significativas en la edad, peso, altura, PRCA, IMC, IPP-6, asociadas al sexo, podría interpretarse como una adecuada homogeneidad de la muestra.

Sí se observaron en cambio en el IPP-6 respecto del grado de PRCA (p = 0.004) acorde con la correlación de Pearson encon-

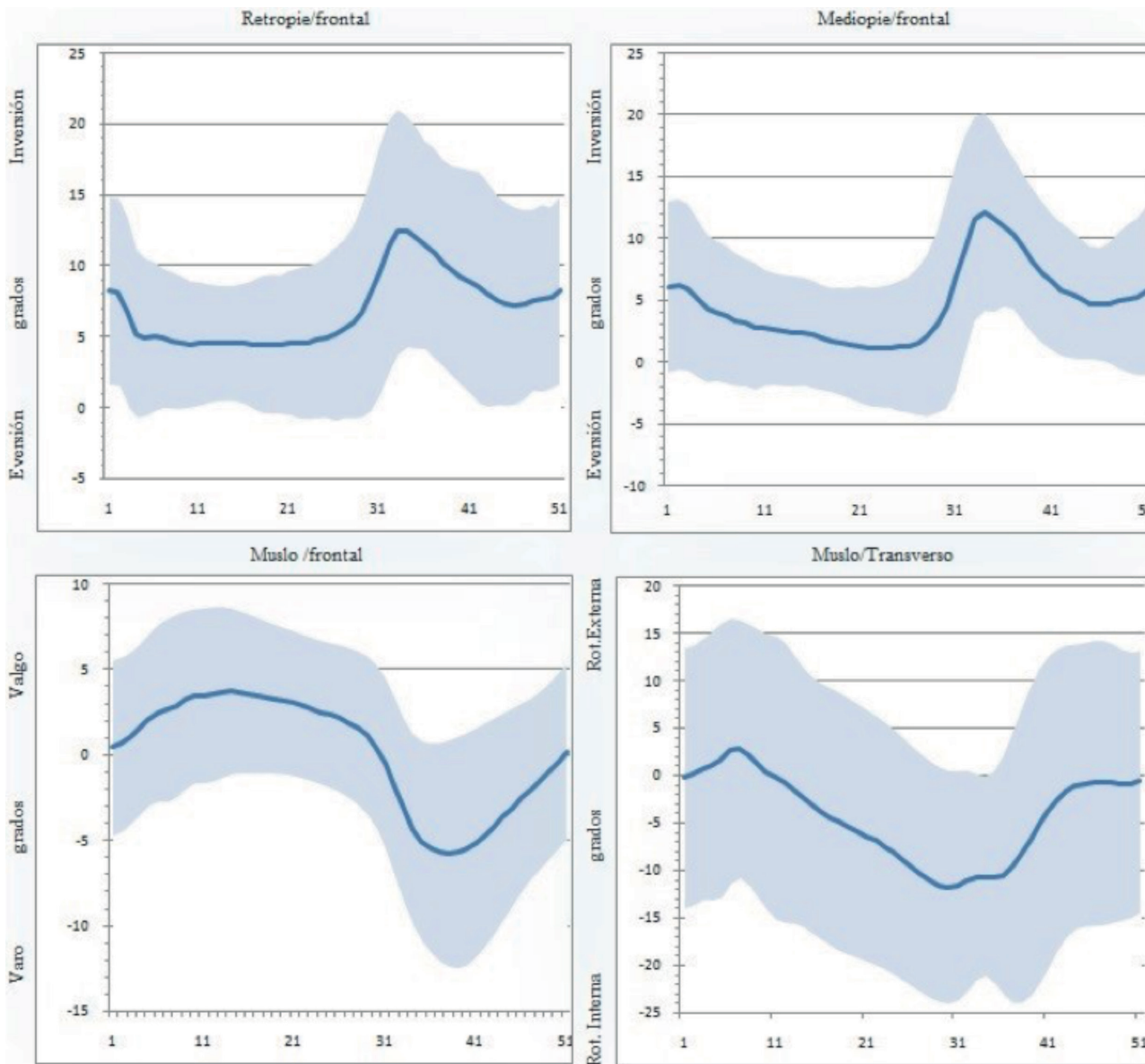
**Tabla III. Resultados de la variable dependiente ORTESIS**

RTP_Rz $\Delta$	Media en °	DES	CS	OE	OP	OR
DES	0	-	-	-	-	-
CS	-0.243	-	-	-	-	-
OE	0.516	-	-	-	-	p = 0.007
OP	0.403	-	-	-	-	p = 0.044
OR	-0.041	-	-	-	-	-

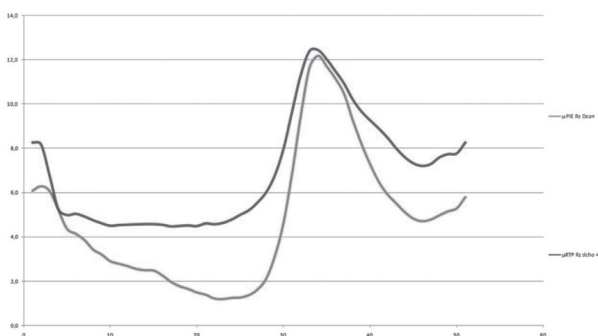
(Continúa en la página siguiente)

<b>Tabla III. Resultados de la variable dependiente ORTESIS (Cont.)</b>						
<b>RTP_RzD</b>	<b>Media en °</b>	<b>DES</b>	<b>CS</b>	<b>OE</b>	<b>OP</b>	<b>OR</b>
DES	0	-		p < 0.001	p < 0.001	p < 0.001
CS	0.87	-	-	p < 0.001	p < 0.001	p < 0.001
OE	4.275	-	-	-		p = 0.003
OP	3.921	-	-	-	-	p = 0.005
OR	3.453	-	-	-	-	-
<b>PIE_RzΔ</b>	<b>Media en °</b>	<b>DES</b>	<b>CS</b>	<b>OE</b>	<b>OP</b>	<b>OR</b>
DES	0	-	p < 0.001	p < 0.001	p < 0.001	p < 0.001
CS	2.342	-	-			
OE	2.804	-	-	-		
OP	2.729	-	-	-	-	
OR	2.855	-	-	-	-	-
<b>PIE_RzD</b>	<b>Media en °</b>	<b>DES</b>	<b>CS</b>	<b>OE</b>	<b>OP</b>	<b>OR</b>
DES	0	-	p < 0.001	p < 0.001	p < 0.001	p < 0.001
CS	4.956	-	-	p < 0.001	p < 0.001	p < 0.001
OE	7.305	-	-	-	p = 0.011	
OP	6.469	-	-	-	-	p = 0.010
OR	7.045	-	-	-	-	-
<b>MUz_Δ</b>	<b>Media en °</b>	<b>DES</b>	<b>CS</b>	<b>OE</b>	<b>OP</b>	<b>OR</b>
DES	0	-		p < 0.001	p = 0.021	
CS	0.195	-	-	p < 0.001		
OE	0.733	-	-	-	p = 0.001	p < 0.001
OP	0.438	-	-	-	-	
OR	0.326	-	-	-	-	-
<b>MUz_D</b>	<b>Media en °</b>	<b>DES</b>	<b>CS</b>	<b>OE</b>	<b>OP</b>	<b>OR</b>
DES	0	-				
CS	0.068	-	-			
OE	0.494	-	-	-		
OP	0.294	-	-	-	-	
OR	0.246	-	-	-	-	-
<b>MUy_Δ</b>	<b>Media en °</b>	<b>DES</b>	<b>CS</b>	<b>OE</b>	<b>OP</b>	<b>OR</b>
DES	0	-				
CS	-0.032	-	-			
OE	-1.004	-	-	-		
OP	-0.503	-	-	-	-	
OR	-0.484	-	-	-	-	-
<b>ZAN_</b>	<b>Media en cms.</b>	<b>DES</b>	<b>CS</b>	<b>OE</b>	<b>OP</b>	<b>OR</b>
DES	80.791	-	p < 0.001	p < 0.001	p < 0.001	p < 0.001
CS	84.708	-	-		p = 0.010	p = 0.012
OE	85.638	-	-	-		
OP	86.694	-	-	-	-	
OR	86.139	-	-	-	-	-
<b>ZAN_</b>	<b>Media en z' *</b>	<b>DES</b>	<b>CS</b>	<b>OE</b>	<b>OP</b>	<b>OR</b>
DES	54.505	-	p < 0.001	p < 0.001	p < 0.001	p < 0.001
CS	51.527	-	-		p = 0.012	
OE	51.073	-	-	-		
OP	50.728	-	-	-	-	
OR	50.898	-	-	-	-	-

\* z': zancadas por minuto.



**Figura 5.** Curvas de normalidad PFFI (24 pies derechos de los individuos participantes). Arriba a la izquierda rotaci3n de retropi3e en plano frontal. A la derecha rotaci3n de mediopi3e en plano frontal. Abajo, a la izquierda rotaci3n femoral en plano frontal (aducci3n femoral), a la derecha en plano transverso.



**Figura 6.** Curvas de normalidad retropi3e (rojo)/mediopi3e (azul) en el plano frontal de PFFI. Abscisas: % ciclo de la marcha. Ordenadas: grados de rotaci3n (24 pies derechos de individuos participantes).

trada entre las variables grado de PRCA e IPP, que de confirmarse en futuras investigaciones podr3a situar al grado de PRCA como un indicador predictivo del IPP descrito. No obstante, no existe consenso al considerar la validez y confiabilidad del m3todo y, mientras unos rechazan su fiabilidad y validez<sup>30,31</sup>, otros aceptan la fiabilidad intra e interobservador<sup>32,33</sup>. En este estudio se acept3 la mejor fiabilidad intraobservador con un 3nico observador de 20 a3os de experiencia<sup>33</sup>.

Aunque los  $4.09^\circ \pm 1.7^\circ$  de rango evensor de retropi3e (RTP\_RzΔ) son inferiores a los  $10^\circ$  referidos por Root<sup>34</sup>, los  $10.7^\circ$  de Leardini y cols., usando marcadores semejantes<sup>20</sup>, los  $10.8^\circ \pm 2.2$  de Stebbins y cols. en ni3os<sup>35</sup> y a los  $7^\circ$ ,  $8.9^\circ$  y  $10^\circ$  reportados por Westblad y cols., Arndt y cols. y Reinschmidt y cols., usando marcadores intracorticales<sup>36-38</sup>, esta dife-



rencia podría explicarse por tratarse de pies pronados con un valor medio de PRCA de  $7.39^\circ$ . Aunque las diferencias observadas entre las distintas ortesis fue pequeña, la significación encontrada entre las OP y OE respecto de OR podrían tener relación con el diseño en plano inclinado de la cuña supinadora de la OE y el Medial Heel Skive de la OP (Figura 7), que ofrecerían más estabilidad en el choque de talón que el perfil curvilíneo la OR o el perfil plano del calzado sin ortesis (CS) que generarían un efecto inverso.

La reducción significativa de la máxima eversión de calcáneo (RTP\_RzD) de  $4^\circ$  de la OE y OP y de  $3.4^\circ$  de OR, respecto del modo DES son comparables a los  $3^\circ$ - $4^\circ$  obtenidos por McCulloch y cols.<sup>39</sup> y superiores a los  $2.3^\circ$  reportados por Mündermann y cols.<sup>40</sup>,  $2.2^\circ$  de Genova y Gross<sup>41</sup>,  $1^\circ$ - $3^\circ$  de Eng y Pierrynowsky<sup>42</sup>,  $1.59^\circ$  de Williams y cols.<sup>43</sup> o los  $1.5^\circ$  de Nigg y cols.<sup>44</sup>. El diseño autocontrolado podría tener relación con la mayor significación de otras investigaciones. La reducción no significativa del valor de máxima eversión de retropié al usar calzado sin ortesis (CS) podría indicar la eficacia limitada del contrafuerte del calzado para el control de la pronación en la fase de choque de talón. Las tres ortesis redujeron significativamente la máxima eversión del retropié respecto del modo de caminar DES y CS. El diseño en plano inclinado de las OE y OP podría ser la causa de la mayor reducción significativa de estas frente a la de perfil curvilíneo de la OR.

Los  $7.27^\circ \pm 2.56$  de rango eversor de la AMT (PIE\_RzΔ) parecería pequeño comparado con los  $20.30^\circ$  reportados por Lundberg y cols.<sup>45</sup>, los  $17.7^\circ$  de Ouzoniam y cols.<sup>46</sup>, o los  $13.5 \pm 4.1^\circ$  informados por Arndt y cols., usando marcadores intracorticales<sup>37</sup>. Leardini y cols. y McWilliams y cols.<sup>20,47</sup> reportaron datos del  $2,8^\circ$  y  $2,5^\circ$  de AMT respecto de calcáneo que, a su vez, experimentó un gesto eversor medio aproximadamente de  $10^\circ$ <sup>20,47</sup>. En esta investigación los grados absolutos eran referidos a un sistema de referencia global, de ahí que sean más acordes con lo obtenido por Arndt y cols.<sup>37</sup>. El valor inferior podría tener relación con la posición de referencia inicial próxima a la de máxima pronación. El calzado redujo muy significativamente del rango eversor de

mediopié en fase de apoyo monopodal ( $p < 0.001$ ), sin existir diferencias entre CS, OE, OP, y OR. La deportiva redujo significativamente el rango eversor de AMT respecto de la zapatilla ( $p = 0.050$ ). El mayor grado de PRCA de las niñas y la reducción del rango eversor significativamente mayor en niños que en niñas ( $p = 0.013$ ) podría explicarse como una menor capacidad de eversión desde una posición más próxima a la máximamente pronada.

La incorporación del calzado al pie descalzo y posteriormente de las ortesis al calzado generó una reducción significativa de la máxima eversión de AMT (PIE\_RzD) ( $p < 0.001$ ), coherente con los estudios Moraleda y Mubarak, Sinha y cols. o Boks y cols.<sup>48-50</sup>. Esta reducción fue significativamente mayor en las OE y OR que en la OP, probablemente debido a los conservadores  $5$ - $6^\circ$  de inversión de la OP. Nuevamente la deportiva redujo significativamente la máxima eversión de AMT respecto de la zapatilla ( $p = 0.048$ ). Rao y Joseph y Sachithanandam y Joseph<sup>3,51</sup> relacionan el uso del calzado en la primera infancia con una mayor prevalencia del PPF, apoyando la idea de que el fortalecimiento de la musculatura y del tejido blando del pie estaría más asegurado con ausencia de calzado. Sin embargo, Gould y cols. reconocieron un desarrollo más rápido del ALI en niños que llevaron zapatos en los 2 primeros años<sup>52</sup>. No obstante, en estos estudios no se consideró el efecto acumulativo del desgaste del calzado que anularía o incluso invertiría el teórico efecto de control de la desviación del propio calzado. El control de la pronación evidenciado por parte del calzado en esta investigación no excluiría un programa físico de fortalecimiento de la musculatura del pie. El control del exceso de pronación de la AMT podría ser beneficioso en la evolución de la artrosis de AMT según los resultados de Thomas y cols., Menz y cols. y Allen y Glasoe<sup>53-55</sup>. La hiperpronación se ha relacionado con una mayor rotación interna tibial que iría asociada a lesiones de ligamento cruzado anterior<sup>55,56</sup>, así como a la alteración del tendón del músculo tibial posterior o a la presencia de escafoides accesorio<sup>57,58</sup>. De ahí derivaría la importancia de su control.

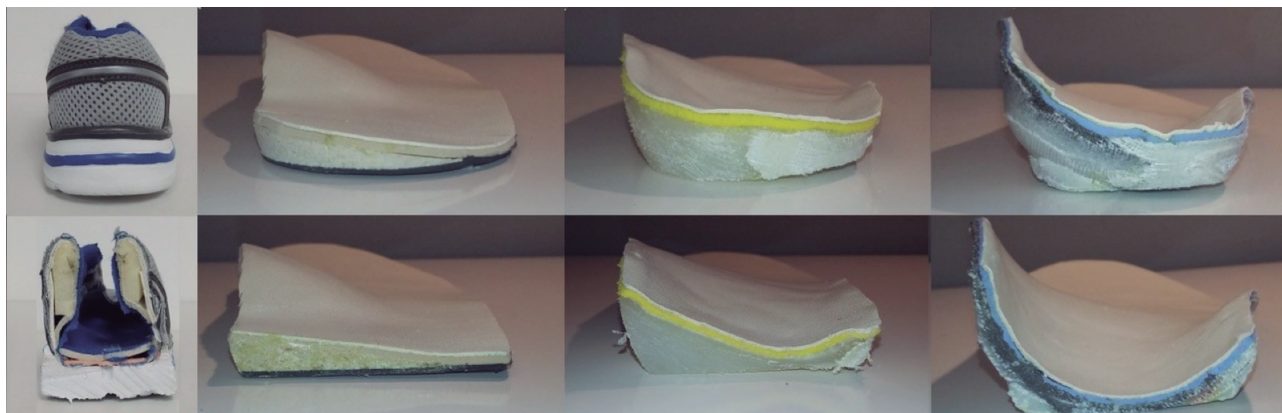


Figura 7. Visión posterior de las ortesis seccionadas. De izquierda a derecha CS, OE, OP y OR.

Aunque la OE redujo significativamente el rango aductor o valgo femoral (MUz\_Δ) y disminuyó la máxima aducción femoral (MUz\_D) sin ser significativa, las diferencias fueron menores a 1° y 0.5° respectivamente. La escasa correlación entre MUz\_Δ y MUz\_D, los valores de rango y máxima aducción femoral de miembro izquierdo significativamente menores que los del miembro derecho ( $p < 0.001$ ), el protagonismo del factor miembro sobre el tamaño del efecto (28 %), así como la elevada variabilidad entre las subvariables pondrían de manifiesto un posible efecto artefacto del tejido blando alrededor del fémur en la fijación del marcador. Aunque algunos autores constatan la eficacia de las ortesis en la aducción de rodilla<sup>43,59</sup>, otros como Reinschmidt y cols.<sup>38</sup>, Karlsson y cols.<sup>60</sup> y Holden y cols.<sup>61</sup> admiten los resultados femorales en plano sagital pero advierten del error derivado del movimiento del tejido blando alrededor del hueso, cuestionando los resultados en plano frontal y transversal. Estas observaciones podrían hacerse extensivas al rango de rotación del muslo en plano transversal (MUy\_Δ) dada la inexistencia de diferencias significativas.

El grosor de la suela y la ortesis (excepto la delgada OE) incrementarían virtualmente la longitud de la extremidad y por consiguiente la longitud de zancada (ZAN\_)<sup>62</sup>. La significativa mayor longitud del paso en niñas podría evidenciar la relación de la longitud de zancada con mayor grado de PRCA. Inversamente, la mayor longitud de la extremidad al introducir el calzado y posteriormente la ortesis provocó una reducción del número de zancadas (ZAN\_MI).

El orden no influyó en los resultados de la investigación, puesto que las diferencias observadas pudieron ser explicadas por el efecto de otros factores de la investigación.

Aunque de carácter orientativo, llama la atención el gesto eversor semejante de AST y AMT hasta el 10-12 % del ciclo de la marcha, momento en el que la AMT continúa rotando en la misma dirección hasta alcanzar la máxima posición eversora sobre el 68 % (Figura 6) aproximadamente un 10 % más que lo reportado por Simon y cols. en pies normales<sup>63</sup>.

Las limitaciones del estudio fueron el reducido tamaño de la muestra condicionado por el tiempo de utilización del laboratorio, el diseño los algunos marcadores y el efecto no controlado del tejido blando alrededor del fémur que pudieron influir en la variabilidad de los datos.

En conclusión, puede afirmarse que tanto el calzado como la ortesis realizaron una reducción de la eversión máxima de AST y AMT y que el diseño de la ortesis en su porción posterior podría estar relacionado con su efectividad sobre la articulación subtalar y mediotarsiana.

#### CONFLICTO DE INTERESES

El autor no presenta ningún conflicto de intereses relevante con el presente artículo.

#### FINANCIACIÓN

PERPEDES TECNOISOLE® realizó todas las ortesis invertidas utilizadas en el presente estudio de forma desinteresada. No hubo ninguna otra fuente de financiación en el presente artículo.

## BIBLIOGRAFÍA

- Kirby KA, Green DR. Evaluation and Nonoperative Management of Pes Valgus. In: Steven de Valentine (Dir.). *Foot and Ankle Disorders in Children*. New York: Churchill Livingstone; 1992. p. 295-327.
- Evans AM, Rome K. A Cochrane review of the evidence for non-surgical interventions for flexible pediatric flat feet. *Eur J Phys Rehabil Med* 2011;47(1):69-89.
- Rao UB, Joseph B. The influence of footwear on the prevalence of flat foot. A survey of 2300 children. *J Bone Joint Surg Br* 1992;74(4):525-7.
- Jerosch J, Mamsch H. Deformities and misalignment of feet in children - a field study of 345 students. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1998;136(3):215-20.
- García-Rodríguez A, Martín-Jiménez F, Carnero-Varo M, Gómez-Gracia E, Gómez-Aracena J, Fernández-Crehuet J. Flexible flat feet in children: a real problem? *Pediatrics* 1999;103(6):e84.
- Bordin D, De Giorgi G, Mazzocco G, Rigon F. Flat and cavus foot, indexes of obesity and overweight in a population of primary-school children. *Minerva Pediatr* 2001;53(1):7-13.
- Pfeiffer M, Kotz R, Ledl T, Hauser G, Sluga M. Prevalence of flat foot in preschool-aged children. *Pediatrics* 2006;118(2):634-9.
- Homayouni K, Karimian H, Naseri M, Mohasel N. Prevalence of flexible flatfoot among school-age girls. *Shiraz E-Med J* 2015;16(2):e18005. DOI: 10.17795/SEMJ18005.
- Kirby KA. Biomecánica del pie y la extremidad inferior III: artículos de Precision Intracast, 2002-2008. Payson, Arizona: Precision Intracast, Inc; 2009. p. 57-73; 90-112.
- Kirby KA. Foot and Lower Extremity Biomechanics IV: Newsletters, 2009-2013 Precision Intracast. Payson, Arizona: Precision Intracast, Inc; 2014. p. 33-8.
- Fuller EA. Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *J Am Podiatr Med Assoc* 1999;89(6):278-91. DOI: 10.7547/87507315-89-6-278.
- Kirby KA. Biomecánica del pie y la extremidad inferior II: artículos de Precision Intracast, 1997-2002. Payson, Arizona: Precision Intracast, Inc; 2002. p. 92-108.
- Lelièvre J, Lelièvre JF. *Pathologie du pied*. 4ª Ed. Paris: Masson; 1982.
- Céspedes T, Dorca A, Concustel J, Sacristan S, Céspedes M, Sanchez G. Técnica de Aplicación Directa (TAD) de ortesis sobre el pie: a propósito de varios casos clínicos. *Rev Esp Podol* 1999;325-39.
- Blake RL. Inverted functional orthosis. *J Am Podiatr Med Assoc* 1986;76(5):275-6.
- Kirby KA. The medial heel skive technique. Improving pronation control in foot orthoses. *J Am Podiatr Med Assoc* 1992;82(4):177-88.
- Matsas A, Taylor N, McBurney H. Knee joint kinematics from familiarized treadmill walking can be generalized to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait and Posture* 2000;11:46-53.
- Van de Putte M, Hagemester N, St-Onge N, Parent G, de Guise JA. Habituation to treadmill walking. *Biomedical Materials and Engineering* 2006;16(1):43-52.
- Zeni JA Jr, Higginson JS. Gait parameters and stride-to-stride variability during familiarization to walking on a split-belt treadmill. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2010;25(4):383-6. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2009.11.002.
- Leardini A, Benedetti MG, Catani F, Simoncini L, Giannini S. An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 1999;14(8):528-36.
- Chau T, Young S, Redekop S. Managing variability in the summary and comparison of gait data. *J Neuroengineering Rehabil* 2005;2:22. DOI: 10.1186/1743-0003-2-22.
- Hodge V, Austin J. A survey of outlier detection methodologies. *Artificial Intelligence Review* 2004;22(2):85-126.
- Kneip A, Gasser T. Statistical tools to analyze data representing a sample of curves. *Annals of Statistics* 1992;20:1266-305.
- Sadeghi H, Mathieu P, Sadeghi S, Labelle H. Continuous curve registration as an intertrial gait variability reduction technique. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 2003;11(1):24-30.
- Sadeghi H, Allard P, Shafie K, Mathieu P, Sadeghi S, Prince F, et al. Reduction of gait variability using curve registration. *Gait & Posture* 2000;12(3):257-64.

26. Ruiz de Villa MC. Análisis de medidas repetidas. *Med Clin (Barc)* 2004;122(Supl 1):51-8.
27. Hazzaa HH, El-Meniawy GH, Ahmed SE, Bedier MB. Correlation Between Gender and Age and Flat Foot in Obese Children. *Trends in Applied Sciences Research* 2015;10:207-15.
28. Chen KC, Yeh CJ, Tung LC, Yang JF, Yang SF, Wang CH. Relevant factors influencing flatfoot in preschool-aged children. *Eur J Pediatr* 2011;170(7):931-6. DOI: 10.1007/s00431-010-1380-7.
29. Chang JH, Wang SH, Kuo CL, Shen HC, Hong YW, Lin LC. Prevalence of flexible flatfoot in Taiwanese school-aged children in relation to obesity, gender and age. *Eur J Pediatr* 2010;169(4):447-52. DOI: 10.1007/s00431-009-1050-9.
30. Jarvis H, Nester CJ, Jones R, Bowden PD. Inter-assessor reliability of practice based biomechanical assessment of the foot and ankle. *Journal of Foot and Ankle Research* 2012;5(1):14. DOI: 10.1186/1757-1146-5-14.
31. Menz HB. Clinical hindfoot measurement: a critical review of the literature. *Foot* 1995;5:57.
32. Sell KE, Verity TM, Worrell TW, Pease BJ, Wigglesworth J. Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study *J Orthop Sports Phys Ther* 1994;19(3):162-7.
33. Sobel E, Levitz SJ, Caselli MA, Tran M, Lepore F, Lilja E, et al. Reevaluation of the relaxed calcaneal stance position. Reliability and normal values in children and adults. *J Am Podiatr Med Assoc* 1999;89(5):258-64.
34. Root ML, Orien WP, Weed JH. Normal and abnormal function of the foot. Los Angeles, CA: Clinical Biomechanics Corporation; 1977. p. 42-3; 350-4.
35. Stebbins J, Harrington M, Thompson N, Zavatsky A, Theologis T. Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children. *Gait Posture* 2006;23(4):401-5.
36. Westblad P, Hashimoto T, Winson I, Lundberg A, Arndt A. Differences in ankle-joint complex motion during the stance phase of walking as measured by superficial and bone-anchored markers. *Foot Ankle Int* 2002;23(9):856-63.
37. Arndt A, Wolf P, Liu A, Nester C, Stacoff A, Jones R, et al. Intrinsic foot kinematics measured in vivo during the stance phase of slow running. *J Biomech* 2007;40(12):2672-8.
38. Reinschmidt C, Van den Bogert AJ, Lundberg A, Nigg BM, Murphy N. Tibiofemoral and tibio-calcaneal motion during walking: external versus skeletal markers. *Gait and Posture* 1997;6(2):98-109. DOI: 10.1016/S0966-6362(97)01110-7.
39. McCulloch MU, Brunt D, Vander Linden D. The effect of foot orthotics and gait velocity on lower limb kinematics and temporal events of stance. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993;17(1):2-10.
40. Mündermann A, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2003;18:254-62.
41. Genova JM, Gross MT. Effect of foot orthotics on calcaneal eversion during standing and treadmill walking for subjects with abnormal pronation. *J Orthop Sports Phys Ther* 2000;30(11):664-75.
42. 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.
43. Williams DS, McClay DI, Baitch SP. Effect of inverted orthoses on lower-extremity mechanics in runners. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35(12):2060-8.
44. Nigg BM, Stergiou P, Cole G, Stefanyshyn D, Mündermann A, Humble N. Effect of Shoe Inserts on Kinematics, Center of Pressure, and Leg Joint Moments during URNG. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35(2):314-9.
45. Lundberg A, Svensson OK, Bylund C, Goldie I, Selvik G. Kinematics of the ankle/foot complex--Part 2: Pronation and supination. *Foot Ankle* 1989;9(5):248-53.
46. Ouzounian TJ, Shereff MJ. In vitro determination of midfoot motion. *Foot Ankle* 1989;10(3):140-6.
47. MacWilliams BA, Cowley M, Nicholson DE. Foot kinematics and kinetics during adolescent gait. *Gait Posture* 2003;17(3):214-24.
48. Moraleta L, Mubarak SJ. Flexible flatfoot: differences in the relative alignment of each segment of the foot between symptomatic and asymptomatic patients *J Pediatr Orthop* 2011;31(4):421-8. DOI: 10.1097/BPO.0b013e31821723ce.
49. Sinha S, Song HR, Kim HJ, Park MS, Yoon YC, Song SH. Medial arch orthosis for paediatric flatfoot. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 2013;21(1):37-43.
50. Bok SK, Kim BO, Lim JH, Ahn SY. Effects of custom-made rigid foot orthosis on pes planus in children over 6 years old. *Ann Rehabil Med* 2014;38(3):369-75. DOI: 10.5535/arm.2014.38.3.369.
51. Sachithanandam V, Joseph B. The influence of footwear on the prevalence of flat foot. A survey of 1846 skeletally mature persons. *J Bone Joint Surg Br* 1995;77(2):254-7.
52. Gould N, Moreland M, Álvarez R, Trevino S, Fenwick J. Development of the child's arch. *Foot Ankle* 1989;9(5):241-5.
53. Thomas MJ, Peat G, Rathod T, Marshall M, Moore A, Menz HB, et al. The epidemiology of symptomatic midfoot osteoarthritis in community-dwelling older adults: cross-sectional findings from the Clinical Assessment Study of the Foot. *Arthritis Res Ther* 2015;17(1):178. DOI: 10.1186/s13075-015-0693-3.
54. Menz HB, Munteanu SE, Zammitt GV, Landorf KB. Foot structure and function in older people with radiographic osteoarthritis of the medial midfoot. *Osteoarthritis Cartilage* 2010;18(3):317-22. DOI: 10.1016/j.joca.2009.11.010.
55. Allen MK, Glasoe WM. Metrecom measurement of navicular drop in subjects with anterior cruciate ligament injury. *J Athl Train* 2000;35(4):403-6.
56. Cabaud HE. Biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop* 1983;172:26-31.
57. Kong F, Van Der Vliet F. Imaging of tibialis posterior dysfunction. *Br J Radiol* 2008;81(970):826-36. DOI: 10.1259/bjr/78613086.
58. Berrocal L, Mecho S, Muñoz V, Noel A, Villareal M, Castilla MT. Imagen de la función y disfunción tibial posterior: un enfoque multimodal. [internet]Madrid: Sociedad Española de Radiología Médica; 2012 [acceso 21 de febrero de 2016]. DOI: 10.1594/seram2012/S-0862.
59. Stackhouse CL, Davis Im, Hamill J. Orthotic intervention in forefoot and rearfoot strike running patterns. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2004;19(1):64-70.
60. Karlsson, D, Lundberg, A. Accuracy estimation of kinematic data derived from bone mounted external markers. In: Proceedings of the 3rd International Symposium on 3-D Analysis of Human Motion. Stockholm: Sweden; 1994.
61. Holden JP, Orsini JA, Siegel KL, Kepple TM, Gerber LH, Stanhope SJ. Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait. *Gait Posture* 1997;5(3):217-27. DOI: 10.1016/S0966-6362(96)01088-0.
62. Viel E, Plas F. Movimientos del esqueleto. En: Éric Viel Coor. La marcha humana, la carrera y el salto. Paris: Masson; 2000. p. 1-25; 105; 118.
63. Simon J, Doederlein L, McIntosh AS, Metaxiotis D, Bock HG, Wolf SI. The Heidelberg foot measurement method: development, description and assessment. *Gait Posture* 2006;23(4):411-24.