

# Valoración de las repercusiones cinemáticas en la extremidad inferior del antepié varo, en niños entre 7 y 10 años

M.A. VILARROYA<sup>1,2</sup>, M.A. FRANCO<sup>1</sup>, A. ALONSO<sup>3</sup>, I. GARCÍA<sup>3</sup>, B. CALVO<sup>3</sup>.

<sup>1</sup>Departamento de Fisiatría y Enfermería. Universidad Zaragoza.

<sup>2</sup>Grupo GENUD (Growth, Exercise, Nutrition and Development). Zaragoza.

<sup>3</sup>Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A). Universidad Zaragoza.

## Resumen

El objetivo del estudio fue determinar las repercusiones cinemáticas del antepié varo (AV) en un grupo de niños de 7-10 años, tanto en estática como durante la marcha.

Población: 30 niños con AV ( $9.3 \pm 1.7$  años;  $6.1^\circ \pm 2.3^\circ$  de AV), 21 niños control (GC) ( $9.2 \pm 1.6$  años). Se utilizaron los modelos "Oxford Foot" y "Plug-In-Gait" para analizar la cinemática, en estática y durante la marcha, en los 2 grupos (Sistema VICON, 6 cámaras). Para comparar todas las variables entre los dos grupos, se aplicó el t-test para muestras independientes, cuando los datos eran normales, y el test de Mann Whitney cuando no lo eran.

En estática, el grupo AV presentó mayor eversión del retropié, descenso del arco longitudinal interno y una actitud en flexión de toda la extremidad inferior. Al caminar, este grupo presentó mayor eversión del retropié y aplanamiento del arco interno en todas las fases de la marcha analizadas; proximalmente, se observó mayor báscula anterior de la pelvis y flexión de las 3 grandes articulaciones de la extremidad inferior y mayor rotación externa de cadera. No existieron diferencias en la velocidad de la marcha, pero, para conseguir esta velocidad, el grupo AV necesitó mayor cadencia y una longitud y una duración de paso menor.

**Palabras clave:** Antepié varo, cinemática, estática, marcha.

## Abstract

The aim of this study was to determine the impact of the forefoot varus (FV) on the kinematics of the lower limb, in standing and during walking, in a group of children aged between 7 and 10 years. The Oxford Foot Model was used, simultaneously with a conventional lower limb model, to compare the kinematics of 10 forefoot varus children ( $9.3 \pm 1.7$  years;  $6.1^\circ \pm 2.3^\circ$  of FV) and 11 healthy controls ( $9.2 \pm 1.6$  years). Data acquisition was performed using a six-camera motion capture system. The independent t-test was used to compare normal data and the Mann-Whitney test to compare non-normal data.

In standing, the FV group showed a higher hindfoot eversion, a lower height of the internal longitudinal arch and a higher flexion in the 3 main joints of the lower limb. During walking, this group presented a higher hindfoot eversion and a lower height of the internal longitudinal arch in all the studied phases; on the other hand, a higher pelvis anterior tilt, a higher flexion of the 3 main joints of the lower limb and a higher external rotation of the hip were found. There were no differences in the gait speed but, to achieve this speed, the FV group needed a higher cadence, due to a lower length and duration of the step.

**Keywords:** Forefoot varus, gait, kinematics, standing.

---

## Correspondencia:

MA. Villarroya

Facultad de Medicina. Aulario B.

C/ Domingo Miral s/n. 50009, Zaragoza, España

E-mail: doritav@unizar.es

## Introducción

El antepié varo (AV) es una deformidad estática en la que el plano de las cinco cabezas metatarsianas está fijado en posición de inversión en relación con el retropié, cuando la articulación subabstragalina está fijada en posición neutra [1]. Como consecuencia, el primer metatarsiano está elevado con relación al resto [2,3].

La prevalencia del AV es un tema controvertido. Recientemente, Cornwall et al. [4] determinaron entre un 8.8% y un 15% de la población, aunque estudios previos aportaron valores mucho mayores [3,5]. Estas diferencias son debidas, posiblemente, a diferencias en los protocolos de exploración.

Se han descrito diferentes compensaciones para conseguir que la parte interna del antepié contacte con el suelo. La principal es una excesiva pronación subastragalina, durante el apoyo, que se prolonga más de lo normal durante la marcha. Esta hiperpronación puede tener repercusiones tanto distal como proximalmente, en estática y durante la marcha, que puede tener efectos negativos [2,6,7,8]. Tiberio (7) describe el AV como una deformidad muy destructiva, y son muchas las referencias a problemas que el AV puede producir en diferentes niveles [7,9,10]. Aunque se han descrito compensaciones de esta deformidad [2,3,6,7], no conocemos ningún estudio que haya hecho un análisis que intente cuantificarlas.

La valoración de los movimientos de las articulaciones del pie y del resto de la extremidad inferior mediante análisis tridimensionales podría colaborar con el examen clínico, ayudando a confirmar el diagnóstico y aportando datos sobre los mecanismos de adaptación funcional de la extremidad inferior que se postulan en la literatura [2,6,7,8,11]. Hoy en día, hay sistemas de análisis del movimiento que permiten que se realicen valoraciones de este tipo. Sin embargo, valorar la cinemática de las articulaciones del pie es realmente difícil por los diferentes planos en que se producen los movimientos, por la pequeña amplitud de movimientos y por la necesidad de modelos biomecánicos apropiados. Por otra parte, tratar con pies de niños presenta la complicación adicional del reducido tamaño de los segmentos. En estos últimos años, se han desarrollado algunos modelos para valorar el movimiento tridimensional de los principales segmentos del pie [12-16]. Nosotros decidimos utilizar el modelo descrito recientemente por Stebbins et al. [16], el Oxford Foot Model (OFM), para estudiar la cinemática del pie, ya que

es un modelo adaptado específicamente para uso en niños y, además, ofrece valores normalizados para esta población.

Por lo que sabemos, sólo un artículo con un estudio piloto en estos niños, realizado por nosotros [17], ha analizado las repercusiones del AV en la cinemática de la extremidad inferior. En este estudio, se utilizaron técnicas de análisis tridimensional, aplicando un modelo convencional de la extremidad inferior y el OFM para el estudio del pie, pero no se logró confirmar las modificaciones cinemáticas sugeridas en la literatura, posiblemente debido al reducido número de niños analizados (10 niños) y a la relativamente pequeña amplitud de la deformación. Por otra parte, en dicho estudio piloto no se analizaron las compensaciones en estática y, durante la marcha, no se valoraron las compensaciones a nivel de la pelvis.

El propósito de este estudio ha sido valorar la cinemática del pie y del resto de la extremidad inferior en niños con AV, tanto en estática bipodal como durante la marcha, para determinar si existe en ellos una cadena cinemática y un patrón específico de movimiento.

## Metodología

### *Población*

El estudio inicial se realizó a todos los niños entre 7 y 10 años de un colegio de Zaragoza, elegido al azar, que se prestaron voluntariamente (375 niños: 203 chicos y 172 chicas). A todos ellos se les realizó una valoración de la morfología de los pies para determinar la prevalencia del antepié varo.

De entre los niños con AV, se extrajo un grupo de voluntarios para el estudio cinemático, que quedó formado 37 niños (16 chicos y 21 chicas), con una edad media de  $9.3 \pm 1.7$  años. De los niños valorados que presentaban morfología de pie normal, se extrajo un grupo control formado por 38 niños (18 chicos y 20 chicas), con una edad media de  $9.2 \pm 1.6$  años, sin historia de patología musculoesquelética. En todos los casos se solicitó el consentimiento informado de los padres o tutores legales.

### *Estudio cinemático*

Tras la valoración goniométrica del grado de varo de antepié y del varo-valgo de retropié, y del registro de peso, talla y longitud de pie, se procedió a la colocación de los marcadores. Se registró la marcha de cada uno de los niños, a una velocidad cómoda para cada uno, a lo largo de un pasillo de 7m, mediante un sistema Vicon 460 de 6 cámara

ras (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, U.K.), a 100Hz. Para el análisis se utilizaron 5 pasos de cada niño. Los parámetros témporo-espaciales y los datos cinemáticos de la extremidad inferior fueron evaluados mediante un modelo convencional de la marcha, el Vicon Plug-in Gait [18] y la cinemática del pie dominante mediante el OFM [16]. El OFM consiste, de forma resumida, en 3 segmentos rígidos (tibia, retropié y antepié), con el hallus modelado como un vector. Requiere 12 marcadores adicionales ( $\varnothing$  9 mm) al modelo convencional; 3 de ellos se utilizan sólo para el registro estático.

#### *Análisis de los datos*

Durante la marcha, para los datos cinemáticos, todas las curvas fueron normalizadas respecto al 100% del ciclo. Los parámetros analizados fueron: el ángulo en los 3 planos de la pelvis, cadera, rodilla, retropié/tibia y antepié/retropié, la flexión dorsoplantar de hallux/antepié y la altura del arco, normalizada por la longitud del pie. Todos ellos, tanto durante la estática como al caminar. Durante la marcha, se halló el promedio de los valores de dichos parámetros en 4 fases: fase 1) respuesta a la carga, fase 2) apoyo medio, fase 3) fin del apoyo, 4) preoscilación [19]. También se valoraron los parámetros témporo-espaciales de la marcha: velocidad, cadencia y longitud (en valores absolutos y normalizada por la altura) y duración del paso.

#### *Tratamiento estadístico*

Los datos se trataron con el programa estadístico SPSS en su versión 15.0 para Windows. Al caminar, se calculó el promedio de los datos recogidos en los 5 pasos elegidos para el análisis. Se realizó un análisis descriptivo de las variables según su media y desviación estándar. Las prue-

bas de normalidad de todos los datos se analizaron con el test de Kolmogorov-Smirnov, fijándose el nivel de significación  $p < 0,05$  para rechazar la hipótesis nula de “no normalidad”. A las variables que tenían una distribución normal se les aplicó la prueba paramétrica de comparación de medias de la T de Student para muestras independientes; mientras que las que no cumplían dicha distribución fueron analizadas con la prueba no paramétrica de la U de Mann-Whitney. Se realizaron dos comparaciones: 1) todos los parámetros obtenidos entre el grupo AV y el grupo control, tanto en el total de la muestra como separado por sexos y 2) todos los datos entre los chicos y las chicas, tanto en el grupo control como en el grupo de AV. Se realizó una correlación (Pearson cuando los datos eran normales; Spearman cuando no lo eran) entre la inversión del antepié y la eversión del retropié, por una parte, y entre estos dos parámetros y todos demás estudiados, por otra. Al no obtener diferencias significativas en los resultados entre ambos sexos, se consideró una muestra única de chicos y chicas.

#### **Resultados**

La tabla 1 muestra las características generales de los dos grupos estudiados. Los resultados del estudio se expresan en las tablas y gráficos adjuntos.

#### **Discusión**

En los 375 niños estudiados encontramos una prevalencia de AV entre el 8,3% y el 11%, dependiendo del sexo y del lado valorado, sin que hubiera diferencias entre los niños y las niñas. Sí que

	Grupo Control	Grupo AV
Número de sujetos	21	30
Sexo	10 chicos /11 chicas	12 chicos / 18 chicas
Edad	9.2 $\pm$ 1.6 años	9.3 $\pm$ 1.7 años
Peso	31.6 $\pm$ 6.2 kg	33.8 $\pm$ 10.6 kg
Talla	135.1 $\pm$ 10.1 cm	135.1 $\pm$ 11.5 cm
AV. Pie dominante	0 grados	6.1 $\pm$ 2.3 grados

**Tabla 1.** Características generales de los dos grupos de estudio.

observamos ligeras diferencias, como también indica Garbalosa [5], entre ambos lados. Estos datos son similares a los aportados por Mc Poil et al. [20] quienes indican que un 8,8% de la población se ve afectada por AV. La prevalencia de AV ha sido un tema polémico y algunos autores han descrito porcentajes mayores. Así, Cornwall et al. [4] obtuvieron en su estudio un 15% de AV y Garbalosa et al. [5] y Donatelli et al. [8] entre un 86% y 90%. Michaud [3] señaló que evaluadores experimentados habían estimado un rango de prevalencia

entre el 9% y el 90%. Estas diferencias tan importantes pueden explicarse, como indica este mismo autor [3], por diferencias en los protocolos de exploración. Uno de los principales problemas de la exploración es el hecho de que, en muchos estudios, la articulación subastragalina no es colocada en su posición neutra para valorar la deformidad del antepié. En nuestro estudio, los niños con AV presentaron valores medios de deformidad entre 4,94° y 6,37°, dependiendo del sexo y del lado. Por lo tanto, aunque hemos encontrado una prevalencia

<b>ESTÁTICA BIPODAL</b>					
<b>Variable</b>	<b>G. Control</b>		<b>G. Antepié varo</b>		<b>p</b>
	<b>Media</b>	<b>DS</b>	<b>Media</b>	<b>DS</b>	
G_varo ant.	0,00	0,000	6,10	2,310	<b>&lt;0,0001</b>
G_valgo ret.	-4,71	1,102	-6,57	1,382	<b>&lt;0,0001</b>
Pelvis. Flex/Ext	10,51	6,07	10,92	7,27	0,826
Pelvis. Inclín.	-0,42	1,89	0,03	1,48	0,455
Pelvis. Rot.	-0,19	5,48	-2,15	5,31	0,211
Cadera. Flex/Ext	-0,47	6,35	3,06	7,07	<b>0,041</b>
Cadera. Add/Abd	-0,83	2,88	-1,95	3,41	0,213
Cadera. Rot Int/Ext	-2,17	6,28	-4,94	8,02	0,173
Rodilla. Flex/Ext	1,14	4,64	4,92	5,51	<b>0,013</b>
Rodilla. Add/Abd	3,77	4,10	2,91	2,59	0,400
Rodilla. Rot Int/Ext	-8,48	8,73	-7,47	10,67	0,714
Retropie. Flex/Ext	1,06	2,47	2,93	3,51	<b>0,041</b>
Retropie. Add/Abd *	6,22	2,83	5,90	4,29	0,750
Retropie. Inver/Ever	-2,80	3,59	-7,61	4,35	<b>&lt;0,0001</b>
Antepie. Flex/Ext	0,05	2,90	0,51	2,68	0,421
Antepie. Add/Abd	2,75	6,46	4,09	4,74	0,423
Antepie. Inver/Ever	3,25	3,34	11,48	5,42	<b>&lt;0,0001</b>
Hallux. Flex/Ext	0,90	4,04	1,98	5,52	0,646
ArchIndex. N	17,86	2,12	15,83	2,46	<b>0,002</b>

\* Rotación interna para Stebbins et al.

**Tabla 2.** Valores angulares (en grados), en posición estática bipodal, de las variables: varo de antepié y valgo del retropié medidas por goniometría (G\_) y posición de la pelvis, cadera, rodilla, retropié, antepié y hallux mediante estudio 3-D. Arch Index N: Valor del índice del arco normalizada por la longitud del pie.

cia bastante alta, el valor medio de la desviación no era muy grande.

No conocemos estudios que analicen la cinemática de la extremidad inferior en pacientes con AV, excepto el estudio piloto realizado por nosotros [17]. En él, al igual que en este estudio, se utilizó el modelo Plug-in Gait Vicon para analizar la cinemática de la extremidad inferior y el Oxford Foot Model [16] para estudiar la cinemática del pie durante la marcha. Este modelo está adaptado para uso pediátrico, y ofrece datos normalizados para niños. Una de las limitaciones del estudio piloto fue la falta de evaluación estática y no haber analizado la pelvis al caminar. En nuestro estudio, los datos en el grupo control se adaptaron perfectamente a los presentados por Stebbins et al. [16].

En el AV se describe una pronación compensatoria de la articulación subastragalina durante la carga, para intentar que la parte medial del antepié llegue al suelo [1,7,21-23]. Esta pronación se dice que es anormal, porque es excesiva y se prolonga durante una porción del apoyo mayor [1,7]. En el presente estudio, la exploración goniométrica mostró un valgo de retropié significativamente mayor en el grupo de AV y el análisis 3-D confirmó esta compensación con una eversión significativamente mayor del retropié, en este grupo, tanto en estática bipodal como durante todas las fases estudiadas de la marcha. Por lo tanto, la eversión del retropié no sólo fue excesiva sino también prolongada; cuando la articulación subastragalina debería comenzar a invertir (lo que sí ocurría en

<b>PELVIS (flexión-extensión)</b>					
	Control		Antepié varo		<i>p</i>
	<i>Media</i>	<i>DS</i>	<i>Media</i>	<i>DS</i>	
Resp. carga	4,41	5,26	6,58	6,62	0,200
Medio apoyo	3,15	4,24	6,30	6,59	<b>0,043</b>
Final apoyo	3,29	4,98	7,22	6,54	<b>0,025</b>
Despegue	2,79	5,74	6,51	7,54	<b>0,039</b>
<b>PELVIS (inclinación derecha-izquierda)</b>					
	Control		Antepié varo		<i>p</i>
	<i>Media</i>	<i>DS</i>	<i>Media</i>	<i>DS</i>	
Resp. carga	1,42	1,64	1,16	1,44	0,561
Medio apoyo	2,51	1,62	1,65	1,52	0,061
Final apoyo	-0,55	1,68	-0,85	2,00	0,571
Despegue	-3,60	2,57	-2,31	2,59	0,087
<b>PELVIS (rotación derecha-izquierda)</b>					
	Control		Antepié varo		<i>p</i>
	<i>Media</i>	<i>DS</i>	<i>Media</i>	<i>DS</i>	
Resp. carga	3,81	3,95	3,43	3,72	0,728
Medio apoyo	2,87	2,98	2,56	3,21	0,730
Final apoyo	-3,77	3,58	-3,42	3,61	0,732
Despegue	-4,89	3,75	-5,15	3,81	0,816

**Tabla 3.** Valores angulares de la pelvis, en las cuatro fases del ciclo de marcha estudiadas (grados)

el grupo control), en el grupo de AV continuaba en eversión. La alta correlación encontrada entre el grado de AV y la eversión de retropié, tanto en estática como durante la marcha, indica que cuanto mayor es el grado de AV mayor es la eversión de retropié.

Hasta ahora, algunos estudios han tratado de relacionar las deformidades del antepié con las compensaciones del retropié. La mayoría de ellos no han llegado a establecer bien esta relación [4,24]. Donatelli et al. [8] relacionaron las mediciones del antepié y del retropié en estática (mediante goniometría) con la función dinámica de la parte posterior del pie durante la fase de apoyo (análisis 2-D), en atletas profesionales. Encontraron una relación entre el valgo de retropié, en

estática, con la pronación del retropié durante la fase de apoyo de la marcha; en este sentido, en este estudio, hemos encontrado una alta correlación entre la eversión del retropié en estática y la eversión del mismo durante la marcha. Dichos autores [8] mostraron que los sujetos con AV tenían un valgo de calcáneo mucho mayor y una excesiva y prolongada pronación del retropié durante la fase de apoyo de la marcha, aunque no encontraron la relación inversa entre el antepié valgo y la supinación del retropié. Sin embargo, Cornwall et al. [4] no encontraron relación entre el AV y el valgo del calcáneo. Por otro lado, la eversión del retropié hace que caiga el arco longitudinal interno. Algunos autores describen un menor ángulo de inclinación del calcáneo relacionado con la pronación

<b>CADERA (flexión-extensión)</b>					
	Control		Antepié varo		<i>p</i>
	<i>Media</i>	<i>DS</i>	<i>Media</i>	<i>DS</i>	
Resp. carga	21,18	6,31	23,30	8,71	0,368
Medio apoyo	5,77	6,31	9,46	8,43	0,108
Final apoyo	-12,89	5,77	-8,36	7,03	<b>0,019</b>
Despegue	-17,55	5,95	-12,20	7,54	<b>0,009</b>
<b>CADERA (aducción-abducción)</b>					
	Control		Antepié varo		<i>p</i>
	<i>Media</i>	<i>DS</i>	<i>Media</i>	<i>DS</i>	
Resp. carga	3,40	2,91	2,87	3,73	0,591
Medio apoyo	7,04	2,51	6	3,26	0,224
Final apoyo	3,26	2,56	3,60	2,88	0,672
Despegue	-2,37	3,10	-1,18	2,97	0,173
<b>CADERA (rotación interna-externa)</b>					
	Control		Antepié varo		<i>p</i>
	<i>Media</i>	<i>DS</i>	<i>Media</i>	<i>DS</i>	
Resp. carga	0,06	7,07	-4,33	6,27	<b>0,024</b>
Medio apoyo	4,04	6,29	-1,09	7,35	<b>0,012</b>
Final apoyo	2,03	6,61	-2,30	7,87	<b>0,045</b>
Despegue	0,43	7,60	-2,07	8,90	0,301

**Tabla 4.** Valores angulares de la cadera, en las cuatro fases del ciclo de marcha estudiadas (grados)

del retropié [6,25]. En este estudio, encontramos una significativamente menor altura del Índice del arco normalizada, tanto en estática como durante todas las fases de la marcha estudiadas. Por eso, es frecuente que el AV se diagnostique como un pie plano-valgo.

Asimismo, se describe que una pronación excesiva o prolongada de la articulación subastragalina y de las intertarsianas impide que se bloquee la zona mediotarsiana y que se convierta el pie en una palanca rígida, listo para la propulsión (1,19). La hipermovilidad de la mediotarsiana en la última fase del apoyo se dice que disminuye el efecto del peroneo lateral largo en la estabilización del primer radio [1,10,26]. Esto, como Glasoe et al.[26] indican, es la base de la sugerida relación entre el alineamiento del antepié y la movilidad del

primer radio [1,7,10,30]. Según esto, las personas con un AV tenderían a demostrar una mayor movilidad dorsal del primer radio. Glasoe et al. [26], valoraron el desplazamiento del primer radio tras aplicar una fuerza de dorsiflexión bajo la cabeza del primer radio y no pudieron demostrar la asociación entre el AV y la mayor dorsiflexión del hallux. En nuestro estudio, los valores medios de la dorsiflexión del hallux fueron incluso menores, y encontramos una correlación entre la eversión del retropié durante la marcha (final del apoyo y preoscilación) y una menor dorsiflexión del hallux. Probablemente, si no hay compensación total del AV en la articulación subastragalina, el primer radio compensa con una mayor flexión plantar.

El movimiento de pronación de la articulación subastagalina es una combinación de un movi-

<b>RODILLA (flexión-extensión)</b>					
	Control		Antepié varo		<i>p</i>
	<i>Media</i>	<i>DS</i>	<i>Media</i>	<i>DS</i>	
Resp. carga	5,31	6,19	7,16	4,22	0,210
Medio apoyo	4,64	6,78	7,40	4,68	0,092
Final apoyo	1,35	4,32	3,51	3,61	0,057
Despegue	15,99	4,49	18,98	3,86	<b>0,014</b>
<b>RODILLA (aducción-abducción)</b>					
	Control		Antepié varo		<i>p</i>
	<i>Media</i>	<i>DS</i>	<i>Media</i>	<i>DS</i>	
Resp. carga	1,78	3,67	0,99	2,39	0,702
Medio apoyo	2,17	3,93	1,40	2,52	0,909
Final apoyo	1,75	4,00	1,00	2,51	0,985
Despegue	1,94	5,16	1,27	3,45	0,688
<b>RODILLA (rotación interna-externa)</b>					
	Control		Antepié varo		<i>p</i>
	<i>Media</i>	<i>DS</i>	<i>Media</i>	<i>DS</i>	
Resp. carga	-13,53	8,60	-10,57	7,92	0,211
Medio apoyo	-14,52	8,98	-11,30	8,93	0,213
Final apoyo	-9,08	10,24	-8,64	10,23	0,881
Despegue	-12,86	10,33	-13,68	10,92	0,787

**Tabla 5.** Valores angulares de la rodilla, en las cuatro fases del ciclo de marcha estudiadas (grados)

miento de eversión, abducción y dorsiflexión del calcáneo con respecto al astrágalo [24,26,27]. En una cadena cerrada, cuando el calcáneo está fijo en el suelo, no puede abducir con relación al astrágalo. Por lo tanto, para conseguir este componente de la pronación en el plano transversal, el astrágalo aduce o rota medialmente. Debido a la estrecha articulación de la mortaja del tobillo, la tibia rota internamente siguiendo al astrágalo [27]. Este es el motivo por el que algunos autores, entre los que se encuentra Stebbins [16], en vez de abducción de la subastragalina hablan de rotación interna de tibia (TIR). Nosotros no encontramos diferencias significativas entre ambos grupos en este movimiento, pero hubo una correlación significativa entre el mismo y el grado de AV en las dos últimas fases del apoyo. Por lo que respecta a la dorsiflexión del

retropié, se apreciaron valores medios mayores en el grupo AV durante la marcha, con diferencias significativas durante las fases de respuesta de la marcha y el apoyo medio. Además, hubo una correlación significativa entre el grado de AV y la dorsiflexión del retropié en dichas fases, lo que implica que este movimiento aumenta con el grado de AV. La mayor dorsiflexión encontrada puede ser debida a un aumento de la flexión dorsal en la subastragalina, unida a la pronación de esta articulación, pero también a una mayor flexión dorsal del tobillo, ya que hay que tener en cuenta que lo que se valora es el movimiento entre el calcáneo y la tibia, es decir, movimientos en la subastragalina y en el tobillo.

La hiperpronación tiene también una repercusión en niveles superiores. La cadena descrita, en el

	<b>RETROPIÉ (flexión-extensión)</b>				
	Control		Antepié varo		<i>p</i>
	<i>Media</i>	<i>DS</i>	<i>Media</i>	<i>DS</i>	
Resp. carga	-4,55	3,60	-2,08	2,52	<b>0,005</b>
Medio apoyo	1,53	2,84	4,16	2,36	<b>0,001</b>
Final apoyo	6,94	3,79	8,46	2,32	0,081
Despegue	-4,76	4,19	-2,74	3,84	0,081
	<b>RETROPIÉ (inversión-eversión)</b>				
	Control		Antepié varo		<i>p</i>
	<i>Media</i>	<i>DS</i>	<i>Media</i>	<i>DS</i>	
Resp. carga	-1,08	3,25	-6,77	5,45	<b>&lt;0,0001</b>
Medio apoyo	-4,35	3,56	-9,67	5,55	<b>&lt;0,0001</b>
Final apoyo	-2,65	3,55	-7,34	5,70	<b>0,002</b>
Despegue	2,33	3,89	-3,10	5,97	<b>0,001</b>
	<b>RETROPIÉ (aducción-abducción)</b>				
	Control		Antepié varo		<i>p</i>
	<i>Media</i>	<i>DS</i>	<i>Media</i>	<i>DS</i>	
Resp. carga	6,57	3,00	5,15	4,94	0,248
Medio apoyo	7,22	3,16	5,98	5,20	0,333
Final apoyo	9,71	3,45	8,39	4,95	0,298
Despegue	12,99	3,09	11,62	4,87	0,261

**Tabla 6.** Valores angulares de la retropié/tibia, en las cuatro fases del ciclo de marcha estudiadas (grados)



AV, en las extremidades inferiores [11] consiste en una flexión y rotación interna de las articulaciones de la extremidad inferior y una báscula anterior de la pelvis. En el estudio piloto no encontramos diferencias significativas en estos movimientos, durante la marcha, entre los niños con AV y el grupo control. En este estudio, sobre una muestra mayor y con un mayor grado de deformación, sí que encontramos una repercusión en estos niveles superiores. En estática bipodal, observamos un valor significativamente mayor de flexión en rodilla y cadera y, durante la marcha, el grupo AV mostró una mayor flexión dorsal, como ya hemos visto, entre el retropié y la tibia, con diferencias significativas durante la fase de respuesta a la carga y apoyo medio. Este grupo, también mostró una mayor flexión en rodilla y cadera (significativa durante la

fase final del apoyo y preoscilación) y una mayor báscula anterior de la pelvis (significativa en casi todas las fases de apoyo). Por lo tanto, hay una mayor flexión de las principales articulaciones de la extremidad inferior en los niños con AV, tanto en estática como durante la marcha.

Por lo que respecta a la rotación de la extremidad inferior, en nuestro estudio, no encontramos diferencias significativas en la rotación tibial interna (abducción del retropié) entre los dos grupos. La relación entre la eversión/inversión del retropié y la rotación tibial ha sido ampliamente descrita, pero no está clara la transferencia del movimiento. Hintermann y Nigg [23] indican que hay importantes diferencias interindividuales en la transferencia del movimiento de eversión del calcáneo a la rotación tibial y que esta transferencia no es cons-

<b>ANTEPIÉ (flexión-extensión)</b>					
	Control		Antepié varo		<i>p</i>
	<i>Media</i>	<i>DS</i>	<i>Media</i>	<i>DS</i>	
Resp. carga	1,33	3,46	1,23	2,89	0,702
Medio apoyo	2,31	2,75	2,00	3,36	0,734
Final apoyo	7,44	2,73	6,82	3,59	0,505
Despegue	6,48	4,46	7,20	4,17	0,560
<b>ANTEPIÉ (inversión-eversión)</b>					
	Control		Antepié varo		<i>p</i>
	<i>Media</i>	<i>DS</i>	<i>Media</i>	<i>DS</i>	
Resp. carga	5,42	3,19	13,04	5,68	<b>&lt;0,0001</b>
Medio apoyo	3,89	2,95	11,36	5,84	<b>&lt;0,0001</b>
Final apoyo	4,58	3,18	12,15	5,98	<b>&lt;0,0001</b>
Despegue	5,84	3,79	13,50	5,85	<b>&lt;0,0001</b>
<b>ANTEPIÉ (aducción-abducción)</b>					
	Control		Antepié varo		<i>p</i>
	<i>Media</i>	<i>DS</i>	<i>Media</i>	<i>DS</i>	
Resp. carga	3,56	6,69	4,74	4,39	0,939
Medio apoyo	3,33	6,66	4,60	4,78	0,434
Final apoyo	2,96	6,48	3,93	4,50	0,531
Despegue	6,99	6,33	6,84	3,94	0,379

**Tabla 7.** Valores angulares del retropié/antepiédilla, en las cuatro fases del ciclo de marcha estudiadas (grados)

tante y Eslami [29] indica que variaciones en los patrones de eversión/inversión pueden tener escasas variaciones en la rotación interna tibial. Por otra parte, se ha sugerido que un arco interno bajo se relaciona con un relativamente mayor movimiento de eversión que de rotación tibial interna [30]. Por lo tanto, el grupo AV, con un arco interno más bajo podría tener una menor transferencia de movimiento de la eversión a la rotación interna. Sin embargo, a pesar de que no hay diferencias significativas entre ambos grupos, se encontró una correlación positiva entre el grado de AV y la rotación tibial interna; cuanto mayor grado de AV mayor rotación interna de tibia. Sobre la rodilla, no está claro el efecto de la eversión del retropié. Como indican Dierks y Davis [30] la tendencia a mayor rotación interna tibial asociada a una ever-

sión prolongada durante la segunda mitad del apoyo hace que la única manera de obtener la rotación externa necesaria de la tibia, asociada a la extensión de la rodilla, sea mediante una rotación interna del fémur con respecto a la tibia, pero en la literatura se han descrito escasas repercusiones de diferentes grados de rotación tibial, unida a una eversión/inversión del retropié, sobre la articulación de la rodilla [31,32]. En este estudio no hemos encontrado diferencias significativas en la rotación de la rodilla, aunque el grupo AV presentó valores medios de rotación interna mayores. A nivel de la cadera, se observó una tendencia a mayor rotación interna, como se indica en la cadena descrita por algunos autores [11], durante la estática, pero, al caminar, llama la atención una mayor rotación externa (en la fase de medio apoyo), probablemente

	<b>HALLUX (flexión-extensión)</b>				
	Control		Antepié varo		<i>p</i>
	<i>Media</i>	<i>DS</i>	<i>Media</i>	<i>DS</i>	
Resp. carga	15,40	4,29	15,21	5,56	0,891
Medio apoyo	7,24	4,03	7,58	5,60	0,878
Final apoyo	8,91	3,71	8,66	4,50	0,834
Despegue	27,29	7,15	23,97	5,92	0,077

Tabla 8. Valores angulares del hallux, en las cuatro fases del ciclo de marcha estudiadas (grados)

	<b>ARCH INDEX</b>				
	Control		Antepié varo		<i>p</i>
	<i>Media</i>	<i>DS</i>	<i>Media</i>	<i>DS</i>	
Resp. carga	18,42	2,63	16,45	3,00	<b>0,019</b>
Medio apoyo	18,32	2,71	16,22	3,01	<b>0,013</b>
Final apoyo	19,15	2,53	17,03	3,26	<b>0,019</b>
Despegue	20,55	2,18	19,07	2,71	<b>0,041</b>

Tabla 9. Valores del índice del arco en las cuatro fases del ciclo de marcha estudiadas.

	Inver/ever Retropié.Estática	Add/abd Cadera. Estática	Rot Int/ext Cadera. Estática	Add/abd antepié. Estática	Hallux. Estática
Inver/ever Antepié.Est.	-0.764		0.419	0.534	-0.316
	<b>&lt;0.0001</b>		<b>0.021</b>	<b>0.002</b>	<b>0.05</b>
Inver/ever Retropié.Est.		-0.401	-0.491	-0.397	
		<b>0.028</b>	<b>0.006</b>	<b>0.03</b>	

Tabla 10. Principales correlaciones entre los parámetros analizados en estática.

	Rot Int/ext Cadera 1	Rot Int/ext Cadera 2	Rot Int/ext Cadera 3	Rot Int/ext Cadera 4
Inver/ever Retropié.Estática	-0.413	-0.418	-0.34	-0.309
<i>p</i>	<b>0.023</b>	<b>0.022</b>	<b>0.066</b>	<b>0.097</b>

	Add/abd Retrop. 2	Add/abd Retrop. 3	Inver/ever Retrop. 1	Inver/ever Retrop. 2	Inver/ever Retrop. 3	Inver/ever Retrop. 4
Inver/ever Antepié.Estática			-0.804	-0.778	-0.736	-0.763
<i>p</i>			<b>&lt;0.0001</b>	<b>&lt;0.0001</b>	<b>&lt;0.0001</b>	<b>&lt;0.0001</b>
Inver/ever Retropié.Estática	0.334	0.334	0.761	0.792	0.777	0.731
<i>p</i>	<b>0.071</b>	<b>0.071</b>	<b>&lt;0.0001</b>	<b>&lt;0.0001</b>	<b>&lt;0.0001</b>	<b>&lt;0.0001</b>

	Add/abd. Antep.1	Add/abd. Antep.2	Add/abd. Antep.3	Add/abd. Antep.4	Inver/ever. Antep.1	Inver/ever. Antep. 2	Inver/ever. Antep. 3	Inver/ever. Antep.4
Inver/ever Antep.Estática	0.549	0.482	0.428	0.5	0.92	0.918	0.92	0.89
<i>p</i>	<b>0.002</b>	<b>0.007</b>	<b>0.018</b>	<b>0.01</b>	<b>&lt;0.0001</b>	<b>&lt;0.0001</b>	<b>&lt;0.0001</b>	<b>&lt;0.0001</b>
Inver/ever Retrop.Estática	-0.391	-0.372	-0.345	-0.4	0.77	0.789	0.78	0.75
<i>p</i>	<b>0.033</b>	<b>0.043</b>	<b>0.08</b>	<b>0.05</b>	<b>&lt;0.0001</b>	<b>&lt;0.0001</b>	<b>&lt;0.0001</b>	<b>&lt;0.0001</b>

**Tabla 11.** Principales correlaciones entre la inversión del antepié y la eversión del retropié con el resto de parámetros analizados (1: respuesta a la carga; 2: medio apoyo; 3: final apoyo; 4: preoscilación)

<b>TÉMPORO-ESPACIALES</b>					
	Control		Antepié varo		<i>p</i>
	<i>Media</i>	<i>DS</i>	<i>Media</i>	<i>DS</i>	
Velocidad (m/s)	1,07	0,09	1,06	0,13	<b>0,788</b>
Cadencia (pasos/min)	117,63	10,46	124,89	11,90	<b>0,029</b>
Duración paso (s)	1,03	0,10	0,98	0,11	<b>0,031</b>
Longitud paso (m)	1,10	0,09	1,02	0,10	<b>0,008</b>
Longitud paso_Normalizada	0,0081	0,00	0,0078	0,00	<b>0,002</b>

**Tabla 12.** Parámetros témporo-espaciales de la marcha.

como mecanismo de compensación para dirigir el miembro inferior hacia delante. De todas formas, encontramos una correlación negativa entre el grado de AV y la rotación externa; es decir, a mayor grado de AV, menor rotación externa.

Por lo que respecta a los parámetros temporo-espaciales, no hemos encontrado diferencias entre los dos grupos en la velocidad que eligieron los sujetos para caminar. Sin embargo, para conseguir esta velocidad, los niños con AV necesitaron una mayor cadencia ya que realizaban pasos significativamente más cortos y de menor duración. La tendencia a mayor flexión de rodilla, con acortamiento relativo de la extremidad inferior, podría ser responsable de estos pasos más cortos.

En conclusión, para compensar el AV, este grupo presentó, principalmente, una mayor eversión en el retropié, con un aplanamiento del arco longitudinal medial (ALM), una tendencia a menor dorsiflexión del hallux y una mayor flexión de toda la extremidad inferior, tanto durante la estática bipodal como durante la marcha. En estática, además, los niños con AV presentaron una tendencia a mayor aducción y rotación interna de cadera, que, sin embargo, no se observó durante la marcha, en la que realizaban una mayor rotación externa en esta articulación. Por otra parte estos niños también presentaron pasos más cortos y de menor duración, lo que obliga a cadencias mayores.

Es de destacar que existe una gran variabilidad en las amplitudes de movimiento, principalmente en las articulaciones del pie y en las rotaciones de miembro inferior, tanto en el grupo control como en el AV. Pero, aunque es difícil generalizar, es evidente la compensación en pronación del retropié, con diferentes repercusiones tanto distal como proximalmente, que pueden tener consecuencias negativas. Por lo tanto, consideramos necesario un tratamiento que, de alguna forma haga llegar la parte interna del antepié al suelo y que así, evite la primera compensación, pronación del retropié, que es la que va a repercutir en todo el miembro inferior, principalmente durante la marcha.

### Agradecimientos

Nuestro agradecimiento a la Dra. Julie Stebbins el habernos facilitado el Oxford Foot Model y por sus consejos en la utilización del mismo.

### Bibliografía

1. **Root ML, Orien WP, Weed JH.** Normal and abnormal function of the foot: Clinical Biomechanics. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corp; 1977.
2. **Lawley MG.** The pathomechanics of forefoot varus. *Chiropract* 1983; nov: 416-421.  
**Michaud TC.** The forefoot varus deformity 9 or 90 percent prevalence? *Biomechanics* 1997; IV: 5.
3. **Cornwall MW, McPoil TG, Fisco WD, Hunt L, Lane C, O'Donnell D.** The relationship between forefoot alignment and rearfoot motion during walking. *Australasian Journal of Podiatric Medicine* 2004; 38(2): 35-40.
4. **Garbalosa JC, McClure MH, Catlin PA, Wooden M.** The frontal plane relationship of the forefoot to the rearfoot in an asymptomatic population. *J Orthop Sports Phys Ther* 1994; 20(4): 200-206.
5. **Jones LJ, Todd WF.** Abnormal biomechanics of flatfoot deformities and related theories of biomechanical development. *Clin Podiatr Med Surg* 1989; 6(3): 511-521.
6. **Tiberio D.** Pathomechanics of structural foot deformities. *Phys Ther* 1988; 68(12): 1840-1849.  
**Donatelli RA.** Abnormal biomechanics of the foot and ankle. *J Orthop Sports Phys Ther* 1987; 9: 11-16.
7. **Cobb SC, Tis LL, Johnson BF, Higbie EJ.** The effect of forefoot varus on postural stability. *J Orthop Sports Phys Ther* 2004; 34(2): 79-85.  
**Bird AR, Payne CB.** Foot function and low back pain. *The Foot* 1999; 9: 175-180.
8. **Khamis S, Yizhar Z.** Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait Posture* 2007; 25: 127-134.
9. **Carson MC, Harrington ME, Thompson N, O'Connor JJ, Theologis TN.** Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. *J Biomech* 2001; 34: 1299-1307.
10. **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: 411-424.
11. **Kidder S, Abuzzahab F, Harris GJJ.** A system for the analysis of foot and ankle kinematics during gait. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1996; 4: 33-38.
12. **Leardini A, Benedetti MG, Catani F, Simoncini L, Giannini S.** An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait. *Clin Biomech* 1999; 14: 528-536.
13. **Stebbins J, Harrington M, Thompson N, Zavatky A, Theologis T.** Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children. *Gait Posture* 2006; 23: 401-410.
14. **Alonso-Vázquez A, Villarroya A, Franco M.A,**

- Asín J, Calvo B.** Kinematic assessment of paediatric forefoot varus. *Gait & Posture* 2008; 26:49 1–6
- Baker R. *Gait analysis methods in rehabilitation.* J Neuroeng Rehabil 2006, 3:4.
15. **Perry J.** *Gait analysis: normal and pathological function.* Slack Inc.; 1992.
  16. **Mc Poil t, Cameron JA, Adrian MJ.** Anatomical characteristics of the talus in relation to forefoot deformities. *J Am Podiatr Med Assoc.*
  17. **Hunt GC.** *Examination of lower extremity dysfunction: Orthopaedic and sports physical therapy.* CV Mosby Company; 1985.
  18. **Pettengill MJ, Jay RM.** Inserts offer a new angle on pediatric flat foot treatment. *BioMechanics.* CMP Healthcare Media Publication; 2006.
  19. **Hintermann B, Nigg BM.** Pronation in runners. Implications for injuries. *Sports Med* 1998; 26(3): 169-176.
  20. **Donatelli RA.** *The biomechanics of the foot and ankle.* FA Davis; 1993.
  21. **Grumbine NA.** The varus component of the forefoot in flatfoot deformities. *J Am Pod Med Assoc* 1987;77:14-20.
  22. **Glasoe WM, Allen MK, Ludewig PM.** Comparison of first ray dorsal mobility among different forefoot alignments. *J Orthop Sports Phys Ther* 2000; 30(10): 612-620.
  23. **DeLeo AT, Dierks TA, Ferber R, Davis IS.** Lower extremity joint coupling during running: a current update. *Clin Biomech* 2004; 19: 983-991.
  24. **Towers JD, Deible CT, Golla SK.** Foot and ankle biomechanics. *Semin Musculoskelet Radiol* 2003; 7(1): 67-74.
  25. **Eslami M.** Forefoot-rearfoot coupling patterns and tibial internal rotation during stance phase of barefoot versus shod running. *Clin Biomech* 2007;22:74-80.
  26. **Dierks T, Davis I.** Discrete and continuous joint coupling relationships in uninjured recreational runners. *Clin Biomech* 2007;22:581-591.
  27. **Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer III HJ, Kalenak A.** Foot inversion-eversion and knee kinematics during walking. *J Orthop Res* 1994; 12(3): 412-420.
  28. **Killmartin 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: 180-183.