

FUERZAS DE REACCIÓN DEL SUELO EN PIES CAVOS Y PLANOS

GROUND REACTION FORCES IN HIGH-ARCH AND FLAT FEET

RESUMEN

El objetivo de este estudio se ha centrado en medir las fuerzas de reacción en diferentes movimientos (marcha, carrera, cambio de dirección y amortiguación de caída) en una muestra de sujetos sedentarios sanos con pies planos y cavos. Participaron en el estudio 15 mujeres jóvenes (edad: $19,4 \pm 1,3$ años; peso: $57,17 \pm 8,98$ Kg); 8 con pies planos (P) y 7 con pies cavos (C). Fueron sometidas a una batería de pruebas: marcha (velocidad = 1,6 m/s), carrera (velocidad = 3 m/s), amortiguación de caída (desde una altura de 0,75 m) y cambio de dirección. Se estudiaron las fuerzas verticales, anteroposteriores y mediolaterales, utilizando una plataforma de fuerzas piezoeléctrica.

Aparecieron diferencias significativas ($p < 0,01$) entre pies planos y cavos en la duración del apoyo en el cambio de dirección, siendo mayores en los planos ($C = 0,30 \pm 0,04$ s y $P = 0,37 \pm 0,04$ s) y en el primer pico de fuerza de la amortiguación de la caída ($p < 0,05$), con valores superiores en los cavos ($C = 5,78 \pm 1,29$ BW y $P = 4,29 \pm 0,84$ BW). El resto de variables estudiadas no mostraron diferencias significativas, aunque todos los picos de fuerza en los movimientos máximos fueron mayores en el grupo con pies cavos y los picos de impacto en marcha y carrera fueron ligeramente superiores en los pies planos.

El grado de significación estadística no tiene por qué ser el límite que marque el mayor o menor riesgo de futura lesión asociada a las fuerzas de reacción. Pequeñas y no significativas diferencias podrían marcar un incremento sustancial del riesgo. Cabe destacar los mayores valores registrados en los pies cavos, en los movimientos máximos, en los que existiría un mayor riesgo para ellos. Por otro lado las mínimas o nulas diferencias observadas en los patrones de movimiento podrían explicarse por adaptaciones que realiza el sujeto en el movimiento.

Palabras clave: Biomecánica. Cinética. Prevención de lesiones. Fuerzas de reacción. Pie. Locomoción.

SUMMARY

The aim of this study was to measure the ground reaction forces in different movements (walking, running, changes of direction and landing), in a sample of sedentary subjects with high-arch feet or flat feet. Fifteen young women volunteered for the study (age: $19,40 \pm 1,29$ years; weight: $57,17 \pm 8,98$ Kg); 8 with flat feet (P) and 7 with high-arch feet (C). All of them carried out the following tests on a force platform: walking (speed = 1,6 m/s), running (speed = 3 m/s), drop landing (height = 0,75 m), and changes of direction.

Vertical, horizontal and mediolateral ground reaction forces were collected using a piezoelectric force platform.

There were significant differences ($p < 0,01$) between flat and high-arch feet in the contact time during the change of direction test, with greater contact times in subjects with flat feet ($C = 0,30 \pm 0,04$ s y $P = 0,37 \pm 0,04$ s), and in the first peak vertical force during landing ($p < 0,05$), with greater values in subjects with high-arch feet ($C = 5,78 \pm 1,29$ BW y $P = 4,29 \pm 0,84$ BW). The other variables studied did not show significant differences between groups, although peak vertical forces for the maximum tests were greater in the high-arch feet group, and peak forces during walking and running were slightly greater for the flat feet group.

The lack of significant differences does not have to be the limit to predict the risk of injury provoked by greater peak forces. Small and not significant differences might be enough to increase this risk. The higher force values found in the high-arch feet group during maximal tests show a higher risk of injury during these kinds of movements. The minimal differences found in the movement patterns between groups could be explained by individual adaptations during the tests.

Key words: Biomechanics. Kinetics. Injury prevention. Ground reaction forces. Foot. Locomotion.

Javier Abián Vicén¹

Luis M. Alegre Durán¹

Amador J. Lara Sánchez¹

Luis Jiménez Linares²

Xavier Aguado Jódar¹

¹Facultad de Ciencias del Deporte de Toledo
Universidad de Castilla la Mancha
la Mancha
²Escuela Superior de Ingeniería Informática de Ciudad Real
Universidad de Castilla la Mancha

CORRESPONDENCIA:

Javier Abián Vicén
Laboratorio de Biomecánica, Facultad de Ciencias del Deporte, Campus Tecnológico de la Fábrica de Armas, Universidad de Castilla la Mancha. Avenida Carlos III S/N. 45071 Toledo

Aceptado: 03-03-2005 / Original nº 500

INTRODUCCIÓN

La biomecánica del apoyo en el suelo y, consecuentemente, las fuerzas de reacción en la realización de una determinada actividad, varían en función de diferentes factores, tanto internos de la persona (estructurales, la técnica de realización del movimiento y la posible fatiga, entre otros), como externos (calzado y suelo).

Durante la práctica deportiva se ven incrementadas las sollicitaciones mecánicas del pie, lo que puede llevar incluso a una modificación temporal de la huella plantar, tal y como se ve reflejado en Meana¹ o en Robbins y Hanna², que describen descensos desde 119,4 cm² hasta 112,4 cm² en la superficie de apoyo del pie, en un grupo de atletas recreacionales, después de 48 días realizando su entrenamiento habitual de carrera. Según Sirgo *et al.*³ es lícito pensar que estas adaptaciones biomecánicas agudas ante el esfuerzo tomen con el tiempo forma de adaptaciones crónicas, según la modalidad deportiva practicada.

Algunos autores describen mayores fuerzas de impacto en pies cavos en movimientos como la carrera, sobre todo si se incrementa la velocidad⁴.

El tener una tipología determinada de pie está asociado a un mayor o menor riesgo de padecer

lesiones; ésta es una de las cuestiones que se plantean Kaufman *et al.*⁵. Estos autores describen que entre otras lesiones, en las fracturas por estrés los valores de incidencia oscilarían desde el 5,8% en sujetos con pies normales hasta el 9,9% en sujetos con pies cavos y el 10,8% en sujetos con pies planos. Valores algo superiores a los que asocian los mismos autores a la tendinitis de Aquiles, que irían desde el 3,6% en sujetos normales hasta el 5,7% en sujetos con pies cavos y el 5,8% en sujetos con pies planos.

Otros autores también consideran un mayor riesgo de lesiones en pies cavos o planos extremos, pero sin mostrar estudios estadísticos^{6,7}.

Se han realizado estudios donde se registraban las fuerzas de reacción en determinados patrones de movimiento, como por ejemplo en la marcha, con velocidades que oscilan entre 1,28 m/s y 1,89 m/s⁸⁻¹¹, y en la carrera, con velocidades que van desde 2,5 m/s a 3,2 m/s¹²⁻¹⁶. En otros estudios se han analizado las fuerzas de reacción en movimientos máximos; Young *et al.*¹⁷ estudiaron los cambios de dirección y otros autores la amortiguación de caídas¹⁸⁻²² (Tabla 1). No obstante en ninguno de estos trabajos se ha realizado a la vez el estudio de patrones de movimiento y movimientos máximos.

Así, el objetivo de este trabajo ha sido analizar las diferencias en las fuerzas de reacción según

TABLA 1.-
Estudios que tratan sobre fuerzas de reacción en la amortiguación de caídas. (*) El autor no informa sobre el sexo de los sujetos
Los tres primeros autores realizan los ensayos de caídas con los sujetos calzados y los dos últimos descalzos)

Autor	Sujetos	Características	Altura de caída (m)	1º pico (BW)	2º pico (BW)
Dufek y Bates ¹⁹	3 ♂	Físicamente activos	0,60 1,00	2,62 4,30	8,02 10,18
Bauer <i>et al.</i> ¹⁸	8 ♂5 ♀	9 años	0,61	5,60	8,50
Zhang <i>et al.</i> ²²	9 ♂	Físicamente activos	0,32 0,62 0,10	1,69 3,53 6,24	5,12 6,59 9,48
Seegmiller y McCaw ²¹	20 ♀	10 gimnastas 10 deporte recreacional	0,30 0,60 0,90 0,30 0,60 0,90	1,93 4,45 6,70 1,77 3,06 4,89	5,52 8,21 11,42 4,39 5,5 7,63
Hargrave <i>et al.</i> ²⁰	48 (*)	16 supinadores 16 pronadores 16 normales	0,30		3,55

	Edad (Años)	Peso (Kg)	Estatura (cm)	FFM (Kg)
Cavos	19,3 ± 1,6 (4)	57,04 ± 6,70 (19,60)	161,17 ± 2,79 (8,40)	45,46 ± 3,29 (10,18)
Planos	19,4 ± 1,1 (3)	57,28 ± 11,09 (33,60)	161,03 ± 7,10 (22)	46,18 ± 6,57 (18,49)
Total	19,3 ± 1,3 (4)	57,17 ± 8,98 (33,60)	161,09 ± 5,35 (22)	45,85 ± 5,14 (18,49)

TABLA 2.- Características descriptivas de la muestra [media ± desviación estándar (rango); FFM = fat free mass o peso libre de grasa]

las distintas tipologías extremas de pies (cavos-planos) en la marcha, la carrera, el cambio de dirección y la amortiguación de caída, con el propósito de discutir sobre el mayor o menor riesgo de lesión entre estos tipos de pies.

MATERIAL Y MÉTODO

Diseño experimental

Se llevaron a cabo tres sesiones. En la primera, después de la valoración cualitativa del tipo de pie mediante un podoscopio, se realizó la cineantropometría, la toma de la huella plantar y se rellenó un test sobre actividad física y posibles lesiones. En esta sesión se citó al sujeto para que viniera a realizar la familiarización un día posterior.

En la segunda sesión se realizó la familiarización y en la tercera se procedió a la medición de las pruebas. Entre estas dos últimas sesiones en ningún caso pasó más de una semana.

Sujetos

Participaron voluntariamente en el estudio 15 mujeres jóvenes universitarias (edad: $19,4 \pm 1,3$ años; peso: $57,17 \pm 8,98$ kg), de ellas 8 tenían pies planos extremos y 7 pies cavos extremos (Tabla 2). Ninguna practicaba actividad física regular más de dos días a la semana. Los sujetos no usaban prótesis ni ortesis y no habían tenido lesiones en el miembro inferior en los últimos dos años. Todos los sujetos realizaron las diferentes pruebas con calzado polivalente del usado en deportes de cancha.

Material y protocolos

Para describir las características cineantropométricas se usó una báscula de pie *Seca* (con



FIGURA 1.- Esquema de la colocación del material en los tests de marcha y carrera

sensibilidad de 100 g), un antropómetro *GPM* (con sensibilidad de 1 mm), una cinta antropométrica *Fat O Meter* (con sensibilidad de 1 mm), un paquímetro *GPM* (con sensibilidad de 1 mm), un pliómetro *Holtain* (con sensibilidad de 0,2 mm) y un tallímetro *Seca* (con sensibilidad de 1 mm). Se usaron los protocolos recomendados por el grupo español de cineantropometría (*GREC*)²³.

Se obtuvieron las huellas plantares mediante fotopodograma²⁴ parametrizándolas con el método descrito por Hernández²⁵.

Para la medición de las fuerzas de reacción se utilizó una plataforma de fuerzas piezoeléctrica *Kistler* (2812A1-3), colocada bajo el pavimento sintético de un polideportivo. Se usó una frecuencia de muestreo de 500 Hz, salvo para la prueba de amortiguación de caída, que fue de 1000 Hz.

Para medir la velocidad media en la marcha y la carrera se usaron 2 barreras fotoeléctricas colocadas con una separación de 6 m. El rango de velocidad para dar como válidos los ensayos fue: en marcha desde 1,5 hasta 1,7 m/s y en carrera desde 2,8 hasta 3,2 m/s.

Todos los sujetos realizaron una sesión de familiarización para practicar los tests. En to-

das las sesiones se realizó un calentamiento previo de 8 minutos.

Se realizaron cuatro pruebas con el siguiente orden: marcha, carrera, amortiguación de caída y cambio de dirección.

Marcha y carrera

Los sujetos daban vueltas al circuito, cuyo esquema se puede ver en la Figura 1, de la forma más natural posible.

Tanto para la marcha como para la carrera se tuvieron en cuenta varios criterios de observación para determinar si el ensayo era metodológicamente correcto, como se muestra en la Tabla 3.

Amortiguación de la caída

A los sujetos se les pedía que amortiguaran al máximo la caída. Caían sobre la plataforma de

fuerzas desde una altura de 0,75 m. Debían colocarse con los pies en el borde de una superficie elevada. Se les pedía que dieran un paso hacia delante y que cayeran encima de la plataforma, no pudiendo perder el equilibrio, para una vez amortiguada la caída volver a colocarse de pie.

Cambio de dirección

Los sujetos debían realizar el circuito, cuyo esquema se puede ver en la Figura 2, en el menor tiempo posible. Salían desde detrás de una barrera fotoeléctrica, corrían 3 m hasta franquear una pica apoyando el pie derecho en la plataforma de fuerzas. Tras el apoyo cambiaban 120° la dirección de carrera y recorrían 3 m hasta cortar una segunda barrera fotoeléctrica.

Variables

Se tomaron las fuerzas de reacción verticales y anteroposteriores en marcha y carrera, las verticales en la amortiguación de la caída y las de los tres ejes en el cambio de dirección. Se consideraron los picos de fuerza y el instante en el que sucedía cada uno de estos acontecimientos, así como el tiempo en realizar la prueba del cambio de dirección (Figuras 3 y 4).

En la marcha y la carrera se cogieron cinco ensayos metodológicamente correctos, que se normalizaron, para obtener patrones de movimiento. En el resto de pruebas se cogió el mejor ensayo de tres realizados correctamente.

Estadística

Se usó el programa de Statistica for Windows v. 5.1. Se hicieron pruebas de estadística descriptiva y de estadística inferencial. Se hallaron medias, desviaciones típicas, rangos y se utilizó el test de la U de Mann-Whitney como prueba de significación estadística. Se usó el criterio estadístico de significación de $p < 0,05$.

Acción para observar	Aceptación del ensayo
- Apoya todo el pie derecho dentro de la plataforma	Sí
- Modifica la amplitud en los últimos tres pasos	No
- Modifica la frecuencia en los tres últimos apoyos	No
- Frena o acelera durante el apoyo en la plataforma	No
- Marca el apoyo en la plataforma	No
- Ha continuado caminando a la misma velocidad	Sí
- Ha realizado algún movimiento extraño	No
- Ha sido natural el apoyo	Sí

TABLA 3.-
Aspectos tenidos en cuenta para considerar un ensayo metodológicamente correcto en los tests de marcha y carrera

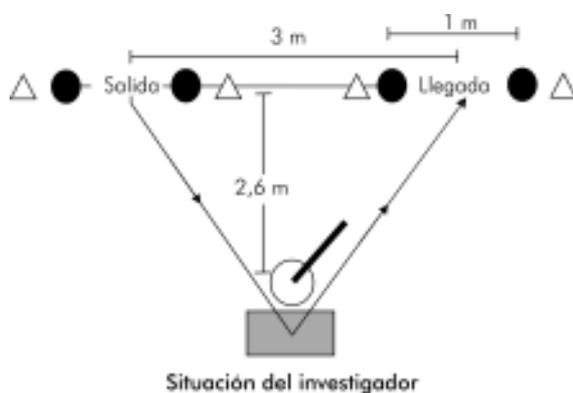


FIGURA 2.-
Esquema de la colocación del material en el test de cambio de dirección

● Cono △ Fotocélula / Pica ■ Plataforma de fuerzas

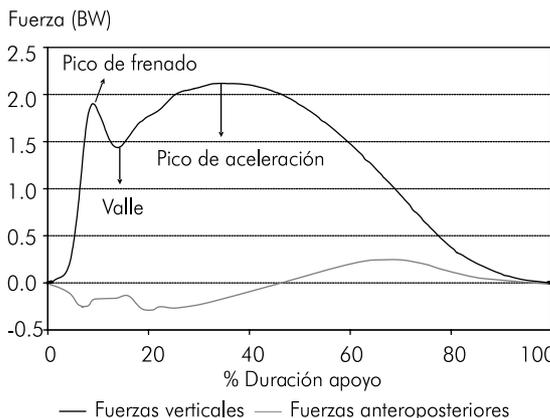
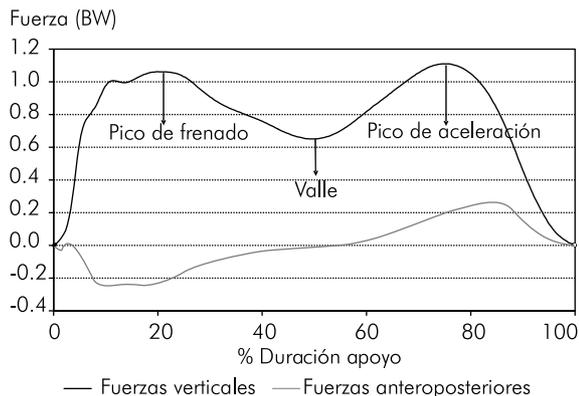


FIGURA 3.- Fuerzas verticales y anteroposteriores en los tests de marcha (izquierda) y carrera (derecha)

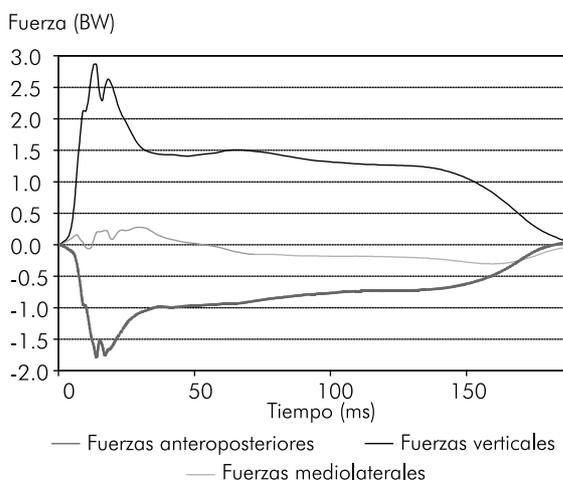
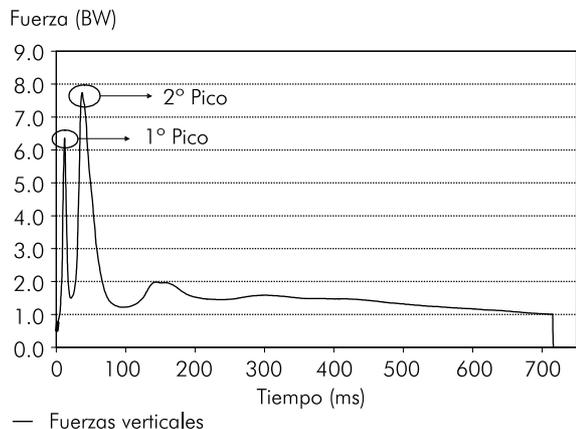


FIGURA 4.- Fuerzas en los tests máximos: amortiguación de la caída (izquierda) y cambio de dirección (derecha)

RESULTADOS

Primero se expone la estadística descriptiva de cada una de las pruebas y posteriormente las pruebas de significación estadística.

- *Marcha y carrera:* En la Tabla 4 se muestran las fuerzas verticales y anteroposteriores registradas en pies cavos y planos, así como el promedio de toda la muestra y la diferencia entre los dos grupos. Las diferencias observadas entre ambos grupos han sido inapreciables; las mayores se registran en el pico de frenado y el valle en la carrera, siendo los pies planos los que presentan valores superiores (-0,21 BW y -0,20 BW respectivamente).

- *Cambio de dirección:* En lo que se refiere a la eficacia (realizar el circuito en el menor tiempo posible), ambos grupos han mostrado unos valores muy similares con una diferencia de tan solo 0,001 s. El tiempo de apoyo ha sido algo superior en el grupo de los pies planos ($C = 0,300 \pm 0,042$ s y $P = 0,374 \pm 0,044$ s) mientras que los picos de fuerza, tanto verticales ($C = 2,73 \pm 0,76$ BW y $P = 2,47 \pm 0,59$ BW) como la resultante entre las fuerzas anteroposteriores y mediolaterales ($C = 1,63 \pm 0,52$ BW y $P = 1,44 \pm 0,56$ BW), han sido superiores en el grupo de los pies cavos (Tabla 5).
- *Amortiguación de la Caída:* La duración de la amortiguación ha sido superior en el

	Fuerzas verticales								Fuerzas anteposteriores					
	Velocidad (m/s)		Duración apoyo (s)		Pico de frenado (BW)		Valle (BW)		Pico de aceleración (BW)		Pico de frenado (BW)		Pico de aceleración (BW)	
	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2
Cavos	1,608	3,017	0,594	0,282	1,17	1,60	0,60	1,35	1,24	2,38	-0,26	-0,33	0,29	0,31
	±0,022	±0,059	±0,031	±0,026	±0,05	±0,32	±0,03	±0,24	±0,07	±0,23	±0,03	±0,06	±0,03	±0,04
	(0,064)	(0,167)	(0,084)	(0,084)	(0,15)	(0,93)	(0,08)	(0,63)	(0,19)	(0,62)	(0,09)	(0,16)	(0,10)	(0,11)
Planos	1,609	3,059	0,618	0,276	1,21	1,81	0,60	1,55	1,18	2,43	-0,27	-0,33	0,30	0,28
	±0,029	±0,059	0,019	±0,025	±0,08	±0,22	±0,07	±0,26	±0,08	±0,20	±0,04	±0,02	±0,03	±0,04
	(0,080)	(0,164)	(0,065)	(0,077)	(0,25)	(0,62)	(0,21)	(0,72)	(0,22)	(0,56)	(0,09)	(0,07)	(0,10)	(0,11)
Todos	1,609	3,040	0,607	0,279	1,19	1,72	0,60	1,46	1,21	2,41	-0,27	-0,33	0,29	0,30
	±0,025	±0,061	±0,027	±0,025	±0,07	±0,28	±0,05	±0,26	±0,08	±0,21	±0,03	±0,04	±0,03	±0,04
	(0,080)	(0,206)	(0,086)	(0,092)	(0,29)	(1,09)	(0,21)	(0,86)	(0,27)	(0,70)	(0,09)	(0,16)	(0,10)	(0,14)
DIF(C-P)	-0,001	-0,042	-0,024	0,005	-0,04	-0,21	0,01	-0,20	0,07	-0,05	0,01	0,00	-0,01	0,00

TABLA 4.-
Resultados en los tests de marcha (1) y carrera (2) con los dos grupos estudiados; pies cavos (C) y planos (P) [media ± desviación estándar (rango)]

	Duración circuito (s)	Tiempo apoyo (s)	Pico fuerza vertical (BW)	Pico fuerza resultante (BW)
Cavos	2,468 ± 0,122 (0,284)	0,300 ± 0,042 (0,136)	2,79 ± 0,76 (1,98)	1,63 ± 0,52 (1,40)
Planos	2,467 ± 0,167 (0,528)	0,374 ± 0,044 (0,140)	2,47 ± 0,59 (1,69)	1,44 ± 0,56 (1,47)
Total	2,468 ± 0,142 (0,528)	0,339 ± 0,056 (0,212)	2,62 ± 0,67 (2,04)	1,53 ± 0,53 (1,47)
Diferencia (C-P)	0,001	-0,074	0,33	0,20

TABLA 5.-
Resultados obtenidos en el test de cambio de dirección con los dos grupos estudiados; pies cavos (C) y planos (P) [media ± desviación estándar (rango)]

	Duración amortiguación (s)	1º Pico fuerza vertical (BW)	2º Pico fuerza vertical (BW)
Cavos	0,460 ± 0,136 (0,361)	5,78 ± 1,29 (4,29)	8,32 ± 1,76 (5,14)
Planos	0,570 ± 0,188 (0,629)	4,29 ± 0,81 (2,19)	7,63 ± 1,40 (4,55)
Todos	0,519 ± 0,170 (0,629)	4,99 ± 1,28 (5,08)	7,95 ± 1,56 (6,16)
Diferencia (C-P)	-0,110	1,49	0,69

TABLA 6.-
Resultados obtenidos en el test de amortiguación de la caída con los dos grupos estudiados; pies cavos (C) y planos (P) [media ± desviación estándar (rango)]

($p < 0,05$), con valores superiores en los pies cavos ($C = 5,78 \pm 1,29$ BW y $P = 4,29 \pm 0,84$ BW).

DISCUSIÓN

Los valores obtenidos en los picos de frenado, valle y aceleración en la marcha y la carrera han sido similares a los que dan diferentes autores estudiando pies normales; en la marcha se describen en torno a 1,10-1,56 BW el pico de frenado, 0,6-0,78 BW el valle y 1,00-1,35 BW el pico de aceleración^{8-11,26,27}. En la carrera los valores oscilan desde 1,52 hasta 1,70 BW en el pico de frenado, valores en torno a 1,28 BW en el valle y desde 2,48 hasta 2,71 BW en el pico de aceleración^{12,14-16}; resultados muy similares a los que hemos obtenido en este estudio (Figura 3).

En los patrones de movimiento no han aparecido diferencias en los picos de fuerza entre pies planos y cavos. Puede ser debido a adaptaciones que realiza el sujeto para amortiguar esos picos, que a largo plazo se han relacionado con dolor, molestias y lesiones. Grampp *et al.*²⁸ comentan que puede haber adaptaciones indivi-

grupo de pies planos, con una diferencia de 0,110 s, mientras que los picos de fuerza han sido superiores en el grupo de los pies cavos; en el primero con una diferencia de 1,49 BW y en el segundo con una diferencia de 0,69 BW (Tabla 6).

- *Diferencias significativas:* Se han encontrado diferencias significativas entre pies cavos y planos en dos variables; la duración del apoyo en el cambio de dirección ($p < 0,01$) siendo mayor el valor que presentan los pies planos ($C = 0,300 \pm 0,042$ s y $P = 0,374 \pm 0,044$ s) y en el primer pico de fuerza de la amortiguación de la caída

duales en la forma de andar para reducir las presiones en determinadas partes del pie. Un mecanismo parecido podría darse en las fuerzas de reacción al caminar y correr.

Los sujetos con pies con tendencia a recibir fuerzas elevadas podrían modificar consciente o inconscientemente, como mecanismo de protección, los patrones de marcha y carrera reduciendo el riesgo de lesión. Los sujetos estudiados no presentaban lesiones previas, por lo que se podían haber dado estas adaptaciones.

Los valores en los picos de fuerza en los tests máximos han sido superiores en los pies cavos y, pese a que las diferencias no han sido significativas, pueden tener importancia ya que éstos son movimientos que los sujetos estudiados no están acostumbrados a realizar (los sujetos han sido sedentarios) y por lo tanto no han desarrollado mecanismos de adaptación para disminuir esos picos de fuerza.

Los tiempos de duración del apoyo en todos los tests máximos han sido superiores en los pies planos, pero al igual que sucede en los picos de fuerza las diferencias no han sido significativas. Estos valores pueden ser debidos a que los sujetos con pies planos tienen una mayor superficie que entra en contacto con el suelo.

Teniendo en cuenta las posibles adaptaciones que realizarían sujetos que reciben fuerzas de reacción elevadas en relación a su estructura de pie, el riesgo de padecer lesiones se vería incrementado en la iniciación deportiva, al realizar movimientos nuevos a los que no están adaptados. Las diferencias significativas en este estudio se encontraban justamente en los movimientos máximos, gestos a los que, por ser nuevos, aún no se han adaptado los sujetos estudiados, ya que han sido sedentarios.

Del grupo de los pies cavos, 6 de los sujetos manifestaban padecer molestias o dolor en los pies, sin embargo, ningún sujeto con pies planos manifestaba estos síntomas.

Sería interesante contemplar la posibilidad de realizar este estudio con los sujetos llevando el

mismo tipo de calzado o descalzos, para poder compararlos en unas mismas condiciones. También podríamos considerar el poder realizar este estudio con plataformas de presiones, donde posiblemente sí se encontrarían diferencias entre estos dos tipos de pies, ya que si consideramos que las fuerzas son similares y la superficie de contacto es menor en los pies cavos, consecuentemente, sus presiones serían mayores en determinadas partes del pie. Ésta, posiblemente, sea una de las causas de los dolores que manifiestan los sujetos con pies cavos.

CONCLUSIONES

- El grado de significación estadística no tiene por qué ser el límite que marque el mayor o menor riesgo de futura lesión asociada a las fuerzas de reacción. Pequeñas y no significativas diferencias podrían marcar un incremento sustancial del riesgo. En este sentido, cabe destacar los mayores valores registrados en los pies cavos en los movimiento máximos, en los que existiría un mayor riesgo para ellos.
- Las mínimas o nulas diferencias observadas en los patrones de movimiento podrían explicarse por adaptaciones que realiza el sujeto en el movimiento y, así, aun teniendo pies cavos, logra valores en las fuerzas de reacción similares a los pies planos y mientras esto suceda le protege de lesiones.
- Los sujetos con tipologías de pie extremas tendrían un mayor riesgo de padecer lesiones en la iniciación deportiva, al enfrentarse a nuevos movimientos a los que se deberán adaptar para no mostrar elevados valores en las fuerzas de reacción.

AGRADECIMIENTOS:

Este artículo ha sido realizado gracias a los proyectos DIMOCLUS del Ministerio de Ciencias y Tecnología y PREDACOM de la Consejería de Educación y Ciencia de la Junta de Castilla-La Mancha.

B I B L I O G R A F I A

1. **Meana M.** *Biomecánica del vendaje funcional preventivo de tobillo en deportes de colaboración-oposición*, Tesis doctoral. Universidad de Castilla la Mancha. Toledo, 2002.
2. **Robbins SE, Hanna AM.** Running-related injury prevention through barefoot adaptations. *Med Sci Sports Exerc* 1987; 19(2):148-56.
3. **Sirgo G, Méndez B, Egocheaga J, Maestro A, Del Valle M.** Problemática en la clínica diaria en relación a varios métodos de análisis de la huella plantar. *Archivos de Medicina del Deporte* 1997;14(61):381-7.
4. **Ramiro J.** *El calzado para carrera urbana, criterios biomecánicos de diseño*. IBV. Valencia, 1989.
5. **Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, Johnson CW, Cullison TR.** The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *Am J Sports Med* 1990;27(5):585.
6. **Hernández R, Hernández H.** Alteraciones ortopédicas frecuentes. *Revista médica de Santiago*. (on line) http://www.rms.cl/internos/anteriores_internos/Pie%20plano.htm (Consulta: 20 de Julio de 2004).
7. **Moya H.** Malformaciones congénitas del pie y pie plano. *Revista chilena de pediatría* 2000;71(3).
8. **Brostrom E, Haglund-Aderlind Y, Hagelberg S, Cresswell AG.** Gait in children with juvenile chronic arthritis. *Scand J Rheumatol* 2002;31:317-23.
9. **Cairns MA, Burdettm RG, Pisciotto JC, Sheldon RS.** A biomechanical analysis of racewalking gait. *Med Sci Sports Exerc* 1986;18(4):446-53.
10. **Li L, Hamill J.** Characteristics of the vertical ground reaction force component prior to gait transition. *American Alliance for Health, Physical Education, Recreation and Dance* 2002;73(3):229-37.
11. **Willson J, Torry MR, Decker MJ, Kernozek T, Steadman JR.** Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics. *Med Sci Sports Exerc* 2001;33(1):142-7.
12. **Challis JH.** The variability in running gait caused by force plate targeting. *J Appl Biomech* 2001;17:77-83.
13. **Komi PV, Follhofer A, Schmidtbleicher D, Frick U.** Interaction between man and shoe in running: consideration for a more comprehensive measurement approach. *Int J Sports Med* 1987;8(3):196-202.
14. **Kram R, Powell J.** A treadmill-mounted force platform. *J Appl Physiol* 1989;67(4):1692-8.
15. **Munro CE, Miller DI, Fuglevand AJ.** Ground reaction forces in running: a reexamination. *J Biomech* 1985;20(2):147-55.
16. **White SC, Gilchrist LA, Christina KA.** Within-day accommodation effects on vertical reaction forces for treadmill running. *J Appl Biomech* 2002;18:74-82.
17. **Young WB, James R, Montgomery I.** Is muscle power related to running speed with changes of direction?. *J Sports Med Phys fitness* 2002;42:282-8.
18. **Bauer JJ, Fuchs RK, Smith GA, Snow CM.** Quantifying force magnitude and loading rate from drop landings that induce osteogenesis. *J Appl Biomech* 2001;17(2):142-52.
19. **Dufek J, Bates BT.** The evaluation and prediction of impact forces during landings. *Med Sci Sports Exerc* 1990;22(3):370-7.
20. **Hargrave MD, Carcia CR, Gansneder BM, Shultz SJ.** Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. *Journal of Athletic Training* 2003;38(1):18-23.
21. **Seegmiller JG, McCaw ST.** Ground Reaction forces among gymnasts and recreational athletes in drop landings. *Journal of Athletic Training* 2003;38(4):311-4.
22. **Zhang SN, Bates BT, Dufek JS.** Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32(4):812-9.
23. **Esparza F.** *Manual de cineantropometría*. Pamplona. FEMEDE, 1993.
24. **Viladot A.** *Quince lecciones sobre patología del pie*, 1ª Edición. Barcelona. Toray, 1989;241-4.
25. **Hernández, R.** *Morfología funcional deportiva*. Información Servei de docencia e investigació. V. II. Secretaria General de L'esport. 1990.
26. **Plas F, Viel E, Blanc Y.** *La marcha humana*. Masson. Barcelona, 1984.
27. **Redfern M, Cham R, Gielo-perczak K, Grøe R, Hirvonen M, Lanshammar H, et al.** Biomechanics of slips. *Ergonomics* 2001;44(13):1138-66.
28. **Grampp H, Willson J, Kernozek T.** The plantar loading variations to uphill and downhill gradients during treadmill walking. *Foot Ankle Int* 2000;21(3):227-31.