

ANÁLISIS BIOMECÁNICO DEL APOYO PLANTAR EN LA MARCHA ATLÉTICA. RELACIÓN ENTRE LA HUELLA PLANTAR, ÁNGULOS DE LA ARTICULACIÓN SUBASTRAGALINA Y PRESIONES PLANTARES

Elvira, J.L.L.¹; Vera-García, F.J.¹; Meana, M.²; García, J.A.²

1. Área de Educación Física y Deportiva. Universidad Miguel Hernández de Elche.

2. Departamento de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Universidad Católica San Antonio de Murcia.

RESUMEN

Los objetivos fueron describir el comportamiento de la articulación subastragalina y el pie en la marcha atlética y buscar correlaciones entre estos y la huella plantar. Participaron 12 marchadores. Se calculó el índice del arco sobre sus huellas plantares. Se registraron presiones plantares y se aplicó fotogrametría 3D durante un apoyo mientras marchaban a velocidad individual de competición. Se calcularon las presiones máximas en cada región del pie y los valores máximos y mínimos de los tres ángulos que describen la articulación subastragalina.

La máxima pronación ha mostrado ser mayor que la descrita en la marcha común y similar a la de la carrera (-13.6±3.9°). Al inicio del apoyo, la articulación subastragalina se encuentra entre la marcha y la carrera, sugiriendo un ajuste en su mecanismo amortiguador según el tipo de locomoción. La zona que registra mayores presiones es el retropié externo (21.02 kPa/kg) y seguida la zona del antepié interno (13.12 kPa/kg), a diferencia de la carrera, que presenta presiones máximas similares. Los sujetos con pies más planos tienden a apoyar con la cara interna del pie ($r=-0.713$) y con la pierna inclinada medialmente ($r=0.874$). Asimismo, los marchadores con pies más cavos registran mayores presiones en la parte externa del retropié y, mientras que los más planos lo hacen en la parte interna del mediopié.

Palabras Claves: Biomecánica, marcha atlética, huella plantar, articulación subastragalina, presiones plantares.

ABSTRACT

The aims were to describe the behavior of the subtalar joint and foot in the race walk, and seek for correlations between them and the footprint. 12 race walkers participated in the study. The arch index was calculated on their footprints. Plantar pressures were measured and 3D photogrammetry used on a single support while they race walked at their own competitive speed. Maximum pressures were calculated in each region of the foot and also the maximum and minimum values of the three angles that describe the subtalar joint.

The maximum pronation was higher than that described in the walking gait and similar to that of the running gait (-13.6 ± 3.9°). In the beginning of the support the subtalar joint was between the walking and the running gaits. This suggests that the cushioning mechanism of this joint is adjusted according to the type of locomotion. The region of the foot that registered higher pressures was the external rearfoot (21.02 kPa/kg) followed by the internal forefoot (13.12 kPa/kg), showing a different behaviour to that of the running gait, in which both present similar maximum pressures. The subjects with lower arches tended to support with the internal face of the foot ($r=-0.713$) and with the leg inclined medially ($r=0.874$). Likewise, the racewalkers with higher arches registered higher pressures in the external part of the rearfoot, whereas the lowest ones did it in the internal part of the midfoot.

Key words: Biomechanics, race walk, footprint, subtalar joint, plantar pressure.

Correspondencia:

Dr. José Luis López Elvira.

Facultad de Ciencias Sociales y Jurídicas de Elche.

Edificio Torrevaillo. Avda. de la Universidad, S/N. 03202 ELCHE

jose.lopeze@umh.es

Fecha de recepción: 16/01/2008

Fecha de aceptación: 29/02/2008

INTRODUCCIÓN

La marcha atlética es una forma de locomoción con unas características biomecánicas peculiares, a caballo entre la marcha común y la carrera. Como en la carrera, el objetivo es desplazar el cuerpo a la mayor velocidad posible, pero por otra parte, el reglamento impone unas restricciones que hacen que mantenga características similares a las de la marcha común, como la ausencia de fase de vuelo. Estas restricciones junto con la búsqueda de velocidad hacen que el patrón de marcha visto externamente parezca incómodo, forzado y antinatural (Cairns, Burdett, Pisciotta, & Simon, 1986). En la búsqueda de incrementar la longitud de zancada, los marchadores realizan una mayor flexión dorsal del tobillo en el instante del contacto del pie, mayor flexión plantar en el despegue y la rodilla mantiene una posición de hiperextensión durante el apoyo, cuyo efecto de elevación del centro de gravedad tiene que ser compensado con una inclinación lateral de la pelvis (Cairns et al., 1986).

Comparada con otras formas de locomoción, como la marcha y la carrera, la marcha atlética no ha sido estudiada con mucha profundidad en el ámbito científico. Se han publicado trabajos en los que se analiza desde distintas perspectivas. López et al. (2006) estudiaron las respuestas y adaptaciones que produce la práctica de la marcha atlética sobre la huella plantar en una sesión de entrenamiento y a lo largo de una temporada. Cairns et al. (1986) realizaron un estudio cinemático y cinético de las extremidades inferiores, comparando la marcha atlética a dos velocidades distintas con la marcha común y la carrera. White y Winter (1985) estudiaron la producción de potencia y determinaron que la principal fuente de propulsión en la marcha atlética proviene de los flexores plantares del tobillo, seguida de los músculos de la cadera. En cambio, los músculos del cuádriceps no actúan absorbiendo energía como sucede en la marcha común y en la carrera. Previamente, Cavagna y Franzetti (1981) habían determinado que, a altas velocidades, la marcha atlética era una forma de locomoción más eficiente que la marcha común. Por otro lado, Marchetti et al. (1982) encontraron que la carrera era más eficiente que la marcha atlética a velocidades similares. También se ha estudiado la transferencia de energía mecánica entre articulaciones, determinando que la articulación de la cadera juega un papel muy importante en este aspecto (Hoga, Ae, Enomoto, & Fujii, 2003). Otros estudios se han centrado en el consumo energético metabólico. Por ejemplo, Fougeron et al. (1998) concluyeron que el consumo energético en la marcha atlética era mayor que el de corredores de maratón. También se ha determinado que el consumo energético es mayor a medida que el tiempo de marcha se incrementa (Brisswalter, Fougeron, & Legros, 1996) pero aún así la variabilidad de la técnica no se modifica (Brisswalter, Fougeron, & Legros,

1998). Por último, existen trabajos centrados en el estudio de las lesiones. Francis et al. (1998) constataron que la marcha atlética es una actividad tan segura como comúnmente se cree. La mayoría de lesiones se parecen a las de los corredores de larga distancia. Sin embargo, mientras que en corredores existe una mayor incidencia de lesiones en la rodilla, en la marcha atlética se reparten por igual entre la rodilla y el pie.

Por otra parte, no se han encontrado estudios que se centren en la cinemática de la articulación subastragalina ni en las presiones plantares en la marcha atlética. El estudio de la función dinámica del pie en acciones como la marcha y la carrera es un tema frecuentemente analizado en el ámbito científico. Algunos de estos trabajos se han centrado en determinar la relación entre la altura del arco plantar, el ángulo de pronación y las presiones plantares (Nigg, Cole, & Nachbauer, 1993; Hunt, Fahey, & Smith, 2000; Kanatli, Yetkin, & Cila, 2001). Las investigaciones indican que los sujetos con pies más planos presentan una tendencia a producir ángulos de pronación mayores (Williams, McClay, Hamill, & Buchanan, 2001), factor de riesgo en corredores que puede acarrear lesiones en el tren inferior (Bennet, 1988; Clement, Taunton, Smart, & McNicol, 1981; Coplan, 1989; Hinterman & Nigg, 1998). Si bien no se ha encontrado una relación directa entre máxima pronación y aparición de lesiones en la rodilla (B. M. Nigg, Cole, & Nachbauer, 1993), se ha sugerido que un factor importante en la propensión a padecer el síndrome patelofemoral (rodilla del corredor) puede ser el mecanismo de transferencia del movimiento de eversión del tobillo a rotación interna de la tibia (Bennet, 1988; Coplan, 1989; Hinterman & Nigg, 1998; James, Bates, & Osterning, 1978), mecanismo que se ve incrementado en los sujetos con pies cavos (Boozer, Finch, & Waite, 2002; B. M. Nigg et al., 1993; Williams et al., 2001).

También se han estudiado en profundidad las presiones plantares en la marcha y la carrera. Segal et al. (2004) analizaron el efecto de la velocidad de marcha sobre las presiones plantares con el objeto de encontrar una velocidad adecuada para ejercitar a los enfermos de diabetes, y determinaron que las presiones máximas aumentan con la velocidad, pero no por igual en todas las regiones del pie. Mientras que el retropié y el dedo gordo incrementaban las presiones linealmente, en el resto de regiones alcanzaban un nivel a una velocidad intermedia y ya no aumentaban o incluso disminuían. También se ha estudiado el recorrido del centro de presiones en la marcha. El apoyo se inicia por la parte postero-externa del talón, avanza hacia el interior hasta la parte media y va adelante para finalizar desviándose internamente a la altura de los metatarsos hacia el dedo gordo. En la carrera, se ha demostrado que las mayores presiones se producen en el retropié y en el antepié obteniendo

valores muy similares tanto en sujetos calzados y descalzos (Cavanagh et al., 1985) como con distintos tipos de calzado (Hennig & Milani, 1995). Incluso se ha relacionado la altura del arco longitudinal del pie con la presencia de presiones. Los sujetos con pies más cavos, cuando se desplazan descalzos, presentan una tendencia a concentrar las presiones sobre los metatarsos y el calcáneo, aumentando el valor de las presiones máximas (Cavanagh, 1987; H. H. Clarke, 1933; Segesser & Pfürringer, 1989).

El análisis de la huella plantar por el método del fotopodograma es una técnica muy sencilla y útil para estimar la altura del arco plantar longitudinal, con lo que podría ser interesante utilizarla en caso de encontrar relaciones entre la altura del arco y los ángulos máximos de la articulación subastragalina y las presiones máximas.

Dado que no existen trabajos de este tipo relacionados con la marcha atlética, en este estudio nos hemos planteado la necesidad de describir la cinemática y cinética de la articulación subastragalina y el pie en el apoyo en la marcha atlética, y compararla con la marcha común y la carrera. Una vez descrita, pretendemos determinar si existen relaciones con el tipo de pie según la huella plantar a partir de los valores máximos y mínimos de ángulos y presiones.

MÉTODO

Muestra

Participaron doce sujetos marchadores (5 chicos y 7 chicas: edad = 14.5 ± 3.3 años; masa = 52.2 ± 8.2 kg; talla = 165.1 ± 9.8 cm). Todos llevaban más de dos años entrenando, eran de nivel nacional o internacional y no presentaban manifestaciones de dolencia diagnosticada, intervenciones quirúrgicas ni uso de ortesis en los pies que pudieran modificar la forma de la huella plantar ni la dinámica del pie. Todos los participantes, y los padres o tutores cuando estos eran menores de edad, firmaron un informe de consentimiento.

Huellas plantares

En todos los casos se analizó el pie dominante, determinado por el pie preferido para chutar (Hamill, Bates, Knutzen, & Kirkpatric, 1989). Se obtuvieron huellas plantares estáticas en apoyo bipodal por el método del fotopodograma (Aguado, Izquierdo, & González, 1997; Viladot, 1989), consistente en humedecer la planta del pie con líquido revelador fotográfico y apoyar el pie sobre papel de fotografía en blanco y negro. Las huellas plantares se escanearon y se analizaron mediante un programa informático específico diseñado por los autores. Este programa permite aplicar el protocolo de

Cavanagh y Rodgers (1987), con el que se obtiene el índice del arco (IA) a partir de la medición del área del antepié, mediopié y retropié, excluyendo los dedos (figura 1).

Escogimos el protocolo de Cavanagh y Rodgers porque ha demostrado buenas correlaciones con la altura del arco longitudinal del pie (Kanatli, Yetkin, & Cila, 2001; McCrory, Young, Boulton, & Cavanagh, 1997; Menz & Munteanu, 2005; Shiang, Lee, Lee, & Chui, 1998). Además, al contrario que otros índices, el IA permite analizar huellas de pies cavos extremos (Chu, Lee, Chu, Wang, & Lee, 1995).

Se calculó la fiabilidad de la obtención de la huella comparando el análisis de dos huellas consecutivas en 20 sujetos (ICC = 0.96). Se calculó también la fiabilidad intra-observador (ICC = 0.99) y la fiabilidad inter-observador comparando el análisis de dos investigadores (ICC = 0.98).

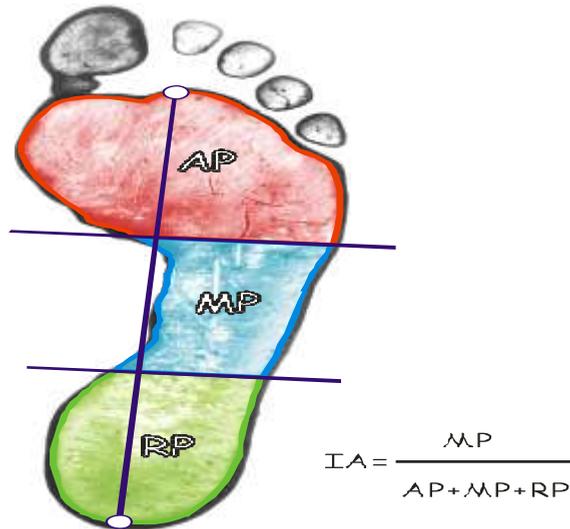


FIGURA 1. Protocolo de cálculo del índice del arco (IA) descrito por Cavanagh y Rodgers (1987). AP- Antepié; MP- Mediapié; RP- Retropié. Un valor menor en el índice representa un pie más cavo.

Análisis cinemático

Se realizó un estudio fotogramétrico 3D con dos cámaras de vídeo sincronizadas, colocadas formando un ángulo próximo a 90° (

figura 2), con el que se reducen los errores de reconstrucción espacial (Barton & Barton, 1992; Challis & Kerwin, 1992). Las imágenes se obtuvieron con un tiempo de obturación de 1/500 s y una frecuencia de grabación de 50

Hz, utilizada en estudios anteriores para analizar la marcha atlética (Hoga et al., 2003; White & Winter, 1985). Como marco de calibración se empleó un objeto de 0.305x0.705x0.760 m. Sus dimensiones cumplen con la necesidad de abarcar el espacio en el que se desarrolla la técnica para reducir el error del algoritmo de reconstrucción espacial (Challis & Kerwin, 1992; Gazzani, 1993; Wood & Marshall, 1986).

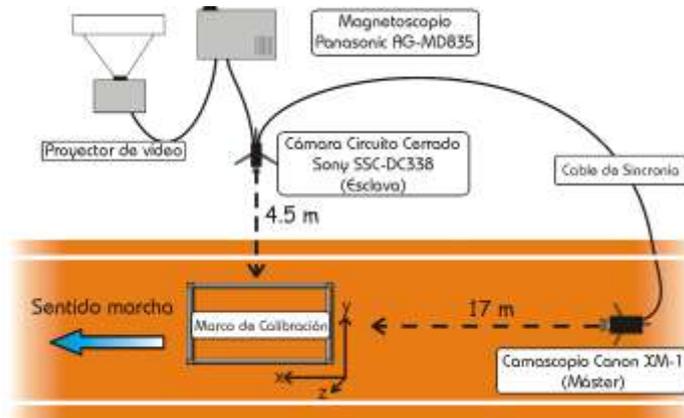


FIGURA 2. Disposición de las cámaras sobre la pista de atletismo para el estudio fotogramétrico (visión cenital)

Tras un calentamiento estandarizado, cada sujeto pasó marchando por la calle correspondiente. Se estableció la salida a 20 m de la zona de grabación, con el fin de asegurar que los atletas tuvieran tiempo suficiente para acelerar y alcanzar su velocidad de crucero. Cada atleta realizó al menos tres intentos, hasta asegurar uno en el que pisara con el pie dominante en la zona de grabación sin producir modificaciones en la técnica ni en la velocidad. Un entrenador de atletismo experimentado en observación de la técnica actuó como experto para decidir si el intento era válido o no, en cuyo caso se volvía a repetir hasta conseguir uno válido.

Los marchadores utilizaron su calzado de entrenamiento habitual para evitar modificaciones de la técnica personal. Todas las zapatillas mostraban similares características en cuanto a la altura de la mediasuela y elementos estabilizadores: mediasuela baja y blanda, misma densidad en la zona interna y externa y sin ningún sistema especial de control del movimiento.

Cada atleta marchó a su velocidad de competición individual, registrada con un par de barreras de fotocélulas colocadas en el espacio de grabación con una separación de 2 m y a la altura de la cintura (Yeadon, Kato, & Kerwin, 1999). La velocidad media de paso fue $3.38 \pm 0.55 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, muy similar a la

obtenida por Cairns et al.(1986) como velocidad de competición ($3.63 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) y la descrita por Murray et al. (1983) como seleccionada por dos marchadores olímpicos (3.25 y $3.44 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$).

Se empleó un modelo mecánico de la extremidad inferior compuesto por cinco puntos: dos en la pierna y tres en el pie (

figura 3). Un investigador experto realizó las digitalizaciones. Se colocaron dos trozos de cinta adhesiva rodeando la pierna de cada atleta en la parte superior e inferior, para facilitar la localización del punto medio transversal del segmento. Los puntos talón alto y talón bajo se localizaron con marcadores externos en la zapatilla. El punto puntera se localizó en la parte más anterior de la zapatilla.

A partir de este modelo se pueden calcular los ángulos que describen el movimiento de la articulación subastragalina: ángulo de la pierna, que indica la inclinación medial o lateral de la pierna; ángulo del tendón de Aquiles, que indica la pronación o supinación de la articulación subastragalina; y ángulo del retropié, que indica el apoyo en el suelo con la parte interna o externa del pie. Para calcular los ángulos se siguió el criterio definido por López-Elvira et al. (2003) (

figura 3b) respecto al plano medio sagital del pie, que ha demostrado no verse contaminado por la flexo-extensión ni por la rotación interna o externa del pie.

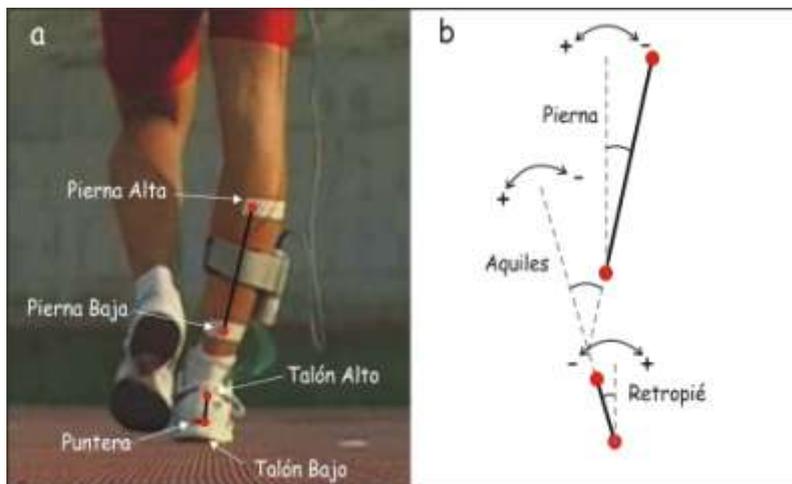


FIGURA 3. Modelo mecánico de la pierna y el pie empleado en el estudio fotogramétrico (a) y criterio de medición de los ángulos de la articulación subastragalina (b). En los tres segmentos el movimiento hacia la pronación se considera negativo y hacia la supinación positivo. Se representa la extremidad derecha

De cada ángulo se registraron los valores máximos y mínimos durante toda la fase de apoyo. El mínimo ángulo de Aquiles (más negativo) representa la máxima pronación, el mínimo ángulo del retropié representa el máximo grado de apoyo interno del pie y el mínimo ángulo de la pierna representa la mayor inclinación lateral de la pierna.

Análisis de las presiones plantares

Simultáneamente a las grabaciones en vídeo, se registraron las presiones plantares por medio de plantillas instrumentadas (Biofoot/IBV) colocadas entre la zapatilla y el pie. Se utilizaron distintos tamaños de plantilla en función de las dimensiones del pie, cada una de las cuales incorpora 64 sensores piezoeléctricos. Se registraron los mapas de presiones a una frecuencia de muestreo de 300 Hz.

Se dividió el pie en dos regiones en el plano frontal (interna y externa) y en tres en el plano sagital (antepié, mediopié y retropié)

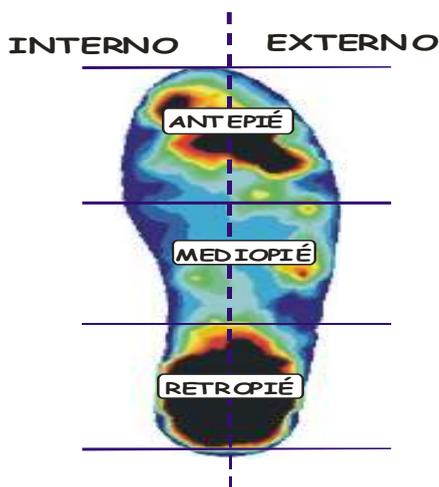


FIGURA 4. División de la planta del pie en zonas para el análisis de las presiones máximas

En cada zona se calcularon las presiones máximas y el lugar donde se producen lateralmente desde el interior del pie hacia fuera, en el antepié, mediopié y retropié. Dado que la presión está influenciada por el peso, para permitir la comparación entre sujetos los valores de presión máxima se normalizaron respecto al peso corporal.

Estadística

Se realizó un análisis estadístico descriptivo de todas las variables registradas. También se calculó el coeficiente de correlación Rho de Spearman para analizar la correlación entre la huella plantar y los valores máximos y mínimos de los ángulos de la articulación subastragalina y las presiones máximas en cada zona del pie. Se fijó el nivel de significación en $P < 0.05$. Todos los cálculos estadísticos se realizaron con el programa SPSS v 13.

RESULTADOS

En la tabla 1 se presenta la estadística descriptiva del IA y de los valores máximos y mínimos de los tres ángulos analizados.

TABLA 1
Estadística descriptiva de la huella plantar estática y los ángulos de la articulación subastragalina durante el apoyo del pie

	IA	MaxAquiles	MinAquiles	MaxRetro	MinRetro	MaxPna	MinPna
Media	0.23	5.1	-13.6	9.1	-8.3	16.8	-12.9
DT	0.04	4.6	3.9	5.6	6.2	12.6	2.8
Max.	0.29	11.8	-5.6	18.9	1.2	36.6	-8.9
Min.	0.13	-1.8	-20.6	1.3	-21.5	-7.6	-16.8

IA = índice del arco; MaxAquiles = máximo valor en el ángulo de Aquiles (máxima supinación); MinAquiles = mínimo valor en el ángulo de Aquiles (máxima pronación); MaxRetro = máximo valor en el ángulo del retropié (máximo apoyo por el lado externo del pie); MinRetro = mínimo valor en el ángulo del retropié (máximo apoyo por el lado interno del pie); MaxPna = máximo valor en el ángulo de la pierna (máxima inclinación medial); MinPna = mínimo valor en el ángulo de la pierna (máxima inclinación lateral).

En la figura 5 se presenta el perfil medio de los 12 marchadores en los ángulos de la articulación subastragalina durante el apoyo.

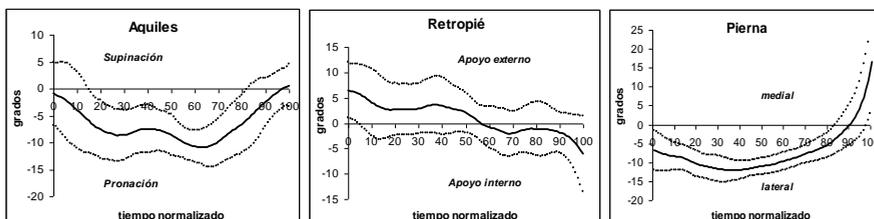


FIGURA 5. Perfiles de los tres ángulos implicados en la articulación subastragalina. Se representa la media y desviación típica punto por punto durante el apoyo del pie.

En la figura 6, se representan las máximas presiones plantares registradas en el apoyo en el plano horizontal y el sagital.

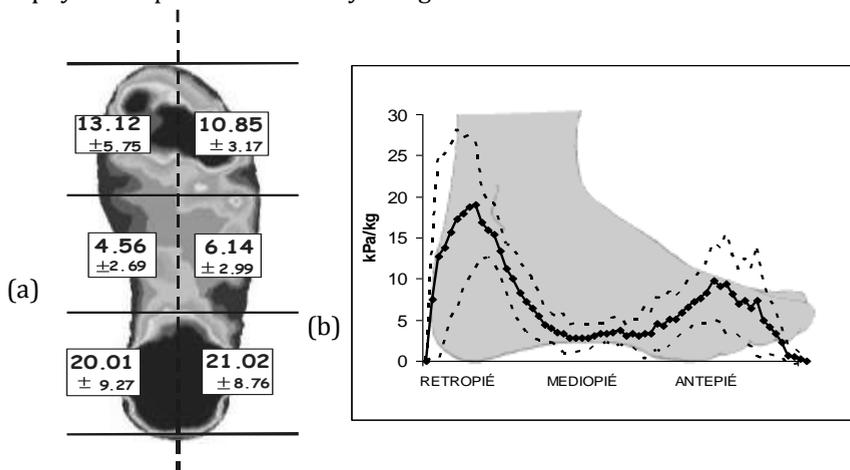


FIGURA 6. (a) Media y desviación típica de las presiones máximas por zonas en el plano horizontal. (b) Valores de presiones máximas en cada zona del pie en el plano sagital. Los valores han sido normalizados respecto al peso corporal y respecto a la longitud del pie

En la figura 7 se observa una representación tridimensional de las presiones máximas durante el apoyo. Al observar la localización de la presión máxima en cada una de las tres áreas del plano sagital, se aprecia que el contacto se inicia en el retropié por la parte postero-externa (presión máxima situada al 57.3% del ancho del pie), en el mediopié la presión máxima se desvía externamente (al 76.7%) y en la fase final del apoyo vuelve a la parte interna (hasta el 47.5%).

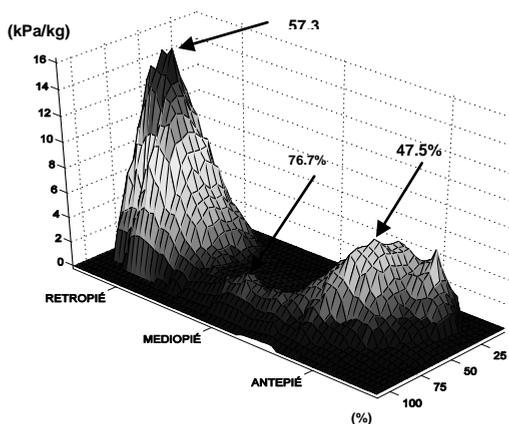


FIGURA 7. Presiones máximas en el pie durante el apoyo (valores normalizados respecto al peso corporal y la longitud del pie). Se indica la distancia, en porcentaje respecto a la parte interna del pie, a la que se produce la máxima presión en el antepié, mediopié y retropié.

En la tabla 1 se exponen las correlaciones entre el IA y los ángulos máximos y mínimos y las presiones máximas por zonas.

TABLA 1
Coeficiente de correlación entre el índice del arco y los ángulos máximos y mínimos y las presiones máximas

	Correlación
MaxAquiles	0.119
MinAquiles	-0.357
MaxRetro	-0.448
MinRetro	-0.713 *
MaxPna	0.874 *
MinPna	0.364
PMRetroInt	-0.154
PMRetroExt	-0.601 *
PMMedInt	0.692 *
PMMedExt	0.182
PMAntInt	-0.210
PMAntExt	-0.014

Retro = retropié; Pna = pierna; Med = mediopié; Ant = antepié;
Int = interno; Ext = externo; PM = presión máxima. * P < 0.05.

DISCUSIÓN

El propósito de este trabajo era realizar una descripción de la cinemática y cinética de la articulación subastragalina y el pie durante el apoyo en la marcha atlética y buscar correlaciones entre éstas y la huella plantar de los marchadores. Los resultados indican que los marchadores presentan valores del IA de entre 0.13 y 0.29. En un estudio, Cavanagh y Rodgers (1987) aplicaron la metodología del IA a 107 huellas y realizaron una clasificación diferenciando pies con arco alto, normal y plano a partir de los cuartiles 1 y 3 de la distribución (Q1 = 0.21 y Q3 = 0.26). Según esta clasificación, los marchadores que participaron en nuestro estudio entran dentro de las tres categorías. Similares resultados encontraron López et al. (2006) en un grupo de marchadores, aunque aplicando una metodología de análisis de la huella

distinta. Esto sugiere que la marcha atlética no supone un estímulo que produzca una adaptación específica hacia un tipo de pie concreto.

En cuanto a los ángulos, los valores de máxima pronación demuestran ser mayores que los de la marcha común. Pohl et al. (2007) encontraron valores máximos de -7.3° , mientras que en la marcha atlética hemos encontrado valores de $-13.6 \pm 3.9^{\circ}$. Esto se puede explicar por la velocidad de desplazamiento, ya que es una variable que afecta a las fuerzas verticales (Cairns et al., 1986) y éstas al grado de pronación (Pohl et al., 2007). Quizá resulte más interesante comparar la marcha atlética con la carrera, ya que se desarrolla a velocidades similares. En la carrera se ha estudiado ampliamente el mecanismo de la articulación subastragalina en busca de relaciones con la aparición de lesiones, sobre todo en la rodilla. Se han encontrado valores de máxima pronación en torno a -15° (T. E. Clarke, Frederick, & Hamill, 1983; Cheung & Ng, 2007; Heiderscheit, Hamill, & Caldwell, 2000; McClay & Manal, 1998; Milani & Hennig, 2000; Pohl et al., 2007). En la marcha atlética hemos encontrado valores de máxima pronación un poco menores o similares. Desde este punto de vista, no parece haber mayor riesgo de sufrir lesiones de rodilla que en la carrera, y a ello contribuye el hecho de que los picos de fuerza vertical son menores en la marcha atlética (Cairns et al., 1986). Pero por otra parte, se trata de un deporte de larga duración y se ha sugerido que un factor importante en la propensión a padecer el síndrome patelofemoral puede ser el mecanismo de transferencia del movimiento de evasión a rotación interna de la tibia (Bennet, 1988; Coplan, 1989; Hinterman & Nigg, 1998; James et al., 1978), mecanismo que a su vez se ve incrementado en los pies cavos, al menos en la carrera (Boozer et al., 2002; B. M. Nigg et al., 1993; Williams et al., 2001). Aunque en la marcha atlética la presencia de lesiones no es muy elevada, la rodilla es uno de los lugares que más se lesionan (Francis et al., 1998), y esto nos sugiere que la altura del arco plantar podría ser un factor a controlar en los marchadores con grandes volúmenes de entrenamiento.

Los perfiles de los ángulos muestran el comportamiento de la articulación durante el apoyo. Según el ángulo del tendón de Aquiles, se aprecia que el tobillo se encuentra en posición neutra al inicio del apoyo, rápidamente pasa a pronar y al final del apoyo vuelve a colocarse en posición neutra. El ángulo al inicio del apoyo difiere considerablemente del patrón de carrera encontrado en otros estudios, en los que el pie entra en contacto con el suelo en una posición de clara supinación (Cavanagh et al., 1985; Vanegas & Hoshizaki, 1988; VanGheluwe & Madsen, 1997; VanGheluwe, Tielemans, & Roosen, 1995; Williams et al., 2001). Sin embargo, en la marcha común el pie inicia el apoyo del talón ya en posición de pronación y continúa así hasta casi el final del apoyo

(Moseley, Smith, Hunt, & Gant, 1996). Esto sugiere que la marcha atlética se encuentra en una situación intermedia entre la marcha común y la carrera, respecto al mecanismo de amortiguación de la articulación subastragalina. Se podría entender como que este mecanismo, por el que el pie entra en contacto con el suelo en posición de supinación para pasar gradualmente a pronación y así ayudar a mitigar las fuerzas verticales (Perry & LaFortune, 1995), se ajusta en función del nivel del impacto del pie con el suelo, independientemente de la forma de locomoción. En cualquier caso, esta afirmación debería ser contrastada estudiando el mecanismo de la articulación subastragalina con los mismos sujetos a distintas velocidades caminando, marchando y corriendo.

El perfil del ángulo del retropié indica que se inicia el contacto con el suelo con la parte externa, la fase intermedia del apoyo la realiza en apoyo casi plano, y al final en la impulsión tiende a apoyarse con la parte interna del pie. Este patrón difiere del obtenido en la carrera en otros estudios, en los que el pie comienza en apoyo externo, en la parte intermedia se apoya por la cara interna y finaliza la impulsión volviendo a apoyar por la parte externa (B.M. Nigg, 1986). Por último, el ángulo de la pierna inicia el apoyo con inclinación lateral que se va acentuando hasta la mitad del apoyo y al finalizar, en la impulsión, pasa a inclinación medial. El ángulo del retropié y de la pierna coinciden en su inclinación medial al finalizar el apoyo. Dado que el marchador no se desplaza lateralmente sino que se impulsa en el plano sagital, es seguro que esa inclinación medial se produzca simultáneamente con una rotación externa del pie, en lo que parece un mecanismo de impulsión peculiar de la marcha atlética en busca de una mayor amplitud de zancada.

Respecto a las presiones, se pueden comparar con las producidas durante la carrera. En un estudio realizado en corredores con distintos tipos de calzado (Hennig & Milani, 1995) y en otro con corredores calzados y descalzos (Cavanagh et al., 1985) a una velocidad similar a la de los marchadores de nuestro estudio ($3.3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y $3.81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ respectivamente), encontraron que las presiones máximas en el antepié eran muy parecidas a las registradas en el retropié. Sin embargo en la marcha atlética, como se observa en la gráfica 6b, las presiones máximas del retropié son muy superiores a las del antepié, llegando a ser casi el doble. Esto se explica por las dos imposiciones reglamentarias que caracterizan a la marcha atlética: mantener la rodilla extendida cuando el cuerpo pasa por encima del pie y permanecer siempre con un pie en contacto con el suelo. Todo ello, junto con la necesidad de desplazarse a gran velocidad, hace que el impacto del talón al inicio del apoyo sea elevado, buscando el impulso horizontal desde el inicio del contacto. En la fase de impulsión, mientras que en la carrera se da la necesidad de crear impulso

vertical, lo que hace incrementar las presiones en el antepié, en la marcha no es necesario puesto que continuamente un pie debe estar en contacto con el suelo, y la impulsión del antepié de un lado casi coincide con el inicio del apoyo del retropié del otro, permitiendo una transmisión fluida de la energía de una extremidad inferior a la otra (White & Winter, 1985).

También podemos comparar los resultados obtenidos con otros estudios sobre marcha común. Respecto a la relación entre la velocidad de desplazamiento y las presiones máximas, en un estudio con personas caminando a distintas velocidades (Segal et al., 2004), se constató que el aumento de velocidad (de 0.75 a 2.00 m·s⁻¹) afectaba de manera diferente a las distintas regiones del pie. El talón y el primer metatarsiano era donde se encontraban las mayores presiones y éstas aumentaban linealmente con la velocidad. En nuestro estudio la velocidad media de desplazamiento fue de 3.50 m·s⁻¹, lo que supone un grado más de velocidad respecto al estudio citado anteriormente. Si asumimos que el patrón de apoyo del pie mantiene características similares, podemos considerar que es un escalón más en cuanto a la velocidad de desplazamiento. Las presiones mantienen el mismo comportamiento, con una mayor presión en el retropié seguido del antepié, lo que indica la misma progresión en la tendencia descrita por Segal et al. (2004). Esto confirma que el aumento de velocidad de desplazamiento tiene una relación directa con el aumento de las presiones plantares, en progresión desde la marcha común hacia la marcha atlética según se incrementa la velocidad.

Respecto a la distribución de las presiones en el plano frontal, las mayores presiones se producen en la parte externa, concretamente en la zona del retropié. En la carrera también son superiores las presiones en la parte externa del retropié (Hennig & Milani, 1995), si bien en la marcha atlética la diferencia con respecto a la parte interna es mínima. En la figura 7 se aprecia que las presiones máximas se distribuyen en la zona central del retropié, sólo un poco desplazadas hacia la parte externa (57.3% del ancho del pie). A medida que se adelanta el peso del cuerpo, las presiones máximas se desplazan hacia la zona externa del mediopié (76.7%) y terminan volviendo hacia el interior, con una presión máxima en el antepié al 47.5% del ancho del pie para terminar saliendo por el dedo gordo. Esto supone un comportamiento similar al descrito en otros trabajos respecto al recorrido del centro de presiones en la marcha común (Nurse & Nigg, 2001).

En cuanto al estudio de las correlaciones del IA con el resto de variables, no se ha encontrado correlación con la máxima pronación (mínimo ángulo del tendón de Aquiles -0.357), igual que ocurría en otros estudios con la carrera (Hamill et al., 1989; B. M. Nigg et al., 1993). En cambio, sí se manifiesta una

correlación con la máxima inclinación interna del pie (-0.713; $P < 0.01$) y de la pierna (0.874; $P < 0.01$). Se observa una tendencia a pisar con la parte interna del pie y con la pierna inclinada medialmente en los sujetos con pies más planos. Sería interesante investigar en el futuro si la forma de pisar del pie (parte interna o externa) tiene influencia en la aparición de distintos tipos de lesión.

Respecto a las presiones máximas, únicamente se han encontrado dos correlaciones significativas, aunque muy bajas. Nos indican, por una parte, que los sujetos con pies más cavos presentan mayores presiones en la zona externa del retropié, y por otra, que los sujetos con los pies más planos realizan más presión en la parte interna del mediopié. Esto último está relacionado con el mínimo ángulo del retropié, que ya se ha visto que indicaba que los sujetos con pies más planos realizan un apoyo más pronunciado por la parte interna.

CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos en el estudio nos permiten extraer las siguientes conclusiones:

- La marcha atlética no parece suponer un estímulo que condicione el tipo de pie según la altura del arco longitudinal.
- La máxima pronación en la marcha atlética es mayor que la de la marcha común y similar a la de la carrera a velocidades semejantes. Dado que la marcha atlética es un deporte de larga duración y que se ha relacionado la altura del arco con la transmisión de pronación a rotación interna de la tibia y ésta con la aparición de lesiones, sería interesante controlar la altura del arco longitudinal en los marchadores.
- En el inicio del apoyo, el ángulo del tendón de Aquiles permanece en posición neutra, situación intermedia entre la marcha común y la carrera. Parece que el incremento de las fuerzas verticales asociado a la velocidad y tipo de locomoción ajusta el mecanismo amortiguador de la articulación subastragalina incrementando el ángulo al inicio del apoyo.
- La zona que registra mayores presiones máximas es el retropié, que soporta casi el doble de la zona que le sigue, que es el antepié.
- El tipo de pie presenta correlación moderada-alta con el mínimo ángulo del retropié y de la pierna. Los sujetos con los pies más planos tienden a mantener un apoyo más pronunciado con la cara interna del pie y con la pierna inclinada medialmente. Las correlaciones encontradas con las presiones máximas son moderadas, indicando que los sujetos con pies más cavos registran mayores presiones en la parte externa del retropié,

mientras que los sujetos con pies más planos mantienen una presión mayor en la parte interna del mediopié.

REFERENCIAS

- AGUADO, X., IZQUIERDO, M., & GONZÁLEZ, J. L. (1997). *Biomecánica fuera y dentro del laboratorio*. León: Universidad de León.
- BARTON, J., & BARTON, G. (1992, June). *3D video digitizing and motion analysis*. Paper presented at the 10th Symposium of the International Society of Biomechanics in Sports, Milan, Italy.
- BENNET, P. J. (1988). A randomized clinical assessment of foot pronation and its relationship to patello-femoral syndrome. *Australian Podiatrist*, *22*, 6-12.
- BOOZER, M. H., FINCH, A., & WAITE, L. R. (2002). Investigation of the relationship between arch height and maximum pronation angle during running. *Biomed Sci Instrum*, *38*, 203-207.
- BRISSWALTER, J., FOUGERON, B., & LEGROS, P. (1996). Effect of three hours race walk on energy cost, cardiorespiratory parameters and stride duration in elite race walkers. *International Journal of Sports Medicine*, *17*(3), 182-186.
- BRISSWALTER, J., FOUGERON, B., & LEGROS, P. (1998). Variability in energy cost and walking gait during race walking in competitive race walkers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *30*(9), 1451-1455.
- CAIRNS, M. A., BURDETT, R. G., PISCIOTTA, J. C., & SIMON, S. R. (1986). A biomechanical analysis of racewalking gait. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *18*(4), 446-453.
- CAVAGNA, G. A., & FRANZETTI, P. (1981). Mechanics of competition walking. *Journal of Physiology*, *315*, 243-251.
- CAVANAGH, P. R. (1987). The biomechanics of lower extremity action in distance running. *Foot Ankle*, *7*(4), 197-217.
- CAVANAGH, P. R., ANDREW, G. C., KRAM, R., RODGERS, M. M., SANDERSON, D. J., & HENNIG, E. M. (1985). An approach to biomechanical profiling of elite distance runners. *International Journal of Sport Biomechanics*, *1*, 36-62.
- CAVANAGH, P. R., & RODGERS, M. M. (1987). The arch index: a useful measure from footprints. *Journal of Biomechanics*, *20*(5), 547-551.
- CLARKE, H. H. (1933). An objective method of measuring the height of the longitudinal arch in foot examinations. *Research Quarterly*, *4*, 99-107.
- CLARKE, T. E., FREDERICK, E. C., & HAMILL, C. L. (1983). The Effects of Shoe Design Parameters on Rearfoot Control in Running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *15*(5), 376-381.
- CLEMENT, D. B., TAUNTON, J. E., SMART, G. W., & MCNICOL, K. L. (1981). A Survey of Overuse Running Injuries. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *13*(2), 83-83.
- COPLAN, J. A. (1989). Rotational motion of the knee: a comparison of normal and pronating subjects. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *10*, 366-372.
- CHALLIS, J. H., & KERWIN, D. G. (1992). Accuracy assessment and control point configuration when using the DLT for photogrammetry. *Journal of Biomechanics*, *25*(9), 1053-1058.

- CHEUNG, R. T. H., & NG, G. Y. F. (2007). Efficacy of motion control shoes for reducing excessive rearfoot motion in fatigued runners. *Physical Therapy in Sport*, 8(2), 75-81.
- CHU, W. C., LEE, S. H., CHU, W., WANG, T. J., & LEE, M. C. (1995). The use of arch index to characterize arch height: a digital image processing approach. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 42(11), 1088-1093.
- ELVIRA, J. L. L., MEANA, M., VERA-GARCIA, F. J., & GARCÍA, J. A. (2006). Respuestas, adaptaciones y simetría de la huella plantar producidas por la práctica de la marcha atlética. *Cultura, Ciencia y Deporte*, 2(4), 21-26.
- FOUGERON, B., BRISSWALTER, J., GOUBAULT, C., & LEGROS, P. (1998). The variation in energy cost of race walking during treadmill walking at various speeds. *Science & Sports*, 13(2), 87-89.
- FRANCIS, P. R., RICHMAN, N. M., & PATTERSON, P. (1998). Injuries in the sport of racewalking. *Journal of Athletic Training*, 33(2), 122-129.
- GAZZANI, F. (1993). Comparative assessment of two algorithms for calibrating stereophotogrammetric systems. *Journal of Biomechanics*, 26(12), 1449-1454.
- HAMILL, J., BATES, B. T., KNUTZEN, K. M., & KIRKPATRIC, G. M. (1989). Relationship between selected static and dynamic lower extremity measures. *Clinical Biomechanics*, 9, 145-149.
- HEIDERSCHEIT, B. C., HAMILL, J., & CALDWELL, G. E. (2000). Influence of Q-angle on lower-extremity running kinematics. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 30(5), 271-278.
- HENNIG, E. M., & MILANI, T. L. (1995). In-shoe pressure distribution for running in various types of footwear. *Journal of Applied Biomechanics*, 11, 299-310.
- HINTERMAN, B., & NIGG, B. M. (1998). Pronation in runners. Implications for injuries. *Sports Medicine*, 26(3), 169-176.
- HOGA, K., AE, M., ENOMOTO, Y., & FUJII, N. (2003). Mechanical energy flow in the recovery leg of elite race walkers. *Sports Biomechanics*, 2(1), 1-13.
- JAMES, B., BATES, B., & OSTERNING, L. (1978). Injuries in running. *American Journal of Sports Medicine*, 6, 40-50.
- KANATLI, U., YETKIN, H., & CILA, E. (2001). Footprint and radiographic analysis of the foot. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 21, 225-228.
- LÓPEZ-ELVIRA, J. L., VERA-GARCIA, F. J., MEANA, M., & GARCÍA, J. A. (2003). *Criterios metodológicos para la medición de los ángulos de prono-supinación en la articulación subastragalina por medio de técnicas fotogramétricas (Methodological criteria for measuring the subtalar joint pronation and supination with photogrammetry)*. Paper presented at the Proceedings of the II Congreso Mundial de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, Granada, Spain.
- LÓPEZ, J. L., MEANA, M., VERA-GARCIA, F. J., & GARCÍA, J. A. (2006). Respuestas, adaptaciones y simetría de la huella plantar producidas por la práctica de la marcha atlética. *Cultura, Ciencia y Deporte*, 2(4), 21-26.

- MARCHETTI, M., CAPPOZZO, A., FIGURA, F., & FELICI, F. (1982). Race walking versus ambulation and running. In H. Matsui & K. Kobayashi (Eds.), *Biomechanics VIII-B* (pp. 669-675). Champaign, Ill.: Human Kinetics.
- MCCLAY, I., & MANAL, K. (1998). A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. *Clinical Biomechanics*, 13(3), 195-203.
- MCCRORY, J. L., YOUNG, M. J., BOULTON, A. J. M., & CAVANAGH, P. R. (1997). Arch index as a predictor of arch height. *Foot*, 7, 79-81.
- MENZ, H. B., & MUNTEANU, S. E. (2005). Validity of 3 clinical techniques for the measurement of static foot posture in older people. *J Orthop Sports Phys Ther*, 35(8), 479-486.
- MILANI, T. L., & HENNIG, E. M. (2000). Measurements of rearfoot motion during running. *Sportverl Sportschad*, 14(115-120).
- MOSELEY, L., SMITH, R., HUNT, A., & GANT, R. (1996). Three-dimensional kinematics of the rearfoot during the stance phase of walking in normal young adult males. *Clinical Biomechanics*, 11(1), 39-45.
- MURRAY, M. P., GUTEN, G. N., MOLLINGER, L. A., & GARDNER, G. M. (1983). Kinematic and Electromyographic Patterns of Olympic Race Walkers. *American Journal of Sports Medicine*, 11(2), 68-74.
- NIGG, B. M. (1986). *Biomechanics of running shoes*. Champaign, Ill.: Human Kinetics.
- NIGG, B. M., COLE, G. K., & NACHBAUER, W. (1993). Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. *Journal of Biomechanics*, 26(8), 909-916.
- NURSE, M. A., & NIGG, B. M. (2001). The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. *Clinical Biomechanics*, 16(9), 719-727.
- PERRY, S. D., & LAFORTUNE, M. A. (1995). Influences of inversion/eversion of the foot upon impact loading during locomotion. *Clinical Biomechanics*, 10(5), 253-257.
- POHL, M. B., MESSENGER, N., & BUCKLEY, J. G. (2007). Forefoot, rearfoot and shank coupling: effect of variations in speed and mode of gait. *Gait Posture*, 25(2), 295-302.
- SEGAL, A., ROHR, E., ORENDURFF, M., SHOFER, J., O'BRIEN, M., & SANGEORZAN, B. (2004). The effect of walking speed on peak plantar pressure. *Foot & Ankle International*, 25(12), 926-933.
- SEGESSER, B., & PFÖRRINGER, W. (1989). *The shoe in sport*. Chicago: Yearbook.
- SHIANG, T. Y., LEE, S. H., LEE, S. J., & CHUI, W. C. (1998). Evaluating different footprint parameters as a predictor of arch height. *Ieee Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 17(6), 62-66.
- VANEGAS, J., & HOSHIZAKI, B. (1988). Evaluation of Rearfoot Asymmetries in Running With Worn and New Running Shoes. *International Journal of Sport Biomechanics*, 4, 220-230.
- VANGHELUWE, B., & MADSEN, C. (1997). Frontal rearfoot kinematics in running prior to volitional exhaustion. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 66-75.
- VANGHELUWE, B., TIELEMANS, R., & ROOSEN, P. (1995). The Influence of Heel Counter Rigidity on Rearfoot Motion During Running. *Journal of Applied Biomechanics*, 11(1), 47-67.
- VILADOT, A. (1989). *Quince lecciones sobre patología del pie*. Barcelona: Toray.

- WHITE, S. C., & WINTER, D. A. (1985). Mechanical power analysis of the lower limb musculature in race walking. *Journal of Applied Biomechanics*, 1, 15-24.
- WILLIAMS, D. S., MCCLAY, I. S., HAMILL, J., & BUCHANAN, T. S. (2001). Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(2), 153-163.
- WOOD, G. A., & MARSHALL, R. N. (1986). The accuracy of DLT extrapolation in three-dimensional film analysis. *Journal of Biomechanics*, 19(9), 781-785.
- YEADON, M. R., KATO, T., & KERWIN, D. G. (1999). Measuring running speed using photocells. *Journal of Sports Sciences*, 17(3), 249-257.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo forma parte del proyecto de investigación titulado “Análisis cinemático y cinético de la marcha atlética” (PMAFI-PI-03/1C/02), subvencionado por la Universidad Católica San Antonio de Murcia.

Agradecemos la participación de los atletas de los clubes C.A. Cartagena y Club Athleo de Cieza.