

ORIGINAL

Relación entre la postura del pie y la cinemática de la carrera: estudio piloto



Óscar Hernández-Gervilla^{a,*}, Carles Escalona-Marfil^a y Francisco Corbi^b

^a *Facultat de Ciències de la Salut de Manresa- Universitat de Vic/Universitat Central de Catalunya, Manresa, España*

^b *Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya, Centre de Lleida, Universitat de Lleida (UDL), Lleida, España*

Recibido el 4 de diciembre de 2015; aceptado el 2 de marzo de 2016

Disponible en Internet el 20 de mayo de 2016

PALABRAS CLAVE

Carrera;
Cinemática;
Pie;
Tiempo de apoyo;
Índice de postura del pie

Resumen

Introducción: A partir del estudio de las variables cinemáticas relacionadas con la carrera podemos obtener información útil que nos permita optimizar el rendimiento y prevenir las lesiones. Parece existir cierto grado de interrelación entre algunas de estas variables y el tipo de pie. Entre las diversas metodologías para la clasificación estática del pie destaca por su simplicidad el índice de postura del pie.

Objetivos: El objetivo principal de este estudio es analizar la relación existente entre el índice de postura del pie y diversos parámetros temporales de la cinemática de la carrera. Los objetivos secundarios son valorar si los km/semana practicados y el índice de masa corporal influyen sobre estos parámetros.

Material y métodos: Estudio piloto sobre 25 sujetos (15 hombres y 10 mujeres) (edad $28 \pm 9,1$ años; peso $67 \pm 13,3$ kg; altura $1,69 \pm 0,08$ m; IMC $23,2 \pm 3,2$ kg/m²) en el que se analizaron el índice de postura del pie, el kilometraje semanal de entrenamiento, su índice de masa corporal y parámetros relacionados con la cinemática de la carrera (tiempo de apoyo, tiempo de vuelo, tiempo de zancada y frecuencia de zancada). Todas las valoraciones fueron realizadas sobre tapiz rodante a una velocidad de 2,43 m/s. Las grabaciones se realizaron con una cámara situada lateralmente y a una frecuencia de 480 Hz. Las variables cinemáticas fueron valoradas con el programa KINOVEA®.

Resultados: De las diferentes variables analizadas solo el tiempo de vuelo ($t=2,689$; $p=0,013$) y la frecuencia de zancada ($t=-2,249$; $p=0,034$) mostraron diferencias significativas en relación con el volumen semanal de entrenamiento. El resto de variables analizadas no mostraron diferencias significativas ($p < 0,05$).

Conclusiones: Para la muestra analizada el índice de postura del pie no se relaciona de manera significativa con los parámetros cinemáticos de la carrera estudiados. Los resultados de este

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: ohernandez@umanresa.cat (Ó. Hernández-Gervilla).

KEYWORDS

Running;
Kinematics;
Foot;
Contact time;
Foot posture index

estudio sugieren que de las diferentes variables analizadas solo el tiempo de vuelo y la frecuencia de zancada parecen estar influenciadas de forma significativa por el volumen de entrenamiento semanal.

© 2016 Consell Català de l'Esport. Generalitat de Catalunya. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Todos los derechos reservados.

Correlation between foot posture and running kinematics: a pilot study**Abstract**

Introduction: The study of running kinematics provides useful information for optimising performance and to prevent injuries. Some relationship has been found between running kinematics and foot type, but this remains unclear. One method for the static classification of the foot is the foot posture index, which stands out by its simplicity.

Objectives: The main objective of this study is to analyse the relationship between the foot posture index and various kinematic temporal parameters during running. Secondary objectives are to assess whether km/week and body mass index influence these parameters.

Methods: A pilot study was performed by analysing 25 subjects (15 men and 10 women) (age 28 ± 9.1 years; 67 ± 13.3 kg weight, height 1.69 ± 0.08 m; BMI 23.2 ± 3.2 kg/m²). An analysis was made of the foot posture index, kilometres per week, body mass index and temporal kinematics parameters during running were assessed (contact time, flight time, stride time and stride frequency). All measurements were performed on a treadmill at a speed of 2.43 m/s. The recordings were made using a camera at a frequency of 480 Hz. The kinematic variables were analysed with the software, KINOVEA®.

Results: Of the variables analysed, only flight time ($t = 2.689$; $p = .013$) and stride frequency ($t = -2.249$; $p = .034$) showed significant differences related to km per week. Out of the other variables analysed, no significant differences were found ($p < 0.05$).

Conclusions: For the studied sample, the foot posture index is not significantly associated with the kinematic parameters analysed. The results of this study suggest that out of the different variables analysed, only the flight time and stride frequency seem to be significantly influenced by the weekly training volume.

© 2016 Consell Català de l'Esport. Generalitat de Catalunya. Published by Elsevier España, S.L.U. All rights reserved.

Introducción

El pie es una estructura compleja caracterizada por el gran número de tejidos que lo conforman (28 huesos, 33 articulaciones, 112 ligamentos, controlados por 13 músculos extrínsecos y 21 músculos intrínsecos)^{1,2}, por su tamaño reducido (entre 1,3 y 1,5% del peso corporal)³ y por ser la primera y única región de nuestro cuerpo que en numerosos patrones de desplazamiento como la marcha, la carrera o el salto interactúa con el suelo⁴.

Desde una visión estática, diversas metodologías han sido propuestas para su estudio y clasificación: el ángulo de retropie^{5,6}, la altura y ángulo del arco longitudinal del pie^{7,8}, el índice de valgo⁹, la relación entre la altura y la longitud del pie¹⁰ o el análisis de la huella plantar^{7,11}.

Este tipo de valoraciones suelen ser por su simplicidad, altamente reproducibles, fáciles de administrar y de bajo coste, por lo que se han utilizado para estudiar la relación entre el tipo y la forma del pie y diversas patologías¹²⁻¹⁵. Pese a ello, no existe consenso entre la comunidad científica de cuáles son las mejores técnicas para el estudio y la clasificación del pie desde una visión clínica¹⁶.

Por otro lado, algunos autores han intentado relacionar diferentes variables del pie valoradas de forma estática, con las fuerzas ejercidas por este en dinámica: Cavanagh et al.¹⁷ relacionaron distintas variables antropométricas tomadas mediante técnicas radiológicas, con las presiones plantares registradas en el primer dedo y en el talón durante la marcha. De forma similar, McPoil et al.¹⁸ relacionaron múltiples variables estáticas con el área de superficie plantar del retropie, mediopie y antepie, registradas de forma dinámica en sujetos con pies normales y pronados; Hillstrom et al.¹ crearon un modelo de regresión lineal múltiple que a partir de diferentes variables estructurales permitió explicar parte de las modificaciones funcionales sufridas en diferentes variables cinemáticas y cinéticas del pie y Chuckpaiwong et al.¹⁹ observaron una elevada correlación entre el tipo de pie y los picos de fuerza y de presión plantar registrados durante la marcha y la carrera. Todo ello, hace pensar en la existencia de una fuerte interrelación entre las variables estructurales y las funcionales en el pie, hecho que de confirmarse permitiría simplificar y reducir los enormes costes que habitualmente suponen su valoración desde una visión funcional y dinámica.

Ante la gran diversidad de metodologías disponibles para el análisis del pie, Redmond et al.²⁰ propusieron el índice de postura del pie (IPP) –*foot posture index*–, como herramienta de valoración alternativa. El IPP es una metodología destinada a valorar de forma estática la postura general del pie en carga en los tres planos del espacio, mediante la observación y la palpación de seis criterios clínicos^{20,21}. El IPP es un método de valoración científico ampliamente validado²⁰⁻²³, no invasivo, de bajo coste y, aunque es un sistema de medición del pie en estática, se ha observado que correlaciona de forma importante con numerosas variables dinámicas²⁴⁻²⁶. Su objetivo es ser un método de diagnóstico sencillo que sirva para enmarcar las diferentes características de la postura del pie en un único resultado cuantificable, permitiendo así valorar la posición global del pie sin necesidad de utilizar instrumentos de medición de alto coste²⁰⁻²³.

Por su parte, la carrera es una forma de locomoción bípeda utilizada en aquellas actividades físicas y deportivas que requieren un desplazamiento rápido del cuerpo y en la que se alternan dos fases principales: una fase de apoyo monopodal, que transcurre durante aproximadamente el 35-50% del tiempo de duración de una zancada, y una fase de vuelo durante el 50-65% restante²⁷. La duración de cada una de estas fases dependerá de diversos factores entre los que destaca la velocidad de desplazamiento, siendo la duración del apoyo monopodal menor conforme el corredor aumenta su velocidad de desplazamiento²⁷⁻²⁹. Además, el estudio de las variables cinemáticas relacionadas con los tiempos de contacto y de vuelo registrados durante los desplazamientos ha sido considerado como el punto de partida para el análisis de diversos aspectos biológicos o mecánicos de la carrera³⁰, se ha relacionado con el nivel de *stiffness* muscular^{31,32}, el coste energético de la carrera³³ o la aparición de determinadas patologías articulares^{34,35}.

El objetivo del presente estudio fue analizar la relación existente entre el índice de postura del pie y diversas variables cinemáticas relacionadas con la carrera, el índice de masa corporal (IMC) y el volumen semanal de entrenamiento.

Material y métodos

Sujetos

Estudio piloto en el que la muestra de estudio estuvo compuesta por 25 sujetos (15 hombres y 10 mujeres) (edad $28 \pm 9,1$ años; peso $67 \pm 13,3$ kg; altura $1,69 \pm 0,08$ m; IMC $23,2 \pm 3,2$ kg/m²), que practicaban la carrera continua como actividad deportiva de manera más o menos habitual (volumen medio semanal de entrenamiento: $11 \pm 10,8$ km/sem). La muestra fue seleccionada entre los diferentes estudios universitarios impartidos en la Universitat de Manresa (Barcelona, España). Los criterios de exclusión fueron no estar capacitado para correr sobre tapiz rodante durante 2 min a una velocidad de 2,43 m/s, presentar asimetría en el IPP entre ambos pies según el criterio propuesto por Rokkedal-Lausch et al.³⁶, poseer un pie máximamente pronado o máximamente supinado²⁰ y poseer algún tipo de alteración morfofuncional en las extremidades inferiores, tanto congénita como adquirida. Ninguno de los candidatos a participar en este estudio fue rechazado por cumplir

alguno de los criterios de exclusión definidos, ni recibió recompensa económica o en especie por su participación. El estudio experimental se realizó en las instalaciones de la Clínica Universitaria de la Universitat de Manresa (Barcelona, España). Este protocolo fue aceptado por el Comitè d'ètica d'Investigacions Clíniques de l'Administració Esportiva de la Generalitat de Catalunya.

Instrumental

Para la valoración de la talla y del peso se utilizó una báscula PES PERSON modelo 111 (Badalona, España) dotada de tallímetro, que previamente a la realización de las valoraciones fue calibrada siguiendo las indicaciones del fabricante. Los datos obtenidos sirvieron para calcular posteriormente el IMC. Para la captura en vídeo de la carrera, se utilizaron un tapiz rodante (BH modelo Argón 1,38 × 0,51 m) y una cámara de alta velocidad CASIO EXILIM ZR10 situada lateralmente y a una frecuencia de 480 Hz. Todas las valoraciones fueron realizadas sin ningún tipo de inclinación del tapiz y con los sujetos descalzos. Con el fin de garantizar la seguridad de los participantes y detener el tapiz en caso de caída fortuita, se utilizó una pinza de seguridad unida al sistema de parada de urgencia del equipo y a la cintura del sujeto. Todas las grabaciones fueron posteriormente analizadas mediante la aplicación de cronometraje del programa KINOVEA® (versión 0.8.15). Recientemente, Balsalobre-Fernández et al.³⁷ han validado la utilización de este sistema para el cálculo de variables cinemáticas a partir de filmaciones registradas a alta velocidad³⁷. Además, este software ha sido utilizado en diversas investigaciones como metodología para el estudio de la cinemática del gesto deportivo³⁸⁻⁴⁰. Todas las valoraciones fueron realizadas y analizadas por el mismo investigador y se utilizó un segundo investigador para las pruebas de fiabilidad.

La categorización de la postura del pie se realizó mediante el IPP²⁰. La versión utilizada del IPP (FPI-6) consta de seis puntos (fig. 1). Cada uno de ellos presenta valores que van del -2, que corresponde a la postura de máxima supinación, al +2 que corresponde al valor de máxima pronación. La puntuación final obtenida en los seis criterios de valoración se plasma en una tabla resumen. De la suma de todos los valores se obtiene una puntuación final entre -12 y +12. A partir de ese valor se pueden clasificar los diferentes tipos de pie: máximamente supinado (-12 a -5), supinado (-4 a -1), normal (0 a +5), pronado (+6 a +9) y máximamente pronado (+10 a +12)^{21,23}. En este estudio, solo fueron valorados los tres tipos centrales de pie (pronado, supinado y normal), al considerar que la velocidad de carrera a la que eran realizadas las valoraciones, unido al hecho de que estas se registraron con los sujetos descalzos, podría comportar un riesgo demasiado elevado de lesión en los tipos más extremos de pie (máximamente pronado y máximamente supinado).

Protocolo

Previamente al inicio del estudio, se registraron las características antropométricas y los datos personales de cada sujeto. A continuación, cada participante firmó un documento de consentimiento informado y rellenó un

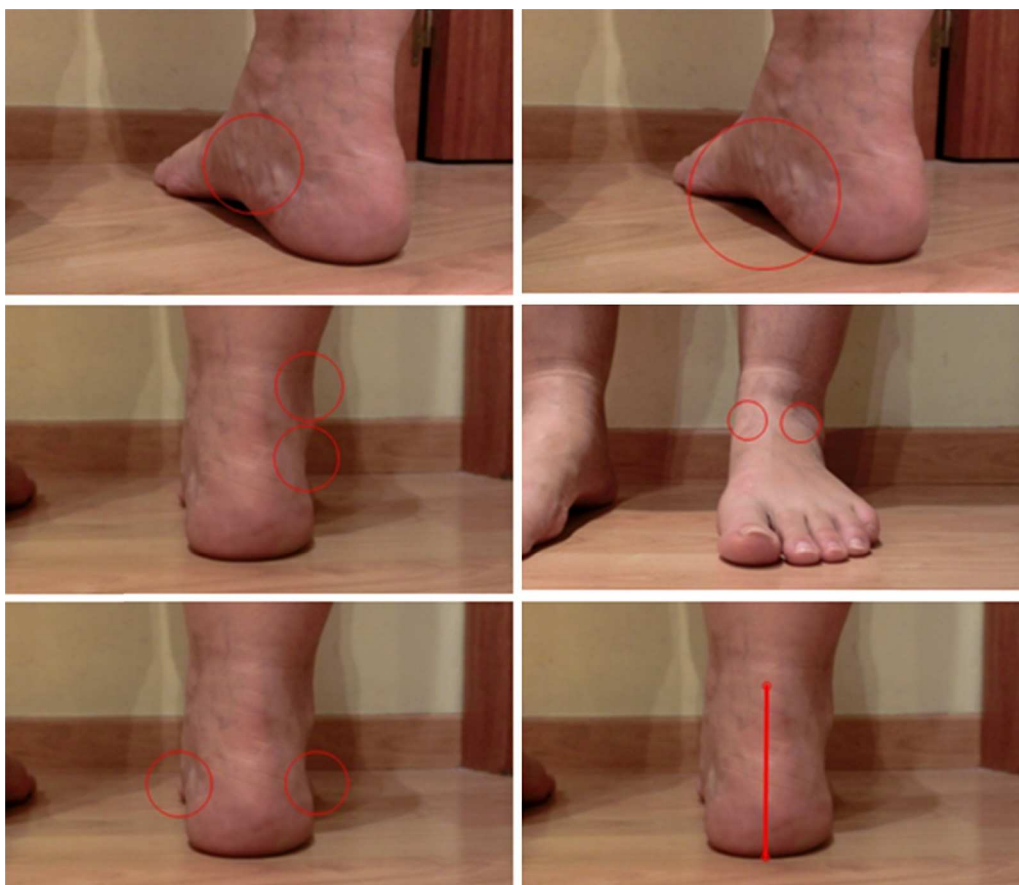


Figura 1 Descripción de los puntos valorados en el IPP (de izquierda a derecha y de arriba abajo): prominencia borde interno, arco lateral interno, curvaturas infra- y supramaleolar, palpación cabeza astrágalo, signo de demasiados dedos y vertical de talón). Fuente: Redmond et al.²⁰ y Abad et al.²¹

cuestionario en el que dejó constancia de los kilómetros semanales recorridos. Seguidamente, se valoró el IPP y se clasificaron los pies en cada una de las tres categorías. Posteriormente, se realizaron las grabaciones de cada sujeto, tomando como referencia la metodología propuesta por Ogueta-Alday et al.⁴¹. Para ello cada participante caminó descalzo a una velocidad de 0,81 m/s durante un minuto y sin haber realizado ningún tipo de ejercicio de calentamiento previo. A continuación, el sujeto corrió descalzo durante un minuto sobre el tapiz rodante a una velocidad de 2,43 m/s. Las grabaciones se realizaron a partir de los 40 segundos de carrera, con la intención de garantizar la adaptación de las variables cinemáticas del sujeto a la velocidad del tapiz. En general, se considera que no existen diferencias importantes en la marcha y la carrera realizada sobre tapiz rodante y sobre el suelo⁴²⁻⁴⁴. Además, se ha constatado que los valores cinemáticos que definen los tiempos de contacto pie-suelo, obtenidos a partir de filmaciones realizadas a sujetos corriendo en tapiz, no difieren de los tomados con plataformas de fuerzas cuando el sujeto corre sobre el propio suelo⁴⁵.

Las variables cinemáticas analizadas en este estudio fueron el tiempo de apoyo del pie, el tiempo de vuelo, el número de zancadas/min, el valor medio para el tiempo de apoyo (TMA), el tiempo de vuelo (TMV), tiempo de zancada (TMZ) y la frecuencia de zancada (FZ).

Análisis de los datos

En primer lugar, se calculó la estadística descriptiva de las diferentes variables estudiadas (media y desviación estándar). Seguidamente, se calculó la fiabilidad intra- e interobservador para la valoración de la postura del pie mediante el cálculo del coeficiente de correlación intraclass. Para ello, un segundo investigador realizó un nuevo análisis del IPP en un 10% de la muestra, mientras que del total de los vídeos registrados, se analizaron de nuevo un 20%. Con el fin de analizar la homogeneidad de las variables estudiadas se aplicaron las pruebas de normalidad (Shapiro-Wilk). Además, en aquellas variables que cumplían las pruebas de normalidad se estudió la homogeneidad de las varianzas mediante la prueba de Levene para grupos. El tratamiento de los datos se realizó con el programa EXCEL, versión 2010. El cálculo estadístico se ha realizado con el paquete informático para el tratamiento estadístico de datos IBM SPSS, versión 21.

Resultados

De la muestra total estudiada (n = 25), el 60% de los sujetos analizados (n = 15) resultó tener un pie normal, el 32% (n = 8) un pie pronado y el 8% (n = 2) un pie supinado. La fiabilidad

Tabla 1 Pruebas de fiabilidad para la observación de los videos

	Intra	Inter
TMA	0,948	0,939
TMV	0,948	0,943
TMZ	1,000	1,000
FZ	1,000	1,000

Tabla 2 Pruebas de normalidad (Shapiro-Wilk) para las variables estudiadas

	S-W	p
TMA	0,980	0,882
TMV	0,976	0,806
TMZ	0,906	0,024*
FZ	0,949	0,241

* p < 0,05.

Tabla 3 Pruebas de igualdad en la varianzas (Levene) para las variables estudiadas (p > 0,05)

	p (IPP)	p (km/sem)	p (IMC)
TMA	0,226	0,382	0,605
TMV	0,072	0,813	0,269
FZ	0,368	0,059	0,611

intraobservador e interobservador para el IPP fue del 100%, mientras que los índices de correlación intraobservador e interobservador pueden ser consultados en la tabla 1.

De las diferentes variables estudiadas, la variable TMZ no mostró una distribución estadísticamente normal, mientras que el resto de variables (TMA, TMV y FZ), sí lo hicieron (tabla 2).

Además, se estudió la homogeneidad de las varianzas para estas variables según los grupos de categoría IPP, kilómetros que corre a la semana y el IMC resultando las diferencias no significativas, por lo que se consideró que los grupos eran homogéneos (tabla 3).

Tabla 4 Valores medios y desviación estándar de los parámetros cinemáticos para el total de la muestra y para los diferentes grupos según el IPP

	(n = 25)	IPP supinado (n = 2)	IPP normal (n = 15)	IPP pronado (n = 8)
TMA (ms)	281,5 ± 17,6	260,5 ± 1,2	279,9 ± 16,5	290,0 ± 17,4
TMV (ms)	78,5 ± 18,8	85,5 ± 6,8	79,7 ± 14,2	74,7 ± 27,9
FZ (zanc/min)	167,4 ± 9,0	173,4 ± 2,8	167,1 ± 7,2	165,4 ± 12,5

Tabla 5 Valores medios y desviación estándar de los parámetros cinemáticos para el total de muestra y para los diferentes grupos según kilómetros que corre a la semana

	Total muestra (n = 25)	Más 10 km/sem (n = 9)	Menos 10 km/sem (n = 16)
TMA (ms)	281,5 ± 17,6	281,3 ± 21,0	281,7 ± 16,9
TMV (ms)	78,5 ± 18,8	90,6 ± 16,4	71,8 ± 17,0
FZ (zanc/min)	167,4 ± 9,0	162,1 ± 11,9	169,9 ± 5,5

En la tabla 4, se puede observar cómo los valores para TMA (p = 0,085), TMV (p = 0,732) y FZ (p = 0,553) varían en función de la categoría IPP, aunque estas diferencias no resultaron ser estadísticamente significativas (ANOVA univariante). Al igual que tampoco resultaron significativas las diferencias encontradas en las diferentes variables cinemáticas estudiadas, al comparar (T-test) las categorías *pie pronado* y *pie supinado*: TMA(p = 0,052), TMV(p = 0,614) y FZ(p = 0,418).

En relación a la variable *kilómetros que corre a la semana*, las diferencias resultaron ser significativas para las variables TMV (t = 2,689; p = 0,013) y FZ (t = -2,249; p = 0,034) (T-test), no así para TMA (p = 0,958) (tabla 5).

Por último, el valor de IMC no presentó diferencias significativas (ANOVA univariante) entre los diferentes grupos para las variables estudiadas: TMA (p = 0,192), TMV (p = 0,762) y FZ (p = 0,671) (tabla 6).

Discusión

Las diferentes variables cinemáticas de la carrera relacionadas con la frecuencia y la amplitud de zancada han sido ampliamente estudiadas, tanto desde la visión del rendimiento deportivo como de la patología articular. Diversos autores han constatado cómo una reducción en la amplitud de la zancada parece tener un efecto positivo en el dolor femoropatelar⁴⁶⁻⁴⁸. Heiderscheit et al.⁴⁷ constataron que al reducir un 10% la amplitud de la zancada durante la carrera disminuía un 34% el trabajo negativo de la articulación femoropatelar y Mercer et al.⁴⁸ observaron cómo al incrementar un 15% la amplitud de zancada se incrementaba un 12% la capacidad de amortiguación, mientras que al disminuir la amplitud un 15%, esta disminuía en un 22%. Además, de forma similar se ha establecido la existencia de una relación directa entre la reducción de la longitud de zancada durante la carrera y la reducción del riesgo de sufrir fracturas de estrés a nivel tibial⁴⁹.

Aunque la relación entre frecuencia y amplitud de zancada podrá verse modificada por diversos factores como la velocidad de desplazamiento, el calzado, las dimensiones corporales, el peso añadido a la extremidad, la superficie,

Tabla 6 Valores medios y desviación estándar de los parámetros cinemáticos para los diferentes grupos según el IMC

	Delgadez (n = 4)	Normal (n = 14)	Sobrepeso (n = 7)
TMA (ms)	267,9 ± 18,4	286,0 ± 14,1	280,5 ± 21,5
TMV (ms)	85,2 ± 7,8	77,3 ± 21,8	77,2 ± 17,9
FV (zanc/min)	170,1 ± 5,4	165,7 ± 10,1	168,1 ± 8,6

Delgadez: <18,5 kg/m²; normal: 18,5-24,99 kg/m²; sobrepeso: >25 kg/m².

la antropometría del sujeto, el grado de preparación, la composición muscular, la fatiga y el historial de lesiones³⁰ parece que cada individuo adopta de forma inconsciente una combinación óptima entre frecuencia y longitud de zancada para cada velocidad de carrera que le permita optimizar el consumo máximo de oxígeno⁵⁰.

Además, todos estos factores estarán directamente relacionados con el nivel de fatiga del deportista. Diversos autores⁵¹⁻⁵³ confirmaron cómo en la carrera, a medida que aumentaba la fatiga, la frecuencia de zancada aumentaba mientras que la amplitud disminuía, lo que propiciaba un aumento en los tiempos de contacto y una disminución en los de vuelo. Así por ejemplo, Saraślanidis et al.⁵⁴ observaron que en una carrera de 400 metros existían diferencias significativas en los tiempos de contacto y de vuelo entre los primeros y los últimos 200 metros, siendo los tiempos de contacto mayores a medida que transcurría la prueba. Todo ello hace que suela considerarse que existe una relación inversamente proporcional entre la amplitud de zancada y el tiempo de contacto del pie con el suelo^{49,55}. Además, se ha observado que la velocidad de desplazamiento influye en la frecuencia de apoyo, y que a su vez esta tiene una influencia directa en la modificación del *stiffness* muscular^{56,57}.

En este estudio, en primer lugar se analizó la posible influencia del tipo de pie (pronado, normal o supinado) sobre diferentes variables cinemáticas de la carrera con la intención de poder localizar y definir más claramente las variables que favorecen el rendimiento durante la carrera a pie y aumentar el conocimiento sobre los factores de riesgo que puedan favorecer la aparición de lesiones. Los resultados obtenidos sugieren que el tipo de pie no es un factor a considerar a la hora de analizar las diferentes variables cinemáticas estudiadas. Aunque Cornwall et al.⁵⁸ constataron la existencia de una estrecha relación entre la postura del pie y su movilidad, y un decremento en la movilidad del pie ha sido relacionada con diversos cambios en su funcionalidad^{10,58}, los resultados de este estudio parecen indicar todo lo contrario. Una posible explicación de estos resultados podría ser el hecho de que en este estudio no fueron analizados los tipos más extremos de pie (máximamente pronado y máximamente supinado). Aunque estos son los tipos de pie en los que se han constatado mayores diferencias en los niveles de movilidad^{22,58}, su evaluación fue descartada para garantizar la seguridad de los participantes, ya que las valoraciones se realizaron con los sujetos corriendo descalzos. Este hecho, unido al tamaño de la muestra analizada podrían ser las causas que hayan comportado que las diferencias encontradas no sean estadísticamente significativas. Sin embargo, sí se observaron diferencias significativas para el TMV y la FZ en función del volumen semanal de entrenamiento. Aunque en este estudio

no se analizaron los niveles de fuerza capaces de generar por los deportistas durante la impulsión, resultaría lógico pensar que aquellos sujetos con un mayor volumen de entrenamiento sean capaces de generar mayores niveles de fuerza durante la fase de impulsión de la carrera fruto de las adaptaciones generadas por el entrenamiento, especialmente si consideramos que la muestra estuvo conformada por deportistas de nivel recreativo. Diversos autores han constatado la existencia de diferencias en la cinemática de carrera y en la capacidad de amortiguar los impactos durante la fase de toma de contacto en función de los niveles de fuerza que el sujeto es capaz de generar^{10,59}, especialmente gracias a una mejora en los patrones de reclutamiento muscular^{60,61}. Además, se han observado incrementos en la economía de carrera fruto de la mejora en el *stiffness* muscular como respuesta adaptativa al entrenamiento, lo que podrían justificar algunos de los cambios sufridos en el patrón de apoyo durante la carrera a pie^{62,63}, constatándose además que la modificación de la posición del centro de masas corporal, como consecuencia de la modificación de la postura corporal adoptada al mejorar el nivel técnico, podrían influir en ciertas variables cinemáticas como la frecuencia de apoyo⁶⁴.

En relación a la masa corporal, los resultados de este estudio sugieren que el IMC no parece tener influencia en las diferentes variables estudiadas. Estos resultados van en la línea de los obtenidos por Taboga et al.⁶⁵, quienes constataron que la capacidad de aprovechamiento de la energía elástica entre sujetos de diferente masa corporal era similar y que el trabajo externo generado y el coste energético de la carrera no se veían influenciados por la masa corporal. Este hecho también ha sido observado en pájaros y mamíferos y parece que es una respuesta adaptativa para la supervivencia en el entorno⁶⁶. Por otro lado, la muestra utilizada en este estudio puede ser considerada desde el estudio de la masa corporal, como una muestra homogénea, ya que las diferencias intersujetos resultaron ser mucho menores a las registradas por otros autores^{66,67}, lo que reduce considerablemente la posibilidad de encontrar diferencias significativas y justifica los resultados contrarios obtenidos por otros autores^{30,68}. Futuros estudios en los que se analicen sujetos con masas corporales muy distintas son necesarios con la intención de poder analizar en profundidad el verdadero efecto de esta variable en los parámetros cinemáticos.

Finalmente, mencionar que una de las limitaciones de este estudio fue el hecho de que solo fueron valoradas variables cinemáticas relacionadas con el apoyo plantar, no siendo consideradas las variaciones angulares en las tres componentes del espacio de las diferentes articulaciones implicadas en el movimiento.

Conclusiones

Para la muestra estudiada no existen diferencias significativas para los parámetros cinemáticos estudiados en relación con el IPP.

Los resultados de este estudio sugieren que de las diferentes variables cinemáticas analizadas durante la carrera solo el tiempo medio de vuelo y la frecuencia de zancada parecen estar influenciadas de forma significativa con el volumen semanal de entrenamiento.

Son necesarios futuros estudios para analizar la interacción existente entre otras variables estructurales y funcionales del pie y su postura en diferentes grupos de población.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

- Hillstrom HJ, Song J, Kraszewski AP, Hafer JF, Mootanah R, Dufour AB, et al. Foot type biomechanics (part 1): Structure and function of the asymptomatic foot. *Gait Posture*. 2013;37:445–51.
- Maslen BA, Ackland TR. Radiographic study of skin displacement errors in the foot and ankle during standing. *Clin Biomech*. 1994;9:291–6.
- Zatsiorsky VM, King DL. An algorithm for determining gravity line location from posturographic recordings. *J Biomech*. 1998;31:161–4.
- Corbi F. Análisis de las presiones plantares y su relación con la velocidad de la pelota durante el golpeo paralelo de derecha en tenis. Universitat de Barcelona. 2008. Tesis doctoral.
- Jonson SR, Gross MT. Intraexaminer reliability, interexaminer reliability, and mean values for nine extremity skeletal measures in healthy naval midshipmen. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1997;25:253–63.
- Tsai LC, Yu B, Mercer VS, Gross MT. Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2006;36:942–53.
- Hawes MR, Nachbauer W, Sovak D, Nigg BM. Footprint parameters as a measure of arch height. *Foot Ankle*. 1992;13:22–6.
- Norkin CC, Levangie PK. Joint Structure and function. Philadelphia, PA: FA. Davis; 1983.
- Song J, Hillstrom HJ, Secord D, Levitt J. Foot type biomechanics. Comparison of planus and rectus foot types. *J Am Podiat Med Assoc*. 1996;86:16–23.
- Fukuchi R, Stefanyshyn DJ, Stirling L, Duarte M, Ferber R. Flexibility, muscle strength and running biomechanical adaptations in older runners. *Clin Biomech*. 2014;29:304–10.
- Irwin LW. A study of the tendency of school children to develop flat-footedness. *Res Quart*. 1937;8:46–53.
- Levy JC, Mizel MS, Wilson LS Jr, Fox W, McHale K, Taylor DC, et al. Incidence of foot and ankle injuries in West Point cadets with pes planus compared to the general cadet population. *Foot Ankle Int*. 2006;27:1060–4.
- Loudon JK, Jenkins W, Loudon KL. The relationship between static posture and ACL injury in female athletes. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1996;24:91–7.
- Hintermann B, Nigg BM. Pronation in runners, implication for injuries. *Sports Med*. 1998;26:169–76.
- Tomaro JE, Burdett RG, Chadran AM. Subtalar joint motion and the relationship to lower extremity overuse injuries. *J Am Podiat Med Assoc*. 1996;86:427–32.
- Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait Posture*. 2002;15:282–91.
- Cavanagh PR, Morag E, Boulton AJ, Young MJ, Deffner KT, Pammer SE. The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *J Biomech*. 1997;30:243–50.
- McPoil TG, Haager M, Hilt J, Klapheke J, Martínez R, VanSteenwyk C, et al. Can static posture measurements predict regional plantar surface area? *The Foot*. 2014;24:161–8.
- Chuckpaiwong B, Nunley JA, Mall NA, Queen RM. The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait Posture*. 2008;28:405–11.
- Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clin Biomech*. 2006;21:89–98.
- Abad E, Térmens J, Espinosa C, Subirà R, Arnés A. The Foot Posture Index. Análisis y revisión. *El Peu*. 2011;31:190–7.
- Cornwall MW, McPoil TG, Lebec M, Vicenzino B, Wilson J. Reliability of the modified Foot Posture Index. *J Am Podiat Med Assoc*. 2008;98:7–13.
- Redmond AC, Crane YZ, Menz HB. Normative values for the Foot Posture Index. *J Foot Ankle Res*. 2008;1:6, <http://dx.doi.org/10.1186/1757-1146-1-6>.
- Chuter V. Relationships between foot type and dynamic rearfoot frontal plane motion. *J Foot Ankle Res*. 2010;3:6, <http://dx.doi.org/10.1186/1757-1146-3-9>.
- Nielsen RG, Rathleff MS, Moelgaard CM, Simonsen O, Kaalund S, Olesen CG, et al. Video based analysis of dynamic midfoot function and its relationship with Foot Posture Index scores. *Gait Posture*. 2010;31:126–30, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.09.012>.
- Sanchez-Rodriguez R, Martínez-Nova A, Escamilla-Martínez E, Pedrera-Zamorano JD. Can the Foot Posture Index or their individual criteria predict dynamic plantar pressures? *Gait Posture*. 2012;36:591–5, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.05.024>.
- Novacheck TF. The biomechanics of running. *Gait Posture*. 1998;7:77–95.
- Ferro A. La Carrera de velocidad: metodología de análisis biomecánico. Madrid: Librerías Deportivas Esteban Sanz; 2001.
- Bergamini E. Biomechanics of sprint running: a methodological contribution. (Co-tutoring PhD program in Bioengineering), Università degli Studi di Bologna/Arts et Métiers Paris-Tech/Università degli Studi di Roma «Foro Italico», Bologna 2011. Tesis Doctoral.
- Cavanagh PR, Kram R. Stride length in distance running: velocity, body dimensions and added mass effects. En: Cavanagh PR, editor. *Biomechanics of distance running*. Champaign: Human Kinetics Books; 1990. p. 35–60.
- Morin JB, Samozino P, Zameziati K, Belli A. Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behaviour in human running. *J Biomech*. 2007;40:3341–8, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.05.001>.
- Morin JB, Dalleau G, Kyrolainen H, Jeannin T, Belli A. A simple method for measuring stiffness during running. *J Appl Biomech*. 2005;21:167–80.
- Weyand PG, Kelly M, Blackadar T, Darley JC, Oliver SR, Ohlenbusch NE, et al. Ambulatory estimates of maximal aerobic power from foot-ground contact times and heart rates in running humans. *J Appl Phys*. 2001;91:452–8.
- Duffey MJ, Martin DF, Cannon DW, Craven T, Messier SP. Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners. *Med Sci Sports Exerc*. 2000;32:1825–32.
- Barton CJ, Levinger P, Menz H, Webster KE. Kinematic gait characteristics associated with patellofemoral pain syndrome: A systematic review. *Gait Posture*. 2009;30:405–16.

36. Rokkedal-Lausch T, Lykke M, Hansen MS, Nielsen RO. Normative values for the foot posture index between right and left foot: a descriptive study. *Gait Posture*. 2013;38:843–6, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.04.006>.
37. Balsalobre C, Tejero CM, del Campo J. The concurrent validity and reliability of a low-cost, high-speed camera based method for measuring the flight time of vertical jumps. *J Strength Cond Res*. 2014;28:528–33, <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0b013e318299a52e>.
38. López del Amo JL, García A, Cordente CA, Montoya A, González P. Análisis de la elección de la pierna de ataque predominante en la prueba de 400 m vallas de los XIII Campeonatos del mundo de Atletismo de Daegu 2011. *Apunts. Educación Física y Deportes*. 2012;110:70–7, [http://dx.doi.org/10.5672/apunts.2014-0983.es.\(2012/4\).110.08](http://dx.doi.org/10.5672/apunts.2014-0983.es.(2012/4).110.08).
39. Botton F, Hautier C, Eclache JP. Energy expenditure during tennis play: A preliminary video analysis and metabolic model approach. *J Strength Cond Res*. 2011;25:3022–8, <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0b013e318234e613>.
40. Andújar JJ, López del Amo JL, Marina M. Caracterització del temps de vol en relació amb variables biomecàniques de l'estirada en l'arrencada d'halterofília. *Apunts. Educación Física y deportes*. 2014;118:68–78, <http://dx.doi.org/10.5672/apunts.2014-0983.cat.%282014/4%29.118.07>.
41. Ogueta-Alday A, Morante JC, Rodríguez-Marroyo JA, García-López J. Validation of a New Method to Measure Contact and Flight Times During Treadmill Running. *J Strength Cond Res*. 2013;27:1455–62.
42. Fellin RE, Manal K, Davis IS. Comparison of Lower Extremity Kinematic Curves During Overground and Treadmill Running. *J Appl Biomech*. 2010;26:407–14.
43. Nigg BM, De Boer RW, Fisher V. A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Med Sci Sports Exerc*. 1995;27:98–105.
44. Chiu SL, Chang CC, Chou LS. Inter-joint of overground versus treadmill walking in young adults. *Gait Posture*. 2015;41:316–8, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.09.015>.
45. Fellin RE, Rose W, Royer TD, Davis IS. Comparison of methods for kinematics identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. *J Sci Med Sport*. 2010;13:646–50.
46. Lenhart RL, Thelen DG, Wille CM, Chumanov ES, Heiderscheit BC. Increasing running step rate reduces patellofemoral joint forces. *Med Sci Sports Exerc*. 2014;46:557–64, <http://dx.doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182a78c3a>.
47. Heiderscheit BC, Chumanov ES, Michalski MP, Wille CM, Ryan MB. Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Med Sci Sports Exerc*. 2011;43:296–302, <http://dx.doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181ebedf4>.
48. Mercer JA, Devita P, Derrick TR, Bates BT. Individual effects of stride length and frequency on shock attenuation during running. *Med Sci Sports Exerc*. 2003;35:307–13.
49. Derrick TR, Hamill J, Caldwell GE. Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. *Med Sci Sports Exerc*. 1998;30:128–35.
50. Cavanagh PR, Williams KR. The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Med Sci Sports Exerc*. 1982;14:30–5.
51. Kyrolainen H, Pullinen T, Candau R, Avela J, Huttunen P, Komi PV. Effects of marathon running on running economy and kinematics. *Eur J Appl Physiol*. 2000;82:297–304.
52. Nicol C, Komi PV, Manconnet P. Fatigue effects of marathon running on neuromuscular performance (I). Changes in muscle force and stiffness characteristics. *Scand J Med Sci Sports*. 1991;1:10–7.
53. Pinninger GJ, Steele JR, Groeller H. Does fatigue induced by repeated dynamic efforts affect hamstring muscle function? *Med Sci Sports Exerc*. 2000;32:647–53.
54. Saralaidis PJ, Pnoutsakopoulos V, Kyprianou GA. The effect of different first 200-m pacing strategies on blood lactate and biomechanical parameters of the 400-sprint. *Eur J Appl Physiol*. 2011;111:1579–90, <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-010-1772-4>.
55. Willson JD, Sharpee R, Meardon SA, Kernozek TW. Effects of step length on patellofemoral joint stress in female runners with and without patellofemoral pain. *Clin Biomech*. 2014;29:243–7, <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.12.016>.
56. Mero A, Komi PV. Force EMG, and elasticity velocity relationships at submaximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters. *Eur J Appl Physiol*. 1986;55:553–61.
57. Farley CT, González O. Leg stiffness and stride frequency in human running. *J Biomech*. 1996;29:181–6.
58. Cornwall MW, McPoil TG. Relationship between static foot posture and foot mobility. *J Foot Ankle Res*. 2011;4:9, <http://dx.doi.org/10.1186/1757-1146-4-4>.
59. Karamanidis K, Arampatzis A. Mechanical and morphological properties of different muscle-tendon units in the lower extremity and running mechanics: effect of aging and physical activity. *J Exp Biol*. 2005;208:3907–23.
60. Staron RS, Leonardi MJ, Karapondo DL, Malicky ES, Falkel JE, Hagerman FC, et al. Strength and skeletal muscle adaptations in heavy resistance-trained woman after detraining and retraining. *J Appl Physiol*. 1991;70:631–40.
61. Foster C, Lucia A. Running economy: The forgotten factor of elite performance. *Sports Med*. 2007;37(4–5):316–9.
62. Albracht K, Arampatzis A. Exercise-induced changes in triceps surae tendon stiffness and muscle strength affect running economy in humans. *Eur J Appl Physiol*. 2013;113:1605–15, <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-012-2585-4>.
63. Fletcher JR, Esau SP, MacIntosh BR. Changes in tendon stiffness and running economy in highly trained distance runners. *Eur J Appl Physiol*. 2010;110:1037–46, <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-010-1582-8>.
64. Halvorsen K, Eriksson M, Gullstrand L. Acute effects of reducing vertical displacement and step frequency on running economy. *J Strength Cond Res*. 2012;26:2065–70, <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0b013e318239f87f>.
65. Taboga P, Lazzar S, Fessehatsion R, Agosti F, Sartorio A, Di Pampero PE. Energetics and mechanics of running men: the influence of body mass. *Eur J Appl Physiol*. 2012;112:4027–33, <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-012-2389-6>.
66. Heglund NC, Cavagna GA, Taylor CR. Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. III. Energy changes of the centre of mass as a function of speed and body size in birds and mammals. *J Exp Biol*. 1982;97:41–56.
67. Sjödin B, Svedenhag J. Oxygen uptake during running as related to body mass in circumpubertal boys: a longitudinal study. *Eur J Appl Physiol*. 1992;65:150–7.
68. Bourdin M, Pastene J, Germain M, Lacour JR. Influence of training, sex age and body mass on the energy cost of running. *Eur J Appl Physiol*. 1993;66:439–44.