

Efecto del calzado deportivo inestable sobre los impactos de aceleración y la temperatura superficial plantar durante la marcha: un estudio piloto

Effect of unstable sports footwear on acceleration impacts and plantar surface temperature during walking: a pilot study

Ignacio Catalá-Vilaplana, Esther García-Domínguez, Inmaculada Aparicio, Núria Ortega-Benavent, Joaquín Martín Marzano-Felisatti, Roberto Sanchis-Sanchis
Universidad de Valencia (España)

Resumen. Actualmente, están disponibles en el mercado nuevos modelos de calzado deportivo, como el calzado inestable. Sin embargo, todavía existe una falta de evidencia respecto a los cambios que este tipo de calzado puede producir en la biomecánica de la marcha. Así pues, el objetivo de esta investigación fue analizar los efectos agudos del calzado inestable sobre los impactos de aceleración, así como también sobre la variación de temperatura superficial plantar. Seis deportistas (estudiantes físicamente activos, edad 28 ± 8 años, altura 1.73 ± 0.05 m, masa corporal 68.7 ± 6.7 kg, talla de pie 41 ± 1.6 cm) participaron voluntariamente en el estudio. Las características de la pisada se obtuvieron mediante el test *Foot Posture Index*. La prueba de marcha se llevó a cabo sobre tapiz rodante (10 minutos a 1.44 m/s) bajo dos condiciones de calzado: zapatillas estables y zapatillas inestables. Se analizaron los impactos de aceleración (en tibia y cabeza), y la temperatura superficial plantar (en antepié, mediopie y retropié) en diferentes momentos de la prueba. Los resultados no mostraron diferencias significativas entre ambos tipos de zapatillas en las variables de acelerometría analizadas en ninguno de los momentos de registro. Sin embargo, sí se encontraron diferencias significativas entre ambos calzados (estable $= 1.40^\circ\text{C}$, inestable $= 3.10^\circ\text{C}$, $p=0.004$) en la variación de temperatura plantar del mediopie en ΔT_{Post5} (diferencia entre antes del inicio de la prueba y 5 minutos después de finalizarla). En conclusión, las zapatillas inestables parecen no producir ningún beneficio adicional al calzado tradicional para el deportista durante la marcha.

Palabras clave: zapatillas, marcha, biomecánica, acelerometría, termografía.

Abstract. Nowadays, new models of sports footwear are available on the market, such as unstable shoes. However, there is still a lack of evidence regarding the changes that this type of footwear can produce on gait biomechanics. Therefore, the aim of this research was to analyze the acute effects of unstable shoes on acceleration impacts, as well as on plantar surface temperature variation. Six athletes (physically active college students, age 28 ± 8 years, height 1.73 ± 0.05 m, body mass 68.7 ± 6.7 kg, shoe size 41 ± 1.6 cm) voluntarily participated in the study. Gait characteristics were obtained by means of the *Foot Posture Index* test. The walking test was performed on a treadmill (10 minutes at 1.44 m/s) under two footwear conditions: stable shoes and unstable shoes. Acceleration impacts (tibia and head), and plantar surface temperature (forefoot, midfoot and rearfoot) were analysed at different moments during the test. The results showed no significant differences between the two types of shoes in the accelerometry variables analyzed at any of the recording times. However, significant differences were found between both shoes (stable $= 1.40^\circ\text{C}$, unstable $= 3.10^\circ\text{C}$, $p=0.004$) in the variation of midfoot plantar temperature at ΔT_{Post5} (difference between before the start of the test and 5 minutes after the end of the test). In conclusion, unstable shoes do not seem to produce any additional benefit to traditional shoes for the athlete during walking.

Keywords: sport shoes, gait, biomechanics, accelerometry, thermography.

Fecha recepción: 13-10-22. Fecha de aceptación: 09-06-23

Roberto Sanchis-Sanchis

roberto.sanchis@uv.es

Introducción

La marcha fue definida por Inman et al. (1981) como un proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano, en posición erguida, se mueve hacia delante soportando su peso alternativamente con ambas piernas (Plas et al., 1996). Este tipo de locomoción se caracteriza -y se distingue de la carrera- por el continuo contacto del individuo con el suelo mediante, al menos, uno de los dos pies. El ciclo de marcha consta de cuatro fases (Plas et al., 1996) (Figura 1), y su estudio se basa en el análisis de un ciclo completo de uno de los dos miembros inferiores partiendo de una posición en la que una de las extremidades inferiores está adelantada respecto a la otra (Martín-Nogueras et al., 1999). Teniendo en cuenta que la marcha es una de las actividades físicas más practicadas en España (CSD, 2020), esto hace de la misma una de las más estudiadas.

La estabilidad es uno de los parámetros más importantes de la marcha (Nigg et al., 2006). Por ello, existen sistemas

de protección y confort del pie que mejoran la estabilidad de los humanos durante la marcha (Nigg et al., 2006). Sin embargo, esta estabilidad puede influir de forma negativa debilitando los músculos de las extremidades inferiores, más en concreto del pie y el tobillo (Jackman & Kandarian, 2004), debido al bajo estímulo que se proporciona a estos, conocido como “síndrome de Style”. En la última década, se ha estudiado el calzado inestable como potenciador neuromuscular y fortalecedor de la musculatura (Lisón et al., 2016; Pérez-Soriano et al., 2019), ya que su alteración del patrón de la marcha y actividad neuromuscular provoca un alto estímulo muscular que podría tener una repercusión beneficiosa (Tan et al., 2016). La utilización del calzado inestable ha demostrado contrarrestar los déficits de equilibrio y la infrautilización de los músculos de las extremidades inferiores en programas de rehabilitación, prevención de lesiones y en poblaciones con necesidades especiales con deterioro en la ejecución de las actividades de la vida diaria (Buchecker et al., 2012).

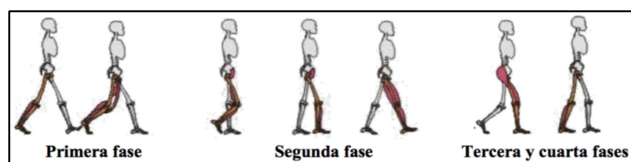


Figura 1. Fases de la marcha humana (Plas et al., 1996)

Entre los parámetros biomecánicos más estudiados en la marcha se encuentran la variabilidad de la estabilidad, la cinemática y los impactos, entre otros. Durante la marcha se producen entre 91 y 149 pasos por minuto (Whittle, 1997). Cada apoyo en el suelo se traduce en fuerzas de impacto transmitidas desde los pies a través de todo el aparato locomotor hasta llegar a la cabeza (García-Pérez et al., 2014). Posteriormente, se produce una fuerza de reacción vertical contra el suelo que ayuda a la posterior impulsión (Hamill & Knutzen, 2006). En el momento de la pisada, cada patrón de la marcha produce una distribución de presiones diferente. Con el uso del calzado inestable, dicho patrón se modifica, lo que implica que las presiones localizadas también varíen (Willems et al., 2012). Algunos autores han encontrado una reducción de la capacidad de absorción de impactos mediante el uso de calzado inestable en comparación con calzado convencional (Pérez-Soriano et al., 2019). Por el contrario, otros autores, reportan una mayor absorción de los impactos, siendo menos perjudicial para las articulaciones, además de mejorar la postura y aumentar el gasto energético (Farzadi et al., 2017). Así pues, parece ser que los efectos del calzado inestable sobre los impactos de aceleración producidos durante la marcha todavía no están claros.

En este sentido, la acelerometría es una técnica biomecánica utilizada para registrar la aceleración/deceleración de un cuerpo mediante el uso de sensores inerciales llamados acelerómetros (Pérez-Soriano, 2018). Estos sensores miden el cambio de la velocidad que experimenta una masa (su aceleración, $m \times s^{-2}$). En el ámbito deportivo, su utilización ha incrementado debido a una serie de ventajas: (a) son económicos, (b) son ligeros y pequeños, y (c) son portátiles. Además, en función del tipo de acelerómetro, permiten registrar en un eje (uniaxial), en dos (biaxial) o en tres (triaxial) (Pérez-Soriano, 2018).

Por otro lado, el uso de la termografía infrarroja en el ámbito deportivo para el registro de la temperatura superficial de la piel se ha incrementado en los últimos años (Fernández-Cuevas et al., 2017, Gil-Calvo et al., 2019). La termografía infrarroja se trata de una técnica de imagen a distancia, no invasiva y no lesiva que registra la radiación emitida por un cuerpo. La captación de la radiación permite calcular las temperaturas de superficie del cuerpo emisor con precisión, pudiendo obtener de este modo las temperaturas superficiales de la piel (Pérez-Soriano, 2018). La temperatura superficial plantar durante la marcha ha sido estudiada por autores como Shimazaki y Murata (2015) y Yavuz et al. (2014) entre otros. Concretamente Shimazaki y Murata (2015), encontraron una relación entre la elevación de la temperatura plantar y la carga de

contacto durante la marcha, mientras que Yavuz et al. (2014) observaron una correlación estadísticamente significativa entre el esfuerzo de cizalla máximo y el aumento de la temperatura plantar. De este modo, el análisis de la temperatura superficial de la región plantar podría aportar información relevante sobre la marcha y como esta se puede ver modificada según el tipo de calzado utilizado.

Así pues, el objetivo del estudio fue analizar los efectos agudos del calzado sobre los impactos de aceleración en la tibia y la cabeza, y la variación de temperatura superficial plantar, comparando el uso de zapatillas tradicionales estables vs zapatillas inestables. Las hipótesis planteadas fueron las siguientes: (a) las zapatillas inestables atenuarán en mayor medida los impactos, y (b) las zapatillas inestables conllevarán un menor aumento de la temperatura superficial plantar respecto de las zapatillas estables.

Material y método

Participantes

Seis deportistas, cuatro mujeres y dos hombres, estudiantes del grado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, participaron voluntariamente en este estudio (Tabla 1). Con el fin de mejorar la caracterización de la muestra, también se registró el tipo de pisada de cada participante, siendo dos participantes normales, dos supinadores, uno pronador y uno altamente pronador. Como criterios de inclusión, se establecieron: (1) tener más de 18 años, (2) ser físicamente activo, y (3) no haber sufrido lesiones en los miembros inferiores en los últimos 6 meses. Previamente a su participación en el estudio, se informó a los participantes de los objetivos y de las pruebas que se iban a llevar a cabo durante la investigación, cumplimentando posteriormente el correspondiente consentimiento informado. Los procedimientos del estudio cumplieron con la Declaración de Helsinki y fueron aprobados por el Comité de Ética de la universidad.

Tabla 1.

Caracterización de la muestra	
Variable	Media (DE)
Edad (años)	28 (7)
Altura (m)	1.73 (0.05)
Masa corporal (kg)	68.7 (6.7)
Talla de pie (cm)	41 (1.6)

Procedimiento

Las mediciones se llevaron a cabo en dos días, separados por una semana. Durante el primer día, se midieron las variables antropométricas (altura y peso corporal) y se caracterizó la tipología de los pies de cada persona mediante el instrumento de observación *Foot Posture Index* (Evans et al., 2003).

Durante el segundo día de evaluación, se llevó a cabo la prueba de marcha sobre tapiz rodante bajo dos condiciones de calzado: zapatillas estables (Adidas Galaxy Elite Noir) y zapatillas inestables (Skechers Shape Ups). Todos los participantes pasaron por ambas condiciones experimentales, utilizándose la técnica de contrabalanceo aleatorio mediante el software R Studio (version 5211.4.1103) para evitar

el efecto del orden. Además, todos los participantes utilizaron el mismo tipo de calcetines en ambas pruebas. En primer lugar, los participantes realizaron un calentamiento de 4 minutos en cinta rodante a velocidad de marcha libremente elegida, con el fin de familiarizarse con el tipo de calzado y la superficie. Posteriormente, los sujetos caminaron durante 10 minutos a una velocidad de 1.44 m/s con cada tipo de calzado, dejando un descanso de dos horas entre cada prueba.

Se utilizaron dos acelerómetros triaxiales (modelo MMA7261QT, Freescale Semiconductor©, Munich, Alemania) con una frecuencia 420 Hz. Uno de ellos se colocó en la parte distal de la tibia de la pierna dominante, con el eje vertical del acelerómetro paralelo al eje vertical de la tibia, y el otro en el hueso frontal del cráneo con el eje vertical perpendicular al suelo (Lucas-Cuevas et al., 2017). De acuerdo con las recomendaciones de Encarnación-Martínez et al. (2018) y Lucas-Cuevas et al. (2017), los acelerómetros se fijaron a la piel con cinta de doble cara y se utilizó cinta de neopreno para reforzar la sujeción, ajustando la presión hasta el límite del confort de los participantes.

Para conocer si el tipo de calzado condiciona o propicia la aparición temprana de cansancio se estudiaron las diferencias entre zapatillas estables y zapatillas inestables en función del momento de marcha. Así pues, se realizaron tres registros de ocho segundos durante los minutos dos, cinco y nueve de cada prueba. Los datos de las señales de acelerometría fueron tratados con Matlab (MathWorks, MA, USA), analizando el eje x (vertical) para obtener las siguientes variables espaciotemporales y de aceleración: (a) amplitud de zancada, (b) frecuencia de zancada, (c) magnitud de aceleración en tibia y cabeza, (d) ratio de aceleración en tibia y cabeza, y (e) atenuación.

La temperatura superficial de la piel de la planta de los pies se midió con una cámara termográfica (FLIR E60bx, Wilsonville, Oregon, USA), con una resolución de 320 x 240 píxeles. Se tomaron registros térmicos en tres momentos diferentes: Pre (antes de la realización del test, tras cinco minutos de aclimatación a la temperatura de la sala), Post (inmediatamente después del test), y Post₅ (cinco minutos después de terminar el test). Durante los cinco minutos de aclimatación y de recuperación, los sujetos debían permanecer sentados y con las plantas de sus pies sin tocar ninguna superficie.

La temperatura [23.1 (1.2) °C] y la humedad relativa [44.2 (11.3) %] de la sala se controlaron con una unidad de aire acondicionado y se monitorizó con una estación meteorológica (Digital thermos-hygrometer, TFA Dostmann, Wertheim-Reicholzheim, Alemania). Estos datos, así como la temperatura reflejada medida según el método estándar ISO 18 434-1:2008 (ISO, 2008) se introdujeron en la configuración de la cámara para todas las mediciones termográficas. La calibración de la cámara se verificó antes del estudio utilizando un cuerpo sólido negro (BX-500 IR Infrared Calibrator, CEM, Shenzhen, China). Además, con el fin de controlar variables externas que pudiesen

afectar a los resultados del análisis térmico, se les dio a los participantes las siguientes instrucciones: (1) evitar el consumo de alcohol, tabaco, café, té o fármacos al menos 12 horas antes del test; (2) evitar comidas copiosas 2 horas antes del tests; (3) evitar cremas o espráis en los pies; (4) evitar tratamientos terapéuticos en el tren inferior en las 24 horas previas al test (Moreira et al., 2017).

Las imágenes termográficas se tomaron con los pies al descubierto, con la lente de la cámara perpendicular a las regiones de interés (ROI) y a 1 m de distancia con un panel negro no reflectante detrás del participante. No había ningún dispositivo electrónico, flujo de aire o luces en la habitación, y solo el participante y el investigador que tomó las imágenes estuvieron presentes durante la medición (Hildebrandt et al., 2010). Para garantizar la estabilización electrónica, la cámara de infrarrojos se encendió 10 minutos antes de cada medición.

El análisis de las imágenes termográficas se realizó con el software *FLIR Tools* y se establecieron tres regiones de interés (ROI): antepié, mediopié y retropié (Gil-Calvo et al., 2015). Para cada ROI se analizaron las siguientes variables: (a) variación de temperatura Pre-Post (ΔT , diferencia entre los momentos Post y Pre); (b) variación de temperatura Pre-Post₅ (ΔT_{Post5} , diferencia entre los momentos Post₅ y Pre); y (c) variación de temperatura Post-Post₅ (ΔT_{Recup} , diferencia entre los momentos Post₅ y Post).

Análisis estadístico

El análisis estadístico se llevó a cabo mediante el software SPSS 25 (IBM Corp., Armonk, New York, USA). La normalidad de la distribución de los datos se verificó mediante la prueba de Shapiro-Wilk (muestra menor de 30). Además, debido al pequeño tamaño muestral, se optó por aplicar estadística no paramétrica. Se obtuvo la mediana como resultado descriptivo de cada variable. Así pues, para el análisis de las diferencias entre calzado (estable vs inestable), tanto para las variables de acelerometría como para las termográficas, se realizó la prueba de Mann-Whitney para muestras independientes. Asimismo, la comparación de las variables de acelerometría en función del momento de registro (minuto dos, cinco, y nueve) se llevó a cabo mediante la prueba de Kruskal-Wallis para muestras independientes. Se consideraron diferencias estadísticamente significativas con $p < 0.05$. En el caso de diferencias significativas, el tamaño del efecto (ES) se calculó mediante la *d* de Cohen (0,2, pequeña; 0,5, moderada; 0,8, grande) (Cohen, 1992).

Resultados

En la Tabla 2 se presentan los resultados obtenidos del análisis de las variables de acelerometría y espaciotemporales. Cuando se compararon las dos condiciones experimentales, zapatillas estables vs zapatillas inestables, no se encontraron diferencias significativas en ninguno de los parámetros estudiados, independientemente del minuto en que se encontrase caminando el deportista.

Tabla 2.

Resultados del análisis de la comparación de medianas de las variables de acelerometría y espaciotemporales según el momento de registro y el tipo de zapatilla

	Variables	Zapatillas estables	Zapatillas inestables	p
Minuto 2	A zancada (m)	1.34 (0.06)	1.36 (0.07)	0.485
	F zancada (zancada/s)	1.04 (0.06)	1.03 (0.05)	0.485
	Mag cabeza (g)	0.73 (0.05)	0.82 (0.05)	0.394
	Mag tibia (g)	1.91 (0.24)	1.50 (0.24)	0.394
	Ratio cabeza (g/s)	3.45 (0.54)	3.21 (0.54)	0.937
	Ratio tibia (g/s)	-31.88 (5.19)	-19.03 (5.02)	0.394
	Atenuación (%)	37.32 (6.88)	18.73 (6.82)	0.937
Minuto 5	A zancada (m)	1.34 (0.06)	1.35 (0.07)	0.937
	F zancada (zancada/s)	1.05 (0.06)	1.03 (0.06)	0.937
	Mag cabeza (g)	0.74 (0.05)	0.74 (0.05)	0.818
	Mag tibia (g)	1.95 (0.24)	1.63 (0.24)	0.699
	Ratio cabeza (g/s)	2.92 (0.54)	3.65 (0.54)	0.310
	Ratio tibia (g/s)	-28.50 (5.09)	-26.20 (5.07)	0.589
	Atenuación (%)	34.70 (6.86)	25.03 (6.84)	0.818
Minuto 9	A zancada (m)	1.34 (0.06)	1.36 (0.07)	0.485
	F zancada (zancada/s)	1.05 (0.06)	1.03 (0.06)	0.485
	Mag cabeza (g)	0.75 (0.05)	0.74 (0.05)	0.699
	Mag tibia (g)	1.90 (0.24)	1.71 (0.24)	0.699
	Ratio cabeza (g/s)	2.62 (0.54)	3.12 (0.54)	0.937
	Ratio tibia (g/s)	-28.10 (5.09)	-25.26 (5.06)	0.589
	Atenuación (%)	37.80 (6.88)	28.77 (6.85)	0.937

A: amplitud; F: frecuencia; Mag: magnitud

La evaluación de la marcha prolongada y la posible aparición temprana de cansancio se llevó a cabo a través de los tres momentos registrados durante la ejecución de la prueba (minutos 2, 5 y 9). En este sentido, no se encontraron diferencias significativas en función del momento ($p>0.05$).

En cuanto a las variables de termografía, en la Tabla 3 se muestra el análisis de la comparación entre ambos tipos de zapatillas (estables vs inestables) en cada una de las ROI estudiadas (antepié, mediopié y retropié). Así pues, sólo se encontraron diferencias significativas ($p=0.004$, $ES=1.2$) en ΔT_{Post5} (diferencia entre los momentos Pre y Post₅) en la zona del mediopié. En el resto variables no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre tipo de calzado en ninguna de las ROI analizadas.

Tabla 3.

Resultados del análisis de la comparación de medianas de las variables de termografía en cada ROI según el tipo de zapatilla

	Variables ¹	Zapatillas estables	Zapatillas inestables	p
ΔT	Zona antepié	3.85 (1.71)	3.10 (1.57)	0.093
	Zona mediopié	3.20 (1.42)	3.05 (1.32)	0.818
	Zona retropié	2.90 (1.23)	2.95 (1.28)	0.988
ΔT_{Post5}	Zona antepié	3.60 (1.66)	3.00 (1.20)	0.394
	Zona mediopié	1.40 (0.92)	3.10 (1.84)	0.004
	Zona retropié	1.25 (0.45)	2.70 (1.13)	0.394
ΔT_{Recup}	Zona antepié	-0.25 (0.10)	0.20 (0.10)	0.132
	Zona mediopié	-1.50 (0.62)	-0.10 (0.04)	0.065
	Zona retropié	-1.55 (0.66)	-0.55 (0.19)	0.065

1: variables de temperatura medidas en °C; ΔT : variación de temperatura

Discusión

El objetivo del estudio fue analizar los efectos agudos del calzado sobre los impactos de aceleración en la tibia y la cabeza, y la variación de temperatura superficial plantar, comparando el uso de zapatillas tradicionales estables vs inestables durante la marcha. Así pues, tras el análisis de

los datos no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las variables de acelerometría, mientras que en las variables de termografía se obtuvieron diferencias en la variación de la temperatura plantar del mediopié entre los momentos Pre y Post₅.

La primera hipótesis planteada en este estudio (las zapatillas inestables atenuarán en mayor medida los impactos), debe ser rechazada debido a la ausencia de diferencias significativas entre zapatillas estables e inestables para todas las variables de acelerometría analizadas. Estos resultados no concuerdan con los obtenidos en un estudio previo desarrollado en las mismas condiciones y siguiendo protocolos de velocidad similares, donde la aceleración máxima en tibia, la ratio y la magnitud fueron significativamente mayores con el uso de calzado inestable en comparación con el tradicional, viéndose disminuida también la atenuación (Pérez-Soriano et al., 2019). Estas diferencias entre estudios podrían deberse a la temporización de la prueba (3 vs 10 minutos), o el tiempo de las recuperaciones (15 vs 120 minutos). Las diferencias significativas encontradas en el artículo de Pérez-Soriano et al. (2019), podrían no verse reflejadas en el presente estudio debido a disponer de mayores tiempos de recuperación o adaptación a la zapatilla durante la prueba. De igual modo, la falta de significatividad en las variables cinemáticas del presente estudio tampoco está en la línea de otras investigaciones en las que se encontró un aumento de la cadencia y una disminución de la longitud del paso, tanto con la misma velocidad de la marcha (Pérez-Soriano et al., 2019) como con una velocidad menor (Li & Hong, 2007). Estas variaciones pueden ser atribuidas a la necesidad de mantener la estabilidad corporal durante la marcha (Demura et al., 2012; Price et al., 2013). La falta de concordancia entre los resultados del presente estudio y los citados anteriormente podría deberse a la diferencia en el tamaño muestral, ya que en ambos fue mayor.

En cuanto a la marcha prolongada, existen intervenciones con protocolos diferentes, con una duración corta y un descanso más largo para evitar la modificación del patrón de la marcha por el cansancio (Khoury-Mireb et al., 2019; Pérez-Soriano et al., 2019). En este caso, no se han encontrado diferencias significativas entre los diferentes momentos, lo que puede atribuirse al hecho de que, aunque el protocolo es más largo comparando con los estudios anteriormente nombrados, no lo ha sido suficiente como para observar la aparición del cansancio (Khoury-Mireb et al., 2019), al menos para una velocidad de 1.44 m/s.

Respecto al análisis termográfico, los resultados muestran que el uso de las zapatillas inestables no ha tenido ninguna repercusión significativa en las variaciones térmicas que se han estudiado, rechazándose así la segunda hipótesis planteada (las zapatillas inestables conllevarán un menor aumento de la temperatura superficial plantar respecto de las zapatillas estables).

A pesar de no haber encontrado estudios que comparen el comportamiento térmico de los pies con el uso de diferentes zapatillas, los resultados que se han obtenido sí

están en línea de otros estudios en los que se ha comparado la temperatura superficial de la planta del pie con el uso de soportes plantares, y donde no ha habido diferencias significativas con el uso de diferentes soportes plantares (Gil-Calvo et al., 2015, 2019; Jiménez-Pérez et al., 2020). En el caso de Gil-Calvo et al. (2015), la falta de significatividad se atribuye al periodo previo de adaptación realizado por los participantes, adaptación que no se ha dado en el presente estudio. Por otro lado, existen estudios del efecto agudo de algunas implementaciones plantares que sí han tenido resultados significativamente diferentes en aspectos biomecánicos como las presiones plantares, altamente relacionadas con la temperatura superficial de la piel (Shimazaki & Murata, 2015). Esta diferencia se puede explicar por el protocolo ejecutado en ambos estudios (Gil-Calvo et al., 2015; Shimazaki & Murata, 2015). La prueba ejecutada por Shimazaki & Murata (2015) tenía una mayor duración e intensidad. En esta misma línea, puede que la escasa duración de la prueba repercutiera en la falta de diferencias entre condiciones, ya que se necesitan 20 minutos para que aparezcan las variaciones térmicas a nivel corporal y este tiempo puede ser mayor en las zonas periféricas como son los pies (Charkoudian, 2003; Fernández-Cuevas, 2012).

Por otra parte, la falta de significatividad de los resultados puede ser debida a la realización de las pruebas dentro de un laboratorio (Davis et al., 2017; Sperlich et al., 2013). Además, la imposibilidad de tomar imágenes térmicas durante la marcha puede ser un factor limitante a la hora de extraer los resultados, ya que en otros estudios relacionados con la temperatura superficial de la piel se consiguen diferencias significativas cuando las mediciones se toman también durante la realización del ejercicio (Davis et al., 2017).

En cuanto a la significatividad encontrada en la variación de temperatura entre los momentos Pre y Post₅ (ΔT_{Post5}), esta podría deberse al hecho de que, como se ha demostrado en estudios anteriores (Gil-Calvo et al., 2015; Merla et al., 2010), la temperatura máxima se alcanza en el momento inmediatamente posterior al ejercicio debido a la vasodilatación sanguínea que se produce en las zonas más implicadas en la actividad realizada, lo que conlleva un aumento del flujo sanguíneo y, por tanto, un aumento de la temperatura superficial del pie (Gil-Calvo et al., 2015; Merla et al., 2010). Stewart et al. (2007) al comparar la distribución de la presión plantar entre calzado estable e inestable encontraron que con este último se producía una reducción de las presiones en las zonas del antepié y mediopié. El incremento de la presión plantar aumenta la fricción del pie con el calzado, lo que causa un aumento de la temperatura superficial (Shimazaki & Murata, 2015). Así pues, las diferencias significativas encontradas en ΔT_{Post5} entre el calzado estable y el inestable podría deberse al hecho de que la temperatura se mantenga más constante durante toda la prueba con las zapatillas inestables a causa de este cambio en la distribución plantar, y sea en las zapatillas estables en las que se produzca una mayor varia-

ción. No obstante, esta justificación debería ser contrastada en futuras investigaciones en las que se analice de manera conjunta la distribución de las presiones plantares y la temperatura superficial de la piel.

Por último, cabe comentar las limitaciones que se han encontrado en este estudio. En primer lugar, el tamaño muestral fue bajo, por lo que, como se ha comentado anteriormente, podría haber repercutido sobre algunos de los resultados esperados. Y, en segundo lugar, puede que el tiempo total de marcha no haya sido lo suficientemente alto como para poder observar el efecto del tiempo sobre la posible aparición de fatiga temprana según el tipo de calzado. Por tanto, futuros estudios con un mayor tamaño muestral deberán considerar estas dos limitaciones a la hora de analizar el efecto del calzado inestable sobre diferentes variables biomecánicas analizadas durante la marcha. Además, también podría ser interesante analizar el efecto del calzado inestable sobre distintos grupos generados en función del sexo, edad o tipo de pisada.

Conclusiones

En conclusión, aunque se encontraron diferencias significativas entre ambos calzados en la variación de la temperatura plantar del mediopié en ΔT_{Post5} (diferencia entre antes del inicio de la prueba y 5 minutos después de finalizarla, estable = 1.40 °C, inestable = 3.10 °C, $p = 0.004$), las zapatillas inestables parecen no producir ningún beneficio adicional al calzado tradicional (estable) para el deportista durante la marcha, tanto en la magnitud y atenuación de los impactos recibidos por el cuerpo como en el control de la temperatura superficial plantar.

Agradecimientos

La contribución de Catalá-Vilaplana, I. y García-Domínguez, E. fue apoyada por una beca predoctoral del “Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades de España” (FPU19/04462 y FPU18/05350, respectivamente).

Referencias

- Buchecker, M., Pfusterschmied, J., Moser, S., & Müller, E. (2012). The effect of different Masai Barefoot Technology (MBT) shoe models on postural balance, lower limb muscle activity and instability assessment. *Footwear Science*, 4(2), 93–100. <https://doi.org/10.1080/19424280.2012.674560>
- Charkoudian, N. (2003). Skin blood flow in adult human thermoregulation: how it works, when it does not, and why. *Mayo clinic proceedings*, 78(5), 603-612. Elsevier. <https://doi.org/10.4065/78.5.603>
- Cohen, J. (1992). Quantitative methods in psychology: A power primer. *Psychol Bull* 112, 1155-1159.
- CSD. (2020). Encuesta de hábitos deportivos en España 2020. Subdirección General de Estadística y Estudios,

- Secretaría General Técnica. Ministerio de Educación, Cultura y Deporte.
- Davis, J. K.; Laurent, C. M.; Allen, K. E., Zhang, Y.; Stolworthy, N. I.; Welch, T. R., & Nevett, M. E. (2017). Influence of Clothing on Thermoregulation and Comfort During Exercise in the Heat. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(12), 3435-3443. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001754>
- Demura, T.; Demura, S. I.; Yamaji, S.; Yamada, T., & Kitabayashi, T. (2012). Gait characteristics when walking with rounded soft sole shoes. *The Foot*, 22(1), 18-23. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2011.09.002>
- Encarnación-Martínez, A.; García-Gallart, A.; Gallardo, A. M.; Sánchez-Sáez, J. A., & Sánchez-Sánchez, J. (2018). Effects of structural components of artificial turf on the transmission of impacts in football players. *Sports Biomechanics*, 17(2), 251-260. <https://doi.org/10.1080/14763141.2017.1285347>
- Evans, A. M.; Copper, A. W.; Scharfbillig, R. W.; Scutter, S. D., & Williams, M. T. (2003). Reliability of the Foot Posture Index and Traditional Measures of Foot Position. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 93(3), 203-213. <https://doi.org/10.7547/87507315-93-3-203>
- Farzadi, M.; Nemati, Z.; Jalali, M.; Doulagh, R. S., & Kamali, M. (2017). Effects of unstable footwear on gait characteristic: A systematic review. *The Foot*, 31, 72-76. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2017.04.005>
- Fernández-Cuevas, I. (2012). Effect of endurance, speed and strength training on skin temperature measured by infrared thermography. (Doctoral dissertation).
- Fernández-Cuevas, I.; Arnáiz Lastras, J.; Escamilla Galindo, V., & Gómez Carmona, P. (2017). Infrared thermography for the detection of injury in sports medicine. *Application of infrared thermography in sports science*, 81-109. https://doi.org/10.1007/978-3-319-47410-6_10
- García-Pérez, J. A.; Pérez-Soriano, P.; Llana Belloch, S.; Lucas-Cuevas, A. G., & Sánchez-Zuriaga, D. (2014). Effects of treadmill running and fatigue on impact acceleration in distance running. *Sports Biomechanics*, 13(3), 259-266. <https://doi.org/10.1080/14763141.2014.909527>
- Gil-Calvo, M.; Priego-Quesada, J. I.; Jimenez-Perez, I.; Lucas-Cuevas, A., & Pérez-Soriano, P. (2019). Effects of prefabricated and custom-made foot orthoses on skin temperature of the foot soles after running. *Physiological Measurement*, 40(5), 054004. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/ab1c8c>
- Gil Calvo, M.; Priego Quesada, J. I.; Lucas Cuevas, A. G.; Jiménez Pérez, I.; Aparicio Aparicio, I.; Giménez Gil, J. V.; Macián Romero, C.; Llana Belloch, S., & Pérez Soriano, P. (2015). Efectos de los soportes plantares sobre la termorregulación de las plantas de los pies durante la carrera. *Biomecánica*, 23, 7-16. <https://doi.org/10.5821/sibb.23.1.5147>
- Hamill, J.; Knutzen, K. M. y Derrick, T. R. (2006). *Bio-mechanical basis of human movement*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Hildebrandt, C.; Raschner, C., & Ammer, K. (2010). An overview of recent application of medical infrared thermography in sports medicine in Austria. *Sensors*, 10(5), 4700-4715. <https://doi.org/10.3390/s100504700>
- Inman, V. T.; Ralston, H. J., & Todd, F. (1981). *Human walking*. Williams & Wilkins.
- Jimenez-Perez, I., Gil-Calvo, M., Priego-Quesada, J. I., Aparicio, I., Pérez-Soriano, P., & Ortiz de Anda, R. M. C. (2020). Effect of prefabricated thermoformable foot orthoses on plantar surface temperature after running: A gender comparison. *Journal of Thermal Biology*, 91, 102612. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2020.102612>
- ISO (2008). 18434-1: 2008 Condition Monitoring and Diagnostics of Machines. Thermography Part 1: General Procedures. *International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland*.
- Jackman, R. W., & Kandarian, S. C. (2004). The molecular basis of skeletal muscle atrophy. *American Journal of Physiology-Cell Physiology*, 287(4), C834-C843. <https://doi.org/10.1152/ajpcell.00579.2003>
- Khoury-Mireb, M.; Solomonow-Avnon, D.; Rozen, N., & Wolf, A. (2019). The effect of unstable shoe designs on the variability of gait measures. *Gait & Posture*, 69, 60-65. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.01.017>
- Li, J. X., & Hong, Y. (2007). Kinematic and electromyographic analysis of the trunk and lower limbs during walking in negative-heeled shoes. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 97(6), 447-456. <https://doi.org/10.7547/0970447>
- Lisón, J. F.; Pérez-Soriano, P.; Llana-Belloch, S.; Sanchez-Zuriaga, D., & Salvador-Coloma, P. (2016). Effects of unstable shoes on trunk muscle activity and lumbar spine kinematics. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 52(4), 440-6.
- Lucas-Cuevas, A. G.; Encarnación-Martínez, A.; Camacho-García, A.; Llana-Belloch, S., & Pérez-Soriano, P. (2017). The location of the tibial accelerometer does influence impact acceleration parameters during running. *Journal of Sports Sciences*, 35(17), 1734-1738. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1235792>
- Martín-Nogueras, A. M.; Arenillas, J. I. C.; Rodríguez, J. O.; Iglesias, F. B., & Sánchez, C. S. (1999). Fases de la marcha humana. *Revista iberoamericana de fisioterapia y kinesiología*, 2(1), 44-49.
- Merla, A.; Donato, L. D., & Romani, G. L. (2002). Infrared functional imaging: analysis of skin temperature during exercise. *Engineering in Medicine and Biology*, 2, 1141-1142. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2002.1106316>
- Moreira, D. G.; Costello, J. T.; Brito, C. J.; Adamczyk, J. G.; Ammer, K.; Bach, A. J.; Costa, C. M.; Eglín, C.; Fernandes, A. A., & Fernández-Cuevas, I. (2017).

- Thermographic imaging in sports and exercise medicine: A Delphi study and consensus statement on the measurement of human skin temperature. *Journal of Thermal Biology*, 69, 155-162. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2017.07.006>
- Nigg, B.; Hintzen, S., & Ferber, R. (2006). Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clinical Biomechanics*, 21(1), 82-88. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.08.013>
- Pérez-Soriano, P. (2018). Metodología y aplicación práctica de la biomecánica deportiva. Paidotribo.
- Pérez-Soriano, P.; Sanchis-Sanchis, R.; Lison Párraga, J. F.; Sánchez-Zuriaga, D.; Llana-Belloch, S. L.; Biviá-Roig, G.; & Salvador-Coloma, P. (2019). Impact attenuation during gait wearing unstable vs traditional shoes. *European Journal of Human Movement*, 42, 30-41.
- Plas, F.; Blanc, Y., & Viel, E. (1996). La marcha humana: Cinesiología dinámica, biomecánica y patomecánica. Masson.
- Price, C.; Smith, L.; Graham-Smith, P., & Jones, R. (2013). The effect of unstable sandals on instability in gait in healthy female subjects. *Gait & Posture*, 38(3), 410-415. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.01.003>
- Sawa, R.; Doi, T.; Misu, S.; Tsutsumimoto, K.; Fujino, H., & Ono, R. (2013). Decreased skin temperature of the foot increases gait variability in healthy young adults. *Gait & Posture*, 38(3), 518-522. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.01.019>
- Shimazaki, Y., & Murata, M. (2015). Effect of gait on formation of thermal environment inside footwear. *Applied ergonomics*, 49, 55-62. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2015.01.007>
- Sperlich, B.; Born, D. P.; Lefter, M. D., & Holmberg, H.-C. (2013). Exercising in a Hot Environment: Which T-shirt to Wear? *Wilderness & Environmental Medicine*, 24(3), 211-220. <https://doi.org/10.1016/j.wem.2013.04.005>
- Stewart, L.; Gibson, J. N. A., & Thomson, C. E. (2007). In-shoe pressure distribution in “unstable” (MBT) shoes and flat-bottomed training shoes: a comparative study. *Gait & posture*, 25(4), 648-651. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.06.012>
- Tan, J. M.; Auhl, M.; Menz, H. B.; Levinger, P., & Munteanu, S. E. (2016). The effect of Masai Barefoot Technology (MBT) footwear on lower limb biomechanics: A systematic review. *Gait & Posture*, 43, 76-86. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.10.017>
- Whittle, M. W. (1997). Three-dimensional motion of the center of gravity of the body during walking. *Human Movement Science*, 16(2-3), 347-355. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(96\)00052-8](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(96)00052-8)
- Willems, T. M.; De Ridder, R., & Roosen, P. (2012). The effect of a long-distance run on plantar pressure distribution during running. *Gait & Posture*, 35(3), 405-409. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.362>
- Yavuz, M., Brem, R. W., Davis, B. L., Patel, J., Osbourne, A., Matassini, M. R., Wood, D. A., & Nwokolo, I. O. (2014). Temperature as a predictive tool for plantar triaxial loading. *Journal of Biomechanics*, 47(15), 3767-3770. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.09.028>