

Monograph

Comparación de la Distribución de la Presión Plantar entre Diferentes Velocidades y Pendientes Durante Carrera en Cinta Ergométrica

I-Ju Ho¹, Yi You Hou¹, Chich Haung Yang^{3,1}, Sheng Kai Chen^{1,2} y Lan Yuen Guo¹

¹Department of Sports Medicine, College of Medicine, Kaohsiung Medical University.

²Department of Orthopedics, Kaohsiung Medical University Hospital, Kaohsiung, Taiwan.

³Department of Physical Therapy, Tzu-Chi College of Technology, Hualien, Taiwan.

RESUMEN

El propósito de este estudio fue analizar el efecto de los cambios en la velocidad y la pendiente de la cinta ergométrica sobre la distribución de la presión plantar del pie durante la carrera. Los parámetros de presión plantar se midieron con el sistema Pedar-X en veinte mujeres jóvenes saludables (edad media 20.7 años, altura media 1.60 m, y un peso medio de 53.35 kg). Debido a que las variaciones en la velocidad de marcha o en la pendiente pueden cambiar de manera significativa la magnitud de la presión plantar, en este estudio se tuvieron en cuenta las comparaciones de la distribución de la presión plantar entre dos protocolos independientes de trote en cinta ergométrica. Primero, los sujetos corrieron a una velocidad constante de $2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ con diferentes inclinaciones del 0%, 5%, 10% y 15%. Segundo, corrieron a una inclinación constante de 0% con diferentes velocidades de $1.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, $2.0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y $2.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. La presión pico de las ocho áreas de superficie plantar, además de la parte media del empeine y el hallux, aumentó de manera significativa ($p < 0.05$) con un incremento del 33% de la presión pico en la región del talón al incrementar la velocidad de $1.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a $2.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. En contraste, las presiones pico en el talón, la parte media del empeine, los dedos y el hallux disminuyeron de manera significativa ($p < 0.05$) con el incremento de la pendiente. En el talón, la presión pico se redujo en un 27% al cambiar la inclinación de 0% a 15%, sin embargo, la presión en la región lateral de la zona media del pie se incrementó de la siguiente manera. Las diferentes velocidades y pendientes durante el trote estuvieron asociadas a los cambios en las presiones plantares. Mediante la investigación sistemática de la cinemática del pie y la presión plantar durante el trote con diferentes inclinaciones de pendiente y velocidades, los resultados de este estudio proporcionaron más información valiosa sobre la biomecánica del pie durante el trote.

Palabras Clave: trote, presión plantar, inclinación, velocidad

INTRODUCCION

Hay una creciente tendencia de la gente a elegir el trote como forma de actividad física para mantener la salud (Razeghi y Batt, 2000; Thompson et al., 2003). Por ejemplo, en los Estados Unidos de Norteamérica, más de 30 millones de personas prefieren el trote como forma básica de ejercicio (Nagel et al., 2007). Últimamente hay más gente que trota en cinta

ergométrica en un gimnasio o en su hogar. En el pasado, muchos estudios también utilizaron una cinta ergométrica para estudiar el efecto relativo de la carrera a diferentes velocidades o inclinaciones. Guo et al. (2006) estudiaron los efectos de la velocidad y la pendiente sobre la cinemática de las extremidades inferiores durante el trote en cinta ergométrica en sujetos saludables. La ventaja principal del trote es que mejora la aptitud cardiopulmonar. Las actividades de tipo aeróbicas y de resistencia, tales como el trote, pueden dar como resultado mejoras en la aptitud física y ayudar en la prevención de enfermedades cardiovasculares (Razeghi y Batt, 2000). Para las personas con hipertensión, luego de cuarenta y cinco minutos de correr al 70% del $VO_{2m\acute{a}x}$, estudios previos demostraron que la hipotensión (PEH) post-ejercicio de la presión arterial (BP) sistólica dura dos horas y la PEH de la BP diastólica dura una hora y quince minutos (Hagberg et al, 1987). Mota et al. (2009) hallaron que veinte minutos de carrera en cinta ergométrica dieron como resultado una PEH que duró más de siete horas, así como también una mayor disminución de la BP sistólica (-11.1 ± 7.6 mmHg) y disminuciones de la BP diastólica (-4.0 ± 6.4 mmHg).

El trote es una de las actividades deportivas habituales que contribuye a las lesiones del miembro inferior en el pie. Los factores potenciales incluyen el sobreuso o el estrés reiterado por la carga. A menudo se reportan fracturas de los metatarsos por estrés en lesiones por sobrecarga en corredores de larga distancia y se considera que son el resultado de un proceso de múltiples factores (Van Mechelen, Hlobil et al., 1992). La carrera a pie está asociada con un riesgo incrementado de sufrir lesiones en el miembro inferior. Aproximadamente el 90% de las lesiones relacionadas con la carrera suceden en la extremidad inferior (Marti et al., 1988). Nagel et al. (2007) hallaron que los corredores de larga distancia muestran una presión pico incrementada de los huesos metatarsianos durante la carrera, y estos resultados indican que los corredores de larga distancia son propensos a sufrir fracturas metatarsianas por estrés. James et al (1978) demostraron que dos tercios de las lesiones crónicas se atribuían a un elevado kilometraje, a la intensidad del entrenamiento, a las carreras en pendientes y superficies duras y al cambio rápido en la rutina de entrenamiento. Además, varios autores han propuesto que las fuerzas de impacto en los miembros inferiores asociadas a la carga reiterada son las responsables de las lesiones por abuso en el sistema músculo-esquelético (Cavanagh y Lafortune, 1980; Nigg et al., 1987). Por otro lado, la mayoría de los investigadores de lesiones deportivas sugieren que los tipos de lesiones pueden diferir entre los géneros. En cuanto a la anatomía, las mujeres tienen piernas más cortas, hombros más estrechos, pelvis más anchas y una angulación mayor del valgo de la rodilla que los hombres (Arendt y Dick, 1995; Dugan, 2005; Hale, 1984; Klafs y Lyon, 1978; Sallis et al., 2001; Thomas, 1979). El propósito de este estudio ha sido estudiar el efecto de los cambios en la velocidad y la pendiente en la distribución de la presión plantar del pie durante el trote en cinta ergométrica para las mujeres.

Un típico ciclo de movimiento puede subdividirse en dos fases: la fase de contacto y la fase de apoyo. Durante la fase de contacto, la fuerza de reacción del suelo (GRF) generada es la suma del peso corporal y toda fuerza que acelera y/o desacelera la masa corporal. La GRF produce la presión plantar durante el movimiento corporal. Numerosos estudios han investigado el aumento de la presión plantar y la GRF con incrementos en la velocidad de la marcha (Alexander y Jayes, 1980; Bates et al., 1983; Bobbert et al., 1991; Cavanagh y Lafortune, 1980; Jacobs et al., 1972; Dickinson et al., 1985; Munro et al., 1987; Nigg et al., 1987; Roy, 1982). Esos estudios mostraron que la fuerza vertical máxima del andar entra en el rango de 1.1-1.5 veces el peso corporal (BW). La presión plantar en el talón, en los metatarsos medios y centrales, y en los dedos de los pies aumentaron de manera significativa al incrementarse las velocidades de la marcha de $57 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$ a $80 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$. Con la velocidad de marcha más rápida (mayor a $80 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$), hay una presión incrementada en los dedos de los pies y el talón (Keller et al., 1996). Al incrementarse la velocidad de la marcha, las personas pasan de caminar a correr. La diferencia entre caminar y correr recae en la fase más breve de apoyo doble durante la carrera. Debido a estos cambios en el ciclo de movimiento, el patrón de la presión plantar y la GRF también se alteran. Sin embargo, según se sabe, existen pocos argumentos sobre el aumento de la presión plantar y la GRF con incrementos en la velocidad. Munro et al. (1987) indican que con velocidades de $3\text{-}5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ la fuerza vertical máxima varía de 2.51 BW a 2.83 BW. La carga durante el movimiento de la carrera es casi dos veces la de la marcha. Los cambios en la pendiente también puede alterar los factores biomecánicos tales como la GRF vertical y la presión pico, pero pocos estudios han analizado esto de manera sistemática.

El incremento de la pendiente y la velocidad no sólo aumentará la tensión en el sistema cardiopulmonar, sino que también puede alterar el patrón de la presión plantar en el pie. Los factores biomecánicos tales como la fuerza máxima y las presiones pico pueden cumplir un papel esencial en la detección de la lesión del corredor. La presión (Messier y Pittala, 1988) y las fuerzas de impacto (Hreljac et al., 2000; van Mechelen, 1992) en el pie se han incluido como las principales causas de las lesiones por correr. La mayoría de los estudios han analizado estos factores a través de la utilización de placas de fuerza. Sin embargo, hay tres desventajas en la utilización de las placas de fuerza para interpretar las fuerzas en el pie: En primer lugar, las placas de fuerza deben construirse dentro de la pista o la senda; segundo, la cantidad de diferentes superficies de contacto que pueden medirse en la placa de fuerza es limitada; y tercero, sólo se puede medir un paso durante un ciclo de medición. Por lo tanto, la placa de fuerza no es ideal para la medición de la presión plantar en este estudio. Por consiguiente, en el presente estudio, se utilizó un sistema de presión plantar de plantillas para superar estos problemas. Aquí, se tuvo como objetivo comparar la distribución de la presión plantar del pie entre las diferentes pendientes y velocidades durante el trote en cinta ergométrica. En base a las diferentes pendientes y velocidades, se ha planteado la hipótesis de que la presión pico y el área de contacto disminuirían en el talón y aumentarían en el

metatarsiano lateral, independientemente del calzado que se utilice.

MÉTODOS

Veinte mujeres saludables, sin antecedentes de enfermedades neuromusculares ni lesiones músculo-esqueléticas serias participaron en el presente estudio. Las participantes tenían una edad promedio de 20.7 ± 4.7 años, una altura promedio de 1.60 ± 0.07 m y un peso promedio de 53.3 ± 6.8 kg. Todas las participantes eran estudiantes universitarias e informaron que no practicaban el trote de manera regular. A estas participantes se las reclutó del campus a fin de reunir los requisitos de inclusión y exclusión. Antes de involucrarse en el estudio todas las voluntarias dieron su consentimiento informado, aprobado por el comité de revisión ética de la universidad.

Se recopiló información antropométrica de cada participante, incluyendo edad, altura y peso. Las plantillas de presión del sistema Pedar-X (Novel, St. Paul, MN) se colocaron dentro del calzado. Antes de la prueba se les pidió a todas las participantes que hicieran un calentamiento que incluyera algunos ejercicios comunes de estiramiento y correr a la velocidad más baja que pudieran para familiarizarse con la cinta ergométrica. Las plantillas de presión se calibraron instruyendo a las participantes a levantar del suelo cada pierna. A todas los participantes se les informó sobre los procedimientos y ellas firmaron un consentimiento por escrito. La cinta ergométrica (IEC EN 60335⁻¹, h/p/cosmos sports & medical gmbh, Alemania) consistió de una superficie para caminar de 1.5×0.5 m. Había diferentes maneras de utilizarla en diferentes velocidades: (1) $1.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, $2.0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, y $2.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ con la pendiente en cero, y (2) las mismas velocidades con diferentes pendientes que fueron de 0%, 5%, 10%, 15%. Antes de comenzar el test, se recopiló un intento en cada condición. Cada intento duró ~30 segundos. Inicialmente, la pendiente se mantuvo plana y la velocidad se incrementó de manera gradual. Mientras que la velocidad fue de $1.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, se recopilaron datos de $1.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y 0%. Luego se incrementó la velocidad de manera gradual registrando datos de $2.0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ y $2.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. La velocidad se disminuyó a $2.0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. A esta velocidad, la pendiente se inclinó de manera gradual a 0%, 5%, 10%, y 15%.

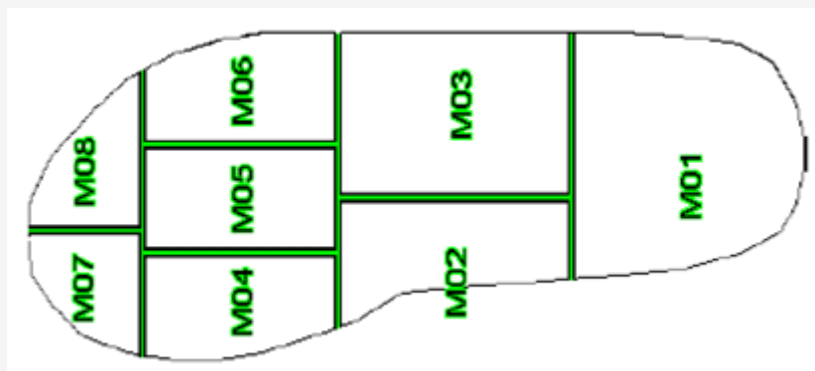


Figura 1. Ocho regiones anatómicas del pie definidas para utilizarlas en el análisis de distribución de la presión plantar. M01: Talón, M02: Parte media de la zona media del pie, M03: Parte lateral de la zona media del pie, M04: Zona media del empeine, M05: Centro del empeine, M06: Lateral del empeine, M07: Hallux, M08: demás dedos del pie.

Se utilizó el programa Novel Groupmask Evaluation (Pedar®-x, Novel Co., Alemania) para cuantificar las fuerzas y las presiones en las diferentes regiones del pie. Para analizar el patrón de presión plantar, la información de la plantilla se dividió en ocho regiones (máscaras) según las define el programa. Las regiones incluyen el talón, el arco medio, el arco lateral, metatarsos medios, metatarsos centrales y metatarsos laterales, dedo gordo y dedos pequeños (Figura 1). El talón comprendió los primeros 0% a 30% de la longitud del pie, la zona media del pie los siguientes 30% a 60%, el empeine los siguientes 60% a 85%, y el hallux/demás dedos del pie los restantes 85% a 100%. El ancho de la región de la zona media del pie se dividió en dos partes iguales. El ancho de la región del empeine se dividió en tercios iguales, creando tres regiones de empeine. El ancho de la región del hallux/demás dedos del pie también se dividió en dos partes, con la región del hallux ocupando el 40% de la zona media y la región de los demás dedos del pie ocupando el 60% de la zona lateral. En cada condición, sólo se utilizó el período de contacto total del pie para analizar la fuerza máxima y la presión pico. La fuerza máxima se calcula a partir de la suma de la fuerza medida en cada sensor de la plantilla. Esto se utilizó para predecir la energía cargada en el pie. La presión pico representa el resultado de todas las presiones medidas de los

diferentes sensores en las partes específicas del pie, y es importante a la hora de investigar el mecanismo de lesiones del pie.

Máscara	Velocidad 1,5	Velocidad 2,0	Velocidad 2,5	Valor F	Post Hoc
He(M01)	143.6 (73.6)	170.7 (85.7)	191.3 (71.8)	4.54*	S2.5>S2.0>S1.5
MM(M02)	154.1 (79.2)	172.9 (83.9)	178.2 (92.2)	7.23*	S2.5,2.0>S1.5
LM(M03)	130.3 (44.8)	149.5 (41.9)	162.3 (46.4)	19.17*	S2.5>S2.0>S1.5
MF(M04)	339.8 (108.1)	360.7 (114.2)	377.8 (101.2)	2.42	S2.5>S1.5
CF(M05)	223.8 (48.6)	244.5 (53.1)	266.5 (64.6)	10.74*	S2.5>S2.0>S1.5
LF(M06)	172.7 (51.3)	189.0 (49.9)	203.9 (54.4)	11.76*	S2.5>S2.0>S1.5
Ha(M07)	309.3 (123.9)	323.6 (123.1)	333.1 (103.4)	0.94	
To(M08)	126.3 (47.4)	139.0 (49.3)	147.8 (50.7)	5.13*	S2.5>S1.5

Tabla 1. Presión pico a la misma pendiente de 0% con diferentes velocidades. Los datos son medias (\pm DE). He(M01): Talón, MM(M02): Parte media de la zona media del pie, LM (M03): Parte lateral de la zona media del pie, MF(M04): Zona media del empeine, CF(M05): Centro del empeine, LF(M06): Lateral del empeine, Ha(M07): Hallux, To(M08): Demás dedos del pie. * $p < 0.05$.

Se utilizó un análisis ANOVA para medidas repetidas, seguido de una prueba post-hoc de Tukey, para comparar la presión plantar y la fuerza máxima con cambios en la velocidad y la pendiente del trote. El nivel de significancia se estableció en 0.05.

RESULTADOS

Con el incremento de la velocidad, con excepción de la parte media del empeine y el hallux, la presión de todas las regiones aumentó de manera significativa ($p < 0.05$). Cuando la velocidad se incrementó de $1.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a $2.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, la presión pico de la región del talón aumentó en alrededor del 33%, la del arco medio en alrededor del 16% y la elevación del arco lateral en alrededor del 25%. En el empeine, la presión pico de la parte central del empeine aumentó en alrededor del 19% y la de la parte lateral del empeine en alrededor del 18% (Tabla 1). Cuando la velocidad se incrementó de $1.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a $2.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, la fuerza máxima del talón aumentó en alrededor del 46%, el arco medio aumentó en alrededor del 67% y la elevación del arco lateral aumentó en alrededor del 48%. Además, las fuerzas máximas de la parte central del empeine aumentó en alrededor del 23%, las de la parte lateral del empeine aumentaron en alrededor del 27% y las de la elevación de la parte media del empeine en alrededor del 17% (Tabla 2).

Al incrementarse la pendiente, hubo una reducción de la presión pico del talón, la zona media del empeine, y del hallux y los demás dedos del pie ($p < 0.05$). En el talón, la presión pico disminuyó en alrededor del 27% cuando la pendiente se incrementó de 0% a 15%. Además, la presión pico de la zona media del empeine disminuyó en alrededor del 15%. Con el incremento en la pendiente de 0% a 15%, la presión pico del hallux disminuyó en alrededor del 26% y la de los demás dedos del pie se redujo en alrededor del 19% (Tabla 3). No hubo diferencias significativas entre el arco lateral y el arco medio en la zona media del pie, la presión pico del arco lateral aumentó en un 8% y la del arco medio disminuyó en un 8%. La fuerza máxima fue similar a la presión pico. Al incrementarse la pendiente de trote, hubo una reducción en la fuerza máxima del talón, de la zona media del empeine, y del hallux y los demás dedos del pie ($p < 0.05$) (Tabla 4). No obstante, el arco lateral aumentó ($p < 0.05$) con el incremento de la pendiente.

DISCUSION

Como era de esperar, las velocidades más rápidas dieron como resultado presiones plantares pico más elevadas y una mayor fuerza máxima en todas las regiones (Tabla 1 y Figura 2). Podría argumentarse que los sujetos incrementaron la inversión del tobillo/pie al incrementarse la velocidad de carrera. En contraste, al aumentar la pendiente de trote, la presión pico del talón, de la parte media del empeine, de la parte media de la zona media del pie, del hallux y de los demás dedos del pie disminuyó (Tabla 3 y Figura 3). En otras palabras, la presión pico disminuyó en todas las regiones, excepto

en el lado lateral. Es probable que la presión plantar disminuida sea el resultado del componente vertical reducido de la GRF con pendiente incrementada. La presión incrementada en el lado lateral podría ser consecuencia de la inversión del pie al trotar en una pendiente inclinada. Con el golpe del talón, el cuerpo necesita disminuir inicialmente la velocidad de contacto (aceleración de gravedad) de la masa corporal y mantener el equilibrio. En los hallazgos, la fuerza máxima y la presión pico de la región del talón se incrementaron con mayor velocidad. Al incrementarse la velocidad de $1.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a $2.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, la presión pico y la fuerza máxima también se incrementaron en la región del talón.

Se halló que la GRF y la presión pico de todo el pie aumentaron con el incremento de la velocidad. Este resultado es similar al de otros estudios (Burnfield et al., 2004; Chuckpaiwong et al., 2008; Segal et al., 2004). Burnfield et al. (2004) indican que una marcha más rápida dio como resultado presiones más elevadas en todas las regiones del pie, excepto en el arco y el metatarso lateral, principalmente debido a mayores fuerzas bajo el talón, los metatarsos medios y los dedos del pie. Los resultados del presente estudio mostraron que la presión plantar se incrementó en todas las regiones y la presión pico fue mayor en el hallux y la parte media del empeine, y por lo tanto son consecuentes con los hallazgos de Burnfield et al. (2004). En este estudio, la presión pico aumentó de manera significativa en el lado lateral con el incremento de la velocidad.

Máscara	Velocidad 1,5	Velocidad 2,0	Velocidad 2,5	Valor F	Post Hoc
He(M01)	281.7 (159.7)	354.1 (188.1)	410.5 (169.0)	7.51*	S2.5>S2.0>S1.5
MM(M02)	45.7 (31.8)	78.2 (111.7)	76.1 (39.5)	2.96	
LM(M03)	151.0 (79.2)	193.9 (80.9)	223.1(79.2)	17.87*	S2.5>S2.0>S1.5
MF(M04)	251.8 (79.2)	278.6 (74.3)	294.1 (75.0)	5.49*	S2.5>S1.5
CF(M05)	195.1 (60.6)	219.5 (60.4)	239.3 (65.8)	14.90*	S2.5>S2.0>S1.5
LF(M06)	116.1 (59.0)	136.7 (55.2)	147.3 (59.9)	14.90*	S2.5>S1.5
Ha(M07)	101.7 (53.8)	101.3 (39.7)	108.6 (41.0)	0.87	
To(M08)	55.7 (30.4)	59.1 (25.9)	64.2 (24.9)	2.11	

Tabla 2. Fuerza máxima en la misma pendiente 0% con velocidades diferentes. Los datos son medias (\pm DE). He(M01): Talón, MM(M02): Parte media de la zona media del pie, LM (M03): Parte lateral de la zona media del pie, MF(M04): Zona media del empeine, CF(M05): Centro del empeine, LF(M06): Lateral del empeine, Ha(M07): Hallux, To(M08): Demás dedos del pie. * $p < 0.05$.

Máscara	SLO	SL5	SL10	SL15	Valor F	Post Hoc
He(M01)	170.7 (85.7)	161.4 (56.6)	142.6 (40.3)	124.1 (41.6)	4.36*	SL0,5>SL10,15; SL10>SL15
MM(M02)	172.9 (83.9)	155.1 (77.5)	164.8 (82.3)	159.3 (83.2)	1.17	
LM(M03)	149.5 (41.9)	155.2 (33.9)	161.1 (44.4)	161.7 (46.6)	2.32	
MF(M04)	360.7 (114.2)	322.1 (90.1)	318.5 (78.0)	306.8 (105.5)	3.98*	SL0>SL5,10,15
CF(M05)	244.5 (53.1)	290.8 (290.3)	249.1 (51.6)	240.7 (54.4)	1.14	
LF(M06)	189.0 (49.9)	192.9 (48.3)	196.3 (51.4)	194.1 (55.0)	1.00	
Ha(M07)	323.6 (123.1)	277.5 (90.7)	258.5 (82.2)	238.9 (71.9)	9.26*	
To(M08)	139.0 (49.3)	120.4 (36.3)	116.0 (30.7)	113.0 (30.2)	9.92*	SL0>SL5,10,15; SL5>SL15 SL0>SL5,10,15

Tabla 3. Presión pico a la misma velocidad de $2.0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ con diferentes pendientes. Los datos son medias (\pm DE). He(M01): Talón, MM(M02): Parte media de la zona media del pie, LM (M03): Parte lateral de la zona media del pie, MF(M04): Zona media del empeine, CF(M05): Centro del empeine, LF(M06): Lateral del empeine, Ha(M07): Hallux, To(M08): Dedos del pie. * $p < 0.05$.

Estos resultados son diferentes de los hallazgos previos. Una posible explicación para la discrepancia podría ser que esos autores analizaron velocidades más bajas ($0.95 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, $1.33 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, $1.62 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Por lo tanto, es posible que los patrones del pie observados en ese estudio no sean característicos de la carrera. Además, la presión pico y la fuerza máxima del talón durante la carrera son significativamente más elevados que los de la marcha (Hennig y Rosenbaum, 1991). Asimismo se halló que la presión pico y la fuerza máxima se incrementan de $1.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (similar a la velocidad rápida de la marcha) a $2.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (similar a la velocidad de carrera).

Existen dos razones posibles para explicar los principales hallazgos del presente estudio. Una razón es que la zona media

del pie se adapta mejor a los cambios en las fuerzas mientras puede ayudar a amortiguar el impacto del suelo. El cuerpo debe moverse en respuesta a las GRFs en la zona media del pie con rapidez para enfrentarse al incremento del impacto a velocidades más altas. En el presente estudio se dividió la zona media del pie en dos sub-áreas, la parte media de la zona media del pie y la parte lateral de la zona media del pie. La parte media de la zona media del pie es aproximadamente el arco del pie y la parte lateral de la zona media del pie se definió como el arco lateral. Los resultados confirmaron que la fuerza máxima de la parte media de la zona media del pie aumentó cuando se incrementó la velocidad. El arco del pie cumple el importante papel de amortiguar el impacto. No sólo el arco, sino también la rodilla pueden ayudar a reducir el impacto mediante una leve flexión y posterior extensión en la fase temprana de apoyo. (Guo et al., 2006). Luego de la extensión de la rodilla, por lo tanto, el arco del pie de la parte media de la zona media del pie se vuelve más plano a fin de amortiguar el impacto que se produce con el incremento en la velocidad. Las GRFs y la presión pico de la parte lateral de la zona media del pie también se incrementaron de manera significativa con el aumento de la velocidad. En el arco lateral, parte lateral de la zona media del pie, la presión pico también aumentó con el incremento de la velocidad. La presión pico del arco medio también aumentó con el incremento de la velocidad. Como resultado, es probable que el pie produzca una mayor inversión con el incremento de la velocidad. Podría argumentarse que debido al incremento de la velocidad, la exigencia para que el pie mantenga la estabilidad aumenta en gran medida. Un método para lograr esto es incrementar la posición de los dedos del pie hacia adentro con inversión subtalar para producir una palanca estable. Este mecanismo no sólo puede brindar estabilidad, sino también incrementar la fuerza de propulsión para la marcha (Guo et al., 2006).

La fuerza de propulsión es otra razón del porqué las GRFs tienden a cambiar hacia la zona media del pie con más rapidez cuando se trota a velocidades más elevadas. Al incrementarse la velocidad, aumenta de manera gradual la fuerza de propulsión. En la etapa de la marcha, el tobillo mostrará una flexión plantar incrementada con mayores velocidades para generar más potencia para el movimiento hacia adelante (Guo et al., 2006), con incrementos en los valores pico para las velocidades angulares positivas. Por lo tanto, se ha planteado la hipótesis de que la fuerza máxima en el empeine aumentará con el incremento de la velocidad. La fuerza máxima de todas las regiones aumentó de manera significativa con el incremento de la velocidad. El incremento de la posición de los dedos del pie hacia adentro está acompañado de la inversión subtalar para brindar un nivel estable para la marcha como lo requiere el aumento de la fuerza de propulsión con el incremento de la velocidad o pendiente.

La GRF disminuyó con el aumento de la pendiente durante el trote. Se puede argumentar que esto podría deberse a un cambio en la primera área de contacto desde el talón hacia la zona media del pie. En la fase de contacto, el movimiento del tobillo no se ve alterado entre la carrera a nivel y cuesta arriba (Roberts y Belliveau, 2005). Por lo tanto, la fuerza máxima y la presión pico disminuyeron de manera significativa en el talón con las pendientes hacia arriba. Grampp et al (2000) indicaron que se halló un aumento en la presión y la fuerza plantar en el hallux y la parte media del empeine con el incremento de la pendiente. Estos hallazgos pueden reflejar patrones de activación muscular incrementada junto con fuerzas normales incrementadas. Sin embargo, el presente estudio mostró una presión plantar reducida en todas las regiones, excepto en el lado lateral, lo cual fue resultado de la disminución del componente vertical de la GRF. Además, el aumento de presión en el lado lateral podría ser la consecuencia del pie invertido durante el trote en pendiente. Durante la carrera a nivel, el cuerpo utiliza principalmente un mecanismo denominado *screw home* y el arco del pie para superar esta situación. En la fase de apoyo durante la extensión de la rodilla, el deslizamiento anterior prolongado en el lado medio produce una rotación externa de la tibia (el mecanismo "*screw-home*"). Por lo tanto, la rodilla está en posición de bloqueo. En esta posición la rodilla está más estable. En la fase de despegue el mecanismo tuvo la potencia suficiente para desplazarse. Al final de la fase de apoyo la inversión subtalar provocaría un aumento del arco del pie.

Máscara	SLO	SL5	SL10	SL15	Valor F	Post Hoc
He(M01)	354.1 (188.1)	364.2 (135.9)	319.4 (104.8)	270.4 (113.9)	3.49*	SL5>SL10,15; SL0,10>SL15
MM(M02)	78.2 (111.7)	73.3 (40.0)	81.3 (43.3)	75.5 (43.4)	0.08	SL10>5,0; SL15,5>SL0
LM(M03)	193.9 (80.9)	223.3 (78.5)	242.9 (90.7)	234.8 (87.2)	8.53*	SL0>SL10,15
MF(M04)	278.6 (74.3)	257.0 (60.0)	255.3 (61.3)	238.6 (78.3)	4.33*	
CF(M05)	219.5 (60.3)	218.2 (57.6)	222.0 (54.8)	212.7 (53.3)	1.07	
LF(M06)	136.7 (55.2)	132.7 (56.7)	137.3 (52.6)	138.3 (54.1)	0.22	
Ha(M07)	101.3 (39.7)	94.4 (41.6)	83.6 (36.8)	76.5 (30.5)	13.58*	
To(M08)	59.1 (25.9)	56.1 (22.5)	49.9 (17.9)	47.4 (16.4)	10.19*	SL0>SL10,15; SL5>SL15

Tabla 4. Fuerza máxima a la misma velocidad de 2.0m s⁻¹ con diferentes pendientes. Los datos son medias (± DE). He(M01): Talón, MM(M02): Parte media de la zona media del pie, LM (M03): Parte lateral de la zona media del pie, MF(M04): Zona media del empeine, CF(M05): Centro del empeine, LF(M06): Lateral del empeine, Ha(M07): Hallux, To(M08): Demás dedos del pie. * p < 0.05.

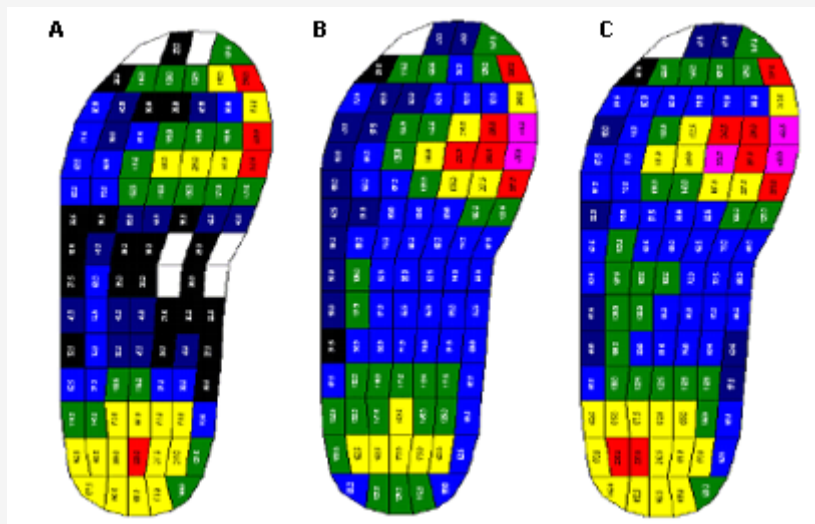


Figura 2. Presión pico en la misma pendiente 0% con diferentes velocidades (a) $1.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (b) $2.0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (c) $2.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ con velocidad en incremento, el valor de la presión pico aumentaría.

Además, la articulación tarsal transversa convergería y se volvería rígida para el desplazamiento del pie. Al incrementarse la velocidad, el arco del pie cumpliría un papel importante para este propósito. Esto es similar entre la carrera a nivel y cuesta arriba. Debido a que el rango del movimiento de la rodilla es decreciente con el incremento de la pendiente (Roberts y Belliveau, 2005). Según este hallazgo, el arco del pie, en lugar de la rodilla, puede brindar la asistencia principal para la amortiguación del impacto. No fue sorprendente el hecho de que la fuerza máxima y la presión pico de la parte lateral de la zona media del pie aumentarían de manera significativa con los incrementos de la pendiente durante el trote.

Según los hallazgos antes mencionados, aunque no hubo diferencias significativas en la parte media de la zona media del pie, el pie aún demostró una mayor inversión con el incremento de la pendiente. Al aumentar la pendiente, el pie aumentaba la posición de los dedos hacia adentro para brindar un nivel estable para la marcha al final de la fase de ponerse de pie. No obstante, el tobillo no es el principal propulsor para la carrera cuesta arriba. No hubo un incremento en el trabajo del tobillo ni de la rodilla para compensar el aumento de trabajo durante el trote en una pendiente (Roberts y Belliveau, 2005). En cambio, es necesario que la cadera produzca la mayor parte del trabajo de propulsión (Guo et al., 2006). El aumento de la flexión de cadera, la rodilla y el tobillo en el balanceo y el comienzo de la fase de postura es importante para asegurar el despegue del pie y el contacto del talón al trotar en una pendiente. Por lo tanto, la fuerza máxima del empeine no muestra ninguna diferencia significativa en la carrera cuesta arriba.

En el presente estudio, se utilizó un sistema de presión plantar de plantillas en lugar de placas de fuerza, ya que esto permitió recopilar datos de la presión plantar a lo largo de una muestra mayor de marcha. Sin embargo, el sistema de presión plantar de plantillas no pudo medir la fuerza de cizalla y la fuerza de propulsión. Esta fue una limitación importante del estudio. Pues, los participantes corrieron en una pendiente, donde se produce la fuerza de cizalla. Las fuerzas de cizalla solamente no pueden producir una lesión de tejido, pero pueden contribuir, por lo que en presencia de un incremento de presión, se producirá un daño de tejido más severo (Bennett, 1988). Otra limitación es que tampoco se pudo obtener el valor de la fuerza de propulsión.

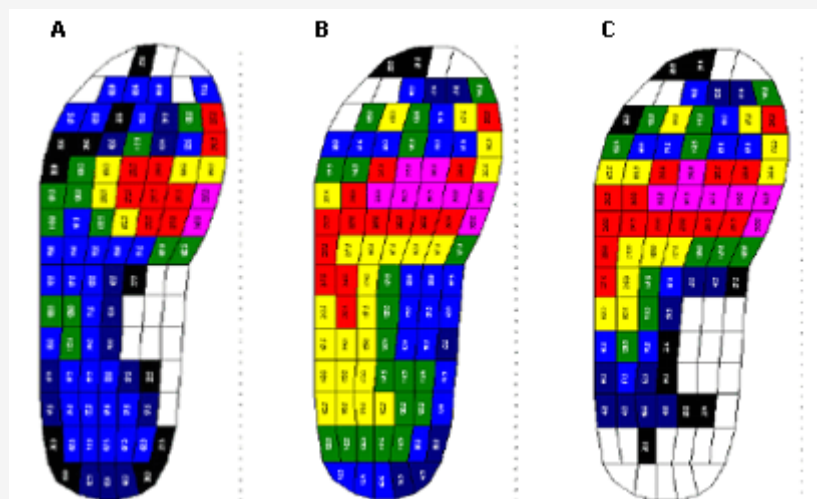


Figura 3. Presión pico a la misma velocidad de $2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ con diferentes pendientes (a) 5% (b) 10% (c) 15% el incremento de presión en el metatarso lateral podrían ser la consecuencia de la inversión del pie durante el trote en pendiente.

La fricción se produce cuando los pacientes arrastran el pie por una superficie externa. Esto da como resultado una excoriación con daño en la capa más superficial de la piel. Por lo tanto, en estudios futuros, sería importante determinar ambos parámetros. En consecuencia, los resultados de este estudio podrían ser una referencia para los médicos y entrenadores a fin de prevenir futuras lesiones deportivas durante el trote en una cinta ergométrica, en especial a la hora de diseñar una prescripción de ejercicios para pacientes que sufran de dolencias en el pie.

CONCLUSION

Con el incremento de la velocidad, la presión pico de todas las regiones, excepto de la zona media del empeine y el hallux, aumentó de manera significativa. Además de las regiones del hallux y los demás dedos del pie, la fuerza máxima aumentó de manera significativa con el incremento de la velocidad. Al incrementarse la pendiente, la presión pico del talón, de la zona media del empeine y del hallux y demás dedos del pie disminuyó notablemente. La fuerza máxima del talón, de la zona media del empeine y del hallux y demás dedos del pie disminuyó notablemente. No obstante, el arco lateral aumentó de manera significativa con la elevación de la pendiente de trote. Por consiguiente, los resultados de este estudio pueden ofrecer una referencia para que las jóvenes elijan la inclinación y velocidad adecuadas de la cinta ergométrica.

Puntos Clave

- Este estudio tuvo como objetivo comparar la distribución de la presión plantar del pie entre diferentes pendientes y velocidades durante el trote en una cinta ergométrica mediante la utilización de un sistema de medición plantar con plantillas.
- Con el incremento de la velocidad, con excepción del hallux y la parte media del empeine, la presión pico de todas las regiones aumentó de manera significativa.
- Al incrementarse la pendiente, hubo una reducción de la presión pico del talón, de la zona media del empeine, y del hallux y demás dedos del pie.

Agradecimientos

Este trabajo está respaldado por el Consejo de Ciencia de la Nación NSC 94-2320-B-037-017, Taiwan.

REFERENCIAS

1. Alexander, R.M. and Jayes, A.S (1980). Fourier analysis of forces exerted in walking and running. *Journal of Biomechanics* 13, 383-390
2. Arendt, E. and Dick, R (1995). Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. *NCAA data and review of literature. American Journal of Sports Medicine* 23, 694-701
3. Bates, B.T., Osternig L.R., Samhill, J.A. and James, S.L (1983). An assessment of subject variability, subject-shoe interaction, and the evaluation of running shoes using ground reaction force data. *Journal of Biomechanics* 16, 181-191
4. Belli, A., Kyrolainen, H. and Komi, P. V (2002). Moment and power of lower limb joints in running. *International Journal of Sports Medicine* 23, 136-141
5. Bennett, L. and Lee, B.Y (1988). Vertical shear existence in animal pressure threshold experiments. *Decubitus* 1, 18
6. Bobbert, M.F., Schamhardt, H.C. and Nigg, B.M (1991). Calculation of vertical ground reaction force estimates during running from positional data. *Journal of Biomechanics* 24, 1095-1105
7. Burnfield, J.M., Few, C.D., Mohamed, O.S. and Perry, J (2004). The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. *Clinical Biomechanics* 19, 78-84
8. Cavanagh, P. R. and Lafortune, M. A (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics* 13, 397-406
9. Chuckpaiwong, B., Nunley, J.A., Mall, N.A. and Queen, R.M (2008). The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait & Posture* 28, 405-411
10. Dickinson, J.A., Cook, S.D. and Leinhardt, T.M (1985). The measurement of shock waves following heel strike while running. *Journal of Biomechanics* 18, 415-422
11. Dugan, S.A (2005). Sports-related knee injuries in female athletes: what gives?. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 84, 122-130
12. Grampp, J., Willson, J. and Kernozek, T (2000). The plantar loading variations to uphill and downhill gradients during treadmill walking. *Foot & Ankle International* 21, 227-231
13. Guo, L. Y., Su, F. C., Yang, C. H., Wang, S. H., Chang, W. L. and Lin, H. T (2006). Effects of speed and incline on lower extremity kinematics during treadmill jogging in health subjects. *Biomedical Engineering- Applications, Basis & Communications* 18, 73-79
14. Hagberg, J. M., Montain, S. J. and Martins, W. H (1987). Blood pressure and hemodynamic responses after exercise in older hypertensives. *Eur J Appl Physiol* 663, 270-276
15. Hale, R (1984). Factors important to women engaged in vigorous physical activity. In: *Sports Medicine*. Ed: Strauss, R.H. Philadelphia. W. B. Saunders Co. 259-269
16. Hennig, E.M. and Rosenbaum, D (1991). distribution patterns under the feet of children in comparison with adults. *Foot & Ankle International* 11, 306-311
17. Hreljac, A., Marshall, R.N. and Hume, P.A (2000). Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32, 1635-1641
18. Jacobs, N.A., Skorecki, J. and Charnley, J (1972). Analysis of the vertical component of force in normal and pathological gait. *Journal of Biomechanics* 5, 11-34
19. James S.L., Bates, B.T. and Osternig, L.R (1978). Injuries to runners. *The American Journal of Sports Medicine* 6, 40-50
20. Keller, T.S., Weisberger, A.M., Ray, J.L., Hasan, S.S., Shiavi, R.G. and Spengler, D.M (1996). Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 11, 253-259
21. Klafs, C. and Lyon, J (1978). The female athlete. 2nd edition. CV Mosby, St Louis
22. Lanese, R.R., Strauss, R.H., Leizman, D.J. and Rotondi, A.M (1990). Injury and disability in matched mens and womens intercollegiate sports. *American Journal of Public Health* 80, 1459-1462
23. Marti, B., Vader, J.P., Minder, C.E. and Abelin, T (1988). On the epidemiology of running injuries. The 1984 Bern Grand-Prix study. *The American Journal of Sports Medicine* 16, 285-294
24. Messier, S.P. and Pittala, K.A (1988). Etiologic factors associated with selected running injuries. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 20, 501-505
25. Mota, M.R., Pardonno, E., Lima, L.C.J., Arsa G., Bottaro, M., Campbell, C.S.G. and Simoes, H.G (2009). Effects of treadmill running and resistance exercises on lowering blood pressure during the daily work of hypertensive subjects. *Journal of Strength and Conditioning Research* 23, 2331-2338
26. Munro, C.F., Miller, D.I. and Fuglevand, A.J (1987). Ground reaction forces in running: a reexamination. *Journal of Biomechanics* 20, 147-155
27. Nagel, A., Fernholz, F., Kibele, C. and Rosenbaum, D (2007). Long distance running increases plantar pressures beneath the metatarsal heads A barefoot walking investigation of 200 marathon runners. *Gait & Posture* 27, 152-155
28. Nakaya, S. and Nishswaki, T (2007). Motion analysis of treadmill running for footwear designing. In. *Proceedings 8th Footwear Biomechanics Symposium, June 27-29, Taipei, Taiwan*. 135-136
29. Nigg, B.M., Bahlsen, H.A., Luethi, S.M. and Stokes, S. (1987). The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *Journal of Biomechanics* 20, 951-999
30. Razeghi, M. and Batt, M.E (2000). Biomechanical analysis of the effect of orthotic shoe inserts: a review of the literature. *Sports Medicine* 29, 425-438
31. Roberts, T.J. and Belliveau, R.A (2005). Sources of mechanical power for uphill running in humans. *Journal of Experimental Biology* 208, 1963-1970
32. Roy, B (1982). Biomechanical characteristics of endurance running. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences* 7, 104-115
33. Sallis, R.E., Jones, K., Sunshine, S., Smith, G. and Simon, L (2001). Comparing sports injuries in men and women. *International*

34. Segal, A., Rohr, E., Orendurff, M., Shofer, J., O'Brien, M. and Sangeorzan, B (2004). The effect of walking speed on peak plantar pressure. *Foot & Ankle International 25, 926-933*
35. Thomas, C (1979). Factors important to women participants in vigorous athletics. In. *Sports Medicine and Physiology. Ed: Strauss, R. WB. Saunders, Philadelphia*
36. Thompson, P.D., Buchner, D., Pina, I.L., Balady, G.J., Williams, M.A., Marcus, B.H., Berra, K., Blair, S.N., Costa, F., Franklin, B., Fletcher, G.F. (2003). Exercise and physical activity in the prevention. (*Subcommittee on Exercise, Rehabilitation, and Prevention*) and the Council on Nutrition
37. Van Mechelen, W (1992). Running injuries. A review of the epidemiological literature. *Sports Medicine 14, 320-335*
38. Van Mechelen, W., Hlobil, H. and Kemper, H.C (1992). Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. A review of concepts. *Sports Medicine 14, 82-99*

Cita Original

I-Ju Ho, Yi-You Hou, Chich-Haung Yang, Wen-Lan Wu, Sheng-Kai Chen and Lan-Yuen Guo. Comparison of Plantar Pressure Distribution between Different Speed and Incline during Treadmill Jogging. *Journal of Sports Science and Medicine* (2010) 9, 154 - 160.