

CASE REPORT

Effect of the different technologies of running sports shoes on the activity of the triceps sural during the race. About a case.

Efecto de las diferentes tecnologías del calzado deportivo de running en la actividad del tríceps sural durante la carrera. A propósito de un caso.

Andrea Roca Dols^{1*}, Rubén Sánchez Gómez², Roi Pinceira Villar³.

¹ Facultad de Ciencias de la Salud Universidad Rey Juan Carlos, Alcorcón, España.

² Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología. Universidad Complutense de Madrid, Madrid.

³ Unidade de Investigación Saúde e Podoloxía. Departamento de Ciencias da Saúde, Facultade de Enfermaría e Podoloxía, Universidade da Coruña, España

* Correspondence: Andrea Roca Dols. Facultad de Ciencias de la Salud Universidad Rey Juan Carlos, Alcorcón, España.

Abstract

Objectives: It is intended to assess how the muscular activity of a runner's leg varies when using different sports shoes with respect to the barefoot condition.

Material and methods: Use a treadmill and surface electromyography equipment to assess the peak of maximum muscular activity in the different phases of the race (late swing phase, heel support, medium support and take-off). The procedure used consisted of recording a recording of 1 minute and with the condition of footwear: air chamber, pronation control, impulse, minimalist and EVA (ethyl vinyl acetate).

Results: The maximum peaks of muscular activity increase in the phase of medium support with the shoe increase in the lateral gastrocnemius (0.6410 mV) and in the takeoff phase with the control of pronation in the medial gastrocnemius (0.7322 mV) and in the soleo (1.0905 mV).

Conclusions: The impulse of the shoe increases the muscular activity of the external twin in all phases of walking. The shoe with pronation control decreases the muscle activity of the triceps surae in the medium support phase.

Key Words: Muscle contraction, electromyography, career and barefoot.

Resumen

Objetivos: Se pretende valorar como varia la actividad muscular de la pierna de un corredor al utilizar diferentes zapatillas deportivas respecto a la condición descalza.

Material y métodos: Se utiliza un tapiz rodante y un equipo de electromiografía de superficie para valorar el pico de máxima actividad muscular en las distintas fases de la carrera (final de la fase de vuelo, apoyo de talón, apoyo medio y despegue). El procedimiento empleado consistió en registrar una grabación de 1 min descalzo y con cada condición de calzado: cámara de aire, control de pronación, boost, minimalista y EVA (etil vinil acetato).

Resultados: Los máximos picos de actividad muscular suceden en la fase de apoyo medio con la zapatilla boost en el gemelo externo (0,6410 mV) y en la fase de despegue con la de control de pronación en el gemelo interno (0,7322 mV) y en el soleo (1,0905 mV).

Conclusiones: La zapatilla boost aumenta la actividad muscular del gemelo externo en todas las fases de la marcha. La zapatilla con control de pronación disminuye la actividad muscular del tríceps sural en la fase de apoyo medio.

Palabras Clave: Contracción muscular, electromiografía, carrera y descalzo.

Received: 04 May 2018; Acept: 14 July 2018.

Conflictos de Interés

Ninguno Declarado.

Fuentes de Financiación

Ninguna Declarada

Introducción

La biomecánica de la carrera descalza es distinta a la de un corredor que ejecuta esta disciplina atlética calzado (1-6). La carrera de media y larga distancia es una actividad popular con una tasa de lesión anual bastante alta, un 56% entre los corredores de larga distancia (7).

En la última década se ha observado un pico importante en el interés y la participación de los corredores descalzos (BF) o con calzado deportivo minimalista para intentar reducir el riesgo de lesiones (1-3). Las variaciones cinemáticas que suceden al correr descalzo o con calzado minimalista parecen estar acompañadas de adaptaciones musculares localizadas principalmente alrededor de la articulación del tobillo (8). No obstante, existe un desacuerdo en cuanto al patrón de funcionamiento neuromuscular respecto a la actividad del tríceps sural. Diferentes autores han mostrado como al correr descalzo aparece un pico de actividad al final de la fase de vuelo en el gastrocnemio medial y lateral (9,10,12). Sin embargo, Rao et al. no describieron ningún efecto del calzado sobre el músculo del tríceps sural al usar diferentes calzados (8).

Por otro lado, existen estudios electromiográficos (EMG) que demuestran que las ortesis plantares pueden alterar en las extremidades inferiores y en la zona lumbar las características y la amplitud EMG (13-16). Nigg sugiere que un mecanismo alternativo por el cual las ortesis plantares pueden influir en la mejoría sintomática de la extremidad inferior es el cambio de la actividad muscular porque los cambios cinemáticos que suceden en las extremidades inferiores con el uso de las ortesis plantares son demasiado pequeños para explicar el gran grado de alivio sintomático observado en los estudios clínicos (17).

Dado que hay artículos que hablan sobre los cambios de actividad muscular que se producen en las piernas y los pies con el uso de órtesis plantares a medida (18,19) creemos necesario aportar datos científicamente relevantes para determinar dichos cambios al utilizar diferentes calzados deportivos.

Caso Clínico

El caso clínico que presentamos corresponde a un sujeto varón de 20 años de edad con una altura de 181cm, un peso de 67kg, un IMC de 20,45KG/m² y una talla de pie, según tallaje europeo, de 43. Se trata de un corredor de media y larga distancia que nunca ha presentado lesiones en la región de la pierna y el pie. La maniobra de flexión dorsal de tobillo realizada en descarga indica que presenta una movilidad de la articulación tibio-peroneo-astragalina compatible con la normalidad, 8 grados de flexión dorsal en ambos miembros, valorados con goniómetro. Su tipo de pie es neutro (20) (figura1). El participante del estudio presentaba un FPI entre 0 y +5. La medición clínica de FPI que evalúa a las poblaciones adultas ha mostrado una fiabilidad de moderada a buena (21). Se estudió únicamente el pie derecho del paciente (22).



Figura 1: Valoración del tipo de pie que presenta el sujeto sobre el podoscopio.

Instrumentación

Se utilizó un equipo de electromiografía (EMG) de superficie (23), Biometrics (SX230), y un tapiz rodante (Q7) de 500w de potencia. Los electrodos fueron posicionados según lo recomendado por la organización Surface ElectroMyoGraphy (SENIAM) (24). Los músculos de la pierna estudiados fueron: el gemelo interno (GI), el gemelo externo (GE) y el soleo (S). Las señales EMG fueron pre-amplificadas y filtradas (ancho de banda = 20-450 Hz, ganancia = 1000) y registradas con una frecuencia de muestreo de 2500Hz utilizando hardware biométrico (Biometrics Data Link).

Para identificar las fases de la carrera se utilizaron dos sensores de presión circulares pertenecientes a el mismo equipo de EMG. Se colocaron en la superficie plantar de la articulación inter-falángica del primer dedo del pie (figura 2) y en la parte medial y plantar del calcáneo (25) para registrar las diferentes fases de la carrera: el final de la fase de vuelo (FV), el contacto de talón (CT), el apoyo medio (AM) y el despegue (DSP).



Figura 2: Colocación de los dos sensores de presión.

La variable EMG identificada en el estudio fue el pico máximo de actividad muscular registrado en cada fase de la marcha al correr calzado con cada una de las cinco zapatillas deportivas diferentes empleadas respecto a correr descalzo (figura3) (tabla1). Se utilizó este dato electromiográfico para poder identificar que zapatilla produce la mayor activación muscular del tríceps sural.

Tabla 1: Especificaciones técnicas de las zapatillas deportivas en el estudio.

| Características técnicas | Zapatilla Minimalista (EVO PUREM PBT YELLO W MESH©) | Zapatilla de Etil-vinil-acetato (EVA) (ASICS-GEL-SPEEDSTAR-6 ©) | Zapatilla con control de pronación (NIKE AIR ZOOM STRUCTURE 19©) | Zapatilla con cámara de aire (NIKE MAX LUNAR1 WR©) | Zapatilla Boost (ADIDAS QUESTAR BOOST IF M©) |
|---------------------------------|--|--|---|---|---|
| Material de la suela exterior | Goma | Goma | Goma de carbon bajo del talón, goma expansiva bajo del antepié | Goma | Goma |
| Material de la media suela | Goma | Etil-vinil-acetato | Espuma de tres densidades | Etil-vinil-acetato | Boost TPU* |
| Sistema de absorción de impacto | No existe | Amortiguación con GEL® bajo del talón | cámara de aire bajo del talón | cámara de aire bajo del talón | Boost TPU* |
| Sistema de control | No existe | No existe | Postero-medial | No existe | No existe |
| Drop ** (mm) | 0 | 9 | 9 | 13 | 11 |
| Peso (gr) | 172 | 250 | 286 | 340 | 320 |

Abreviaturas: mm, milímetros; gr, gramos.

*TPU: Poliuretano termoplástico.

**Drop: Diferencia de altura entre las parte delantera y trasera del interior de la zapatilla de running de acuerdo con cada tipo de calzado deportivo.



Figura 3: Las cinco zapatillas deportivas utilizadas en el estudio.

Estimación de fuerzas musculares

El participante realizó una contracción isométrica voluntaria máxima (MVIC) con cada músculo, basándose en una técnica descrita por Yang & Winter (26). Cinco MVIC de 5 segundos fueron registradas para cada músculo (27). La justificación de esta prueba es permitir al investigador comparar y normalizar la amplitud máxima de un ejercicio sub-máximo como correr, a la amplitud de la MVIC producida por el participante.

Datos cinemáticos

Se registró una grabación corriendo 9 km/h (28) por condición (calzado con cada una de las zapatillas deportivas y descalzo). La duración de cada grabación fue de 1 minuto (9,27) con 5 minutos de recuperación entre cada condición de carrera (9). Los datos cinemáticos se registraron durante los últimos 30s de cada prueba, se midieron cinco apoyos completos distintos 9 (figura 4).



Figura 4: Corredor sobre tapiz rodante con equipo de EMG colocado.

Resultados

Pico máximo de actividad muscular (PMAM) registrado en cada músculo y en cada fase de la carrera corriendo

El **GI** presentó su PMAM en la FV con la zapatilla de EVA (0,2398mV), mientras que en el CT el PMAM sucedió con la zapatilla boost (0,4607mV), sin embargo, en el AM el PMAM de este músculo se registró en la condición descalza (0,6752mV) y en el DSP la zapatilla con control de pronación fue la que produjo el PMAM (0,7322mV).

El **GE** presentó su PMAM con la zapatilla boost es todas las fases de la marcha: PA (0,2270mV), CT (0,4607mV), AM (0,6410mV) y DSP (0,6313mV).

El **S** presentó su PMAM en la PA y en el CT con la zapatilla boost (0,4934mV) y (0,9103mV) respectivamente, sin embargo, en el AM el PMAM de este músculo se registró en la condición descalza (1,0694mV) y en el DSP la zapatilla con control de pronación fue la que produjo el PMAM (1,0905mV).

Pico mínimo de máxima actividad muscular (PMMAM) registrado en cada músculo y en cada fase de la carrera corriendo*

El **GI** presentó su PMMAM en la FV con la zapatilla de cámara de aire (0,1706mV), mientras que en el CT el PMMAM sucedió con la zapatilla de control de pronación (0,2677mV), en el AM el PMMAM de este músculo también se registró con la zapatilla de control de pronación (0,5341mV) y en el DSP la zapatilla minimalista fue la que produjo el PMMAM (0,4649mV).

El **GE** presentó su PMMAM en la FV con la zapatilla de control de pronación (0,1120mV), mientras que en el CT el PMMAM sucedió con la zapatilla de cámara de aire (0,1693mV), sin embargo, en el AM el PMMAM de este músculo también se registró con la zapatilla de control de pronación (0,2938mV) y en el DSP la zapatilla minimalista fue la que produjo el PMMAM (0,1978mV).

El **S** presentó su PMMAM en la FV con la zapatilla de control de pronación (0,3398mV), mientras que EL CT el PMMAM sucedió con la zapatilla minimalista (0,5071mV), sin embargo, en el AM el PMMAM de este músculo también se registró con la zapatilla de control de pronación (0,9254mV) y en el DSP la zapatilla minimalista fue la que produjo el PMMAM (0,6904mV).

***PMMAM:** Se utiliza este termino para identificar los valores más bajos registrados de la variable estudiada, la máxima actividad muscular, para saber que condición del experimento produce la mínima activación muscular en el tríceps sural.

Discusión

El **GI** reveló su PMAM con la zapatilla de control de pronación en el DSP respecto a la condición descalza y respecto del resto de fases de la marcha. El **GE** registró su PMAM con la zapatilla boost en el AM respecto a la condición descalza y respecto del resto de fases de la marcha. El **S** reveló su PMAM con la zapatilla de control de pronación en el DSP respecto a la condición descalza y respecto del resto de fases de la marcha. Nuestros resultados se encuentran en la línea de los resultados encontrados por los autores (9,12,29,30), estos encontraron una disminución de la actividad muscular de los tres músculos de nuestro estudio al correr calzado respecto a correr descalzo. Según Tam et al. (30) esto puede explicarse por el patrón de pre-activación neuromotor descrito en corredores descalzos, como herramienta para la preparación del primer impacto contra el suelo, ya que al ir descalzo es más agresivo que en circunstancias de calzado.

Probablemente la musculatura disminuye su actividad neuromotora preparativa en esta fase porque el impacto está disipado.

En el caso del **GI** y el **GE**, en el AM, Rao et al. (8) encontraron un aumento del PMAM de ambos con la zapatilla minimalista y con la zapatilla de amortiguación clásica respecto a la condición descalza. Quizás la estabilidad que proporciona un pie descalzo, por su mayor contacto con el suelo en esta fase, puede explicar este pico de actividad de ambos músculos al ir calzado en esta fase, tal vez las suelas con amortiguación pueden desestabilizar el apoyo y generar una mayor activación muscular. En cuanto al DSP, Rao et al. (8), no encontraron diferencias significativas en la actividad del GI, GE y S en sus diferentes condiciones.

Conclusiones

En el caso concreto de este corredor, la zapatilla boost aumenta la actividad muscular del GE en todas las fases de la marcha y la actividad muscular del tríceps sural en la fase de CT respecto de la condición descalza.

En general, el calzado deportivo aumenta la actividad muscular del tríceps sural de este sujeto en todas las fases de la marcha respecto de la condición descalza.

Particularmente, en este caso, la zapatilla con control de pronación y la minimalista producen la mayor disminución de la actividad muscular del tríceps sural en la fase de AM y DSP respectivamente.

References

1. Daoud AI, Geissler GJ, Wang F, Saretsky J, Daoud YA, Lieberman DE. Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study. *Med Sci Sports Exerc.* 2012; 44(7):1325–34.
2. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, D'Andrea S, Davis IS, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature.* 2010;463(7280):531–5.
3. Robbins SE, Hanna AM. Running-related injury prevention through barefoot adaptations. *Med Sci Sports Exerc.* 1985;19(2):148–56.
4. Chambon N, Delattre N, Guéguen N, Berton E, Rao G. Is midsole thickness a key parameter for the running pattern? *Gait & Posture.* 2014;40(1):58–63.
5. De Wit B, De Clercq D, Aerts P. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *J Biomech.* 2000;33(3):269–78.
6. Barnes A, Wheat J, Milner CE. Use of gait sandals for measuring rearfoot and shank motion during running. *Gait Posture.* 2010;32(1):133–5.
7. van Mechelen W. Running injuries. A review of the epidemiological literature. *Sports Med.* 1992;14(5):320–35.
8. Rao G, Chambon N, Guéguen N, Berton E, Delattre N. Does wearing shoes affect your biomechanical efficiency? *J Biomech.* 2015;48(3):413–7.
9. Fleming N, Walters J, Grounds J, Fife L, Finch A. Acute response to barefoot running in habitually shod males. *Hum Mov Sci.* 2015;42:27–37.
10. Olin ED, Gutierrez GM. EMG and tibial shock upon the first attempt at barefoot running. *Hum Mov Sci.* 2013;32(2):343–52.
11. von Tscharnner V, Goepfert B, Nigg BM. Changes in EMG signals for the muscle tibialis anterior while running barefoot or with shoes resolved by non-linearly scaled wavelets. *J Biomech.* 2003;36(8):1169–76.
12. Divert C, Mornieux G, Baur H, Mayer F, Belli A. Mechanical comparison of barefoot and shod running. *Int J Sports Med.* 2005;26(7):593–8.
13. Bird AR, Bendrups AP, Payne CB. The effect of foot wedging on electromyographic activity in the erector spinae and gluteus medius muscles during walking. *Gait & Posture.* 2003;18(2):81–91.
14. Mündermann A, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. Orthotic comfort is related to kinematics, kinetics, and EMG in recreational runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(10):1710–9.
15. Nawoczenski DA, Ludewig PM. Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscles during running. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80(5):540–4.
16. O'Connor KM, Hamill J. The role of selected extrinsic foot muscles during running. *Clin Biomech.* 2004;19(1):71–7.
17. Nigg BM. The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clin J Sport Med.* 2001;11(1):2–9.
18. Murley GS, Bird AR. The effect of three levels of foot orthotic wedging on the Surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Clin Biomech.* 2006;21(10):1074–80.
19. Oliver Ludwig, Jens Kelm and Michael Fröhlich. The influence of insoles with a peroneal pressure point on the electromyographic activity of tibialis anterior and peroneus longus during gait. *J Foot Ankle Res.* 2016;9:33
20. 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(1):89–98.
21. Evans AM, Copper AW, Scharfbillig RW, Scutter SD, Williams MT. Reliability of the foot posture index and traditional measures of foot position. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2016;93(3):203–13.
22. Menz HB. Two feet, or one person? Problems associated with statistical analysis of paired data in foot and ankle medicine. *foot.* 2004;14(1):2–5.
23. Jonathan Sinclair, Paul John Taylor, Jack Hebron, Darrell Brooks, Howard Thomas Hurst, and Stephen Atkins. The Reliability of Electromyographic Normalization Methods for Cycling Analyses. *J Hum Kinet.* 2015;46:19–27.
24. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(5):361–74.
25. Lisa A, Scott George S Murley, James B. Wickham. The influence of footwear on the electromyographic activity of selected lower limb muscles during walking. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012;22:1010-1016.
26. Yang JF, Winter DA. Surface EMG profiles during different walking cadences in humans. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1985;60(6):485–91.
27. Murley GS, Buldt AK, Trump PJ, Wickham JB. Tibialis posterior EMG activity during barefoot walking in people with neutral foot posture. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19(2):69-77.
28. Shih Y, Lin K-L, Shiang T-Y. Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running? *Gait Posture.* 2013;38(3):490–4.
29. Komi PV, Gollhofer A, Schmidtbeicher and Frick U. Interaction between man and shoe in running: considerations for a more comprehensive measurement approach. *Int.J.Sports Med.* 1987;8:96-202.
30. Tam N, Santos-Concejero, Granados C et al. Stride angle as a novel indicator of running economy in well-trained runners. *J Strength Cond Res.* 2014;28:1889-95.