

El impacto inicial con antepié incrementa la actividad muscular del gastrocnemios durante la carrera. Un estudio cuantitativo de actividad electromiográfica.

The initial impact with forefoot increases the muscular activity of gastrocnemius during running. A quantitative study of electromyographic activity

*, **Oscar Valencia, **, ***Iver Cristi, **Darío Ahumada, **, ****Keiny Meza, **Rodrigo Salas, **Alejandro Weinstein, *Rodrigo Guzmán-Venegas

*Universidad de los Andes (Chile), **Universidad de Valparaíso (Chile), ***Universidad Mayor (Chile), ****Universidad de Honduras (Honduras)

Resumen. Un importante porcentaje de las lesiones de miembros inferiores ha sido vinculado a la técnica de carrera, en particular, al contacto inicial con retropié (RP) o antepié (AP). Sin embargo, existe limitada evidencia de la actividad electromiográfica (EMG) para ambas condiciones. El objetivo de este estudio fue comparar la amplitud EMG en miembros inferiores al utilizar técnicas de RP vs AP durante la carrera. Trece corredores fueron evaluado a una velocidad de trote autoseleccionada en dos condiciones: contacto inicial con RP y AP. Se registró la actividad mioeléctrica del recto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnemio medial (GM) y lateral (GL). Se consideró la amplitud promedio de la EMG en 10 ciclos de carrera, normalizados a la contracción voluntaria máxima. Los resultados destacan una mayor activación significativa de los músculos GM y GL en el contacto AP durante la fase de apoyo, balanceo y en todo el ciclo de carrera. Adicionalmente, el TA presentó una mayor activación durante la fase de vuelo y el 100% del ciclo de carrera para la condición RP. No se encontraron otras diferencias significativas. En conclusión, el uso de la técnica AP incrementa la actividad muscular de GM y GL, posiblemente asociado a una mayor absorción del impacto durante la fase de apoyo. Por otro lado, el TA incrementa su actividad con RP, lo que podría implicar un mayor control previo al contacto inicial. La técnica de carrera se presenta como una condición modificable según situaciones de rendimiento o patología.

Palabras clave: carrera; actividad muscular; antepié; retropié.

Abstract. Running technique has an impact on lower limb injuries, particularly the initial contact pattern such as rearfoot (RF) or forefoot (FF). However, there is limited evidence of the electromyographic (EMG) activity for both conditions. The aim of this study was to compare the lower limb muscles EMG amplitude between RF and FF techniques during running. Thirteen runners were evaluated at a self-selected running speed under two conditions: initial contact with RF and FF. The myoelectric activity of the rectus femoris (RE), biceps femoris (BF), tibialis anterior (TA), medial gastrocnemius (GM) and lateral (GL) were analysed. The EMG amplitudes of 10 running cycles were averaged and normalized to the maximum voluntary contraction. The results included a significantly higher activation of GM and GL muscles for the FF condition during the stance phase, balance and the entire running cycle. In addition, TA showed higher activation during the swing phase and the 100% running cycle for the RP condition. No other significant differences were found. In conclusion, FF technique increases GM and GL myoelectric activity, possibly associated with a higher impact absorption during the stance phase. On the other hand, TA increases its activity for RF condition which may imply a greater neuromuscular control prior to initial contact. Finally, the running technique is presented as a modifiable condition which can be changed to enhance performance or in pathologic circumstances.

Keywords: running; muscle activity; forefoot; rearfoot.

Introducción

En la actualidad, la carrera se ha convertido en una disciplina deportiva popular a nivel mundial, generando una gran cantidad de adeptos. Sin embargo, la probabilidad de sufrir una lesión vinculada al desarrollo de esta tarea también ha incrementado (Landreneau, Watts, Heitzman, & Childers, 2014). Algunos estudios epidemiológicos indican que entre el 37% y 56% de los corredores sufre lesiones musculoesqueléticas anualmente (Lopes, Hespagnol, Yeung, & Costa, 2012), siendo el impacto inicial del pie sobre el suelo una de las principales causas de lesión (Landreneau et al., 2014). Según la literatura, el uso del retropié (RP) y antepié (AP) durante el contacto inicial, son dos técnicas habitualmente utilizadas por corredores (Lucas-Cuevas et al., 2016; Yong, Silder, & Delp, 2014), las cuales han sido ampliamente investigadas debido a la sobrecarga de estructuras anatómicas en miembro inferior a corto y mediano plazo. Otro factor

importante corresponde a la suma cíclica de impactos transmitidos a miembros inferiores y columna lumbar, el cual fácilmente podría generar un riesgo de lesión, manteniendo en algunos casos al deportista fuera de su entrenamiento habitual (Hespagnol Junior, Pena Costa, & Lopes, 2013). Por ejemplo, en determinadas ocasiones se aconseja a aquellos corredores que experimentan lesiones por estrés óseo a utilizar el AP, con el fin de reducir el impacto sobre el tejido óseo y una posible lesión (Yong et al., 2014). Un estudio, desarrollado por Lieberman et al. (2010), vincula el uso del AP con una baja energía absorbida por la rodilla, generando una menor aceleración de la tibia e impacto sobre el suelo. Un meta-análisis publicado el año 2015 (Almeida, Davis, & Lopes, 2015) muestra características cinemáticas y cinéticas diferentes entre el contacto inicial con RP vs AP, describiendo patrones que afectan principalmente las articulaciones de rodilla y tobillo, reflejando estrategias que estarían disipando la fuerza vertical desarrollada durante el impacto.

Por otro lado, el uso de electromiografía (EMG) de superficie ha permitido reportar la actividad muscular durante diferentes movimientos, utilizando la amplitud como parámetro

de aproximación a la intensidad desarrollada por el músculo (Farina, Merletti, & Enoka, 2014). Este método se ha convertido en una herramienta clave para describir la actividad de músculos de miembro inferior al comparar ambas técnicas de carrera (RP y AP). Sin embargo, se han analizado intervalos de tiempo acotados, por sobre todo, enfocado en el comportamiento muscular frente a la absorción del impacto (Olin & Gutierrez, 2013; Shih, Lin, & Shiang, 2013; Yong et al., 2014), limitando eventualmente el análisis temporal de ventanas más grandes, tales como: fase apoyo, vuelo y ciclo de carrera. Esto cobra especial relevancia al momento de cuantificar factores como la eficiencia mecánica, la cual ha descrito relaciones lineales entre el nivel de actividad muscular y gasto energético (Moore, 2016), influyendo directamente sobre el rendimiento deportivo. Sin embargo, es necesario identificar previamente los niveles de solicitación muscular en miembro inferior al utilizar ambas técnicas. Según lo planteado, el objetivo de esta investigación fue comparar la amplitud EMG en miembro inferior al utilizar técnicas de RP vs AP en corredores amateur, analizando todo el ciclo de carrera, fase de apoyo y vuelo. Además, nuestra hipótesis de trabajo planteó que los músculos evaluados en miembro inferior generan niveles de actividad mioeléctrica diferentes al comparar ambas técnicas. Esto sustentado por los cambios reportados por Lucas-Cuevas et al. (2016), quienes describen aumentos significativos en músculos del tríceps sural con AP, pero sin indicar su variación en el ciclo o fases de la carrera.

Material y métodos

Considerando un estudio analítico de corte transversal, se evaluaron 13 corredores amateur de la ciudad de Santiago de Chile, con un índice de masa corporal entre 18.5 y 29.9 kg/m² y frecuencia de carrera igual o superior a tres veces por semana (5km al día). Todos aquellos participantes con alguna lesión musculoesquelética en miembro inferior durante los últimos 6 meses fueron excluidos. Aquellos deportistas que cumplieran con los criterios firmaron previamente un consentimiento informado aprobado por un comité de ética local (folio: CEC201905, fecha:24-01-2019), acorde a los principios de la Declaración de Helsinki.

Procedimiento

Previo a las evaluaciones, se solicitó a cada voluntario que asistiera con su calzado habitual de trote (mayor o igual a un mes de uso). Se registraron las variables antropométricas, masa, estatura e índice de masa corporal (IMC). Para evaluar la actividad electromiográfica (EMG) se utilizó un sistema Bagnoli de 16 canales (Delsys, Inc., Boston, USA), operando con una frecuencia de muestreo de 1kHz. Antes de ubicar cada electrodo de superficie (bipolar Ag/AgCl, dimensión de contacto=10x1mm, distancia inter-electrodo=10mm) se rasuró y limpió la piel con alcohol y algodón, utilizando como referencia la recomendación SENIAM (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000) para los siguientes músculos: recto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnemios medial (GM) y lateral (GL). Se utilizaron dos marcadores reflectantes (14 mm de diámetro) en la zona del retropié (nivel de calcáneo) y antepié (nivel de base 2° metatarsiano) para determinar el contacto inicial y despegue,

respectivamente. La descripción cinemática de estos marcadores se sincronizó con la señal EMG utilizando un sistema de 8 cámaras infrarrojas (T-Series, Vicon Motion Systems, Oxford, UK), con una frecuencia de muestreo de 200Hz. Todos los procedimientos fueron desarrollados en la pierna dominante de cada deportista, la cual fue evaluada con una prueba dinámica que consistía en subir y bajar un escalón de 30cm de altura (Sadeghi, Allard, Prince, & Labelle, 2000).

Posteriormente, cada voluntario desarrolló un calentamiento de 5 minutos a una velocidad autoajustada sobre una trotadora (H/P/Cosmos®, Modelo LE200 CE, Alemania). Este parámetro fue evaluado previamente en tres ocasiones, designando el promedio de las velocidades como el valor de medición para cada voluntario. Luego, cada deportista corrió durante 5 minutos, registrando la actividad EMG de cada músculo y la trayectoria de los marcadores durante 20 ciclos de carrera sobre la trotadora entre el minuto 4-5. Esto fue aplicado al utilizar la técnica de retropié (RP) y antepié (AP), previamente instruidos al desarrollo de cada apoyo durante la carrera, en esta oportunidad todos los voluntarios utilizaban de forma natural el RP, lo cual fue confirmado con la trayectoria vertical del marcador ubicado a nivel del calcáneo y el respectivo contacto inicial con el suelo. Al finalizar, se registraron las contracciones voluntarias máximas (CVM) de todos los músculos evaluados, con el fin de ajustar las señales EMG y representar sus valores como porcentajes.

Procesamiento de datos

Los datos de EMG fueron procesados considerando 10 ciclos centrales en relación a los 20 adquiridos (Figura 1). Se determinaron tres ventanas de análisis, el ciclo de carrera, la fase de apoyo y la fase de vuelo, utilizando el eje vertical de las trayectorias reportadas por los marcadores ubicados en el pie. Esto fue desarrollado de forma manual en el software Nexus (versión 2.8, Vicon Motion Systems, Oxford, UK), considerando el contraste entre el modelo biomecánica en 3D y la posición del retropié-antepié durante el apoyo y despegue. Todas las señales brutas EMG fueron rectificadas y procesadas con un filtro pasa bajo (tipo Butterworth) de cuarto orden y frecuencia de corte de 20Hz (Flores-Leon, Soto, Araneda, Guzman-Venegas, & De La Rosa, 2019). Luego, las señales vinculadas con técnicas de RP y AP se ajustaron a la CVM de cada músculo (ej.: (EMG de TA al utilizar RP/valor máximo de TA registrado en CVM) x 100%), considerando dos repeticiones (tiempo de contracción de 5 segundos, tiempo de descanso de 1 minuto). Las posiciones adquiridas por los segmentos corporales de cada participante fueron aplicadas según recomendación SENIAM. Finalmente, los valores de EMG fueron analizadas considerando el promedio de cada ventana, representado como %CVM. Todos los datos fueron procesados con el software IgorPro (versión 6.0, WaveMetrics Inc. Portland, USA).

Análisis estadístico

Se utilizó la prueba de Shapiro-Wilk para determinar si los datos provienen de una distribución normal. Luego, para comparar los niveles de actividad EMG entre técnicas de carrera (RP vs AP) se utilizó la prueba t-student o Wilcoxon dependiendo del resultado de normalidad obtenido. Cada variable de EMG fue reportada con sus medidas de centrali-

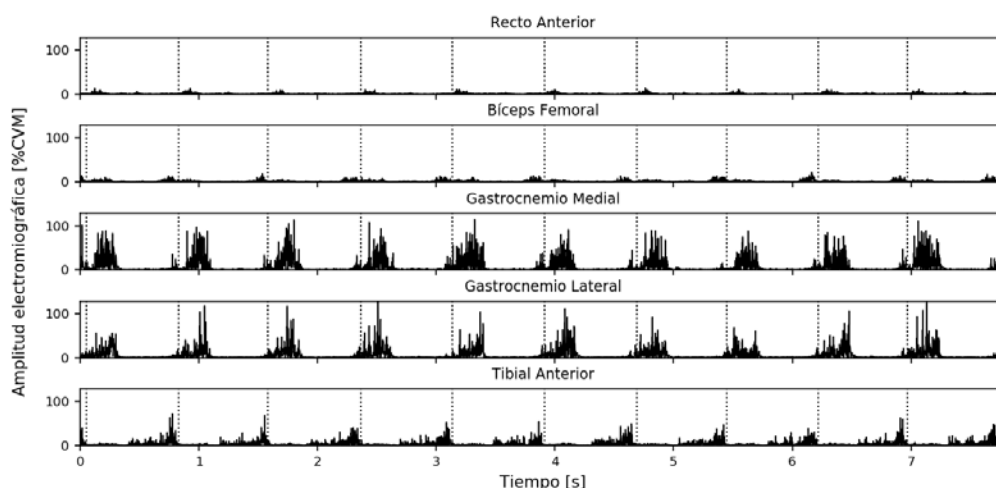


Figura 1: Muestra la actividad electromiográfica de 5 músculos (ajustados a su respectiva contracción voluntaria máxima, %CVM) durante la carrera con retropié. Adicionalmente, se representan 10 ciclos identificados por las líneas verticales discontinuas para cada músculo (se utilizó solo la trayectoria del marcador en retropié, a nivel de calcáneo), las cuales corresponden al contacto inicial del pie con el suelo (ejemplo gráfico de un deportista).

zación (promedio, mediana) y dispersión (desviación estándar y rangos intercuartílicos). Además, se calculó el tamaño del efecto, utilizando la prueba *d* de Cohen, la cual fue clasificada según Hopkins (2002) como: trivial ~ 0.1 , pequeño ~ 0.2 , mediano ~ 0.6 , grande ~ 1.2 y muy grande ~ 2.0 . Todos los análisis estadísticos fueron realizados en el software STATA (versión 12.0, StataCorp LP, USA), a dos colas, considerando las diferencias estadísticas con un p -value < 0.05 .

Resultados

Se evaluaron 5 mujeres y 8 hombres, todos corredores amateurs jóvenes de la ciudad de Santiago, Chile. Las características de los voluntarios se presentan en la tabla 1.

Al comparar ambas técnicas de carrera (RP vs AP), se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la amplitud de los músculos gastrocnemio medial (GM) y lateral (GL). Esto se puede observar en las tres ventanas

analizadas, ciclo de carrera (GM AP-RP=11.84%CVM, $p = .0002$; GL AP-RP=10.16%CVM, $p < .0001$), fase de apoyo (GM AP-RP=14.24%CVM, $p = .024$, GL AP-RP=10.09%CVM, $p = .007$) y fase de vuelo (GM AP-RP=18.93%CVM, $p = .0005$, GL AP-RP=16.17%CVM, $p = .0002$). Adicionalmente, ambos músculos generan una mayor activación al utilizar la técnica de antepié, describiendo un tamaño del efecto entre mediano a grande (Tabla 2).

Por otro lado, el músculo tibial anterior (TA) reporta diferencias significativas en su amplitud durante el ciclo de carrera (RP-AP= 16.11%CVM, $p = .0006$) y la fase de vuelo (RP-AP= 20.99%CVM, $p = .0002$), describiendo una mayor actividad al correr con retropié (Tabla 2). Ambas diferencias reportadas con un tamaño del efecto grande.

En relación con los músculos recto femoral (RF) y bíceps femoral (BF), no se encontraron diferencias estadísticas en su amplitud entre técnicas de carrera (Tabla 2).

Discusión

El presente estudio tuvo como objetivo comparar la amplitud EMG en miembro inferior al utilizar técnicas de RP vs AP, en corredores amateurs. Esto fue analizado durante todo el ciclo de carrera, fase de apoyo y vuelo, representados por el promedio de la señal EMG en cada ventana. Los resulta-

Tabla 1
Características demográfica de los corredores evaluados, representados con el promedio y desviación estándar ($n=13$).

	Hombres (n=8)	Mujeres (n=5)
Edad (años)	23.13 (2.17)	21.40 (2.30)
Estatura (m)	1.74 (0.05)	1.55 (0.09)
Peso (kg)	69.71 (3.54)	60.10 (8.77)
IMC (kg/m ²)	23.17 (1.59)	21.80 (1.05)
Velocidad promedio (km/h)	9.14 (1.29)	8.06 (1.26)

Tabla 2
Comparación electromiográfica de 5 músculos (RF= recto femoral, BF= bíceps femoral, GL= gastrocnemio lateral, GM= gastrocnemio medial y TA= tibial anterior) durante técnicas de carrera con antepié vs retropié, considerando tres ventanas de análisis (fase de apoyo, vuelo y un ciclo de carrera).

		Retropié (n=13)		Antepié (n=13)		p-value	D de Cohen
		Promedio (DE)	Mediana (RI)	Promedio (DE)	Mediana (RI)		
Ciclo de carrera	RF (%CVM)	11.36 (7.61)	8.91 (7.06-12.19)	11.08 (7.61)	8.31 (7.22-11.56)	0.443	0.03 (trivial)
	BF (%CVM)	22.61 (11.75)	19.19 (12.72-32.52)	23.80 (12.62)	26.24 (11.64-35.85)	0.330	0.09 (trivial)
	GL (%CVM)	30.36 (13.89)	25.41 (18.58-40.79)	40.51 (14.06)	34.98 (29.62-53.15)	<0.0001*	0.72 (mediano)
	GM (%CVM)	32.77 (17.22)	25.50 (20.95-39.44)	45.70 (18.29)	38.48 (31.45-56.15)	0.0002*	0.72 (mediano)
	TA (%CVM)	29.13 (13.97)	27.89 (14.12-42.43)	13.02 (6.79)	15.86 (7.57-16.79)	0.0006*	1.33 (grande)
Fase de apoyo	RF (%CVM)	17.55 (13.95)	13.26 (11.01-19.53)	16.43 (14.10)	13.90 (9.11-19.54)	0.735	0.07 (trivial)
	BF (%CVM)	24.47 (17.37)	18.29 (10.87-43.38)	34.56 (29.62)	20.25 (10.10-66.45)	0.057	0.39 (mediano)
	GL (%CVM)	62.18 (41.21)	48.37 (32.39-93.14)	72.27 (40.81)	63.49 (44.66-104.10)	0.007*	0.24 (mediano)
	GM (%CVM)	63.84 (36.42)	61.82 (37.01-85.66)	78.08 (35.60)	90.00 (59.70-96.75)	0.024*	0.39 (mediano)
	TA (%CVM)	17.18 (10.35)	14.99 (9.64-23.49)	11.76 (7.78)	11.07 (5.91-14.04)	0.121	0.58 (grande)
Fase de vuelo	RF (%CVM)	6.95 (3.95)	5.81 (3.42-10.10)	8.54 (3.75)	7.24 (5.78-9.90)	0.127	0.41 (mediano)
	BF (%CVM)	21.73 (13.53)	16.85 (10.60-35.37)	21.24 (10.73)	19.09 (12.51-28.95)	0.769	0.03 (trivial)
	GL (%CVM)	10.22 (8.75)	8.69 (4.93-11.73)	29.13 (12.92)	24.86 (17.09-40.20)	0.0002*	1.66 (grande)
	GM (%CVM)	11.43 (8.85)	10.71 (5.33-14.26)	29.94 (11.41)	29.64 (19.00-41.46)	0.0005*	1.78 (grande)
	TA (%CVM)	37.67 (18.75)	42.77 (19.71-54.71)	14.21 (10.05)	8.25 (6.02-20.75)	0.0002*	1.44 (grande)

Nota: DE= desviación estándar; RI= rango intercuartílico (25%-75%); *p-value < 0.05 .

dos mostraron una mayor activación de los músculos GM y GL al utilizar la técnica de AP durante las tres ventanas analizadas. Por el contrario, se encontró una mayor activación del TA en la técnica RP durante todo el ciclo de carrera y la fase de vuelo. Estos hallazgos son congruentes con estudios previos que han evaluado la actividad muscular en instantes más acotados en base a la carrera. Por ejemplo, un estudio desarrollado por Olin et al. (2013) describió una mayor activación de los músculos GM y GL antes e inmediatamente después del contacto inicial al utilizar la técnica de AP, similares resultados se pueden observar en el trabajo publicado por Yong et al. (2014). Adicionalmente, Landreneau et al. (2014) plantean que una mayor activación de los músculos GM y GL está dada principalmente por la absorción de carga durante el contacto inicial y la fase de apoyo al usar la técnica de AP (Landreneau et al., 2014), posiblemente vinculado a un mayor desarrollo de trabajo excéntrico por parte del tríceps sural. Esto tiene como principal consecuencia un cambio en la absorción de carga vertical (Lieberman et al., 2010), lo que podría representar un factor relevante en la tasa de lesiones asociada a corredores. Si bien la técnica AP está vinculada a un menor impacto, la mayor activación de los músculos evaluados tiene directa influencia en el costo energético de la carrera (Moore, 2016). Esto quiere decir que, a pesar de disminuir el riesgo de lesión, también podría influir en el rendimiento de los deportistas. Es más, el cambio de patrón de carrera de RP a AP se ha sugerido como método de tratamiento para personas con lesiones por sobrecarga en el segmento pierna (Crowell & Davis, 2011). Sin embargo, la mayor activación observada en GM y GL podría afectar y/o producir lesiones asociadas (Kernozek, Knaus, Rademaker, & Almonroeder, 2018) si no es utilizada de forma adecuada. Esto mermaría el reintegro o rendimiento de deportistas que cambien de patrón. Ante lo expuesto, es necesario que futuras investigaciones indaguen en los posibles efectos vinculados a la fatiga del tríceps sural y las modificaciones motoras presentes en corredores al utilizar la técnica de AP.

Por otro lado, la mayor amplitud EMG reportada por el TA al utilizar la técnica de RP durante el total del ciclo de carrera y la fase de vuelo, podría estar asociada al posicionamiento del tobillo en el espacio, permitiendo un mayor control antes de contactar el pie sobre el suelo, descrito también por Yong et al. (2014). Según lo anterior, el impacto inicial con RP requiere una menor activación de los GM y GL a expensas de una mayor activación del TA, el cual cumpliría con controlar el descenso brusco del antepié. Sin embargo, según la literatura, el uso del RP genera un mayor impacto, el que debe ser absorbido por miembros inferiores durante la fase de apoyo en la carrera, contribuyendo de forma negativa al aumento en la tasa de lesiones.

En relación a la amplitud EMG generada por RF y BF, no se observaron diferencias al comparar entre tipos de técnicas. Esto podría estar justificado debido a las altas aceleraciones desarrolladas por los segmentos pie y pierna, describiendo patrones acentuados en la cinemática de tobillo y rodilla (Almeida et al., 2015), sin generar cambios significativos sobre el muslo al comparar entre RP y AP. En términos generales, las diferencias de activación observadas en esta investigación podrían obedecer a las demandas mecánicas de cada técnica, describiendo el requerimiento necesario de algunos

músculos durante el ciclo y/o fases de la carrera, sin embargo, se debe destacar que estos cambios son transitorios y de forma aguda.

Por último, se destacan dos limitantes principales. La primera tiene relación con los participantes, quienes fueron corredores con patrón natural de RP, sin evaluación previa del tipo de pisada (pronadora, supinadora o normal), a quienes en esta oportunidad se les pidió cambiar su patrón a AP para una segunda evaluación. Esto podría implicar un patrón de carrera con AP poco representativo de aquellos deportistas aficionados que de forma natural utilizan esta técnica y adicionalmente poseen un tipo de pie particular. Como segunda limitante, está la cantidad de sujetos evaluados. Futuros estudios podrían utilizar corredores naturales de ambas técnicas de carrera, considerando un mayor grupo de participantes. Además, sería importante indagar en los niveles de coactivación desarrollados por músculos del segmento pierna, describiendo qué técnica requiere de un mayor control de las articulaciones involucradas. Considerando como hipótesis que una mayor demanda muscular del tríceps sural vinculada a la absorción del impacto al utilizar la técnica de AP, podría también representar una mayor estabilidad del tobillo. Esto debería estar reflejado en una mayor coactivación entre músculos antagonistas del segmento pierna durante la carrera, en particular, durante el impacto.

Conclusión

El trabajo actual estudió la actividad muscular del segmento pierna en base al procesamiento de las señales electromiográficas de cinco músculos durante la carrera utilizando técnicas de RP y AP. Según la muestra evaluada, el presente estudio muestra una mayor activación selectiva de los músculos gastrocnemios medial y lateral al utilizar la técnica de carrera con AP, lo que condice con la hipótesis planteada. Lo contrario ocurre con el tibial anterior, observado una mayor actividad al correr con RP. Esto muestra que los niveles de activación muscular son diferentes al comparar RP vs AP, por sobre todo a nivel del segmento pierna. Lo anterior podría contribuir a un entrenamiento muscular localizado, utilizando la técnica de AP como método de fortalecimiento.

Agradecimientos

Este trabajo fue financiado parcialmente por CONICYT, Grant Basal FB0008.

Referencias

- Almeida, M. O., Davis, I. S., & Lopes, A. D. (2015). Biomechanical Differences of Foot-Strike Patterns During Running: A Systematic Review With Meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 45(10), 738–755. <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.6019>
- Crowell, H. P., & Davis, I. S. (2011). Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. *Clinical Biomechanics*, 26(1), 78–83. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.09.003>
- Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R. M. (2014). The extraction

- of neural strategies from the surface EMG: an update. *Journal of Applied Physiology*, 117(11), 1215–1230. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00162.2014>
- Flores-Leon, A. F., Soto, V., Araneda, O. F., Guzman-Venegas, R., & De La Rosa, F. J. B. (2019). Muscle activity of the Lumbo-pelvic-hip complex in three isometric exercises using TRX® rip trainer™. *Retos*, 35, 216–220.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361–374. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4)
- Hespanhol Junior, L. C., Pena Costa, L. O., & Lopes, A. D. (2013). Previous injuries and some training characteristics predict running-related injuries in recreational runners: a prospective cohort study. *Journal of Physiotherapy*, 59(4), 263–269. [https://doi.org/10.1016/S1836-9553\(13\)70203-0](https://doi.org/10.1016/S1836-9553(13)70203-0)
- Hopkins, W. G. (2002). A new view of statistics: A scale of magnitudes for effect statistics. Internet <http://sportsci.org/resource/stats/effectmag.html> (10 October 2013).
- Kernozek, T. W., Knaus, A., Rademaker, T., & Almonroeder, T. G. (2018). The effects of habitual foot strike patterns on Achilles tendon loading in female runners. *Gait & Posture*, 66, 283–287. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.09.016>
- Landreneau, L. L., Watts, K., Heitzman, J. E., & Childers, W. L. (2014). Lower limb muscle activity during forefoot and rearfoot strike running techniques. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 9(7), 888–897.
- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., ... Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463(7280), 531–535. <https://doi.org/10.1038/nature08723>
- Lopes, A. D., Hespanhol, L. C., Yeung, S. S., & Costa, L. O. P. (2012). What are the Main Running-Related Musculoskeletal Injuries? *Sports Medicine*, 42(10), 891–905. <https://doi.org/10.2165/11631170-000000000-00000>
- Lucas-Cuevas, A. G., Priego Quesada, J. I., Giménez, J. V., Aparicio, I., Jimenez-Perez, I., & Pérez-Soriano, P. (2016). Initiating running barefoot: Effects on muscle activation and impact accelerations in habitually rearfoot shod runners. *European Journal of Sport Science*, 16(8), 1145–1152. <https://doi.org/10.1080/17461391.2016.1197317>
- Moore, I. S. (2016). Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy. *Sports Medicine*, 46(6), 793–807. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0474-4>
- Olin, E. D., & Gutierrez, G. M. (2013). EMG and tibial shock upon the first attempt at barefoot running. *Human Movement Science*, 32(2), 343–352. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2012.11.005>
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture*, 12(1), 34–45. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(00\)00070-9](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(00)00070-9)
- Shih, Y., Lin, K.-L., & Shiang, T.-Y. (2013). Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running? *Gait & Posture*, 38(3), 490–494. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.01.030>
- Yong, J. R., Silder, A., & Delp, S. L. (2014). Differences in muscle activity between natural forefoot and rearfoot strikers during running. *Journal of Biomechanics*, 47(15), 3593–3597. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.10.015>

