

Hernández-Stender, C.L.; Molina-Rueda, F.; Alguacil-Diego, I.M. (202x) Lower Limb Muscle Activation During Running. Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte vol. X (X) pp. xx. <http://cdeporte.rediris.es/revista/> ___*

ORIGINAL

ACTIVACIÓN MUSCULAR DE LA EXTREMIDAD INFERIOR DURANTE LA CARRERA

LOWER LIMB MUSCLE ACTIVATION DURING RUNNING

Hernández-Stender, C.L.¹; Molina-Rueda, F.² y Alguacil-Diego, I.M.³

¹ Doctorando en Ciencias de la Salud. Escuela Internacional de Doctorado. Departamento de Fisioterapia, Terapia Ocupacional, Rehabilitación y Medicina Física. Facultad de Ciencias de la Salud. Universidad Rey Juan Carlos (España) cl.hernandezstender@gmail.com

² Profesor Ayudante Doctor. Departamento de Fisioterapia, Terapia Ocupacional, Rehabilitación y Medicina Física. Facultad de Ciencias de la Salud. Universidad Rey Juan Carlos (España) francisco.molina@urjc.es

³ Profesora Contratada Doctora. Departamento de Fisioterapia, Terapia Ocupacional, Rehabilitación y Medicina Física. Facultad de Ciencias de la Salud. Universidad Rey Juan Carlos (España) isabel.alguacil@urjc.es

FINANCIACIÓN

Esta investigación no ha recibido financiación de ningún agente privado, público o sin ánimo de lucro.

Código UNESCO / UNESCO Code: 2499 Otras especialidades biológicas (Biomecánica) / Other biological specialties (Biomechanics).

Clasificación Consejo de Europa/Council of Europe Classification: 3 Biomecánica del deporte / Biomechanics of sport.

Recibido 21 de marzo de 2020 **Received** March 21, 2020

Aceptado 21 de mayo de 2020 **Accepted** May 21, 2020

RESUMEN

El objetivo del presente estudio es comprobar las diferencias en los patrones de activación muscular de la extremidad inferior entre las distintas modalidades de carrera (velocidad, medio fondo y fondo) al aire libre, observando determinados parámetros de activación muscular y espacio-temporales en las fases de contacto inicial y despegue. Se obtuvo como resultados diferencias significativas en la actividad muscular del Bíceps Femoral, en la fase de contacto inicial entre mediofondistas y fondistas ($p=0,02$), y en determinadas variables espaciotemporales. Los resultados muestran la existencia de diferencias en los patrones de activación muscular de la extremidad inferior y en ciertos parámetros espaciotemporales durante la carrera al aire libre.

PALABRAS CLAVE: Correr, Extremidad inferior, Electromiografía.

ABSTRACT

The objective of the present study is to verify the differences in the lower limb muscle activation patterns between the different running modalities (sprinters, middle distance runners and long distance runners) during outdoor running, observing certain muscle and spatiotemporal activation parameters in the initial contact and toe off phases. It was obtained as different result in the muscular activity of the Biceps Femoris in the initial contact phase between middle distance runners and long distance runners ($p = 0.02$), and in certain spatiotemporal variables. These results show differences in the lower limb muscle activation patterns and in certain spatiotemporal parameters during outdoor running.

KEY WORDS: Running, Lower extremity, Electromyography

INTRODUCCIÓN

La carrera se ha convertido en una de las prácticas deportivas más comunes durante los últimos años. En España, un 30.4 % de la población practica la carrera a pie como deporte habitual, según la última encuesta de hábitos deportivos realizada en 2015 (1). Sin embargo, es uno de los deportes que mayor número de lesiones supone en el ámbito recreativo, un 8.6% (2), y en torno a un 5% en el ámbito profesional (3).

El conocimiento de las características de la carrera, y del trabajo que desempeña la musculatura durante la misma, es fundamental para la prevención, evaluación y tratamiento de las lesiones derivadas de esta práctica deportiva.

Investigaciones anteriores han estudiado la actividad muscular durante el desarrollo de la carrera, aunque la mayoría de los trabajos la evalúan en laboratorios de análisis del movimiento, sacando al atleta de su entorno natural, lo que limita la velocidad y desarrollo de la actividad (4–6). Solamente dos investigaciones, en nuestro conocimiento, han estudiado la actividad muscular durante la carrera en pista cubierta, acercándose a las condiciones más reales posibles, si bien con muestras pequeñas (7,8).

Tampoco se han encontrado estudios con muestras representativas de individuos especializados en las distintas modalidades de carrera, y en condiciones y velocidades reales de entrenamiento y competición (7,9,10), obviando las posibles diferencias en los patrones de activación muscular derivadas de las variaciones de la velocidad y técnica.

Por todo ello, existe la necesidad de realizar un trabajo de investigación que analice la actividad muscular y los parámetros espaciotemporales de la carrera al aire libre, en individuos especializados en las diferentes modalidades de carrera: atletas de velocidad, medio fondo y fondo.

OBJETIVOS

El objetivo principal del estudio es comprobar si existen diferencias en los patrones de activación muscular de la extremidad inferior (EI) durante la carrera al aire libre según la velocidad de desplazamiento, a través del estudio de la variación de la media del grado de actividad muscular de la EI, de corredores especializados en las disciplinas de velocidad, medio fondo y fondo.

MATERIAL Y MÉTODO

PARTICIPANTES

En el presente estudio observacional participaron 30 atletas (corredores velocistas, medio fondistas y fondistas) con una media de edad de 23,6 años, elegidos por muestreo consecutivo no probabilístico de entre diferentes equipos de atletismo de toda España. Se dividieron en 3 grupos según la especialidad: velocistas, medio fondistas y fondistas. Cada grupo incluyó 5 hombres y 5 mujeres.

Se establecieron los siguientes criterios de inclusión:

- Edad comprendida entre 18 y 35 años. El límite superior se estableció en base a la evidencia de un declive del rendimiento muscular entre los 35 y 40 años (11).
- Ausencia de dolor a la actividad.
- Encontrarse en competición en el momento del estudio.
- Nivel "Alto" de actividad física según el cuestionario "*International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) Formato Corto*" (12).

Se consideraron los siguientes criterios de exclusión:

- Lesión musculoesquelética durante el último año en extremidades inferiores.
- Cirugía de extremidades inferiores.
- Co-existencia de patología neuromuscular.

ASPECTOS ÉTICOS

Este trabajo ha sido revisado y aprobado por el Comité de Ética de la investigación de la Universidad Rey Juan Carlos con el número 0911201713417. Todos los participantes fueron informados sobre el procedimiento a seguir y firmaron el respectivo consentimiento informado.

INSTRUMENTACIÓN

Para la observación y posterior análisis de la carrera se empleó una cámara de alta velocidad Casio Exilim ZR1000[®], con la que se grabó a 30 fps, colocada a

15 m de la pista, perpendicular al plano sagital del corredor y a una altura de 1 m sobre el suelo sobre su trípode; el software de análisis de vídeo Kinovea versión 0.8.15[®]; y el sistema de electromiografía de superficie portátil DataLOG MWX8 de Biometrics[®], con sensor de captación de presión plantar incorporado para la determinación de los momentos exactos de contacto inicial y despegue del pie.

PROCEDIMIENTO

Se solicitó a los participantes el uso de zapatillas “voladoras” o de competición sin clavos (más ligeras, con menos amortiguación y empleadas comúnmente para competición), así como pantalón corto de competición que permitía visualizar las prominencias óseas relevantes para la colocación de los electrodos. Además, se siguieron las siguientes recomendaciones:

- Cumplir al menos 8 horas de sueño la noche anterior a la toma de datos.
- No ingerir bebidas alcohólicas el día anterior y el día de la toma de datos.
- Ingesta de comida según su rutina diaria de alimentación durante la competición.
- Depilar ambas extremidades inferiores para una buena adherencia del material a utilizar.

Las mediciones se realizaron en la pista de atletismo habitual de entrenamiento de los corredores. Cada corredor completó el procedimiento y medición el mismo día, en una única sesión. Se informó a cada participante del procedimiento a seguir y se les facilitó el consentimiento informado. Se preguntó a cada corredor los datos demográficos y otros datos de interés para la investigación (sexo, edad, peso, estatura, años de experiencia como corredor de atletismo y volumen de kilómetros semanales) y se realizaron los cuestionarios “Harris test of lateral dominance”, teniendo en cuenta solamente el apartado dedicado a la EI, para determinar la EI dominante que se tomará como referencia en la observación (13) y el “IPAQ Formato Corto”, para corroborar el nivel de actividad física de los participantes (12).

Se preparó y limpió la piel de la EI de referencia con alcohol. Se colocó un electrodo de referencia o “de tierra” rectangular pregelificado y 12 electrodos redondos de Ag/AgCl también pregelificados, a una distancia interelectrodo de 20 mm, según las recomendaciones de la guía Europea “Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles” (SENIAM) (14, 15).

Finalmente, cada corredor, por separado, realizó una rutina común de calentamiento y llevó a cabo 5 series de 100 metros a ritmo de competición, con 5 minutos de recuperación entre cada serie. Las pruebas se llevaron a cabo sobre pistas de atletismo al aire libre sintéticas homologadas por la Federación Nacional de Atletismo.

MEDIDAS DE RESULTADO

Se analizaron las variables de porcentaje de activación al contacto inicial y al despegue de glúteo medio, glúteo mayor, bíceps femoral, recto anterior de cuádriceps, tibial anterior y gastrocnemio medial; y los parámetros espaciotemporales longitud de zancada, tiempo de zancada y velocidad máxima.

ANÁLISIS DE DATOS

Se eligieron los 100 metros que mide la recta de una pista de atletismo al aire libre de 400 metros para realizar las adquisiciones. Según el análisis de las fases de la carrera de 100 m lisos (16), se puede decir que en la salida, para poder arrancar desde inmóvil y conseguir su máxima aceleración, el atleta emplea la fuerza explosiva. A partir de los 30-40 m comienza la fase de “carrera de equilibrio”, donde se emplea la fuerza elástica refleja, que dependerá de la rigidez del complejo músculo-tendón. En los últimos 20-30 m, se produce un descenso de la velocidad, entrando así en la fase de deceleración (16). Ante esto, para evitar la influencia de la fase de aceleración y de deceleración, y estandarizar lo máximo posible la medición, se analizaron los datos de imagen y electromiografía correspondientes al paso entre los 50 y 70 m.

PROCESADO DE SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA

A través del software Biometrics Ltd[®], correspondiente al electromiógrafo empleado, se aplicaron los siguientes filtros con el objetivo de transformar los valores alternos variables y el ruido de la señal bruta en un gráfico estable: Paso alto de 1^{er} orden a 20 Hz, Paso bajo de 1^{er} orden a 400 Hz, Rectificado y Root Mean Square.

Para la normalización de los resultados de cada serie, se tomó como referencia el Pico de Activación Máxima alcanzado por cada músculo como el 100% de su actividad (17).

PROCESADO DE IMAGEN

Longitud de zancada: se empleó para su determinación la herramienta “línea”, con la que se traza una línea entre el marcador de tobillo al contacto inicial de dos zancadas consecutivas. Se seleccionó “contrastar medida”, con lo que se indica al programa la medida real entre la línea de 50 m y 70 m de la pista y, este devuelve la medida que corresponde a la línea que hemos trazado (Figura 1).

Tiempo de cada zancada: determinado con la herramienta “cronómetro”, iniciando el cronómetro justo en el momento del contacto inicial y deteniéndolo en el despegue (Figura 1).

Velocidad: se calcula con los dos últimos datos, empleando la fórmula $v=e/t$, donde “v” es la velocidad, “e” es la distancia recorrida y “t” el tiempo empleado en recorrer esa distancia.

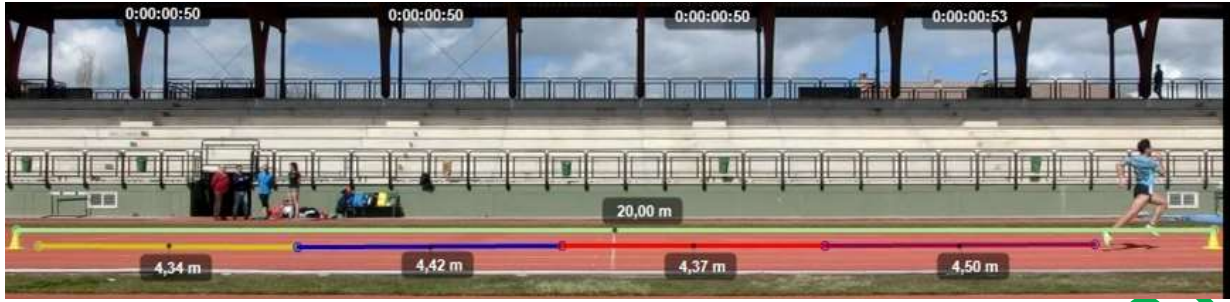


Figura 1. Serie completa con distancias y tiempos recorridos

ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para el análisis estadístico se utilizó el software SPSS versión 22. El contraste de las variables estudiadas se realizó entre los grupos: velocidad, medio fondo y fondo. Se compararon las medias de los datos obtenidos de cada participante. Se empleó la prueba t de Student para muestras independientes al seguir la muestra una distribución normal. Se determinó como nivel de significación estadística un valor $p < 0,05$.

RESULTADOS

Los datos demográficos y otros datos de interés se exponen en la Tabla 1.

Los resultados del presente estudio demuestran que existen diferencias significativas en la actividad muscular del músculo Bíceps Femoral, en la fase de contacto inicial entre mediofondistas y fondistas ($p=0,02$) (Tabla 2). Aunque no se aprecian diferencias significativas para el resto de musculatura en esta muestra, cabe destacar las diferencias en los porcentajes de actividad muscular proximal y distal en cada grupo (Figura 2).

También se hallaron diferencias significativas, en las variables espaciotemporales de longitud de zancada, entre medio fondo y fondo ($p < 0,01$) y, entre velocidad y fondo ($p=0,02$); tiempo de zancada entre medio fondo y fondo ($p=0,01$) y, entre velocidad y fondo ($p < 0,01$); y velocidad máxima entre medio fondo y fondo ($p < 0,01$) y, entre velocidad y fondo ($p < 0,01$) (Tabla 3).

Tabla 1. Datos demográficos.

Grupo	Edad (años)	Peso (kg)	Estatura (metros)	Experiencia (años)	Km/Semana (km)	Dominancia Derecha/izquierda
Velocidad	22,5 (4,95)	62,6 (10,4)	1,71 (0,09)	11 (5,7)	18 (6,3)	90% / 10%
Medio Fondo	22,8 (5,27)	62,3 (8,1)	1,71 (0,1)	12 (4,6)	52,5 (21,2)	90% / 10%
Fondo	25,5 (4,5)	61,2 (11,1)	1,69 (0,09)	9 (4,9)	71 (30)	80% / 20%

Datos expresados en media y desviación estándar (DE).

Tabla 2. Contraste inter-grupo de la Actividad muscular

Músculo	% de activación muscular		Comparación entre grupos					
	Contacto inicial Media (DE)	Despegue Media (DE)	Diferencia de medias Contacto inicial	IC 95% Contacto inicial	P valor Contacto inicial	Diferencia de medias Despegue	IC 95% Despegue	P valor Despegue
Glúteo medio	a) 48,6(15,14) b) 48 (13,47) c) 56,2(12,02)	a) 11,6(9,1) b) 8,6(6,4) c) 13(6,67)	1) 0,6 2) -7,6 3) -8,2	1) (-12,8 a 14,1) 2) (-20,4 a 5,2) 3) (-20,2 a 3,8)	1) 0,92 2) 0,23 3) 0,16	1) 3 2) -1,4 3) -4,4	1) (-4,4 a 10,4) 2) (-8,9 a 6,1) 3) (-10,5 a 1,7)	1) 0,41 2) 0,7 3) 0,15
Glúteo mayor	a) 30,9(16,36) b) 42,7(19,37) c) 32,9(8,12)	a) 12,9(8,49) b) 12,6(13,24) c) 10,10(8,39)	1) -11,8 2) 5,7 3) 9,8	1) (-28,6 a 5) 2) (-14,1 a 10,1) 3) (-4,1 a 23,7)	1) 0,16 2) 0,73 3) 0,16	1) 0,3 2) 2,8 3) 0,2	1) (-10,2 a 10,8) 2) (-5,1 a 10,7) 3) (-11,3 a 11,7)	1) 0,95 2) 0,47 3) 0,49
Bíceps femoral	a) 40,2(8,72) b) 53,10(18,19) c) 32,8(17,31)	a) 19,8(11,26) b) 20,8(15,76) c) 18,7(23,3)	1) -12,9 2) 7,4 3) 20,3	1) (-26,3 a 0,5) 2) (-5,5 a 10,3) 3) (3,6 a 36,9)	1) 0,06 2) 0,2 3) 0,02*	1) -1 2) 1,1 3) 2,1	1) (-13,6 a 11,9) 2) (-16,1 a 18,3) 3) (-16,6 a 20,9)	1) 0,87 2) 0,89 3) 0,81
Recto Anterior del Cuádriceps	a) 22,98(11,97) b) 33,9(13,79) c) 31(9,56)	a) 22,5(14,18) b) 20(12,47) c) 18,9(12,07)	1) -10,9 2) -8 3) 2,9	1) (-23,1 a 1,2) 2) (-18,2 a 2,2) 3) (-8,3 a 14,1)	1) 0,08 2) 0,11 3) 0,59	1) 2,5 2) 3,6 3) 1,1	1) (-10,1 a 15,1) 2) (-8,7 a 15,9) 3) (-10,4 a 12,6)	1) 0,68 2) 0,55 3) 0,84
Tibial anterior	a) 42,1(21,36) b) 31,1(16,98) c) 31,3(8,7)	a) 25,8(19,7) b) 23,9(22,81) c) 19,7(13,49)	1) 11 2) 10,8 3) -0,2	1) (-7,1 a 29,1) 2) (-4,5 a 26,1) 3) (-12,8 a 12,5)	1) 0,28 2) 0,15 3) 0,97	1) 1,9 2) 6,1 3) 4,2	1) (-18,1 a 21,9) 2) (-9,7 a 21,9) 3) (-13,4 a 21,8)	1) 0,7 2) 0,7 3) 0,7
Gastrocnemio medial	a) 54,3(19,33) b) 58,7(17,7) c) 49(22,97)	a) 21,7(11,73) b) 15,7(12,36) c) 15,5(12,21)	1) -4,4 2) 5,3 3) 9,7	1) (-21,8 a 13) 2) (-14,6 a 25,2) 3) (-9,5 a 28,9)	1) 0,6 2) 0,6 3) 0,3	1) 6 2) 6,2 3) 0,2	1) (-5,3 a 17,3) 2) (-5,05 a 17,4) 3) (-11,3 a 11,7)	1) 0,28 2) 0,26 3) 0,97

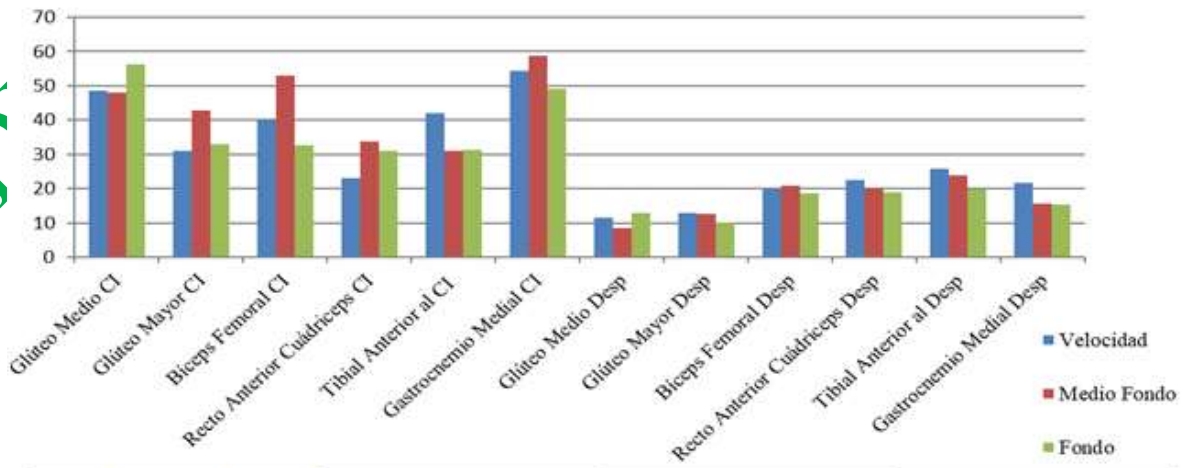
Datos expresados en media y desviación estándar (DE). a) Velocidad; b) Medio fondo; c) Fondo. 1) Velocidad vs. Medio Fondo; 2) Velocidad vs. Fondo; 3) Medio Fondo vs. Fondo. *p<0,05 usando la prueba t de student para muestras independientes.

Tabla 3. Contraste inter-grupo de los Parámetros espaciotemporales

Parámetros	Media (DE)	Comparación entre grupos		
		Diferencia de medias	IC 95%	P valor
Longitud de zancada (m)	a) 4,15(0,41) b) 4,23(0,33) c) 3,62 (0,53)	1) -0,7 2) 0,53 3) 0,06	1) (-0,4 a 0,3) 2) (0,08 a 0,9) 3) (0,1 a 1)	1) 0,67 2) 0,022* 3) 0,007*
Tiempo de zancada (s)	a) 0,48(0,034) b) 0,51(0,04) c) 0,57(0,05)	1) -0,02 2) -0,08 3) -0,06	1) (-0,06 a 0,08) 2) (-0,1 a -0,04) 3) (-0,1 a 0,01)	1) 0,133 2) 0,001* 3) 0,014*
Velocidad máxima (m/s)	a) 8,12(0,63) b) 7,69(1,01) c) 6,03 (0,74)	1) 0,4 2) 2 3) 1,6	1) (-0,3 a 1) 2) (1,4 a 2,7) 3) (0,8 a 2,5)	1) 0,28 2) <0,001* 3) 0,001*

Datos expresados en media y desviación estándar (DE). m: metros; s: segundos; m/s: metros por segundo. a) Velocidad; b) Medio fondo; c) Fondo. 1) Velocidad vs. Medio Fondo; 2) Velocidad vs. Fondo; 3) Medio Fondo vs. Fondo. *p<0,05 usando la prueba t de student para muestras independientes.

Figura 2. Porcentaje de activación muscular de la extremidad inferior en los grupos analizados.



CI: Contacto Inicial/ Desp: Despegue

DISCUSIÓN

Según los resultados del presente estudio, se han hallado diferencias significativas en la activación muscular del Bíceps Femoral, en la fase de contacto inicial entre corredores de medio fondo y fondo, con una mayor actividad en los corredores de medio fondo y velocidad, además de diferencias significativas en los parámetros espaciotemporales de longitud de zancada, tiempo de zancada y velocidad máxima entre las tres modalidades.

Respecto a los parámetros espaciotemporales, al igual que en estudios previos, se aprecian diferencias significativas en la longitud de zancada, el tiempo de zancada y la velocidad entre grupos. Un velocista presenta una zancada similar y más rápida que un corredor de medio fondo, e igualmente, el corredor de medio fondo, una zancada más larga y rápida que un fondista, pues la técnica de carrera y las características de cada corredor difieren según su modalidad (18–22)

Según la International Association of Athletics Federation, la disciplina de velocidad engloba distancias de 60 a 400 m, el medio fondo de 800 a 3.000 m y el fondo, distancias de 5.000 a maratón.

A grandes rasgos, lo que distingue a un velocista es una proporción elevada de fibras musculares rápidas en su musculatura (23), un tiempo de contacto con el metatarso más corto y una fuerza vertical de reacción ante el apoyo con la superficie mucho mayor que el resto de corredores (24, 25). La necesidad de generar altas fuerzas en un corto período de tiempo, pone en relieve la importancia de la relación fuerza-velocidad y de la fuerza elástica en músculos como el Gastrocnemio (26) que, ante un breve tiempo de contacto y una mayor velocidad, reduce su contracción muscular, asumiendo el tendón de Aquiles gran parte del cambio de longitud requerido, con lo que se consigue un menor gasto energético y una mejora de la economía de carrera (27).

El atleta de medio fondo, por su parte, posee una biomecánica similar a la del corredor de velocidad. Al igual que el velocista, contacta con la superficie a través del metatarso y, en su carrera, requiere tanto de la generación de una gran fuerza como de la resistencia, tomando más relevancia la capacidad de resistencia en los corredores de 3.000 y, el trabajo anaeróbico en los corredores de 800 y 1.500 m (28). Precisan tanto de fibras musculares rápidas como lentas (24).

La característica diferenciadora del corredor de fondo es una gran capacidad aeróbica, unida a un gran porcentaje de fibras musculares lentas (24, 29). El fondista contacta con el suelo de medio pie o talón, desarrollando un mayor tiempo de apoyo en la superficie (24) y una fuerza vertical de reacción ante el apoyo menor, en comparación a los velocistas y medio fondistas, lo que produce un mayor impacto a nivel de El que será absorbido por músculos, huesos y tendón (22).

La forma del contacto inicial y apoyo durante la carrera va a depender de la velocidad del corredor: en torno a 7 m/s, el contacto se produce de talón a planta, mientras que a velocidades superiores, el pie contacta con el metatarso (24), siendo menor la fase de absorción a mayor velocidad (19). En cualquier caso, existe una “pre-tensión” en la musculatura de la EI al momento del contacto inicial (19, 24). En consecuencia, el rol de ciertos músculos y tendones de la extremidad cambiará según la velocidad.

En cuanto a la actividad muscular, en nuestro conocimiento, ningún estudio previo ha realizado comparativas entre las distintas modalidades de atletismo, en un ambiente natural para el desarrollo de la misma, lo que podría condicionar el resultado. La literatura científica muestra trabajos en cintas de correr, donde se observan adaptaciones en la biomecánica de la carrera (4-6), y en laboratorios de análisis del movimiento, donde las distancias a recorrer se hacen pequeñas para un atleta, impidiendo observar la fase en la que entra en juego la fuerza elástica refleja, entre 30 y 40 metros tras la salida desde inmóvil (16).

Nuestros resultados señalan diferencias significativas en la activación muscular del Bíceps Femoral, en la fase de contacto inicial, entre medio fondistas y fondistas, siendo los corredores de medio fondo y velocidad los que presentan una mayor actividad muscular, lo que se podría justificar con la función de deceleración de la EI que cumple la musculatura isquiotibial en la última fase de vuelo e inicio del contacto inicial, siendo el frenado mayor cuanto mayor sea la velocidad (30).

No obstante, si observamos la gráfica de la actividad muscular proximal y distal, llama la atención los porcentajes de activación. A día de hoy, se mantiene que, a altas velocidades, existe una mayor activación muscular y mayor fuerza de reacción ante el apoyo y la necesidad de estabilización (7). Sin embargo, en nuestra muestra, el Glúteo Medio presenta, tanto al contacto inicial como al despegue, el porcentaje de activación más alto en los fondistas, los corredores con la velocidad más baja de desplazamiento, mientras que los corredores de velocidad y medio fondo poseen una actividad menor, situación que no se corresponde con lo descrito en estudios previos (31). Otros autores han defendido que la fuerza ejercida por la musculatura glútea disminuye con el aumento de la velocidad del paso. Así, un aumento de un 10% en la velocidad del paso generaría una disminución de aproximadamente un 10% del pico de fuerza de cada uno de los músculos Glúteos (32). Considerando que el Glúteo Medio participa en la función de absorción de las fuerzas de impacto durante la carrera y la disminución de la velocidad de avance del centro de masas (32, 33), es posible que existan diferencias en los mecanismos de absorción en las distintas modalidades de corredores y que la contribución de la musculatura a la propulsión y el avance dependa de los cambios en los patrones motores de la EI inherentes a la velocidad de desplazamiento.

Novacheck (18), en un estudio sobre la cinemática y la cinética de la marcha y la carrera a distintas velocidades en los mismos sujetos (18), señala que la flexión de cadera aumenta con la velocidad de desplazamiento, que la articulación de la rodilla interviene en la absorción del impacto al contacto con la superficie a velocidades bajas y en la propulsión durante el sprint, y que la

musculatura flexora plantar se encarga de la absorción del impacto con la superficie y la propulsión, jugando un papel más relevante cuanto mayor es la velocidad de carrera. Otros autores añaden, además, que a velocidades superiores a 7 m/s, los músculos flexores plantares se encargan únicamente de la generación de las fuerzas verticales de reacción al apoyo, y, por tanto, con el aumento de la velocidad, el rol del Tríceps Sural pasa a ser más de soporte que de progresión (8). Dichos resultados sugieren que la intervención muscular, tanto a nivel distal como proximal, varía según las exigencias del desplazamiento realizado, lo que supone una activación y carga diferente, en consonancia con los resultados obtenidos en nuestra investigación.

Esto podría explicar por qué son más frecuentes determinadas lesiones en cada modalidad de carrera (34). La lesión por sobreesfuerzo de la musculatura isquiotibial se suele relacionar directamente con la carrera a máxima velocidad. Sucede al exceder los límites mecánicos del tejido muscular ante un trabajo negativo repetitivo y posibles fluctuaciones en el control neuromuscular (30). En corredores de fondo, el aumento de la rotación interna de la rodilla durante el apoyo se asocia al síndrome de la banda iliotibial (22), mientras que el alto pico de presión plantar e impacto se relaciona con la lesión del tendón de Aquiles (22). Además, las largas distancias recorridas en entrenamientos y competiciones pueden llevar a una fatiga muscular prolongada, asociada a una reducción de la fuerza máxima y a lesiones musculares por sobreuso (35). Igualmente, se ha observado que, en largas distancias, la aparición de fatiga aumenta el tiempo de contacto y longitud del paso, lo que reduce la rigidez o tensión normal de la EI (36), lo que podría llevar a un pobre control de la EI en estos corredores, tanto a nivel proximal como distal. En corredores de medio fondo no se ha encontrado bibliografía específica. Parece ser la modalidad menos común.

La biomecánica de la carrera está marcada por la modalidad de cada corredor, pero también por su velocidad. Investigaciones previas no han tenido en cuenta dichos factores en su observación, cuando es sabido que cada tipo de carrera implica un trabajo muscular y un desarrollo diferente en cada fase, siendo de esperar que aparezcan distintos patrones de activación muscular derivados de las diferencias de cada modalidad. Además, se añade el uso de cintas de correr, que a pesar de ser una herramienta de gran utilidad, se cuestiona por sus diferencias ante la carrera al aire libre, fundamentalmente por la disminución de los picos de activación al contacto inicial y el aumento de los picos de activación durante el vuelo y en la preparación para el contacto que aparecen al correr en cinta (5).

Tras los resultados obtenidos, consideramos imprescindible incluir la velocidad y la modalidad como variables en el estudio de la carrera y en la rehabilitación de las lesiones derivadas de esta práctica deportiva.

LIMITACIONES

El presente estudio muestra las siguientes limitaciones. Primera, el reducido tamaño de la muestra no permite generalizar los resultados obtenidos, sería interesante continuar la investigación con una muestra más grande. Segunda,

las mediciones se han realizado en 7 pistas de atletismo diferentes, situadas a diferentes altitudes y en distintas épocas del año, por lo que se debe considerar que el material de cada pista podría variar en densidad y dureza, influyendo en la respuesta de los corredores. Tercera, no se ha tenido en cuenta velocidad y orientación del viento, ni las condiciones de humedad durante las mediciones. Cuarta, la observación se ha llevado a cabo en periodos competitivos y todos los participantes han utilizado sus propias zapatillas de competición sin clavos para la medición. El no haber usado el mismo modelo en todos puede haber provocado un sesgo en los resultados, si bien creemos que se minimiza por el hecho de haber podido desarrollar la prueba en condiciones de máximo confort. Quinta y última, el uso de un software de análisis de vídeo como Kinovea podría conllevar un margen de error no contemplado en el estudio.

CONCLUSIONES

Los resultados del presente estudio confirman la existencia de diferencias en los patrones de activación muscular de la extremidad inferior y en los parámetros espaciotemporales, durante la carrera al aire libre, según la velocidad de desplazamiento y la modalidad de carrera.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Ministerio de Educación Cultura y Deporte. Encuesta de Hábitos Deportivos en España 2015. Boletín Of del Estado. 2015;25.
2. García González C, Albaladejo Vicente R, Villanueva Orbáiz R, Navarro Cabello E. Deporte de ocio en España: epidemiología de las lesiones y sus consecuencias. *Apunt Educ Física y Deport.* 2015;(119):62–70.
3. Soligard T, Steffen K, Palmer D, Alonso JM, Bahr R, Lopes AD, et al. Sports injury and illness incidence in the Rio de Janeiro 2016 Olympic Summer Games: A prospective study of 11274 athletes from 207 countries. *Br J Sports Med.* 2017;51(17):1265–71.
4. Baur H, Hirschmüller A, Müller S, Gollhofer A, Mayer F. Muscular activity in treadmill and overground running. *Isokinet Exerc Sci.* 2007 Aug 10;15:165–71.
5. Oliveira AS, Gizzi L, Ketabi S, Farina D, Kersting UG. Modular control of treadmill vs overground running. *PLoS One.* 2016;11(4):1–19.
6. Morin JB, Seve P. Sprint running performance: comparison between treadmill and field conditions. *Eur J Appl Physiol.* 2011 Aug;111(8):1695–703.
7. Kyröläinen H, Komi P, Belli A. Changes in Muscle Activity Patterns and Kinetics with Increasing Running Speed. *J Strength Cond Res.* 1999;13(4):400–6.
8. Dorn TW, Schache AG, Pandy MG. Muscular strategy shift in human running: Dependence of running speed on hip and ankle muscle performance. *J Exp Biol.* 2012;215(11):1944–56.
9. Cappellini G, Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F. Motor patterns in human walking and running. *J Neurophysiol.* 2006;95(6):3426–37.
10. Mann RA, Hagy J. Biomechanics of walking, running, and sprinting. *Am J Sports Med.* 1980;8(5):345–50.

11. Tanaka H, Seals DR. Invited Review: Dynamic exercise performance in Masters athletes: Insight into the effects of primary human aging on physiological functional capacity. *J Appl Physiol*. 2003;95(5):2152–62.
12. Craig CL, Marshall AL, Sjoström M, Bauman AE, Booth ML, Ainsworth BE, et al. International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Med Sci Sports Exerc*. 2003 Aug;35(8):1381–95.
13. Harris D. Review of Harris Tests of Lateral Dominance. *J Consult Psychol*. 1947;11(4):224.
14. Cram JR, Kasman GS, Holtz J. Introduction to surface electromyography. Gaithersburg, Md.: Aspen Publishers; 1998.
15. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000 Oct 1;10(5):361–74.
16. Vittori C. El entrenamiento de la velocidad en Europa: la experiencia italiana. In: En: Bravo J Cuadernos de atletismo N° 37 Desarrollo de la velocidad. Madrid: Real Federación Española de Atletismo; 1996. p. 13–27.
17. Halaki M, Ginn K. Normalization of EMG signals: to normalize or not to normalize and what to normalize to? En: Nail GR. Computational Intelligence in Electromyography Analysis – A Perspective on Current Applications and Future Challenges. In Australia: IntechOpen; 2012. p. 175–94.
18. Novacheck TF. Walking, running, and sprinting: a three-dimensional analysis of kinematics and kinetics. *Instr Course Lect*. 1995;44:497–506.
19. Novacheck TF. The biomechanics of running. *Gait Posture*. 1998;7(1):77–95.
20. Cunningham R, Hunter J, Seeley M, Feland B. Original Research Variations in running technique between female sprinters, middle, and long-distance runners. *Int J Exerc Sci*. 2013;6(1):43–51.
21. Mann RA, Moran GT, Dougherty SE. Comparative electromyography of the lower extremity in jogging, running, and sprinting. *Am J Sports Med*. 1986;14(6):501–10.
22. Kim HK, Mirjalili SA, Fernandez J. Gait kinetics, kinematics, spatiotemporal and foot plantar pressure alteration in response to long-distance running: Systematic review. *Hum Mov Sci [Internet]*. 2018;57(September 2017):342–56. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.09.012>
23. Gil F, Marín M, Pascua M. Velocidad, Vallas y Marcha. *Atletismo I*. Madrid: Real Federación Española de Atletismo; 2005. 13–76 p.
24. García-Verdugo M, Landa L. Medio fondo y Fondo. La preparación del corredor de resistencia. Madrid: Real Federación Española de Atletismo; 2005. 221–253 p.
25. Weyand PG, Sternlight DB, Bellizzi MJ, Wright S. Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *J Appl Physiol*. 2000;89(5):1991–9.
26. Miller RH, Umberger BR, Caldwell GE. Limitations to maximum sprinting speed imposed by muscle mechanical properties. *J Biomech*. 2012 Apr;45(6):1092–7.
27. Fletcher JR, MacIntosh BR. Achilles tendon strain energy in distance

- running: Consider the muscle energy cost. *J Appl Physiol.* 2015;118(2):193–9.
28. Brandon LJ. Physiological factors associated with middle distance running performance. *Sports Med.* 1995 Apr;19(4):268–77.
 29. Billat VL, Demarle A, Slawinski J, Paiva M, Koralsztein JP. Physical and training characteristics of top-class marathon runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2001 Dec;33(12):2089–97.
 30. Chumanov ES, Heiderscheit BC, Thelen DG. The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. *J Biomech.* 2007;40(16):3555–62.
 31. Semciw A, Neate R, Pizzari T. Running related gluteus medius function in health and injury: A systematic review with meta-analysis. *J Electromyogr Kinesiol.* 2016 Oct;30:98–110.
 32. Lenhart R, Thelen D, Heiderscheit B. Hip muscle loads during running at various step rates. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2014;44(10):766–74.
 33. Hamner SR, Seth A, Delp SL. Muscle contributions to propulsion and support during running. *J Biomech* [Internet]. 2010;43(14):2709–16. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.06.025>
 34. Soidán G, Arufe JL. Analysis of the Most Frequent Injuries in Tests of Speed , Half and Long Distances. *Rev.int.med.cienc.act.fis.deporte.* 2003;3:260–70.
 35. Kellis E, Liassou C. The effect of selective muscle fatigue on sagittal lower limb kinematics and muscle activity during level running. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39(3):210–20.
 36. Hayes PR, Caplan N. Leg stiffness decreases during a run to exhaustion at the speed at VO₂max. *Eur J Sport Sci.* 2014;14(6):556–62.

Número de citas totales / Total references: 35 (97,2%)

Número de citas propias de la revista / Journal's own references: 1 (2,8%)