

Article

El Entrenamiento de Pilates Mejora el Rendimiento de la Carrera de 5 km al Cambiar el Costo Metabólico y la Actividad Muscular en Corredores Entrenados

Paula Finatto, Edson Soares Da Silva, Alexandre B. Okamura, Bruna P. Almada, Henrique B. Oliveira y Leonardo A. Peyré-Tartaruga

RESUMEN

Objetivo

El entrenamiento de la fuerza mejora la economía y el rendimiento de la carrera de distancia. Este hallazgo está basado predominantemente en programas de fuerza explosiva y fuerza máxima aplicados a músculos locomotores, particularmente en los miembros inferiores. No es seguro que una reducción del costo metabólico (Cmet) y una mejora del rendimiento de la carrera sean factibles con el entrenamiento de la fuerza de los músculos posturales y del tronco. **Métodos**

Utilizando mediciones metabólicas, neuromusculares y cinemáticas de la carrera a dos velocidades diferentes antes y después de un programa de entrenamiento de Pilates de 12 semanas, probamos la hipótesis de que el entrenamiento de core podría mejorar el rendimiento y el Cmet de la carrera de corredores entrenados. Treinta y dos individuos fueron asignados aleatoriamente al grupo de control (CG, $n = 16$) o al grupo de Pilates (PG, $n = 16$). **Resultados**

Confirmando nuestra hipótesis, se observó una mejora significativa ($p < 0,05$) en el rendimiento de la carrera en el PG (pre: $25,65 \pm 0,4$ min; post: $23,23 \pm 0,4$ min) en comparación con el CG (pre: $25,33 \pm 0,58$ min; post: $24,61 \pm 0,52$ min). De manera similar, el PG ($4,33 \pm 0,07$ J.kg⁻¹.m⁻¹) tuvo mejores respuestas que el CG ($4,71 \pm 0,11$ J.kg⁻¹.m⁻¹) durante el post-entrenamiento para el Cmet. Estos hallazgos fueron acompañados por una disminución de la actividad electromiográfica de los músculos posturales a intensidades de carrera submáximas en el PG. **Conclusiones**

En general, estos resultados proporcionan un fundamento para seleccionar estrategias de entrenamiento de la fuerza que apuntan a adaptaciones de músculos posturales y locomotores específicos para corredores de distancia entrenados.

INTRODUCCIÓN

Desde el punto de vista cardiorrespiratorio, el rendimiento de la carrera, especialmente a grandes distancias, depende de la interacción de diferentes factores [1], incluyendo el alto consumo máximo de oxígeno (VO₂max), la capacidad de mantener una alta fracción de VO₂max durante períodos largos y la capacidad de moverse económicamente [2]. Este último parámetro se denomina costo metabólico (Cmet) y corresponde al consumo de oxígeno que se gasta en recorrer una determinada distancia corriendo a una intensidad submáxima. Considerando un grupo de corredores con una masa

corporal similar, un individuo con un bajo Cmet gastaría menos energía y por lo tanto tendría un menor consumo de oxígeno (VO₂) que un corredor con un alto Cmet a una cierta velocidad de carrera [3,4].

Un Cmet más bajo puede lograrse mediante programas de entrenamiento de resistencia aeróbica, resistencia aeróbica combinada con entrenamiento de la fuerza y entrenamiento pliométrico [5,6]. Otro aspecto que puede estar relacionado con el Cmet es la activación muscular, en particular la de los músculos del tronco y de los miembros inferiores. Behm et al. [7] observaron que se requiere una mayor activación del músculo oblicuo externo abdominal y de los músculos erectores de la columna vertebral superior y sacra durante la carrera para controlar los movimientos y que el patrón de activación de estos músculos puede estar asociado con un mejor rendimiento. Por esta razón, un programa de entrenamiento específico puede promover una mayor estabilidad, lo que disminuiría el reclutamiento muscular necesario y por consiguiente afectaría positivamente al Cmet [8,9].

El entrenamiento de Pilates (PT) ha sido ampliamente utilizado para fortalecer los músculos del tronco. El PT se basa en seis principios clave: concentración, control, precisión, flujo, respiración y centro de fuerza [10]. El centro de fuerza se designó originalmente como centro de poder y se refiere a los músculos extensores de la columna y la cadera, los músculos flexores de la columna y la cadera, y los músculos del suelo pélvico [10]. El centro de fuerza se refuerza para favorecer una mayor estabilización de la cadera y del tronco y favorecer la integridad de la columna [11].

Hasta donde sabemos, ningún estudio previo ha abordado específicamente los efectos del PT en la carrera. Sin embargo, los programas de entrenamiento para la estabilidad de los músculos del core, que corresponden a los músculos flexores y extensores del tronco, junto con los músculos más profundos que estabilizan el tronco, han mostrado resultados contradictorios cuando se realizan durante seis semanas. Stanton et al. [12] encontraron mejoras significativas en la estabilidad del core en atletas de deportes de equipo después del entrenamiento con pelotas suizas; sin embargo, no encontraron diferencias significativas en la activación de los músculos abdominales y extensores de la columna vertebral, el VO₂max o el Cmet. Por el contrario, Sato y Mokha [9] no encontraron una mejora significativa en la estabilidad dinámica de los corredores entrenados después de un programa de entrenamiento de core, pero sí una disminución significativa en el tiempo de finalización de una carrera de 5 km.

El entrenamiento de core y el PT tienen como objetivo fortalecer los músculos del tronco y de los miembros inferiores. Sin embargo, los principios inherentes al PT no se utilizan en el entrenamiento de core, y estos principios distinguen estas dos modalidades de entrenamiento y pueden influir en los resultados del PT. Los programas de entrenamiento específico pueden resultar en un mejor patrón de activación de los músculos del tronco, lo que proporcionaría articulaciones más estables y reduciría la necesidad de co-contracciones para la estabilización. En consecuencia, estos programas podrían conducir a una disminución del Cmet y, a su vez, a una mejora en el rendimiento de la carrera. Se plantea la hipótesis de que el costo metabólico y la activación de los músculos del tronco se reducirán y, en consecuencia, se podrá mejorar el rendimiento de la carrera. Por lo tanto, es esencial estudiar los efectos del fortalecimiento de los músculos del centro de fuerza mediante el PT sobre el Cmet y sobre los patrones de activación muscular y los parámetros biomecánicos que podrían ser indicativos de una mejoría del Cmet, ya que esta estrategia puede, en consecuencia, aumentar el rendimiento de la carrera.

Materiales y Métodos

Diseño Experimental

Para investigar los efectos del PT sobre colchoneta en corredores recreativos, se compararon las adaptaciones cardiorrespiratorias y neuromusculares entre un grupo que se sometió a entrenamiento de carrera combinado con PT y un grupo de control que sólo se sometió a entrenamiento de carrera. Ambos grupos (Pilates y control) fueron entrenados durante 12 semanas y fueron evaluados antes y después del período de entrenamiento. Las evaluaciones post-entrenamiento se realizaron 72 horas después de la última sesión de entrenamiento, y los sujetos completaron las evaluaciones en un plazo de 10 días con al menos 48 horas entre las sesiones de prueba. Los mismos evaluadores que estaban ciegos a los grupos de entrenamiento condujeron las sesiones de prueba, y se utilizó el mismo equipo en todas las sesiones. Los sujetos fueron instruidos para mantener sus hábitos alimenticios durante el período de estudio.

Participantes

Cincuenta y ocho sujetos fueron entrevistados después de la publicación de un anuncio sobre el estudio en un importante periódico de Porto Alegre, Brasil. Los 32 voluntarios inscriptos fueron asignados aleatoriamente en dos grupos por aleatorización electrónica: grupo control (CG; n = 16) (media ± SE, edad: 18,44 ± 0,52 años; masa corporal: 73,64 ± 10,79 kg; altura: 176,66 ± 9,89 cm; porcentaje de grasa: 10,81 ± 2,49%) y grupo Pilates (PG; n = 16) (media ± SE, edad: 18,42 ± 0,51 años; masa corporal: 70,71 ± 10,90 kg; altura: 175,07 ± 8,06 cm; porcentaje de grasa: 9,34 ± 1,98%). Durante la recolección de datos, el CG perdió tres sujetos. Durante el período de entrenamiento, se excluyó un sujeto del PG porque su tasa de ausencia del entrenamiento era superior al 20%. Por lo tanto, 15 sujetos en el CG y 13 sujetos en el PG

completaron todas las fases del estudio. Los criterios de inclusión fueron los siguientes: hombre, práctica de carrera durante al menos seis meses antes del estudio, con experiencia en carreras de 5 km, edad entre 18 y 28 años y ausencia de restricciones médicas. Los criterios de exclusión fueron los siguientes: sujetos con experiencia en Pilates y sujetos con alteraciones hormonales, metabólicas, neuromusculares y/o cardíacas. Todos los participantes tuvieron una experiencia de carrera de un máximo de 9 meses antes del inicio del estudio, con una frecuencia principal de 2 veces a la semana. Cada individuo firmó un formulario de consentimiento libre e informado. Este estudio fue realizado de acuerdo con la Declaración de Helsinki y fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad Federal de Rio Grande do Sul, Brasil bajo el número de registro 965734.

Procedimientos

Entrenamiento de Carrera

Los sujetos del CG y del PG participaron en un programa de entrenamiento de 12 semanas en pista. Se realizaron dos sesiones por semana. La periodización del entrenamiento de carrera se basó en el segundo umbral ventilatorio (VT2) obtenido en una prueba de esfuerzo máximo en una cinta caminadora con consumo máximo de oxígeno (VO2max) en una primera sesión de recolección de datos. Por consiguiente, la periodización del entrenamiento se basó en la frecuencia cardíaca a VT2 (HRVT2) según las zonas de intensidad propuestas por Daniels [13]: fácil (E), 71-86%; moderada (M), 82-98%; umbral (T), 96-100%; e intervalo (I), 107-109% de HRVT2. Los entrenamientos se realizaron en las tres pistas de la Escuela de Educación Física de la Universidad Federal de Rio Grande do Sul (Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul).

Entrenamiento Clásico de Pilates sobre Colchoneta.

El programa clásico de PT sobre colchoneta duró 12 semanas. Los sujetos del PG se sometieron a los entrenamientos de carrera descritos anteriormente, además de dos sesiones semanales de una hora de PT realizadas en días alternos a los días del entrenamiento de carrera. La organización de la sesión y la intensidad y el volumen del entrenamiento se ajustaron al Manual de la Alianza del Método Pilates (California, EEUU). Las sesiones se organizaron en una sección inicial (ejecución de los fundamentos del PT), una sección principal (ejecución de ejercicios de PT) y una sección final (relajación). Durante la sección inicial, se realizaron los fundamentos del PT y se seleccionaron los ejercicios de acuerdo con el período de entrenamiento. El PT clásico sobre colchoneta consistía en tres series, y el número de repeticiones y secuencias se definieron como se muestra en la Tabla 1.

Tabla 1. Periodización de 12 semanas de entrenamiento de Pilates.

	Week 1	Weeks 2 to 6	Weeks 6 to 12
Initial section	Fundamentals 1 to 7	Fundamentals 5 to 12	Fundamentals 13 to 17
Main section	Pre-Pilates	Basic Mat Pilates	Intermediate Mat Pilates
Final section	Relaxation	Relaxation	Relaxation
Exercises that composed the various levels			
Fundamentals	Pre-Pilates	Basic Mat Pilates	Intermediate Mat Pilates
1. Breathing	1. The Hundred	1.The Hundred	1. The Hundred
2. Imprinting	2. Roll Down	2. The Roll Up	2. The Roll Up
3. Pelvic Bowl	3. Roll Up	3. Single Leg Circles	3. Leg Circles
4. Knee Sway	4. Single Leg Circles	4. Rolling Like a Ball	4. Rolling Like a Ball
5. Knee Folds/Stirs	5. Rolling Like a Ball	5. Single Leg Stretch	5. Single Leg Stretch
6. Leg Slides	6. Single Leg Stretch	6. Double Leg Stretch	6. Double Leg Stretch
7. Spinal Bridging	7. Double Leg Stretch	7. Legs Up and Down	7. Single Straight Leg
8. Prone Hip Extension	8. Spine Stretch Forward	8. Spine Stretch Forward	8. Double Straight Leg
9. Cervical Nod		9. Saw	9. Criss-Cross
10. Nose Circles		10. Single Leg Kicks	10. Spine Stretch Forward
11. Head Float		11. Beats	11. Open Leg Rocker
12. Ribcage/Angel Arms		12. Double Leg Kicks	12. Corkscrew
13. Rotating Arms			13. Saw
14. Torso Twist			14. Neck Pull
15. Flight			15. Single Leg Kicks
16. Cat			16. Double Leg Kicks
17. Bowing			17. Neck Pull
			18. Side Kicks Series
			19. Teaser
			20. Seal

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0194057.t001>

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0194057.t001>

Amplitud máxima de la señal electromiográfica durante la MVIC

En una segunda sesión, para la evaluación de la amplitud isométrica máxima de la señal electromiográfica (EMG) de los músculos antes mencionados, los procedimientos comenzaron con la colocación de electrodos y la preparación de la piel sobre las superficies musculares de interés [14]. Se utilizaron electrodos de superficie con un diámetro total de 15 mm (Meditrace™, Mainsfield, Canadá) en una configuración bipolar, cuya distancia inter-electrodos fue de 2 cm [15].

Después de este procedimiento, se determinaron las ubicaciones de la colocación de los electrodos para el longísimo (LO), glúteo medio (GM), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF) y dorsal ancho (LD) de acuerdo con las recomendaciones del proyecto SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles; [16]). En el músculo oblicuo interno abdominal (OI), los electrodos se colocaron dos cm medialmente e inferiormente a la espina iliaca antero-superior [17]. En el músculo oblicuo externo abdominal (EO), los electrodos se colocaron a media distancia entre la parte inferior de la caja torácica y la espina iliaca antero-superior [17]. El electrodo de referencia se colocó en la tuberosidad de la tibia de la pierna derecha. Se aceptó un nivel de resistencia entre los electrodos de hasta 3000 Ω. Después de la colocación de los electrodos, los sujetos fueron instruidos para realizar un calentamiento caminando durante 5 minutos en una cinta caminadora. Se instruyó y se animó a todos los sujetos a ejercer la máxima fuerza en cada prueba isométrica contra la fuerza mecánica de las bandas de Velcro para producir esta fuerza lo más rápido posible. Se obtuvieron tres mediciones de la contracción isométrica voluntaria máxima (MVIC) en cada músculo, con una duración de 5 seg y un intervalo de 3 min entre cada medición pre- y post-entrenamiento, y se utilizaron para normalizar la activación EMG durante la carrera en cada período de evaluación. Para obtener la activación muscular, la señal EMG fue capturada por dos electromiógrafos (Miotool 400, Miotec, Porto Alegre, Brasil), con una frecuencia de muestreo de 2000 Hz en cada canal, utilizando el software Miograph (Miotec, Porto Alegre, Brasil) para su posterior análisis en el software SAD32 (UFRGS, Porto Alegre, Brasil). La señal se filtró usando un filtro paso banda de quinto orden Butterworth con frecuencias de corte entre 20 y 500 Hz. Después del filtrado, se identificó el período plateau de la activación isométrica para los intervalos de 1-s. El valor de la media cuadrática (RMS) se obtuvo a través de la ventana de Hamming en los intervalos de 1-s. La medición con el valor más alto de la media cuadrática se consideró válida.

Activación EMG durante la Carrera

Quince minutos después de la finalización de las mediciones de la MVIC, se inició el protocolo de carrera con dos carreras a velocidades de 10 y 12 km.h⁻¹ realizadas en orden aleatorio durante 7 minutos cada una. La señal EMG fue registrada en el último minuto del protocolo en una cinta caminadora a cada velocidad evaluada utilizando el software de adquisición de datos Miograph (Miotec, Porto Alegre, Brasil). Los datos cinemáticos utilizados para la evaluación de la señal EMG en las diferentes fases de la zancada también se obtuvieron en el último minuto de cada velocidad evaluada grabando el recorrido con una cámara de vídeo Casio (EXLIM-ZR1000) a una frecuencia de muestreo de 120 Hz. Estos datos fueron alineados con los datos EMG usando una señal de luz que genera un pico en la señal EMG en el canal especificado para la alineación. Posteriormente, se exportaron los archivos con datos sobre la carrera y las MVICs para su análisis en el software SAD32 (UFRGS, Porto Alegre, Brasil). Para el análisis de la activación EMG durante las carreras, se aplicó el mismo procedimiento de filtrado de señales que el utilizado para la MVIC. La curva de la RMS se obtuvo a través de la ventana de Hamming en intervalos de 0,1 segundos. Luego, la señal de la RMS fue desplazada y recortada de la señal emitida por el sistema de alineación, de acuerdo con el análisis de vídeo. Los tiempos correspondientes a las tres fases de la zancada (pre-activación: 100 ms antes del contacto del talón con el suelo [18]; b) fase de contacto (contacto del talón con el suelo hasta la separación del talón del suelo); y c) fase de balanceo (separación del talón del suelo hasta el contacto del talón con el suelo) se identificaron en los vídeos para el recorte de la señal EMG obtenida de cinco zancadas principales. Posteriormente, se calculó el tiempo medio a partir de estos recortes para obtener el valor medio de la RMS para cada sujeto y para cada fase de la zancada. Los valores de la RMS representativos de la activación EMG en cada una de las tres fases se expresaron como porcentaje de la MVIC. El patrón de activación EMG de los siete músculos analizados durante las carreras pre- y post-entrenamiento en el CG y PG se analizó mediante un análisis temporal de la señal EMG en relación al tiempo, considerando que el eje x normalizado variaba entre 0 y 100% de la zancada. Para ello, la señal EMG bruta se desplazó de acuerdo con el sistema de alineación y se rectificó y filtró utilizando un filtro paso banda bajo de quinto orden Butterworth con una frecuencia de corte de 10 Hz [19]. Después del filtrado, se obtuvieron las señales EMG de cinco zancadas principales para calcular la curva media. La curva media de cada sujeto fue remuestreada en 200 puntos y exportada a Excel (Microsoft, Redmond, EEUU) para el cálculo de la curva media entre los sujetos.

Costo Metabólico

Las pruebas en la cinta caminadora a ambas velocidades se realizaron simultáneamente con la recolección de datos EMG. Para ello, los sujetos permanecieron en reposo durante 15 minutos en posición sentada y en reposo durante 5 minutos en posición ortostática para determinar la frecuencia cardíaca y el VO₂ en reposo para confirmar el inicio de la prueba. La relación de intercambio respiratorio debe ser inferior a 0,85 para garantizar que el individuo haya partido del mismo estado de reposo en cada fase de la prueba. Posteriormente, se realizó un calentamiento de 5 minutos en una cinta caminadora y fue seguido inmediatamente por dos etapas adicionales de 7 minutos, a velocidades de carrera de 10 y 12 km.h⁻¹. Estas velocidades fueron aleatorias, respetando un intervalo de 5 minutos entre las carreras o hasta que la frecuencia cardíaca regresó a los niveles de reposo. Los valores de VO₂ se recogieron en los últimos 4 minutos de cada carrera, y los últimos 3 minutos se incluyeron en el análisis. Los datos se recopilaron utilizando un analizador de gases modelo VO2000 (Medgraphics, Ann Arbor, EEUU). El W_{met} se consideró la diferencia entre el VO₂ medido durante el ejercicio y el VO₂ en reposo, en relación al tiempo. Debido a que la unidad de medida utilizada era vatios (W), esta diferencia se multiplicó por el coeficiente de energía (20,9 J.mL⁻¹) y se dividió por el tiempo en segundos (60 s). Los valores de costo metabólico relativos a las velocidades de 10 km.h⁻¹ (C_{met10}) y 12 km.h⁻¹ (C_{met12}) se calcularon dividiendo W_{met} por la velocidad en m.s⁻¹.

Tiempo de Finalización de la Carrera de 5 km

En una tercera sesión, todos los sujetos realizaron una carrera de 5 km en una sola prueba para determinar el tiempo total de realización de la prueba. El tiempo de 5 km fue controlado con temporizadores y confirmado por la filmación. La carrera se realizó siempre al mismo tiempo y en condiciones similares de temperatura y humedad relativa.

Estadísticas

Las comparaciones de las variables de rendimiento de la carrera, las variables metabólicas, la activación muscular y las características de la muestra entre los grupos y los factores de tiempo se realizaron utilizando el modelo de ecuaciones de estimación generalizada. La prueba complementaria de Bonferroni se utilizó para identificar diferencias significativas. El nivel de significación se estableció en $\alpha < 0,05$, y el paquete estadístico utilizado fue la versión 18.0 de SPSS (IBM, Armonk, EEUU).

El cálculo del tamaño de la muestra se basó en los datos (C_{met} y rendimiento) de Sato & Mokha [9] y Stanton et al. [12]. El software utilizado fue GPOWER versión 3.1 (Potencia como probabilidad de error de 1-beta: 95%; Tamaño del efecto: 0,90; Error asumido como alfa: 0,05). Después del cálculo, se indicaron 26 sujetos para la asignación equitativa para cada grupo, 13 sujetos en el grupo CG y 13 en el grupo PG. Decidimos insertar más sujetos en cada grupo, debido a una posible pérdida de la muestra. Por ello, el presente estudio se inició con 32 individuos.

RESULTADOS

Características Iniciales de los Participantes

Los datos de caracterización de la muestra se exponen en la Tabla 2. No se observaron diferencias significativas en esta sección entre los grupos en el período de pre-entrenamiento.

Tabla 2. Medias (desviación estándar) de edad, estatura, masa corporal, grasa corporal, masa magra, consumo máximo de oxígeno (VO_{2max}) y velocidad en el segundo umbral ventilatorio (VT2) en el período de pre-entrenamiento.

Variable	Group		p-value
	Control group (n = 16)	Pilates group (n = 15)	
Age (years)	18.44 (0.52)	18.42 (0.51)	0.996
Height (cm)	176.66 (9.89)	175.07 (8.06)	0.404
Body mass (kg)	73.64 (10.79)	70.71 (10.90)	0.391
Body fat (%)	10.81 (2.49)	9.34 (1.98)	0.205
Lean mass (%)	49.82 (2.26)	50.54 (2.40)	0.583
Speed at VT2 ($km.h^{-1}$)	14.44 (1.33)	14.21 (1.05)	0.837
VO_{2max} ($mL.kg^{-1}.min^{-1}$)	51.26 (5.43)	51.75 (7.55)	0.926

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0194057.t002>

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0194057.t002>

Rendimiento en la Carrera y Variables Respiratorias

Las variables de tiempo de carrera, VO_{2max} , Cmet10 y Cmet12 no fueron significativamente diferentes entre los grupos en el período de pre-entrenamiento. En el periodo post-entrenamiento, el PG tuvo valores de VO_{2max} significativamente más altos ($p < 0,001$), un tiempo de carrera de 5 km significativamente más corto ($p < 0,001$), y un Cmet12 significativamente más bajo ($p = 0,019$).

Para el factor tiempo, se encontraron diferencias significativas en ambos grupos para todas las variables evaluadas (Tabla 3).

Tabla 3. Efecto del entrenamiento de carrera y del entrenamiento de carrera combinado con Pilates en el rendimiento y las variables respiratorias.

Variable	Group	Period		Effect of time	Effect of group	Interaction group x time
		Pre-training	Post-training	p-value	p-value	p-value
5-km running time (min)	CG	25.33 (0.58)	24.61 (0.52)*	<0.001	0.441	<0.001
	PG	25.65 (0.44)	23.23 (0.40)** ^a			
VO _{2max} (mL.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	CG	51.32 (1.20)	53.72 (1.58)*	<0.001	0.204	<0.001
	PG	51.8 (1.73)	58.53 (1.59)** ^a			
C _{met10} (J.kg ⁻¹ .m ⁻¹)	CG	4.27 (0.09)	3.85 (0.13)*	<0.001	0.868	0.923
	PG	4.26(0.09)	3.82 (0.08)*			
C _{met12} (J.kg ⁻¹ .m ⁻¹)	CG	5.22 (0.08)	4.71 (0.11)*	<0.001	0.014	0.019
	PG	5.00 (0.10)	4.33 (0.07)** ^a			

*Significant difference between pre- and post-training

^a significant difference between the groups in post-training

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0194057.t003>

Los Datos Representan los Valores Medios (error estándar) para el Tiempo de Carrera de 5 km, el Consumo Máximo de Oxígeno (VO_{2max}), el Costo Metabólico a 10 km.h⁻¹ (Cmet10), el Costo Metabólico a 12 km.h⁻¹ (Cmet12), la Velocidad en el Segundo Umbral Ventilatorio (VT2) y el Consumo de Oxígeno en el Segundo Umbral Ventilatorio (VO₂ VT2).

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0194057.t003>

Variables Electromiográficas

Contracción Isométrica Voluntaria Máxima.

Las comparaciones entre los períodos de entrenamiento indicaron que la MVIC de los músculos OE, OI, LO, BF y GM aumentó significativamente sólo en el PG, mientras que la activación del músculo VL aumentó significativamente tanto en el CG como en el PG entre el pre-entrenamiento y el post-entrenamiento (Tabla 4). Además, no se encontraron diferencias significativas en la MVIC entre el CG y el PG en el pre-entrenamiento. En el post-entrenamiento, la MVIC de los músculos OE, OI, LO y GM fue significativamente más alta en el PG que en el CG.

Tabla 4. Efectos del entrenamiento de carrera (CG) y del entrenamiento de carrera combinado con Pilates (PG) en la contracción isométrica voluntaria máxima (MVIC) en milivoltios (mV) de los músculos oblicuo externo abdominal (OE), oblicuo interno abdominal (OI), vasto lateral (VL), longísimo (LO), bíceps femoral (BF), glúteo medio (GM) y dorsal ancho (LD).

Variable	Group	Period		Effect of time	Effect of group	Interaction group x time
		Pre-training	Post-training	p-value	p-value	p-value
OE MVIC	CG	233.00 (28.41)	229.36 (41.75)	0.005	0.048	0.047
(mV)	PG	249.87 (22.12)	316.95 (26.70)* ^a			
OI MVIC	CG	527.14 (60.5)	510.52 (71.19)	0.03	0.037	0.006
(mV)	PG	550.69 (60.85)	685.48 (73.46)* ^a			
VL MVIC	CG	425.53 (26.82)	483.16 (36.73)*	0.032	0.193	0.138
(mV)	PG	432.39 (40.79)	561.93 (46.61)*			
LO MVIC	CG	284.31 (17.51)	285.79 (15.25)	0.012	0.027	0.016
(mV)	PG	299.39 (21.31)	371.22 (21.49)* ^a			
BF MVIC	CG	379.40 (29.5)	452.78 (37.11)*	<0.001	0.559	0.034
(mV)	PG	370.47 (30.56)	510.20 (27.59)*			
GM MVIC	CG	471.15 (39.47)	529.03 (53.10)	0.006	0.007	0.040
(mV)	PG	450.12 (33.60)	587.68 (45.61) * ^a			
LD MVIC	CG	348.14 (28.00)	376.24 (32.59)	0.502	0.660	0.745
(mV)	PG	376.05 (32.86)	385.81 (47.95)			

*Significant difference between pre- and post-training

^a significant difference between the groups in post-training

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0194057.t004>

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0194057.t004>

Actividad Muscular Durante la Carrera.

Los datos sobre la activación muscular durante las fases de zancada, presentados como porcentaje de la MVIC, indicaron un comportamiento diferenciado en relación con el resto de las variables analizadas. En el período de pre-entrenamiento, se encontraron diferencias significativas en el nivel de activación de los músculos OE y BF en la fase de balanceo a 10 km.h-1 ($p = 0,018$ y $0,048$, respectivamente) y para los músculos VL ($p = 0,024$) y BF ($p = 0,26$) a 10 km.h-1 en la fase de pre-activación.

Oblicuo Externo Abdominal.

En la fase de pre-activación entre los períodos de entrenamiento a 10 km.h-1 se observó un aumento significativo ($p = 0,022$) del nivel de activación del músculo OE (Fig. 1). Sin embargo, no se encontraron diferencias en el nivel de activación de este músculo entre los grupos ($p = 0,983$). Además, a 10 km.h-1, el porcentaje de activación muscular entre los períodos de entrenamiento disminuyó sólo en la fase de balanceo en ambos grupos ($p = 0,002$).

Oblícuo externo abdominal- Activación EMG durante la carrera

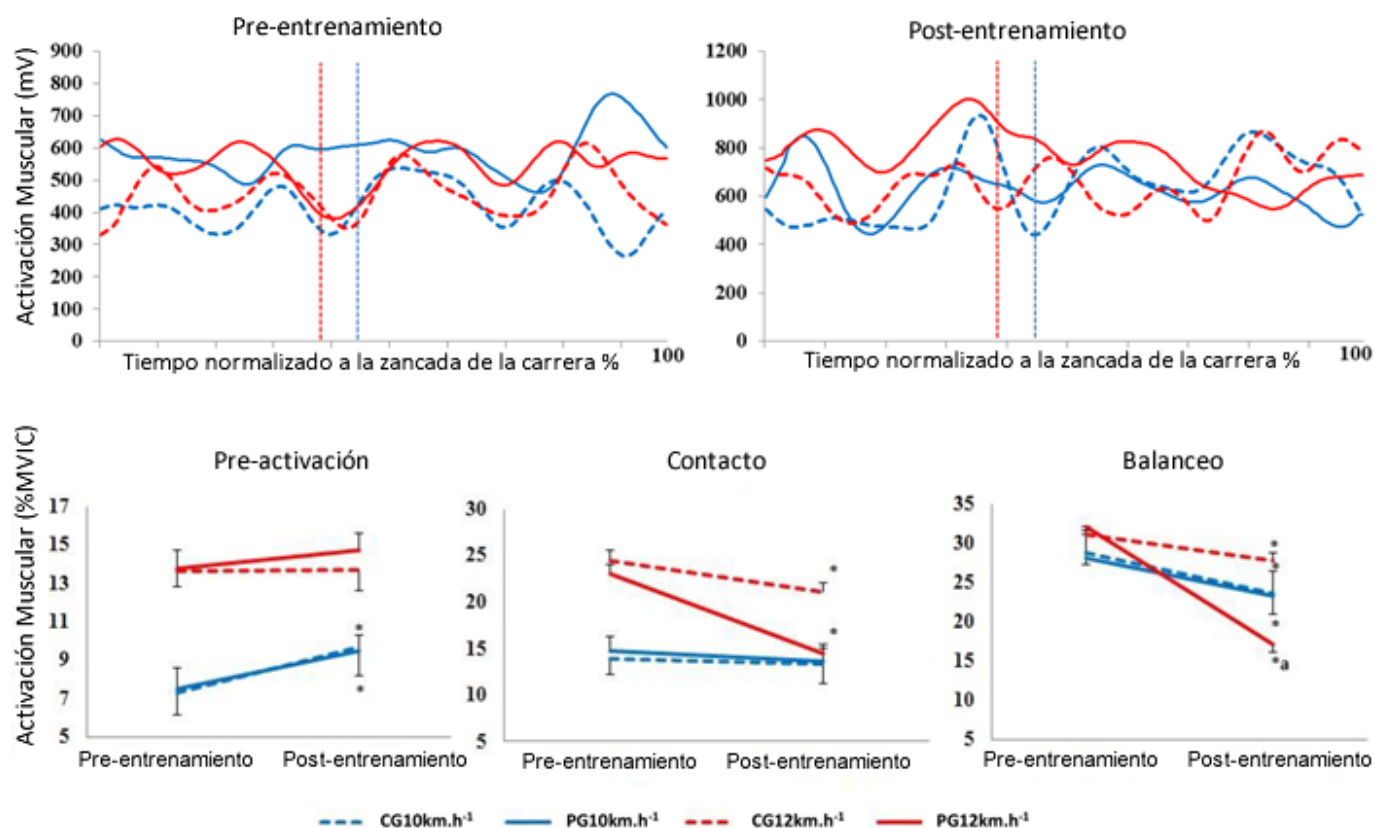


Figura 1. Paneles superiores, patrón medio de activación del músculo oblicuo externo abdominal (mV).

Paneles inferiores, activación muscular media (\pm error estándar) en las tres fases de la zancada, presentada como porcentaje de la MVIC. Las líneas rojas representan 12 km.h⁻¹, y las azules 10 km.h⁻¹. Las líneas punteadas representan el grupo de control (CG), y las líneas sólidas representan el grupo Pilates (PG). Las líneas punteadas verticales indican el final de la fase de contacto. *Diferencia significativa entre el pre-entrenamiento y el post-entrenamiento; ^adiferencia significativa entre los grupos ($p < 0,005$).

El porcentaje de activación muscular disminuyó significativamente en ambos grupos en las fases de contacto ($p < 0,001$) y de balanceo ($p < 0,001$) a 12 km.h⁻¹. Además, en la fase de balanceo post-entrenamiento, el nivel de activación fue menor en el PG que en el CG ($p = 0,009$).

Oblicuo Interno Abdominal.

A 10 km.h⁻¹, el nivel de activación del músculo OI aumentó significativamente en la etapa de pre-activación entre el pre-entrenamiento y el post-entrenamiento en ambos grupos ($p = 0,009$) (Fig. 2). A la velocidad de 12 km.h⁻¹, el nivel de activación aumentó sólo en el PG en la fase de pre-activación entre el pre-entrenamiento y el post-entrenamiento ($p = 0,01$); sin embargo, el nivel de activación muscular en el PG fue menor que en el CG ($p = 0,003$).

Oblícuo externo abdominal- Activación EMG durante la carrera

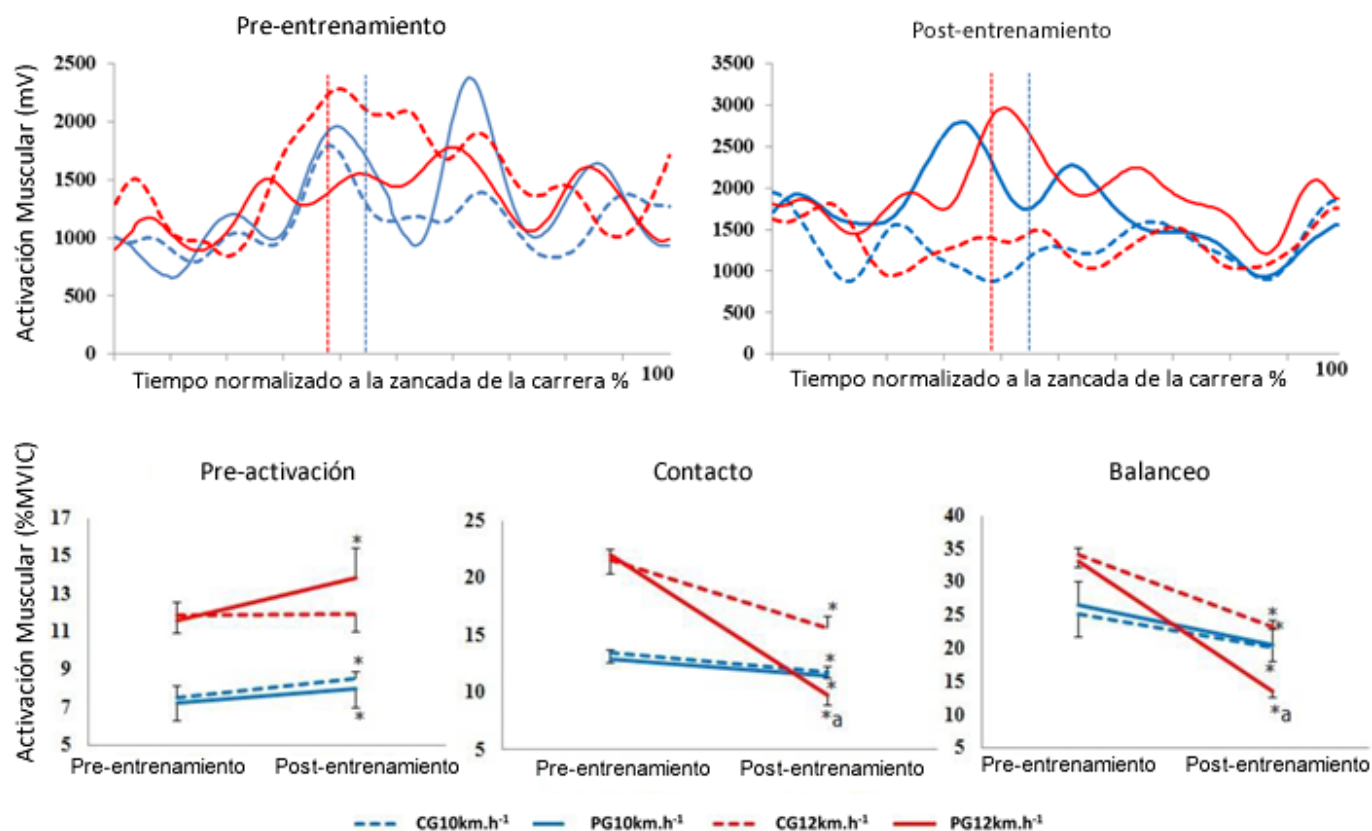


Figura 2. Paneles superiores, patrón medio de activación del músculo oblicuo interno abdominal (mV).

Paneles inferiores, activación muscular media (\pm error estándar) en las tres fases de la zancada, presentada como porcentaje de la MVIC. Las líneas rojas representan 12 km.h⁻¹, y las azules 10 km.h⁻¹. Las líneas punteadas representan el grupo control (CG), y las líneas sólidas representan el grupo Pilates (PG). Las líneas punteadas verticales indican el final de la fase de contacto. *Diferencia significativa entre el pre-entrenamiento y el post-entrenamiento; adiferencia significativa entre los grupos ($p < 0,005$).

En las fases de contacto y de balanceo, el porcentaje de activación muscular disminuyó significativamente entre el pre-entrenamiento y el post-entrenamiento a ambas velocidades en ambos grupos ($p < 0,001$). A 12 km.h⁻¹ en el post-entrenamiento, el nivel de activación en el PG fue significativamente menor que en el CG ($p = 0,01$).

Vasto Lateral.

Los resultados para el músculo VL se muestran en la Fig. 3. En la fase de pre-activación (factor de grupo, $p = 0,273$; factor de tiempo, $p = 0,260$) y en la fase de balanceo (factor de grupo, $p = 0,551$; factor de tiempo, $p = 0,565$), no hubo diferencias significativas en la activación muscular en las condiciones analizadas. Sin embargo, en la fase de contacto, hubo una disminución significativa en el nivel de activación entre los dos períodos de entrenamiento en todos los casos analizados ($p < 0,001$). Para el músculo VL en particular, no hubo diferencias entre los grupos en ninguna de las fases de la zancada.

Vasto Lateral - Activación EMG durante la carrera

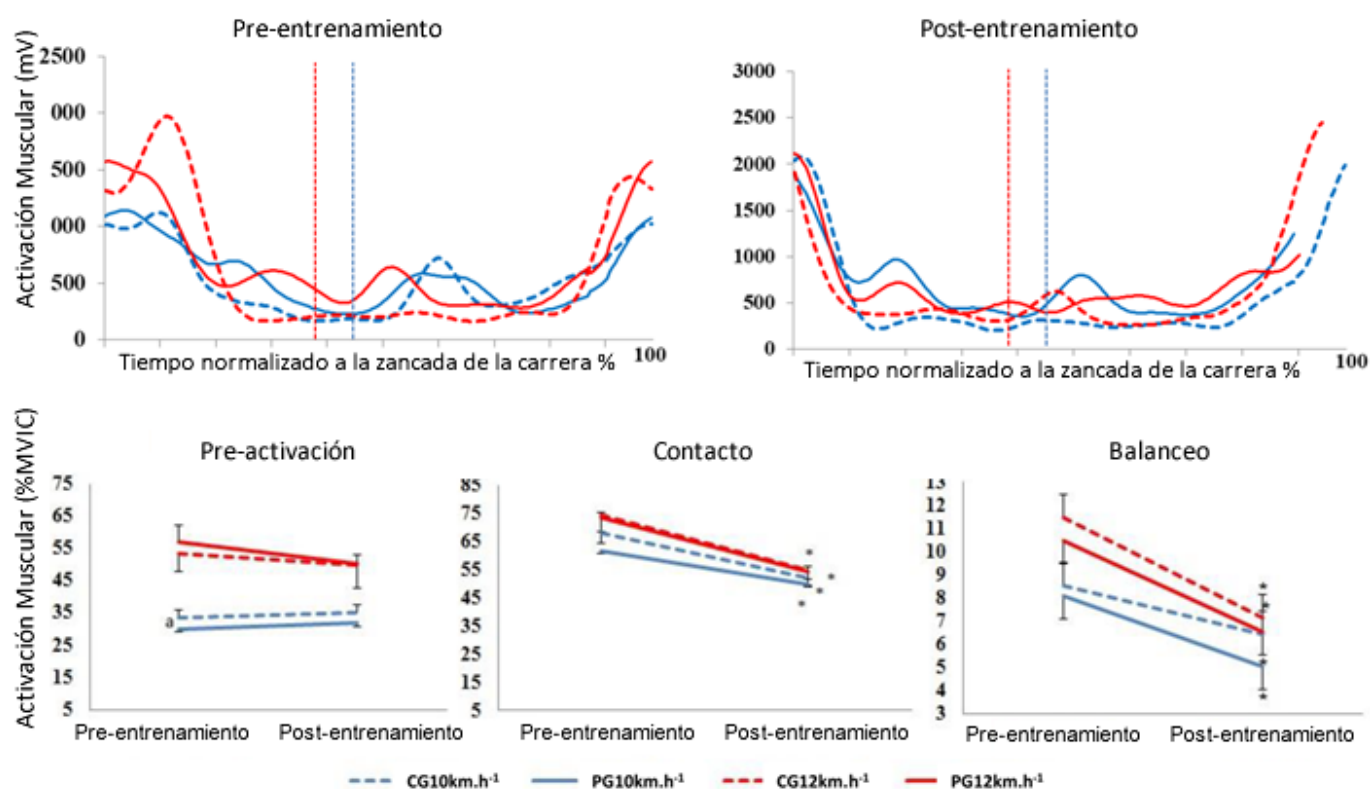


Figura 3. Paneles superiores, patrón medio de activación del músculo vasto lateral (mV).

Paneles inferiores, activación muscular media (\pm error estándar) en las tres fases de la zancada, presentada como porcentaje de la MVIC. Las líneas rojas representan 12 km.h⁻¹, y las azules 10 km.h⁻¹. Las líneas punteadas representan el grupo control (CG), y las líneas sólidas representan el grupo Pilates (PG). Las líneas punteadas verticales indican el final de la fase de contacto. *Diferencia significativa entre el pre-entrenamiento y el post-entrenamiento; adiferencia significativa entre los grupos ($p < 0,005$).

Longísimo.

No hubo diferencias significativas en el nivel de activación del músculo LO en la fase de pre-activación en las condiciones analizadas. En la fase de contacto a 10 km.h⁻¹, el nivel de activación disminuyó en ambos grupos ($p = 0,001$) (Fig. 4). A 12 km.h⁻¹, el nivel de activación disminuyó sólo en el PG entre el pre-entrenamiento y el post-entrenamiento ($p = 0,003$). Además, en el post-entrenamiento, la activación muscular en el PG fue significativamente menor que en el CG ($p = 0,002$).

Longísimo - Activación EMG durante la carrera

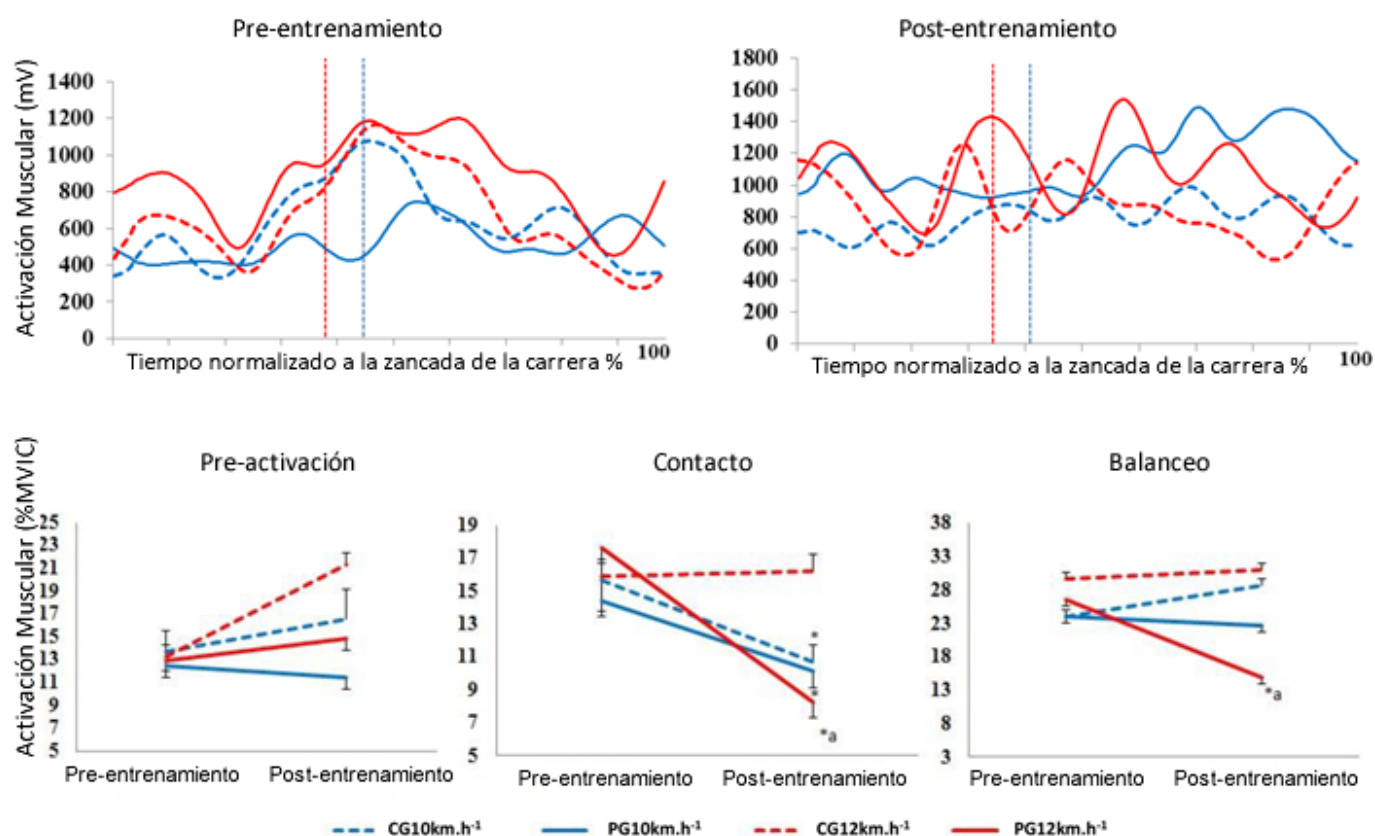


Figura 4. Paneles superiores, patrón medio de activación del músculo longísimo (mV).

Paneles inferiores, activación muscular media (\pm error estándar) en las tres fases de la zancada, presentada como porcentaje de la MVIC. Las líneas rojas representan 12 km.h-1, y las azules 10 km.h-1. Las líneas punteadas representan el grupo control (CG), y las líneas sólidas representan el grupo Pilates (PG). Las líneas punteadas verticales indican el final de la fase de contacto. *Diferencia significativa entre el pre-entrenamiento y el post-entrenamiento; a diferencia significativa entre los grupos ($p < 0,005$).

En la fase de balanceo a 10 km.h-1, no hubo diferencias significativas en el nivel de activación del LO entre los grupos ($p = 0,630$) o entre los períodos de entrenamiento ($p = 0,364$). A 12 km.h-1 en el post-entrenamiento, el nivel de activación de este músculo en el PG fue significativamente menor que en el pre-entrenamiento ($p < 0,001$) y fue significativamente menor que en el CG ($p = 0,005$).

Bíceps Femoral.

En la fase de pre-activación a 10 km.h-1, no hubo diferencias significativas en el nivel de activación del músculo BF entre el pre-entrenamiento y el post-entrenamiento ($p = 0,498$) (Fig. 5). Sin embargo, en la fase de pre-activación a 12 km.h-1, el nivel de activación de este músculo disminuyó significativamente en ambos grupos ($p < 0,001$).

Bíceps femoral - Activación EMG durante la carrera

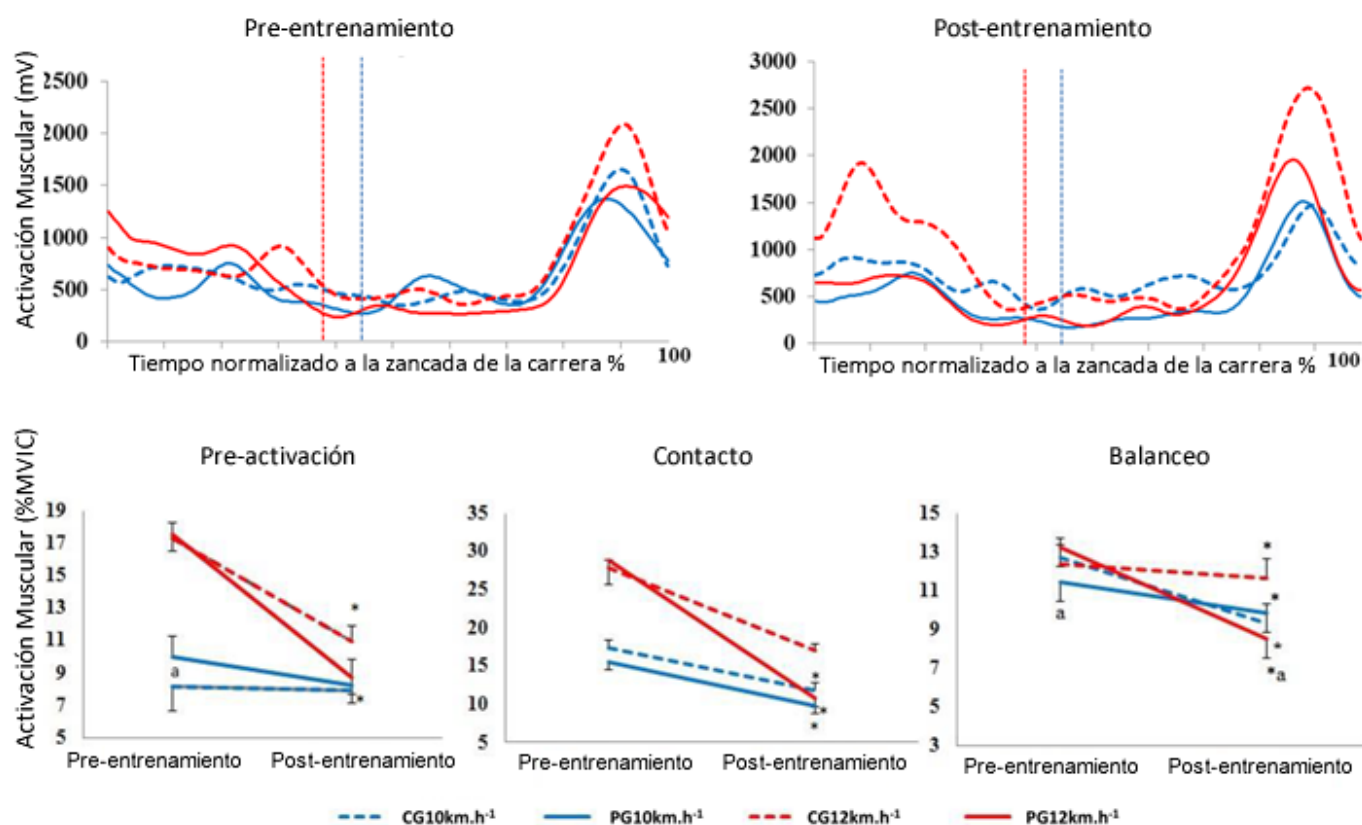


Figura 5. Paneles superiores, patrón medio de activación del músculo bíceps femoral (mV).

Paneles inferiores, activación muscular media (\pm error estándar) en las tres fases de la zancada, presentada como porcentaje de la MVIC. Las líneas rojas representan 12 km.h⁻¹, y las azules 10 km.h⁻¹. Las líneas punteadas representan el grupo control (CG), y las líneas sólidas representan el grupo Pilates (PG). Las líneas punteadas verticales indican el final de la fase de contacto. *Diferencia significativa entre el pre-entrenamiento y el post-entrenamiento; a diferencia significativa entre los grupos ($p < 0,005$).

En la fase de contacto a 10 km.h⁻¹ ($p < 0,001$) y a 12 km.h⁻¹ ($p < 0,001$), el nivel de activación del BF disminuyó significativamente entre el pre- y el post-entrenamiento, independientemente del grupo evaluado. En la fase de balanceo, el nivel de activación disminuyó significativamente en las dos velocidades y en ambos grupos.

Glúteo Medio.

En la fase de pre-activación a 10 km.h⁻¹ y a 12 km.h⁻¹, no se observaron diferencias significativas en la activación del músculo GM (factor de grupo, $p = 0,841$; factor de tiempo, $p = 0,083$; factor de grupo, $p = 0,686$; factor de tiempo, $p = 0,081$, respectivamente). En la fase de contacto a 10 km.h⁻¹ ($p = 0,003$) y a 12 km.h⁻¹ ($p < 0,001$), el porcentaje de activación muscular disminuyó en ambos grupos y a ambas velocidades entre los dos períodos de entrenamiento. A 12 km.h⁻¹ en el post-entrenamiento, el porcentaje de activación muscular en el PG fue significativamente menor que en el CG ($p = 0,005$). En la fase de balanceo a 10 km.h⁻¹, no hubo diferencias significativas en el porcentaje de activación muscular considerando el factor de tiempo ($p = 0,968$) y el factor de grupo ($p = 0,712$). Sin embargo, a 12 km.h⁻¹, el nivel de activación de este músculo disminuyó en el CG y el PG considerando el factor de tiempo ($p < 0,001$), y la activación muscular en el PG fue significativamente menor que en el CG ($p = 0,005$) en el post-entrenamiento (Fig. 6).

Glúteo medio- Activación EMG durante la carrera

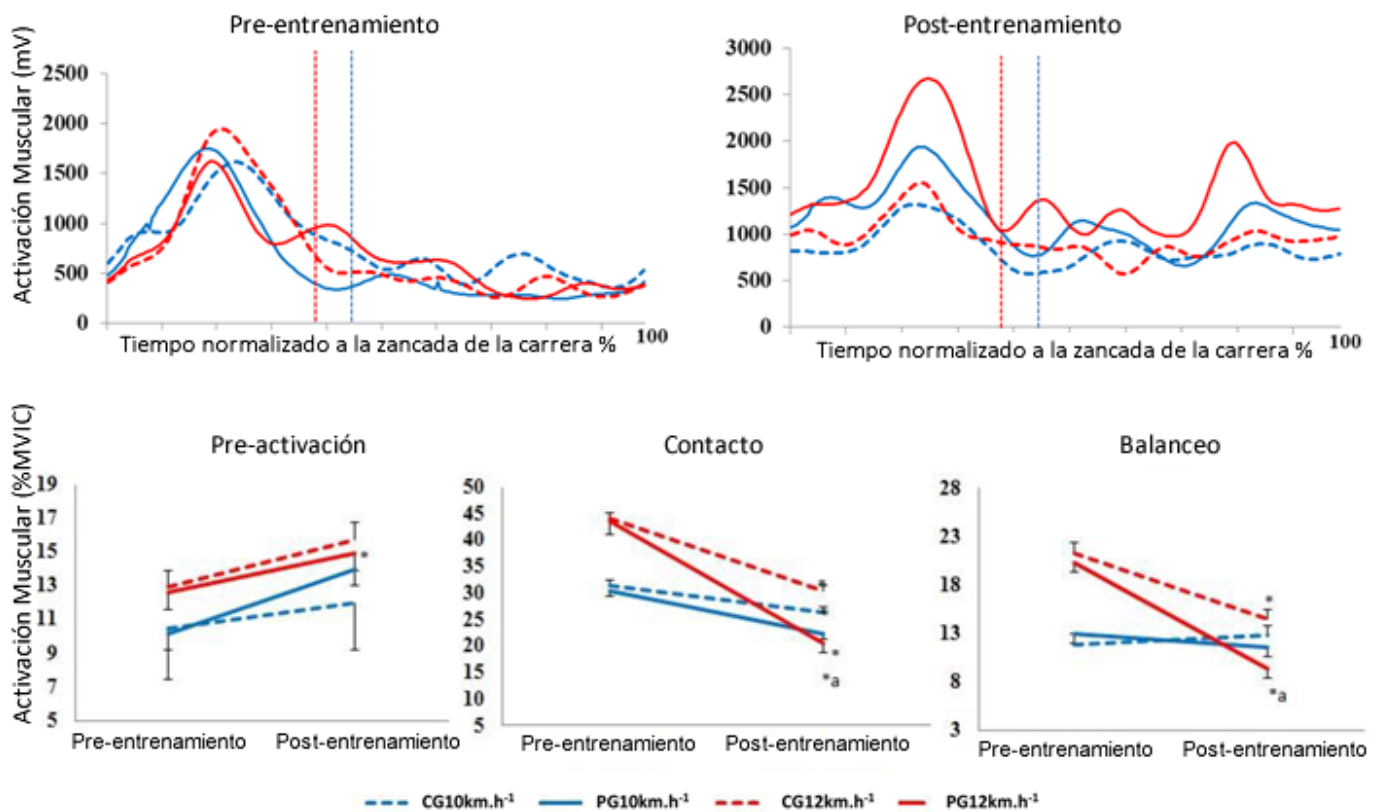


Figura 6. Paneles superiores, patrón medio de activación del músculo glúteo medio (mV).

Paneles inferiores, activación muscular media (\pm error estándar) en las tres fases de la zancada, presentada como porcentaje de la MVIC. Las líneas rojas representan 12 km.h⁻¹, y las azules 10 km.h⁻¹. Las líneas punteadas representan el grupo control (CG), y las líneas sólidas representan el grupo Pilates (PG). Las líneas punteadas verticales indican el final de la fase de contacto. *Diferencia significativa entre el pre-entrenamiento y el post-entrenamiento; ^adiferencia significativa entre los grupos (p<0,005).

Dorsal Ancho.

No se observaron diferencias significativas en el nivel de activación del músculo LD en ninguna de las fases de zancada evaluadas (Fig. 7).

Dorsal ancho- Activación EMG durante la carrera

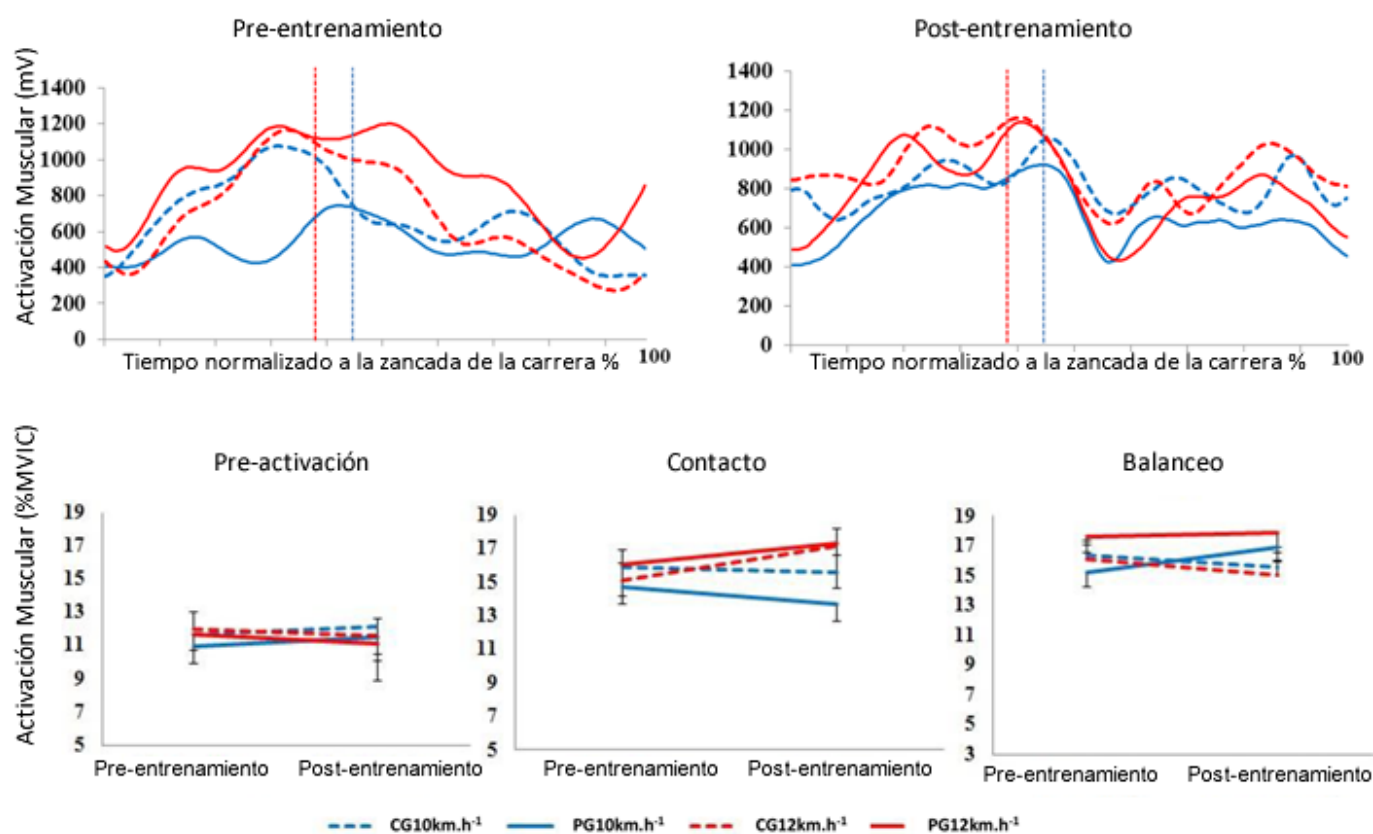


Figura 7. Paneles superiores, patrón medio de activación del músculo dorsal ancho (mV).

Paneles inferiores, activación muscular media (\pm error estándar) en las tres fases de la zancada, presentada como porcentaje de la MVIC. Las líneas rojas representan 12 km.h⁻¹, y las azules 10 km.h⁻¹. Las líneas punteadas representan el grupo control (CG), y las líneas sólidas representan el grupo Pilates (PG). Las líneas punteadas verticales indican el final de la fase de contacto. *Diferencia significativa entre el pre-entrenamiento y el post-entrenamiento; Δ diferencia significativa entre los grupos ($p < 0,005$).

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0194057.g007>

Discusión

Los resultados respaldan nuestras hipótesis de que el rendimiento de la carrera a distancia mejora después de un programa de entrenamiento de Pilates de 12 semanas. Las mejoras en el rendimiento van acompañadas de una reducción crítica del Cmet y de la activación de los músculos del tronco. Esto sugiere que los corredores de distancia son capaces de transferir ganancias efectivas de un método de entrenamiento de fuerza de core de tipo lento al movimiento de carrera.

Existe un gran interés en los mecanismos capaces de minimizar el gasto energético durante la carrera, ya que estos mecanismos juegan un papel esencial en la búsqueda de estrategias para mejorar el rendimiento. Desde el punto de vista mecánico, el modelo "mass-spring" refleja la ocurrencia de almacenamiento y liberación de energía elástica durante la carrera, lo que ayuda a minimizar el gasto de energía metabólica [20]. Por lo tanto, los cambios en este mecanismo podrían afectar al rendimiento y mejorar la economía de la carrera (RE) [4].

Hoff et al. [21] concluyeron que un tiempo de contacto más corto con el suelo va acompañado de un tiempo más largo a un nivel más bajo de activación muscular, lo que indica una menor demanda metabólica a la misma velocidad submaximal.

Por lo tanto, la menor demanda metabólica en los músculos depende de una serie de factores, incluido el nivel de activación de la tarea. Según un modelo reciente de Miller et al. [22] sobre la minimización de la energía durante la carrera, la disminución de la actividad muscular es la estrategia primaria para generar una mayor economía de energía

durante la carrera. Este modelo fue construido utilizando la velocidad de 3,76 m.s-1, que es similar a la velocidad máxima evaluada en este estudio (12 km.h-1) y respalda los resultados encontrados aquí.

Además de la disminución del Cmet a ambas velocidades en ambos grupos de estudio como resultado del entrenamiento aplicado, encontramos una disminución general en el porcentaje de activación muscular a la misma velocidad en el post-entrenamiento. Además, el PG mostró una disminución significativamente mayor en el Cmet12 y en el rendimiento de la carrera de 5 km en comparación con el CG. Esta disminución fue acompañada de un mayor VO2max y una mayor disminución en el nivel de activación de los músculos OE ($\Delta 6,77\%$ en la fase de balanceo), OI ($\Delta 5,84\%$ en la fase de contacto y $\Delta 9,73\%$ en la fase de balanceo), LO ($\Delta 8,00\%$ en la fase de contacto y $\Delta 16,03\%$ en la fase de balanceo), y GM ($\Delta 9,81\%$ en la fase de contacto y $\Delta 5,05\%$ en la fase de balanceo) en comparación con el CG a 12 km.h-1, de acuerdo con el modelo de Miller et al. [22].

Por lo tanto, si un mejor rendimiento en la carrera de 5 km puede ser determinado por un VO2max más alto, la capacidad de mantener una fracción más alta de VO2max, y una mejor RE, y porque la disminución en el porcentaje de activación muscular optimiza la minimización de la energía durante la carrera [21,22], nuestros hallazgos sugieren la presencia de una correlación entre un programa de entrenamiento de 12 semanas de PT clásico y los mecanismos capaces de reducir al mínimo la energía durante la carrera, contribuyendo así a mejorar el rendimiento (Fig. 8).

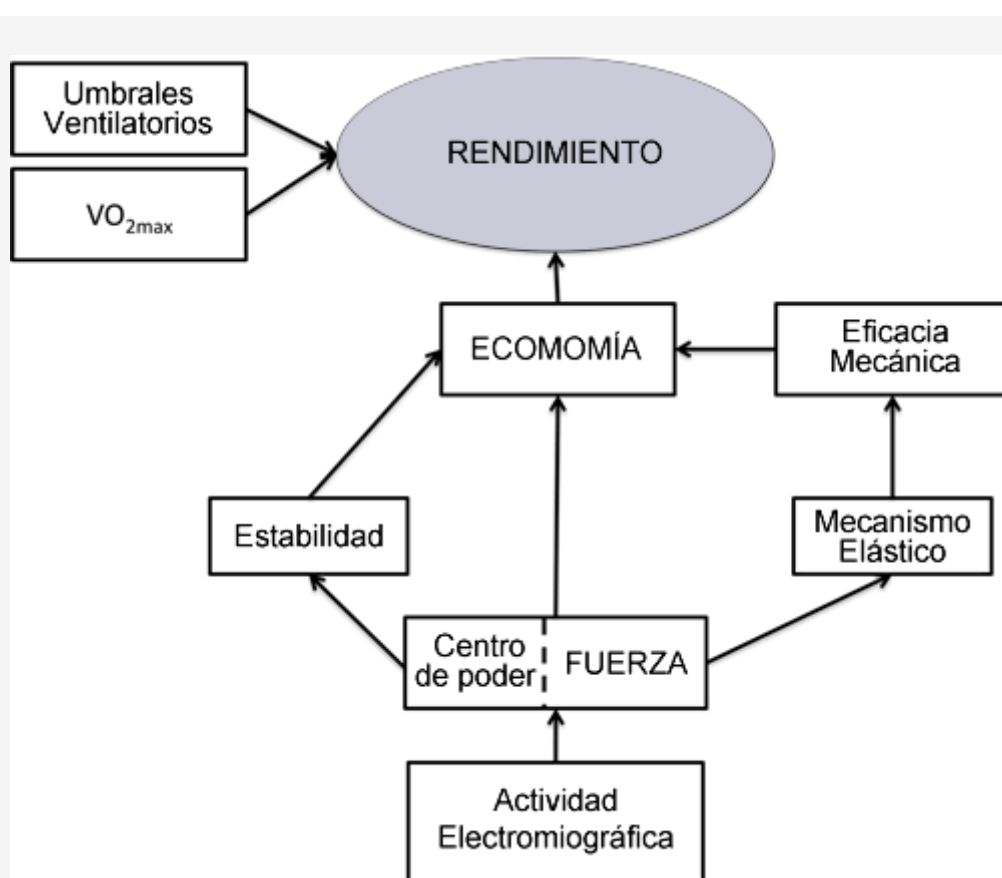


Figura 8. Esquema del modelo de rendimiento propuesto en este estudio [2,3,20,22].

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0194057.g008>

Analizada aisladamente, la disminución del porcentaje de activación muscular encontrada durante la carrera en ambos grupos a 10 y 12 km.h-1 puede explicarse por la llamada "economía neuromuscular" [23], que se define como la disminución del número de unidades motoras reclutadas al considerar una situación que implica una tarea submaximal similar. Este mecanismo explica, en parte, los resultados del presente estudio, en el que se analizaron las mismas velocidades de carrera en el pre- y el post-entrenamiento.

Además, el entrenamiento de carrera realizado por el CG disminuyó el porcentaje de activación muscular a ambas velocidades entre el pre-entrenamiento y el post-entrenamiento, y la disminución en el PG fue significativamente mayor.

Estos resultados indican la posible presencia de la economía neuromuscular, particularmente cuando se analiza junto con los resultados de la MVIC. La amplitud máxima de la señal EMG en el músculo VL fue significativamente mayor post-entrenamiento en ambos grupos. Sin embargo, el nivel de activación de los músculos OA, LO, OI y GM aumentó significativamente sólo en el PG, que se sometió a un entrenamiento especial para estos músculos.

El aumento de la amplitud máxima de la MVIC junto con el mayor VO₂max encontrado en el post-entrenamiento puede disminuir las cargas relativas, que corresponden a las velocidades en el pre-entrenamiento y justificar la disminución del reclutamiento de unidades motoras durante la realización de la misma tarea en el periodo post-entrenamiento. Esta hipótesis explicaría los hallazgos en el PG, que mostró una mayor disminución en el porcentaje de activación muscular durante la carrera y un menor tiempo de finalización de la carrera de 5 km en comparación con el CG.

La reducción en el tiempo de finalización de esta carrera, la mejora en el Cmet₁₂, y la mayor disminución en el porcentaje de activación EMG en el PG durante la carrera parecen estar asociadas con el control y estabilización de la región lumbopélvica. La correlación entre la actividad EMG y la estabilidad está bien establecida en la bibliografía. De hecho, los hallazgos muestran empíricamente que el sistema neural responde a los cambios en la estabilidad de la columna vertebral [24] y da soporte al modelo de proceso adaptativo sobre el aprendizaje motor [25]. El control del tronco es un factor importante para el Cmet, y los movimientos de las piernas están estrechamente asociados a los movimientos lumbopélvicos; por lo tanto, estos últimos dependen de la rigidez activa (stiffness) de los músculos abdominales [3,25].

Por lo tanto, el aumento de la velocidad de la carrera provocaría más movimientos lumbopélvicos y, en consecuencia, una mayor inestabilidad, lo que requeriría un mayor control neuromuscular para lograr estabilidad durante los movimientos cíclicos como la carrera [8,26]. A su vez, este aumento de la demanda neuromuscular para la estabilización de la región lumbopélvica parece estar asociado a un mayor aporte de activaciones concéntricas -que consumen más energía que las activaciones excéntricas e isométricas- y refuerza el hecho de que un sistema inestable también es menos económico [25,27].

Desde esta perspectiva, la estabilización lumbopélvica es uno de los objetivos del Pilates. Entre sus principios rectores, se ha demostrado que la respiración [28] y el trabajo de core [29] estimulan los músculos abdominales profundos responsables de la estabilización, incluyendo los músculos rectos abdominales, OI, OE y transversal abdominal [8]. En este sentido, Phrompaet et al. [30] evaluaron los efectos del PT en el control de los movimientos lumbopélvicos. Al final de ocho semanas de entrenamiento, los autores encontraron que el 65% de los sujetos del grupo Pilates pasaron la prueba de estabilidad lumbopélvica después de cuatro semanas de entrenamiento, y el 85% pasaron la prueba después de ocho semanas de entrenamiento, mientras que ninguno de los sujetos del grupo control pasó la prueba. Los autores indican que el mejor reclutamiento de los músculos abdominales durante el PT parece ayudar a desarrollar la fuerza de estos músculos, lo que conduce a una mejor estabilidad. Sin embargo, la actividad EMG no se evaluó en ese estudio.

Sato y Mokha [9] evaluaron un programa de entrenamiento de core de seis semanas y encontraron mejoras en un tiempo de finalización de una carrera de 5 km. El tiempo de finalización de la carrera disminuyó significativamente en el grupo experimental (de 29,29±2,38 a 28,42±2,23 min) pero no disminuyó en el grupo de control. Además, Stanton et al. [12] evaluaron a los participantes después de seis semanas de entrenamiento de core con una pelota suiza y encontraron una mejoría significativa en la estabilidad lumbopélvica; sin embargo, no se encontraron diferencias en la economía de carrera, en el VO₂max o en la actividad EMG de los músculos del tronco.

Por el contrario, en el presente estudio, el tiempo de finalización de la carrera disminuyó de 25,33±0,58 a 24,61±0,52 min en el CG y de 25,65±0,44 a 23,23±0,40 min en el PG. Además, el PG tuvo una mejora en el VO₂max (de 51,8±1,73 mL.kg⁻¹.min⁻¹ en el pre-entrenamiento a 58,53±1,59 mL.kg⁻¹.min⁻¹ en el post-entrenamiento, p<0,001) y en el Cmet₁₂ (de 5,0±0,10 J.kg⁻¹.m⁻¹ en el pre-entrenamiento a 4,33±0,07 J.kg⁻¹.m⁻¹ en el post-entrenamiento, p<0,001) y una disminución en el porcentaje de activación EMG de los músculos del tronco.

Sin embargo, a pesar de los resultados contradictorios a la bibliografía con respecto al entrenamiento de core, el presente estudio se distingue por la duración del período de entrenamiento. En los estudios citados, sólo se llevó a cabo un programa de entrenamiento de seis semanas, mientras que en el presente estudio se utilizó un programa de entrenamiento de 12 semanas en ambos grupos, y este entrenamiento más prolongado puede haber contribuido a los resultados obtenidos. Además, a diferencia del entrenamiento de core, el PT debe realizarse teniendo en cuenta sus principios, que pueden ayudar a aumentar la activación muscular a niveles más altos [28,29].

En conclusión, el PT mejoró significativamente el rendimiento de la carrera de 5 km. Esta mejora en el rendimiento está asociada a la optimización de mecanismos capaces de minimizar el gasto energético. Es decir, un menor porcentaje de activación EMG de los músculos del tronco durante la carrera como resultado del aumento de la fuerza. Por lo tanto, la mayor economía de carrera parece haber influido positivamente en el rendimiento de los 5 km de carrera de los corredores recreativos.

Conclusiones

Los resultados de este estudio indican que el PT puede ser incorporado a los programas de entrenamiento de los corredores recreativos para mejorar el rendimiento en la carrera y el VO₂max y para fortalecer los músculos del tronco. Además, en situaciones en las que el desarrollo de la potencia aeróbica está limitado por la capacidad cardiaca o pulmonar, el PT puede mejorar el rendimiento a un menor costo metabólico al disminuir la demanda muscular durante los movimientos pélvicos innecesarios y mejorar otros aspectos relacionados con la salud, incluido un menor riesgo de lesión. Sin embargo, se sabe poco sobre los efectos del PT en los mecanismos que minimizan el gasto de energía, los parámetros mecánicos y su correlación con el rendimiento de la carrera. Por lo tanto, se necesitan más estudios para aclarar estas relaciones.

Agradecimientos

Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) y Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq). Los financiadores no desempeñaron ningún papel en el diseño del estudio, la recolección y el análisis de los datos, la decisión de publicar o la preparación del manuscrito. Agradecemos al Grupo de Locomoción de la Universidad Federal de Rio Grande do Sul por las discusiones y comentarios. L.A. Peyré-Tartaruga es un investigador establecido del Consejo Brasileño de Investigación (CNPq), Brasilia, Brasil.

REFERENCIAS

1. Joyner MJ. (1991). Modeling: optimal marathon performance on the basis of physiological factors. *J Appl Physiol.* 1991;70: 683-687. *pmid:2022559*
2. di Prampero PE, Atchou G, Bruckner JC, Moia C. (1986). The energetics of endurance running. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1986;55: 259-266. *pmid:3732253*
3. Saunders PU, Pyne DB, Telford RD, Hawley JA. (2004). Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Med.* 2004;34: 465-485. *pmid:15233599*
4. Foster C, Lucia A. (2007). Running economy: the forgotten factor in elite performance. *Sports Med.* 2007;37: 316-319. *pmid:17465597*
5. Millet GP, Jaouen B, Borrani F, Candau R. (2002). Effects of concurrent endurance and strength training on running economy and VO₂ kinetics. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34: 1351-1359. *pmid:12165692*
6. Storen O, Helgerud J, Stoa EM, Hoff J. (2008). Maximal strength training improves running economy in distance runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2008;40: 1087-1092. *pmid:18460997*
7. Behm DG, Cappa D, Power GA. (2009). Trunk muscle activation during moderate- and high-intensity running. *Appl Physiol Nutr Metab.* 2009;34: 1008-1016. *pmid:20029508*
8. Saunders SW, Schache A, Rath D, Hodges PW. (2005). Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. *Clin Biomech.* 2005;20: 784-793.
9. Sato K, Mokha M. (2009). Does core strength training influence running kinetics, lower-extremity stability, and 5000-M performance in runners? *J Strength Cond Res.* 2009;23: 133-140. *pmid:19077735*
10. Muscolino JE, Cipriani S. (2004). Pilates and the "powerhouse"—I. *J Bodyw Mov Ther.* 2004;8: 15-24.
11. Culligan PJ, Scherer J, Dyer K, Priestley JL, Guignon-White G, Delvecchio D, et al. (2010). A randomized clinical trial comparing pelvic floor muscle training to a Pilates exercise program for improving pelvic muscle strength. *Int Urogynecol J.* 2010;21: 401-408. *pmid:20094704*
12. Stanton R, Reaburn PR, Humphries B. (2004). The effect of short-term Swiss ball training on core stability and running economy. *J Strength Cond Res.* 2004;18: 522-528. *pmid:15320664*
13. Daniels J. (2005). Daniels' running formula. *Champaign, IL: Human Kinetics.*
14. De Luca CJ. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997;13: 135-163.
15. Beck TW, Housh TJ, Johnson GO, Weir JP, Cramer JT, Coburn JW, et al. (2005). The effects of interelectrode distance on electromyographic amplitude and mean power frequency during isokinetic and isometric muscle actions of the biceps brachii. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15: 482-495. *pmid:15935960*
16. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. (1999). European recommendations for surface electromyography. *Roessingh Research and Development.* 1999;8: 13-54.
17. Marques NR, Morcelli MH, Hallal CZ, Gonçalves M. (2013). EMG activity of trunk stabilizer muscles during centering principle of Pilates method. *J Bodyw Mov Ther.* 2013;17: 185-191. *pmid:23561865*
18. Kyrolainen H, Avela J, Komi PV. (2005). Changes in muscle activity with increasing running speed. *J Sports Sci.* 2005;23: 1101-1109. *pmid:16194986*
19. Cappellini G, Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F. (2006). Motor patterns in human walking and running. *J Neurophysiol.* 2006;95: 3426-3437. *pmid:16554517*
20. Saibene F, Minetti AE. (2003). Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Eur J Appl Physiol.* 2003;88: 297-316. *pmid:12527959*

21. Hoff J, Gran A, Helgerud J. (2002). Maximal strength training improves aerobic endurance performance. *Med Sci Sports*. 2002;12: 288-295.
22. Miller RH, Umberger BR, Hamill J, Caldwell GE. (2012). Evaluation of the minimum energy hypothesis and other potential optimality criteria for human running. *Proc Biol Sci*. 2012;279: 1498-1505. *pmid:22072601*
23. Cadore EL, Pinto RS, Alberton CL, Pinto SS, Lhullier FL, Tartaruga MP, et al. (2011). Neuromuscular economy, strength, and endurance in healthy elderly men. *J Strength Cond Res*. 2011;25: 997-1003. *pmid:20881506*
24. Santos SP, Benda RN, Couto CR, Campos CE, Andrade AGP, Lage GM, et al. (2017). The level of performance stabilization influences motor adaptation on isometric force control task. *PLoS ONE*. 2017;12: e0185939 *pmid:29073273*
25. Gardner-Morse MG, Stokes IA. (1998). The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine*. 1998;23: 86-91; discussion 91-82. *pmid:9460158*
26. England SA, Granata KP. (2007). The influence of gait speed on local dynamic stability of. *Gait Posture*. 2007;25: 172-178. *pmid:16621565*
27. Granata KP, Orishimo KF. (2001). Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. *J Biomech*. 2001;34: 1117-1123. *pmid:11506782*
28. Barbosa AWC, Guedes CA, Bonifácio DN, de Fátima Silva A, Martins FLM, Barbosa MCSA. (2015). The Pilates breathing technique increases the electromyographic amplitude level of the deep abdominal muscles in untrained people. *J Bodyw Mov Ther*. 2015;19: 57-61. *pmid:25603743*
29. Barbosa AW, Martins FL, Vitorino DF, Barbosa MC. (2013). Immediate electromyographic changes of the biceps brachii and upper rectus abdominis muscles due to the Pilates centring technique. *J Bodyw Mov Ther*. 2013;17: 385-390. *pmid:23768286*
30. Phrompaet S, Paungmali A, Pirunsan U, Sitolertpisan P. (2011). Effects of Pilates training on lumbo-pelvic stability and flexibility. *Asian J Sports Med*. 2011;2: 16-22. *pmid:22375213*