



## Efecto de la coactivación muscular sobre la economía de carrera en corredores de fondo entrenados

*Effect of muscle coactivation on running economy in trained distance runners*

### Autores

Christopher Moya Jofré <sup>1,2,3</sup>  
Mikel Izquierdo Redín <sup>1</sup>  
Rodrigo Guzmán Venegas <sup>2</sup>

<sup>1</sup> Universidad Pública de Navarra (UPNA), IdiSNA, Pamplona, (España)

<sup>2</sup> Universidad de los Andes, Santiago (Chile)

<sup>3</sup> Hospital del trabajador, Santiago (Chile)

Autor de correspondencia:  
Rodrigo Guzmán Venegas  
rguzman@uandes.cl

Recibido: 07-08-25  
Aceptado: 09-10-25

### Cómo citar en APA

Moya Jofré, C., Izquierdo Redín, M., & Guzmán Venegas, R. (2026). Efecto de la coactivación muscular sobre la economía de carrera en corredores de fondo entrenados. *Retos*, 74, 86-95. <https://doi.org/10.47197/retos.v74.117355>

### Resumen

**Introducción:** La coactivación muscular es un factor determinante en la economía de carrera. **Objetivos:** El objetivo fue analizar la relación entre la coactivación muscular y la economía de carrera en corredores de fondo.

**Metodología:** Doce corredores entrenados ( $32.1 \pm 4.7$  años), realizaron dos carreras a velocidades de 12 km/h y 20 km/h, con una duración de 5 minutos cada una. Durante las pruebas se registraron datos de intercambio gaseoso y actividad electromiográfica de los músculos de la extremidad inferior. Se calcularon índices de coactivación entre los siguientes músculos: recto femoral/bíceps femoral; recto femoral/gastrocnemio; recto femoral/glúteo medio; tibial anterior/gastrocnemio y tibial anterior/peroneo lateral. Estos se evaluaron en los últimos 100 ms de la fase de oscilación y los primeros 50 ms de la fase inicial de apoyo. Las asociaciones entre las variables se analizaron mediante la correlación de Spearman. Las correlaciones significativas fueron aquellas asociadas con valor  $p < 0.05$ . El presente estudio y el consentimiento informado correspondiente fueron revisados y aprobados por el comité ético de la Universidad de los Andes, Chile.

**Resultados:** Se observó una correlación significativa e inversa en la fase de apoyo entre la coactivación recto femoral/gastrocnemio y el gasto energético ( $r = -0.599$ ,  $p = 0.043$ ). Del mismo modo, se observó una correlación significativa e inversa entre el peak de activación del bíceps femoral y la demanda energética ( $r = -0.629$ ,  $p = 0.031$ ). Ambas correlaciones fueron a los 20 km/h.

**Conclusión:** la coactivación y la activación peak de músculos biarticulares (recto femoral, gastrocnemio y bíceps femoral) se asoció con menor gasto energético. Estos hallazgos podrían representar una estrategia neuromecánica que favorece la transferencia de energía entre las articulaciones de la extremidad inferior, mejorando con ello la economía de carrera en fondistas entrenados.

### Palabras clave

Biomecánica; coactivación muscular; electromiografía; economía de carrera; ejercicios.

### Abstract

**Introduction:** Muscle coactivation is a key factor in running economy.

**Objectives:** The aim of this study was to analyze the relationship between muscle coactivation and running economy in trained distance runners.

**Methods:** Twelve trained runners (age:  $32.1 \pm 4.7$  years) completed two treadmill running tests at speeds of 12 km/h and 20 km/h, each lasting 5 minutes. Gas exchange data and electromyographic activity of lower limb muscles were recorded during the tests. Coactivation indices were calculated for the following muscle pairs: rectus femoris/biceps femoris, rectus femoris/gastrocnemius, rectus femoris/gluteus medius, tibialis anterior/gastrocnemius, and tibialis anterior/peroneus longus. These were evaluated during the last 100 ms of the swing phase and the first 50 ms of the initial stance phase. Associations between variables were analyzed using Spearman's correlation. Significant correlations were considered at  $p < 0.05$ . The present study and the corresponding informed consent were reviewed and approved by the Ethics Committee of the University of the Andes, Chile.

**Results:** A significant inverse correlation was observed during the stance phase between rectus femoris/medial gastrocnemius coactivation and energy cost ( $r = -0.599$ ,  $p = 0.043$ ). Likewise, a significant inverse correlation was found between peak activation of the biceps femoris and energy demand ( $r = -0.629$ ,  $p = 0.031$ ). Both correlations were observed at 20 km/h.

**Conclusion:** Coactivation and peak activation of biarticular muscles (rectus femoris, gastrocnemius, and biceps femoris) were associated with energy cost. These findings may represent a neuromechanical strategy that enhances energy transfer between lower limb joints, thereby improving running economy in trained distance runners.

### Keywords

Biomechanics; coactivation muscle; electromyography; exercise; running economy.



## Introducción

La economía de carrera (EC) se ha definido como el consumo de oxígeno ( $VO_2$ ) necesario para correr a una velocidad constante submáxima (Barnes & Kilding, 2015a; Llanos-Lagos et al., 2024; Rodríguez-Barbero et al., 2025) y se ha utilizado como una variable de interés para determinar el rendimiento deportivo en carreras de fondo (Llanos-Lagos et al., 2024). Una mejor EC implica una menor demanda energética para mantener el mismo ritmo, lo que se traduce en un uso más eficiente de los recursos fisiológicos durante la carrera (Saunders et al., 2004<sup>a</sup>; Zecchin et al., 2025).

La EC está determinada por factores biomecánicos, neuromusculares y metabólicos (Barnes & Kilding, 2015b). La coactivación, definida como la activación simultánea de músculos agonistas y antagonistas, contribuye a la estabilidad articular y al control motor (Sadeghi et al., 2024); sin embargo, su efecto sobre el costo energético del movimiento sigue siendo controvertido, lo que ha generado un creciente interés en el ámbito del rendimiento deportivo (Moore et al., 2014; Kellis et al., 2011).

La relación entre coactivación y gasto energético sigue siendo controversial. Un exceso de coactivación aumenta la rigidez articular y, aunque puede aportar estabilidad, generalmente eleva el costo energético por la contracción simultánea de músculos antagonistas, lo que puede afectar negativamente la economía de carrera (Moore et al., 2014). En contraste, una coactivación ajustada u "óptima" puede favorecer la eficiencia mecánica y el control postural en fases claves como el contacto inicial y el despegue. En corredores entrenados, este ajuste fino parece maximizar la eficiencia sin incrementar el gasto energético (Tam et al., 2017; Sundby & Gorelick, 2014; Kubo et al., 2024).

Aunque se reconoce su papel en la estabilidad articular y el control motor, se desconoce cómo la coactivación muscular afecta de manera positiva o negativa la economía de carrera. Por ello, es posible hipotetizar que un cierto nivel de coactivación de grupos musculares en momentos específicos del ciclo de carrera podrían asociarse con una mejor economía, optimizando la estabilidad articular y reduciendo el costo energético en corredores de fondo.

## Método

### Participantes

Doce corredores de fondo varones ( $32.1 \pm 4.7$  años), entrenados y con dedicación profesional al atletismo de resistencia, fueron reclutados para participar en el presente estudio. A cada participante se le realizó una entrevista individual, en la cual se presentó y explicó detalladamente el consentimiento informado, incluyendo los objetivos, beneficios y posibles riesgos asociados a la investigación. Todos los procedimientos de este estudio estuvieron en acuerdo con la declaración de Helsinki (1978). Del mismo modo, tanto el protocolo experimental como el consentimiento informado fueron evaluados y aprobados por el Comité de Ética de la "Universidad de los Andes, Chile (cod. CEC20230013, fecha de aprobación 10/08/2023)".

La inclusión de los participantes bajo la categoría de "entrenados" se basó en los siguientes criterios: práctica regular de pruebas de fondo (5000, 10000, medio maratón y maratón), frecuencia de entrenamiento de 5 a 6 sesiones por semana y con una duración de 1 a 2 horas por sesión, historial de entrenamiento continuo por un periodo mínimo de cinco años profesional, participación regular en competencias de fondo a nivel nacional y al menos una participación en competencias internacionales durante el último año y un consumo máximo de oxígeno superior a 65 ml/kg/min.

Se establecieron como criterios de exclusión: presencia de lesiones musculoesqueléticas en la extremidad inferior durante los seis meses previos al estudio, dolor musculoesquelético previo o durante la prueba, antecedentes clínicos de enfermedad cardiovascular y realización de actividad física extenuante en las 12 horas anteriores a las mediciones.

Las características antropométricas de los sujetos y sus mejores marcas personales en competencias oficiales se presentan en las Tablas 1 y 2, respectivamente.



Tabla 1. Datos antropométricos y etarios de los participantes

Atleta	Edad	Peso (Kg)	Talla (cm)	Vo2 máx
1	32	64	171	68
2	35	63	169	70
3	28	64	167	71
4	29	58	160	69
5	37	65	174	69
6	38	58	170	74
7	33	63	172	76
8	32	64	178	74
9	32	60	168	72
10	39	64	168	76
11	25	69	176	68
12	25	57.6	175	67
Promedio	32.1	62.5	170.7	71.1
Desv est.	4.7	3.4	4.8	3.5

Tabla 2. Marcas y mejores tiempos de los atletas.

Atleta	5 k	10 k	21k	42k
1	15:33	31:50:00	1:10:56	2:27:03
2	15:58	31:12:00	1:11:29	--
3	16:25	30:25:00	--	--
4	--	--	--	2:30:07
5	16:50	32:10:00	1:14:28	2:26:09
6	--	--	--	2:16:24
7	--	30:51:00	--	2:25:15
8	--	30:22:00	1:13	--
9	--	32:34:00	1:14:52	--
10	15:30	31:20:00	1:08	2:29:52
11	14:32	31:55:00	--	--
12	16:01	32:35:00	--	--

## Procedimientos

### *Protocolo experimental: primera sesión*

Los atletas asistieron al laboratorio en dos ocasiones distintas. En la primera visita, se les explicó el procedimiento experimental y se les realizó una medición de VO<sub>2</sub> máx. En la segunda sesión, se llevó a cabo la prueba de economía de carrera. Ambas visitas fueron programadas con al menos un día de descanso entre ellas para evitar efectos de fatiga.

Para la primera sesión, la cual consistió en la prueba de VO<sub>2</sub> max, se utilizó un ergoespirómetro estacionario (Cosmed, modelo Q-NRG MAX, Italia). La demanda aeróbica máxima se evaluó mediante un protocolo de velocidad incremental. Todas las pruebas realizadas, tanto en la sesión de medición de VO<sub>2</sub> max como en la prueba de economía de carrera fueron realizadas en un laboratorio con temperatura controlada (18° C a 23° C). Los resultados de VO<sub>2</sub> máx obtenidas se muestran en la tabla 1.

### *Protocolo experimental: Segunda sesión*

En la segunda sesión, correspondiente a la prueba de economía de carrera, todos los deportistas realizaron dos bloques de carrera a velocidad constante, cada uno con una duración de 5 minutos y separados por un período de recuperación de 5 minutos. Antes de iniciar con los dos sets de carrera se realizó un pequeño calentamiento sobre la cinta rodante a 8 km/h por 5 minutos.

Las velocidades seleccionadas fueron 12 km/h y 20 km/h, manteniéndose la inclinación de la trotadora constante al 1% en ambos bloques. Estas velocidades fueron elegidas para simular un ritmo de entrenamiento moderado (12 km/h) y un ritmo de competencia (20 km/h) (Tam et al., 2017; Hansen et al., 2021; Saunders et al., 2004b).

Durante la prueba, los datos de intercambio de gases se registraron de forma continua mediante un analizador de consumo de oxígeno (Cosmed, modelo Q-NRG MAX, Italia), utilizando una mascarilla facial colocada sobre el rostro del voluntario. El equipo fue calibrado antes de cada sesión siguiendo las instrucciones del fabricante.

Para asegurar que las mediciones de VO<sub>2</sub> se realizaran en estado estable y que el esfuerzo se mantuviera por debajo del umbral ventilatorio, se exigió que el cociente respiratorio (RER) permaneciera por debajo



de 1.0 durante toda la carrera, en ambas velocidades y para todos los atletas (Tam et al., 2017; Saunders et al., 2004b).

Investigaciones previas han indicado que el gasto energético durante la carrera representa una mejor estimación de la economía de carrera que el  $\text{VO}_2$  absoluto o el costo de oxígeno por sí solo (Fletcher et al., 2009). Por ello, en este estudio, la economía de carrera se expresó como el costo energético por distancia recorrida ( $\text{kcal} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{km}^{-1}$ ). Esta unidad representa el costo energético por unidad de masa corporal y por kilómetro recorrido, y se calculó utilizando la siguiente fórmula:

$$EC = \frac{\frac{\text{kcal}}{\text{min}}}{\text{peso}(\text{kg}) * \text{velocidad} \left( \frac{\text{km}}{\text{min}} \right)}$$

Para determinar los ciclos de la carrera, se utilizó un sistema de análisis de movimiento 3D compuesto por 8 cámaras infrarrojas (T-Series, Vicon Motion Systems, Oxford, UK). Se colocaron 16 marcadores reflectantes sobre puntos anatómicos específicos, de acuerdo con el modelo biomecánico "Plug-in Gait Lower Limb". El movimiento fue capturado mediante el software Nexus, con una frecuencia de muestreo de 200 Hz.

La actividad electromiográfica (EMG) fue registrada con un sistema inalámbrico (Trigno System, Delsys, Inc., Boston, USA), utilizando una frecuencia de muestreo de 2000Hz y un filtro analógico pasa banda entre 20-500Hz. Los electrodos de superficie (bipolar Ag/AgCl, dimensión de contacto = 10x1 mm, distancia inter-electrodo de 10 mm) fueron ubicados en la extremidad dominante de los participantes en los siguientes músculos: glúteo medio (GM), recto femoral (RF), cabeza larga del bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA), gastrocnemio medial (GNM) y peroneo lateral largo (PLL). Todos los electrodos fueron colocados siguiendo las recomendaciones de SENIAM(Hermens et al., 2000).

### **Procesamiento de datos**

Los registros de EMG se sincronizaron con la captura de movimiento 3D. Las señales EMG se adquirieron a una frecuencia de 2000 Hz. La amplitud EMG fue calculada mediante la raíz media cuadrática (RMS) usando una ventana móvil de 25 ms sin solapamiento. Las señales se segmentaron en función de los ciclos de carrera, determinados por el marcador reflectante ubicado en el talón. Se analizaron 60 ciclos de carrera por participante.

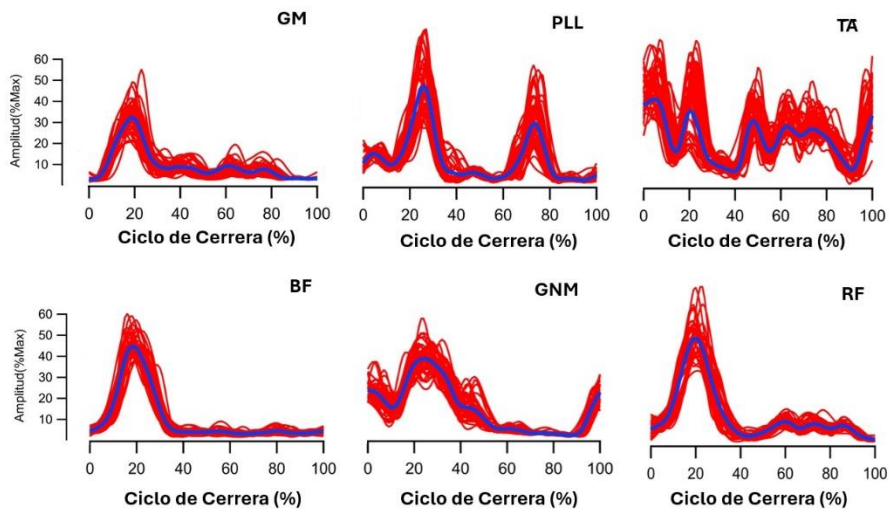
El promedio de las señales electromiográficas de los 60 ciclos se utilizó para obtener la representación electromiográfica de cada individuo (Ver imagen 1). Una vez calculado el promedio, cada señal fue normalizada al valor EMG máximo registrado para cada músculo durante la prueba a 20 km/h.

Para el registro de las señales, se utilizaron dos ventanas de análisis del ciclo de la carrera: la etapa previa al contacto y la etapa inicial del contacto. La etapa previa al contacto fue definida como la actividad EMG de los 100 ms previos al contacto (equivalente al 85-100% del ciclo de carrera). La fase de apoyo se definió como los primeros 50 ms desde el contacto inicial (equivalente al 0-8% del ciclo de carrera)( Kellis et al., 2011). Se consideró el contacto inicial del talón como el inicio del ciclo. Cabe señalar, que todos los corredores tenían una técnica de contacto inicial con retropié.

Se calcularon los ratios de activación como indicador de coactivación en las distintas fases para los siguientes grupos musculares: RF/BF, RF/GM, RF/GNM, TA/GNM y TA/PLL. Los ratios de activación igual a 1.0 indican un nivel de activación igual entre el agonista y el antagonista. Ratios mayores de 1.0 reflejan un mayor nivel de actividad del músculo agonista en comparación con el antagonista, mientras que ratios menores de 1.0 indican mayor actividad del músculo antagonista con relación al agonista(Tam et al., 2017).

El análisis de las señales electromiográficas se realizó utilizando el software Igor Pro.

Figura 1. Señal electromiográfica de la musculatura del tren inferior durante el ciclo de carrera. En rojo se aprecian los 60 ciclos de la carrera registrados en los distintos músculos. En azul se observa el valor promedio de la señal EMG de los 60 ciclos. GM: glúteo medio; PLL: peroneo lateral largo; TA: tibial anterior; BF: bíceps femoral; GNM: gastrocnemio medial; RF: recto femoral.



## Análisis de datos

Se utilizó un cálculo a priori del tamaño de muestra usando un modelo bivariado normal considerando dos colas y los siguientes parámetros:  $H_1:0.80$ ,  $H_0:0.20$ , una potencia  $(1-\beta)$  de 0.80 y un valor  $\alpha$  de 0.05. el tamaño de muestra obtenido fue de 12 voluntarios. Para este cálculo se utilizó el software GPower (versión 3.1.9.6 Franz Faul, Universität Kiel, Alemania). Para cumplir con el objetivo principal del estudio, se evaluó la normalidad de los datos mediante la prueba de Shapiro-Wilk. Dado que las variables no presentaron una distribución normal, las asociaciones entre las variables EMG y metabólicas se analizaron utilizando la prueba de correlación de Spearman. Los coeficientes de correlación y su efecto se interpretaron de acuerdo con los criterios reportados por Schober et al., (2018): valores absolutos de  $r$  (Spearman) entre 0.00 y 0.39 se consideraron débiles, entre 0.40 y 0.59 moderados, y  $\geq 0.60$  fuertes. Para cada coeficiente de correlación se calcularon los correspondientes intervalos de confianza (IC) al 95%. Se consideraron estadísticamente significativas aquellas relaciones con un valor de  $p < 0.05$ . Todos los análisis estadísticos fueron realizados mediante el software Prism 10 (GraphPad Software, Inc., USA).

## Resultados

### Relación entre la coactivación muscular y el costo energético a 20 km/h durante la fase de apoyo

A 20 km/h, durante la fase de apoyo, únicamente el índice de coactivación RF/GNM presentó una correlación significativa, negativa y moderada con el gasto energético ( $r = -0.599 [-0.877, 0.019]$ ,  $p = 0.043$ ; ver gráfico 1B y tabla 3). En contraste, a los 12 km/h no se observaron asociaciones significativas (ver tabla 3).

Tabla 3. Correlación de Spearman ( $r$ ) entre el ratio de activación muscular y el gasto de energía en la carrera de 12 y 20 km/h

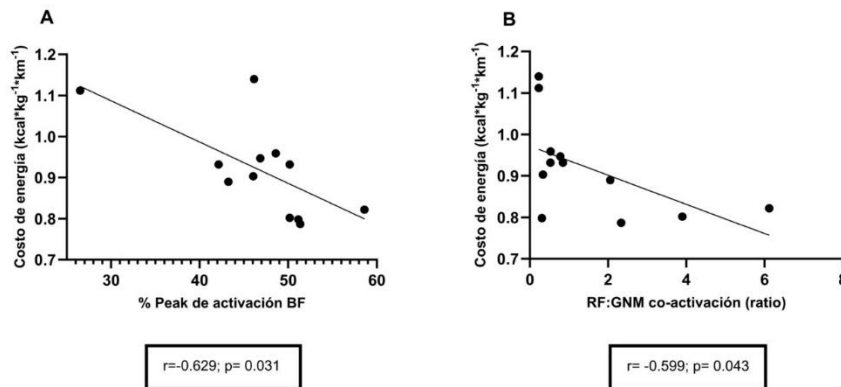
	Fase	RF/BF	RF/GM	RF/GNM	TA/GNM	TA/PLL
12 km/h	Apoyo	-0.090 [-0.0643, 0.524] $p=0.783$	-0.356 [-0.780, 0.291] $p=0.256$	-0.111 [-0.656, 0.501] $p=0.732$	0.048 [-0.554, 0.618] $p=0.886$	-0.224 [-0.716, 0.418] $p=0.485$
	Oscilación	0.321 [-0.327, 0.764] $p=0.308$	-0.111 [-0.656, 0.501] $p=0.732$	0.300 [-0.347, 0.754] $p=0.342$	0.321 [-0.327, 0.764] $p=0.300$	0.279 [-0.367, 0.744] $p=0.378$
20 km/h	Apoyo	-0.283 [-0.746, 0.364] $p=0.369$	-0.294 [-0.751, 0.354] $p=0.350$	-0.599 [-0.877, 0.019] $p=0.043^*$	0.017 [-0.575, 0.598] $p=0.960$	-0.010 [-0.594, 0.579] $p=0.978$
	Oscilación	-0.255 [-0.732, 0.389] $p=0.419$	0.210 [-0.429, 0.709] $p=0.508$	-0.017 [-0.598, 0.575] $p=0.960$	0.276 [0.370, 0.743] $p=0.381$	0.000 [-0.587, 0.587] $p=0.999$

$p < 0.05$ .

### Relación entre el peak de activación muscular y el costo energético a 20 km/h

A 20 km/h, se observó una correlación significativa, negativa y fuerte entre la activación máxima del bíceps femoral y el gasto energético ( $r = -0.629$  [-0.888, -0.068],  $p = 0.031$ ; ver gráfico 1A), mientras que en el resto de los músculos no se encontraron asociaciones significativas.

Figura 2. A.- Relación entre el % de peak de activación del bíceps femoral (BF) y el costo de energía ( $\text{kcal} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{km}^{-1}$ ) en la carrera de 20 km/h. B.- Relación entre el ratio de activación del recto femoral/gastrocnemio (RF/GNM) y el costo de energía ( $\text{kcal} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{km}^{-1}$ ) en la fase de apoyo de la carrera de 20 km/h. Diferencias significativas,  $p < 0.05$ .



## Discusión

Este trabajo analizó los ratios de activación muscular del tren inferior y su relación con el consumo de energía en carreras submáximas en atletas de fondo entrenados.

Un aumento de la coactivación de músculos biarticulares durante la fase de apoyo se asocia con una reducción del gasto energético en una carrera submáxima.

El principal hallazgo del estudio indica que un mayor ratio de activación del recto femoral (RF) respecto al gastrocnemio medial (GNM) durante la fase de apoyo se asocia con un menor gasto energético. Ambos músculos son biarticulares y contribuyen al control coordinado de la cadera, la rodilla y el tobillo, lo que permite transferir energía entre segmentos y optimizar la eficiencia mecánica (Prilutsky & Gregor, 2001). Durante el contacto con el suelo, el RF actúa excéntricamente para controlar la flexión de la rodilla y amortiguar las cargas, mientras que el GNM participa en la flexión plantar y estabilización articular (Kellis & Liassou, 2009; Forelli et al., 2025). Esta coordinación favorece la reutilización de la energía elástica acumulada y una menor demanda metabólica durante la carrera (Heise et al., 2008; Dalleau et al., 1998).

Desde una perspectiva funcional, una coactivación moderada de los músculos biarticulares podría mejorar la alineación articular y la absorción de fuerzas durante la fase de apoyo, reduciendo activaciones compensatorias y pérdidas de energía cinética (Cook et al., 2015). Sin embargo, una coactivación excesiva puede incrementar la rigidez muscular y el costo metabólico, especialmente en condiciones de fatiga neuromuscular (Kellis et al., 2011). Estos resultados sugieren que la coactivación cumple un papel regulador que optimiza la estabilidad y la eficiencia del sistema locomotor dentro de un rango funcional específico.

Asimismo, un mayor ratio de activación del RF respecto al GNM podría reflejar una estrategia motora orientada al control del centro de masa y la estabilidad del tronco, reduciendo las oscilaciones verticales y el trabajo negativo en el tríceps sural (Tartaruga et al., 2012; Moore, 2016; Liu et al., 2022; Van Hooren et al., 2024). Este patrón de activación facilitaría una absorción más eficiente de la energía mecánica durante el aterrizaje y una transición más fluida hacia la fase de impulso, contribuyendo a una técnica de carrera más económica (Landin et al., 2016; Heise et al., 2008).



## ***Relación entre la coactivación agonista/antagonista y el gasto energético durante la carrera submáxima***

En la presente muestra de corredores, no se observó una relación significativa entre el ratio de activación muscular agonista/antagonista y el costo energético de la carrera. La activación simultánea de grupos musculares antagonistas a nivel de la articulación de la rodilla, como el cuádriceps e isquiotibiales, no mostró una influencia determinante sobre el gasto metabólico durante la carrera submáxima. Estos hallazgos contrastan con estudios previos que han sugerido que una mayor coactivación en la musculatura de la rodilla podría contribuir a un aumento en la rigidez articular, lo que favorecería respuestas musculares más eficientes y, por ende, una mejor economía de carrera (Tam et al., 2017; Moore, 2016; Lemineur et al., 2024). Sin embargo, también se ha planteado que una coactivación excesiva, particularmente cuando involucra una activación simultánea no funcional de músculos antagonistas, puede incrementar el trabajo muscular innecesario y, como consecuencia, elevar el gasto energético sin beneficios sobre el rendimiento (Heise et al., 1996).

Un aumento en el peak de activación del bíceps femoral está asociado a una disminución en el gasto de energía.

Un aumento en el peak de activación del bíceps femoral se ha asociado con una reducción en el gasto energético. Adicional a los hallazgos relacionados con los índices de coactivación de la musculatura biarticular, este trabajo evidenció una correlación directa entre un mayor peak de activación del bíceps femoral (músculo biarticular de la extremidad) y una disminución en el costo energético.

Durante actividades como la carrera, un aumento en la activación del bíceps femoral, especialmente cuando está sincronizado con las fases funcionales del movimiento (ya sea como estabilizador o generador de fuerza) puede reflejar una mayor eficiencia neuromuscular (Higashihara et al., 2010). Esta eficiencia se traduce en una mejor coordinación intermuscular y en una utilización más efectiva de la energía elástica almacenada, lo que en conjunto puede disminuir el gasto energético total (Sundby & Gorelick, 2014).

Trabajos previos han señalado que, en tareas cíclicas como la carrera, una activación oportuna y eficaz de los isquiotibiales (incluyendo el bíceps femoral) favorece una preparación adecuada de la extremidad para el contacto con el suelo (Sundby & Gorelick, 2014; Pietraszewski et al., 2025). Esto contribuye a una mecánica articular más eficiente y reduce la necesidad de activaciones compensatorias de otros músculos, las cuales suelen implicar un mayor coste energético. Se ha demostrado, que corredores entrenados, quienes presentan peak de activación más altos pero también más eficientes en la musculatura posterior del muslo, tienden a exhibir un menor gasto metabólico en comparación con corredores recreativos (Sundby & Goreli, 2014). Estos hallazgos sugieren que no solo la magnitud de la activación es determinante, sino también su momento y su integración dentro del patrón de activación neuromuscular.

### ***Limitaciones y proyecciones del estudio***

Este trabajo presenta algunas limitaciones que deben ser consideradas al interpretar los resultados. En primer lugar, el carácter transversal del diseño impide establecer relaciones causales entre la coactivación muscular y el gasto energético, limitando las conclusiones a asociaciones observadas en un momento específico. En segundo lugar, el tamaño muestral reducido (12 corredores) restringe la generalización de los hallazgos y aumenta la posibilidad de sesgo estadístico. Finalmente, no se puede descartar la influencia de factores individuales en la técnica de carrera, como por ejemplo el patrón de apoyo, la cinemática de carrera o la distribución de fuerzas, los cuales podrían haber condicionado la magnitud de la coactivación y su relación con el gasto energético.

Los hallazgos de este trabajo sugieren que la coactivación muscular podría constituir un indicador útil para que entrenadores y profesionales del ámbito del rendimiento optimicen la economía de carrera en corredores de fondo. En esta línea, futuras investigaciones deberían profundizar en la aplicación del myofeedback basado en EMG como herramienta de entrenamiento para el control y ajuste de la coactivación muscular (Handiru, Pilkar, Suvisheshamuthu, & Yue, 2022; Silva, Pacheco, Fujita, Villalba, & Gomes, 2023). Esta tecnología ofrecería retroalimentación inmediata sobre la activación de grupos musculares durante la carrera, permitiendo intervenciones más precisas en la técnica y en la coordinación neuromuscular. Su implementación práctica podría favorecer el desarrollo de programas de entrenamiento individualizados, orientados a mejorar la eficiencia motora y, en consecuencia, la economía de



carrera. En conjunto, estos aspectos abren nuevas perspectivas de investigación aplicada que vinculan la neurofisiología del movimiento con la optimización del rendimiento en corredores de resistencia.

## Conclusiones

Los resultados de este estudio muestran que un incremento en la coactivación y la activación peak de los músculos biarticulares (recto femoral, gastrocnemio y bíceps femoral), se asocian con una disminución en el gasto energético durante la carrera submáxima. Este hallazgo sugiere un rol facilitador de dichos músculos en la eficiencia neuromuscular y en la optimización de la transferencia de energía entre articulaciones.

Estos hallazgos muestran la importancia de patrones específicos de activación muscular en la determinación del costo metabólico durante fases específicas de la carrera. En este contexto, la influencia de la coactivación sobre la economía de carrera parece depender de un balance funcional entre la estabilidad articular y la eficiencia del control neuromuscular.

A partir de ello, se sugiere que las estrategias de intervención dirigidas a mejorar la economía de carrera podrían enfocarse en optimizar la activación de músculos biarticulares de la extremidad inferior, evitando al mismo tiempo una coactivación excesiva entre grupos musculares antagonistas.

## Referencias

- Barnes, K. R., & Kilding, A. E. (2015a). Running economy: Measurement, norms, and determining factors. *Sports Medicine - Open*, 1(1), 8. <https://doi.org/10.1186/s40798-015-0007-y>
- Barnes, K. R., & Kilding, A. E. (2015b). Strategies to improve running economy. *Sports Medicine*, 45(1), 37–56. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0246-y>
- Cook, M. D., Myers, S. D., Kelly, J. S. M., & Willems, M. E. T. (2015). Effect of level and downhill running on breathing efficiency. *Sports*, 3(1), 12–20. <https://doi.org/10.3390/sports3010012>
- Dalleau, G., Belli, A., Bourdin, M., & Lacour, J. R. (1998). The spring-mass model and the energy cost of treadmill running. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 77 (3), 257–263. <https://doi.org/10.1007/s004210050330>
- Fletcher, J. R., Esau, S. P., & Macintosh, B. R. (2009). Economy of running: Beyond the measurement of oxygen uptake. *Journal of Applied Physiology*, 107(6), 1918–1922. <https://doi.org/10.1152/jap-physiol.00307.2009>
- Forelli, F., Moiroux-Sahraoui, A., Mazeas, J., Pengue Koyi, A., Labib, M., & Cerrito, A. (2025). Gastrocnemius activation deficits and running biomechanics after anterior cruciate ligament reconstruction: The missing link?. *Frontiers in Sports and Active Living*, 7, 1594247. <https://doi.org/10.3389/fspor.2025.1594247>
- Handiru, V. S., Pilkar, R., Suvisheshamuthu, E. S., & Yue, G. (2022). Effects of computerized biofeedback-based balance intervention on the muscle coactivation patterns during dynamic postural control in traumatic brain injury. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2022*, 5144–5147. <https://doi.org/10.1109/EMBC48229.2022.9871316>
- Hansen, C. E., Stensvig, M., Wienecke, J., Villa, C., Lorentzen, J., Rasmussen, J., & Simonsen, E. B. (2021). Factors correlated with running economy among elite middle- and long-distance runners. *Physiological Reports*, 9(20), e15076. <https://doi.org/10.14814/phy2.15076>
- Heise, G., Shinohara, M., & Binks, L. (2008). Biarticular leg muscles and links to running economy. *International Journal of Sports Medicine*, 29 (8), 688–691. <https://doi.org/10.1055/s-2007-989372>
- Heise, G. D., Morgan, D. W., Hough, H., & Craib, M. (1996). Relationships between running economy and temporal EMG characteristics of biarticular leg muscles. *International Journal of Sports Medicine*, 17(2), 128–133. <https://doi.org/10.1055/s-2007-972820>
- 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)



- Higashihara, A., Ono, T., Kubota, J., Okuwaki, T., & Fukubayashi, T. (2010). Functional differences in the activity of the hamstring muscles with increasing running speed. *Journal of Sports Sciences*, 28(10), 1085–1092. <https://doi.org/10.1080/02640414.2010.494308>
- Kellis, E., & Liassou, C. (2009). The effect of selective muscle fatigue on sagittal lower limb kinematics and muscle activity during level running. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(3), 210–220. <https://doi.org/10.2519/jospt.2009.2859>
- Kellis, E., Zafeiridis, A., & Amiridis, I. G. (2011). Muscle coactivation before and after the impact phase of running following isokinetic fatigue. *Journal of Athletic Training*, 46 (1), 11–19. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.1.11>
- Kubo, S., Yaeshima, K., Suzuki, T., Daigo, E., Kitaoka, Y., & Kinugasa, R. (2024). Influence of foot strike pattern on co-contraction around the ankle and oxygen uptake during running at 19 km/h. *Physiological Reports*, 12(17), e70023. <https://doi.org/10.14814/phy2.70023>
- Landin, D., Thompson, M., & Reid, M. (2016). Actions of two bi-articular muscles of the lower extremity: A review. *Journal of Clinical Medicine Research*, 8(7), 489–494. <https://doi.org/10.14740/jocmr2478w>
- Lemineur, C., Blain, G. M., Piche, E., & Gerus, P. (2024). Relationship between metabolic cost, muscle moments and co-contraction during walking and running. *Gait & Posture*, 113, 345–351. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.07.008>
- Liu, B., Wu, J., Shi, Q., Hao, F., Xiao, W., Yu, J., Yu, F., & Ren, Z. (2022). Running economy and lower extremity stiffness in endurance runners: A systematic review and meta-analysis. *Frontiers in Physiology*, 13, 1059221. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.1059221>
- Llanos-Lagos, C., Ramirez-Campillo, R., Moran, J., & Sáez de Villarreal, E. (2024). Effect of strength training programs in middle- and long-distance runners' economy at different running speeds: A systematic review with meta-analysis. *Sports Medicine*, 54(4), 895–932. <https://doi.org/10.1007/s40279-023-01978-y>
- 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>
- Moore, I. S., Jones, A. M., & Dixon, S. J. (2014). Relationship between metabolic cost and muscular coactivation across running speeds. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 17(6), 671–676. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.09.014>
- Pietraszewski, P., Maszczyk, A., Zając, A., & Gołaś, A. (2025). Muscle activity and biomechanics of sprinting: A meta-analysis review. *Applied Sciences*, 15(9), 4959. <https://doi.org/10.3390/app15094959>
- Prilutsky, B. I., & Gregor, R. J. (2001). Swing and support related muscle actions differentially trigger human walk run and run-walk transitions. *Journal of Experimental Biology*, 204 (Pt 13), 2277–2287. <https://doi.org/10.1242/jeb.204.13.2277>
- Rodríguez-Barbero, S., González-Ravé, J. M., Vanwanseele, B., Juárez Santos-García, D., Muñoz de la Cruz, V., & González-Mohíno, F. (2025). Effects of 20 weeks of endurance and strength training on running economy, maximal aerobic speed, and gait kinematics in trained runners. *Applied Sciences*, 15(2), 903. <https://doi.org/10.3390/app15020903>
- Sadeghi, R., Bazzazi, M., Ebrahimzadeh, M. H., & Aslani, H. R. (2024). Lower limb muscle co-activation maps in single and team lifting at different risk levels. *Applied Sciences*, 14(11), 4635. <https://doi.org/10.3390/app14114635>
- Saunders, P. U., Pyne, D. B., Telford, R. D., & Hawley, J. A. (2004a). Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Medicine*, 34(7), 465–485. <https://doi.org/10.2165/00007256-200434070-00005>
- Saunders, P. U., Pyne, D. B., Telford, R. D., & Hawley, J. A. (2004b). Reliability and variability of running economy in elite distance runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(11), 1972–1976. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000145468.17329.9f>
- Schober, P., Boer, C., & Schwarte, L. A. (2018). Correlation coefficients: Appropriate use and interpretation. *Anesthesia & Analgesia*, 126(5), 1763–1768. <https://doi.org/10.1213/ANE.0000000000002864>
- Silva, N. R. S., Pacheco, M. M., Fujita, R. A., Villalba, M. M., & Gomes, M. M. (2023). Individual control strategies in training: Myoelectric activity and recruitment strategies in the co-contraction training. *Brazilian Journal of Motor Behavior*, 17(5), 228–237. <https://doi.org/10.20338/bjmb.v17i5.386>



- Sundby, O. H., & Gorelick, M. L. (2014). Relationship between functional hamstring: quadriceps ratios and running economy in highly trained and recreational female runners. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(8), 2214–2227. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000376>
- Tam, N., Santos-Concejero, J., Coetzee, D. R., Noakes, T. D., & Tucker, R. (2017). Muscle co-activation and its influence on running performance and risk of injury in elite Kenyan runners. *Journal of Sports Sciences*, 35(2), 175–181. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1159717>
- Tartaruga, M. P., Brisswalter, J., Peyré-Tartaruga, L. A., Avila, A. O., Alberton, C. L., Coertjens, M., Cadore, E. L., Tiggemann, C. L., Silva, E. M., & Krueel, L. F. M. (2012). The relationship between running economy and biomechanical variables in distance runners. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 83(3), 367–375. <https://doi.org/10.1080/02701367.2012.10599870>
- Van Hooren, B., Lennartz, R., Cox, M., Hoitz, F., Plasqui, G., & Meijer, K. (2024). Differences in running technique between runners with better and poorer running economy and lower and higher mileage: An artificial neural network approach. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 34(3), e14605. <https://doi.org/10.1111/sms.14605>
- Zecchin, A., de Lima, L. R. C., Puggina, E. F., & Tasiñafó-Júnior, M. F. (2025). Efectos del entrenamiento de resistencia en la economía de carrera: una revisión sistemática y un metaanálisis. *Retos*, 71, 275-287. <https://doi.org/10.47197/retos.v71.113574>

### Datos de los/as autores/as y traductor/a:

Christopher Moya Jofré  
Rodrigo Guzmán Venegas  
Mikel Izquierdo Redín

c\_moya\_j@hotmail.com  
rguzman@uandes.cl  
mikel.izquierdo@gmail.com

Autor/a  
Autor/a  
Autor/a