Nutrición Hospitalaria

Retraso en la activación muscular del tobillo en adultos jóvenes con exceso de grasa corporal

Delayed activation of ankle muscles in young adults with excess adiposity

10.20960/nh.05951

09/23/2025

OR 5951

Retraso en la activación muscular del tobillo en adultos jóvenes con exceso de grasa corporal

Delayed activation of ankle muscles in young adults with excess adiposity

Eduardo Guzmán-Muñoz[1,2], Yeny Concha-Cisternas[1,3], Franco Herrera-Meza[1], Ignacio Luna-Jara[1], Pablo Valdés-Badilla[4,5], Jordan Hernández-Martínez[6,7], Rodrigo Yáñez-Sepúlveda[8], Felipe Montalva-Valenzuela[9]

[1]Escuela de Kinesiología. Facultad de Salud. Universidad Santo Tomás. Talca, Chile. [2]Escuela de Pedagogía en Educación Física. Facultad de Educación. Universidad Autónoma de Chile. Talca, Chile. [3]Vicerrectoría de Investigación e Innovación. Universidad Arturo Prat. Iquique, Chile. [4]Departamento de Ciencias de la Actividad Física. Facultad de Ciencias de la Educación. Universidad Católica del Maule. Talca, Chile. [5]Carrera de Entrenador Deportivo. Facultad de Educación. Universidad Viña del Mar. Viña del Mar, Chile. [6]Departamento de Ciencias de la Actividad Física. Universidad de Los Lagos. Osorno, Chile. [7]Departamento de Educación. Facultad de Humanidades. Universidad de la Serena. La Serena, Chile. [8]Facultad de Educación y Ciencias Sociales. Universidad Andrés Bello. Viña del Mar, Chile. [9]Escuela de Entrenador en Actividad Física y Deporte. Facultad de Ciencias Humanas. Universidad Bernardo O'Higgins. Santiago, Chile

Recibido: 19/05/2025
Aceptado: 02/08/2025

Correspondencia: Yeny Concha-Cisternas. Escuela de Kinesiología. Facultad de Salud. Universidad Santo Tomás. Avenida San Miguel, 3424. Talca, Chile
e-mail: yenyf.concha@gmai.com

Disponibilidad de datos: los datos estarán disponibles bajo solicitud.

Conflictos de intereses: los autores declaran no tener conflictos de interés.

Inteligencia artificial: los autores declaran no haber usado inteligencia artificial (IA) ni ninguna herramienta que use IA para la redacción del artículo.

Nutrición Hospitalaria

RESUMEN

Introducción: la obesidad se asocia con alteraciones funcionales que afectan a la movilidad y el control motor. El exceso de grasa corporal podría comprometer la activación neuromuscular, pero su relación con el tiempo de reacción muscular del tobillo en adultos jóvenes ha sido poco estudiada.

Objetivos: analizar las diferencias en los tiempos de reacción muscular del tobillo entre adultos jóvenes según su porcentaje de grasa corporal (normal, elevado y muy elevado).

Métodos: estudio observacional, transversal, con 48 adultos jóvenes. Se clasificó a los participantes según su porcentaje de grasa corporal. Se midió el tiempo de reacción de los músculos tibial anterior, fibular largo y gastrocnemio medial mediante electromiografía de superficie durante un test de inversión repentina del tobillo. Se aplicaron el ANOVA y la regresión lineal para analizar las diferencias y asociaciones.

Resultados: se observaron diferencias significativas entre los grupos en el tibial anterior ($p < 0,001$), el fibular largo ($p = 0,010$) y el gastrocnemio medial ($p < 0,001$). El grupo con grasa muy elevada presentó retraso en la activación en todos los músculos. En el análisis de regresión, el porcentaje de grasa muy elevado se asoció con mayor tiempo de reacción en el tibial anterior (β = 15,85 ms; $p = 0,006$), el fibular largo (β = 12,85 ms; $p = 0,008$) y el gastrocnemio medial (β = 17,84 ms; $p = 0,007$), en comparación con el grupo normal.

Conclusiones: un mayor porcentaje de grasa corporal se asocia con tiempos de reacción muscular más prolongados en los músculos del tobillo. Este hallazgo refuerza la necesidad de considerar el porcentaje de grasa corporal como factor relevante en la evaluación y diseño de intervenciones neuromusculares para adultos jóvenes.

Palabras clave: Obesidad. Grasa corporal. Electromiografía de superficie. Tiempo de reacción muscular. Tobillo. Adultos jóvenes.

ABSTRACT

Introduction: obesity is linked to functional impairments that affect mobility and motor control. Excess body fat may compromise neuromuscular activation; however, its relationship with ankle muscle reaction time in young adults has been scarcely studied.

Objectives: to analyze differences in ankle muscle reaction time among young adults according to their body fat percentage (normal, elevated, and very elevated).

Methods: a cross-sectional observational study was conducted with 48 young adults. Participants were classified based on body fat percentage. Reaction times of the tibialis anterior, peroneus longus, and medial gastrocnemius were measured using surface electromyography

during a sudden ankle inversion test. ANOVA and linear regression were applied to analyze group differences and associations.

Results: significant differences were found between groups for the tibialis anterior ($p < 0.001$), peroneus longus ($p = 0.010$), and medial gastrocnemius ($p < 0.001$). The group with very high body fat showed delayed activation in all muscles. Regression analysis revealed that a very high fat percentage was associated with longer reaction times in the tibialis anterior (β = 15.85 ms; $p = 0.006$), peroneus longus (β = 12.85 ms; $p = 0.008$), and medial gastrocnemius (β = 17.84 ms; $p = 0.007$), compared to the normal fat group.

Conclusions: a higher body fat percentage is associated with longer muscle reaction times in ankle muscles. This finding highlights the importance of considering body fat percentage as a key factor in assessing and designing neuromuscular interventions for young adults.

Keywords: Obesity. Body fat. Surface electromyography. Muscle reaction time. Ankle. Young adults.

Nutrición Hospitalaria

INTRODUCCIÓN

La obesidad es un problema de salud pública a nivel mundial, cuya prevalencia ha aumentado exponencialmente en las últimas décadas (1). Este crecimiento se atribuye a múltiples factores, entre ellos, el desarrollo tecnológico, el incremento de la inactividad física y la adopción de hábitos alimentarios poco saludables (2,3). A nivel global, en el año 2022, aproximadamente, el 43 % de los adultos de 18 años en adelante presentaban sobrepeso y el 16 % eran obesos (4). Proyecciones recientes estiman que para el año 2035, alrededor de 1500 millones de adultos serán obesos y, sin una reducción de las tasas actuales, más de la mitad de la población mundial podría tener

sobrepeso u obesidad (1). Particularmente en Chile, el 42 % de las personas mayores de 20 años padecen obesidad, la tasa más alta de América del Sur (1). Además, el 83 % de la población adulta presenta exceso de peso (sobrepeso u obesidad), evidenciando una crisis sanitaria que afecta a la gran mayoría de los chilenos (1).

La obesidad conlleva múltiples consecuencias funcionales que afectan a la movilidad y la estabilidad postural (5-7). El exceso de peso genera una mayor carga sobre el sistema musculoesquelético, lo que se traduce en desalineaciones articulares, aumento del riesgo de lesiones y procesos degenerativos en las extremidades inferiores (8). A nivel muscular se ha evidenciado una disminución relativa de la fuerza en las personas con obesidad, lo cual se ha vinculado a una menor capacidad oxidativa de las fibras musculares, a la infiltración de grasa intramuscular y a alteraciones en el patrón de reclutamiento neuromuscular, factores que en conjunto comprometen el rendimiento en tareas motoras básicas (9). Dado que la obesidad podría alterar los patrones de activación muscular, el análisis de la actividad electromiográfica emerge como una herramienta clave para comprender sus efectos en la función neuromuscular y en el control motor (10).

La electromiografía (EMG) es una técnica que registra la actividad eléctrica generada durante la contracción muscular, proporcionando información clave sobre el control neuromuscular (10). La modalidad más utilizada es la EMG de superficie (EMGs), método ampliamente utilizado para analizar patrones de activación muscular durante el movimiento sin procedimientos invasivos (10,11). En personas con obesidad, la EMGs ha evidenciado alteraciones en el reclutamiento muscular, principalmente en la musculatura del muslo (12,13). En el tobillo se ha analizado el efecto del exceso de masa corporal sobre la activación muscular durante la marcha en niños, observándose una mayor activación del vasto lateral y del tibial anterior en la fase de oscilación, junto con una actividad prolongada del gastrocnemio en la

fase de apoyo (14). Asimismo, se ha determinado que las personas con exceso de grasa corporal ajustan su coactivación muscular del sóleo y el tibial anterior en distintas fases del ciclo de la marcha para compensar la carga adiciona (15). Estos cambios sugieren mecanismos compensatorios para mantener la estabilidad y la eficiencia locomotoras en presencia de un mayor peso corporal.

La mayoría de los estudios clasifican el estado nutricional de los participantes mediante el índice de masa corporal (IMC), a pesar de sus limitaciones para distinguir entre masa grasa y masa magra. Esto puede llevar a clasificaciones inexactas, especialmente en adultos jóvenes con alta masa muscular (16). En contraste, el porcentaje de grasa corporal es un indicador más preciso de la adiposidad real y su impacto en la función neuromuscular (16). El exceso de grasa, en particular la infiltración intramuscular, puede afectar a la eficiencia contráctil y la velocidad de conducción de los potenciales de acción, comprometiendo la respuesta motora (17,18). A diferencia del IMC, el porcentaje de grasa corporal permite una evaluación más precisa de estos efectos, facilitando el análisis del impacto del tejido adiposo en la activación muscular. Por ello, este estudio tiene por objetivo principal analizar las diferencias en los tiempos de reacción muscular del tobillo entre adultos jóvenes con distintos niveles de grasa corporal (normal, elevado y muy elevado). Se hipotetiza que los individuos con exceso de grasa corporal presentarán tiempos de reacción más lentos que sus pares con porcentajes de grasa normal.

MATERIALES Y MÉTODOS

Diseño del estudio

Este estudio adoptó un diseño observacional y transversal, siguiendo las directrices establecidas por la declaración STROBE (19). Los participantes fueron evaluados en una única sesión de 30 minutos en un

laboratorio con temperatura controlada (21 °C). Durante la evaluación utilizaron ropa cómoda (shorts y polera ligera) y permanecieron descalzos para las mediciones. Se evaluaron el porcentaje de grasa corporal y el tiempo de reacción muscular del tobillo mediante EMGs.

Cálculo del tamaño muestral

El tamaño muestral se determinó con base en estudios previos que han comparado la activación muscular en individuos con diferente composición corporal. Se consideró un tamaño del efecto de 0,75 (d de Cohen) para detectar diferencias en la activación electromiográfica de los músculos de la extremidad inferior (20). A partir de estos parámetros se calculó un tamaño muestral mínimo de 40 participantes, considerando un nivel de significancia del 5 % y una potencia estadística del 85 %. La potencia estadística se calculó utilizando el software GPower (versión 3.1.9.6, Franz Faul, Universidad de Kiel, Kiel, Alemania).

Participantes

La muestra estuvo compuesta por 48 adultos jóvenes (edad media, 21,90 ± 2,39 años), seleccionados mediante un muestreo no probabilístico por conveniencia en la comuna de Talca (Chile). Se incluyeron individuos con una edad situada entre los 18 y 29 años, que no presentaran patologías neurológicas o musculoesqueléticas diagnosticadas, no hubieran sufrido lesiones en miembros inferiores en los últimos seis meses y no dependieran de dispositivos de ayuda para la marcha. Se excluyeron aquellas personas que reportaron dolor, inflamación activa o antecedentes de cirugía en las extremidades inferiores, con el fin de evitar posibles sesgos en los resultados.

Además, los participantes firmaron un consentimiento informado previo a la evaluación que autoriza el uso de la información con fines científicos y fue aprobado por un Comité de Ética Científico local (Código N.° 13320), siguiendo las directrices de la Declaración de Helsinki.

Evaluación del porcentaje de grasa corporal

El porcentaje de grasa corporal se determinó mediante bioimpedancia eléctrica de cuatro contactos (manos y pies) utilizando una balanza Omron HBF-514C (Omron, Japón), cuya validez y confiabilidad han sido reportadas en estudios previos (21). Los participantes se presentaron en ayunas de al menos 3 horas, sin haber ingerido líquidos ni realizado ejercicio físico moderado o intenso durante las 12 horas previas. Además, se solicitó evitar el consumo de alcohol y cafeína durante las 24 horas anteriores. Se controló también que los participantes hubieran vaciado la vejiga al menos 30 minutos antes de la evaluación.

Para la medición, los participantes permanecieron descalzos y en posición estática sobre la balanza, con los hombros en flexión de 90°, codos extendidos y sujetando los electrodos de mano. Los valores obtenidos se clasificaron según los percentiles establecidos para ambos sexos (22). En hombres, un porcentaje de grasa corporal entre el 8,0 % y el 19,9 % se consideró normal, entre el 20,0 % y el 25,9 % se clasificó como elevado, y los valores iguales o superiores al 26,0 % se consideraron muy elevados. En mujeres, un porcentaje de grasa entre el 21,0 % y el 32,9 % se consideró normal, entre el 33,0 % y el 38,9 % se clasificó como elevado, y los valores iguales o superiores al 39,0 % correspondieron a un nivel muy elevado (22).

Evaluación del tiempo de reacción muscular

El tiempo de reacción muscular se midió utilizando el EMGs con el sistema inalámbrico Delsys Trigno™ Lite (Delsys Inc., Boston, MA, EUA). Se colocaron electrodos en los músculos tibial anterior, fibular largo y gastrocnemio medial, siguiendo las recomendaciones de la *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) (23).

La adquisición de la señal se realizó con el software Discover 1.5.0 (Delsys Inc., Boston, EUA). La señal electromiográfica se muestreó a 2.148 Hz, amplificada con una ganancia de 300 y filtrada mediante un filtro pasabanda Butterworth de cuarto orden con un rango de frecuencias de 20 a 450 Hz. Los electrodos de la EMGs, compuestos en un 99 % de plata, se colocaron con una distancia interelectrodo de 10 mm, posicionados perpendicularmente a la orientación de las fibras musculares. Los participantes se evaluaron con un test de inversión repentina del tobillo. Para ello se utilizó una plataforma de caída con una inclinación de 30° a una velocidad de 450°/s. Un acelerómetro triaxial (Delsys Inc., Boston, MA, EUA) fue ubicado en la plataforma para identificar el momento exacto de la perturbación y sincronizar la señal de EMG con el inicio del movimiento (24,25). Durante la prueba, los participantes permanecieron en posición bípeda sobre la plataforma, con su peso distribuido equitativamente. La caída de la base móvil ocurrió de forma inesperada para el participante, asegurando una respuesta espontánea. Se realizaron tres intentos, registrándose el promedio de los valores obtenidos.

Para el procesamiento de datos, las señales se rectificaron en onda completa y se filtraron mediante un filtro Butterworth pasabajos de cuarto orden con una frecuencia de corte de 50 Hz. El tiempo de reacción muscular (expresado en milisegundos) se definió como el intervalo entre la detección del movimiento en el acelerómetro y el primer instante en que la señal electromiográfica superó un umbral de tres desviaciones estándar por encima de la media de la señal en reposo (150 ms de duración), manteniendo este umbral por al menos 25 ms (13,25,26). El análisis de las señales se llevó a cabo con el software EMGworks Analysis 4.7.3 (Delsys Inc., Boston, EUA).

Análisis estadístico

Los datos fueron analizados con el software GraphPad Prism 9.0 (GraphPad Software, La Jolla, CA, EUA). Se calcularon las medidas de tendencia central (media y desviación estándar) para todas las variables. La normalidad de los datos fue evaluada mediante la prueba de Shapiro-Wilk. Para la comparación de los tiempos de reacción muscular entre los grupos según el porcentaje de grasa corporal se utilizó el ANOVA de un factor, seguido de una prueba post hoc de Tukey para identificar diferencias entre los grupos. El nivel de significancia estadística se estableció en $p < 0,05$. También se aplicó un modelo de regresión lineal múltiple con un intervalo de confianza del 95 %, en el que la variable dependiente fue el tiempo de reacción muscular mientras que la variable independiente correspondió a la clasificación por porcentaje de grasa corporal (normal, elevado y muy elevado). Para el análisis, el grupo normal se utilizó como referencia, permitiendo evaluar el impacto del exceso de grasa corporal sobre el tiempo de reacción muscular. Se generaron dos modelos de regresión con el propósito de analizar el efecto de la clasificación por porcentaje de grasa corporal en la activación muscular. El modelo incluyó tanto el porcentaje de grasa corporal como el sexo en el análisis. El ajuste del modelo fue evaluado mediante el coeficiente R^2, y se realizó un diagnóstico de colinealidad para cada variable incluida en la regresión. Se eliminaron aquellas variables con valores de tolerancia menores a 0,10 y un factor de inflación de varianza (VIF) superior a 10,0, con el fin de garantizar la estabilidad del modelo. El nivel de significancia estadística se estableció en $p < 0,05$ para todas las pruebas realizadas.

RESULTADOS

En este estudio participaron 48 adultos jóvenes con una edad media de 21,90 ± 2,39 años (52,2 % mujeres y 47,5 % hombres), que se clasificaron según el porcentaje de grasa corporal (normal, elevado y muy elevado). De ellos, 10 se clasificaron con porcentaje de grasa

normal, 9 con porcentaje de grasa elevado y 21 con porcentaje de grasa muy elevado. La distribución por sexos en cada grupo fue la siguiente: en el grupo con grasa corporal normal, el 60 % fueron mujeres y el 40 % hombres; en el grupo con grasa elevada, el 44,4 % fueron mujeres y el 55,6 % hombres; y en el grupo con grasa muy elevada, el 51,7 % fueron mujeres y el 48,3 % hombres. En la tabla I se presentan las características basales de los participantes, como edad, peso corporal, estatura bípeda, IMC y porcentaje de grasa corporal (Tabla I).

Los tiempos de reacción muscular variaron significativamente entre los grupos según el porcentaje de grasa corporal. En general, los tres músculos evaluados mostraron un incremento progresivo de los tiempos de activación a medida que aumentaba el nivel de adiposidad. El ANOVA reveló diferencias significativas entre los grupos para todos los músculos: fibular largo ($p < 0,001$), tibial anterior ($p = 0,010$) y gastrocnemio medial ($p < 0,001$) (Tabla II).

En la figura 1 se identifican las comparaciones múltiples para los músculos fibular largo, tibial anterior y gastrocnemios medial. Para el fibular largo se observaron diferencias significativas entre el grupo de porcentaje de grasa normal *vs*. el de porcentaje de grasa elevado ($p = 0,030$). De igual manera, la comparación entre el grupo de porcentaje de grasa normal *vs*. el de porcentaje de grasa muy elevado también arrojó diferencias significativas ($p < 0,001$). La comparación entre los grupos de porcentaje de grasa elevado y porcentaje de grasa muy elevado no observó diferencias significativas ($p = 0,103$). Para el tibial anterior las comparaciones múltiples exhibieron diferencias significativas solo entre el grupo de porcentaje de grasa normal y el de porcentaje muy elevado ($p = 0,011$). Las comparaciones entre los demás grupos no mostraron diferencias significativas ($p > 0,05$). Finalmente, en el músculo gastrocnemio medial se manifestaron diferencias entre los grupos de porcentaje grasa normal y elevado ($p = 0,007$) y de porcentaje de grasa normal y muy elevado ($p < 0,001$). La comparación entre el grupo de

porcentaje de grasa elevado y el muy elevado no mostró diferencias significativas (p = 0,431).

El análisis de regresión lineal reveló modelos significativos que señalan que el porcentaje de grasa corporal influye significativamente en el tiempo de reacción muscular de los músculos tibial anterior, fibular largo y gastrocnemio medial (Tabla III). Sin embargo, en ninguno de estos modelos significativos influyó el sexo en el tiempo de reacción muscular.

Para el fibular largo, el modelo explicó el 18 % de la variabilidad en el tiempo de reacción (R^2 = 0,18; p = 0,014). Los individuos con grasa corporal muy elevada presentaron un retraso significativo de la activación del músculo en comparación con aquellos con grasa normal (β = 15,85 ms; p = 0,006; IC 95 %: 4,94 a 26,75). En el grupo con grasa elevada se observó un aumento moderado del tiempo de reacción (β = 10,49 ms; p = 0,089; IC 95 %: -1,61 a 22,60), aunque esta diferencia no fue estadísticamente significativa.

En el tibial anterior, el modelo explicó el 14 % de la variabilidad del tiempo de reacción (R^2 = 0,14; p = 0,032). Se encontró que el grupo de grasa corporal muy elevado presentó un retraso significativo en la activación del músculo en comparación con el grupo normal (β = 12,85 ms; p = 0,008; IC 95 %: 3,42 a 22,28). En el grupo con grasa corporal elevado, el tiempo de reacción fue mayor, aunque sin alcanzar significancia estadística (β = 8,37 ms; p = 0,095; IC 95 %: -1,23 a 17,98).

Por último, para el gastrocnemio medial, el modelo explicó el 22 % de la variabilidad en el tiempo de reacción (R^2 = 0,22; p = 0,009). Se observaron diferencias significativas entre los grupos, con un retraso en la activación del músculo en el grupo con porcentaje de grasa muy elevado respecto al normal (β = 17,84 ms; p = 0,007; IC 95 %: 5,92 a 29,76). Asimismo, el grupo con porcentaje de grasa corporal elevado también mostró un incremento significativo en el tiempo de reacción en

comparación con el grupo normal (β = 14,72 ms; p = 0,032; IC 95 %: 2,11 a 27,33).

DISCUSIÓN

Los resultados de este estudio evidencian que los adultos jóvenes con un mayor porcentaje de grasa corporal presentan un tiempo de reacción muscular más prolongado en los músculos del tobillo. En particular, aquellos con un porcentaje de grasa muy elevado mostraron retrasos significativos en la activación del tibial anterior, fibular largo y gastrocnemio medial, en comparación con los individuos con un porcentaje de grasa normal. Además, nuestros hallazgos señalan que el sexo no fue un factor influyente en los tiempos de reacción muscular. Estos hallazgos coinciden con estudios previos que han reportado alteraciones en los patrones de activación neuromuscular en personas con obesidad, tanto en niños (13,14), como en adultos (12,27). En estos estudios, se ha evidenciado que el exceso de peso no solo afecta la amplitud de la señal electromiográfica, sino que también compromete la eficiencia del control motor. Sin embargo, nuestro estudio aporta evidencia novedosa al demostrar que el porcentaje de grasa corporal, más allá del IMC, influye en el tiempo de reacción muscular del tobillo, un aspecto poco abordado en la literatura científica.

Por otra parte, nuestro estudio sugiere que el exceso de grasa corporal podría retrasar el tiempo de reacción muscular, posiblemente debido a alteraciones en la estructura y función del tejido muscular. En personas obesas, la infiltración de tejido adiposo intramiocelular y extramiocelular afecta al desempeño muscular, comprometiendo la eficiencia neuromuscular (17,28). La acumulación de grasa se ha relacionado con una disminución de la velocidad de conducción nerviosa, lo que podría contribuir al retraso en la activación muscular observado en las personas con elevados niveles de grasa corporal (29). Asimismo, la acumulación crónica de tejido adiposo está asociada con niveles elevados de

citocinas proinflamatorias, como el factor de necrosis tumoral α (TNF-α) y ciertas interleucinas (IL-1α e IL-6) (30-33). Estas moléculas desempeñan un papel clave en la señalización celular durante procesos inflamatorios agudos y crónicos, afectando negativamente la función muscular al promover la degradación de proteínas y disminuir la capacidad contráctil del músculo esquelético (30-33).

Además de los cambios musculares, la obesidad también afecta otros componentes del sistema sensoriomotor, como la propiocepción y la función cortical. Estudios previos han reportado una reducción de la percepción propioceptiva en personas con obesidad, lo que podría contribuir al déficit en el control motor observado en estos individuos (6,34,35). Asimismo, alteraciones de la estructura cortical, como la reducción del volumen de materia gris en áreas relacionadas con la integración sensoriomotora, se han documentado en personas con exceso de peso (11,36). Estas modificaciones podrían ayudar a comprender la menor capacidad de respuesta neuromuscular observada en personas con mayor porcentaje de grasa corporal.

El impacto funcional del retraso en el tiempo de reacción muscular es clínicamente relevante, ya que podría aumentar el riesgo de caídas y lesiones musculoesqueléticas, especialmente en actividades que requieren ajustes posturales rápidos (15). La disminución de la activación del tibial anterior y el fibular largo podría comprometer la estabilidad del tobillo, aumentando la susceptibilidad a esguinces (24). Además, la activación tardía del gastrocnemio medial podría afectar la capacidad de generar propulsión en la marcha, lo que limitaría el rendimiento físico y la movilidad en las actividades de la vida diaria (15,37).

Es importante destacar que ciertos factores no controlados en esta investigación podrían haber influido en los tiempos de reacción muscular registrados, particularmente en el fibular largo. Dado su papel como principal estabilizador del tobillo, se esperaba que su activación fuera

más rápida en comparación con los otros músculos evaluados (tibial anterior y gastrocnemio medial) (24). Sin embargo, los resultados mostraron que el fibular largo no fue el primero en activarse. Tres factores podrían explicar este hallazgo. En primer lugar, la presencia de una inestabilidad de tobillo no diagnosticada, condición que suele ser subclínica y que, según la literatura, se asocia con una latencia prolongada de la activación del fibular largo (38). Estudios previos han reportado que los individuos con inestabilidad de tobillo presentan un tiempo de reacción más lento en este músculo en comparación con las personas sanas (24). En segundo lugar, la falta de flexibilidad del músculo podría haber influido en los resultados, ya que se ha descrito que esta condición genera un retraso en la latencia de activación muscular (39). Es posible que algunos participantes presentaran acortamientos en el fibular largo y tríceps sural, afectando su capacidad de respuesta neuromuscular. Por último, la grasa subcutánea debe considerarse un factor que pudo alterar los registros de la señal de EMG. Este tejido actúa como un filtro de paso bajo, reduciendo la amplitud de la señal de EMG y afectando la precisión en la detección del *onset* de activación, lo que podría haber generado una sobreestimación en la latencia muscular (40) .

Entre las limitaciones de este estudio se encuentra la selección por conveniencia de los participantes, lo que podría afectar la generalización de los resultados a poblaciones más amplias. Asimismo, el tamaño muestral relativamente reducido limitó la posibilidad de ajustar los modelos por variables potencialmente confusoras, como la edad o el nivel de actividad física, lo cual podría influir en los tiempos de reacción muscular. Además, no se evaluó directamente el nivel de actividad física de los participantes. También es importante considerar que la grasa subcutánea puede actuar como filtro de la señal electromiográfica, atenuando la amplitud de la señal y afectando la detección del inicio de la activación muscular (40). Futuros estudios deberían incluir análisis de

grasa intramuscular mediante ultrasonografía u otras técnicas avanzadas, así como una muestra más amplia y heterogénea, para comprender mejor la relación entre composición corporal y función neuromuscular.

CONCLUSIÓN

Un mayor porcentaje de grasa corporal se asocia a retrasos en el tiempo de reacción muscular de los músculos del tobillo en adultos jóvenes. En particular, se observó que los individuos con porcentaje de grasa muy elevado presentaron tiempos de reacción significativamente más prolongados en el tibial anterior, fibular largo y gastrocnemio medial, en comparación con aquellos con un porcentaje de grasa normal. Desde una perspectiva clínica, estos resultados refuerzan la importancia de considerar el porcentaje de grasa corporal como un indicador clave en la evaluación de la función neuromuscular, en lugar de depender exclusivamente del IMC. Asimismo, subrayan la necesidad de implementar estrategias de intervención que no solo se enfoquen en la reducción del peso corporal, sino que también incorporen programas de entrenamiento neuromuscular orientados a mejorar la activación muscular y la velocidad de respuesta motora en personas con exceso de grasa corporal.

Nutrición Hospitalaria

BIBLIOGRAFÍA

1. World Obesity Federation. Prevalence of obesity [Internet]. London: World Obesity Federation; 2024 [citado 15 mayo 2025]. Disponible en: https://www.worldobesity.org/resources/resource-library/prevalence-of-obesity
2. Ng M, Fleming T, Robinson M, Thomson B, Graetz N, Margono C, et al. Global, regional, and national prevalence of overweight and obesity in children and adults during 1980–2013: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013. The Lancet 2014;384:766-81. DOI: 10.1016/S0140-6736(14)60460-8
3. Concha-Cisternas Y, Guzmán-Muñoz E, Valdés-Badilla P, Lira-Cea C, Petermann F, Celis-Morales C. Factores de riesgo asociados a bajo nivel de actividad física y exceso de peso corporal en estudiantes universitarios. Rev Méd Chile 2018;146:840-9. DOI: 10.4067/s0034-98872018000800840
4. Organización Mundial de la Salud. Malnutrición [Internet]. Ginebra: OMS; 2024 [citado 15 mayo 2025]. Disponible en: https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/malnutrition
5. Guzmán-Muñoz E, Valdés-Badilla P, Castillo-Retamal M. Postural control in children with overweight and obesity: A review of literature. Sun 2021;36:471-88. DOI: 10.14482/sun.36.2.616.398
6. Guzmán-Muñoz E, Concha-Cisternas Y, Méndez-Rebolledo G, Vásquez-Muñoz M, Valdés-Badilla P, Herrera-Valenzuela T, et al. Relationship Between Body Mass Index and Fat Mass Percentage with Proprioception in Children. JFMK 2025;10:59. DOI: 10.3390/jfmk10010059
7. Guzmán-Muñoz E, Valdés-Badilla P, Mendez-Rebolledo G, Concha-Cisternas Y, Castillo-Retamal M. Relationship between anthropometry and balance of postural control in children 6-9 years old. Nutr Hosp 2018. DOI: https://doi.org/10.20960/nh.02072

8. Paulis WD, propio S, Koes BW, Van Middelkoop M. Overweight and obesity are associated with musculoskeletal complaints as early as childhood: a systematic review. Obesity Reviews 2014;15:52-67. DOI: 10.1111/obr.12067
9. Thivel D, Ring-Dimitriou S, Weghuber D, Frelut M-L, O'Malley G. Muscle Strength and Fitness in Pediatric Obesity: a Systematic Review from the European Childhood Obesity Group. Obes Facts 2016;9:52-63. DOI: 10.1159/000443687
10. Guzmán-Muñoz E, Méndez-Rebolledo G. Electromyography in the Rehabilitation Sciences. Sun 2019;34:753-65. DOI: 10.14482/sun.34.3.616.74
11. Li W, Shi P, Yu H. Gesture Recognition Using Surface Electromyography and Deep Learning for Prostheses Hand: State-of-the-Art, Challenges, and Future. Front Neurosci 2021;15:621885. DOI: 10.3389/fnins.2021.621885
12. Amiri P, Hubley-Kozey CL, Landry SC, Stanish WD, Astephen Wilson JL. Obesity is associated with prolonged activity of the quadriceps and gastrocnemii during gait. J Electromyogr Kinesiol 2015;25:951-8. DOI: 10.1016/j.jelekin.2015.10.007
13. Guzmán-Muñoz E, Mendez-Rebolledo G, Sazo-Rodriguez S, Salazar-Méndez J, Valdes-Badilla P, Nuñez-Espinosa C, et al. Quadriceps muscle reaction time in obese children. PeerJ 2024;12:e17050. DOI: 10.7717/peerj.17050
14. Blakemore VJ, Fink PW, Lark SD, Shultz SP. Mass affects lower extremity muscle activity patterns in children's gait. Gait Posture 2013;38:609-13. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.02.002
15. Maktouf W, Ferhi H, Boyas S, Beaune B, Gaied Chortane S, Portero P, et al. The influence of obesity and fat distribution on ankle muscle coactivation during gait. PLoS ONE. 2024;19:e0294692. DOI: 10.1371/journal.pone.0294692

16. Wu Y, Li D, Vermund SH. Advantages and Limitations of the Body Mass Index (BMI) to Assess Adult Obesity. Int J Environ Res Public Health 2024;21:757. DOI: 10.3390/ijerph21060757
17. Pajoutan M, Ghesmaty Sangachin M, Cavuoto LA. Central and peripheral fatigue development in the shoulder muscle with obesity during an isometric endurance task. BMC Musculoskelet Disord 2017;18:314. DOI: 10.1186/s12891-017-1676-0
18. Guzmán-Muñoz E, Mendez-Rebolledo G, Núñez-Espinosa C, Valdés-Badilla P, Monsalves-Álvarez M, Delgado-Floody P, et al. Anthropometric Profile and Physical Activity Level as Predictors of Postural Balance in Overweight and Obese Children. Behav Sci 2023;13:73. DOI: 10.3390/bs13010073
19. Cuschieri S. The STROBE guidelines. Saudi J Anaesth 2019;13:31. DOI: 10.4103/sja.SJA_543_18
20. De Carvalho FRP, Martins ATDCF, Teixeira AMMB. Analyses of Gait and Jump Tasks in Female Obese Adolescents. Pediatr Exerc Sci 2012;24:26-33. DOI: 10.1123/pes.24.1.26
21. Trang LT, Trung NN, Chu D-T, Hanh NTH. Percentage Body Fat is As a Good Indicator for Determining Adolescents Who Are Overweight or Obese: A Cross-Sectional Study in Vietnam. Osong Public Health Res Perspect 2019;10:108-14. DOI: 10.24171/j.phrp.2019.10.2.10
22. Gallagher D, Heymsfield SB, Heo M, Jebb SA, Murgatroyd PR, Sakamoto Y. Healthy percentage body fat ranges: an approach for developing guidelines based on body mass index. Am J Clin Nutr 2000;72:694-701. DOI: 10.1093/ajcn/72.3.694
23. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol 2000;10:361-74. DOI: 10.1016/S1050-6411(00)00027-4
24. Méndez-Rebolledo G, Guzmán-Muñoz E, Gatica-Rojas V, Zbinden-Foncea H. Longer reaction time of the fibularis longus muscle and

reduced postural control in basketball players with functional ankle instability: A pilot study. Phys Ther Sport 2015;16:242-7. DOI: 10.1016/j.ptsp.2014.10.008

25. Concha-Cisternas Y, Piñero JC, Celis-Morales C, Valdés-Badilla P, Núñez-Espinosa C, Cigarroa I, et al. Effects of neuromuscular training on proprioception and muscular reaction time in older woman: Randomized controlled trial. J Electromyogr Kinesiol 2025;82:102994. DOI: 10.1016/j.jelekin.2025.102994
26. Mendez-Rebolledo G, Guzman-Muñoz E, Ramírez-Campillo R, Valdés-Badilla P, Cruz-Montecinos C, Morales-Verdugo J, et al. Influence of adiposity and fatigue on the scapular muscle recruitment order. PeerJ 2019;7:e7175. DOI: 10.7717/peerj.7175
27. Bollinger LM, Ransom AL. The Association of Obesity With Quadriceps Activation During Sit-to-Stand. Phys Ther 2020;100:2134-43. DOI: 10.1093/ptj/pzaa170
28. Rahemi H, Nigam N, Wakeling JM. The effect of intramuscular fat on skeletal muscle mechanics: implications for the elderly and obese. J R Soc Interface 2015;12:20150365. DOI: 10.1098/rsif.2015.0365
29. Majumdar S, Chaudhuri A, Ghar M, Rahaman W, Hai A. Effect of obesity on nerve conduction study in an urban population of a developing country. Saudi J Sports Med 2017;17:162. DOI: 10.4103/sjsm.sjsm_8_17
30. Addison O, Drummond MJ, Lastayo PC, Dibble LE, Wende AR, McClain DA, et al. Intramuscular fat and inflammation differ in older adults: The impact of frailty and inactivity. J Nutr Health Aging 2014;18:532-8. DOI: 10.1007/s12603-014-0019-1
31. Straight CR, Toth MJ, Miller MS. Current perspectives on obesity and skeletal muscle contractile function in older adults. J Appl Physiol 2021;130:10-6. DOI: 10.1152/japplphysiol.00739.2020
32. Tomlinson DJ, Erskine RM, Morse CI, Winwood K, Onambélé-Pearson G. The impact of obesity on skeletal muscle strength and structure

through adolescence to old age. Biogerontology 2016;17:467-83. DOI: 10.1007/s10522-015-9626-4

33. Uranga RM, Keller JN. The Complex Interactions Between Obesity, Metabolism and the Brain. Front Neurosci 2019;13:513. DOI: 10.3389/fnins.2019.00513
34. Saleh MSM, Abd El-Hakiem Abd El-Nabie W. Influence of obesity on proprioception of knee and ankle joints in obese prepubertal children. Bulletin of Faculty of Physical Therapy 2018;23(1):9-14. DOI: 10.4103/bfpt.bfpt_11_17
35. Silva-Moya G, Méndez-Rebolledo G, Valdes-Badilla P, Gómez-Álvarez N, Guzmán-Muñoz E. Effects of neuromuscular training on psychomotor development and active joint position sense in school children. J Mot Behav 2022;54(1):57-66. DOI: 10.1080/00222895.2021.1887072
36. Pan X, Zhang M, Tian A, Chen L, Sun Z, Wang L, et al. Exploring the genetic correlation between obesity-related traits and regional brain volumes: Evidence from UK Biobank cohort. Neuroimage Clin 2022;33:102870. DOI: 10.1016/j.nicl.2021.102870
37. Capodaglio P, Gobbi M, Donno L, Fumagalli A, Buratto C, Galli M, et al. Effect of Obesity on Knee and Ankle Biomechanics during Walking. Sensors 2021;21:7114. DOI: 10.3390/s21217114
38. Chang SH, Morris BL, Saengsin J, Tourné Y, Guillo S, Guss D, et al. Diagnosis and Treatment of Chronic Lateral Ankle Instability: Review of Our Biomechanical Evidence. J Am Acad Orthop Surg 2020. DOI: 10.5435/JAAOS-D-20-00145
39. Guzmán-Muñoz EE, Mendez-Rebolledo GA, Gatica-Rojas VF. Retraso de la latencia de activación de los músculos de cadera y rodilla en individuos con acortamiento de la banda iliotibial. Fisioterapia 2017;39:116-21. DOI: 10.1016/j.ft.2016.09.002
40. Chowdhury R, Reaz M, Ali M, Bakar A, Chellappan K, Chang T. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques.

Sensors 2013;13:12431-66. DOI: 10.3390/s130912431

Nutrición Hospitalaria

Tabla I. Características basales de la muestra

	Normal (*n* = 10)	**Elevado (*n* = 9)**	**Muy elevado (*n* = 21)**
Edad (años)	20,80 ± 1,83	22,20 ± 1,68	22,30 ± 2,78
Peso corporal (kg)	57,45 ± 7,38	67,10 ± 10,9	84,10 ± 16,10
Estatura bípeda (m)	1,66 ± 0,09	1,64 ± 0,07	1,66 ± 0,08
IMC (kg/m^2)	20,70 ± 1,41	24,60 ± 2,39	30,10 ± 4,68
GC (%)	23,14 ± 8,37	30,30 ± 6,87	39,50 ± 9,45

Datos presentados: media ± desviación estándar; Kg: kilogramos; m: metros; m^2: metros cuadrados; IMC: índice de masa corporal; GC: grasa corporal.

Nutrición Hospitalaria

Tabla II. Tiempos de reacción de músculos del tobillo según porcentaje de grasa corporal

	Normal (*n* = 10)	**Elevado (*n* = 9)**	**Muy elevado (*n* = 21)**	**Valor *p***
Fibular largo (ms)	58,58 ± 12,77	73,20 ± 13,21	80,60 ± 17,86	< 0,001
Tibial anterior (ms)	72,68 ± 14,47	77,61 ± 12,24	85,90 ± 8,73	0,010
Gastrocnemio medial (ms)	69,72 ± 14,28	91,12 ± 13,04	98,30 ± 14,94	< 0,001

ms: milisegundos; p: prueba de ANOVA.

Nutrición Hospitalaria

Tabla III. Modelos de regresión lineal múltiple para cada músculo

Músculo	**R^2**	**Coeficiente β**	**Valor *p***	**IC 95 %**
Fibular largo	0,18		0,014	
Grasa % - Elevado		10,49	0,089	-1,61 a 22,60
Grasa % - Muy elevado		15,85	0,006	4,94 a 26,75
Sexo (mujer)		0,83	0,875	-9,70 a 11,36
Tibial anterior	0,14		0,032	
Grasa % - Elevado		8,37	0,095	-1,23 a 17,98
Grasa % - Muy elevado		12,85	0,008	3,42 a 22,28
Sexo (mujer)		2,16	0,659	-7,61 a 11,93
Gastrocnemio medial	0,22			
Grasa % - Elevado		14,72	0,032	2,11 a 27,33
Grasa % - Muy elevado		17,84	0,007	5,92 a 29,76
Sexo (mujer)		1,74	0,777	-10,50 a 13,98

Nutrición Hospitalaria

Nutrición Hospitalaria

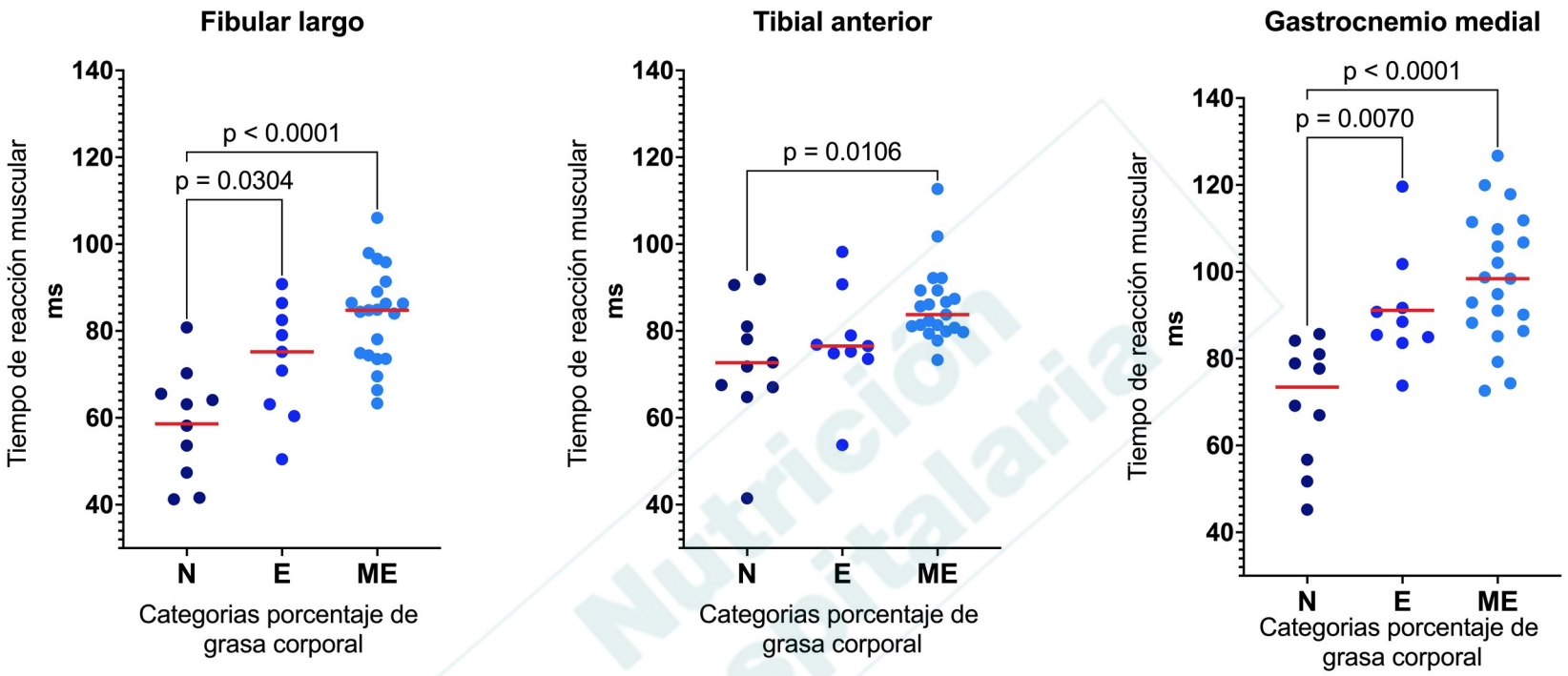

Figura 1. Comparaciones de los tiempos de reacción entre categorías de porcentaje de grasa corporal (N: normal; E: elevado; ME: muy elevado).

Nutrición Hospitalaria