

TRABAJO FINAL DE GRADO



UNIVERSITAS
Miguel Hernández

EFFECTO DE VARIABLES MECÁNICAS DE LA EJECUCIÓN SOBRE LA ACTIVACIÓN MUSCULAR EN EL EJERCICIO DE SENTADILLA CON AUTOCARGA

Alumno: Mario Torres Cuartero

Tutor académico: Francisco José Vera García

Curso: 2025/2026

Grado en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte

CONTENIDO

1. RESUMEN	3
2. INTRODUCCIÓN	4
3. MÉTODO	5
2.1. Participante	5
2.2. Instrumental y registro de datos	5
2.3. Tareas y procedimientos	6
2.4. Tratamiento de datos	9
4. RESULTADOS	9
5. DISCUSIÓN	10
6. CONCLUSIONES	12
7. FINANCIACIÓN	12
8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	12



RESUMEN

Este Trabajo Fin de Grado tuvo como objetivo analizar el efecto de la profundidad, la inclinación del tronco y la amplitud de la base de sustentación sobre la activación muscular en la sentadilla con autocarga. Para ello, se llevó a cabo un estudio de caso único con un varón físicamente activo mediante electromiografía de superficie, registrando la actividad de ocho músculos del tren inferior en ocho variantes de ejecución estandarizadas por metrónomo y soportes de control articular. Los resultados mostraron que los niveles de activación general fueron de bajos a moderados, con los mayores picos en el aductor mayor y el cuádriceps. La sentadilla profunda y la base abierta maximizaron la activación del cuádriceps, mientras que el aductor mayor y el glúteo mayor destacaron en la media sentadilla con base abierta y tronco erguido. Por su parte, el recto femoral mostró una mayor activación con el tronco vertical. En conclusión, la manipulación de las variables mecánicas modifica de forma específica el perfil de activación, si bien el glúteo medio y el bíceps femoral no mostraron variaciones sustanciales entre las condiciones analizadas y el gastrocnemio lateral registró niveles de activación muy bajos.

Palabras clave:

Electromiografía de superficie, calistenia, biomecánica, entrenamiento funcional, tren inferior.



INTRODUCCIÓN

La calistenia se define como un sistema de acondicionamiento físico caracterizado por el uso del propio peso corporal como resistencia en ejercicios multiarticulares (Li & Huang, 2025; Hollingsworth et al., 2020). Su accesibilidad, al no requerir equipamiento específico, la convierte en un método versátil y eficiente para personas de distintas edades y niveles de condición física (Harrison, 2010; Orellana Valarezo et al., 2025). Más allá de las mejoras en la fuerza y la resistencia muscular (Li & Huang, 2025) la literatura reciente sugiere que esta modalidad promueve la coordinación, el equilibrio y la estabilidad articular (Mear et al., 2022).

Aunque sus raíces se remontan a la tradición gimnástica europea, actualmente la calistenia se ha consolidado como un método funcional y accesible (Subires-Gómez & Starcevic, 2021). Desde el punto de vista del entrenamiento, ofrece una amplia variedad de propuestas orientadas a diferentes estructuras corporales. Entre los más habituales se encuentran las *flexiones* y *dominadas* para el tren superior, las *planchas* o *puentes* para la zona media (*core*) y las *sentadillas* y *zancadas* para el tren inferior (Hollingsworth et al., 2020; Klisarić et al., 2021; Yamauchi et al., 2009). De entre todos ellos, la sentadilla se erige como el ejercicio de calistenia más prevalente para el acondicionamiento de las extremidades inferiores (Harrison, 2010; Klisarić et al., 2021).

Existen numerosos estudios que analizan la actividad electromiográfica (EMG) en sentadillas con carga externa (sobrecarga), utilizando barras, mancuernas o kettlebells (Martínez et al., 2023; Straub & Powers, 2024). No obstante, a pesar de la popularidad de este ejercicio, la literatura es mucho más limitada en lo que respecta al análisis de la EMG en sentadillas realizadas con autocarga. En dos de los pocos trabajos existentes, Isear et al. (1997) y Sahasrabudhe et al. (2017) observaron que, en la sentadilla sin carga adicional, la musculatura del cuádriceps se activó con mayor intensidad que los isquiotibiales, el glúteo mayor y los gastrocnemios. Además, determinaron que:

- El recto femoral se activa de manera diferente a los vastos, con distintos niveles de activación en función de la fase del movimiento.
- El vasto medial y el vasto lateral se activan con mayor intensidad que los isquiotibiales en todos los rangos de movimiento.
- Se produce una mayor activación de los isquiotibiales a medida que aumentaba la flexión del tronco.
- El glúteo mayor y los isquiotibiales muestran niveles de activación similares en todos los rangos de movimiento.

Esta escasez de estudios específicos obliga a plantear hipótesis basadas en la extrapolación de datos provenientes del entrenamiento con sobrecargas. Si bien la activación muscular puede verse alterada por múltiples factores (como la inestabilidad de la superficie de apoyo o la velocidad de ejecución), la literatura clásica sobre la sentadilla con sobrecargas ha destacado la influencia de tres variables mecánicas fundamentales:

1. *Profundidad*: El aumento de la flexión de rodilla tiende a incrementar la participación del glúteo mayor y del aductor mayor (Caterisano et al., 2002; Gorsuch, 2013; Schoenfeld, 2010).
2. *Anchura de la base de sustentación*: Una base de sustentación amplia parece favorecer una mayor activación del glúteo mayor y glúteo medio en comparación con bases estrechas (Larsen et al., 2021; McCaw & Melrose, 1999; Paoli et al., 2009).
3. *Inclinación del tronco*: Una mayor inclinación anterior aumenta la demanda sobre la cadena posterior, mientras que un tronco más vertical enfatiza el trabajo del cuádriceps (Fry et al., 2003; Johnson et al. 2021; Lee et al., 2016).

Sin embargo, no existen trabajos suficientemente contrastados que confirmen si estos patrones de activación se mantienen en sentadillas con autocarga al manipular estas variables biomecánicas.

En este contexto, el presente Trabajo Fin de Grado tiene como objetivo analizar el efecto de la profundidad, la inclinación del tronco y la amplitud de la base de sustentación sobre la activación muscular en la sentadilla con autocarga. Se pretende analizar la participación de los músculos del tren inferior mediante electromiografía de superficie, con el fin de proporcionar información que contribuya a optimizar la técnica y la prescripción del ejercicio en entrenamientos de calistenia.

MÉTODO

Participante

El participante (21 años, 1.72 m y 61.5 kg) fue un varón físicamente activo que realizaba trabajo de fortalecimiento muscular en el gimnasio 4 días a la semana y sesiones de resistencia aeróbica 2 días a la semana. Estaba familiarizado con la técnica de la sentadilla, al incluirla habitualmente en su rutina. El participante no presentaba lesiones actuales ni antecedentes previos en cadera, rodillas, tobillos o espalda que contraindicasen la realización de las sentadillas con autocarga o que modificaran la técnica de ejecución.

Todos los procedimientos fueron aprobados por la Oficina de Investigación Responsable del Vicerrectorado de Investigación y Transferencia de la Universidad Miguel Hernández de Elche (Código de Investigación Responsable: TFG.GAF.FJVG.MTC.251106).

Instrumental y registro de datos

Para el desarrollo del estudio, el registro de la señal electromiográfica (EMG) se llevó a cabo mediante un electromiógrafo de superficie *Muscle Tester ME6000*[®] (Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finlandia). Dicho dispositivo posee 8 canales, una conversión analógica/digital de 14 bits, una relación de rechazo al modo común de 110 dB y un filtro de banda de 8-500 Hz. Las señales EMG se capturaron a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz y se transmitieron a un ordenador equipado con el programa *MegaWin 3.0*[®] para su almacenamiento y posterior análisis. Se empleó un metrónomo digital *Casio*[®] para mantener un ritmo de ejecución constante. Se utilizó también una cinta métrica y soportes regulados para delimitar la anchura de los pies, así como los grados de inclinación del tronco y la profundidad de la sentadilla. Por último, debido a limitaciones en el rango de dorsiflexión del tobillo del participante, se emplearon cuñas de 3 cm de altura para elevar el talón y facilitar la ejecución de las variantes con mayor profundidad.

Para el registro de la señal EMG, se colocaron electrodos de superficie desechables Ag-AgCl (*Arbo Infant Electrodes*, Tyco Healthcare, Germany), en toma bipolar, sobre los vientres musculares y en el sentido longitudinal de las fibras de los músculos recto femoral (RF), vasto medial (VM), vasto lateral (VL), aductor mayor (AM), glúteo mayor (GM), glúteo medio (Gm), bíceps femoral (BF) y gastrocnemio lateral (GL) del lado derecho del participante (Figura 1). Para la colocación de los electrodos se siguieron las recomendaciones del SENIAM (s. f.).

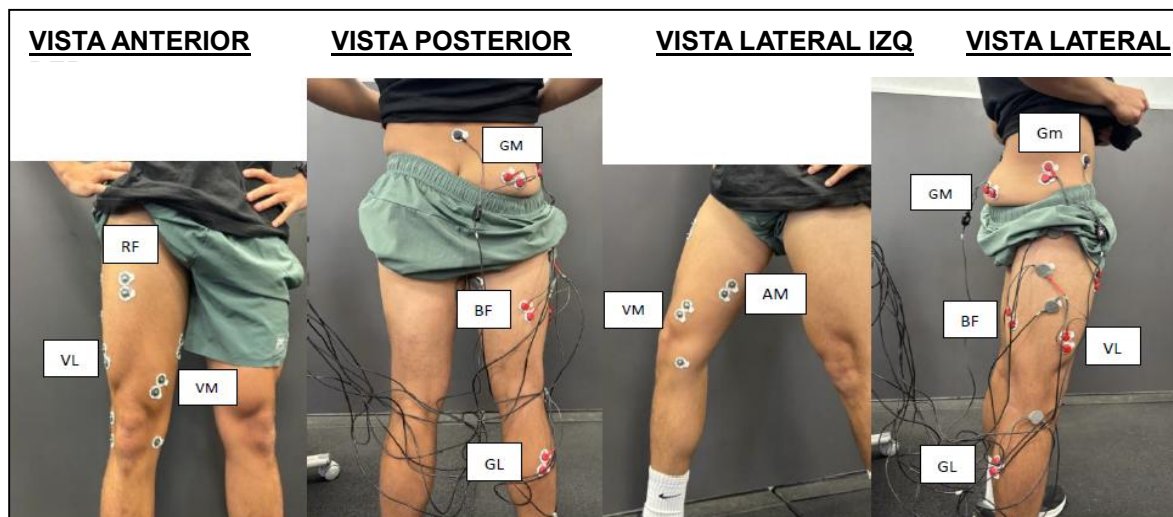


Figura 1. Colocación de los electrodos sobre el recto femoral (RF), vasto medial (VM), vasto lateral (VL), aductor mayor (AM), glúteo mayor (GM), glúteo medio (Gm), bíceps femoral (BF) y gastrocnemio lateral (GL).

Para preparar la piel, se marcaron diversos puntos anatómicos con un lápiz dérmico. Posteriormente, con el fin de optimizar la adherencia de los electrodos y minimizar la impedancia, se procedió al rasurado de las zonas de interés y a la limpieza cutánea con alcohol. La separación entre cada par de electrodos fue constante, colocándolos a una distancia de 2.5 cm desde el centro de un electrodo al centro de su pareja.

Antes de realizar los ejercicios y con el objetivo de obtener valores de referencia para normalizar la señal EMG, se realizaron contracciones voluntarias isométricas máximas (CVM) contra resistencia manual. Desde sentado en una camilla, con flexión de cadera y rodilla a 90°, se realizaron las siguientes CVM: i) extensiones isométricas máximas de rodilla para RF, VM y VL; y ii) aducciones isométricas máximas de cadera para AM y BF. En decúbito prono se realizaron acciones isométricas máximas de: i) flexión de rodilla para el BF y GL; y ii) extensión de cadera para GM, BF y AM. En decúbito lateral se realizaron acciones isométricas máximas de abducción de cadera para el Gm. Finalmente, en prensa horizontal se realizó la CVM para el GL, consistente en flexiones plantares isométricas máximas de manera unilateral con una ligera flexión de la rodilla. Cada CVM tuvo una duración de 4-5 s y se realizaron al menos dos repeticiones de cada CVM, con 2 min de recuperación entre ellas. Además, se estimulaba al sujeto mediante refuerzo verbal para favorecer la máxima activación voluntaria posible.

Tareas y procedimientos

Antes del registro de los datos EMG, se realizó una fase de familiarización (20 min) donde el participante practicó los ejercicios (Figura 2), prestando especial atención a la profundidad, la anchura de la base de sustentación y la inclinación del tronco. Asimismo, se midió la anchura biliocrestal del participante y se realizaron marcas en el suelo para controlar la posición de los pies en dos anchuras: *cerrada* (distancia biliocrestal: 32 cm) y *abierta* (1.5 veces la distancia biliocrestal: 48 cm). Por otro lado, con objeto de controlar el nivel de inclinación del tronco y de flexión de rodilla, se colocó un poste con una barra horizontal frente al participante y otro detrás. El contacto de la barra anterior con el tórax del participante permitió fijar el nivel de inclinación del tronco (*erguido*: 15°; *inclinado*: 40°), mientras que el contacto de la barra posterior con los glúteos permitía fijar el nivel de profundidad (*media sentadilla*: 85°-90°; *sentadilla profunda*: 105°-115°).

Durante el registro, el participante realizó los ocho ejercicios de sentadilla que se presentan a continuación (Figura 2), donde se combinaron las tres condiciones referidas: profundidad (media vs. profunda), anchura (cerrada vs. abierta) e inclinación (erguido vs. inclinado).

1. *Media sentadilla, con anchura de pies cerrada y el tronco erguido (ME-CE-ER).*
2. *Media sentadilla, con anchura de pies cerrada y el tronco inclinado (ME-CE-IN).*
3. *Media sentadilla, con anchura de pies abierta y el tronco erguido (ME-AB-ER).*
4. *Media sentadilla, con anchura de pies abierta y el tronco inclinado (ME-AB-IN).*
5. *Sentadilla profunda, con anchura de pies cerrada y el tronco erguido (PR-CE-ER).*
6. *Sentadilla profunda, con anchura de pies cerrada y el tronco inclinado (PR-CE-IN).*
7. *Sentadilla profunda, con anchura de pies abierta y el tronco erguido (PR-AB-ER).*
8. *Sentadilla profunda, con anchura de pies abierta y el tronco inclinado (PR-AB-IN).*



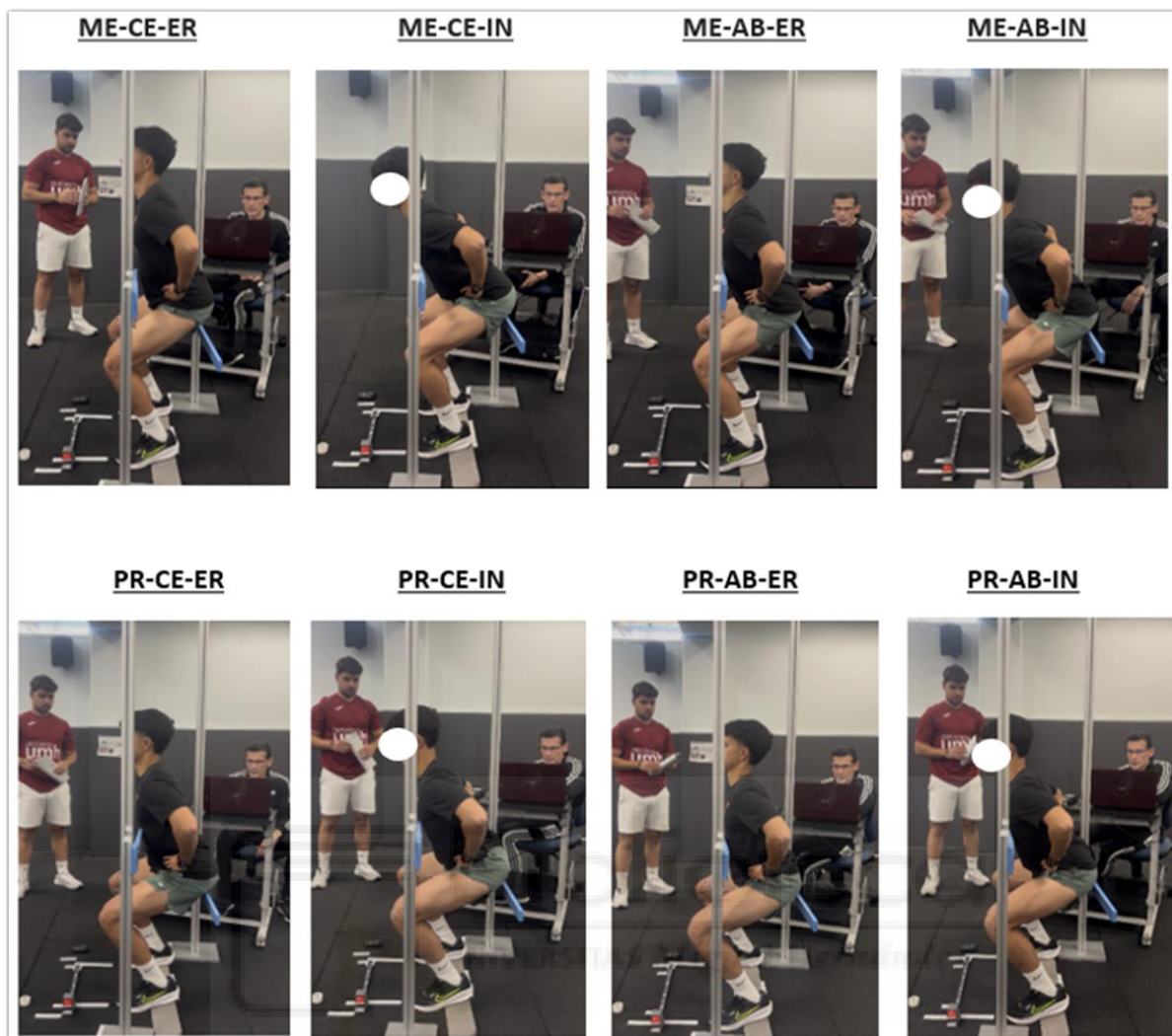


Figura 2. Imágenes del participante durante la ejecución de diferentes variantes del ejercicio de sentadilla: 1) ME-CE-ER: media sentadilla, con anchura de pies cerrada y el tronco erguido; 2) ME-CE-IN: media sentadilla, con anchura de pies cerrada y el tronco inclinado; 3) ME-AB-ER: media sentadilla, con anchura de pies abierta y el tronco erguido; 4) ME-AB-IN: media sentadilla, con anchura de pies abierta y el tronco inclinado; 5) PR-CE-ER: sentadilla profunda, con anchura de pies cerrada y el tronco erguido; 6) PR-CE-IN: sentadilla profunda, con anchura de pies cerrada y el tronco inclinado; 7) PR-AB-ER: sentadilla profunda, con anchura de pies abierta y el tronco erguido; 8) PR-AB-IN: sentadilla profunda, con anchura de pies abierta y el tronco inclinado.

El orden de los ejercicios fue el correlativo a la numeración anterior. En cada ejercicio se realizaron 5 repeticiones, con 2 min de recuperación entre ejercicios y una duración por repetición de 2 s en las medias sentadillas (1 s de fase excéntrica y 1 s de fase concéntrica) y de 2.66 s en las sentadillas profundas (1.33 s por fase). La duración y la cadencia se controlaron con un metrónomo programado a 60 y 45 latidos/min para la media sentadilla y la sentadilla profunda, respectivamente. Dos experimentadores controlaron la correcta ejecución, dando *feedback* al participante cuando fue necesario.

Tratamiento de datos

Tras la revisión de la señal EMG para eliminar posibles artefactos, se seleccionó la tercera y la cuarta repetición de cada ejercicio. Posteriormente, la señal fue rectificada, suavizada (promedio cada 50 ms) y normalizada respecto a los valores máximos obtenidos durante las CVM (% CVM). Tras la normalización, se calculó la media de la EMG normalizada y el valor pico de la tercera y cuarta repetición de cada ejercicio. Finalmente, se calculó la media de los valores pico de cada músculo para las cuatro variantes de media sentadilla (ME-4), las cuatro variantes de sentadilla profunda (PR-4), las cuatro variantes de sentadilla cerrada (CE-4; distancia biliocrestal), las cuatro variantes de sentadilla abierta (AB-4; 1.5 veces la distancia biliocrestal), las cuatro variantes de sentadilla con tronco erguido (ER-4) y las cuatro variantes de sentadilla con tronco inclinado (IN-4).

RESULTADOS

Los picos máximos de activación muscular registrados durante la ejecución de los 8 ejercicios de sentadilla se muestran en la Tabla 1. Los valores de activación fueron de bajos a moderados, registrándose los mayores valores en el AM (14.8-67.3% CVM), RF (18.4-43.1% CVM), VM (24.6-38.5% CVM) y VL (27.6-34.4% CVM). Tras ellos se sitúan los valores alcanzados por el GM (9.7-33.3% CVM), el Gm (14.2-28.1% CVM) y el BF (18.2-27.6% CVM). Por otro lado, en el músculo GL los valores de activación muscular fueron muy bajos en todos los ejercicios (4.0-10.4% CVM).

Tabla 1. Picos de la señal electromiográfica normalizada (% CVM) de los músculos recto femoral (RF), vasto medial (VM), vasto lateral (VL), aductor mayor (AM), glúteo mayor (GM), glúteo medio (Gm), bíceps femoral (BF) y gastrocnemio lateral (GL) para los diferentes tipos de sentadilla realizados.

	RF	VM	VL	AM	GM	Gm	BF	GL
ME-CE-ER	34.8	31.3	27.7	67.3	33.3	21.4	18.2	4.1
ME-CE-IN	27.2	30.3	30.0	-	17.2	28.1	27.6	9.7
ME-AB-ER	34.8	31.3	27.7	67.3	33.3	21.4	18.2	4.1
ME-AB-IN	20.2	24.6	27.6	55.2	16.5	18.1	19.8	10.4
PR-CE-ER	43.1	27.3	28.5	14.8	9.7	22.2	18.6	4.4
PR-CE-IN	18.4	27.3	27.8	22.7	9.8	14.7	19.8	9.7
PR-AB-ER	42.3	25.4	30.0	21.8	9.8	14.2	18.4	4.0
PR-AB-IN	37.0	38.5	34.4	23.0	14.0	15.0	24.7	5.1

Nombres de los ejercicios: 1) ME-CE-ER: media sentadilla, con anchura de pies cerrada y el tronco erguido; 2) ME-CE-IN: media sentadilla, con anchura de pies cerrada y el tronco inclinado; 3) ME-AB-ER: media sentadilla, con anchura de pies abierta y el tronco erguido; 4) ME-AB-IN: media sentadilla, con anchura de pies abierta y el tronco inclinado; 5) PR-CE-ER: sentadilla profunda, con anchura de pies cerrada y el tronco erguido; 6) PR-CE-IN: sentadilla profunda, con anchura de pies cerrada y el tronco inclinado; 7) PR-AB-ER: sentadilla profunda, con anchura de pies abierta y el tronco erguido; 8) PR-AB-IN: sentadilla profunda, con anchura de pies abierta y el tronco inclinado.

En relación con la profundidad de las sentadillas (media sentadilla vs. sentadilla profunda), los resultados variaron en función del grupo muscular (Tabla 2). Así, como muestra la Tabla 2, mientras los músculos del cuádriceps se activaron con mayor intensidad en las sentadillas profundas (media para PR-4: RF = 35.2% CVM; VM = 29.6% CVM; VL = 30.2% CVM), el resto de músculos mostraron mayor activación en las medias sentadillas (media para ME-4: AM = 63.3% CVM; GM = 25.1% CVM; Gm = 22.3% CVM; BF = 21.0%; GL = 7.1% CVM), aunque en algunos casos las diferencias fueron exiguas.

Tabla 2. Media de los picos de la señal electromiográfica normalizada (% CVM) de las cuatro variantes de sentadilla ejecutadas para cada condición analizada.

	RF	VM	VL	AM	GM	Gm	BF	GL
ME-4	29.3	29.4	28.3	63.3	25.1	22.3	21.0	7.1
PR-4	35.2	29.6	30.2	20.6	10.8	16.5	20.4	5.8
CE-4	30.9	29.1	28.5	34.9	17.5	21.6	21.1	7.0
AB-4	33.6	30.0	29.9	41.8	18.4	17.2	20.3	5.9
ER-4	38.8	28.8	28.5	42.8	21.5	19.8	18.4	4.2
IN-4	25.7	30.2	30.0	33.6	14.4	19.0	23.0	8.7

Abreviatura de los valores promedio para cada condición analizada: ME-4, media de las cuatro variantes de media sentadilla; PR-4, media de las cuatro variantes de sentadilla profunda; CE-4, media de las cuatro variantes de sentadilla cerrada; AB-4, media de las cuatro variantes de sentadilla abierta; ER-4, media de las cuatro variantes de sentadilla con tronco erguido; IN-4, media de las cuatro variantes de sentadilla con tronco inclinado. Abreviatura de los músculos: RF, recto femoral; VM, vasto medial; VL, vasto lateral; AM, aductor mayor; GM, glúteo mayor; Gm, glúteo medio; BF, bíceps femoral; GL, gastrocnemio lateral.

En cuanto al efecto de la anchura de la base de sustentación (abierta vs. cerrada), los resultados presentados en la Tabla 2 indican que las sentadillas con una anchura de 1.5 veces la distancia biliocrestal (abiertas) produjeron los mayores valores para los músculos del cuádriceps, el AM y el GM (media para AB-4: RF = 33.6% CVM; VM = 30.0% CVM; VL = 29.9% CVM; AM = 41.8% CVM; GM: 18.4% CVM). Por otro lado, las sentadillas con una anchura igual a la distancia biliocrestal (cerradas) produjeron los mayores valores para el Gm, BF y GL (media para CE-4: Gm = 21.6% CVM; BF = 21.1% CVM; GL = 7.0% CVM), aunque, de nuevo, las diferencias en algunos casos fueron escasas.

En relación con la inclinación del tronco (erguido vs. inclinado), la Tabla 2 muestra valores de activación muscular más elevados con el tronco erguido para los músculos AM, RF, GM y Gm (media para ER-4: AM = 42.8% CVM; RF = 38.8% CVM; GM = 21.5% CVM; Gm = 19.8% CVM) y con el tronco inclinado para los músculos VM, VL, BF y GL (media para IN-4: VM = 30.2% CVM; VL = 30.0% CVM; BF = 23.0% CVM; GL = 8.7% CVM), siendo las diferencias muy pequeñas excepto para los músculos RF, AM, GM y GL.

DISCUSIÓN

A pesar de que la sentadilla con autocarga constituye uno de los ejercicios más utilizados dentro de la calistenia y del acondicionamiento físico general, son escasos los estudios que han analizado la activación muscular durante su ejecución mediante electromiografía de superficie. El presente Trabajo Fin de Grado tiene como objetivo analizar el efecto de tres variables mecánicas relevantes — profundidad, anchura de la base de sustentación e inclinación del tronco— sobre la activación de la musculatura del tren inferior durante la sentadilla con autocarga. De forma específica, el estudio permitió comparar: i) media sentadilla frente a sentadilla profunda; ii) base cerrada frente a base abierta; y iii) tronco erguido frente a inclinado.

Los resultados mostraron niveles de activación de bajos a moderados en la mayoría de los músculos analizados, alcanzando los mayores picos en el AM, seguido del RF, el VL y el VM. Estos resultados coinciden parcialmente con estudios previos realizados en sentadilla sin carga, donde se observó una elevada participación de la musculatura extensora de rodilla, especialmente del cuádriceps, por encima de otros grupos musculares como isquiotibiales o gastrocnemios (Isear et al., 1997; Sahasrabudhe et al., 2017).

En relación con la profundidad, los resultados indicaron que las sentadillas profundas generaron mayores niveles de activación en los músculos del cuádriceps (RF, VM y VL) mientras que en el resto de la musculatura se observaron mayores valores en la media sentadilla. El incremento de la activación del cuádriceps en profundidades mayores puede explicarse por el aumento del momento flexor sobre la rodilla conforme se incrementa la flexión, lo que exige una mayor producción de fuerza en las diferentes fases del movimiento. Estos resultados concuerdan con investigaciones que afirman una mayor demanda de la musculatura extensora de rodilla al aumentar la profundidad de la sentadilla (Caterisano et al., 2002; Gorsuch et al., 2013; Schoenfeld, 2010). Sin embargo, el hecho de que el GM, AM o el BF no presenten picos superiores en la sentadilla profunda puede deberse a que el ejercicio fue realizado sin carga externa. En autocarga, el estímulo mecánico total es menor que en sentadillas con barra, lo que reduce la intensidad y el reclutamiento máximo de la cadena posterior incluso en rangos amplios de movimiento.

Respecto a la anchura de la base de sustentación, la posición abierta mostró mayores picos de activación en la mayoría de los músculos analizados. Estos resultados coinciden con estudios previos en los que se observó que una mayor separación entre los pies puede incrementar la participación de la musculatura proximal de la cadera y del muslo, sobre todo en aductores y glúteos (McCaw & Melrose, 1999; Paoli et al., 2009; Larsen et al., 2021). Una base más abierta modifica la distribución de las cargas, favoreciendo la implicación de la musculatura encargada de estabilizar la pelvis y la cadera. No obstante, en el Gm, BF y GL se obtuvieron valores superiores en la posición cerrada. Esto podría explicarse porque una base de sustentación más estrecha reduce la estabilidad lateral y exige mayor coactivación de la musculatura encargada de la estabilización, especialmente del Gm, que tiene como función principal el control pélvico.

En cuanto a la inclinación del tronco, los resultados mostraron comportamientos diferenciados según el grupo muscular analizado. Una posición más erguida se asoció con mayores niveles de activación en el AM y el RF, mientras que una mayor inclinación anterior del tronco favoreció a ambos vastos, al BF y al GL. Tradicionalmente, la literatura ha descrito que una inclinación anterior incrementa el momento sobre la cadera y la demanda de la cadena posterior, mientras que un tronco vertical desplaza la carga hacia el cuádriceps (Fry et al., 2003; Lee et al., 2016). Nuestros resultados apoyan parcialmente esta idea, debido a que el RF presentó mayor activación con el tronco erguido —posiblemente por su doble función de flexor de cadera y extensor de rodilla—, pero no así los vastos, que tuvieron mayor protagonismo cuando aumentaba la flexión del tronco. El aumento de la activación del BF con el tronco inclinado puede interpretarse como una estrategia para controlar la flexión de cadera y estabilizar la rodilla durante el movimiento. A su vez, la mayor demanda de participación del GL podría relacionarse con mayores demandas del control postural del tobillo cuando el centro de masas se desplaza anteriormente.

Es importante reconocer varias limitaciones del presente estudio. En primer lugar, únicamente participó un sujeto (estudio de caso único), lo que limita la generalización de los resultados. Futuras investigaciones deberían incluir muestras mayores y participantes con distintos niveles de entrenamiento, sexo y características antropométricas. En segundo lugar, aunque se estandarizaron la técnica, la cadencia y los ángulos articulares, pequeñas variaciones en la ejecución pueden haber influido en la señal electromiográfica. De la misma forma, existía riesgo de *crosstalk* durante las mediciones, fenómeno que pudo afectar al aductor mayor durante la realización de la sentadilla media, cerrada e inclinada, invalidando la señal de este ejercicio. Además, se analizaron picos máximos de activación, lo que aporta información relevante sobre las demandas instantáneas, pero se omitió el análisis de la activación media durante el gesto completo. Al tratarse de una sentadilla con autocarga, los resultados no pueden extrapolarse directamente a las sentadillas con carga externa.

CONCLUSIONES

En función de los resultados obtenidos en este Trabajo Fin de Grado, se pueden extraer las siguientes conclusiones principales:

- Los niveles de activación muscular fueron de bajos a moderados, alcanzando los mayores valores en el AM y en el cuádriceps.
- En general, los músculos del cuádriceps se activaron con mayor intensidad en las sentadillas profundas y en las sentadillas abiertas. En relación con la inclinación del tronco, solo el RF mostró diferencias importantes entre las dos condiciones, activándose con mayor intensidad cuando el tronco estaba erguido.
- El AM y el GM se activaron con mayor intensidad en las medias sentadillas, en las sentadillas abiertas y en las sentadillas realizadas con el tronco erguido.
- El Gm y el BF no mostraron variaciones sustanciales de activación entre las condiciones analizadas y el GL mostró niveles de activación muy bajos.

FINANCIACIÓN

Este Trabajo Fin de Grado es parte del proyecto de I+D+i PID2022-140323OB-I00, financiado por MICIU/AEI /10.13039/501100011033 y por FEDER, UE.



REFERENCIAS

Caterisano, A., Moss, R. F., Pellingier, T. K., Woodruff, K., Lewis, V. C., Booth, W., & Khadra, T. (2002). The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. *Journal of strength and conditioning research*, 16(3), 428–432. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12173958/>

Fry, A. C., Smith, J. C., & Schilling, B. K. (2003). Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *Journal of strength and conditioning research*, 17(4), 629–633. [https://doi.org/10.1519/1533-4287\(2003\)017<0629:eokpoh>2.0.co;2](https://doi.org/10.1519/1533-4287(2003)017<0629:eokpoh>2.0.co;2)

Gorsuch, J., Long, J., Miller, K., Primeau, K., Rutledge, S., Sossong, A., & Durocher, J. J. (2013). The effect of squat depth on multiarticular muscle activation in collegiate cross-country runners. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(9), 2619–2625. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31828055d5>

Harrison, J. S. (2010). Bodyweight training: A return to basics. *Strength & Conditioning Journal*, 32(2), 52–55. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e3181d5575c>

- Hollingsworth, J. C., Young, K. C., Abdullah, S. F., Wadsworth, D. D., Abukhader, A., Elfenbein, B., & Holley, Z. (2020). Protocol for minute calisthenics: A randomized controlled study of a daily, habit-based, bodyweight resistance training program. *BMC Public Health*, 20(1), 1242. <https://doi.org/10.1186/s12889-020-09355-4>
- Isear, J. A., Jr., Erickson, J. C., & Worrell, T. W. (1997). EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29(4), 532–539. <https://doi.org/10.1097/00005768-199704000-00016>
- Johnson, K. A., Nozu, S., & Shields, R. K. (2021). Trunk angle modulates feedforward and feedback control during single-limb squatting. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 6(4), 82. <https://doi.org/10.3390/jfmk6040082>
- Klisarić, D., Ranisavljev, I., Matić, M., & Lakićević, M. (2021). Analytical classification of body weight exercises according to the topological criterion. *Journal of Physical Education and Sport*, 21(3), 2097–2104. <https://doi.org/10.7752/jpes.2021.s3267>
- Larsen, S., Kristiansen, E., Helms, E., & van den Tillaar, R. (2021). Effects of stance width and barbell placement on kinematics, kinetics, and myoelectric activity in back squats. *Frontiers in Sports and Active Living*, 3, 719013. <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.719013>
- Lee, T. S., Song, M. Y., & Kwon, Y. J. (2016). Activation of back and lower limb muscles during squat exercises with different trunk flexion. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(12), 3407–3410. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.3407>
- Li, Z., & Huang, W. (2025). Effects of a 12-week calisthenics exercise program on physical fitness in adults with obesity. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*. <https://doi.org/10.1002/ccd.70361>
- Martinez, S. C., Coons, J. M., & Mehls, K. D. (2023). Effect of external load on muscle activation during the barbell back squat. *European Journal of Sport Science*, 23(6), 975–982. <https://doi.org/10.1080/17461391.2022.2081093>
- Mear, E., Gladwell, V. F., & Pethick, J. (2022). The effect of breaking up sedentary time with calisthenics on neuromuscular function: A preliminary study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(21), 14597. <https://doi.org/10.3390/ijerph192114597>
- McCaw, S. T., & Melrose, D. R. (1999). Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(3), 428–436. <https://doi.org/10.1097/00005768-199903000-00012>
- Orellana Valarezo, M. J., Torres O'Brien, F. V., Jurado Auria, S. A., & Sierra Nieto, V. H. (2025). Efectividad de un programa de ejercicios de calistenia en adultos mayores. *Ciencia Latina Revista Científica Multidisciplinar*, 9(4), 4153–4165. https://doi.org/10.37811/cl_rcm.v9i4.19057
- Paoli, A., Marcolin, G., & Petrone, N. (2009). The effect of stance width on the electromyographical activity of eight superficial thigh muscles during back squat with different bar loads. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(1), 246–250. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181876811>

Sahasrabudhe, S. S., Agarwal, B. M., & Mullerpatan, R. P. (2017). Comparison of muscle activity and energy cost between various bodyweight squat positions. *Clinical Kinesiology: Journal of the American Kinesiotherapy Association*, 71(2), 19–25.

Schoenfeld, B. J. (2010). Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(12), 3497–3506.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181bac2d7>

SENIAM. (s. f.). Sensor locations. https://www.seniam.org/sensor_location.htm

Straub, R. K., & Powers, C. M. (2024). A biomechanical review of the squat exercise: Implications for clinical practice. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 19(4), 490–501.
<https://doi.org/10.26603/001c.94600>

Subires-Gómez, P., & Starcevic, S. (2021). Calistenia: regreso a los métodos clásicos de acondicionamiento físico. *Journal of Physical Education and Human Movement*, 3(2), 26–40.
<https://doi.org/10.24310/JPEHMjpehmjpehm.v3i212974>

Yamauchi, J., Nakayama, S., & Ishii, N. (2009). Effects of bodyweight-based exercise training on muscle functions of leg multi-joint movement in elderly individuals. *Geriatrics & Gerontology International*, 9(3), 262–269. <https://doi.org/10.1111/j.1447-0594.2009.00530.x>

