



Detección del umbral electromiográfico en músculos flexores digitales mediante test basados en contracciones isométricas intermitentes

Lluc Bilbao-Figuerola¹, Aribau Portillo¹, Blai Ferrer-Uris^{1*}  y Albert Busquets¹  

¹ Instituto Nacional de Educación Física de Catalunya (INEFC), Universidad de Barcelona (UB), Barcelona (España).



Citación

Bilbao-Figuerola, L.I., Portillo, A., Ferrer-Uris, B., & Busquets, A. (2026). Detection of the electromyographic threshold in finger flexor muscles using tests based on intermittent isometric contractions. *Apunts. Educación Física y Deportes*, 166, 67-76. <https://doi.org/10.5672/apunts.2014-0983.es.2026.166.07>

Editado por:

© Generalitat de Catalunya
Departament d'Esports
Institut Nacional d'Educació
Física de Catalunya (INEFC)

ISSN: 2014-0983

*Correspondencia:

Blai Ferrer Uris
bferrer@gencat.cat

Sección:

Preparación física

Idioma del original:

Castellano

Recibido:

15 de enero de 2026

Aceptado:

1 de abril de 2026

Publicado:

1 de octubre de 2026

Portada:

Senderismo de otoño.
© danieljschwarz
Magnific.com

Resumen

El umbral electromiográfico (EMGu) es la intensidad relativa de ejercicio en la que se observa un incremento no lineal de la actividad electromiográfica (EMG). Este solo se ha detectado en músculos mono- y biarticulares de la extremidad inferior, pero no en músculos poliarticulares. Los test de contracciones isométricas intermitentes (TCII) pueden facilitar la detección del EMGu; no obstante, los descansos cortos entre series propuestos pueden condicionar dicha detección. Nuestros objetivos fueron (1) explorar la detección del EMGu en músculos poliarticulares de la extremidad superior, como el flexor digital profundo (FDP) y superficial (FDS) mediante un TCII con un descanso entre series corto (30 s) (C-TCII), y (2) comparar los resultados del C-TCII con los obtenidos mediante un protocolo con descansos largos (120 s) (L-TCII). Diez participantes (24.49 ± 4.04 años) hicieron ambos protocolos, registrándose la EMG de FDP y FDS y la fuerza aplicada. Se determinó el EMGu obtenido en los dos test para ambos músculos, así como la intensidad y los niveles de fuerza alcanzados al final de cada test. El L-TCII facilitó la detección del EMGu en más participantes (6 de 10). Asimismo, el protocolo L-TCII facilitó que los participantes terminaran el test ejerciendo una mayor fuerza absoluta y completando un mayor número de series. Nuestros resultados muestran dificultades para detectar el EMGu en FDS y FDP mediante protocolos TCII, pero también indican que alargar los tiempos de descanso entre series puede facilitar su detección, posiblemente al poder realizar una mayor fuerza en la última serie.

Palabras clave: actividad electromiográfica, adultos, fuerza isométrica, musculatura poliarticular, test incremental intermitente

Introducción

La detección de umbrales fisiológicos permite identificar cambios en la tendencia del comportamiento biológico del organismo. Por ello se han convertido en una herramienta fundamental para la planificación y el control del entrenamiento físico. Tradicionalmente, la detección de umbrales fisiológicos se ha focalizado en aspectos sistémicos o metabólicos, pero pocos estudios se han centrado en buscar umbrales relacionados con la actividad electromiográfica muscular (EMG) (Ertl et al., 2016).

Se ha sugerido que la EMG en test incrementales sigue un patrón de crecimiento exponencial (Iannetta et al., 2017) donde el incremento no lineal correspondería a un incremento en el reclutamiento de unidades motoras (UM) de alto umbral (Ertl et al., 2016; Hug et al., 2006b; Lucía et al., 1999; Moritani y DeVries, 1978). Según el “principio del tamaño” (Henneman et al., 1965), el reclutamiento del tipo de fibras musculares depende de la intensidad de la contracción muscular (i.e., fuerza aplicada). En contracciones musculares de baja intensidad predomina el reclutamiento de fibras tipo I (UM más pequeñas y con un umbral de activación más bajo), mientras que a intensidades más altas se incorpora el reclutamiento de fibras tipo II (UM más grandes y con un umbral de activación más alto) para satisfacer las demandas de fuerza (Cornett et al., 2000). Siguiendo este razonamiento, se definió el umbral electromiográfico (EMGu) como la intensidad relativa de ejercicio en la cual se observa un incremento no lineal (i.e., incremento de la pendiente en una curva de crecimiento exponencial) de la actividad EMG (Lucía et al., 1999). De este modo, la detección del EMGu nos permitiría identificar la magnitud de la fuerza en la que un individuo empezaría a reclutar de forma relevante fibras musculares tipo II.

Aun así, al estimar el EMGu se debe considerar que su identificación puede verse influenciada por distintos factores fisiológicos, entre ellos la fatiga muscular (Woods et al., 2019), la cual puede causar ajustes en la señal de activación muscular, reducir la capacidad de producción de fuerza y, en consecuencia, afectar a los patrones de activación neuromuscular a lo largo del ejercicio (Enoka y Duchateau, 2016). De este modo, aunque el EMGu ha sido identificado con éxito en la musculatura de la extremidad inferior durante pruebas continuas incrementales en cicloergómetro, por ejemplo, en el vasto lateral (Moritani y DeVries, 1978; Viitasalo et al., 1985), la fatiga alcanzada a lo largo de un test incremental continuo podría impedir al ejecutante llegar a valores de fuerza en los que la participación de fibras tipo II se incremente suficientemente o podría alterar el

ritmo del incremento en el reclutamiento de fibras tipo II, dificultando así la manifestación del EMGu. Para solucionar este problema, se ha propuesto el uso de un test basado en contracciones isométricas intermitentes (TCII) (Woods et al., 2019). Así, en estudios previos, este protocolo permitió alcanzar mayores valores de fuerza relativa aplicada en comparación con protocolos continuos incrementales (Long et al., 2017; Pitt et al., 2015), facilitando la detección del EMGu (Woods et al., 2019).

A pesar de las ventajas que presentan los TCII para la detección del EMGu, estos solo se han aplicado en músculos monoarticulares y biarticulares de la extremidad inferior (De Ruiter et al., 2016; Woods et al., 2019, 2020), por lo que se desconoce su capacidad para detectar el EMGu en músculos de la extremidad superior y/o poliarticulares. Además, el tiempo de reposo habitual entre series del TCII (típicamente 30 s) podría ser insuficiente y algunos autores sugieren que incrementarlo mejoraría la sensibilidad de detección del umbral (De Ruiter et al., 2016; Woods et al., 2019).

Mejorar los procesos de detección del EMGu y explorar su potencial aplicación en la musculatura de la extremidad superior podría suponer un avance en el estudio de los umbrales electromiográficos, especialmente en la musculatura encargada de la prensión manual, ya que constituye una habilidad altamente reproducible, de sencilla implementación experimental y ampliamente utilizada en el ámbito clínico. Asimismo, estos avances podrían ayudar a mejorar las aplicaciones prácticas del EMGu. En el ámbito clínico, podría ser utilizado para el diagnóstico de desórdenes neuromusculares, ya que la aparición temprana del EMGu en un test TCII podría reflejar una necesidad anticipada de reclutamiento de fibras tipo II, lo que indicaría alteraciones en la eficiencia del sistema neuromuscular (Voet et al., 2022). Asimismo, en el ámbito del entrenamiento físico, el EMGu podría utilizarse para la prescripción de intensidades de entrenamiento y para la identificación de adaptaciones neuromusculares, proporcionando un marcador funcional complementario a los umbrales metabólicos tradicionales (Voet et al., 2022).

Así, los objetivos de este estudio de carácter metodológico y exploratorio, fueron: (1) aplicar el protocolo TCII para detectar el EMGu en musculatura poliarticular de extremidades superiores, concretamente en los músculos flexor digital profundo (FDP) y flexor digital superficial (FDS); y (2) comparar la capacidad de detección del EMGu en los músculos FDS y FDP utilizando el protocolo TCII con tiempos de descanso entre series de 30 s (protocolo TCII corto, C-TCII) y con tiempos de descanso de 120 s (protocolo TCII largo, L-TCII).

Método

Participantes

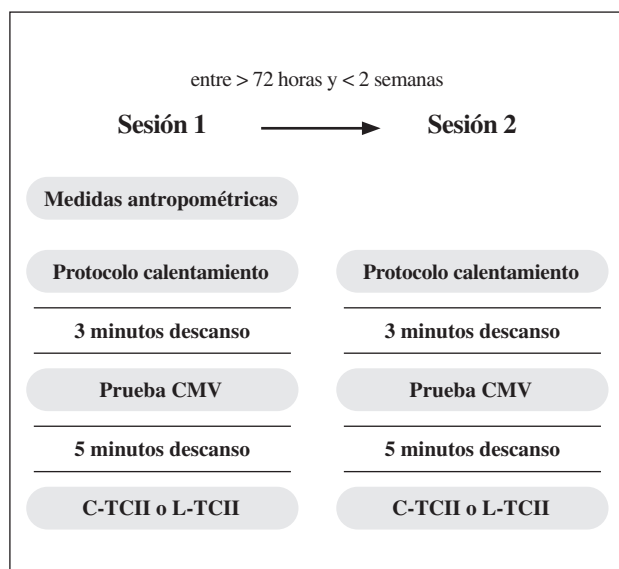
Diez participantes masculinos, sanos y físicamente activos participaron en el estudio (edad = 24.49 ± 4.04 años; estatura = 175.09 ± 5.22 cm; masa corporal = 74.16 ± 7.06 kg). El estudio fue aprobado por el Comité de Ética para Investigaciones Clínicas del Consell Català de l'Esport (02/CEICGC/2021). Todos los participantes recibieron información detallada sobre los objetivos, procedimientos, riesgos y beneficios del estudio antes de firmar el consentimiento informado por escrito.

Protocolo experimental

Cada participante realizó dos sesiones experimentales diferentes, aleatorizadas y sin contrabalanceos. Las sesiones estuvieron separadas por un mínimo de 72 h y por un máximo de dos semanas para garantizar una recuperación muscular suficiente (Figura 1). Una de las sesiones tenía como objetivo evaluar el EMGu utilizando el C-TCII, y la otra, evaluar el EMGu mediante el L-TCII. Cada sesión incluía al inicio un calentamiento protocolizado y una prueba de contracción voluntaria máxima (CMV). Adicionalmente, en la primera sesión se registraron la estatura y la masa corporal de cada participante. Se solicitó a los participantes que se abstuvieran de consumir café y productos con cafeína el día de realización de la prueba y que evitaran entrenar durante las 24 horas previas.

Figura 1

Esquema del protocolo experimental



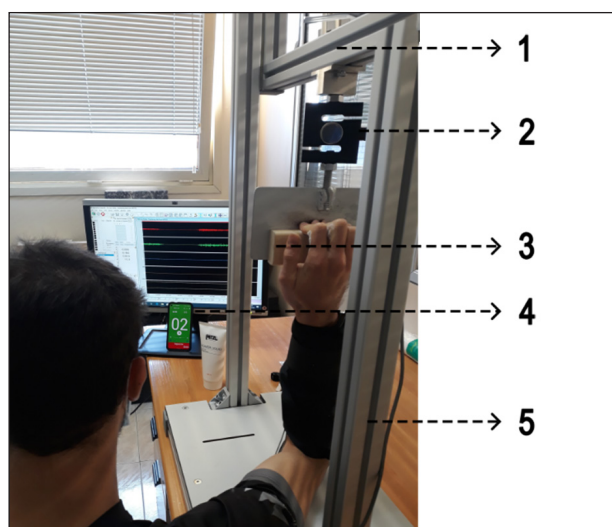
Nota. CMV = contracción máxima voluntaria, C-TCII = test de contracciones isométricas intermitentes con descansos cortos de 30 s entre series, L-TCII: test de contracciones isométricas intermitentes con descansos largos de 120 s entre series.

Protocolos de ejercicio

Todos los protocolos se realizaron mediante contracciones isométricas de los flexores de los dedos y utilizando un ergómetro específico para este estudio, similar a la estructura empleada por Philippe et al. (2012) (Figura 2). Antes de realizar las pruebas, los participantes se sentaban lateralmente junto al ergómetro y se ajustaba la altura de la presa para estandarizar su posición, aproximadamente: hombro en abducción glenohumeral de 90° y aducción horizontal de 60°, con una flexión del codo de 90° (Figura 2). La mano dominante, autodeclarada por el participante (Scharoun y Bryden, 2014), sujetaba la presa con un agarre específico habitualmente denominado semiarqueo o *crimp* (Ferrer-Uris et al., 2023): articulación interfalángica proximal flexionada a 90°, articulación interfalángica distal en extensión o hiperextensión, articulación metacarpofalángica en posición neutra o ligeramente flexionada y sin la participación del dedo pulgar. El brazo no evaluado se colocó debajo de la mesa donde estaba situado el ergómetro. En todos los protocolos se proporcionó motivación verbal a los participantes (McNair et al., 1996).

Figura 2

Ergómetro utilizado y posición corporal del/la participante



Nota. 1 = marco de aluminio ajustable, 2 = galga extensiométrica, 3 = presa de madera, 4 = temporizador, 5 = estructura de soporte vertical de aluminio.

Test de contracción máxima voluntaria

Todos los participantes realizaron dos intentos del test de CMV con un intervalo de descanso de 2 minutos. En cada intento, se pedía a los participantes que realizaran la máxima fuerza posible de flexión de dedos sin perder la posición establecida, incrementando la fuerza de forma progresiva y manteniendo su máximo durante 5 s. El valor más alto de la curva de fuerza suavizada (véase la subsección “Reducción de datos y determinación del EMGu”) se consideró representativo de la fuerza isométrica máxima de la sesión (CMV_{C-TCII} y CMV_{L-TCII}) y se utilizó para calcular las intensidades relativas en el C-TCII y el L-TCII.

Test de contracciones isométricas intermitentes con descanso corto y largo

El protocolo TCII, descrito por Woods et al. (2019), sirvió de base para el diseño del C-TCII y el L-TCII. Ambos test consistían en realizar series de cinco contracciones isométricas de 5 s de duración con un descanso de 3 s entre contracciones. Ambos protocolos iniciaban la prueba a una intensidad del 25 % del CMV_{C-TCII} y del CMV_{L-TCII} y en cada serie la fuerza solicitada se incrementaba un 3 %. La diferencia entre ambos test radicaba en el tiempo de descanso entre series: 30 s para el C-TCII y 120 s para el L-TCII. La prueba finalizaba cuando el participante no alcanzaba la fuerza requerida en tres de las cinco contracciones de la serie. Durante los intervalos de descanso entre contracciones de una misma serie, se indicó a los participantes que mantuvieran la posición en el agarre sin ejercer fuerza. En los descansos entre series se pidió a los participantes que descansaran el brazo sobre sus piernas con la palma de la mano hacia arriba. Los participantes recibían retroalimentación visual de la fuerza ejercida en tiempo real, así como retroalimentación visual y auditiva de los tiempos de contracción y descanso durante ambos protocolos.

Obtención de datos

La fuerza ejercida en cada contracción fue registrada durante todas las pruebas mediante una galga extensiométrica (SB1000, Biometrics Ltd, Newport, UK). De manera simultánea, la electromiografía de superficie (EMG) se registró utilizando electrodos de superficie bipolares de Ag-AgCl (10 mm de diámetro, 20 mm de distancia entre centros) (SX230, Biometrics Ltd, Newport, UK). Estos se fijaron sobre los músculos flexor digital profundo (FDP) y flexor digital superficial (FDS), siguiendo el procedimiento de colocación de los electrodos descrito por Ferrer-Uris et al. (2023).

Los datos de fuerza y EMG fueron registrados de manera sincronizada con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz mediante el mismo sistema de adquisición de datos (DataLink DLK 900, Biometrics Ltd, Newport, UK).

Reducción de datos y determinación del EMGu

Las señales crudas obtenidas de los datos de fuerza y de la EMG se limpiaron mediante un filtro Butterworth de cuarto orden de paso bajo con una frecuencia de corte de 20 Hz y un filtro Butterworth de cuarto orden de paso de banda con un rango de 20 a 450 Hz, respectivamente.

Una vez filtrados, los datos de fuerza obtenidos durante cada intento de CMV se suavizaron mediante un promedio

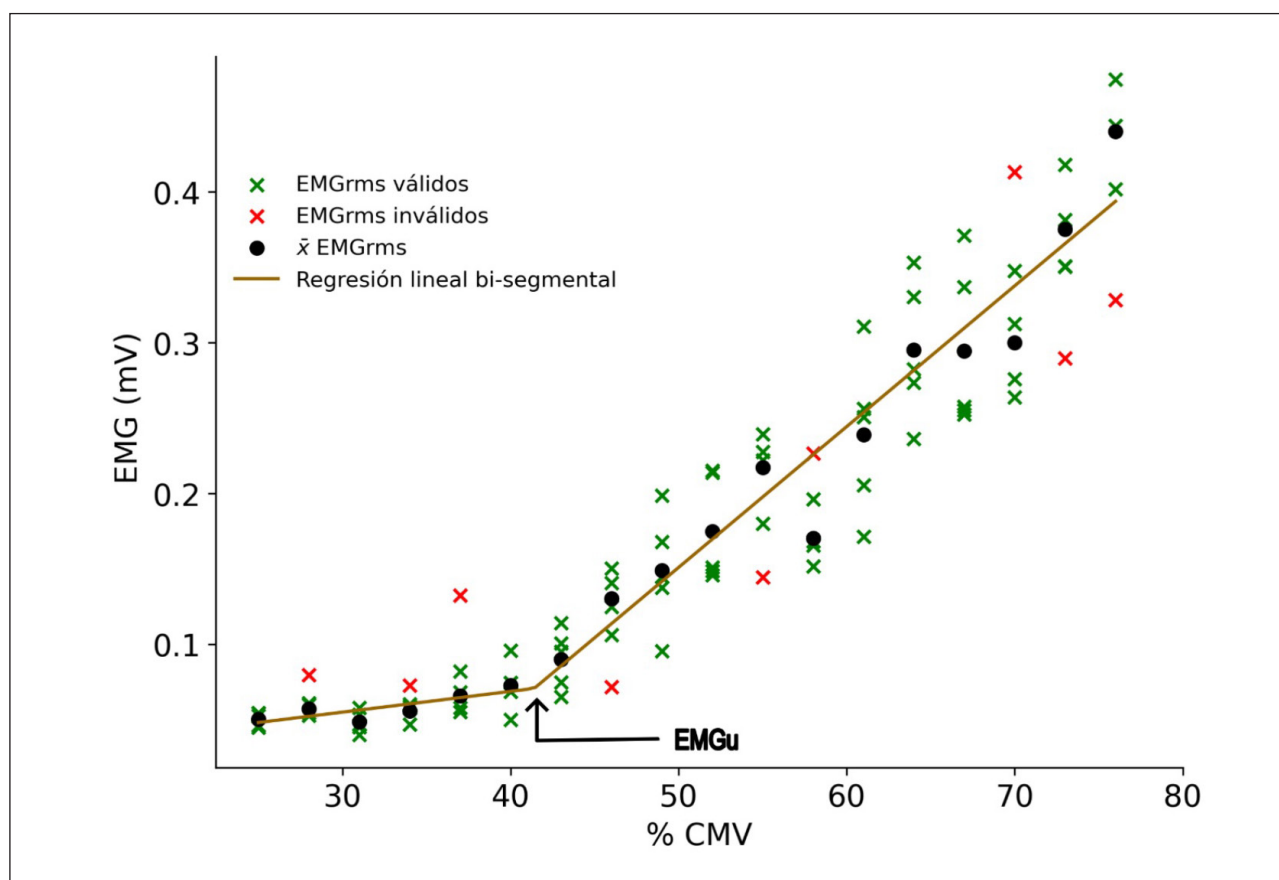
de ventana móvil recursiva de 500 ms. De los dos intentos de cada sesión, se consideró el valor más alto como el máximo (CMV_{C-TCII} y CMV_{L-TCII}). En el caso de los test C-TCII y L-TCII, se utilizó la señal de fuerza filtrada para identificar el inicio y el final de cada contracción y comprobar que el participante realizara la fuerza requerida. El punto de inicio de cada contracción se definió como el momento en el que la fuerza superó el 12.5 % de la fuerza máxima (CMV_{C-TCII} y CMV_{L-TCII}), mientras que su finalización se determinó como el momento en el que la producción de fuerza cayó por debajo de ese 12.5 %. Las contracciones que no cumplían estas condiciones de inicio y final fueron eliminadas de los análisis subsiguientes. Para determinar el EMGu, solo se utilizaron las series completadas (como mínimo, 3 contracciones debían alcanzar y mantener durante 3 s el porcentaje de CMV requerido en cada serie). Además, de la última serie completada en cada protocolo (C-TCII y L-TCII) se calcularon las siguientes variables: (1) el %CMV alcanzado ($\%CMV_{C-TCII}$ y $\%CMV_{L-TCII}$) y (2) la media aritmética de la fuerza ejercida en las contracciones válidas, variable denominada “fuerza final” ($\bar{x}_{FF_{C-TCII}}$ y $\bar{x}_{FF_{L-TCII}}$).

En relación con el análisis de la EMG de cada músculo durante ambos TCII, a partir de la señal filtrada se calculó el valor de amplitud de la señal mediante la raíz de la media cuadrática (*root mean square* o (EMG_{RMS}) de cada contracción. Concretamente, el EMG_{RMS} se calculó para cada contracción y dentro de una ventana de 2 s que correspondía al intervalo de tiempo en el que la fuerza media de la contracción estaba más cercana a la intensidad de la fuerza requerida. A continuación, se comprobó que las cinco contracciones correspondientes a una misma serie presentaran niveles similares de EMG_{RMS} . Para ello, se calculó el número de desviaciones estándar (SD) en el que el valor de EMG_{RMS} de cada contracción se alejaba respecto al promedio de las otras cuatro contracciones de la serie. Las contracciones cuyo EMG_{RMS} excedía ± 3 SD fueron eliminadas. A continuación, se calculó la media del EMG_{RMS} de las contracciones conservadas de cada serie ($\bar{x}_{EMG_{RMS}}$) (Woods et al., 2019).

Finalmente, para identificar el EMGu de los FDS y FDP de cada participante y protocolo ($FDS-EMGu_{C-TCII}$, $FDP-EMGu_{C-TCII}$, $FDS-EMGu_{L-TCII}$ y $FDP-EMGu_{L-TCII}$) (Figura 3), se realizó un gráfico de dispersión relacionando los datos de $\bar{x}_{EMG_{RMS}}$ con los de la intensidad del ejercicio (porcentaje de fuerza máxima requerido). Con estos datos se aplicó un modelo de regresión lineal bisegmental (Hug et al., 2006a; Lucía et al., 1999; Woods et al., 2019). El EMGu se definió como el porcentaje de la CMV (coordenada x) en el que se encontraba la intersección de las dos regresiones lineales. Dado que el valor del punto de intersección bisegmental siempre resulta de un cálculo matemático y no tiene por

Figura 3

Procedimiento de determinación del umbral electromiográfico (EMGu)



Nota. El EMGu se definió como la intersección de las dos regresiones lineales obtenidas a partir de la relación entre la intensidad relativa de la fuerza requerida (expresada como porcentaje de la contracción máxima voluntaria, %CMV) y la actividad electromiográfica muscular (EMG) (expresada mediante la raíz de la media cuadrática [*root mean square*, EMG_{RMS}]). En este ejemplo ilustrativo de los datos de un participante, las cruces representan los valores de EMG_{RMS} de cada contracción, en verde, los valores válidos y en rojo, los no válidos (se consideraron no válidos cuando el EMG_{RMS} excedía ± 3 SD el promedio de las contracciones de una misma intensidad relativa de fuerza). Cada punto negro, $\bar{x}_{EMG_{RMS}}$, corresponde al promedio del EMGRMS de todas las contracciones de una misma intensidad relativa.

qué coincidir con ningún valor medido, se estableció como criterio para aceptar un valor de EMGu que al menos un valor medido perteneciente a la segunda regresión (de pendiente también positiva pero más pronunciada), debía superar la línea extrapolada (valores calculados) de la primera regresión en $+3$ SD (Woods et al., 2019). En caso de que no se cumpliera esta condición o de que los datos no presentaran un ajuste adecuado a una función bisegmental, se consideró nula la identificación del EMGu.

Análisis estadístico

En primer lugar, se compararon el CMV_{C-TCII} y el CMV_{L-TCII} mediante una prueba t para muestras apareadas para comprobar que las condiciones iniciales de fuerza entre las dos sesiones fueran similares. También se compararon, mediante una prueba t para muestras apareadas, las variables $\%CMV_{C-TCII}$ y $\%CMV_{L-TCII}$ así como $\bar{x}_{FF_{C-TCII}}$

y $\bar{x}_{FF_{L-TCII}}$, para determinar el efecto general del tiempo de recuperación entre series sobre la intensidad y fuerza absoluta alcanzadas al final de las pruebas. Después, se procedió a comparar la detección del EMGu para cada músculo y protocolo. Debido a la baja tasa de detección conseguida, se realizó una comparación descriptiva entre los valores de EMGu en C-TCII y en L-TCII. Cuando no se detectaba el EMGu, se realizaba un análisis cualitativo del perfil obtenido con el modelo de regresión lineal bisegmental para intentar determinar las causas de dicha no detección. Antes de realizar cualquier prueba t de muestras apareadas, se exploró la normalidad de los datos mediante la prueba de Shapiro-Wilk y la exploración de los gráficos Q-Q. Se estableció un nivel de significación de $p \leq .05$ para todas las comparaciones y el tamaño del efecto de las pruebas t se calculó mediante la d de Cohen (Cohen, 2013). Todos los análisis estadísticos se realizaron utilizando JASP v. 0.19.3 (JASP Team, 2025).

Resultados

Resultados de fuerza

Los valores de fuerza máxima obtenidos al inicio de la sesión, CMV_{C-TCII} y CMV_{L-TCII} , no presentaron diferencias significativas ($t_{(9)} = -0.139$; $p = .892$), lo que sugiere la ausencia de un efecto de aprendizaje o de cambios significativos en la capacidad contráctil de los flexores de los dedos de los participantes

durante el tiempo transcurrido entre sesiones. Al comparar los valores alcanzados al final de ambos protocolos, se observó que el protocolo L-TCII permitió a los participantes alcanzar intensidades relativas y niveles de fuerza aplicada mayores: $\%CMV_{C-TCII}$ en comparación con $\%CMV_{L-TCII}$ ($t_{(9)} = -3.025$; $p = .014$; $IC = (-11.535)-(-1.665)$; $d = 0.957$) y $\bar{x}_{FF_{C-TCII}}$ en comparación con $\bar{x}_{FF_{L-TCII}}$ ($t_{(9)} = -2.741$; $p = .023$; $IC = (-55.277)-(-5.287)$; $d = -0.867$) (Tabla 1 y Figura 4).

Tabla 1

Número de umbrales electromiográficos (EMGu) detectados por protocolo y músculo, y valores medios y desviación estándar del EMGu, de la contracción máxima voluntaria (CMV) de la sesión y de los valores de fuerza alcanzados en la última serie de la prueba

	C-TCII		L-TCII	
	FDS	FDP	FDS	FDP
Detección EMGu	$n = 2$ (20 %)	-	$n = 4$ (40 %)	$n = 2$ (20 %)
Detección EMGu (%CMV)	45.4 ± 12.7	-	38.4 ± 5.8	35.2 ± 1.0
CMV (N)	384.2 ± 93.4		385.8 ± 92.8	
Serie final expresada en %CMV)	64.3 ± 8.7		70.9 ± 9.8 *	
$\bar{x}_{FF}$ (N)	248.7 ± 76.3		278.99 ± 100.3 *	

Nota. C-TCII = test de contracciones isométricas intermitentes con descansos cortos entre series (30 s); L-TCII = test de contracciones isométricas intermitentes con descansos largos entre series (120 s); FDS = flexor digital superficial; FDP = flexor digital profundo; EMGu = umbral electromiográfico; CMV = contracción máxima voluntaria; %CMV = porcentaje de la contracción máxima voluntaria alcanzado en la última serie del test; $\bar{x}_{FF}$ = promedio de la fuerza aplicada de la última serie.

* = diferencia significativa entre protocolos al aplicar una prueba *t* de muestras apareadas ($p < .05$).

Figura 4

Valores individuales (marcadores y líneas de colores) y media y desviación estándar de la muestra (barra y barra de error) del valor relativo de contracción máxima voluntaria (%CMV) en la última serie del protocolo de contracciones isométricas intermitentes con descansos cortos entre series (30 s; C-TCII) y con descansos largos entre series (120 s; L-TCII)

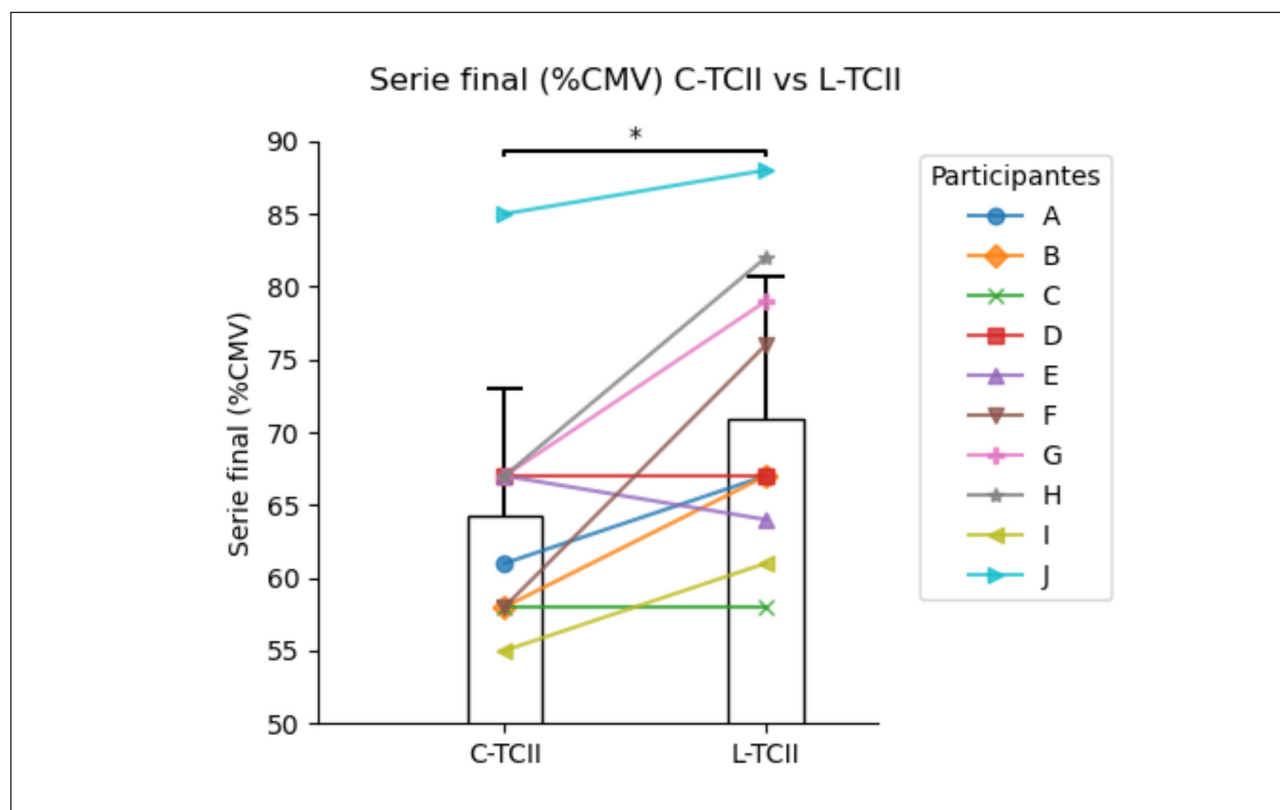


Tabla 2

Valores del umbral electromiográfico (EMGu) de los participantes en los que se detectó expresados como porcentaje de la contracción máxima voluntaria, y protocolo de detección

	FDS-EMGu _{C-TCII}	FDS-EMGu _{L-TCII}	FDP-EMGu _{C-TCII}	FDP-EMGu _{L-TCII}
Participante A	-	-	-	34.54
Participante B	-	-	-	35.92
Participante C	-	39.01	-	-
Participante D	-	42.89	-	-
Participante E	45.41	40.41	-	-
Participante F	32.80	41.42	-	-

Nota. FDS-EMGu_{C-TCII} = umbral electromiográfico del flexor digital superficial en test de contracciones isométricas intermitentes con descansos cortos entre series (30 s); FDS-EMGu_{L-TCII} = umbral electromiográfico del flexor digital superficial en test de contracciones isométricas intermitentes con descansos largos entre series (120 s); FDP-EMGu_{C-TCII} = umbral electromiográfico del flexor digital profundo en test de contracciones isométricas intermitentes con descansos cortos entre series (30 s); FDP-EMGu_{L-TCII} = umbral electromiográfico del flexor digital profundo en test de contracciones isométricas intermitentes con descansos largos entre series (120 s).

Resultados del EMGu

Durante el proceso de detección de los diferentes EMGu, se eliminó el 9.4 % de las contracciones realizadas por no cumplir los criterios de inclusión previamente establecidos. Mediante el protocolo C-TCII únicamente se identificó el FDS-EMGu_{C-TCII} en 2 participantes, mientras que el protocolo L-TCII permitió detectar el FDS-EMGu_{L-TCII} y el FDP-EMGu_{L-TCII} en 4 y 2 participantes, respectivamente (Tabla 1). En los dos casos en los que se detectó el FDS-EMGu_{C-TCII} también se identificó el FDS-EMGu_{L-TCII}, obteniéndose valores de EMGu similares entre protocolos (Tabla 2).

En el protocolo C-TCII, considerando conjuntamente los perfiles de las regresiones lineales del FDP y el FDS en los que no se detectó el EMGu, el 50 % presentó un punto de inflexión al final de la prueba tras el cual la pendiente cambió de positiva a negativa, sin que ningún punto de la segunda regresión descendente superara la línea extrapolada de la primera regresión en $-3SD$. En cambio, en el protocolo L-TCII y considerando conjuntamente los perfiles de las regresiones lineales del FDP y el FDS en los que no se detectó el EMGu, el 43 % mostró un punto de inflexión en el que la pendiente de la segunda regresión era superior a la de la primera, pero ningún punto de la segunda regresión superaba la línea extrapolada de la primera regresión en $+3SD$ (i.e., la regresión presentaba un incremento en la segunda pendiente, pero no suficientemente pronunciado).

Discusión

Los resultados de nuestro estudio evidenciaron dificultades para poder detectar el EMGu mediante protocolos de contracciones isométricas intermitentes en la musculatura flexora de los dedos de la mano. Este resultado cuestiona

la generalización de los hallazgos de estudios previos en relación con el EMGu a diferentes músculos y tareas, evidenciando la necesidad de seguir explorando la aproximación metodológica para detectar este umbral. No obstante, el protocolo con descansos más largos entre series mostró una tasa de detección del EMGu (6 de 10 participantes) superior a la del protocolo con descansos cortos (2 de 10 participantes), poniendo de relieve que cambios metodológicos pueden mejorar la ratio de detección del umbral.

Protocolo C-TCII

A pesar de que algunos autores han señalado que el EMGu no siempre es detectable en la musculatura agonista estudiada (Jürimäe et al., 2007; Taylor y Bronks, 1995), resulta llamativo el contraste entre la tasa de detección observada mediante el protocolo C-TCII respecto a estudios previos con protocolos similares que han reportado tasas cercanas al 90 % en musculatura de la extremidad inferior (Ertl et al., 2016). La detección del EMGu depende principalmente de los criterios metodológicos empleados para su determinación, que deben ser rigurosos y con un alto grado de precisión (Ertl et al., 2016). En nuestro estudio se optó por determinar el EMGu de forma matemática, eliminando la subjetividad del evaluador. Solo se consideraba que existía un EMGu cuando el punto de inflexión calculado mediante regresión bisegmental incluía al menos un punto de la segunda regresión que superara en $+3 SD$ la extrapolación de la primera regresión. Los de Woods et al. (2019, 2020) son los únicos estudios que también han aplicado este criterio al utilizar un protocolo de contracciones isométricas intermitentes con descansos cortos entre series. Sin embargo, implementaron un procedimiento adicional de reajuste cuando no se detectaba el EMGu.

Este consistía en transferir puntos de $\bar{x}_{EMG_{RMS}}$ utilizados en una de las dos regresiones a la otra si ello mejoraba el ajuste del modelo. Esta estrategia podría haber contribuido a una mayor tasa de detección del EMGu en nuestro estudio, pero a costa de perder cierta objetividad y simplicidad en el proceso de detección. En consecuencia, nuestros resultados evidencian que, en la musculatura poliarticular de la extremidad superior y bajo una metodología objetiva y conservadora, la determinación del EMGu resulta altamente compleja.

Aparte de los criterios metodológicos utilizados, existen otros factores relacionados con la biomecánica, la fisiología y el control motor que podrían condicionar la detección del EMGu. Aunque estos factores no fueron evaluados directamente en nuestro estudio, podrían ayudar a explicar nuestros resultados. En primer lugar, la selección de un gesto en el que participan varios músculos como agonistas, que cruzan varias articulaciones y que presentan varios tendones terminales (i.e., uno para cada dedo), podría haber afectado a nuestros resultados, ya que se ha sugerido que la compensación entre músculos podría ser uno de los principales factores que afectan a la señal de EMG a la hora de detectar umbrales (Hug, 2010; Kouzaki et al., 2002). En segundo lugar, la evidencia previa parece indicar que el porcentaje de fibras tipo IIB del FDS y el FDP sería inferior al de la musculatura de la extremidad inferior (Meznaric y Čarni, 2020). Dado que el EMGu se ha asociado al incremento en el reclutamiento de UM de alto umbral (tipo II) (Ertl et al., 2016; Hug et al., 2006b; Lucía et al., 1999; Moritani y DeVries, 1978), un bajo porcentaje de fibras tipo II podría limitar la manifestación del EMGu (Jansson, 1996). Por último, diferencias en la modalidad de isometría utilizada en el presente estudio, en el que hemos utilizado una acción tipo *pushing isometric muscle action* (PIMA), en comparación con los estudios de Woods et al. (2019, 2020), en los que se utilizó una acción tipo *holding isometric muscle action* (HIMA), también podrían haber afectado a la amplitud del EMG y a la detección del EMGu (Oranchuk et al., 2024).

Así, a pesar de no ser un objetivo del presente estudio evaluar su influencia, cambios en la participación muscular a lo largo del test, un bajo porcentaje de fibras tipo IIB en la musculatura analizada, y el tipo de isometría utilizada, podrían ser factores que ayuden a explicar nuestras dificultades para detectar el EMGu. Especialmente, estos factores podrían ayudar a explicar aquellos casos en los que el punto de inflexión del modelo bisegmental se situó en las últimas series, seguido de un cambio de pendiente negativa en el 50 % de los casos en los que no se detectó el EMGu mediante el protocolo con descansos cortos entre series. Este comportamiento podría estar relacionado con un aumento lineal de la EMG provocado por dichos

factores y con que esta linealidad solo se rompiera con la aparición de la fatiga, probablemente inducida por los cortos descansos del protocolo C-TCII. Aun así, la influencia de estos factores es una cuestión que debería abordarse en futuras investigaciones.

Comparación de los protocolos C-TCII y L-TCII

El protocolo con descansos largos entre series presentó una mayor tasa de detección del EMGu tanto en el FDS como en el FDP en comparación con el protocolo de descansos cortos. El protocolo con descansos largos entre series permitió completar un mayor número de series, y finalizó con un porcentaje de fuerza máxima y unos valores de fuerza aplicada en la última serie superiores a los obtenidos con descansos cortos, alcanzando intensidades suficientes para la detección del EMGu debido a un mayor reclutamiento de UM de alto umbral (tipo II) (Ertl et al., 2016; Hug et al., 2006b; Lucía et al., 1999; Moritani y DeVries, 1978). Este argumento se ve respaldado por el hecho de que, entre los EMGu no detectados mediante el protocolo con descansos largos, solo el 14.3 % de los casos presentaba un punto de inflexión en las series junto con una pendiente de la segunda regresión lineal negativa, en comparación con el 50 % registrado con el protocolo de descansos cortos. Además, el 43 % de los EMGu no detectados con el protocolo de descansos largos presentó un perfil con un punto de inflexión a partir del cual la segunda regresión lineal mostraba una pendiente positiva, pero sin llegar a cumplir el criterio de validación para el EMGu. Esto podría sugerir que el reclutamiento de UM de alto umbral en algunos individuos es menos abrupto que en otros y que sería necesario refinar la metodología de detección del EMGu para incluir diferentes formas de reclutamiento.

Independientemente del protocolo empleado, en nuestro estudio se contabilizó un mayor número de detecciones del EMGu en el FDS en comparación con el FDP, lo que podría deberse a la relevancia del FDS en la tarea utilizada. De forma similar, investigaciones previas (véase la revisión de Ertl et al., 2016) realizadas en distinta musculatura y principalmente en cicloergómetro, reportaron que el vasto lateral como principal agonista mostraba mayores tasas de detección del EMGu en contraste con músculos con una participación menos predominante (p. ej., gastrocnemio, tibial anterior...). Para la tarea ejecutada en nuestro estudio, tanto el FDP como el FDS han sido considerados los principales agonistas (Philippe et al., 2012; Schweizer y Hudek, 2011). No obstante, investigaciones recientes indican que este tipo de agarre favorece una mayor activación del FDS, flexionando activamente la articulación interfalángica proximal, mientras que el FDP actúa como estabilizador de la articulación interfalángica distal junto con la musculatura extensora de los dedos (Ferrer-Uri et al., 2023; Schweizer y Hudek, 2011).

En conjunto, nuestros resultados indican que la detección del EMGu en la musculatura poliarticular del miembro superior mediante protocolos TCII resulta limitada cuando se emplean criterios metodológicos objetivos y conservadores. Aun así, la ampliación del tiempo de descanso entre series incrementó la tasa de detección, probablemente al facilitar la consecución de mayores intensidades contráctiles y promover un mayor reclutamiento de UM de tipo II, además de mitigar los efectos interferentes de la fatiga. De este modo, y a pesar de las dificultades para determinar el EMGu en la musculatura escogida, es posible que futuras aproximaciones metodológicas puedan mejorar nuestra capacidad para determinar el EMGu en la musculatura poliarticular de forma objetiva.

Es importante destacar que los resultados del presente estudio deben interpretarse con cautela, ya que se trata de un estudio de carácter exploratorio y metodológico, lo que limita el alcance confirmativo de los hallazgos. Además, la muestra fue relativamente pequeña, estaba compuesta exclusivamente por hombres y presentaba un grado de entrenamiento heterogéneo. Asimismo, y a pesar de no identificar un efecto de aprendizaje entre las dos sesiones (i.e., mejoras en la MVC), es necesario remarcar que los participantes estaban poco familiarizados con la tarea específica. Asimismo, los resultados obtenidos no son generalizables a la extremidad contralateral (no dominante) ni a otros músculos. Finalmente, la extrapolación de estos hallazgos a poblaciones de otras edades debe realizarse con prudencia, ya que se ha descrito que la localización de estos umbrales puede desplazarse a lo largo del ciclo vital. Así, además de explorar cuestiones metodológicas en la determinación del EMGu, futuros estudios también deberían evaluar las implicaciones del uso de músculos monoarticulares y poliarticulares en la valoración del EMGu, así como considerar muestras más amplias y diversas.

Conclusiones

Nuestro estudio mostró dificultades en la detección del EMGu en la musculatura poliarticular de las extremidades superiores (flexores de los dedos) mediante protocolos de contracciones isométricas intermitentes. No obstante, se observó una mayor tasa de detección del EMGu cuando los descansos entre series fueron largos (120 s) en comparación con descansos más cortos (30 s). Un mayor descanso entre series facilitaría la detección del EMGu, posiblemente al permitir alcanzar niveles de fuerza contráctil superiores, favoreciendo así el reclutamiento de unidades motoras de alto umbral (tipo II) y atenuando los efectos de confusión de la fatiga.

Agradecimientos

Agradecemos el apoyo del Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya (INEFC) de la Generalitat de Catalunya y del Grup de Recerca en Activitat Física, Alimentació i Salut (GRAFAiS, Generalitat de Catalunya 2021SGR/01190). Asimismo, agradecemos a los voluntarios su participación en este estudio.

Referencias

- Cohen, J. (2013). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (2nd Ed.). Routledge. <https://doi.org/10.4324/9780203771587>
- Cornett, J. A., Herr, M. D., Gray, K. S., Smith, M. B., Yang, Q. X., & Sinoway, L. I. (2000). Ischemic exercise and the muscle metaboreflex. *Journal of Applied Physiology*, 89(4), 1432–1436. <https://doi.org/10.1152/jappl.2000.89.4.1432>
- De Ruiter, C. J., Hamacher, P., & Wolfs, B. G. A. (2016). A Short Submaximal Test to Determine the Fatigue Threshold of Knee Extensors in Young Men. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 48(5), 913–919. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000832>
- Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2016). Translating Fatigue to Human Performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 48(11), 2228–2238. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000929>
- Ertl, P., Kruse, A., & Tilp, M. (2016). Detecting fatigue thresholds from electromyographic signals: A systematic review on approaches and methodologies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 30, 216–230. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.08.002>
- Ferrer-Uris, B., Arias, D., Torrado, P., Marina, M., & Busquets, A. (2023). Exploring forearm muscle coordination and training applications of various grip positions during maximal isometric finger dead-hangs in rock climbers. *PeerJ*, 11, e15464. <https://doi.org/10.7717/peerj.15464>
- Henneman, E., Somjen, G., & Carpenter, D. O. (1965). Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of Neurophysiology*, 28(3), 560–580. <https://doi.org/10.1152/jn.1965.28.3.560>
- Hug, F. (2010). Is the EMG fatigue threshold a valid tool to assess muscle function? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(3), 629. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181cc57db>
- Hug, F., Laplaud, D., Lucia, A., & Grelot, L. (2006a). A Comparison of Visual and Mathematical Detection of the Electromyographic Threshold During Incremental Pedaling Exercise: A Pilot Study. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(3), 704.
- Hug, F., Laplaud, D., Lucia, A., & Grelot, L. (2006b). EMG Threshold Determination in Eight Lower Limb Muscles During Cycling Exercise: A Pilot Study. *International Journal of Sports Medicine*, 27(6), 456–462. <https://doi.org/10.1055/s-2005-865787>
- Iannetta, D., Qahtani, A., Millet, G. Y., & Murias, J. M. (2017). Quadriceps Muscles O2 Extraction and EMG Breakpoints during a Ramp Incremental Test. *Frontiers in Physiology*, 8. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00686>
- Jansson, E. (1996). Age-related fiber type changes in human skeletal muscle. In *En R. J. Maughan & S. M. Shirreffs (Eds.)* (pp. 297–307). Human Kinetics.
- Jürimäe, J., von Duvillard, S. P., Mäestu, J., Cicchella, A., Purge, P., Ruosi, S., Jürimäe, T., & Hamra, J. (2007). Aerobic–anaerobic transition intensity measured via EMG signals in athletes with different physical activity patterns. *European Journal of Applied Physiology*, 101, 341–346. <https://doi.org/10.1007/s00421-007-0509-5>
- Kouzaki, M., Shinohara, M., Masani, K., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2002). Alternate muscle activity observed between knee extensor synergists during low-level sustained contractions. *Journal of Applied Physiology*, 93(2), 675–684. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00764.2001>

- Long, D., Dotan, R., Pitt, B., McKinlay, B., O'Brien, T. D., Tokuno, C., & Falk, B. (2017). The Electromyographic Threshold in Girls and Women. *Pediatric Exercise Science*, 29(1), 84–93. <https://doi.org/10.1123/pes.2016-0056>
- Lucía, A., Sánchez, O., Carvajal, A., & Chicharro, J. L. (1999). Analysis of the aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. *British Journal of Sports Medicine*, 33(3), 178–185. <https://doi.org/10.1136/bjism.33.3.178>
- McNair, P. J., Depledge, J., Brett Kelly, M., & Stanley, S. N. (1996). Verbal encouragement: effects on maximum effort voluntary muscle: action. *British Journal of Sports Medicine*, 30(3), 243–245. <https://doi.org/10.1136/bjism.30.3.243>
- Meznaric, M., & Čarni, A. (2020). Characterisation of flexor digitorum profundus, flexor digitorum superficialis and extensor digitorum communis by electrophoresis and immunohistochemical analysis of myosin heavy chain isoforms in older men. *Annals of Anatomy*, 227. <https://doi.org/10.1016/j.aanat.2019.151412>
- Moritani, T., & DeVries, H. A. (1978). Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram (IEMG) and force of isometric contraction. *American Journal of Physical Medicine*, 57(6), 263–277.
- Oranchuk, D. J., Nelson, A. R., Lum, D., Natera, A. O., Bittmann, F. N., & Schaefer, L. V. (2024). 'Pushing' versus 'holding' isometric muscle actions; what we know and where to go: A scoping and systematic review with meta-analyses. *medRxiv*, 24316609. [This article is a preprint and has not been peer-reviewed]. <https://doi.org/10.1101/2024.11.04.24316609>
- Philippe, M., Wegst, D., Müller, T., Raschner, C., & Burtcher, M. (2012). Climbing-specific finger flexor performance and forearm muscle oxygenation in elite male and female sport climbers. *European Journal of Applied Physiology*, 112, 2839–2847. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2260-1>
- Pitt, B., Dotan, R., Millar, J., Long, D., Tokuno, C., O'Brien, T., & Falk, B. (2015). The electromyographic threshold in boys and men. *European Journal of Applied Physiology*, 115, 1273–1281. <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3100-5>
- Scharoun, S. M., & Bryden, P. J. (2014). Hand preference, performance abilities, and hand selection in children. *Frontiers in Psychology*, 5. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2014.00082>
- Schweizer, A., & Hudek, R. (2011). Kinetics of Crimp and Slope Grip in Rock Climbing. *Journal of Applied Biomechanics*, 27(2), 116–121. <https://doi.org/10.1123/jab.27.2.116>
- Taylor, A. D., & Bronks, R. (1995). Reproducibility and validity of the quadriceps muscle integrated electromyogram threshold during incremental cycle ergometry. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 70, 252–257. <https://doi.org/10.1007/BF00238572>
- Viitasalo, J. T., Luhtanen, P., Rahkila, P., & Rusko, H. (1985). Electromyographic activity related to aerobic and anaerobic threshold in ergometer bicycling. *Acta Physiologica Scandinavica*, 124(2), 287–293. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1985.tb07663.x>
- Voet, N. B. M., Saris, C. G. J., Thijssen, D. H. J., Bastiaans, V., Sluijs, D. E., & Janssen, M. M. H. P. (2022). Surface Electromyography Thresholds as a Measure for Performance Fatigability During Incremental Cycling in Patients With Neuromuscular Disorders. *Frontiers in Physiology*, 13. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.821584>
- Woods, S., Dotan, R., Jenicek, N., & Falk, B. (2020). Isometric-based EMG threshold in girls and women. *European Journal of Applied Physiology*, 120, 907–914. <https://doi.org/10.1007/s00421-020-04331-7>
- Woods, S., Dotan, R., Jenicek, N., Maynard, J., Gabriel, D., Tokuno, C., & Falk, B. (2019). Isometric-based test improves EMG-threshold determination in boys vs. men. *European Journal of Applied Physiology*, 119, 1971–1979. <https://doi.org/10.1007/s00421-019-04185-8>

Conflicto de intereses: los autores no han informado de ningún conflicto de intereses.



© Copyright Generalitat de Catalunya (INEFC). Este artículo está disponible en la URL <https://www.revista-apunts.com>. Este trabajo tiene licencia de Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International. Las imágenes u otros materiales de terceros de este artículo están incluidos en la licencia Creative Commons del artículo, a menos que se indique lo contrario en la línea de crédito; si el material no está incluido en la licencia Creative Commons, los usuarios deberán obtener el permiso del titular de la licencia para reproducir el material. Para ver una copia de esta licencia, visite <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>