



Detecció del llindar electromiogràfic en músculs flexors dels dits mitjançant proves basades en contraccions isomètriques intermitents

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

¹ Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya (INEFC), Universitat de Barcelona (UB), Barcelona (Espanya).

Citació

Bilbao-Figuerola, L., 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>

Editat per:

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

ISSN: 2014-0983

*Correspondència:

Blai Ferrer Uris
bferrer@gencat.cat

Secció:

Preparació física

Idioma de l'original:

Castellà

Rebut:

15 de gener de 2026

Acceptat:

1 d'abril de 2026

Publicat:

1 d'octubre de 2026

Coberta:

Senderisme de tardor.
© danieljschwarz
Magnific.com

Resum

El llindar electromiogràfic (EMGu) és la intensitat relativa d'exercici en la qual s'observa un increment no lineal de l'activitat electromiogràfica (EMG). Aquest només s'ha detectat en músculs mono- i biarticulars de l'extremitat inferior, però no en músculs poliarticulars. Els tests de contraccions isomètriques intermitents (TCII) poden facilitar la detecció de l'EMGu; no obstant això, els descansos curts entre sèries proposats poden condicionar l'esmentada detecció. Els nostres objectius van ser (1) explorar la detecció de l'EMGu en músculs poliarticulars de l'extremitat superior, com el flexor digital profund (FDP) i superficial (FDS) mitjançant un TCII amb un descans entre sèries curt (30 s) (C-TCII), i (2) comparar els resultats del C-TCII amb els obtinguts mitjançant un protocol amb descansos llargs (120 s) (L-TCII). Deu participants (24.49 ± 4.04 anys) van fer ambdós protocols i es va registrar l'EMG de l'FDP i de l'FDS i la força aplicada. Es va determinar l'EMGu obtingut en els dos tests per a ambdós músculs, així com la intensitat i els nivells de força assolits al final de cada test. El protocol L-TCII va facilitar la detecció de l'EMGu en més participants (6 de 10). Així mateix, aquest protocol va facilitar que els participants acabessin el test exercint una força absoluta més gran i completant un nombre més elevat de sèries. Els nostres resultats mostren dificultats per detectar l'EMGu en l'FDS i l'FDP mitjançant protocols TCII, però també indiquen que allargar els temps de descans entre sèries pot facilitar-ne la detecció, possiblement en poder fer una força més gran en l'última sèrie.

Paraules clau: activitat electromiogràfica, adults, força isomètrica, musculatura poliarticular, test incremental intermitent

Introducció

La detecció de llindars fisiològics permet identificar canvis en la tendència del comportament biològic de l'organisme. Per això s'han convertit en una eina fonamental per a la planificació i el control de l'entrenament físic. Tradicionalment, la detecció de llindars fisiològics s'ha focalitzat en aspectes sistèmics o metabòlics, però hi ha pocs estudis que s'hagin centrat a buscar llindars relacionats amb l'activitat electromiogràfica muscular (EMG) (Ertl et al., 2016).

S'ha suggerit que l'EMG en tests incrementals segueix un patró de creixement exponencial (Iannetta et al., 2017) on l'increment no lineal correspondria a un increment en el reclutament d'unitats motrius (UM) de llindar alt (Ertl et al., 2016; Hug et al., 2006b; Lucía et al., 1999; Moritani i DeVries, 1978). Segons el "principi de la mida" (Henneman et al., 1965), el reclutament del tipus de fibres musculars depèn de la intensitat de la contracció muscular (i.e., força aplicada). En contraccions musculars de baixa intensitat predomina el reclutament de fibres tipus I (UM més petites i amb un llindar d'activació més baix), mentre que en intensitats més altes s'incorpora el reclutament de fibres tipus II (UM més grans i amb un llindar d'activació més alt) per satisfer les demandes de força (Cornett et al., 2000). Seguint aquest raonament, es va definir el llindar electromiogràfic (EMGu) com la intensitat relativa d'exercici en la qual s'observa un increment no lineal (i.e., increment del pendent en una corba de creixement exponencial) de l'activitat EMG (Lucía et al., 1999). Així, la detecció de l'EMGu ens permetria identificar la magnitud de la força en la qual un individu començaria a reclutar fibres musculars tipus II de manera rellevant.

Tot i així, en estimar l'EMGu s'ha de considerar que la seva identificació es pot veure influïda per diferents factors fisiològics, entre ells la fatiga muscular (Woods et al., 2019), la qual pot causar ajustaments en el senyal d'activació muscular, reduir la capacitat de producció de força i, en conseqüència, afectar els patrons d'activació neuromuscular al llarg de l'exercici (Enoka i Duchateau, 2016). D'aquesta manera, encara que l'EMGu ha estat identificat amb èxit a la musculatura de l'extremitat inferior durant proves contínues incrementals en cicloergòmetre, per exemple, en el vast lateral (Moritani i DeVries, 1978; Viitasalo et al., 1985), la fatiga assolida al llarg d'un test incremental continu podria impedir a l'executant d'arribar a valors de força en els quals la participació de fibres tipus II s'incrementi prou o podria alterar el

ritme de l'increment en el reclutament de fibres tipus II, dificultant així la manifestació de l'EMGu. Per solucionar aquest problema, s'ha proposat l'ús d'un test basat en contraccions isomètriques intermitents (TCII) (Woods et al., 2019). Així, en estudis previs, aquest protocol va permetre assolir més valors de força relativa aplicada en comparació amb protocols continus incrementals (Long et al., 2017; Pitt et al., 2015), facilitant la detecció de l'EMGu (Woods et al., 2019).

Malgrat els avantatges que presenten els TCII per a la detecció de l'EMGu, aquests només s'han aplicat en músculs monoarticulars i biarticulars de l'extremitat inferior (De Ruiter et al., 2016; Woods et al., 2019, 2020), fet pel qual es desconeix la seva capacitat per detectar l'EMGu en músculs de l'extremitat superior i/o poliarticulars. A més, el temps de repòs habitual entre sèries del TCII (típicament 30 s) podria ser insuficient i alguns autors suggereixen que incrementar-lo milloraria la sensibilitat de detecció del llindar (De Ruiter et al., 2016; Woods et al., 2019).

Millorar els processos de detecció de l'EMGu i explorar la seva potencial aplicació en la musculatura de l'extremitat superior podria suposar un avenç en l'estudi dels llindars electromiogràfics, especialment en la musculatura encarregada de la prensió manual, ja que constitueix una habilitat altament reproducible, de fàcil implementació experimental i àmpliament utilitzada en l'àmbit clínic. Així mateix, aquests avenços podrien ajudar a millorar les aplicacions pràctiques de l'EMGu. En l'àmbit clínic, podria ser utilitzat per al diagnòstic de desordres neuromusculars, ja que l'aparició primerenca de l'EMGu en un test TCII podria reflectir una necessitat anticipada de reclutament de fibres tipus II, la qual cosa indicaria alteracions en l'eficiència del sistema neuromuscular (Voet et al., 2022). Així mateix, en l'àmbit de l'entrenament físic, l'EMGu es podria utilitzar per a la prescripció d'intensitats d'entrenament i per a la identificació d'adaptacions neuromusculars, proporcionant un marcador funcional complementari als llindars metabòlics tradicionals (Voet et al., 2022).

Així, els objectius d'aquest estudi de caràcter metodològic i exploratori, van ser: (1) aplicar el protocol TCII per detectar l'EMGu en musculatura poliarticular d'extremitats superiors, concretament en els músculs flexor digital profund (FDP) i flexor digital superficial (FDS); i (2) comparar la capacitat de detecció de l'EMGu en els músculs FDS i FDP utilitzant el protocol TCII amb temps de descans entre sèries de 30 s (protocol TCII curt, C-TCII) i amb temps de descans de 120 s (protocol TCII llarg, L-TCII).

Mètode

Participants

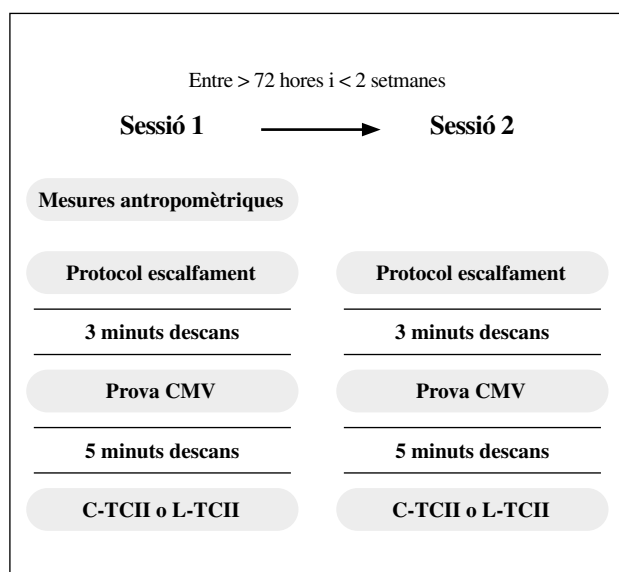
Deu participants masculins, sans i físicament actius van participar en l'estudi (edat = 24.49 ± 4.04 anys; estatura = 175.09 ± 5.22 cm; massa corporal = 74.16 ± 7.06 kg). L'estudi va ser aprovat pel Comitè d'Ètica per a Recerques Clíniques del Consell Català de l'Esport (02/CEICGC/2021). Tots els participants van rebre informació detallada sobre els objectius, procediments, riscos i beneficis de l'estudi abans de firmar el consentiment informat per escrit.

Protocol experimental

Cada participant va fer dues sessions experimentals diferents, aleatoritzades i sense contrabalanceig. Les sessions van estar separades per un mínim de 72 h i per un màxim de dues setmanes per garantir una recuperació muscular suficient (Figura 1). Una de les sessions tenia per objectiu avaluar l'EMGu utilitzant el C-TCII, i l'altra, avaluar l'EMGu mitjançant el L-TCII. Cada sessió incloïa a l'inici un escalfament protocol·litzat i una prova de contracció voluntària màxima (CMV). Addicionalment, en la primera sessió es van registrar l'estatura i la massa corporal de cada participant. Es va sol·licitar als participants que s'abstinguessin de consumir cafè i productes amb cafeïna el dia de realització de la prova i que evitessin entrenar durant les 24 hores prèvies.

Figura 1

Esquema del protocol experimental



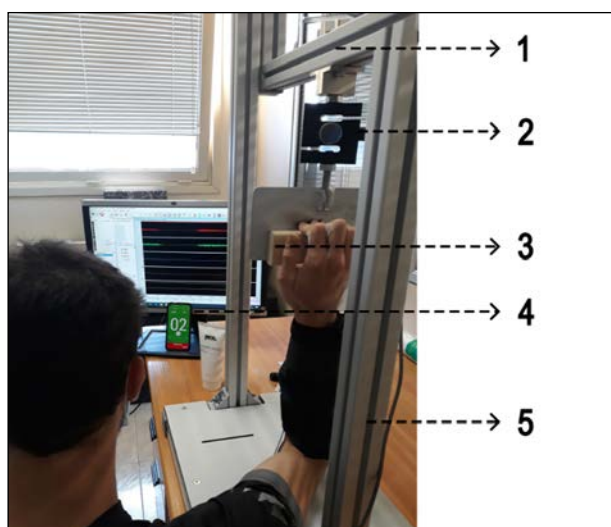
Nota. CMV = contracció màxima voluntària, C-TCII = test de contraccions isomètriques intermitents amb descansos curts de 30 s entre sèries, L-TCII: test de contraccions isomètriques intermitents amb descansos llargs de 120 s entre sèries.

Protocols d'exercici

Tots els protocols es van dur a terme mitjançant contraccions isomètriques dels flexors dels dits i utilitzant un ergòmetre específic per a aquest estudi, similar a l'estructura utilitzada per Philippe et al. (2012) (Figura 2). Abans de fer les proves, els participants s'asseien lateralment al costat de l'ergòmetre i s'ajustava l'altura de la presa per estandarditzar la seva posició, aproximadament: espatlla en abducció glenohumeral de 90° i adducció horitzontal de 60° , amb una flexió del colze de 90° (Figura 2). La mà dominant, autodeclarada pel participant (Scharoun i Bryden, 2014), subjectava la presa amb una agafada específica habitualment denominada semiarqueig o *crimp* (Ferrer-Uris et al., 2023): articulació interfalàngica proximal flexionada a 90° , articulació interfalàngica distal en extensió o hiperextensió, articulació metacarpofalàngica en posició neutra o lleugerament flexionada i sense la participació del dit polze. El braç no avaluat es va col·locar sota de la taula on estava situat l'ergòmetre. En tots els protocols es va proporcionar motivació verbal als participants (McNair et al., 1996).

Figura 2

Ergòmetre utilitzat i posició corporal del/la participant



Nota. 1 = marc d'alumini ajustable, 2 = galga extensiomètrica, 3 = presa de fusta, 4 = temporitzador, 5 = estructura de suport vertical d'alumini.

Test de contracció màxima voluntària

Tots els participants van fer dos intents del test de CMV amb un interval de descans de 2 minuts. En cada intent, es demanava als participants que fessin la màxima força possible de flexió de dits sense perdre la posició establerta, incrementant la força de manera progressiva i mantenint el seu màxim durant 5 s. El valor més alt de la corba de força suavitzada (vegeu la subsecció "Reducció de dades i determinació de l'EMGu") es va considerar representatiu de la força isomètrica màxima de la sessió (CMV_{C-TCII} i CMV_{L-TCII}) i es va utilitzar per calcular les intensitats relatives en el C-TCII i el L-TCII.

Test de contraccions isomètriques intermitents amb descans curt i llarg

El protocol TCII, descrit per Woods et al. (2019), va servir de base per al disseny del C-TCII i el L-TCII. Ambdós tests consistien en fer sèries de cinc contraccions isomètriques de 5 s de durada amb un descans de 3 s entre contraccions. Ambdós protocols iniciaven la prova a una intensitat del 25 % del CMV_{C-TCII} i del CMV_{L-TCII} i en cada sèrie la força sol·licitada s'incrementava un 3 %. La diferència entre els dos tests es trobava en el temps de descans entre sèries: 30 s per al C-TCII i 120 s per al L-TCII. La prova finalitzava quan el participant no assolía la força requerida en tres de les cinc contraccions de la sèrie. Durant els intervals de descans entre contraccions d'una mateixa sèrie, es va indicar als participants que mantinguessin la posició en l'agafament sense exercir força. En els descansos entre sèries es va demanar als participants que descansessin el braç sobre les cames amb el palmell de la mà cap a dalt. Els participants rebien retroalimentació visual de la força exercida en temps real, així com retroalimentació visual i auditiva dels temps de contracció i descans durant ambdós protocols.

Obtenció de dades

La força exercida en cada contracció es va registrar durant totes les proves mitjançant una galga extensiomètrica (SB1000, Biometrics Ltd, Newport, UK). De manera simultània, l'electromiografia de superfície (EMG) es va registrar utilitzant elèctrodes de superfície bipolars d'Ag-AgCl (10 mm de diàmetre, 20 mm de distància entre centres) (SX230, Biometrics Ltd, Newport, UK). Aquests es van fixar sobre els músculs flexor digital profund (FDP) i flexor digital superficial (FDS), seguint el procediment de col·locació dels elèctrodes descrit per Ferrer-Uris et al. (2023).

Les dades de força i l'EMG es van registrar de manera sincronitzada amb una freqüència de mostratge de 1000 Hz mitjançant el mateix sistema d'adquisició de dades (DataLink DLK 900, Biometrics Ltd, Newport, UK).

Reducció de dades i determinació de l'EMGu

Els senyals crus obtinguts de les dades de força i de l'EMG es van netejar mitjançant un filtre Butterworth de quart ordre de pas amb una freqüència de tall de 20 Hz i un filtre Butterworth de quart ordre de pas de banda amb un rang de 20 a 450 Hz, respectivament.

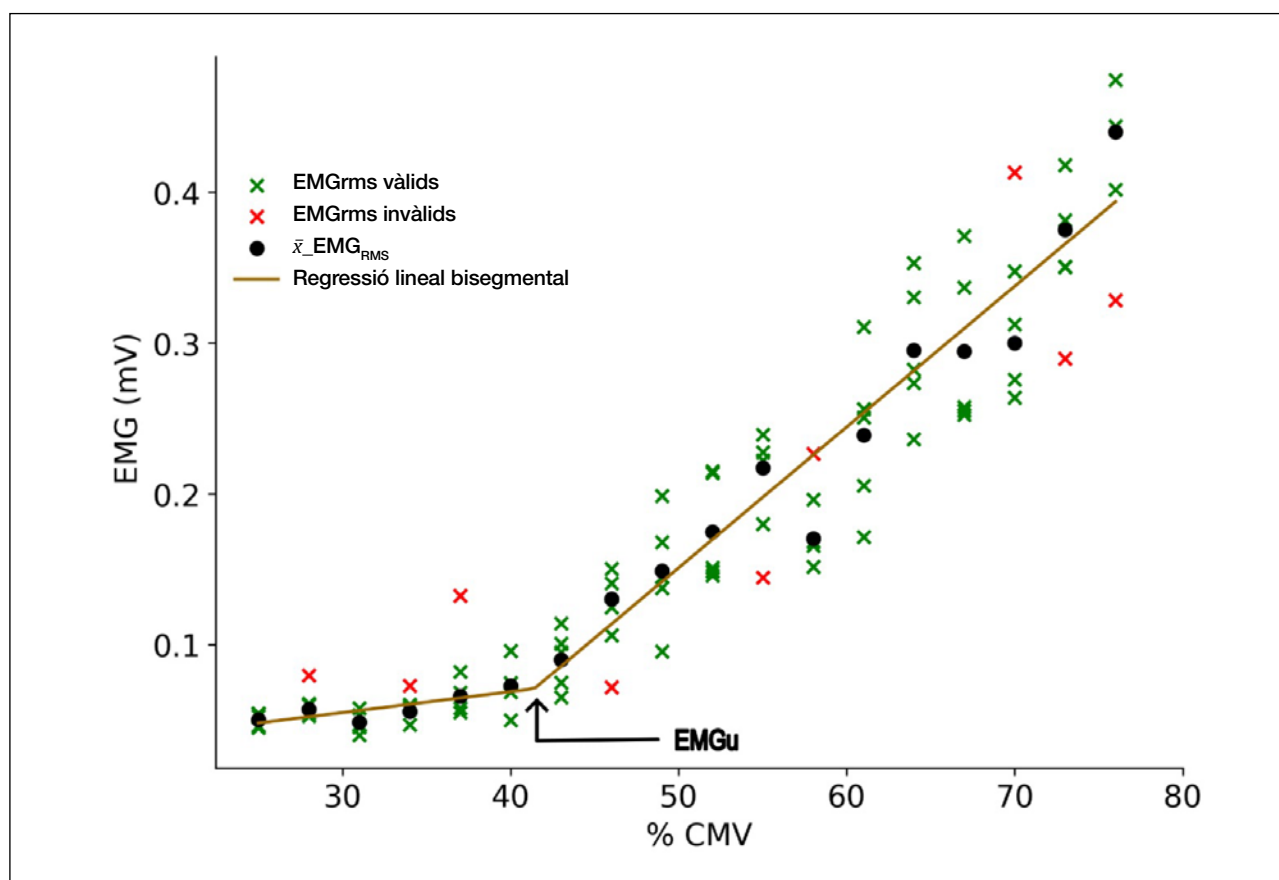
Un cop filtrades, les dades de força obtingudes durant cada intent de CMV es van suavitzar mitjançant una mitjana de finestra mòbil recursiva de 500 ms. Dels dos intents de

cada sessió, es va considerar el valor més alt com el màxim (CMV_{C-TCII} i CMV_{L-TCII}). En el cas dels tests C-TCII i L-TCII, es va utilitzar el senyal de força filtrada per identificar l'inici i el final de cada contracció i comprovar que el participant realitzés la força requerida. El punt d'inici de cada contracció es va definir com el moment en què la força va superar el 12.5 % de la força màxima (CMV_{C-TCII} i CMV_{L-TCII}), mentre que el seu acabament es va determinar com el moment en què la producció de força va caure per sota d'aquest 12.5 %. Les contraccions que no complien aquestes condicions d'inici i final van ser eliminades de les anàlisis subsegüents. Per determinar l'EMGu, només es van utilitzar les sèries completades (com a mínim, 3 contraccions havien d'assolir i mantenir durant 3 s el percentatge de CMV requerit en cada sèrie). A més, de l'última sèrie completada en cada protocol (C-TCII i L-TCII) es van calcular les següents variables: (1) el %CMV assolit ($\%CMV_{C-TCII}$ i $\%CMV_{L-TCII}$) i (2) la mitjana aritmètica de la força exercida en les contraccions vàlides, variable denominada "força final" ($\bar{x}_{FF_{C-TCII}}$ i $\bar{x}_{FF_{L-TCII}}$).

En relació amb l'anàlisi de l'EMG de cada múscul durant ambdós TCII, a partir del senyal filtrat es va calcular el valor d'amplitud del senyal mitjançant l'arrel de la mitjana quadràtica (*root mean square* o (EMG_{RMS})) de cada contracció. Concretament, l' EMG_{RMS} es va calcular per a cada contracció i dins d'una finestra de 2 s que corresponia a l'interval de temps en què la força mitjana de la contracció era més propera a la intensitat de la força requerida. A continuació, es va comprovar que les cinc contraccions corresponents a una mateixa sèrie presentessin nivells similars d' EMG_{RMS} . Per a això, es va calcular el nombre de desviacions estàndard (SD) en el qual el valor d' EMG_{RMS} de cada contracció s'allunyava respecte a la mitjana de les altres quatre contraccions de la sèrie. Les contraccions l' EMG_{RMS} de les quals superava ± 3 SD es van eliminar. A continuació, es va calcular la mitjana de l' EMG_{RMS} de les contraccions conservades de cada sèrie ($\bar{x}_{EMG_{RMS}}$) (Woods et al., 2019).

Finalment, per identificar l'EMGu dels FDS i els FDP de cada participant i protocol ($FDS-EMGu_{C-TCII}$, $FDP-EMGu_{C-TCII}$, $FDS-EMGu_{L-TCII}$ i $FDP-EMGu_{L-TCII}$) (Figura 3), es va fer un gràfic de dispersió relacionant les dades de $\bar{x}_{EMG_{RMS}}$ amb les de la intensitat de l'exercici (percentatge de força màxima requerit). Amb aquestes dades es va aplicar un model de regressió lineal bisegmental (Hug et al., 2006a; Lucía et al., el 1999; Woods et al., 2019). L'EMGu es va definir com el percentatge de la CMV (coordenada x) en què es trobava la intersecció de les dues regressions lineals. Atès que el valor del punt d'intersecció bisegmental sempre resulta d'un càlcul matemàtic i no té perquè coincidir amb cap valor mesurat, es va establir com a criteri per acceptar un valor de EMGu que almenys un valor mesurat pertanyent

Figura 3
Procediment de determinació del llindar electromiogràfic (EMGu)



Nota. L'EMGu es va definir com la intersecció de les dues regressions lineals obtingudes a partir de la relació entre la intensitat relativa de la força requerida (expressada com a percentatge de la contracció màxima voluntària, %CMV) i l'activitat electromiogràfica muscular (EMG) (expressada mitjançant l'arrel de la mitjana quadràtica [*root mean square*, EMG_{RMS}]). En aquest exemple il·lustratiu de les dades d'un participant, les creus representen els valors d' EMG_{RMS} de cada contracció, en verd, els valors vàlids, i en vermell, els no vàlids (es van considerar no vàlids quan l' EMG_{RMS} excedia ± 3 SD la mitjana de les contraccions d'una mateixa intensitat relativa de força). Cada punt negre, $\bar{x}_{EMG_{RMS}}$, correspon a la mitjana de l' EMG_{RMS} de totes les contraccions d'una mateixa intensitat relativa.

a la segona regressió (de pendent també positiu però més pronunciat), havia de superar la línia extrapolada (valors calculats) de la primera regressió en $+3$ SD (Woods et al., 2019). En cas que no es complís aquesta condició o que les dades no presentessin un ajustament adequat a una funció bisegmental, es va considerar nul·la la identificació de l'EMGu.

Anàlisi estadística

En primer lloc, es van comparar el CMV_{C-TClI} i el CMV_{L-TClI} mitjançant una prova t per a mostres acoblades per comprovar que les condicions inicials de força entre les dues sessions fossin similars. També es van comparar, mitjançant una prova t per a mostres acoblades, les variables $\%CMV_{C-TClI}$ i $\%CMV_{L-TClI}$ així com $\bar{x}_{FF_{C-TClI}}$ i $\bar{x}_{FF_{L-TClI}}$ per determinar

l'efecte general del temps de recuperació entre sèries sobre la intensitat i força absoluta assolides al final de les proves. Després, es va procedir a comparar la detecció de l'EMGu per a cada múscul i protocol. A causa de la baixa taxa de detecció aconseguida, es va fer una comparació descriptiva entre els valors de l'EMGu a C-TClI i a L-TClI. Quan no es detectava l'EMGu, es feia una anàlisi qualitativa del perfil obtingut amb el model de regressió lineal bisegmental per intentar determinar les causes de la no-detecció. Abans de fer qualsevol prova t de mostres acoblades, es va explorar la normalitat de les dades mitjançant la prova de Shapiro-Wilk i l'exploració dels gràfics Q-Q. Es va establir un nivell de significació de $p \leq .05$ per a totes les comparacions i la mida de l'efecte de les proves t es va calcular mitjançant la d de Cohen (Cohen, 2013). Totes les anàlisis estadístiques es van fer utilitzant JASP v. 0.19.3 (JASP Team, 2025).

Resultats

Resultats de força

Els valors de força màxima obtinguts a l'inici de la sessió, CMV_{C-TCII} i CMV_{L-TCII} , no van presentar diferències significatives ($t_{(9)} = -0.139$; $p = .892$), cosa que suggereix l'absència d'un efecte d'aprenentatge o de canvis significatius en la capacitat contràctil dels flexors dels dits dels participants

durant el temps transcorregut entre sessions. En comparar els valors absoluts al final d'ambdós protocols, es va observar que el protocol L-TCII va permetre als participants assolir intensitats relatives i nivells de força aplicada més elevats: $\%CMV_{C-TCII}$ en comparació amb $\%CMV_{L-TCII}$ ($t_{(9)} = -3.025$; $p = .014$; IC = (-11.535) - (-1.665) ; $d = 0.957$) i $\bar{x}_{FF_{C-TCII}}$ en comparació amb $\bar{x}_{FF_{L-TCII}}$ ($t_{(9)} = -2.741$; $p = .023$; IC: (-55.277) - (-5.287) ; $d = -0.867$) (Taula 1 i Figura 4).

Taula 1

Nombre de llindars electromiogràfics (EMGu) detectats per protocol i múscul, i valors mitjans i desviació estàndard de l'EMGu, de la contracció màxima voluntària (CMV) de la sessió i dels valors de força assolits en l'última sèrie de la prova

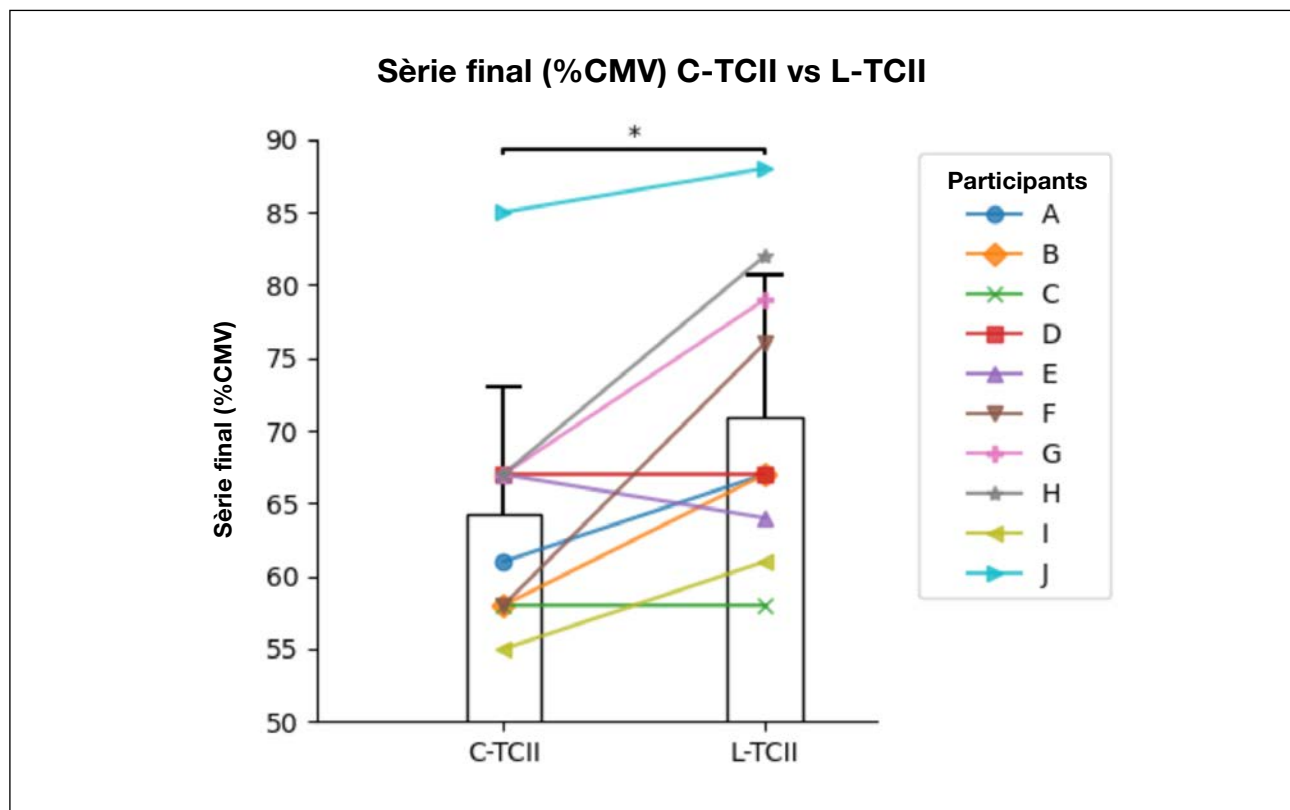
	C-TCII		L-TCII	
	FDS	FDP	FDS	FDP
Detecció EMGu	$n = 2$ (20 %)	-	$n = 4$ (40 %)	$n = 2$ (20 %)
Detecció EMGu (%CMV)	45.4 ± 12.7	-	38.4 ± 5.8	35.2 ± 1.0
CMV (N)	384.2 ± 93.4		385.8 ± 92.8	
Sèrie final expressada en %CMV)	64.3 ± 8.7		70.9 ± 9.8 *	
$\bar{x}_{FF}$ (N)	248.7 ± 76.3		278.99 ± 100.3 *	

Nota. C-TCII = test de contraccions isomètriques intermitents amb descansos curts entre sèries (30 s); L-TCII = test de contraccions isomètriques intermitents amb descansos llargs entre sèries (120 s); FDS = flexor digital superficial; FDP = flexor digital profund; EMGu = llindar electromiogràfic; CMV = contracció màxima voluntària; %CMV = percentatge de la contracció màxima voluntària assolit en l'última sèrie del test; $\bar{x}_{FF}$ = mitjana de la força aplicada de l'última sèrie.

* = diferència significativa entre protocols en aplicar una prova *t* de mostres acoblades ($p < .05$).

Figura 4

Valors individuals (marcadors i línies de colors) i mitjana i desviació estàndard de la mostra (barra i barra d'error) del valor relatiu de contracció màxima voluntària (%CMV) en l'última sèrie del protocol de contraccions isomètriques intermitents amb descansos curts entre sèries (30 s; C-TCII) i amb descansos llargs entre sèries (120 s; L-TCII)



Taula 2

Valors del lllindar electromiogràfic (EMGu) dels participants en els quals es va detectar expressats com a percentatge de la contracció màxima voluntària, i protocol de detecció

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

Nota. FDS-EMGu_{C-TCII} = lllindar electromiogràfic del flexor digital superficial en test de contraccions isomètriques intermitents amb descansos curts entre sèries (30 s); FDS-EMGu_{L-TCII} = lllindar electromiogràfic del flexor digital superficial en test de contraccions isomètriques intermitents amb descansos llargs entre sèries (120 s); FDP-EMGu_{C-TCII} = lllindar electromiogràfic del flexor digital profund en test de contraccions isomètriques intermitents amb descansos curts entre sèries (30 s); FDP-EMGu_{L-TCII} = lllindar electromiogràfic del flexor digital profund en test de contraccions isomètriques intermitents amb descansos llargs entre sèries (120 s).

Resultats de l'EMGu

Durant el procés de detecció dels diferents EMGu, es va eliminar el 9.4 % de les contraccions realitzades per no complir els criteris d'inclusió prèviament establerts. Mitjançant el protocol C-TCII únicament es va identificar l'FDS-EMGu_{C-TCII} en 2 participants, mentre que el protocol L-TCII va permetre detectar l'FDS-EMGu_{L-TCII} i l'FDP-EMGu_{L-TCII} en 4 i 2 participants, respectivament (Taula 1). En els dos casos en els quals es va detectar l'FDS-EMGu_{C-TCII} també es va identificar l'FDS-EMGu_{L-TCII}, i es van obtenir valors de l'EMGu similars entre protocols (Taula 2).

En el protocol C-TCII, considerant conjuntament els perfils de les regressions lineals de l'FDP i l'FDS en els quals no es va detectar l'EMGu, el 50 % va presentar un punt d'inflexió al final de la prova després del qual el pendent va canviar de positiu a negatiu, sense que cap punt de la segona regressió descendent superés la línia extrapolada de la primera regressió en -3SD. En canvi, en el protocol L-TCII i considerant conjuntament els perfils de les regressions lineals de l'FDP i l'FDS en els quals no es va detectar l'EMGu, el 43 % va mostrar un punt d'inflexió en el qual el pendent de la segona regressió era superior al de la primera, però cap punt de la segona regressió no superava la línia extrapolada de la primera regressió en +3SD (i.e., la regressió presentava un increment en el segon pendent, però no prou pronunciat).

Discussió

Els resultats del nostre estudi van evidenciar dificultats per poder detectar l'EMGu mitjançant protocols de contraccions isomètriques intermitents en la musculatura flexora dels dits de la mà. Aquest resultat qüestiona la generalització de les troballes d'estudis previs en relació amb l'EMGu

en diferents músculs i tasques, evidenciant la necessitat de continuar explorant l'aproximació metodològica per detectar aquest lllindar. No obstant això, el protocol amb descansos més llargs entre sèries va mostrar una taxa de detecció de l'EMGu (6 de 10 participants) superior a la del protocol amb descansos curts (2 de 10 participants), posant en relleu que canvis metodològics poden millorar la ràtio de detecció del lllindar.

Protocol C-TCII

Malgrat que alguns autors han assenyalat que l'EMGu no sempre és perceptible en la musculatura agonista estudiada (Jürimäe et al., 2007; Taylor i Bronks, 1995), crida l'atenció el contrast entre la taxa de detecció observada mitjançant el protocol C-TCII respecte a estudis previs amb protocols similars que han reportat taxes properes al 90 % en musculatura de l'extremitat inferior (Ertl et al., 2016). La detecció de l'EMGu depèn principalment dels criteris metodològics utilitzats per a la seva determinació, que han de ser rigorosos i amb un grau de precisió alt (Ertl et al., 2016). En el nostre estudi es va optar per determinar l'EMGu de forma matemàtica, eliminant la subjectivitat de l'avaluador. Només es considerava que existia un EMGu quan el punt d'inflexió calculat mitjançant regressió bisegmental incloïa almenys un punt de la segona regressió que superés en +3 SD l'extrapolació de la primera regressió. Els de Woods et al. (2019, 2020) són els únics estudis que també han aplicat aquest criteri en utilitzar un protocol de contraccions isomètriques intermitents amb descansos curts entre sèries. Tanmateix, van implementar un procediment addicional de reajustament quan no es detectava l'EMGu. Aquest consistia a transferir punts de $\bar{x}_{EMG_{RMS}}$ utilitzats en una de les dues regressions a l'altra si això millorava l'ajustament

del model. Aquesta estratègia podria haver contribuït a una taxa de detecció més gran de l'EMGu en el nostre estudi, però a costa de perdre certa objectivitat i simplicitat en el procés de detecció. En conseqüència, els nostres resultats evidencien que, a la musculatura poliarticular de l'extremitat superior i sota una metodologia objectiva i conservadora, la determinació de l'EMGu resulta altament complexa.

A banda dels criteris metodològics utilitzats, hi ha altres factors relacionats amb la biomecànica, la fisiologia i el control motor que podrien condicionar la detecció de l'EMGu. Encara que aquests factors no van ser avaluats directament en el nostre estudi, podrien ajudar a explicar els nostres resultats. En primer lloc, la selecció d'un gest en el qual participen diversos músculs com a agonistes, que creuen diverses articulacions i que presenten diversos tendons terminals (i.e., un per a cada dit), podria haver afectat els nostres resultats, ja que s'ha suggerit que la compensació entre músculs podria ser un dels principals factors que afecten al senyal d'EMG a l'hora de detectar llindars (Hug, 2010; Kouzaki et al., 2002). En segon lloc, l'evidència prèvia sembla indicar que el percentatge de fibres tipus IIb de l'FDS i l'FDP seria inferior al de la musculatura de l'extremitat inferior (Meznaric i Čarni, 2020). Atès que l'EMGu s'ha associat a l'increment en el reclutament d'UM de llindar alt (tipus II) (Ertl et al., 2016; Hug et al., 2006b; Lucía et al., el 1999; Moritani i DeVries, 1978), un baix percentatge de fibres tipus II podria limitar la manifestació de l'EMGu (Jansson, 1996). Finalment, diferències en la modalitat d'isometria utilitzada en el present estudi, en el qual hem utilitzat una acció tipus *pushing isometric muscle action* (PIMA), en comparació amb els estudis de Woods et al. (2019, 2020), en els quals es va utilitzar una acció tipus *holding isometric muscle action* (HIMA), també podrien haver afectat l'amplitud de l'EMG i la detecció de l'EMGu (Oranchuk et al., 2024).

Així, malgrat no ser un objectiu del present estudi avaluar la seva influència, canvis en la participació muscular al llarg del test, un baix percentatge de fibres tipus IIb en la musculatura analitzada i el tipus d'isometria utilitzada, podrien ser factors que ajudin a explicar les nostres dificultats per detectar l'EMGu. Especialment, aquests factors podrien ajudar a explicar aquells casos en els quals el punt d'inflexió del model bisegmental es va situar en les últimes sèries, seguit d'un canvi de pendent negatiu en el 50 % dels casos en els quals no es va detectar l'EMGu mitjançant el protocol amb descansos curts entre sèries. Aquest comportament podria estar relacionat amb un augment lineal de l'EMG provocat pels esmentats factors i que aquesta linealitat només es trenqués amb l'aparició de la fatiga, probablement induïda pels descansos curts del protocol C-TCII. Tot i així, la influència d'aquests factors és una qüestió que s'hauria d'abordar en futures investigacions.

Comparació dels protocols C-TCII i L-TCII

El protocol amb descansos llargs entre sèries va presentar una taxa de detecció de l'EMGu més gran, tant en l'FDS com en l'FDP en comparació amb el protocol de descansos curts. El protocol amb descansos llargs entre sèries va permetre completar un nombre de sèries més elevat y va finalitzar amb un percentatge de força màxima i uns valors de força aplicada en l'última sèrie superiors als obtinguts amb descansos curts, assolint prou intensitats per a la detecció de l'EMGu a causa d'un reclutament més gran d'UM de llindar alt (tipus II) (Ertl et al., 2016; Hug et al., 2006b; Lucía et al., el 1999; Moritani i DeVries, 1978). Aquest argument es veu avalat pel fet que, entre els EMGu no detectats mitjançant el protocol amb descansos llargs, només el 14.3 % dels casos presentava un punt d'inflexió en les sèries juntament amb un pendent de la segona regressió lineal negativa, en comparació amb el 50 % registrat amb el protocol de descansos curts. A més, el 43 % dels EMGu no detectats amb el protocol de descansos llargs va presentar un perfil amb un punt d'inflexió a partir del qual la segona regressió lineal mostrava un pendent positiu, però sense arribar a complir el criteri de validació per a l'EMGu. Això podria suggerir que el reclutament d'UM de llindar alt en alguns individus és menys abrupte que en d'altres i que seria necessari refinar la metodologia de detecció de l'EMGu per incloure diferents formes de reclutament.

Independentment del protocol fet servir, en el nostre estudi es va comptabilitzar un major nombre de deteccions de l'EMGu en l'FDS en comparació amb l'FDP, fet que es podria deure a la rellevància de l'FDS en la tasca utilitzada. De manera similar, investigacions prèvies (vegeu la revisió d'Ertl et al., 2016) fetes en musculatura diferent i principalment en cicloergòmetre, van reportar que el vast lateral com a principal agonista mostrava més taxes de detecció de l'EMGu en contrast amb músculs amb una participació menys predominant (p. ex., gastrocnemi, tibial anterior...). Per a la tasca executada en el nostre estudi, tant l'FDP com l'FDS han estat considerats els principals agonistes (Philippe et al., 2012; Schweizer i Hudek, 2011). No obstant això, investigacions recents indiquen que aquest tipus d'agafament afavoreix una activació més gran de l'FDS, flexionant activament l'articulació interfalàngica proximal, mentre que l'FDP actua com a estabilitzador de l'articulació interfalàngica distal juntament amb la musculatura extensora dels dits (Ferrer-Uris et al., 2023; Schweizer i Hudek, 2011).

En conjunt, els nostres resultats indiquen que la detecció de l'EMGu en la musculatura poliarticular del membre superior mitjançant protocols TCII resulta limitada quan es fan servir criteris metodològics objectius i conservadors. Tot i així, l'ampliació del temps de descans entre sèries va incrementar la taxa de detecció, probablement en facilitar la consecució de més intensitats contràctils i promoure un reclutament més

gran d'UM de tipus II, a més de mitigar els efectes interferents de la fatiga. D'aquesta manera, i malgrat les dificultats per determinar l'EMGu a la musculatura escollida, és possible que futures aproximacions metodològiques puguin millorar la nostra capacitat per determinar l'EMGu en la musculatura poliarticular de manera objectiva.

És important destacar que els resultats del present estudi s'han d'interpretar amb cautela, ja que es tracta d'un estudi de caràcter exploratori i metodològic, la qual cosa limita l'abast confirmatiu de les troballes. A més, la mostra va ser relativament petita, estava composta exclusivament per homes i presentava un grau d'entrenament heterogeni. Així mateix, i malgrat no identificar un efecte d'aprenentatge entre les dues sessions (i.e., millores en la MVC), és necessari remarcar que els participants estaven poc familiaritzats amb la tasca específica. Així mateix, els resultats obtinguts no són generalitzables a l'extremitat contralateral (no dominant) ni a d'altres músculs. Finalment, l'extrapolació d'aquestes troballes a poblacions d'altres edats s'ha de fer amb prudència, ja que s'ha descrit que la localització d'aquests llindars es pot desplaçar al llarg del cicle vital. Així, a més d'explorar qüestions metodològiques en la determinació de l'EMGu, futurs estudis també haurien d'avaluar les implicacions de l'ús de músculs monoarticulars i poliarticulars en la valoració de l'EMGu, així com considerar mostres més àmplies i diverses.

Conclusions

El nostre estudi va mostrar dificultats en la detecció de l'EMGu en la musculatura poliarticular de les extremitats superiors (flexors dels dits) mitjançant protocols de contraccions isomètriques intermitents. No obstant això, es va observar una taxa de detecció més gran de l'EMGu quan els descansos entre sèries van ser llargs (120 s) en comparació amb descansos més curts (30 s). Un descans més gran entre sèries facilitaria la detecció de l'EMGu, possiblement en permetre assolir nivells de força contràctil superiors, afavorint així el reclutament d'unitats motrius de llindar alt (tipus II) i atenuant els efectes de confusió de la fatiga.

Agraïments

Agraïm el suport de l'Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya (INEFC) de la Generalitat de Catalunya i del Grup de Recerca en Activitat Física, Alimentació i Salut (GRAFAiS, Generalitat de Catalunya 2021SGR/01190). Així mateix, agraïm als voluntaris la seva participació en aquest estudi.

Referències

- 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/jap.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/jap.2001.00764.2001>
- 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., & Burtscher, 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>

Conflicte d'interessos: les autories no han comunicat cap conflicte d'interessos.



© Copyright Generalitat de Catalunya (INEFC). Aquest article està disponible a l'URL <https://www.revista-apunts.com/ca/>. Aquest treball està publicat sota una llicència Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International License. Les imatges o qualsevol altre material de tercers d'aquest article estan inclosos a la llicència Creative Commons de l'article, tret que s'indiqui el contrari a la línia de crèdit; si el material no s'inclou sota la llicència Creative Commons, els usuaris hauran d'obtenir el permís del titular de la llicència per reproduir el material. Per veure una còpia d'aquesta llicència, visiteu <https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/deed.ca>