



Darjan Spudić,  
Primož Pori, Darjan Smajla

## Analiza odnosa med mišično aktivacijo in proizvedeno silo pri počepanju na inercijski napravi s stopnjevanjem inercijskega bremena – pilotna študija

### Izvleček

Namen raziskave je bil preveriti, kako velikost inercijskega bremena pri počepanju vpliva na odnos med mišično aktivacijo stegenskih mišic in ustvarjeno vertikalno silo. Podatki so bili zajeti v koncentričnem in ekscentričnem delu počepa pri izvedbi z največjo možno hitrostjo. Cilj raziskave je bil optimizirati merske postopke pri analiziranju elektro-mehanskega (EMG/sila) odnosa na inercijski napravi za izvedbo počepa, in sicer a) zmanjšati število vključenih sprednjih stegenskih mišic v analizo in b) zmanjšati število uporabljenih bremen za razločevanje mehanizmov (neuralni ali morfološki) pri izboljšanju mehanskih parametrov z vadbo za moč. Ugotovili smo, da zaradi ugotovljenih razlik v odnosu EMG/sila med posameznimi mišicami ob spreminjanju velikosti inercijskega bremena ni smiselno reducirati števila mišic ali bremen pri metodi analiziranja odnosa EMG/sila. Za zanesljivo vrednotenje napredka pri vadbi za moč mišic nog in dodatno ločevanja med neuralnimi in morfološkimi mehanizmi, odgovornimi za napredek, glede na izsledke raziskave priporočamo zajem signalov iz mišic *vastus lateralis*, *vastus medialis*, *rectus femoris* in *biceps femoris* pri vsaj treh inercijskih bremenih. Ugotovitve nam dajejo podlago za nadaljnje raziskovanje in kritično obravnavo vrednotenja učinkov vadbe za moč z inercijskimi napravami, podrobneje doprinosa neuralnih in morfoloških faktorjev, ki so odgovorni za izboljšanje mehanskih lastnosti mišic.

*Ključne besede:* inercija, ekscentrika, EMG, optimizacija, počep.



### EMG-force relationship during squats by increasing the Flywheel load – pilot study

#### Abstract

The aim of the study was to analyse the EMG to force ratio during flywheel squats with incremental loading conditions. The data were acquired in the concentric and eccentric part of the squat. Participants performed "all out" repetitions. The aim of our study was to optimize the measurement procedures in analyzing the electro-mechanical relationship using flywheel loading, as follows: a) to reduce the number of anterior thigh muscles involved in analysis and b) to reduce the number of loads used. We found that due to the observed differences in the electro-mechanical relationship between individual muscles when changing the size of the flywheel load, it is not reasonable to reduce the number of muscles or loads in the method of analyzing the electro-mechanical relationship. To reliably evaluate training adaptations for leg muscle strength and to further distinguish between the neural and morphological mechanisms responsible for adaptations, we recommend capturing signals from vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris and biceps femoris muscles at at least three flywheel loads, according to research findings. The findings provide the basis for further investigation and critical consideration of evaluating the effects of strength training using flywheel devices, in more detail the mechanisms responsible for improving the mechanical properties of muscles.

*Keywords:* Flywheel, Inertia, EMG, Ratio, Squat.

## ■ Uvod

Prilagoditve in mehanizmi vadbe za moč so bili v preteklosti že dobro raziskani. Povečanje sile ali navora s treningom lahko v grobem pripišemo t. i. nevrolnim ali morfološkim mehanizmom. Osnovna pristopa k razlikovanju med obema glavnima mehanizmoma sta analiza odnosa med velikostjo elektromiografskega signala (EMG) in proizvedeno silo ali navorom med zavestno mišično kontrakcijo ali M-valom (Pensini, Alain in Maffiuletti, 2002) ter analiza nivoja zavestne mišične aktivacije po metodi interpoliranih skrčkov (Folland in Williams, 2007; Misotič, 2013) ali vlaka impulzov. V prispevku se bomo osredotočili na prvo metodo z analiziranjem »elektromehanskega« odnosa (odnos EMG/sila). Samo preverjanje mišične aktivacije pri zavestnih mišičnih kontrakcijah nam torej ne omogoča razločevanja med izvorom nastalih prilagoditev na vadbo za moč (nevrolni ali morfološki) (Folland in Williams, 2007). Z meritvami odnosa EMG/sila je bilo ugotovljeno, da v prvih 4 tednih vadbe za moč prevladujejo nevroalne prilagoditve, po 3–5 tednih pa prevladujejo hipertrofične prilagoditve (DeVries, 1968).

Pri hipertrofičnih prilagoditvah na vadbo za moč se poveča ustvarjena mišična sila, medtem ko se velikost mišične aktivacije ne spremeni. Torej pride do zmanjšanja koeficienta odnosa EMG/sila. Pri nevrolnih prilagoditvah na vadbo za moč pa se zaradi hkratnega povečanja mišične aktivacije in ustvarjene mišične sile koeficient odnosa EMG/sila ne spremeni (Moritani in DeVries, 1979). Odnos EMG/sila je mogoče preverjati tudi z regresijsko krivuljo. Povečevanju proizvedene sile v izometričnih pogojih namreč kvazi-linearno sledi tudi povečevanje mišične aktivacije (Alkner, Tesch in Berg, 2000). Bolj trenirani posamezniki imajo pri tej metodi bolj položen naklon regresijske krivulje – se pravi je njihova ekonomičnost proizvodnje sile višja (DeVries, 1968). Ugotovljeno je bilo tudi, da je povečanje sile ali navora zaradi treninga lahko posledica zmanjšane aktivacije antagonista, zato bi bilo optimalno pri ločevanju trenažnih prilagoditev sočasno izmeriti tudi aktivacijo antagonista (Folland in Williams, 2007). Prav tako je smiselno signal normalizirati zaradi odvisnosti od lokalnih mišičnih sprememb, kot so spremembe v membranskih ionskih sistemih.

V primerjavi s tradicionalno vadbo z utežmi, raziskave na področju inercijske vadbe

(Lundberg, García-Gutiérrez, Mandić, Lilja in Fernandez-Gonzalo, 2019; Norrbrand, Fluckey, Pozzo in Tesch, 2008; Seynnes, de Boer in Narici, 2006) poročajo o zgodnejših, vendar ne superiornih (Maroto-Izquierdo idr., 2017; Nuñez Sanchez in Villarreal, 2017; Petré, Wernstål in Mattsson, 2018) morfoloških prilagoditvah mišičnega tkiva, kar avtorji poimenujejo tudi »robustnost« učinka vadbe. Vzrok za robustnejše rezultate je t. i. ekscentrična preobremenitev, ki je definirana kot razlika med silo, ki so ji mišice podvržene med ekscentrično in koncentrično fazo kontrakcije (Norrbrand idr., 2008). Zaradi vseh ugotovljenih pozitivnih učinkov ekscentrične kontrakcije na prilagoditve mišic (Enoka, 1996) lahko sklepamo, da z uporabo inercijskih naprav, ki omogočajo enostavno doseganje ekscentrične preobremenitve, v določenih želenih okvirih optimiziramo izvedbo ponovitev vaj.

Namen raziskave je bil preveriti, kako velikost inercijskega bremena pri počepanju vpliva na odnos med aktivacijo stegenskih mišic in ustvarjeno vertikalno silo v koncentričnem in ekscentričnem delu počepa pri izvedbi počepa z največjo možno hitrostjo. Cilj raziskave je bil optimizirati merske postopke pri analiziranju odnosa EMG/sila, in sicer a) zmanjšati število vključenih sprednjih stegenskih mišic v analizo in b) zmanjšati število uporabljenih bremen za razločevanje mehanizmov (nevrolni ali morfološki) pri izboljšanju mehanskih parametrov z vadbo za moč. Predpostavili smo, da v izračunanem odnosu EMG/sila med mišicami ne bo razlik ne glede na izbrano breme. Optimizirana metoda bi nam v prihodnjih raziskavah lahko predstavljala enostaven način ločevanja med mehanizmi, ki so odgovorni za napredek pri razvoju mišične sile, navora ali moči.

## ■ Metode

### Vzorec merjencev

V raziskavo je bilo prostovoljno vključenih 10 študentov Fakultete za šport ( $23,1 \pm 1,9$  let,  $174,1 \pm 8,5$  cm,  $70,1 \pm 11,5$  kg), od tega 5 žensk ( $22,8 \pm 1,94$  let,  $166,1 \pm 2,8$  cm,  $59 \pm 3,3$  kg) in 5 moških ( $23,4 \pm 1,7$  let,  $181,2 \pm 5,7$  cm in  $81,2 \pm 2,4$  kg). Vsi so bili seznanjeni s potekom meritev in z morebitnimi tveganji ter opozorjeni, da lahko iz kakršnega koli razloga prekinajo z izvajanjem meritev. Vsi so se strinjali, da se meritev udeležujejo na lastno odgovornost. Vsi posamezniki so bili seznanjeni z načinom izvedbe ponovitev na inercijski napravi za izvedbo počepa,

vendar v preteklosti z inercijsko obremenitvijo še niso izvedli sistematičnega trenažnega protokola. Celoten eksperiment je bil izveden v skladu s Helsinško deklaracijo (WHO, 2013).

### Postopek, pripomočki in načini obdelave podatkov

Meritve so potekale v Kineziološkem laboratoriju Fakultete za šport. Pred izvedbo meritvenega postopka smo udeležencem namestili brezžične elektrode (Delsys INC., Natick, Massachusetts) za zajemanje elektromiografskega (EMG) signala po navodilih Seniam (<http://www.seniam.org/>) (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, in Rau, 2000). Koža je bila primerno pripravljena z odstranitvijo dlak, brušenjem in razkuževanjem. Zajeli smo signale mišic *rectus femoris* (RF), *vastus medialis* (VM), *vastus lateralis* (VL) in *biceps femoris* (BF). Za namestitvijo elektrod so udeleženci izvedli standardizirano ogrevanje, ki je bilo sestavljeno iz stopanja na 20 cm visoko skrinjo (izmenično – 2 minuti z levo vodilno in 2 minuti z desno vodilno nogo) v tempu 120 udarcev na minuto. Vsak udarec metronoma je pomenil dotik stopala s tlemi oziroma skrinjo. Po stopanju so udeleženci izvedli še dinamične raztezne gimnastične vaje za sprednje stegenske mišice (*m. quadriceps*), upogibalke v kolku (*m. iliopsoas*) in upogibalke v kolenu (*m. biceps femoris*) v obsegu 10 ponovitev, počasnem tekočem koncentričnem tempu in z največjo možno amplitudo giba. Za specifični del ogrevanja so vadeči izvedli deset sub-maksimalnih počepov na inercijski napravi.

Zatem smo izvedli referenčne meritve navora in EMG signala. Navor smo izmerili na izometrični upornici za izteg/upogib kolena s pripadajočim tlačno-nateznim senzorjem sile (MES, Maribor). Kot v kolenu je bil  $60^\circ$ . Protokol je zajemal progresivno izometrično naprežanje mišic na 40, 60, 80 in 100 % največje hotene aktivacije mišic. Kot referenčna vrednost amplitude EMG signala je bil zajet kvadratni koren aritmetične sredine kvadratov (RMS) signala v območju ene sekunde okoli točke največjega ustvarjenega navora na upornici med največjo hoteno izometrično kontrakcijo. V obdelavo smo vzeli boljšo izmed dveh ponovitev testa za izteg in upogib kolena odzivno dominantne noge.

Za izvedbo počepov je bila uporabljena namensko izdelana inercijska naprava za izvajanje počepa in tri absolutno izbrana inercijska bremena ( $0,025 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$ ,  $0,1 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$

in  $0,15 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$ ). Za zajem podatkov o skupni sili, ki jo je posameznik ustvaril pri potegu vrvice, je bila uporabljena namensko izdelana programska oprema, ki omogoča branje in analizo signalov iz prekinjajočega laserskega senzorja frekvence vrtenja (Slot-type Optocoupler Module Speed Measuring Sensor for Arduino/51/AVR/PICCG, JingJiang, Kitajska). Laserski senzor prekinja namensko skonstruiran 35-zobni plastični zobnik s premerom 50 mm, ki je nameščen na os vrtenja naprave. V pilotni študiji smo ugotovili visoko do odlično ponovljivost (ICC:  $0,89\text{--}0,96$ ) in zmerno do zelo visoko veljavnost (ICC:  $0,72\text{--}0,94$ ) omenjene merilne opreme in meritvenega protokola za spremenljivke sile (Spudič, Kambič, Cvitkovič in Pori, 2020).

Merjenci so bili na napravo pritrjeni s pasom, ki je omogočal obremenitev preko medenice (Slika 1). Vsak posameznik je nato v naključnem vrstnem redu izvedel eno serijo počepov pri vsakemu bremenu. Glavni cilj je bil določeno breme čim hitreje zavrteti v koncentričnem delu počepa, v prvi tretjini ekscentričnega dela potezno vrv razbremeniti in nato v zadnjih dveh tretjinah ekscentričnega dela počepa utež čim hitreje zaustaviti. Izbrana bremena so bila dodeljena v naključnem vrstnem redu.

Vsak posameznik je izvedel 2 uvodni ponovitvi, ki sta bili namenjeni spraviti utež v vrtenje, in nato 5 maksimalnih ponovitev, tj. ponovitev z največjim možnim mišičnim naprežanjem, s katerimi je utež zavrtel čim hitreje. Med izvedbo počepov ni bilo dovoljeno dvigniti pet s podlage, globina spusta pa je bila individualno določena z markerjem na navojni vrvi ( $90^\circ$  fleksije v kolenu). Med posameznimi serijami je bil določen 5 minutni odmor.

Podatke o vertikalni sili vlečenja vrvi med izvedbo počepa smo pridobili z lastno programsko opremo, EMG signal pa je bil zajet s pomočjo sistema PowerLab (ADInstruments, Bella Vista, Avstralija) in obdelan s programsko opremo LabChart v8 (ADInstruments, Bella Vista, Avstralija). Signal sile iz lastne programske opreme je bil interpoliran ( $1000 \text{ Hz}$ ) in poglajen (drseče povprečje,  $n = 50 \text{ ms}$ ). Parameter največje sile v posamezni seriji je bil izračunan kot povprečje treh najboljših ponovitev v koncentričnem in ekscentričnem delu počepa in izražen kot relativni delež – na kilogram telesne mase posameznika. EMG signal je bil najprej premaknjen v levo ( $48 \text{ ms}$ ) zaradi pojava elektromehanske zakasnitve (Cavanagh in Komi, 1979). Kasneje je bil zajet  $0,25$  sekundni interval EMG signala v koncentrič-

nem in ekscentričnem delu ponovitve vaje okoli točke, kjer je bila med počepanjem proizvedena največja sila. Za interval zajetega surovega EMG signala je bil izračunan RMS, s katerim smo dobili amplitudo EMG signala posamezne mišice. Tudi amplituda EMG signala je bila izračunana kot povprečje treh najboljših ponovitev v seriji, posebej v koncentričnem in ekscentričnem delu počepa. Kasneje je bila amplituda EMG signala med počepanjem izražena relativno (v odstotkih), in sicer glede na amplitudo EMG signala, ki smo jo izmerili pri največji hoteni izometrični kontrakciji na upornici za izteg/upogib kolena. Odnos med izračunano relativno mišično aktivacijo (%EMG) in največjo proizvedeno relativno silo med počepanjem je bil izračunan kot koeficient med slednjima (%EMG/sila) za vsako od štirih stegenskih mišic in pri vsakemu izmed treh bremen.

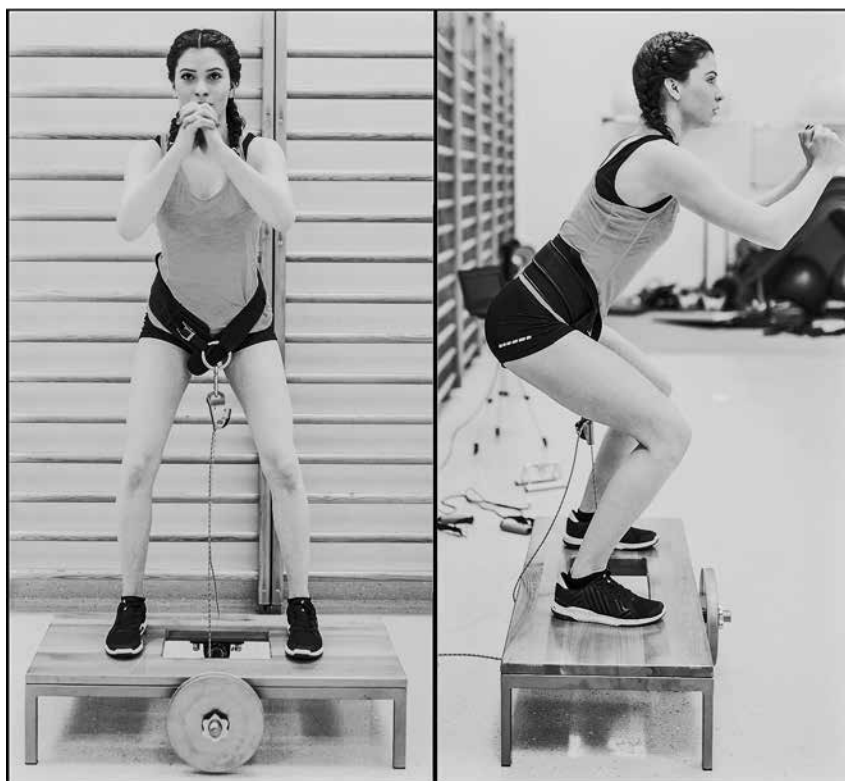
## Statistična analiza

Za vse spremenljivke je bila izračunana opisna statistika. Morebitna prisotnost osamelcev je bila za vsako spremenljivko preverjena z raztresenim grafikonom. Normalnost porazdelitve znotraj skupin je bila preverjena s Shapiro-Wilkovim testom ( $p < 0,05$ ; nenormalna porazdelitev) in sferičnost z Mauchlyjevim testom ( $p > 0,05$ ; variance razlik med vsemi kombinacijami skupin so homogene).

Za preverjanje razlik v odnosu %EMG/sila med tremi različnimi bremenmi smo uporabili dvosmerno analizo variance za ponovljene meritve ( $3 \times 4$ ; faktor breme:  $0,025 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$ ,  $0,1 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$  in  $0,15 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$ ; faktor mišica: VL, VM, RF in BF), posebej za koncentrični in ekscentrični del ponovitev vaje. V primeru obstoja razlik med bremenmi ali mišicami je bil z namenom preverjanja razlik znotraj skupin izveden Bonferronijev post-hoc test ( $p < 0,05$ ; statistično pomembna razlika). Za obdelavo podatkov je bil uporabljen statistični program SPSS za Windows 25.0 (IBM Corporation, New York, ZDA), Microsoft Office Excel 2013 (Microsoft, Washington, ZDA) in lastna izdelana programska oprema. Statistična značilnost je bila sprejeta z dvostransko 5 % napako alfa.

## Rezultati

Ugotovili smo, da je bila porazdelitev rezultatov v vseh skupinah normalna (Shapiro-Wilk,  $p < 0,05$ ) in da so bile razlike varianc med kombinacijami skupin homogene (Mauchly,  $p > 0,052$ ).



Slika 1. Prikaz izvedbe počepa na inercialni napravi.

Tabela 1

Opisna statistika relativne mišične aktivacije (%EMG) pri počepanju na inercijski napravi pri različnih inercijskih bremenih

| Mišica | Breme (kg·m <sup>2</sup> ) | Koncentričen del |        | Ekscentričen del |        |
|--------|----------------------------|------------------|--------|------------------|--------|
|        |                            | AS (%)           | SD (%) | AS (%)           | SD (%) |
| VL     | 0,05                       | 37,0             | 8,5    | 53,8             | 9,4    |
|        | 0,1                        | 56,4             | 11,6   | 73,6             | 15,3   |
|        | 0,15                       | 81,8             | 10,2   | 67,4             | 14,2   |
| VM     | 0,05                       | 44,6             | 10,0   | 54,9             | 9,4    |
|        | 0,1                        | 56,8             | 14,7   | 59,6             | 14,3   |
|        | 0,15                       | 81,0             | 9,5    | 69,7             | 16,8   |
| RF     | 0,05                       | 35,1             | 13,1   | 36,1             | 11,6   |
|        | 0,1                        | 48,9             | 14,8   | 61,7             | 22,4   |
|        | 0,15                       | 85,2             | 13,0   | 58,6             | 18,9   |
| BF     | 0,05                       | 10,5             | 8,5    | 12,2             | 4,8    |
|        | 0,1                        | 13,7             | 7,1    | 16,4             | 10,1   |
|        | 0,15                       | 22,4             | 16,3   | 25,1             | 15,0   |

Legenda. AS – aritmetična sredina; SD – standardni odklon; VL – vastus lateralis; VM – vastus medialis; RF – rectus femoris; BF – biceps femoris.

Tabela 2

Opisna statistika največje relativne sile pri počepanju na inercijski napravi pri različnih inercijskih bremenih

| Breme (kg·m <sup>2</sup> ) | Koncentričen del |             | Ekscentričen del |             |
|----------------------------|------------------|-------------|------------------|-------------|
|                            | AS (N/kgTM)      | SD (N/kgTM) | AS (N/kgTM)      | SD (N/kgTM) |
| 0,05                       | 8,60             | 2,92        | 13,01            | 9,15        |
| 0,1                        | 10,88            | 1,23        | 15,00            | 11,81       |
| 0,15                       | 14,29            | 2,42        | 19,46            | 12,90       |

Legenda. AS – aritmetična sredina; SD – standardni odklon.

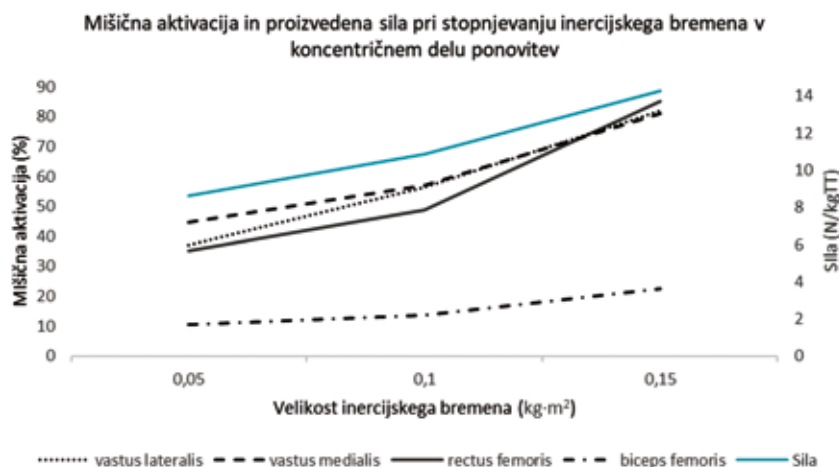
Z dvostransko analizo variance za ponovljene meritve smo ugotovili statistično pomembno interakcijo med faktorjema breme in mišica ( $F = 2,588$ ,  $p = 0,028$ ) v koncentričnem delu ponovitev vaje (Slika 4). Statistično pomemben je bil tudi glavni učinek faktorja mišica ( $F = 80,130$ ,  $p = 0,000$ ), medtem ko glavni učinek faktorja breme ni bil statistično pomemben ( $F = 2,448$ ,  $p = 0,115$ ). S post-hoc testiranjem smo ugotovili statistično pomembne razlike med mišicama VL in BF ( $p = 0,000$ ), VM in BF ( $p = 0,000$ ) ter RF in BF ( $p = 0,000$ ).

Podobne rezultate smo dobili tudi pri dvostranski analizi variance za ponovljene meritve v ekscentričnem delu ponovitev vaje (Slika 5). Ugotovili smo statistično pomembno interakcijo med faktorjema breme in mišica ( $F = 3,286$ ,  $p = 0,008$ ). Statistično pomemben je bil tudi glavni učinek faktorja mišica ( $F = 65,108$ ,  $p = 0,000$ ), medtem ko glavni učinek faktorja breme ni bil statistično pomemben ( $F = 0,065$ ,  $p = 0,938$ ). S post-hoc testiranjem smo ugotovili statistično pomembne razlike med mišicama VL in BF ( $p < 0,001$ ), VM in BF ( $p < 0,001$ ) ter RF in BF ( $p < 0,001$ ). Dodatno smo v primerjavi s koncentričnim delom ugotovili tudi statistično pomembne razlike med mišicama VL in RF ( $p = 0,035$ ).

## Razprava

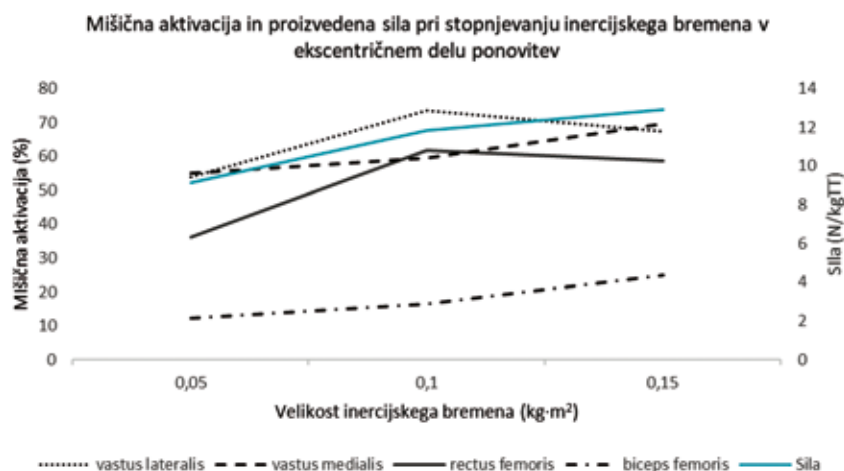
Glavna ugotovitev raziskave je bila, da se s spreminjanjem velikosti inercijskega bremena odnosi %EMG/sila med mišicami pomembno spremenijo. V koncentričnem delu ponovitev vaje je koeficient %EMG/sila mišice BF nižji od ostalih mišic. Prav tako je tudi v ekscentričnem delu ponovitev koeficienta %EMG/sila mišice BF nižja od ostalih mišic. Dodatno je v ekscentričnem delu ponovitev nižji tudi koeficient %EMG/sila mišice RF v primerjavi z VL. Pri nadaljnjih raziskavah, ki zajemajo odnose EMG/sila pri počepih na inercijskih napravah, je torej ne relevantno posploševati rezultate ene izmed izbranih stegenskih mišic na vse stegenske mišice, saj se vsaka izmed mišic obnaša svojstveno.

Med bremenom se odnosi %EMG/sila ne razlikujejo. S tem je bila potrjena naša predpostavka o enakosti odnosov med različnimi bremenom. Predpostavka je temeljila na edini raziskavi, ki je do danes preverjala relativno mišično aktivacijo pri različnih inercijskih bremenih. Podobno kot Carroll idr. (2018) smo ugotovili, da se pri izbiri večjega absolutnega inercijskega bremena poveča

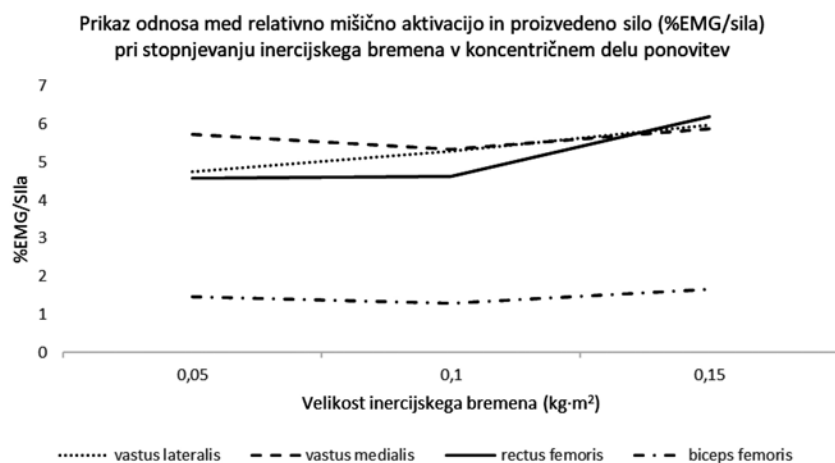


Slika 2. Relativna mišična aktivacija (%EMG) in proizvedena sila pri treh inercijskih bremenih v koncentričnem delu počepa.

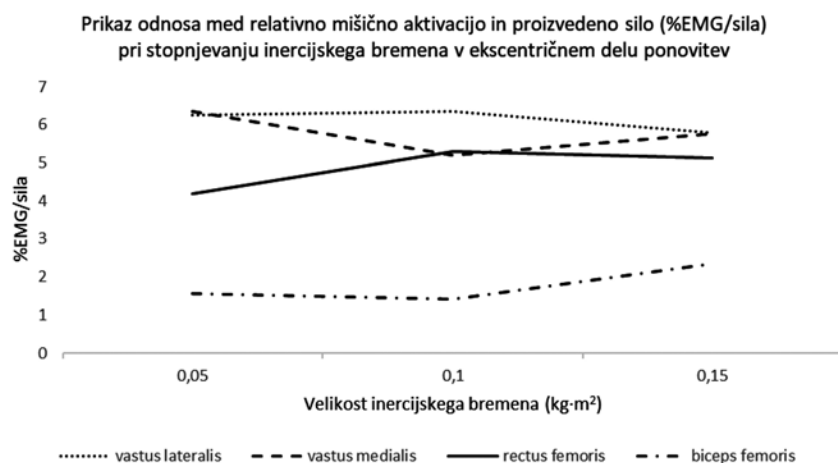




Slika 3. Relativna mišična aktivacija (%EMG) in proizvedena sila pri treh inercijskih bremenih v ekscentričnem delu počepa.



Slika 4. Prikaz odnosa %EMG/sila v koncentričnem delu počepa pri povečevanju inercijskega bremena.



Slika 5. Prikaz odnosa %EMG/sila v ekscentričnem delu počepa pri povečevanju inercijskega bremena.

ustvarjena sila na podlago, čemur sledi tudi aktivacija mišic VM in VL (Slika 2 in Slika 3).

Enako kot pri vadbi z utežmi (Nishiwaki, Urabe in Tanaka, 2006) smo ugotovili, da je %EMG in posledično odnos %EMG/sila mišice BF pri počepanju občutno nižji od ostalih mišic, kar lahko logično pojasnimo z nalogo mišice, ki pri izvedbi počepa ne sodeluje kot primarna mišica (Contreras, Vigotsky, Schoenfeld, Beardsley in Cronin, 2016). Mišica je dvosklepna in v primeru počepa izteguje kolk ter po lombardovem paradoksu sodeluje pri iztegu kolena, kjer je njena naloga v večji meri tudi preprečevanje premika golenice naprej.

Ugotovili smo, da se %EMG med mišicami razlikuje med posameznimi bremenih. V koncentričnem delu pri najlažjem bremenu tako v največji meri k sili doprinese mišica VM, medtem ko pri najvišjem bremenu vodilno vlogo prevzame mišica RF. Verjetno je to posledica mehanskih oziroma nevalnih lastnosti mišic (izvor in narastišče, eno/dvosklepnost, kot penacije, struktura vlaken, oživčenje in podobno), ki glede na potrebe doprinesejo svoj delež k izvedbi giba (Al-kner idr., 2000). Norrbrand, Tous-Fajardo, Vargas, in Tesch (2011) so ugotovili večjo aktivacijo RF v ekscentrični fazi počepa v primerjavi s koncentrično fazo kot tudi v primerjavi z vadbo z utežmi. Raziskava je zajemala zgolj meritve pri enem inercijskem bremenu. Rezultati naše raziskave kažejo, da je %EMG v ekscentričnem delu ponovitev večja v primerjavi s koncentričnim delom, vendar se kaže trend padanja aktivacije pri povečevanju inercijskega bremena in s tem sile na podlago, ki jo mora vadeči proizvesti pri zaustavljanju uteži. Prav tako v ekscentrični fazi pride do nižje %EMG mišice RF v primerjavi z VL pri velikem inercijskem bremenu (višjih silah), kar lahko razložimo z večjim opiranjem na pasivne elemente mišice pri proizvajanju velikih sil pri mišici RF (Enoka, 1996). Obstaja možnost, da zaradi potega, ki ga povzroči utež v ekscentrični fazi, pride do spremembe v tehniki izvedbe počepa (večji predklon, fleksija trupa), kar lahko zaradi naklona medenice vpliva na optimalno razmerje sila-dolžina dvosklepne mišice RF. Kot zadnjo možnost za nižjo izmerjeno vrednost aktivacije bi lahko pripisali tudi vključitvi varovalnih nevalnih mehanizmov mišice pri velikih silah pri ekscentrični kontrakciji (Aagaard, Simonsen, Andersen in Magnusson, 2000), vendar sklepamo, da bi temu botroval tudi večji padec v proizvedeni sili.

V ekscentričnem delu kontrakcije ni zahteve po dodatni rekrutaciji motoričnih enot zaradi opiranja na pasivne elemente mišic za ustvarjanje sile (Carroll idr., 2018; Herzog, 2018). Sklepamo lahko, da zato pride do padca odnosa %EMG/sila pri velikem inercijskem bremenu in posledično velikih silah. Slednji rezultat je v skladu z raziskavo Carrola in sodelavcev (2018) pri izvedbi počepa, medtem ko so Norrbrand, Pozzo in Tesch (2010) ugotovili, da v ekscentrični fazi izvedbe iztega kolena na inercijski napravi pride do višje %EMG sprednjih stegenskih mišic v primerjavi s koncentrično fazo. Pomankljivost omenjene raziskave je, da je bila izvedena samo pri enem absolutno določenem bremenu.

Zaradi ugotovljenih razlik v odnosu %EMG/sila med posameznimi mišicami ob spreminjanju velikosti inercijskega bremena v prihodnje ni smiselno reducirati števila mišic ali bremen pri analiziranju odnosov med mišično aktivacijo in ustvarjeno vertikalno silo pri počepanju. Za zanesljivo vrednotenje napredka pri vadbi za moč mišic nog in dodatno ločevanja med nevralnimi in morfološki mehanizmi, ki so za napredek odgovorni, glede na izsledke pilotne raziskave priporočamo zajem signalov iz mišic VL, VM, RF in BF pri vsaj treh inercijskih bremenih. Ugotovitve nam dajejo podlago za nadaljnje raziskovanje in kritično obravnavanje vrednotenja učinkov vadbe za moč z inercijskimi napravami.

## Literatura

1. Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L. in Magnusson, S. P. (2000). Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction: effects of resistance training. *J Appl Physiol*, 89, 2249–2257.
2. Alkner, A., Tesch, P. E. R. A., in Berg, H. E. (2000). Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. *Med Sci Sports Exerc*, 32(2), 459–463.
3. Carroll, K. M., Wagle, J. P., Sato, K., Christopher B. Taber, N. Y., Bingham, G. E. in Stone, M. H. (2018). Characterising overload in inertial flywheel devices for use in exercise training. *Sports Biomechanics*, 18(4), 1–12. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1433715>
4. Cavanagh, P. R. in Komi, P. V. (1979). Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 42(3), 159–163. <https://doi.org/10.1007/BF00431022>
5. Contreras, B., Vigotsky, A. D., Schoenfeld, B. J., Beardsley, C. in Cronin, J. (2016). A comparison of gluteus maximus, biceps femoris, and vastus lateralis electromyography amplitude in the parallel, full, and front squat variations in resistance-trained females. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(1), 16–22. <https://doi.org/10.1123/jab.2015-0113>
6. DeVries, H. (1968). „EFFICIENCY OF ELECTRICAL ACTIVITY“ AS A PHYSIOLOGICAL MEASURE OF THE FUNCTIONAL STATE OF MUSCLE TISSUE. *American Journal of Physical Medicine*, 47(1), 10–22.
7. Enoka, R. M. (1996). Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *Journal of applied physiology*, 81(6), 2339–2346. <https://doi.org/10.1152/jappl.1996.81.6.2339>
8. Folland, J. P. in Williams, A. G. (2007). The adaptations to strength training: Morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Medicine*, 37(2), 145–168. <https://doi.org/10.2165/00007256-200737020-00004>
9. Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. in Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361–374.
10. Herzog, W. (2018). Why are muscles strong, and why do they require little energy in eccentric action? *Journal of Sport and Health Science*, 7(3), 255–264. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2018.05.005>
11. Lundberg, T. R., García-Gutiérrez, M. T., Mandić, M., Lilja, M. in Fernandez-Gonzalo, R. (2019). Regional and muscle-specific adaptations in knee extensor hypertrophy using flywheel versus conventional weight-stack resistance exercise. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 44(8), 827–833. <https://doi.org/10.1139/apnm-2018-0774>
12. Maroto-Izquierdo, S., García-López, D., Fernandez-Gonzalo, R., Moreira, O. C., González-Gallego, J. in Paz, J. A. (2017). Skeletal muscle functional and structural adaptations after eccentric overload flywheel resistance training: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(10), 943–951. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.03.004>
13. Misotič, N. (2013). *Primerjava merjenja nivoja aktivacije štiriglave stegenske mišice z dvojnim in trojnim vrnjenim skrčkom*. Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport. <https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
14. Moritani, T. in DeVries, H. (1979). Neural Factors Versus Hypertrophy. *American Journal of Physical Medicine*, 58(3), 115–130.
15. Nishiwaki, G. A., Urabe, Y. in Tanaka, K. (2006). EMG analysis of lower extremity muscles in three different squat exercises. *Journal of the Japanese Physical Therapy Association*, 9(1), 21–26. <https://doi.org/10.1298/jjpta.9.21>
16. Norrbrand, L., Fluckey, J. D., Pozzo, M. in Tesch, P. A. (2008). Resistance training using eccentric overload induces early adaptations in skeletal muscle size. *Eur J Appl Physiol*, 102, 271–281. <https://doi.org/10.1007/s00421-007-0583-8>
17. Norrbrand, L., Pozzo, M. in Tesch, P. A. (2010). Flywheel resistance training calls for greater eccentric muscle activation than weight training. *Eur J Appl Physiol*, 110, 997–1005. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1575-7>
18. Norrbrand, L., Tous-Fajardo, J., Vargas, R. in Tesch, P. (2011). Quadriceps muscle use in the flywheel and barbell squat. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 82(1), 13–19. <https://doi.org/10.3357/ASEM.2867.2011>
19. Nuñez Sanchez, F. J. in Villarreal, E. S. (2017). Does flywheel paradigm training improve muscle volume and force? A meta-analysis. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(11), 3177–3186. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002095>
20. Pensini, M., Alain, M. in Maffiuletti, N. (2002). Central versus peripheral adaptations following eccentric resistance training. *International Journal of Sports Medicine*, 23(8), 567–574. <https://doi.org/10.1055/s-2002-35558>
21. Petré, H., Wernstål, F. in Mattsson, C. M. (2018). Effects of Flywheel Training on Strength-Related Variables: A Meta-analysis. *Sports medicine*, 48(5), 1–15. <https://doi.org/10.1186/s40798-018-0169-5>
22. Seynnes, O. R., de Boer, M. in Narici, M. V. (2006). Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 102(1), 368–373. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00789.2006>
23. Spudič, D., Kambič, T., Cvitkovič, R. in Pori, P. (2020). Reproducibility and criterion validity of data derived from a flywheel resistance exercise system. *Isokinetics and Exercise Science*, 1(1), 9. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.126.1.78>
24. WHO. (2013). Declaration of Helsinki Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects. *JAMA*, 310(20), 2191–2194. <https://doi.org/doi:10.1001/jama.2013.281053>

Darjan Spudič, mag. kin.

Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport  
Gortanova 22, 1000 Ljubljana  
[darjan.spudic@fsp.uni-lj.si](mailto:darjan.spudic@fsp.uni-lj.si)