

**Znanstveno-raziskovalno središče Koper  
Garibaldijska 1, 6000 Koper**

## **IDENTIFIKACIJA VRSTE MIŠIČNE UTRUJENOSTI PO ŠPORTNEM NAPORU**

*Končno raziskovalno poročilo*

***Boštjan ŠIMUNIČ<sup>1</sup>, Katarina PUŠ<sup>1</sup>, Jure URBANC<sup>1</sup>, Aleš HOLOBAR<sup>2</sup>, Miloš KALC<sup>1,3</sup>***

***<sup>1</sup> Znanstveno-raziskovalno središče Koper, Inštitut za kineziološke raziskave, Slovenija***

***<sup>2</sup> Univerza v Mariboru, Fakulteta za elektrotehniko, računalništvo in informatiko, Laboratorij za sistemsko tehniko, Slovenija***

***<sup>3</sup> Univerza v Mariboru, Medicinska fakulteta, Inštitut za športno medicino, Slovenija***

Koper, 16.12.2021

## UVOD

Projekt je nadgradnja dveh projektov ARRS –Dekompozicija tenziomiograma skeletne mišice in identifikacija kontraktilnih parametrov občutljivih na mišične prilagoditve (L7-9421) in Dekompozicija sestavljenih mišičnih potencialov (J2-1731). Projekta izvajata Inštitut za kineziološke raziskave Znanstveno raziskovalnega središča Koper in Laboratorij za sistemsko programsko opremo Fakultete za elektrotehniko, računalništvo in informatiko Univerze v Mariboru ter sodeluje tudi Inštitut za športno medicine Medicinske fakultete Univerze v Mariboru. V tem poročilu podajamo poročilo le o sklopu raziskave, ki je vezana na ta projekt.

Ponavljajoča se aktivacija mišic privede do utrujenosti. Vzrok za to je v zaporedju sprememb živčnega in mišičnega sistema med naprežanjem. Poleg ponavljajočih se aktivacij mišic, je mišična utrujenost odvisna od vrste naprežanja, intenzivnosti, trajanja in značilnosti športnika (tip mišičnih vlaken, treniranosti, spola ipd.) (Strojnik in Komi; 1998; 2000; Tomažin in sod., 2008). Utrujenost ločimo na centralno in periferno, odvisno, kje na poti od centralnega živčnega sistema do kontraktilnih elementov utrujenost nastopi. Mejniki med centralno in periferno utrujenostjo je definiran z motorično ploščico. Vsi procesi proksimalno od motorične ploščice spadajo med dejavnike, ki so odgovorni za centralno utrujenost. Procese distalno od motorične ploščice pa predstavljajo dejavnike, ki vplivajo na periferno utrujenost (Bigland – Ritchi, 1986).

### Centralna utrujenost

Centralna mišična utrujenost je definirana kot zmanjšana sposobnost centralnega živčnega sistema za aktivacijo mišice med hoteno kontrakcijo (Gandevia, 2001). Kot vzrok se največkrat navaja manjše število zavestno sproženih motoričnih enot in nižja frekvenca proženja, ki lahko izvira iz spinalnih in supraspinalnih mehanizmov (Taylor in sod., 2006). Največkrat se pojavi pri nizko intenzivnih (do 30% največje hotene kontrakcije), dlje časa trajajočih neprekinjenih izometričnih kontrakcijah, v manjši meri pa pri visoko intenzivnih kontrakcijah (Lattier in sod., 2004). Centralno mišično utrujenost izmerimo s povečanjem sile, izzvane z električno stimulacijo med največjo hoteno kontrakcijo. To pomeni, da vrinjen skrček med največjo hoteno kontrakcijo izzove višje povečanje sile, in lahko sklepamo, da

nekatero motorične enote niso aktivne oz. niso bile dovolj vzdražene. Kadar največja hotena mišična sila pade, hkrati pa ne pride do padca električno izzvane sile, lahko govorimo o pojavu centralne utrujenosti (Gandevia in sod., 1995). Primerjava sile vrinjenega skrčka (enojnega ali dvojnega) med največjo hoteno izometrično kontrakcijo s silo skrčka sproščene mišice predstavlja osnovno metodo za ugotavljanje centralne utrujenosti (Bigland-Ritchie in sod., 1986; Vollestad in sod., 1988). Izračunano razliko imenujemo tudi nivo aktivacije. Nivo aktivacije je izražen kot razmerje med velikostjo sile skrčka med največjo hoteno kontrakcijo in velikostjo sile skrčka v mirovanju, takoj po največji hoteni kontrakciji.

### Periferna utrujenost

Periferna utrujenost je definirana kot zmanjšana sposobnost kontraktilnega dela mišice za razvoj sile, kljub nespremenjeni aktivaciji centralnega živčnega sistema (Fuglevand in sod., 1993). Pri tem prihaja do motenj živčno - mišičnega prenosa preko motorične ploščice, širjenja akcijskega potenciala po membrani mišičnega vlakna, kar predstavlja visokofrekvenčno periferno in motnje v aktivaciji kontraktilnih mehanizmov mišice, kar pa imenujemo nizkofrekvenčno utrujenost. Visokofrekvenčna utrujenost se v športu pojavi pri ekscentrično - koncentričnem mišičnem krčenju, pogoj pa je visoka intenzivnost izvedbe in kratko trajanje. Manj intenzivno krčenje dlje trajajoče aktivnosti pa privede do nizkofrekvenčne utrujenosti (Edwards, 1975). Visokofrekvenčno utrujenost lahko izzovemo z mišično stimulacijo z visokimi frekvencami med 70 - 100 Hz. Tipično pri stimuliranju z visokimi frekvencami je, da mišična sila hitro upade (Jones in Bigland - Ritchie, 1986), po krajšem nekaj sekundnem odmoru pa se sila povrne na začetno vrednost (Allen in sod., 2008). Nizkofrekvenčno utrujenost lahko sprožijo različne mišične obremenitve oz. naprežanja, pri nizkih frekvencah draženja, obnova mišične sile ob nizkofrekvenčni utrujenosti je počasna, traja lahko več ur ali celo več dni (Allen in sod., 2008). Periferno mišično utrujenost merimo preko sile oz. navora ob stimulaciji sproščene mišice pred in po protokolu utrujanja z visokimi frekvencami (80-100 Hz), za visokofrekvenčno utrujenost, oz. z nizkimi frekvencami (10-20 Hz) za ugotavljanje nizkofrekvenčne utrujenosti.

### Merjenje mišične utrujenosti

Mišično utrujenost običajno merimo z dinamometrijo preko upada največje izometrične sile oz. navora oz. moči, merjenje časa, v katerem posameznik doseže najnižjo ciljno vrednost sile oz. navora oz. moči. Ker ima dinamometrija svoje pomanjkljivosti, predvsem v neobčutljivosti in neselektivnosti merjenja, se v ospredje postavlja tenziomiografija, katera pa ne meri sile oz. navora oz. moči. Je pa Tenziomiografija občutljivejša predvsem za detekcijo hitrih mišičnih akcij, katere se pri dinamometriji zadušijo med propagacijo mehanskega odziva preko vlaken, aponeuroze in tetiv na distalno kost. Tenziomiografija je tudi selektivnejša, saj meri odziv mišice kar direktno na trebuhu mišice in ne distalno na kosti kot se to izvaja pri dinamometriji. S študijami so dokazali visoko ponovljivost tenziomiografske metode (Šimunič, 2012; Martín-Rodríguez in sod. 2017) in povezavo med počasnimi mišičnimi vlakni ter daljšim časom krčenja (Tc) (Šimunič in sod., 2011). Tenziomiografija je bila uporabljena v različnih študijah mišične utrujenosti. Ugotovili so, da se je čas krčenja podaljšal in amplituda krčenja zmanjšala (Hunter in sod., 2012; García - Manso in sod., 2012; Raeder in sod., 2016). Pri utrujanju z mišično stimulacijo (5 min trajajoči vlak impulzov, 15 impulzov na sekundo – 30 HZ) je v študiji Macgregor in sod. (2015) so ugotovili zmanjšanje amplitude krčenja, medtem ko je čas krčenja ostal nespremenjen. Gasparini in sod. (2012) so ob 1 minutnem utrujanju z električno stimulacijo (1 Hz) pri pacientih s periferno arterijsko zožitvijo poročal o skrajšanju Tc. Pri utrujanju s počepi je se je čas krčenja zmanjšal in povečala amplituda krčenja (Giovanelli in sod., 2016).

Namen te študije je bil vrednotiti veljavnost tenziomiografskega merjenja po centralni in periferni (nizkofrekvenčni in visokofrekvenčni) utrujenosti.

## **METODE**

### *Preiskovanci*

V raziskavi je sodelovalo 19 zdravih mladih moških (Tabela 1). Meritve so se izvedle v laboratoriju Inštituta za kineziološke raziskave Znanstveno-raziskovalnega središča Koper. Študijo je potrdila Medicinska etična komisija pri Ministrstvu za zdravje RS, pod št. 0120-84/2020/4.

**Tabela 1:** Osnovni podatki preiskovancev.

<b>Spremenljivka</b>	<b>Povprečje ± SD</b>
N	19
Starost / leta	32,2 ± 9,3
Telesna višina / m	1,77 ± 6,4
Telesna masa / kg	82,0 ± 15,6
Indeks telesne mase / kg·m <sup>-2</sup>	26,1 ± 5,2

### *Raziskovalni načrt*

Vsak preiskovanec je obiskal laboratorij tri krat, kjer je izvedel tri obremenilne protokole: submaksimalno izometrično naprezanje (MVC25), 30 s kolesarjenja (Wingate) in 7 minut električne stimulacije iztegovalk kolena (Stim). Meritve kontraktilnih lastnosti mišice vastus lateralis z metodo TMG in mehanske odzive na različne oblike električne stimulacije mišice quadriceps femoris (TMG) smo izvedli v petih časovnih obdobjih: pred (PRE), neposredno po (POST), 3 (POST3), 7 (POST7) in 15 (POST15) minut po obremenitvi. Vse meritve so bile izvedene na desni nogi. Pred utrujanjem so preiskovanci opravili standardizirano ogrevanje.

### *Meritve*

Standardizirano ogrevanje:

Na začetku vsakega obiska je preiskovanec izvedel standardizirano ogrevanje: 6 minut stopanja na 30 cm visoko klopco v ritmu 0.5 Hz, ki ga je diktiral metronom. Vsako minuto je zamenjal vodilno nogo.

Položaj preiskovanca med meritvami:

Med meritvami je preiskovanec sedel v namenski opornici za merjenje navora iztegovalk kolena (S2P d.o.o., Ljubljana, Slovenija). Kolk je oklepal kot 100°, golen je bila pričvrščena na ročico opornice s paščki, tako da je kot v kolenu oklepal kot 60°.

## Tenziomiografija

Tenziomiografske odzive smo izmerili na mišici vastus lateralis. Senzor odmika (TMG-BMC d.o.o., Ljubljana, Slovenija) smo postavili pravokotno na mišico, kjer je bil opazen največji radialni odmik mišice. Na mišico smo namestili samolepljive elektrode (5 x 5, Axelgaard, Danska) in jo stimulirali s pravokotnimi impulzi dolžne 1 ms, ki jih je sprožal tokovno konstantni električni stimulator (TMG-BMC d.o.o., EMF-Furlan d.o.o., Ljubljana, Slovenija). Uporabili smo jakost električne stimulacije, ki je sprožila največji radialni odmik mišice (jakost stimulacije od 70 do 110 mA). Vsak TMG odziv je omogočil izračun naslednjih parametrov:  $D_m$  – največji radialni odmik mišice,  $T_c$  – čas krčenja pd 10% do 90%  $D_m$ ,  $T_d$  – čas od trenutka stimulacije do 10%  $D_m$ ,  $T_s$  – čas v katerem je odziv nad 50%  $D_m$ ,  $T_r$  – polovični čas sproščanja od 90% do 50%  $D_m$ . Iz podatkov  $D_m$  in  $T_c$  smo izračunali še hitrost kontrakcije ( $C_v = D_m / T_c$ ).

## Električna stimulacija femoralnega živca

Samolepljive stimulacijske elektrode smo namestili na femoralni živec (okrogla premera 2,5 cm, Axelgaard, Danska) in na mišico gluteus femoris (5 x 10 Axelgaard, Danska). Femoralni živec smo stimulirali s pomočjo visoko napetostnega, tokovno konstantnega električnega stimulatorja (Digitimer, DS7R, Velika Britanija), širina impulza 0.2 ms. Uporabili smo supra-maksimalno električno stimulacijo (od 260 do 480 mA), ki je sprožila največji mehanski odziv. Živec smo stimulirali z naslednjimi impulzi: enojni skrček, dvojni vrinjeni skrček (100 Hz) med izvajanjem največje zavestne kontrakcije, visoko-frekvenčni dvojni skrček v mirovanju (100 Hz), nizko-frekvenčni dvojni skrček v mirovanju (10Hz) in potencirani enojni skrček v mirovanju.

## Utrujanje

Preiskovanci so bili podvrženi trem protokolom utrujanja: sub-maksimalno izometrično naprežanje (MVC25), 30 s kolesarjenja (Wingate) in 7 minut električne stimulacije iztegovalk kolena (Stim).

- a) MVC25 – na podlagi meritve največje zavestne kontrakcije, ki smo jo izvedli pred utrujanjem smo izračunali 25% največjega navora in ga prikazali v obliki ciljne črte na ekranu. Preiskovanec je z aktivacijo mišic iztegovalk kolena pritiskal v opornico in uravnaval črto druge

barve na ekranu s katero je kar se da natančno sledil ciljni črti, ki je predstavljala 25% največjega navora. Obremenitev smo prekinili, ko preiskovanec ni bil več sposoben zadrževati 20% največjega navora, torej 5% manj od ciljnega.

- b) Wingate – preiskovanec je izvedel 30 s kolesarjenja na namenskem sobnem kolesu, ki je nudilo prilagojen upor za doseg največje moči.
- c) Stim – Na mišico quadriceps femoris smo namestili samolepljive elektrode (10 x 5, Axelgaard, Danska) in jo 7 minut stimulirali s pomočjo vlakov impulzov dolžine 330 ms (dolžina impulza 0,5 ms), ki jim je sledilo 670 ms odmora. Jakost stimulacije je uravnaval sam preiskovanec glede na subjektiven občutek bolečine oziroma neprijetnega občutka v mišici.

### *Obdelava podatkov*

Iz mehanskih odzivov smo izračunali naslednje parametre:

- Kontraktilne lastnosti skrčkov (enostavnih in potenciranih): čas krčenja, največji navor, in polovični relaksacijski čas;
- Amplitudo dvojnih skrčkov TW100 in TW10 – največji navor visoko in nizko-frekvenčnega dvojnega skrčka;
- Razmerje amplitud TW10 in TW100 (TWratio) – razmerje med nizko in visoko-frekvenčnim dvojnim srčkom;
- Največji navor med zavestno kontrakcijo (MVC);
- Nivo aktivacije (% VA) – razmerje med dvojnim vrinjenim skrčkom med MVC in TW100.

### *Statistika*

Vsi podatki so bili analizirani s SPSS 26.0 (IBM, ZDA) in predstavljeni s povprečjem  $\pm$  standardnim odklonom. Normalna porazdelitev je bila potrjena z vizualnim pregledom (Q-Q izrisem) in s Shapiro-Wilkovim testom. Vse spremenljivke smo analizirali s 2-faktorskim GLM, kjer je bil čas (PRE, POST, POST3, POST7 in POST15) odvisen faktor in vrsta utrujanja (MVC25, Wingate in Stim) tudi odvisen faktor. Če je bila značilna interakcija obeh faktorjev smo izvedli post hoc teste in primerjali spremembe

v času, glede na PRE, in razlike med vrstami utrujenosti. Pri večkratnih post-hoc analizah smo korigirali p-vrednost s številom primerjanj. Korelacijska analiza je bila opravljena s Pearsonovim korelacijskim koeficientom, brez korekcije p-vrednosti zaradi večkratnih primerjanj. Izhodiščna statistična pomembnost za vse odvisne spremenljivke je bila sprejeta pri  $p \leq 0,05$ .

## REZULTATI

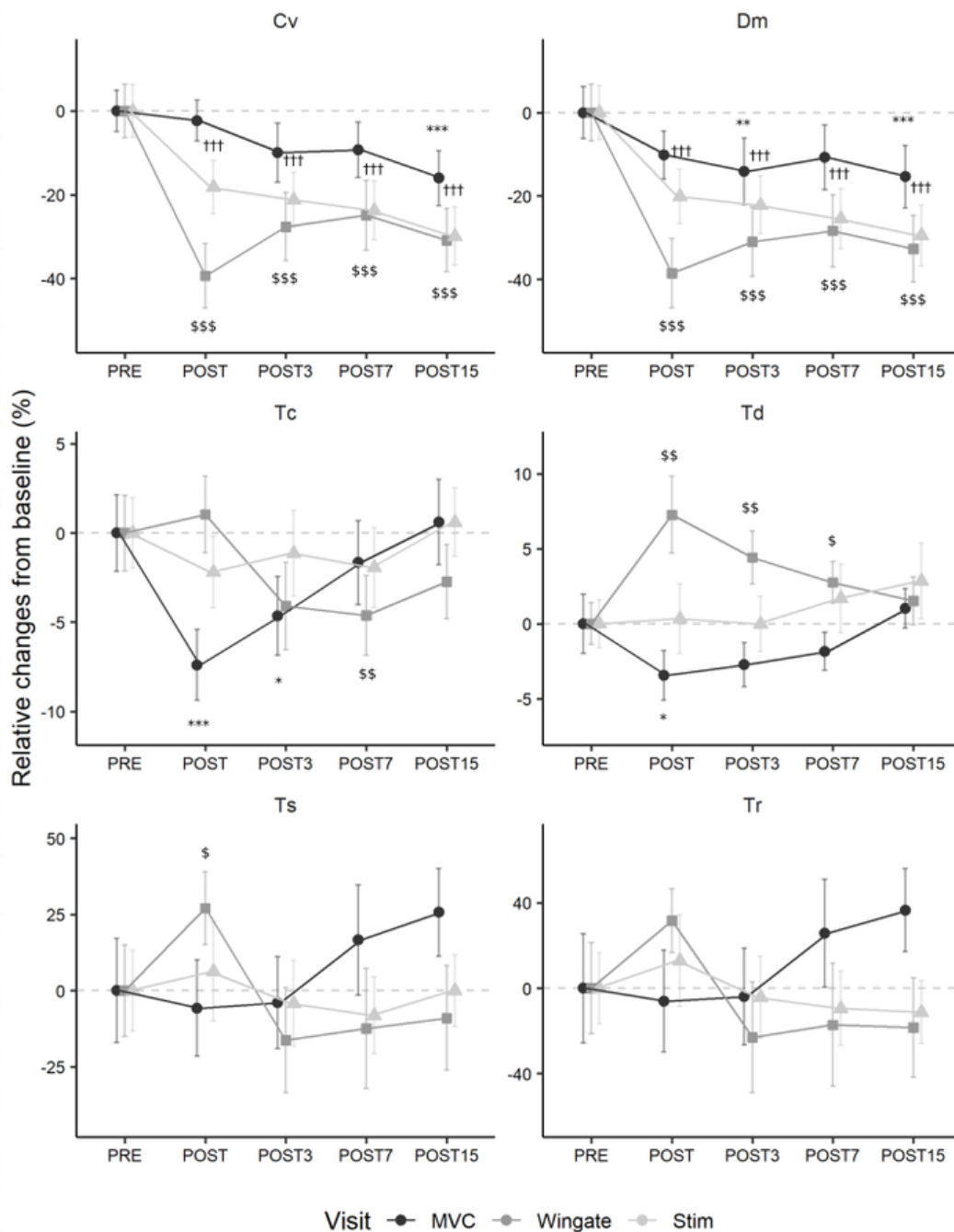
Slika 1 prikazuje rezultate tenziomiografije. Td se je podaljšal le po Wingate (od POST-POST7) in tudi Ts (POST). Tr se ni spremenil. Tc se je skrajšal po MVC25 (POST-POST3) in po Wingate (POST7). Dm se je sistematično znižal pri vseh treh oblikah utrujanja, in sicer po MVC25 (POST-POST15), po Wingate (POST-POST15) in najbolj po Stim (POST-POST15). Cv se je zmanjšal tudi po vseh treh oblikah utrujanja, in sicer po MVC25 (POST15), po Wingate (POST-POST15) in po Stim (POST-POST15).

Slika 2 prikazuje rezultate dinamometrije. MVC se ni značilno spremenil po utrujanju. %VA se je zmanjšal le po MVC25 (POST). Amplitude skrčkov sile (TW100, TW10 in TW) so se najbolj zmanjšale po Wingate (POST-POST15), brez vrnitve na inicialno stanje po 15 minutah. Amplituda TW100 se je zmanjšala tudi po Stim (POST-POST3). Amplituda TW10 pa le po utrujanju z MVC25 (POST-POST15). TW\_ratio se je zmanjšalo le po MVC25 (POST-POST15).

Korelacijska analiza sprememb spremenljivk dinamometrije in tenziomiografije je prikazana številčno in grafično v Sliki 3. Vsi korelacijski koeficienti  $\geq |0,45|$  se smatrajo kot statistično značilni, če ne izvedemo korekcije p-vrednosti zaradi večkratnih primerjav. Ker je to prva študija na področju, smo se odločili, da korekcije ne izvedemo. Ugotovili smo, značilne povezave med spremembama Dm in amplitude TW100 po Stim ( $r=-0,46$ ). Med spremembama Td in amplitudo TW ( $r=-0,49$ ), amplitudo TW10 ( $r=-0,52$ ) in MVC ( $r=-0,48$ ) le po Wingate.

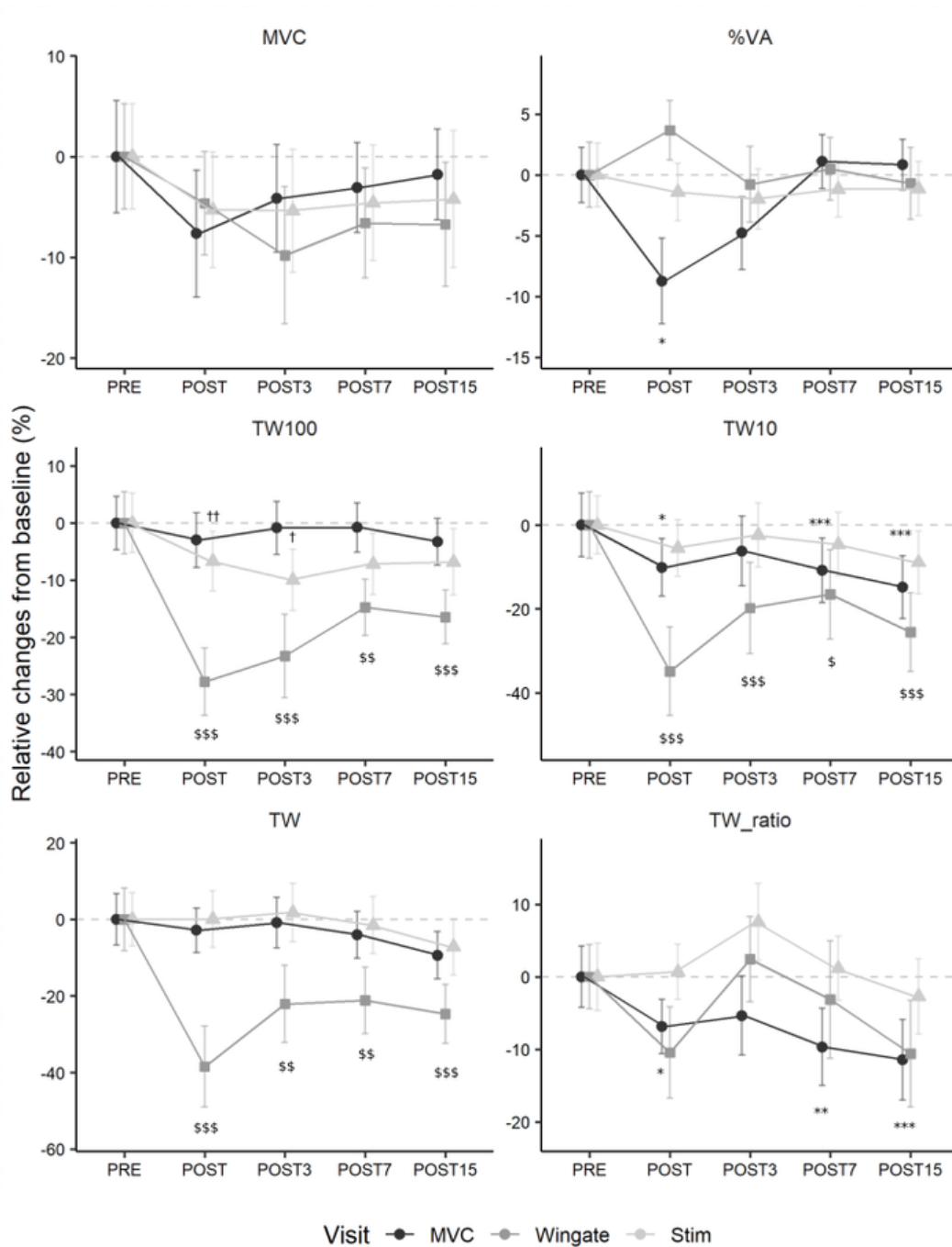


**Slika 1:** Relativne spremembe hitrosti krčenja (Cv), amplitude (Dm), časa krčenja (Tc), časa zakasnitve (Td), časa trajanja odziva (Ts) in polovičnega časa sproščanja (Tr) pred (PRE), po (POST), 3 minute (POST3), 7 minut (POST7) in 15 minut (POST15) po utrujanju izvedenem na tri načine (glej legendo).



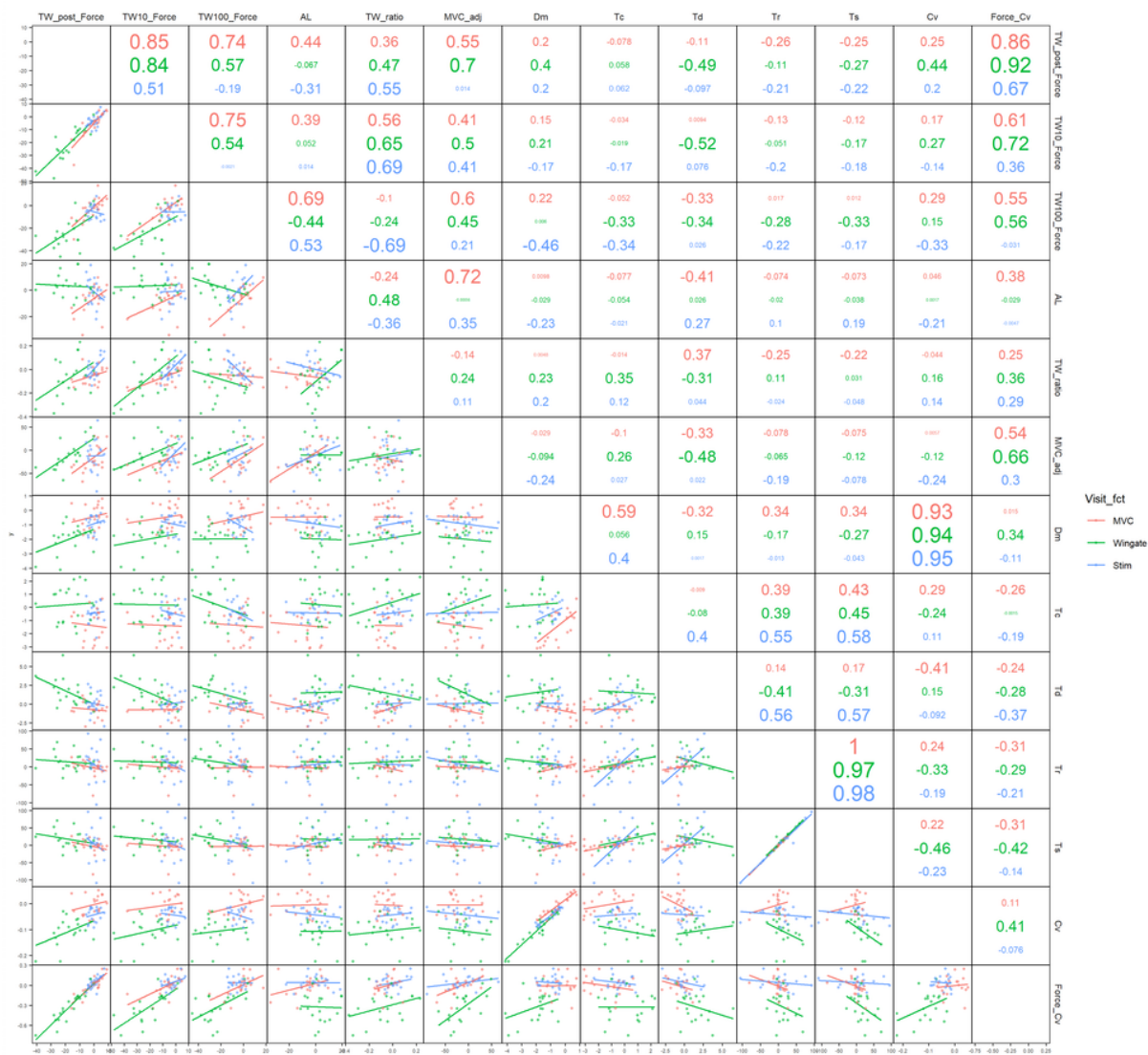
MVC – utrujanje pri 25% največje hotene kontrakcije; Wingate – utrujanje s testom Wingate; Stim – utrujanje z električno stimulacijo. \*, \$, † različno od PRE pri  $p \leq 0,05$ . \*\*, \$\$, †† različno od PRE pri  $p \leq 0,01$ . \*\*\*, \$\$\$, ††† različno od PRE pri  $p \leq 0,001$ .

**Slika 2:** Relativne spremembe največje hotene kontrakcije (MVC), nivoja hotene aktivacije (%VA), amplitude odziva 100Hz (TW100), amplitude odziva 10Hz (TW10), amplitude skrčka (TW) in razmerja amplitud odziva pri 100 Hz in 10 Hz (TW\_ratio) pred (PRE), po (POST), 3 minute (POST3), 7 minut (POST7) in 15 minut (POST15) po utrujanju izvedenem na tri načine (glej legendo).



MVC – utrujanje pri 25% največje hotene kontrakcije; Wingate – utrujanje s testom Wingate; Stim – utrujanje z električno stimulacijo. \*, \$, † različno od PRE pri  $p \leq 0,05$ . \*\*, \$\$, †† različno od PRE pri  $p \leq 0,01$ . \*\*\*, \$\$\$, ††† različno od PRE pri  $p \leq 0,001$ .

**Slika 3:** Korelacijska analiza sprememb po utrujanju spremenljivk dinamometrije in tenziomiografije.



*TW\_post\_Force* – amplituda enojnega potenciranega skrčka; *TW10\_Force* – amplituda dvojnega srčka pri 10Hz; *TW100\_Force* – amplituda dvojnega krčka pri 100Hz; *AL* – nivo aktivacije; *TW\_ratio* – razmerje amplitud dvojnih skrčkov pri 100Hz in 10Hz; *MVC\_adj* – največja hotena kontrakcija; *Td* – čas zakasnitve, *Tc* – čas krčenja, *Ts* – čas trajanja krčenja, *Tr* – polovični čas sproščanja, *Cv* – hitrost krčenja in *Dm* – amplituda Tenziomiograma; *Force\_Cv* – Hitrost krčenja sile. MVC – utrujanje pri 25% največje hotene kontrakcije; Wingate – utrujanje s testom Wingate; Stim – utrujanje z električno stimulacijo.

## DISKUSIJA

Protokoli utrujanja so sprožili različne tipe utrujenosti. Upad %AL potrjuje nastop centralne utrujenosti po MVC25. Medtem, ko ni jasne ločnice pri nastopni periferne-visokofrekvenčne in periferne-nizkofrekvenčne utrujenosti. In sicer, je bil upad TW100 največji tako po Wingate in Stim, medtem ko se TW10 ni zmanjšal pri Stim. To pomeni, da smo dokazali periferno-visokofrekvenčno utrujenost po Stim. Po Wingate pa sta bila prisotna oba tipa periferne utrujenosti.

TMG parametri so se spremenili v pričakovani smeri. In sicer se je povečal mišični tonus, kar se je odražalo v zmanjšanju Dm po vseh treh tipih mišičnega utrujanja, najbolj pri periferni in manj pri centralni utrujenosti. Dm se ni povrnil na izhodiščno stanje v 15. minutah po nastopu utrujenosti. Oba parametra povezana s hitrostjo krčenja mišice, Td in Tc, stase skrajšala po centralni utrujenosti, kot to večkrat opaženo po post aktivacijskih potenciaciji. Obakrat sta se povrnili na izhodiščno stanje že po treh minutah. Td, in ne Tc, se je povečal pri periferni-nizkofrekvenčni utrujenosti, a se je tudi povrnil na izhodiščno stanje po 15 minutah po nastopu utrujenosti. TMG parametri potrjujejo manjšo aktivacijo počasnejših motoričnih enot (krajša Td in Tc) in s tem utrujenost predvsem počasnejših motoričnih enot med MVC25. Po Wingate pa imamo neznačilno podaljšanje Tc in značilno podaljšanje Td, kar nakazuje utrujenost hitrih motoričnih enot.

## ZAKLJUČEK

Potrdili smo, da je Tenziomiografija občutljiva za nastop centralne in periferne mišične utrujenosti, kar se odraža v zmanjšanju amplitude Tenziomiograma in skrajšanju časa krčenja in časa zakasnitve pri centralni utrujenosti ter podaljšanju Td pri periferni utrujenosti.

## ZAHVALA

Izvedbo programa je omogočilo sofinanciranje Fundacije za šport.

## LITERATURA

- ALLEN, D. G., LAMB, G. D. in WESTERBLAD, H. 2008. Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. *Physiological Reviews*, letn. 88 št. 1 str: 287–332.
- BIGLAND - RITCHIE B., CAFARELLI, E., in VØLLESTAD, N.K., 1986. Fatigue of submaximal static contractions. *Lars Hermanson Memorial Symposium. Exercise in human physiology. Acta Physiologica Scandinavica*, št. 128, str. 137–148.
- EDWARDS, R.H.T., 1975. Muscle fatigue. *Post Graduate Medical Journal*, št. 51 str: 137-143.
- GARCÍA-MANSO, J.M., RODRÍGUEZ-MATOSO, D., SARMIENTO, S., DE SAA, Y., VAAMONDE, D., RODRÍGUEZ-RUIZ, D., in DA SILVA-GRIGOLETTO, M.E., 2012. Effect of high-load and high-volume resistance exercise on the tensiomyographic twitch response of biceps brachii. *J Electromyogr Kinesiol*, letn, 22 št. 4 str: 612-9.
- GANDEVIA, S. C., 2001. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological* FUGLEVAND, A. J., ZACKOWSKI, K. M., HUEY, K. A. in ENOKA R. M., 1993. Impairment of neuromuscular propagation during human fatiguing contraction at submaximal forces. *Journal of Physiology*, št. 460 str: 549–572.
- GANDEVIA, S. C., ALLEN, G. M., in MCKENZIE, D. K.Ž., 1995. Central fatigue. Critical issues, quantification and practical implications. *Advances in experimental medicine and biology*, št. 384 str: 281-94.
- GASPARINI, M., SABOVIC, M., GREGORIC, I.D., SIMUNIC, B., PISOT, R., in EUR, J., 2012. Increased fatigability of the gastrocnemius medialis muscle in individuals with intermittent claudication. *Letn. 44 št. 2 str: 170-6.*
- GIOVANELLI, N., TABOGA, P., REJC, E., SIMUNIC, B., ANTONUTTO, G., in LAZZER, S., 2016. Effects of an Uphill Marathon on Running Mechanics and Lower-Limb Muscle Fatigue. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, letn. 11 št. 4 str: 522–529.
- HUNTER, A.M., GALLOWAY, S.D., SMITH, I.J., TALLENT, J., DITROILO, M., FAIRWEATHER, M.M., in HOWATSON G., 2012. Assessment of eccentric exercise-induced muscle damage of the elbow flexors by tensiomyography. *J Electromyogr Kinesiol*, letn. 22 št. 3 str: 334-41.
- JONES, D. A. in BIGLAND-RITCHIE, B., 1986. Electrical and contractile changes in muscle fatigue. V B. Saltin (ur.) *Biocemistry of exercise. International series on sport Sciences. Champaign: Human Kinetics*, str: 377–392.
- LATTIER, G., MILLET, G. Y., MARTIN, A. in MARTIN, V., 2004. Fatigue and recovery after high-intensity exercise Part II: recovery interventions. *International journal of sports medicine*, letn. 25 št. 07 str: 509-515.
- MACGREGOR, L.J., DITROILO, M., SMITH, I.J., FAIRWEATHER, M.M., in Hunter, A.M., 2015. Reduced Radial Displacement of the Gastrocnemius Medialis Muscle After Electrically Elicited Fatigue. *J Sport Rehabil*, letn. 25 št.3 str: 241-7.

- MARTÍN-RODRÍGUEZ, S., LOTURCO, I., HUNTER, A.M., RODRÍGUEZ-RUIZ, D., in MUNGUIA-IZQUIERDO D., 2017. Reliability and measurement error of tensiomyography to assess mechanical muscle function: A systematic review. *J Strength Cond Res*, št. 11.
- RAEDER, C., WIEWELHOVE, T., SIMOLA, R.Á., KELLMANN, M., MEYER, T., PFEIFFER, M., in Ferrauti, A., 2016. Assessment of Fatigue and Recovery in Male and Female Athletes After 6 Days of Intensified Strength Training. *J Strength Cond Res*, letn. 30 št. 12 str: 3412-3427.
- STROJNIK, V. in KOMI, P. V., (1998). Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise. *Journal of Applied Physiology*, letn. 84 št. 1 str: 344-350.
- STROJNIK, V. in KOMI, P. V., 2000. Fatigue after submaximal intensive stretch-shortening cycle exercise. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, letn. 32 št. 7 str: 1314-1319.
- ŠIMUNIČ, B., DEGENS, H., RITTWEGGER, J. Noninvasive Estimation of Myosin Heavy Chain Composition in Human Skeletal Muscle. *Med Sci Sport Exerc Sport Exerc*. 2011;d(February):27-30. doi:10.1249/MSS.0b013e31821522d0.
- ŠIMUNIČ, B., 2012. Between-day reliability of a method for non-invasive estimation of muscle composition. *Journal of Electromyography & kinesiology*, letn. 22 št. 4, str: 527-530.
- TAYLOR, J. L., TODD, G. in GANDEVIA, S. C., 2006. Evidence for supraspinal contribution to human muscle fatigue. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, št. 33 str: 400- 405.
- TOMAŽIN, K., ŠARABON, N. in STROJNIK, V., 2008. Myoelectric alterations after voluntary induced high and low-frequency fatigue. *Journal of Sports Science and Medicine*, št.7 str: 242-248. *Reviews*, letn. 81 št. 4 str: 1725–1789.
- VOLLESTAD, N. K., SEJERSTED, O. M., BAHR, R., WOODS, J. J. in BIGLAND-RITCHIE, B., 1988. Motor drive and metabolics responses during repeated submaximal contractions in man. *Journal of Applied Physiology*, letn. 46 št. 4 str: 1421-1427.