

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA ŠPORT

DIPLOMSKO DELO

NINA MISOTIČ

Ljubljana, 2013

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA ŠPORT
Kineziologija

**PRIMERJAVA MERJENJA NIVOJA AKTIVACIJE
ŠTIRIGLAVE STEGENSKE MIŠICE Z DVOJNIM IN
TROJNIM VRINJENIM SKRČKOM**

DIPLOMSKO DELO

MENTORICA:

doc. dr. Katja Tomažin, prof. šp, vzg.

RECENZENT

prof. dr. Vojko Strojnik, prof. šp. vzg.

Avtorica dela:

NINA MISOTIČ

Ljubljana, 2013

ZAHVALA

Iskreno se zahvaljujem dr. Katji Tomažin in študentu Mihi Miklavcu za pomoč pri meritvah, nasvete, pripombe in spodbudo pri nastajanju diplomskega projekta.

Iskrena hvala tudi dr. Igorju Štirnu za pripravljenost, pomoč pri meritvah ter ugotavljanje in odpravljanje nastalih težav med meritvami.

Najlepša hvala vsem preizkušancem za sodelovanje in trud.

Hvala prijateljici Kaji za pomoč in moralno spodbudo.

Najlepša hvala mojim domačim za potrpežljivost in neprecenljivo moralno podporo.

Ključne besede: električna stimulacija, velikost zavestne aktivacije, dvojni vrinjeni skrček, trojni vrinjeni skrček, največje hoteno izometrično naprežanje, bolečina

PRIMERJAVA MERJENJA NIVOJA AKTIVACIJE ŠTIRIGLAVE STEGENSKE MIŠICE Z DVOJNIM IN TROJNIM VRINJENIM SKRČKOM

Nina Misotič

IZVLEČEK:

Zaradi teženj po izboljšavi metode merjenja velikosti zavestne aktivacije (NA) z dvojnimi vrinjenimi skrčkom, želimo v tem diplomskem delu preveriti možnost uporabe metode trojnih vrinjenih skrčkov. Primerjati želimo NA štiriglave stegenske mišice, izmerjene z obema metodama, ugotoviti povezanost med metodama ter ponovljivost odziva dvojnega in trojnega skrčka, vrinjenega med največjim hotenim naprežanjem (NHK) in primerjati občutek nelagodja pri uporabi obeh metod. V raziskavi je sodelovalo devet študentov Fakultete za šport in trije športno aktivni študenti iz drugih fakultet ($23,67 \pm 1,5$ let, $79,58 \pm 7,54$ kg in $179 \pm 4,97$ cm). V začetku eksperimenta smo preizkušance seznanili z draženjem femoralnega živca in merilnim protokolom, jim določili velikost električnega draženja, zagotovili supramaksimalno intenzivnost električnega draženja ter preizkušance ogreli. Nato smo izvedli dve meritvi velikosti NA z dvojnimi in dve meritvi s trojnim vrinjenim skrčkom v izometrični kolenski opornici. Vrsten red meritev pri vsakem preizkušancu je bil naključno izbran. Na štartni znak so preizkušanci začeli z razvojem sile in v dveh sekundah razvili NHK, ki so ga poskušali zadrževati pet sekund. Ko so dosegli plato, smo femoralni živec dražili z dvojnimi ali trojnimi vrinjenimi električnim dražljajem. Potem so mišico sprostili in po treh sekundah smo živec stimulirali z istim, dvojnimi ali trojnimi električnim dražljajem. Odmor med meritvami NA je trajal tri minute. Med posameznimi meritvami smo preizkušance spraševali o občutkih nelagodja. Na osnovi obdelave smo potrdili nekatere ugotovitve avtorjev prejšnjih raziskav, potrdili tri zastavljene hipoteze ter eno ovrgli. Kar zadeva največjo silo, smo ugotovili, da preizkušanci razvijejo enako pri obeh metodah ($P > 0,05$). Za NA smo pričakovali, da se bo med metodama razlikovala. To se je zgodilo, in sicer je NA pri metodi s trojnimi skrčki za 5,7 % nižja od le – te pri metodi z dvojnimi skrčki ($P < 0,05$). Dokazali smo tudi pozitivno povezanost metode dvojnega vrinjenega skrčka z metodo s trojnimi, kjer je povezanost pri vseh preverjenih parametrih visoka ($P < 0,01$). Za ponovljivost trojnih skrčkov, vrinjenih med NHK, smo pričakovali, da bo večja od ponovljivosti metode z dvojnimi skrčki in to dokazali (ponovljivost dvojnih skrčkov, vrinjenih med NHK: srednje ponovljiva (Cronbach $\alpha = 0,734$), ponovljivost trojnih pa visoka: (Cronbach $\alpha = 0,922$)). Kar zadeva spremljanje občutka nelagodja smo pričakovali, da med načinom električne stimulacije ne bo razlike, a so preizkušanci metodo s trojnimi skrčki ocenili za nekoliko bolj bolečo ($P < 0,001$). Na osnovi vseh rezultatov lahko metodo s trojnimi skrčki priporočimo za nadaljnje raziskave ter jo označimo za bolj natančno od že uveljavljene metode z dvojnimi skrčki.

Key words: electrical stimulation, activation level, double interpolated twitch, triple interpolated twitch, isometric maximum voluntary contraction, pain

COMPARISON OF MEASURING THE ACTIVATION LEVEL OF QUADRICEPS FEMORIS WITH DOUBLE AND TRIPLE INTERPOLATED TWITCH TECHNIQUE

Nina Misotič

ABSTRACT:

On account of aspiration for improvement of method for measuring activation level (AL) with double-twitch technique, we want to examine a possibility of using the method of triple interpolated twitch. We want to compare AL of quadriceps femoris, measured by both methods, to find out the connection between methods and repetition of response of double and triple twitch, interpolated during isometric maximum voluntary contraction (MVC). We also want to compare the feeling of uneasiness between both methods. Nine healthy students of the Faculty for Sports and three active students from other faculties volunteered for the study ($23,67 \pm 1,5$ years, $79,58 \pm 7,54$ kg, $179 \pm 4,97$ cm). Experiment consisted of introductory part, which included acquaintance with femoral nerve stimulation and measuring protocol, determination of magnitude of electrical stimulation, assurance of supramaximal intensity of electrical stimulation and warm-up. Next part of the experiment included two measures of AL with double and two measures with triple interpolated stimuli in isometric knee extension-measuring device. Measure order was determined randomly. After start signal subjects began to develop their force and within two seconds they reached maximum voluntary force, which they tried to maintain for five seconds. As they reached the plateau, we stimulated femoral nerve with double or triple interpolated stimulus. Three seconds after relaxing the muscle, we stimulated the nerve with the same double or triple electrical stimulus. The break between measuring AL lasted for three minutes. During each measurement subjects were asked about their feelings of uneasiness. On the basis of this research we estimated some conclusions of previous authors and we confirmed three hypothesis, but one was rejected. Regarding the MVC, we estimated that it is developed equally by both methods ($P > 0,05$). AL was expected to differ between both methods. This was confirmed with the triple twitch method. It was 5,7 % lower than activation level at double twitch method ($P < 0,05$). Connection of both methods was proven to be positive and it was high regarding all the parameters ($P < 0,01$). The repetition of triple twitches, interpolated during MVC was expected to be higher than repetition of double twitch method. The result that was expected turned out to be correct (the repetition of double twitches, interpolated during MVC was of medium repetition (Cronbach $\alpha = 0,922$), the repetition of triple twitches was high (Cronbach $\alpha = 0,922$)). As far as observing the feeling of uneasiness was concerned we expected that it would not differ during both methods of electrical stimulation, but it did. The triple twitch method was surveyed to be more painful ($P < 0,001$), yet the difference was not significant. The method of triple twitches is recommended for further research on the basis of all the results, mentioned above, and can be estimated to be more precise than the double twitch technique.

KAZALO VSEBINE

1. UVOD	8
1.1. ZAVESTNA AKTIVACIJA MIŠICE	8
1.2. METODE ZA MERJENJE ZAVESTNE AKTIVACIJE MIŠICE	10
1.2.1. METODA VRINJENEGA SKRČKA.....	11
1.3. PROBLEM	16
1.4. CILJI IN HIPOTEZE.....	17
2. METODE DELA.....	18
2.1. VZOREC PREIZKUŠANCEV	18
2.2. POTEK EKSPERIMENTA	18
2.3. MERITEV VELIKOSTI ZAVESTNE AKTIVACIJE Z DVOJNIM IN TROJNIM VRINJENIM SKRČKOM.....	19
2.3.1. DRAŽENJE FEMORALNEGA ŽIVCA	19
2.3.2. POSTAVITEV ELEKTROD ZA MERJENJE POVRŠINSKEGA ELEKTROMIOGRAFSKEGA SIGNALA	20
2.4. IZBRANE SPREMENLJIVKE IN STATISTIČNA ANALIZA PODATKOV	20
3. REZULTATI.....	23
3.1. PRIMERJAVA VELIKOSTI MAKSIMALNEGA HOTENEGA MIŠIČNEGA NAPREZANJA IN NIVOJA AKTIVACIJE MED METODO Z DVOJNIMI IN METODO S TROJNIMI SKRČKI	23
3.2. PRIMERJAVA VELIKOSTI DVOJNIH IN TROJNIH VRINJENIH SKRČKOV MED NAJVEČJIM HOTENIM IZOMETRIČNIM NAPREZANJEM IN PO NJEM.....	24
3.3. POVEZANOST MED OBEMA METODAMA	25
3.3.1. POVEZANOST MED NAJVEČJIM HOTENIM NAPREZANJEM, IZVEDENIM MED DVOJNIM IN TROJNIM VRINJENIM SKRČKOM	25
3.3.2. POVEZANOST MED VELIKOSTJO ZAVESTNE AKTIVACIJE, IZMERJENE Z DVOJNIM IN TROJNIM VRINJENIM SKRČKOM (brez in s korekcijskim faktorjem)	25
3.3.3. POVEZANOST MED VELIKOSTJO DVOJNEGA IN TROJNEGA SKRČKA, VRINJENEGA MED NAJVEČJIM HOTENIM MIŠIČNIM NAPREZANJEM	27
3.3.4. POVEZANOST MED VELIKOSTJO DVOJNEGA IN TROJNEGA SKRČKA, IZZVANEGA NA SPROŠČENI MIŠICI	27
3.4. PONOVLJIVOST OBEH METOD MERJENJA NIVOJA ZAVESTNE AKTIVACIJE.....	28
3.5. ZAZNAVANJE BOLEČINE MED ELEKTRIČNIM DRAŽENJEM FEMORALNEGA ŽIVCA	29
4. RAZPRAVA	30
5. SKLEP.....	33
6. VIRI.....	36

KAZALO SLIK

Slika 1. Meritev v izometrični opornici za iztegovanje kolena.....	19
Slika 2: Potek sile v času med meritvijo (DS_{NKH} je največji navor interpoliranega skrčka med NHK, DS_{MIR} pa največji navor skrčka sproščene mišice po naprežanju)	21
Slika 3. Primerjava ($\Delta\%$) MVC (največje hoteno izometrično naprežanje), NA (nivo zavestne mišične aktivacije) in KNA (nivo zavestne mišične aktivacije, izračunane s korekcijskim faktorjem) med merjenjem nivoja aktivacije z dvojnimi in trojnimi vrinjenimi skrčkami (100% predstavljajo vrednosti merjenja zavestne aktivacije z dvojnimi vrinjenimi skrčkami) (**P < 0,001, *P < 0,05).	23
Slika 4. Primerjava ($\Delta\%$) trojnih vrinjenih skrčkov z dvojnimi, vrinjenimi nad največjim hotenim izometričnim naprežanjem in na sproščeno mišico (100% predstavljajo vrednosti skrčkov, merjenih z metodo nivoja aktivacije z dvojnimi vrinjenimi skrčkami) (**P < 0,001, *P < 0,05) (TW – nad največjim hotenim izometričnim naprežanjem; TWS – na sproščeno mišico).	24
Slika 5. Povezanost med velikostjo največjega hotenega naprežanja, izvedenega med dvojnimi in trojnimi vrinjenimi skrčkami.....	25
Slika 6. Povezanost med izračunom velikosti zavestne aktivacije (NA) s korekcijskim faktorjem med obema metodama.	26
Slika 7. Povezanost med velikostjo zavestne aktivacije (NA) z dvojnimi in trojnimi vrinjenimi skrčkami (%).	26
Slika 8. Povezanost med velikostjo dvojnega in trojnega skrčka, vrinjenega med NHK	27
Slika 9. Velikost dvojnega in trojnega skrčka, vrinjenega po NHK.	28

1. UVOD

1.1. ZAVESTNA AKTIVACIJA MIŠICE

Mišica razvija silo z izometričnim, koncentričnim, ekscentričnim ali ekscentrično-koncentričnim mišičnim naprežanjem.

Do razvitja mišične sile je potrebna določena veriga fizioloških dogodkov, ki jih v osnovi delimo na dva dela: (1) centralni del, ki predstavlja aktivacijo premotoričnega področja možganske skorje, bazalnih ganglijev in malih možganov, proženje impulzov motorične skorje ter prehajanje le-teh po odvodnih poteh, aktivacijo spodnjih motoričnih nevronov v možganskem deblu in hrbtnjači in prevajanje impulzov po motoričnih aksonih do živčno mišičnih sinaps; (2) periferni del, ki predstavlja nastanek in širjenje mišičnega akcijskega potenciala po mišici, sproščanje Ca^{2+} iz sarkoplazemskega retikuluma ter vzpostavljanje prečnih mostičkov (McComas, 1996 v Tomažin, 2001).

Komunikacija med centralnim in perifernim delom se začne s prenosom živčnega akcijskega potenciala na mišično vlakno prek motorične ploščice. V mirovanju je električni potencial membrane mišičnega vlakna dokaj konstanten in znaša -90 mV (Kandel in Sigelbaum, 1997 v Tomažin, 2001). Notranjost je negativna glede na zunanost. Takšna porazdelitev naboja je mogoča zaradi delovanja $\text{Na}^+ - \text{K}^+$ črpalke, ki vzdržuje konstantno koncentracijo ionov. Na^+ ioni se nahajajo pretežno v zunajcelični tekočini, K^+ ioni pa se nahajajo pretežno v znotrajcelični tekočini. V mirovanju enaka količina Na^+ in K^+ ionov preide membrano, medtem ko Cl^- ioni ostajajo znotraj membrane. Osnovo za generiranje akcijskega potenciala sarkoleme predstavlja gibanje ionov oz prerazporeditev ionov glede na notranjost oziroma zunanost membrane. Prvi proces, ki je odgovoren za generiranje postsinaptičnega akcijskega potenciala, je sproščanje molekul acetilholina v sinaptično špranjo in vezava acetilholinskih (ACh) molekul na receptorje, ki se nahajajo na postsinaptični membrani mišičnega vlakna. Vezava po dveh molekul ACh na en receptor povzroči odpiranje kanalov za Na^+ in K^+ ione (Kandel in Sigelbaum, 1997 v Tomažin, 2001). Prerazporeditev ionov povzroči spremembo sinaptičnega potenciala, ki znaša približno 70 mV . Omenjena sprememba povzroči odpiranje napetostno krmiljenih Na^+ kanalčkov in vdor Na^+ ionov v celico ter generiranje postsinaptičnega akcijskega potenciala. Akcijski potencial predstavlja štartni znak za pet procesov, ki omogočijo pretvorbo sarkolemičnega akcijskega potenciala v silo. Prvi proces je širjenje akcijskega potenciala v notranjost mišičnega vlakna oz njegovo širjenje po cevčicah T. Drugi proces je širjenje akcijskega potenciala do terminalnih cistern sarkoplazemskega retikuluma, kjer pride do spremembe prevodnosti za Ca^{2+} , kar sproži vdor Ca^{2+} v sarkoplazmo, to je tretji proces. Povečanje koncentracije Ca^{2+} v sarkoplazmi povzroči četrti proces, vezavo Ca^{2+} ionov na tropomiozin. Vezava Ca^{2+} prekine inhibicijsko vlogo tropomiozina in je štartni znak za peti proces, vezavo aktinskih in miozinskih molekul in s tem nastanek mišične sile (Tomažin, 2001).

Sila je odvisna od števila vključenih motoričnih enot. Motorična enota je skupina mišičnih vlaken, ki jih oživčuje posamezni motorični nevron. Mišična sila je tako odvisna od števila vključenih motoričnih enot in frekvence proženja akcijskih potencialov teh posameznih motoričnih enot. Vključevanje (rekrutacija) motoričnih enot je programiran proces, odvisen od številnih dejavnikov. Načelo velikosti je prvi dejavnik, ki odloča o vključevanju motoričnih enot. Motorične enote, ki jih oživčujejo majhni motorični nevroni, bodo vključene prve in motorične enote, ki jih oživčujejo veliki motorični nevroni, bodo vključene zadnje (Henneman, 1957, 1979; Enoka in Stuart, 1984; Binder in Mendell, 1990 v Tomažin, 2001). Načelo velikosti vključevanja motoričnih enot je pomembno predvsem z dveh vidikov. Preprečevanje utrujenosti je prva prednost, ki jo ima omenjena fiziološka zakonitost, saj omogoči, da se mišična vlakna, ki so najbolj odporna na utrujanje, vključujejo najprej in so vključena tudi najdalj časa. Načelo velikosti preprečuje tudi, da bi prišlo do naključnega vključevanja motoričnih enot, ker bi med motoričnimi nalogami, ki zahtevajo natančno odmerjeno produkcijo sile, naključno vključevanje večjih in močnejših motoričnih enot onemogočilo njeno izvedbo. Omenjeno fiziološko načelo omogoči, da je naraščanje sile s pomočjo selektivno aktiviranih motoričnih enot sorazmerno z velikostjo sile, pri kateri je vključena posamezna motorična enota (Loeb in Ghez, 1997 v Tomažin, 2001).

Posamezni akcijski potencial, ki se širi po površini in znotraj mišičnega vlakna, povzroči relativno majhno povečanje koncentracije Ca^{2+} ionov v sarkoplazmi ter majhno produkcijo sile (Loeb in Ghez, 1997 v Tomažin, 2001). Povečevanje frekvence akcijskih potencialov pa povzroči čedalje večjo silo mišičnega vlakna. Dovolj velika frekvenca akcijskih potencialov povzroči vzpostavljanje vseh razpoložljivih prečnih mostičkov in s tem največjo (tetanično) silo, ki jo lahko razvije mišično vlakno. Sila kontrakcije se torej od minimalne do maksimalne povečuje na dva načina: s povečevanjem frekvence proženja že vključenih motoričnih enot in z vključevanjem novih motoričnih enot. Tako počasnim motoričnim enotam sledijo večje in hitrejše motorične enote. Relativen prispevek vključevanja motoričnih enot je različen glede na mišico. Pri določenih mišicah (m. adductor pollicis in m. dorsal interosseus) so vse motorične enote vključene že pri sili, ki predstavlja 50% največje (Enoka, 1994 v Tomažin, 2001). Pri m. biceps brachii so vse motorične enote vključene takrat, ko le – ta doseže 85% maksimalne sile (Kukulka in Clamann, 1981 v Tomažin, 2001). Nadaljnje povečevanje sile (od 51% do 100% pri m. adductor pollicis in od 86% do 100% pri m. biceps brachii) je odvisno le od frekvence proženja akcijskih potencialov že vključenih motoričnih enot (frekvenčne modulacije) (Tomažin, 2001).

Sila, ki jo razvije mišica, ni odvisna samo od vključevanja motoričnih enot in frekvence proženja akcijskih potencialov, temveč tudi od vzorca proženja teh akcijskih potencialov (Windhorst, 1988 v Tomažin, 2001). Sinhronizacija predstavlja tendenco dveh ali več motoričnih enot, da se aktivirajo skoraj istočasno ali v točno določenem časovnem zaporedju. Omenjeni vzorec aktivacije omogoča še dodatno povečanje mišične sile (Tomažin, 2001).

Vpliv na silo ima tudi hitrost krajšanja sarkomere. Hitrejše kot je krajšanje sarkomere, manjša bo sila in obratno. Vzrok manjše sile pri večjih hitrostih krajšanja mišičnega vlakna je v: (1) manjšem številu vzpostavljenih prečnih mostičkov, (2) manjši sili, ki jo razvije posamezen prečni mostiček in (3) večjem notranjem uporju zaradi večje viskoznosti (Enoka, 2002). V primeru podaljševanja sarkomere pa je sila celo večja kot v izometričnih pogojih (hitrost krajšanja je enaka 0), saj v tem primeru prečni mostički absorbirajo mehansko energijo in je ne generirajo (Enoka, 1994).

Število vzpostavljenih prečnih mostičkov ni odvisno samo od aktivacije mišičnega vlakna, temveč tudi od dolžine sarkomere, ki opredeli velikost prekrivanja aktina z miozinom znotraj sarkomere mišičnega vlakna (Enoka, 2002; McComas, 1996). Sila bo največja takrat, ko bo dolžina sarkomere enaka dolžini v mirovanju, saj je prekrivanje miozinskih in aktinskih vlaken takrat optimalno (Enoka, 2002). Pri večji ali manjši dolžini sarkomere bo področje prekrivanja aktinskih in miozinskih vlaken manjše (Edman, 1992; Enoka, 2002; Lieber, Loren in Friden, 1994), kar povzroči tudi manjše število vzpostavljenih prečnih mostičkov.

Zavestna aktivacija mišice je odvisna tudi od tipa in tempa mišičnega naprežanja. Na primer eksplozivni gibi zahtevajo razvoj velike sile v kratkem času. Raziskave so pokazale, da je v primeru zahteve po zelo hitrem in nenadnem razvoju sile, prag vzdraženosti hitrih motoričnih enot lahko nižji kot prag vzdraženosti počasnejših motoričnih enot (McComas, 1996 v Tomažin, 2001). Pomemben dejavnik mišične aktivacije pri eksplozivnih gibih je tudi obdobje tišine pred začetkom mišičnega naprežanja. Obdobje tišine pred začetkom mišičnega naprežanja lahko omogoči hitrejši in večji razvoj sile na dva načina: (1) kratko obdobje tišine povzroči, da se vsi motorični nevroni nahajajo v nerefraktarni fazi, kar omogoča njihovo hkratno rekrutacijo-sinhronizacijo, (2) obdobje tišine tudi omogoči kratko ekscentrično-koncentrično naprežanje in s tem hitrejši in večji razvoj sile (Walter, 1988 v Tomažin, 2001).

Mišična aktivacija pa ni edini dejavnik, ki vpliva na produkcijo navora v sklepu, saj vemo, da je navor produkt mišične sile in njene ročice ($N = F \times R$). Ročica (razdalja med osjo sklepa in prijemališčem mišice s kostjo) se spreminja z velikostjo kota v sklepu. Pri človeku se v večini primerov pojavljajo slednji odnosi navor – kot v sklepu: (1) naraščajoč, t.j. navor narašča do platoja s povečevanjem kota v sklepu (velja za mišice upogibalke kolena in primikalke kolka), (2) padajoč, t.j. navor s povečevanjem kota v sklepu pada (velja za mišice odmikalke kolka), (3) sestavljen; t.j. navor s povečevanjem kota v sklepu narašča, vendar samo do srednjega položaja, nadaljnje povečevanje kota pa povzroči ponovno zmanjševanje navora (iztegovalke kolena, upogibalke in iztegovalke komolca).

1.2. METODE ZA MERJENJE ZAVESTNE AKTIVACIJE MIŠICE

Obstaja več metod merjenja velikosti zavestne aktivacije mišice. Najpogosteje se uporabljata metoda dodatnega vlaka impulzov in metoda vrinjenih skrčkov. Pri prvi metodi mišico ob

največjem hotenem mišičnem naprežanju (NHK) vzdražimo z vlakom impulzov, s čimer aktiviramo do tedaj neaktivne motorične enote. Posledica je povečana sila, ki jo proizvaja mišica. Pri drugi metodi, ki jo je prvi opisal že Merton (1954), izračunamo razmerje med velikostjo skrčka pri draženju z enojnim, dvojnimi ali trojnimi električnimi impulzi, izmerjenim med NHK in v mirovanju takoj po NHK. Razmerje amplitud je odvisno od velikosti zavestne aktivacije mišice; večje ko je razmerje, manjša je velikost zavestne aktivacije mišice (Štirn, 2009).

Zgoraj opisani metodi se uporabljajo za ugotavljanje kontraktilnih lastnosti mišice, spremljanje velikosti zavestne aktivacije mišice pri različnih vrstah naprežanj (maksimalno izometrično naprežanje, maksimalna dinamična naprežanja – predvsem z metodo dodatnega vlaka impulzov) ter ugotavljanje razlik v aktivaciji med omenjenimi vrstami naprežanj. Metodi se uporabljajo tudi za ugotavljanje razlik v maksimalnih ravneh mišične aktivacije med relativno kompleksnimi, več-sklepnimi gibi ter eno-sklepnimi gibi. Metoda vrinjenih skrčkov se uporablja tudi za ugotavljanje obsega zavestne aktivacije med utrujanjem oz. za spremljanje mišične utrujenosti, kjer novejša študija kažejo, da sposobnost aktiviranja skeletnih mišic med utrujajočimi naprežanji oz. vajami upade (nastopi centralna utrujenost). Metoda je prav tako primerna za ugotavljanje obnašanja velikosti zavestne aktivacije po treningu moči, hitre moči ali hitrosti, kjer pa se ugotavlja, da so nujne nadaljnje raziskave, saj se v novejših raziskavah kaže upad velikosti aktivacije po treningu, vendar so pri raziskavah opažene pomanjkljivosti, kot na primer: treningi moči so bili dinamični, medtem ko so bili testi preverjanja velikosti zavestne aktivacije izometrični, nekateri posamezniki so pokazali zelo majhen upad pri zavestni aktivaciji, nazadnje pa so pri nekaterih študijah manjkale tudi kontrolne skupine, ki niso izvajale treninga. Metoda vrinjenih skrčkov je tudi dragoceno orodje za oceno upada velikosti hotenega mišičnega naprežanja, ki je lahko posledica travmatične sklepne poškodbe, artritisa ali mišične bolečine. V povezavi s tem je metoda primerna tudi za določanje rehabilitacijskega programa, operativnih intervencij ter počitka (Shield in Zhou, 2004).

1.2.1. METODA VRINJENEGA SKRČKA

Odziv mišice na enojni dražljaj se imenuje skrček. Skrček uporabljamo za ugotavljanje kontraktilnih lastnosti mišice, kjer akcijski potencial sprožimo umetno kot enojni električni dražljaj doveden na mišico. Odziv sile v času - skrček lahko opišemo s tremi merami: kontrakcijskim časom, ki predstavlja mero hitrosti krčenja mišice, največjo amplitudo, ki predstavlja največjo silo oziroma navor in polovični čas sproščanja, ki je potreben, da navor pade za polovico največjega navora (Štirn, 2009).

Metoda vrinjenega skrčka je najpogosteje uporabljena metoda za oceno zavestne aktivacije štiriglave stegenske mišice. Pri tej metodi med največjim hotenim naprežanjem (NHK) mišico dodatno vzdražimo z električnimi impulzi. Z električno stimulacijo dodatno vzdražimo tiste motorične enote, ki med NHK niso bile aktivne. Na ta način je možno oceniti kolikšen del

mišičnega potenciala za razvijanje sile je bil aktiviran oziroma izmeriti velikost zavestne aktivacije mišice (Štirn, 2009). Pri NHK se najprej aktivirajo počasne motorične enote in šele nato hitre; fenomen se imenuje Hennemanov princip velikosti (Henneman 1957, 1979 v Štirn, 2009). Pri električni stimulaciji je rekrutacija motoričnih enot obratna, najprej se vzdražijo hitre motorične enote. Zato lahko z električno stimulacijo mišice dodatno aktiviramo tiste preostale motorične enote, ki med zavestno aktivacijo mišice niso aktivirane ali ne dosegajo polnega tetanusa. Z ugotavljanjem razmerja med navorom, izmerjenim med NHK in navorom izmerjenim, ko je mišica dodatno aktivirana z električno stimulacijo, ugotovimo, do kolikšne mere se mišica lahko aktivira med zavestno aktivacijo. Večja je razlika v navoru, razvitim med NHK, v primerjavi z navorom, razvitim po dodatnem draženju mišice z elektriko, nižji je nivo aktivacije mišice (Štirn, 2009).

Pri metodi vrinjenega skrčka torej primerjamo silo vrinjenega skrčka (enojnega ali dvojnega) med največjim hotenim izometričnim naprežanjem s silo skrčka (enojnega ali dvojnega) sproščene mišice (Gandevia, 1998 v Folland in Williams, 2007). Pri tem pridobimo podatek o velikosti zavestne aktivacije mišice (NA), ki pa ga izračunamo iz naslednje enačbe: $NA = \left(1 - \frac{DS_{NHK}}{DS_{MIR}}\right) \times 100$, kjer je DS_{NHK} največji navor vrinjenega skrčka med NHK, DS_{MIR} pa največji navor skrčka sproščene mišice po naprežanju. Omenjena metoda je veljavna in mednarodno sprejeta v športni znanosti in praksi, vendar ji nekateri avtorji tudi oporekajo, saj odnos med zavestno silo in velikostjo vrinjenega skrčka ni linearen (Belanger in McComas, 1981 v Folland in Williams, 2007). Obstaja veliko dokazov, da omenjen odnos ni linearen (Allen, 1998; Behm, 1996; Belanger in McComas, 1981; De Serres in Enoka, 1998; Rutherford, 1986 v Folland in Williams, 2007). Številne študije so pokazale, da je odnos med zavestno silo in velikostjo vrinjenega skrčka navzgor konkaven pri srednje velikih silah in asimptotični pri velikih zavestnih silah. Nekatero študije pri omenjenem odnosu navajajo tudi konveksnost navzgor pri nizkih zavestnih silah, vendar ni vedno tako (Shield in Zhou, 2004). Obstajajo vsaj trije dejavniki, ki prispevajo k asimptotični naravi odnosa med zavestno silo in velikostjo vrinjenega skrčka: prispevek nestimuliranih sinergistov, ki nesorazmerno povečajo velikost zavestne aktivacije, nezmožnost zaznavanja majhnega povečanja dolžine mišice med predvidenim izometričnim naprežanjem pri maksimalnih intenzivnostih ter uporaba enojnega vrinjenega skrčka kot sredstva za ocenjevanje aktivacije. Mehanični faktorji pa niso edini, ki vplivajo na odnos med zavestno silo in velikostjo vrinjenega skrčka, temveč tudi tehnični in praktični: amplituda vrinjenega skrčka, mesto stimulacije, intenzivnost, frekvenca in ločljivost zajemanja podatkov, število vrinjenih skrčkov, glajenje krivulje sile, resolucija meritve sile, natančno seznanjenje preizkušancev z meritvijo, merila za zavrnitev največjega hotenega izometričnega naprežanja, verbalno spodbujanje in povratne informacije ter časovni okvir stimulacije (Shield in Zhou, 2004).

Poleg zgoraj opisanega ima metoda vrinjenega skrčka še določene pomanjkljivosti, kot so:

- enojni oz dvojni skrček preceni velikost zavestne aktivacije mišice,
- variabilnost enojnega skrčka je zelo velika, saj je odvisna od tega kje vrinemo akcijski potencial glede na vlak descendentnih (zavestnih) akcijskih potencialov in

- velikost enojnega skrčka sproščene mišice je odvisna od ohlapnosti serialnih elastičnih elementov.

1.2.1.1. VPLIV MESTA STIMULACIJE NA METODO VRINJENEGA SKRČKA

Za električno stimulacijo navadno uporabimo elektrode, nameščene na telo živca, ki oživčuje preučevano mišico ali na trebuh mišice, kjer pa dražljaj aktivira mišico preko znotraj-mišičnih živčnih vlaken. Pri obeh tehnikah pa je mogoče, da bo aktivirana tako preučevana mišica kot njen antagonist. Iz tega razloga je izbrana mišica stimulirana bolj selektivno preko elektrod, natančno nameščenih na trebuh mišice, po možnosti blizu določenih motoričnih točk za posamezno mišico. Prav tako namestitev elektrod preveč narazen, preblizu antagonistom, uporaba pretirano velikih elektrod ali intenzivnosti stimulacije lahko vodi v aktivacijo antagonistov. Majhni navori skrčkov, proizvedeni s strani antagonistov lahko le rahlo zmanjšajo amplitudo kontrolnih skrčkov, vendar pa lahko med skoraj maksimalnimi in maksimalnimi hotenimi naprežanji popolnoma prikrijejo male prirastke v sili, povzročene s strani agonistov. Tako bi dobili vtis, da je izbrana mišica popolnoma aktivirana med očitnim submaksimalnim naprežanjem (Shield in Zhou, 2004).

1.2.1.2. VPLIV INTENZIVNOSTI STIMULACIJE NA METODO VRINJENEGA SKRČKA

Pri nekaterih raziskavah se uporabljajo submaksimalne stimulacije, ugotovljene na podlagi začetne meritve (neutrjena mišica), ki pokaže, da submaksimalna in maksimalna stimulacija zagotovita podobne ocene zavestne aktivacije na neutrujeni mišici. Uporaba submaksimalne stimulacije zmanjša neugodje, povezano z metodo vrinjenih skrčkov. Zagotovi lahko tudi bolj selektivno rekrutacijo agonistov in s tem zmanjša tveganje za aktivacijo antagonističnih mišic. Potencialna slaba stran uporabe submaksimalnih stimulacij pa je, da zaporedni dražljaji lahko aktivirajo različen delež mišice, sploh v kolikor se zgodijo rahle spremembe v hotenem naporu, tik pred stimulacijo. Delež štiriglave stegenske mišice, aktivirane s pomočjo submaksimalne stimulacije femoralnega živca je bil manjši med največjimi hotenimi naprežanji kot v mirovanju, domnevno zaradi premika elektrode ob naprežanju okoliških mišic. To dejstvo bi zmanjšalo odgovore dvojnih dražljajev (vrinjenih odzivov) in rezultiralo v precenjevanju zavestne aktivacije, kjer je dvojni dražljaj (vrinjen odziv) primerjan s kontrolnim. Ko pa je stimulacija supramaksimalna, majhni premiki elektrod glede na spodaj ležečo mišico oz telo živca, ne bi smeli imeti učinka na delež mišice, ki je aktiviran. Submaksimalna stimulacija je prav tako neprimerna za študije utrujenosti, ker se prag motoričnih nevronov med utrujajočimi naprežanji zviša in stimulacija pri katerikoli intenzivnosti bi aktivirala postopoma vedno manj motoričnih enot (Shield in Zhou, 2004).

1.2.1.3. VPLIV ŠTEVILA INTERPOLIRANIH SKRČKOV IN ČAS PROŽENJA NA METODO VRINJENEGA SKRČKA

Prvotna metoda vrinjenega skrčka, ki jo je opisal Merton je zahtevala en dražljaj, vrinjen v času hotenih naprezanj. Zadnje čase pa se vse bolj uporablja metoda z dvema ali več dražljaji (50-100 Hz), saj so izzvani prirastki v sili večji in hitreje zaznani. Prav tako je bilo dokazano, da supramaksimalni dvojni, trojni in štirikratni dražljaji (pri 125 Hz) izzovejo manj variabilne prirastke v sili kot enojni dražljaj, vsi vrinjeni med hotenim izometričnim naprežanjem pri 50 % največje zavestne sile. Enojni dražljaji so neprimerni tudi za študije mišične utrujenosti, ker spremembe v sklopu ekscitacija-kontrakcija (nizkofrekvenčna utrujenost) diktirajo, da bodo posledično izzvani odgovori upadli bolj kot tisti, izzvani z več dražljaji, dovedenimi pri visokih stopnjah. Zato so za študije centralne utrujenosti med utrujajočimi vajami največkrat uporabljeni dvojni dražljaji, ločeni z 10 ms. Obstaja pa še praktični problem uporabe dvojnih ali večkratnih supramaksimalnih dražljajev, in sicer povečano nelagodje. Posledično se zato navadno uporabljajo submaksimalni dražljaji, katerih potencialne težave smo izpostavili že predhodno (Shield in Zhou, 2004).

Nekatere študije poročajo o nasprotujočih rezultatih vrinjenih skrčkov različnih velikosti in trajanja pri merjenju aktivacije (Folland in Williams, 2007). Behm (1996 v Folland in Williams, 2007) ni našel učinka enojne, dvojne ali petkratne stimulacije na napovedano največje hoteno naprežanje (NHK / MVC). Tudi Allen (1998 v Folland in Williams, 2007) je odkril, da so različne stimulacije (enojni, dvojni in štirikratni impulzi), vrinjene pri hotenem mišičnem naprežanju nad 85%, ustvarile izzvane odzive podobne absolutne in relativne velikosti. Nasprotno pa sta Strojnik (1995 v Folland in Williams, 2007) in Miller (1999 v Folland in Williams, 2007) poročala o večjem prirastku navora z vlaki impulzov, daljših od 100 ms trajanja (pri 100 Hz) v primerjavi z enojnim skrčkom. Trajajoča raven tetanične stimulacije lahko povzroči nelagodje, pomembno motnjo pridobivanja pravega največjega hotenega mišičnega naprežanja in tako ogrozi meritve največje hotene sile in aktivacije (Folland in Williams, 2007).

Pri izvajanju hotenih izometričnih naprežanj je potrebno postopek peljati tako, da kar najbolj maksimiramo možnost, da bodo vrinjeni dražljaji (superimposed stimuli) dostavljeni v mišico med največjim naporom. Možno je stimulator sprožiti avtomatsko, kmalu za tem, ko zavestna hotena sila doseže vrh, čeprav je v takem primeru potrebno z dražljajem odlašati približno 300-400 ms. Brez omenjenega odlašanja preizkušanci navadno dojemajo, da niso pokazali največjega naprežanja v času stimulacije. Da bi zmanjšali tveganje stimuliranja mišice pri submaksimalnem naporu, lahko uporabimo t.i. »primerjalnik«, ki zagotovi, da se stimulator sproži šele, ko sila preseže določen odstotek (na primer 95 %) posameznikovega predhodno posnetega največjega hotenega izometričnega naprežanja. Tako se v primeru, da posameznik ne preseže določenega odstotka navora, stimulator ne sproži in naprežanje se lahko ponovi (Shield in Zhou, 2004).

Z vprašanjem časa sproženja in vprašanjem o variabilnosti skrčkov sta se ukvarjala tudi Suter in Herzog (2001), ki ugotavljata, da na moč, proizvedeno z električno stimulacijo na vrhuncu hotene moči (ITT = interpolated twitch torque) vpliva tudi časovni interval med vrinjenim skrčkom in vlakom impulzov. Na primer, skrček, vrinjen 5 ms pred vlakom je ustvaril opazno večji navor (ITT) kot skrčki, sproženi v preostalem času. To pomeni, da je časovni interval med vsiljenim skrčkom in vlakom pomemben za magnitudo ITT-ja. Nato pa preseneti naslednja ugotovitev, pri kateri je imel skrček, vrinjen 5 ms pred vlakom drugačen učinek od skrčka, vrinjenega 5 ms za vlakom. Na tem mestu razložimo dvojno stimulacijo, kjer se linearnost ITT-ja poveča, če vrinemo skrček 5 – 10 ms pred vlakom zaradi zmožnosti mišice, da drži napetost in jo vzdržuje za čas vlaka. Na podlagi tega so pričakovali, da bo imel skrček, vrinjen 5 ms pred vlakom podoben učinek kot skrček, vrinjen 5 ms za vlakom. Treba pa je vedeti, da so bili pulzi vlaka submaksimalni, medtem ko so bili vrinjeni skrčki supramaksimalni. Zaradi navedenega so predvidevali, da dvojna stimulacija z majhnim (prvim) in velikim (drugim) impulzom proizvede manjši ITT kot dvojna stimulacija, kjer je prvi impulz večji. In raziskave so pokazale ravno to, saj je bil večji ITT proizveden, ko se je velik dražljaj zgodil pred manjšim. To bi lahko pripisali ideji, da prvi impulz senzibilizira aktivirane ME do dvojne sile. Zato bi lahko bila velikost prvega impulza bolj pomembna od velikosti drugega, vendar so ugotovili, da bi bilo povedano potrebno natančneje raziskati. Če je torej variabilnost ITT-ja povzročena zaradi stohastične narave časa vrinjenega skrčka glede na hotene pulze vlaka, potem bi se morala variabilnost zmanjšati z odstranitvijo slučajnosti časa vrinjenega skrčka. Ena možnost je dodajanje nadaljnjih električnih impulzov enemu. S povečanjem števila vrinjenih skrčkov stimulacijsko okolje postane vse bolj podobno, slučajnost se zmanjša in variabilnost ITT-ja bi se morala zmanjšati do paralele. Pravzaprav bi z dodajanjem števila električnih skrčkov enemu morala variabilnost popolnoma izginiti, vendar to navadno ni praktično zaradi bolečine in tveganja povzročitve poškodb (Suter in Herzog, 2001), kar pa smo podrobneje opisali že prej.

1.2.1.4. VPLIV PRIČAKOVANOSTI ELEKTRIČNEGA DRAŽLJAJA NA METODO VRINJENEGA SKRČKA

V raziskavi Buttona in Behma (2008) so raziskovali učinek pričakovanih in nepričakovanih dražljajev med največjim hotenim naprežanjem štiriglave stegenske mišice. Preizkušance so razdelili v dve skupini, kjer je bila ena že vsaj desetkrat seznanjena s tovrstnimi testi, druga pa le – teh ni poznala. Merili so silo največjega hotenega naprežanja, elektromiografsko aktivnost štiriglave stegenske mišice in mišic zadnje lože ter neaktivnost štiriglave stegenske mišice, merjeno s tehniko vrinjenega skrčka. Ugotovili so, da pričakovanje napovedanega vrinjenega skrčka opazno zmanjša silo največjega hotenega naprežanja in aktivacije (aktivnost EMG-ja štiriglave stegenske mišice) v primerjavi z rezultati v primeru, ko skrčka niso pričakovali. Prav tako je imela skupina, že seznanjena s tovrstnimi testi, 14,5% večjo silo ter 10,4% manjšo neaktivnost pri tehniki vrinjenega skrčka v primerjavi s skupino, ki ni poznala testov, čeprav so bili člani obeh skupin približno enako trenirani in imeli enake

karakteristike. Sicer je možno, da se je skupina z izkušnjami že privadila na izometrični trening s predhodnimi testi, ki jih skupina, ki je prvič opravljala ta test prej ni bila deležna, vendar tega ni mogoče trditi. Ob pričakovanju vrinjenega skrčka so bili deficiti v sili in aktivaciji večji pri skupini brez predhodnih izkušenj, skupina z izkušnjami pa ni imela značilnih deficitov v aktivaciji, ne glede na pričakovanje. To bi lahko pripisali izkušnjam s tovrstnimi testi, torej vaje ali pa razviti toleranci na tovrstno bolečino, saj je bilo ugotovljeno, da se je skupina z izkušnjami soočala z manjšimi bolečinami. Ugotovljeno je bilo tudi, da so posamezniki ustvarili večjo silo, če so jim rekli, da med največjim hotenim naprežanjem ne bo vrinjenega skrčka, bil pa je opažen padec v sili, če je bilo rečeno, da je verjetno ali sigurno, da bo največje hoteno naprežanje vključevalo vrinjen skrček. Iz tega lahko povzamemo, da pričakovanje nelagodja lahko zmanjša zmožnost posameznika, da pokaže maksimalno silo, sploh če gre za neizkušene posameznike (Button in Behm, 2008). Shield in Zhou (2004) v povezavi s tem predlagata, da bi morali raziskovalci dovoliti, da preizkušanci izvedejo nekaj največjih hotenih naprežanj (NHK) brez stimulacije in šele, ko so NHK-ji s pričakovano stimulacijo in tisti brez pričakovane stimulacije približno enaki, bi moral biti posameznik formalno testiran.

1.2.1.5. VPLIV VIDNE INFORMACIJE IN SPODBUJANJA NA METODO VRINJENEGA SKRČKA

Glasno verbalno spodbujanje ima pomemben pozitiven vpliv na izvedbo vaje, predvsem pri netreniranih posameznikih. Poseben pomen vpliva verbalnega spodbujanja pa je bil ugotovljen pri največjih hotenih naprežanjih (NHK) fleksorjev komolca (McNair, Depledge in Brett Kelly, 1996 v Shield in Zhou, 2004). Prav tako je pomembno, da se preizkušance oskrbi z objektivnimi povratnimi informacijami v zvezi z njihovo izvedbo. Te so največkrat predstavljene v obliki vidne povratne informacije na računalniškem monitorju (Shield in Zhou, 2004).

1.3. PROBLEM

Zaradi prej omenjenih pomanjkljivosti se pojavljajo težnje po izboljšavi metode vrinjenega skrčka. Predhodne raziskave so pokazale, da je navor vrinjenih trojnih ali četverih skrčkov v manjši meri odvisen od ohlapnosti serialnih elastičnih elementov. Ugotovljeno je bilo tudi, da je variabilnost vrinjenih skrčkov manjša, če mišico stimuliramo z dvojnimi, trojnimi in/ali četverimi električnimi dražljaji s frekvenco 125 Hz. Problem te ugotovitve pa je, da je bila zavestna aktivacija mišice le 50% največjega hotenega izometričnega naprežanja. Pri zdravih posameznikih pa le – ta lahko doseže vrednosti nad 80%. Poleg omenjenega se s porastom navora izometričnega naprežanja spremeni tudi razmerje med velikostjo vrinjenega skrčka in velikostjo šuma, in sicer se zmanjšuje. Šum med največjim hotenim izometričnim naprežanjem je lahko večji kot sprememba navora zaradi vrinjenega enojnega in/ali dvojnega

skrčka, kar zmanjša veljavnost omenjene metode in v veliki meri preceni velikost zavestne aktivacije mišice.

V diplomskem delu želimo preveriti možnost uporabe vrinjenih trojnih električnih skrčkov (zakasnitev 10 ms) za merjenje velikosti zavestne aktivacije štiriglave stegenske mišice, in sicer zaradi manjše variabilnosti odziva in pričakovane boljše ocene velikosti zavestne aktivacije (večje razmerje med šumom in signalom). Zato bomo primerjali merjenje velikosti zavestne aktivacije štiriglave stegenske mišice z dvojnimi in trojnimi vrinjenimi skrčkom. Uporaba trojnih električnih dražljajev pa je lahko zelo boleča in neprijetna, zato želimo primerjati tudi občutek nelagodja in bolečine pri uporabi trojnega vrinjenega skrčka v primerjavi z uveljavljeno metodo merjenja velikosti zavestne aktivacije. Namen dela bo ugotoviti ali metoda merjenja velikosti zavestne aktivacije s trojnimi vrinjenimi skrčkom omogoča manjšo variabilnost in večjo natančnost izračuna velikosti zavestne aktivacije štiriglave stegenske mišice v primerjavi z metodo, ki uporablja dvojni vrinjeni skrček.

1.4. CILJI IN HIPOTEZE

Na podlagi predmeta in problema proučevanja smo si zastavili naslednje cilje:

1. Primerjati velikost zavestne aktivacije (NA) štiriglave stegenske mišice, izmerjene z dvojnimi in s trojnimi električnimi dražljajem.
2. Ugotoviti ponovljivost odziva dvojnega in trojnega skrčka, vrinjenega med največjim hotenim izometričnim naprežanjem štiriglave stegenske mišice.
3. Ugotoviti povezanost med metodo dvojnega in trojnega vrinjenega skrčka.
4. Primerjati občutek nelagodja pri uporabi obeh metod.

Glede na zastavljene cilje smo postavili spodnje hipoteze:

H1: Velikost zavestne aktivacije štiriglave stegenske mišice se bo med metodama razlikovala.

H2: Ponovljivost trojnih skrčkov bo večja kot ponovljivost dvojnih skrčkov, vrinjenih med največjim hotenim izometričnim naprežanjem.

H3: Metoda dvojnega vrinjenega skrčka bo pozitivno povezana z metodo trojnega vrinjenega skrčka.

H4: Občutek nelagodja se med načinom električne stimulacije ne bo razlikoval.

2. METODE DELA

2.1. VZOREC PREIZKUŠANCEV

V raziskavo je bilo vključenih devet študentov Fakultete za šport in trije športno aktivni študenti iz drugih fakultet (v povprečni starosti $23,67 \pm 1,5$ let, s povprečno telesno maso $79,58 \pm 7,54$ kg in telesno višino $179 \pm 4,97$ cm). Športna aktivnost pred izvedbo eksperimenta ni bila določena, le dva dni pred meritvijo je bilo preizkušancem naročeno, naj se izognejo visoko intenzivnim fizičnim naporom. Sicer so vsi preizkušanci športno aktivni, vendar se nihče od njih s športom ne ukvarja več tekmovalno. V času eksperimenta ni bil nobeden od preizkušancev poškodovan. Vsi preizkušanci so bili seznanjeni z možnimi tveganji ter so prostovoljno pristopili k sodelovanju. Raziskava je potekala v skladu s Helsinsko – Tokijsko deklaracijo.

2.2. POTEK EKSPERIMENTA

Eksperiment je potekal v kineziološkem laboratoriju Fakultete za šport, Univerze v Ljubljani. Sestavljen je bil iz dveh delov. V prvem delu smo preizkušance seznanili z električnim draženjem femoralnega živca in merilnim protokolom. Sledilo je določanje velikosti električnega draženja. Jakost električnega draženja smo določali z enojnim električnim dražljajem v izometrični kolenski opornici in meritvijo enojnega skrčka m. quadriceps femoris. Jakost smo postopoma povečevali za 10 mA, dokler nismo dosegli največjega navora skrčka m. quadriceps femoris. Supramaksimalna intenzivnost električnega draženja femoralnega živca pa je bila določena tako, da smo jakost električnega dražljaja, s katerim smo izzvali največji navor skrčka, povečali še za 50 %. Po uvodnem delu eksperimenta je preizkušanec začel z ogrevanjem. Ogrevanje je bilo sestavljeno iz stopanja na klopco (0,5 Hz, 6 minut) in postopnega razvoja izometrične sile v kolenski opornici (5 x 5s, 20%, 40%, 60%, 80% največjega hotenega izometričnega naprežanja – NHK, odmor 25 s). Dve minuti po ogrevanju smo izvedli drugi del eksperimenta, in sicer dve meritvi velikosti zavestne aktivacije z dvojnimi in dve meritvi s trojnimi vrinjenimi skrčkom v izometrični kolenski opornici. Vrstni red meritev je bil naključno izbran. Odmor med meritvami velikosti zavestne aktivacije je trajal 3 minute. Preizkušanci sproti niso bili seznanjeni z omenjenim vrstnim redom vrinjenih skrčkov, smo pa sproti preverjali občutke nelagodja oz bolečine po vsaki meritvi, kjer so preizkušanci podali oceno od 1 – 10.

2.3. MERITEV VELIKOSTI ZAVESTNE AKTIVACIJE Z DVOJNIM IN TROJNIM VRINJENIM SKRČKOM

Med meritvijo določanja jakosti draženja femoralnega živca in merjenja NA so preizkušanci sedeli na izometrični opornici za iztegovanje kolena (lastna konstrukcija). Navor v kolenskem sklepu je bil izmerjen s senzorjem (MES, Maribor, Slovenia), ki je bil vpet v opornico. Preizkušanci so bili na opornico privezani preko medenice, zato da med meritvijo niso spreminjali položaja (Slika 1). Kot v kolenu in bokih preizkušancev je bil 90°. Distalni del goleni je bil vpet v opornico.

Na štartni znak so preizkušanci začeli z razvojem sile. V dveh sekundah so razvili največjo hoteno izometrično naprežanje. Razvijali so gladko izometrično naprežanje, ki so ga poskušali zadrževati 5 sekund. Ko so dosegli plato, smo femoralni živec dražili z dvojnimi ali trojnimi vrinjenimi skrčkom. Po petih sekundah so mišico sprostili in po treh sekundah smo živec stimulirali z istim skrčkom na sproščeno mišico (Slika 2). Zgoraj opisana meritev se je pri vseh preizkušancih ponovila štirikrat, in sicer z dvema dvojnima in dvema trojnima vrinjenima skrčkoma v različnem zaporedju. Med posameznimi meritvami je bilo 3 minute odmora. Preizkušancev pred in med meritvami nismo seznanili z zaporedjem vrinjenih skrčkov, smo pa jim zastavljali vprašanja o oceni bolečine posameznih skrčkov (od 1 – 10).



Slika 1. Meritev v izometrični opornici za iztegovanje kolena

2.3.1. DRAŽENJE FEMORALNEGA ŽIVCA

V opornici smo dražili femoralni živec s samolepljivo katodo (premer 10 mm, Ag–AgCl, Type 0601000402, Contrôle Graphique Medical, Brie-Comte-Robert, Francija), ki smo jo

postavili v femoralni trikotnik tik nad ingvinalnim ligamentom. Anodo (10 x 5 cm, Medicompex SA, Ecublens, Švica) pa smo prilepili nad glutealno gubo. Za električno draženje je bil uporabljen električni stimulator Digitimer DS7, Hertfordshire, UK. Električni impulzi so bili pravokotne oblike, njihovo trajanje pa 1ms. Za draženje femoralnega živca smo določili supramaksimalno intenzivnost, ki smo jo ugotavljali pri vsakem preizkušancu posebej. Jakost električnega dražljaja, s katerim smo izzvali največji skrček, smo povečali za 50%. Jakost smo pri ugotavljanju povečevali postopoma, dokler se navor enojnega skrčka ni več povečeval. Velikost električnega dražljaja, ki je zagotavljala supramaksimalni dražljaj, je bila ves čas testiranja posameznega preizkušanca enaka.

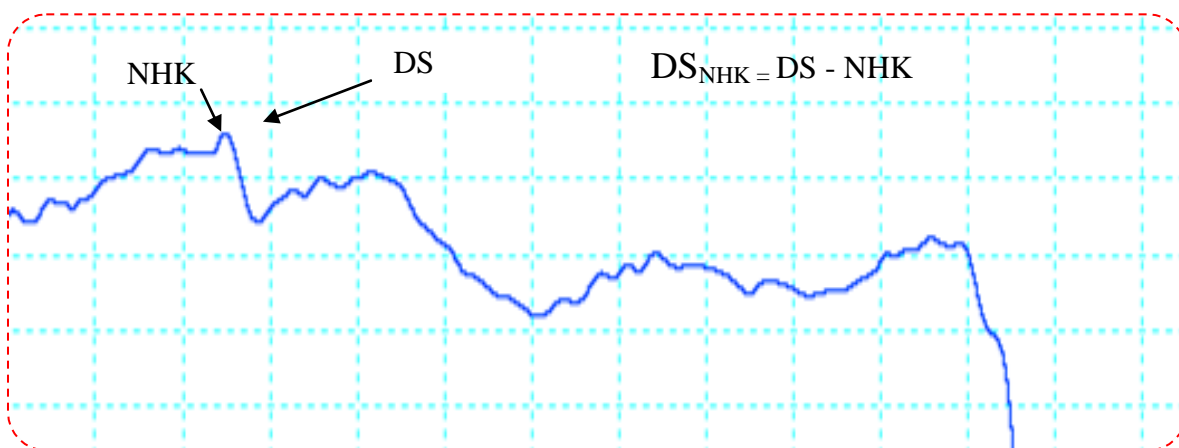
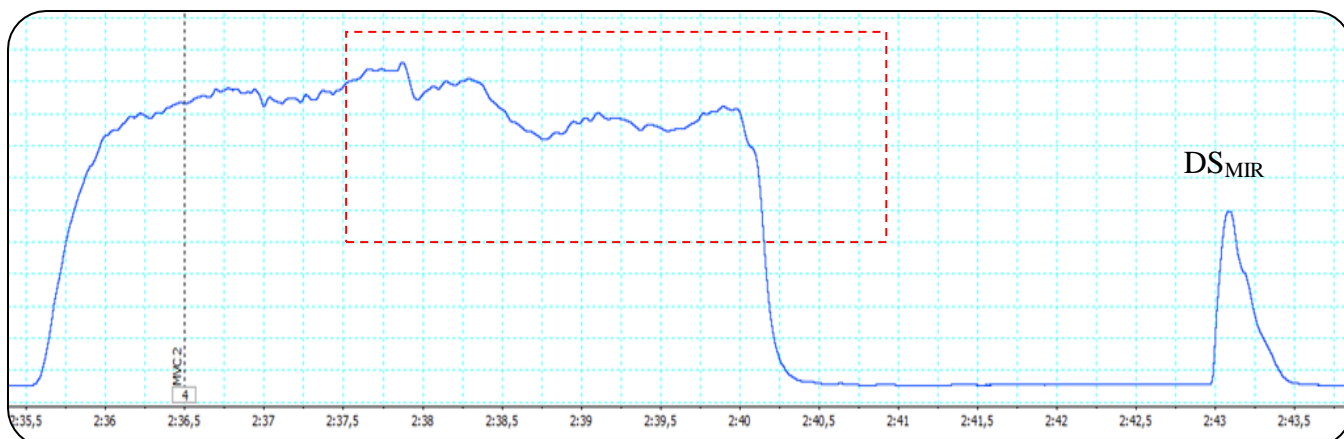
2.3.2. POSTAVITEV ELEKTROD ZA MERJENJE POVRŠINSKEGA ELEKTROMIOGRAFSKEGA SIGNALA

Med maksimalnimi hotenimi naprežanji in električno izzvanimi kontrakcijami smo merili tudi površinski elektromiografski signal na mišici vastus lateralis (Slika 1). Področje, na katerega smo kasneje namestili elektrode smo najprej obrili, zbrusili z brusnim papirjem ter razmastili z alkoholom. Nato smo namestili elektrode v skladu z navodili SENIAM (Surface ElectroMyoGraph for the Non-Invasive Assessment of Muscle). Merilni elektrodi (10 mm premera, Ag–AgCl, Type 0601000402, Contrôle Graphique Medical, Brie-Comte-Robert, Francija) sta bili postavljeni ena zraven druge, referenčno elektrodo (10 mm premera, Ag–AgCl, Type 0601000402, Contrôle Graphique Medical, Brie-Comte-Robert, Francija) pa smo postavili na patelo. EMG signal smo zajemali s sistemom PowerLab (16/30-ML880/P, ADInstruments, Bella Vista, Avstralija). Frekvenca vzorčenja EMG signala je bila 2000 Hz. EMG signal je bil ojačan z bio-ojačevalcem (ML138, ADInstruments), ki zajema podatke v razponu frekvence od 3 do 1000 Hz, z vhodnim uporom 200 M Ω in koeficientom zavrnitve 85 dB ter ojačanjem 1000. Podatki so bili analizirani z LabChart7 programsko opremo (ADInstruments, Bella Vista, Avstralija).

2.4. IZBRANE SPREMENLJIVKE IN STATISTIČNA ANALIZA PODATKOV

Za izračun nivoja aktivacije z metodo dvojnega in trojnega vrinjenega skrčka smo primerjali navor dvojnega oz trojnega vrinjenega skrčka z navorom dvojnega oz trojnega skrčka, vrinjenega med največjim hotenim naprežanjem z uporabo naslednje enačbe:

$$NA = \left(1 - \frac{DS_{NHK}}{DS_{MIR}} \right) \times 100$$
, kjer je DS_{NHK} največji navor interpoliranega skrčka med NHK, DS_{MIR} pa največji navor skrčka sproščene mišice po naprežanju (Slika 2).



Slika 2: Potek sile v času med meritvijo (DS_{NHK} je največji navor interpoliranega skrčka med NHK, DS_{MIR} pa največji navor skrčka sproščene mišice po napreznju)

V kolikor pa dvojni oz trojni dražljaj ni bil poslan točno na mestu, kjer je bil dosežen največji hoteni navor, temveč kasneje, ko je navor že rahlo upadal, smo v osnovno enačbo vključili popravek D. Razliko (D) v ravni navora tik pred dvojnim oz trojnim skrčkom (NHK) in največjim navorom za časa dvojnega oz trojnega skrčka DS_{NHK} smo primerjali z navorom dvojnega oz trojnega skrčka DS_{MIR} po naslednji enačbi, ki je primer izračuna velikosti zavestne aktivacije z metodo dvojnega skrčka: $KNA = 100 - D * (NHK / DS_{NHK}) / DS_{MIR} * 100$. Ker D teži k rasti pri navorih, ki so nižji od največjega in ker je ta odnos dokazano linearen, se lahko uporabi formula NHK / DS_{NHK} za korekcijo D-ja. Domneva se, da padec v NHK navoru tik pred električno stimulacijo lahko pripišemo normalnim odstopanjem, ki se zgodijo, ko posameznik poskuša vzdrževati napetost NHK (Strojnik in Komi, 1998). Najprej opisan izračun (prva enačba), je izračun nivoja aktivacije brez korekcijskega faktorja (NA), uporaba druge enačbe pa vključuje korekcijski faktor (KNA). Velikost zavestne aktivacije v tem delu smo računali na oba načina.

Za vse parametre so bile izračunane povprečne vrednosti in povprečni odkloni od njih. Normalna porazdelitev predstavljenih parametrov je bila preverjena s Kolmogorov-Smirnov testom. Cronbach alpha test je bil izračunan za vse izbrane parametre. Za izračun razlik merjenih parametrov smo uporabili enosmerno analizo variance. Faktor je imel dva nivoja (nivo zavestne mišične aktivacije z metodo dvojnega skrčka, nivo zavestne mišične aktivacije

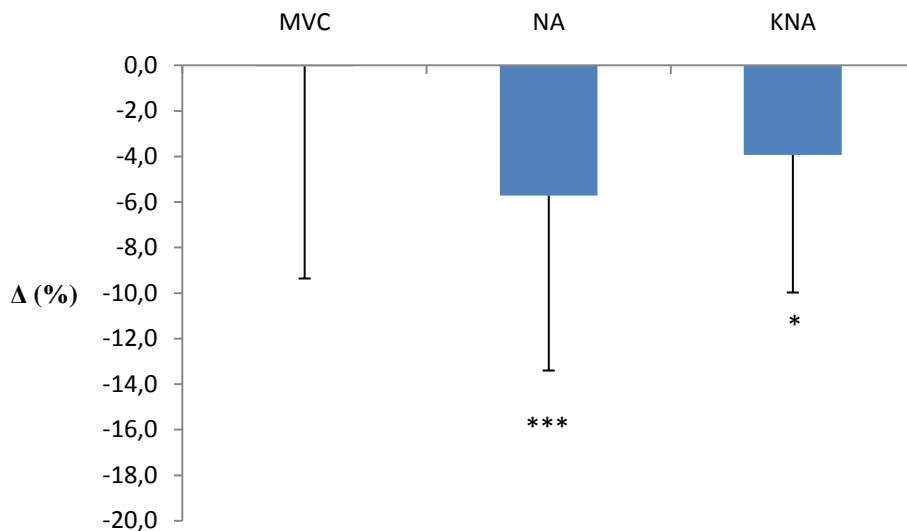
z metodo trojnega skrčka). Pearsonovi korelacijski koeficienti so bili izračunani za analizo povezanosti izbranih parametrov obeh metod. Za statistično obdelavo podatkov je bil uporabljen statistični paket PASW Statistics 18.0 (ZDA, 2009). Statistična značilnost je bila sprejeta z dvostransko 5 % napako alfa.

3. REZULTATI

Rezultati v tekstu so predstavljeni kot povprečja absolutnih vrednosti (\pm SD), medtem ko so rezultati v slikah predstavljeni kot povprečja relativnih vrednosti (\pm SD).

3.1. PRIMERJAVA VELIKOSTI MAKSIMALNEGA HOTENEGA MIŠIČNEGA NAPREZANJA IN NIVOJA AKTIVACIJE MED METODO Z DVOJNIMI IN METODO S TROJNIMI SKRČKI

Preizkušanci so v povprečju razvili $359,23 \pm 77,77$ Nm zavestnega navora pred draženjem z dvojnimi in $358,87 \pm 85,14$ Nm pred draženjem s trojnim skrčkom. Izračunan nivo aktivacije pa je bil $90,68 \pm 8,04$ % izmerjen z metodo dvojnega vrinjenega skrčka in $85,50 \pm 10,61$ % z metodo trojnega vrinjenega skrčka.



Slika 3. Primerjava (Δ %) MVC (največje hoteno izometrično naprežanje), NA (nivo zavestne mišične aktivacije) in KNA (nivo zavestne mišične aktivacije, izračunane s korekcijskim faktorjem) med merjenjem nivoja aktivacije z dvojnimi in trojnimi vrinjenimi skrčki (100% predstavljajo vrednosti merjenja zavestne aktivacije z dvojnimi vrinjenimi skrčki) (***) $P < 0,001$, * $P < 0,05$).

Iz Slike 3 je razvidno, da preizkušanci razvijejo enako silo pri obeh metodah ($F_{(1, 11)} = 0,002$; $P > 0,05$).

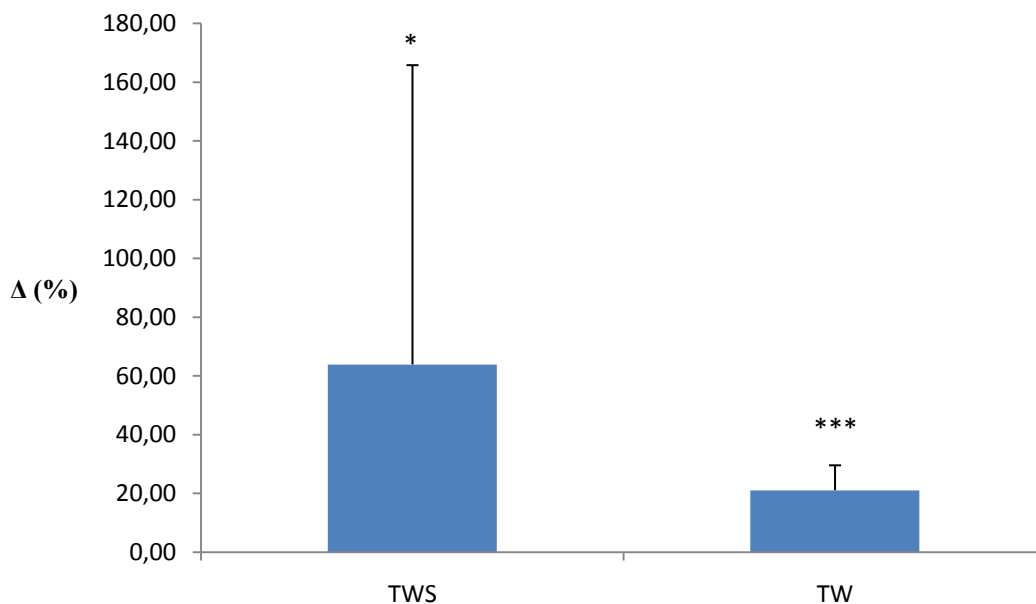
Kar zadeva nivo aktivacije pa povprečna vrednost NA pri merjenju z dvojnimi skrčki znaša $90,68\% \pm 8,04\%$, pri merjenju s trojnimi pa $85,50\% \pm 10,61\%$. Ugotavljamo, da metoda z dvojnimi skrčki prevrednoti nivo aktivacije ($F_{(1, 11)} = 6,336$; $P < 0,05$).

Nivo aktivacije smo izračunali tudi s korekcijskim faktorjem (KNA) in ugotovili, da se velikost NA med metodama razlikuje. Povprečna vrednost NA pri metodi z dvojnimi skrčki je

91,16% ± 7,95%, pri metodi s trojnimi pa 87,48% ± 8,76%, kar ponovno pokaže, da metoda z dvojnimi skrčki prevrednoti nivo aktivacije ($F_{(1, 11)} = 5,176$; $P < 0,05$).

3.2. PRIMERJAVA VELIKOSTI DVOJNIH IN TROJNIH VRINJENIH SKRČKOV MED NAJVEČJIM HOTENIM IZOMETRIČNIM NAPREZANJEM IN PO NJEM

Vrinjeni dvojni skrček je znašal $22,72 \pm 14,56$ Nm, medtem ko je bila velikost dvojnega skrčka sproščene mišice $173,04 \pm 29,13$ Nm. Vrinjeni trojni skrček je znašal $35,33 \pm 25,72$ Nm, medtem ko je bila velikost trojnega skrčka, izzvanega na sproščeno sprednjo stegensko mišico $209,58 \pm 39,35$ Nm (Slika 4).



Slika 4. Primerjava ($\Delta\%$) trojnih vrinjenih skrčkov z dvojnimi, vrinjenimi nad največjim hotenim izometričnim naprežanjem in na sproščeno mišico (100% predstavljajo vrednosti skrčkov, merjenih z metodo nivoja aktivacije z dvojnimi vrinjenimi skrčkom) (** $P < 0,001$, * $P < 0,05$) (TWS – nad največjim hotenim izometričnim naprežanjem; TW – na sproščeno mišico).

Dodatna ugotovitev v korist metodi s trojnimi skrčki, ki jo je pokazala obdelava dvojnih in trojnih skrčkov, vrinjenih med največjim hotenim izometričnim naprežanjem pokaže, da dvojni skrčki ne zmorejo aktivirati celotne mišice oz trojni skrčki omogočajo aktivacijo večjega dela mišice. To kaže zgornji grafikon, kjer je mogoče opaziti, da je bil trojni skrček nad MVC za 63,90% večji od dvojnega.

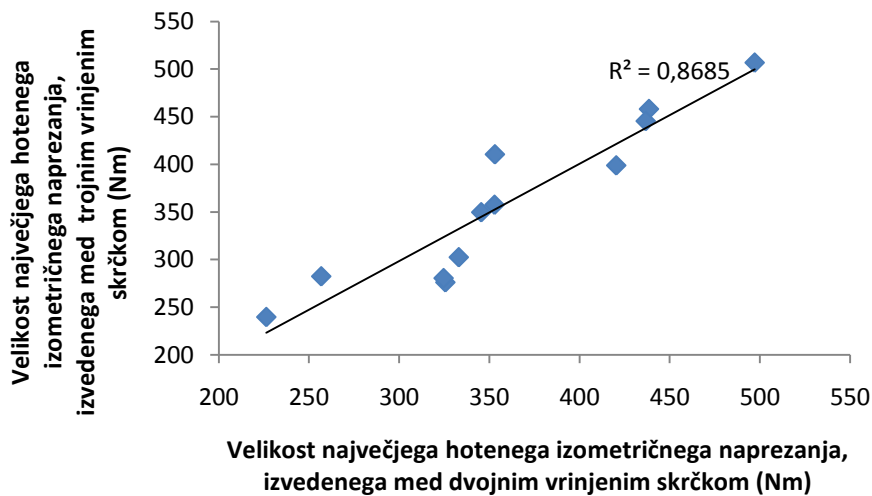
Pri obdelavi dvojnih in trojnih skrčkov, vrinjenih po MVC (sproščena mišica) ugotavljamo enako ($F_{(1, 11)} = 54,008$; $P < 0,001$). Trojni skrček po MVC je bil za 21,09% večji od dvojnega, kar spet pokaže, da dvojni skrčki ne omogočajo aktivacije celotne mišice.

Primerjavo med dvojnimi in trojnimi vrinjenimi skrčki nad MVC smo obdelali tudi s korekcijskim faktorjem in ugotovili, da je rezultat enak. Torej se z omenjenim faktorjem že tretjič pokaže, da trojni skrčki omogočajo aktivacijo večjega dela mišice ($F_{(1, 11)} = 8,658$; $P < 0,05$).

3.3. POVEZANOST MED OBEMA METODAMA

3.3.1. POVEZANOST MED NAJVEČJIM HOTENIM NAPREZANJEM, IZVEDENIM MED DVOJNIM IN TROJNIM VRINJENIM SKRČKOM

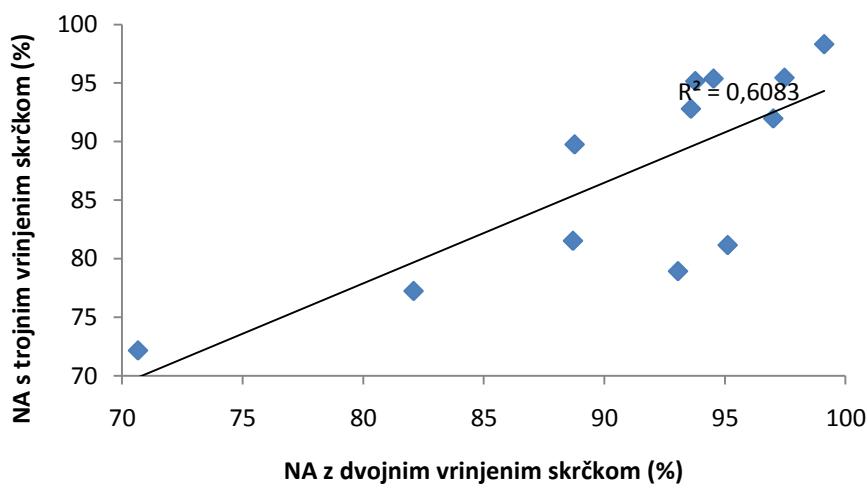
Že prej ugotovljeno in prikazano na Sliki 3 je, da so preizkušanci razvili enako silo pri obeh metodah. Tudi pri povezanosti med največjimi hotenimi izometričnimi napreznji (MVC) pri metodi z dvojnimi in metodi s trojnimi vrinjenimi skrčki ugotovimo, da je povezanost visoka ($R = 0,932$, $P < 0,01$), kar pomeni, da preizkušanci, ki razvijejo največjo silo pred draženjem z dvojnimi električnim dražljajem, to storijo tudi pred draženjem s trojnim električnim dražljajem (Slika 5).



Slika 5. Povezanost med velikostjo največjega hotenega napreznja, izvedenega med dvojnimi in trojnimi vrinjenimi skrčki

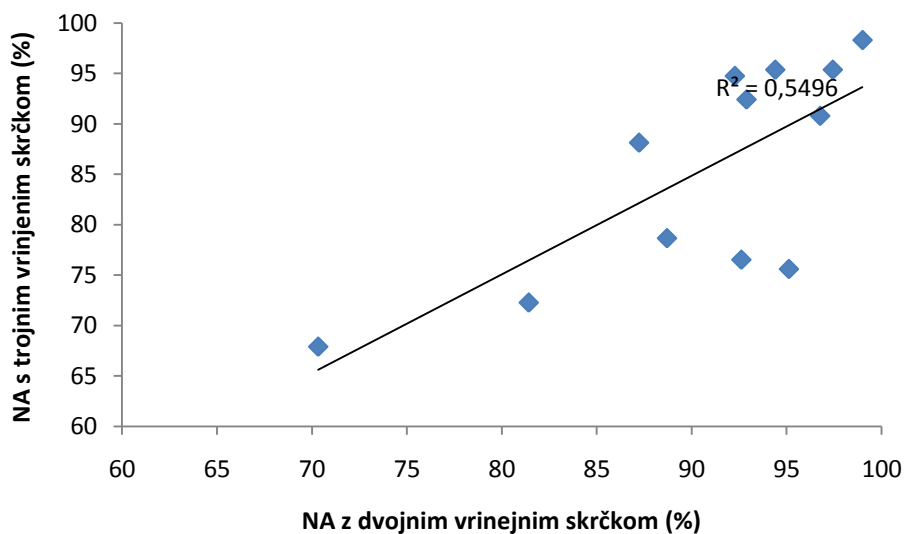
3.3.2. POVEZANOST MED VELIKOSTJO ZAVESTNE AKTIVACIJE, IZMERJENE Z DVOJNIM IN TROJNIM VRINJENIM SKRČKOM (brez in s korekcijskim faktorjem)

Povezanost med metodama izračuna velikosti zavestne aktivacije z uporabo korekcijskega faktorja je visoka, kar pomeni, da imajo posamezniki z majhno velikostjo aktivacije, izmerjeno z dvojnimi vrinjenimi skrčki, majhno velikost aktivacije štiriglave stegenske mišice tudi pri meritvi s trojnimi vrinjenimi skrčki. ($R = 0,78$; $P < 0,01$).



Slika 6. Povezanost med izračunom velikosti zavestne aktivacije (NA) s korekcijskim faktorjem med obema metodama.

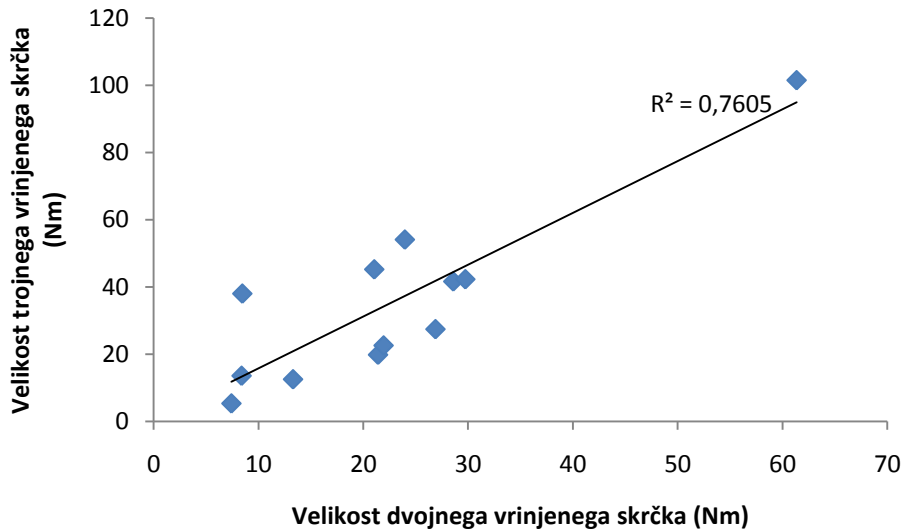
Podoben je bil tudi izračun povezanosti NA obeh metod brez uporabe korekcijskega faktorja (Slika 7), kjer je le – ta prav tako visoka ($R = 0,74$; $P < 0,01$).



Slika 7. Povezanost med velikostjo zavestne aktivacije (NA) z dvojnimi in trojnimi vrinenimi skrčkami (%).

3.3.3. POVEZANOST MED VELIKOSTJO DVOJNEGA IN TROJNEGA SKRČKA, VRINJENEGA MED NAJVEČJIM HOTENIM MIŠIČNIM NAPREZANJEM

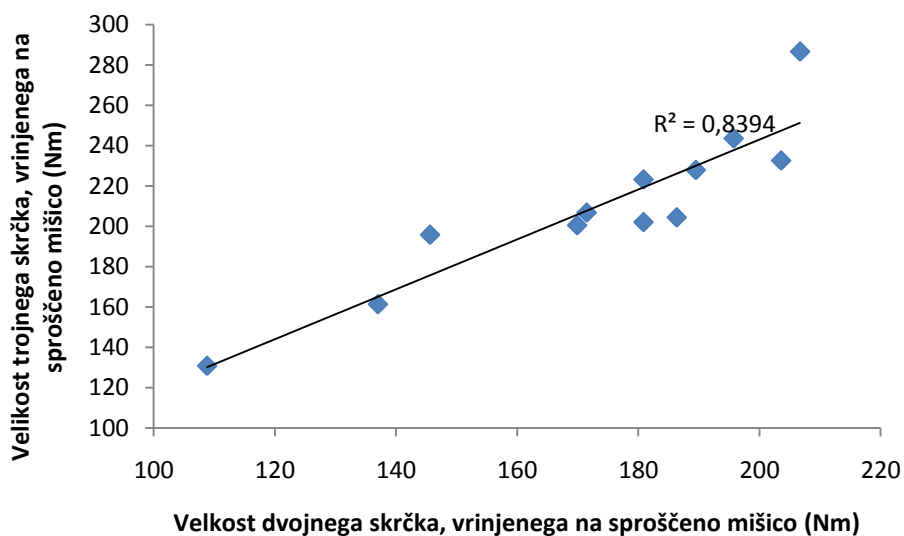
Povezanost med dvojnimi in trojnimi skrčkami, vrinjenimi med največjim hotenim izometričnim naprežanjem je visoka ($R = 0,872$; $P < 0,01$), kar nam pove, da se pri obeh metodah skrčka obnašata enako oz gresta v isto smer, le da je trojni skrček višji.



Slika 8. Povezanost med velikostjo dvojnega in trojnega skrčka, vrinjenega med NHK

3.3.4. POVEZANOST MED VELIKOSTJO DVOJNEGA IN TROJNEGA SKRČKA, IZZVANEGA NA SPROŠČENI MIŠICI

Povezanost med dvojnimi in trojnimi skrčkami, vrinjenimi med največjim hotenim izometričnim naprežanjem je razvidna iz Slike 8. Vsaka meritev pa je vsebovala tudi dvojni oz trojni vrinjeni skrček po NHK, torej skrček, vrinjen, ko je bila mišica sproščena. Povezanost med dvojnimi in trojnimi skrčki, vrinjenimi po največjem hotenem izometričnem naprežanju (Slika 9) je visoka ($R = 0,916$, $P < 0,01$). To nam pove, da se dvojni in trojni skrček obnašata enako oz gresta v isto smer, le da je trojni večji. Zadnja ugotovitev velja tudi za dvojne in trojne skrčke, vrinjene med največjim hotenim izometričnim naprežanjem (Slika 8).



Slika 9. Velikost dvojnega in trojnega skrčka, vrinjenega po NHK.

3.4. PONOVLJIVOST OBEH METOD MERJENJA NIVOJA ZAVESTNE AKTIVACIJE

Pri obeh metodah smo izračunali tudi ponovljivost. Kot že omenjeno je imel vsak preizkušaneec enako število stimulacij z dvojnimi in trojnimi skrčki (dve z dvojnimi in dve s trojnimi), a vsak posameznik v naključnem vrstnem redu. Najprej smo preverili ponovljivost največjega hotenega izometričnega naprežanja pri prvi in drugi stimulaciji z dvojnimi vrinjenim skrčkom. Ugotovimo, da je ponovljivost zelo visoka (Cronbach $\alpha = 0,926$), torej je meritev zelo ponovljiva. Enako smo preverili tudi pri trojnih skrčkih. Ponovljivost največjega hotenega izometričnega naprežanja pri prvi in drugi stimulaciji s trojnim vrinjenim skrčkom pa je še višja (Cronbach $\alpha = 0,977$), kar kaže večjo zanesljivost metode s trojnimi skrčki.

Nato smo preverili še ponovljivost velikosti zavestne aktivacije (NA), in sicer NA dvojnih skrčkov pri prvi in drugi stimulaciji. Tu se izkaže, da meritev ni visoko ponovljiva (Cronbach $\alpha = 0,612$). Za razliko od dvojnih skrčkov pa se pri preverjanju velikosti zavestne aktivacije trojnih skrčkov pri prvi in drugi stimulaciji izkaže, da je višja (Cronbach $\alpha = 0,882$) od stimulacije z dvojnimi skrčki, kar nam pove, da je metoda s trojnimi skrčki bolj ponovljiva.

Zanimiv je rezultat preverjanja ponovljivosti velikosti zavestne aktivacije (NA) dvojnih skrčkov v prvem in drugem poskusu s korekcijskim faktorjem, saj je ponovljivost visoka (Cronbach $\alpha = 0,823$), torej drugačna kot pri ugotavljanju le – te brez korekcijskega faktorja. Kljub zgornji ugotovitvi pa se primerjava NA z dvojnimi in trojnimi skrčki s korekcijskim faktorjem obrne v korist zadnje, saj je ponovljivost NA v prvem in drugem poskusu s trojnimi skrčki (s korekcijskim faktorjem) višja (Cronbach $\alpha = 0,887$) kot pri dvojnih skrčkih. Torej je ugotovitev enaka kot pri preverjanju ponovljivosti NA brez korekcijskega faktorja, ki pravi,

da je merjenje NA s trojnimi skrčki bolj zanesljivo in bolj ponovljivo kot merjenje NA z dvojnimi skrčki.

Ugotavljali smo tudi ponovljivost dvojnih skrčkov med največjim hotenim izometričnim naprežanjem (MVC), ki pa se je izkazala za srednje ponovljivo (Cronbach $\alpha = 0,734$). Podobno kot pri zgornjih rezultatih ponovljivosti NA, se tudi tu pokaže, da je meritev s trojnimi skrčki bolj ponovljiva in zanesljiva, saj je ponovljivost trojnih skrčkov med MVC zelo visoka (Cronbach $\alpha = 0,922$), predhodno ugotovljena ponovljivost dvojnih skrčkov pa ni. Zgornje parametre smo preverjali še z uporabo korekcijskega faktorja. Pri ponovljivosti dvojnih skrčkov nad MVC se le – ta izkaže za drugačno kot pri preverjanju brez korekcijskega faktorja, in sicer za visoko (Cronbach $\alpha = 0,890$). Ta ugotovitev za razliko od ugotovitve brez uporabe korekcijskega faktorja pokaže, da je meritev z dvojnimi skrčki visoko ponovljiva. Ne glede na razlike med ugotavljanji ponovljivosti brez in s korekcijskim faktorjem pa je ena ugotovitev enaka, in sicer, da je ponovljivost trojnih skrčkov v obeh primerih (z in brez uporabe korekcijskega faktorja) višja. Ponovljivost trojnih skrčkov s korekcijskim faktorjem med MVC je visoka (Cronbach $\alpha = 0,932$) in višja od ponovljivosti dvojnih skrčkov med MVC s korekcijskim faktorjem. Enaka trditev drži tudi za ponovljivost trojnih skrčkov brez korekcijskega faktorja, torej ugotovimo, da je merjenje s trojnimi skrčki bolj ponovljivo in zanesljivo.

3.5. ZAZNAVANJE BOLEČINE MED ELEKTRIČNIM DRAŽENJEM FEMORALNEGA ŽIVCA

Rezultati so pokazali, da so preizkušanci bolečino dvojnih skrčkov ocenili z oceno $6,17 \pm 1,03$, bolečino trojnih skrčkov pa z oceno $7,75 \pm 1,36$. Dvojne vrinjene skrčke so ocenili kot manj boleče ($F_{(1, 11)} = 22,184$; $P < 0,001$), vendar razlika ni velika. Omeniti je vredno, da posamezni preizkušanci niso čutili razlike med dvojnimi in trojnimi skrčki, ampak se jim je občutek bolečine stopnjeval od začetka proti koncu meritve. Prav tako nihče izmed preizkušancev ni odstopil oz želel prenehati z meritvijo, vsi pa so bili enotni glede tega, da občutek tako dvojnih kot trojnih vrinjenih skrčkov ni prijeten.

4. RAZPRAVA

Eden ključnih rezultatov našega dela je ugotovitev, da se velikosti največjega hotenega mišičnega naprežanja med metodo z dvojnimi in metodo s trojnimi skrčki ne razlikujejo (Slika 3). Naša ugotovitev je torej enaka Behmovi (1996 v Folland in Williams, 2007), ki prav tako ni našel učinka enojne, dvojne ali petkratne stimulacije na napovedano največje hoteno mišično naprežanje (MVC). Naslednja pomembna ugotovitev se nanaša na velikost zavestne aktivacije (NA), in sicer NA pri trojnih vrinjenih impulzih se je pokazala za 5,7 % nižjo od NA dvojnih vrinjenih impulzov (Slika 3). Velikost zavestne aktivacije pa smo izračunali tudi s pomočjo korekcijskega faktorja, kjer trojni vrinjeni impulzi pokažejo 3,9% manj od dvojnih (Slika 3). Obe zgornji ugotovitvi potrdita našo prvo hipotezo (H1), ki pravi, da se bo velikost zavestne aktivacije štiriglave stegenske mišice med metodama razlikovala.

Dodatna ugotovitev v korist metodi s trojnimi skrčki, ki jo je pokazala obdelava dvojnih in trojnih skrčkov, vrinjenih med največjim hotenim izometričnim naprežanjem (MVC) pokaže, da dvojni skrčki ne zmorejo aktivirati celotne mišice. Trojni skrček, vrinjen med MVC je občutno večji od dvojnega in omogoča aktivacijo večjega dela mišice (Slika 4). Enako ugotovimo pri obdelavi dvojnih in trojnih skrčkov, vrinjenih po MVC, torej na sproščeno mišico (Slika 4). Primerjavo med dvojnimi in trojnimi vrinjenimi skrčki med MVC smo obdelali tudi s korekcijskim faktorjem in ugotovili, da je rezultat že tretjič enak. Torej se že tretjič pokaže, da trojni skrčki omogočajo aktivacijo večjega dela mišice.

Za preverjanje razlik med metodama z dvojnimi in trojnimi vrinjenimi skrčki, smo ugotavljali tudi povezanost posameznih parametrov med omenjenima metodama. Najprej smo preverili povezanost največjega hotenega izometričnega naprežanja (NHK), izvedenega med dvojnimi in trojnim vrinjenim skrčkom (Slika 5) in ponovno ugotovili, da se NHK pri obeh metodah ne spreminja. Nato smo preverili povezanost med velikostjo zavestne aktivacije (NA), izmerjeno z dvojnimi in trojnimi vrinjenimi skrčkom, in sicer najprej z uporabo korekcijskega faktorja, nato pa brez. Povezanost med metodama izračuna NA z uporabo korekcijskega faktorja je visoka, kar pomeni, da imajo posamezniki z majhnim NA, izmerjenim z dvojnimi vrinjenimi skrčkom, majhen NA tudi s trojnimi vrinjenimi skrčkom (Slika 6). Enako je bilo ugotovljeno tudi brez uporabe korekcijskega faktorja, kjer je povezanost med metodama izračuna NA prav tako visoka (Slika 7). Visoka povezanost je bila ugotovljena tudi pri preverjanju $le - te$ med dvojnimi in trojnimi skrčkom, vrinjenim med največjim hotenim izometričnim naprežanjem (Slika 8), kar nam pove, da se pri obeh metodah skrčka obnašata enako oz gresta v isto smer, le da je trojni skrček višji. Zadnja ugotovitev velja tudi za dvojne in trojne skrčke, vrinjene po največjem hotenem izometričnem naprežanju, kjer je povezanost prav tako visoka (Slika 9). Vse zgornje ugotovitve povezanosti potrdijo našo tretjo hipotezo (H3), ki pravi, da bo metoda dvojnega vrinjenega skrčka pozitivno povezana z metodo trojnega vrinjenega skrčka.

Za ugotavljanje primernosti metode s trojnimi vrinjenimi skrčki smo preverili tudi ponovljivost posameznih parametrov pri obeh metodah. Kot prvo smo preverili ponovljivost največjega hotenega izometričnega naprežanja (NHK) pri prvi in drugi stimulaciji z dvojnimi vrinjenimi skrčkom, ki se je izkazala za zelo visoko (Poglavje *Ponovljivost obeh metod merjenja zavestne aktivacije*). Le – to smo primerjali s ponovljivostjo NHK pri prvi in drugi stimulaciji s trojnimi vrinjenimi skrčki in ugotovili večjo zanesljivost zadnje. Nato smo preverili še ponovljivost velikosti zavestne aktivacije (NA), in sicer najprej NA dvojnih skrčkov in nato še trojnih pri prvi in drugi stimulaciji. Tu se za meritev z dvojnimi vrinjenimi skrčki izkaže, da ni visoko ponovljiva. Za razliko od dvojnih skrčkov pa se pri preverjanju NA trojnih skrčkov pri prvi in drugi stimulaciji izkaže, da je višja, kar nam pove, da je metoda s trojnimi skrčki bolj ponovljiva. Zanimivo pa je, da se ponovljivost NA dvojnih skrčkov v prvem in drugem poskusu, kjer smo uporabili korekcijski faktor (za razliko od izračuna NA brez korekcijskega faktorja), izkaže za visoko. Kljub zgornji ugotovitvi pa se primerjava NA z dvojnimi in trojnimi skrčki s korekcijskim faktorjem obrne v korist zadnje, saj je ponovljivost NA v prvem in drugem poskusu s trojnimi skrčki (s korekcijskim faktorjem) višja kot pri dvojnih skrčkih. Torej je ugotovitev enaka kot pri preverjanju ponovljivosti NA brez korekcijskega faktorja, ki pravi, da je merjenje NA s trojnimi skrčki bolj zanesljivo in bolj ponovljivo kot merjenje NA z dvojnimi skrčki. Ugotavljali smo tudi ponovljivost dvojnih in trojnih skrčkov med največjim hotenim izometričnim naprežanjem (NHK / MVC), kjer se je meritev z dvojnimi skrčki izkazala za srednje ponovljivo, meritev s trojnimi pa se tudi tu pokaže za bolj ponovljivo in zanesljivo, saj je ponovljivost trojnih skrčkov med MVC zelo visoka. Zgornje parametre smo preverjali še z uporabo korekcijskega faktorja. Pri ponovljivosti dvojnih skrčkov med MVC se le – ta izkaže za drugačno kot pri preverjanju brez korekcijskega faktorja, in sicer za visoko. Ne glede na razlike med ugotavljanji ponovljivosti brez in s korekcijskim faktorjem pa je ena ugotovitev enaka, in sicer, da je ponovljivost trojnih skrčkov v obeh primerih (z in brez uporabe korekcijskega faktorja) večja. Glede na zadnji predstavljen rezultat ponovljivosti lahko potrdimo našo drugo hipotezo (H2), ki pravi, da bo ponovljivost trojnih skrčkov večja kot ponovljivost dvojnih skrčkov, vrinjenih med največjim hotenim izometričnim naprežanjem.

Že v uvodu smo omenili pomanjkljivosti metode vrinjenega skrčka in ena izmed naštetih je zelo velika variabilnost enojnega skrčka. Na to temo sta Esther in Walter Herzog (2001) ugotavljala, da bi z dodajanjem števila električnih impulzov enemu morala variabilnost popolnoma izginiti, a sta se spraševala o praktičnosti omenjenega, saj sta se z bala bolečine in morebitne povzročitve poškodb. Tudi Button in Behm (2008) sta se spraševala, če bi bila meritev z več vrinjenimi skrčki bolj natančna ali bi bila preveč boleča. Zaradi dvomov o praktičnosti metode z več vrinjenimi skrčki, smo se odločili v naši raziskavi spremljati in primerjati tudi občutek nelagodja oz bolečine pri dvojnih in trojnih vrinjenih skrčkih. Ker so bili dvojni in trojni skrčki pri vsaki meritvi oz pri vsakem preizkušancu randomizirani in le – ti niso bili seznanjeni z zaporedjem skrčkov, smo lahko dobili zelo dobro oceno bolečine oz občutka nelagodja tako dvojnih kot trojnih vrinjenih skrčkov. Bolečino so ocenjevali od 1 do 10, kjer je 1 ocena za najmanjšo bolečino oz le – ta ni prisotna, 10 pa ocena za največjo

bolečino. Rezultati so pokazali, da so preizkušanci dvojne vrinjene skrčke ocenili za manj boleče od trojnih, vendar razlika ni velika. Nekateri so poročali o stopnjevanju bolečine od začetka proti koncu meritve in ne o razlikah v bolečini med dvojnimi in trojnimi vrinjenimi skrčki. Kljub temu, da glede na oceno bolečine oz občutka nelagodja dvojnih in trojnih vrinjenih skrčkov, ki se razlikujeta, torej nismo potrdili četrte hipoteze (H4), ki pravi, da se občutek nelagodja med načinom električne stimulacije ne bo razlikoval, je pomembno omeniti, da nihče izmed preizkušancev ni odstopil oz želel prenehati z meritvijo. Vsi pa so bili enotni glede tega, da občutek tako dvojnih kot trojnih vrinjenih skrčkov ni prijeten. Glede na rezultate bolečine zato niso potrebne skrbi glede pretirane bolečine oz povzročitve poškodb ali dvomi o praktičnosti metode s tremi vrinjenimi skrčki.

5. SKLEP

Za merjenje mišične aktivacije je metoda vrinjenega skrčka ena od metod, ki se jo v tem kontekstu največ uporablja (Shield in Zhou, 2003 v Folland in Williams, 2007). Omenjena metoda je veljavna in mednarodno sprejeta v športni znanosti in praksi, vendar ima določene pomanjkljivosti, zato so se pojavile težnje po njeni izboljšavi. Težnje so nastale zaradi ugotovitev prednosti vrinjenih trojnih ali četverih skrčkov v dosedanjih raziskavah, zato smo se v tem delu odločili preveriti možnost uporabe vrinjenih trojnih električnih skrčkov (zakasnitev 10 ms) za merjenje velikosti zavestne aktivacije štiriglave stegenske mišice, in sicer zaradi manjše variabilnosti odziva in pričakovane boljše ocene velikosti zavestne aktivacije (večje razmerje med šumom in signalom).

V tem delu smo si na podlagi predmeta in problema proučevanja zastavili naslednje cilje:

1. Primerjati velikost zavestne aktivacije štiriglave stegenske mišice, izmerjene z dvojnimi in s trojnimi električnimi dražljajem.
2. Ugotoviti ponovljivost odziva dvojnega in trojnega skrčka, vrinjenega med največjim hotenim izometričnim naprežanjem štiriglave stegenske mišice.
3. Ugotoviti povezanost med metodo dvojnega in trojnega vrinjenega skrčka.
4. Primerjati občutek nelagodja pri uporabi obeh metod.

Glede na zastavljene cilje pa smo postavili in preverili tri hipoteze:

H1: Velikost zavestne aktivacije štiriglave stegenske mišice se bo med metodama razlikovala.

H2: Ponovljivost trojnih skrčkov bo večja kot ponovljivost dvojnih skrčkov, vrinjenih med največjim hotenim izometričnim naprežanjem.

H3: Metoda dvojnega vrinjenega skrčka bo pozitivno povezana z metodo trojnega vrinjenega skrčka.

H4: Občutek nelagodja se med načinom električne stimulacije ne bo razlikoval.

V raziskavo je bilo vključenih devet študentov Fakultete za šport in trije športno aktivni študenti iz drugih fakultet ($23,67 \pm 1,5$ let, $79,58 \pm 7,54$ kg in $179 \pm 4,97$ cm). Eksperiment je potekal v kineziološkem laboratoriju Fakultete za šport, Univerze v Ljubljani. Sestavljen je bil iz začetnega seznanjanja preizkušancev z merilnim protokolom, določanja velikosti električnega draženja femoralnega živca, ogrevanja in merjenja velikosti zavestne aktivacije z dvojnimi in trojnimi skrčki. Velikost električnega draženja smo določili z enojnim električnim dražljajem v izometrični opornici za iztegovanje kolena in meritvijo enojnega skrčka m. quadriceps femoris. Jakost smo postopoma povečevali za 10 mA, dokler nismo dosegli največjega navora skrčka omenjene mišice. Supramaksimalno intenzivnost električnega draženja femoralnega živca pa je bila zagotovljena s 50 % povečanjem jakosti električnega

dražljaja, s katerim smo izzvali največji navor enojnega skrčka. Sledilo je ogrevanje, ki je vključevalo stopanje na klopco (0,5 Hz, 6 minut), nato pa postopni razvoj izometrične sile v kolenski opornici (5 x 5s, 20%, 40%, 60%, 80% največjega hotenega izometričnega naprežanja – NHK, odmor 25 s). Dve minuti po ogrevanju smo začeli z merjenjem velikosti zavestne aktivacije. Izvedli smo dve meritvi z dvojnimi in dve meritvi s trojnimi vrinjenimi skrčkom v izometrični opornici. Vrsten red meritev je bil naključno izbran in preizkušanci z njim niso bili seznanjeni. Na štartni znak so preizkušanci začeli z razvojem sile. V dveh sekundah so razvili NHK, ki so ga poskušali zadrževati 5 sekund. Ko so dosegli plato, smo femoralni živec dražili z dvojnimi ali trojnimi vrinjenimi skrčkom. Po petih sekundah so mišico sprostili in po treh sekundah smo živec stimulirali z istim skrčkom na sproščeno mišico. Odmor med posameznimi meritvami je trajal 3 minute. Med največjimi hotenimi naprežanji in električno izzvanimi naprežanji smo merili tudi površinski elektromiografski signal na mišici vastus lateralis (Slika 1). Po koncu in med posameznimi meritvami smo preizkušance vprašali tudi za oceno (od 1 do 10) bolečine dvojnih oz trojnih vrinjenih skrčkov.

Na osnovi obdelave smo ugotovili, da kar zadeva največjo silo, preizkušanci razvijejo enako pri obeh metodah. Ta ugotovitev se ne razlikuje Behmove (1996 v Folland in Williams, 2007), ki ni našel učinka enojne, dvojne ali petkratne stimulacije na napovedan NHK. Tu torej ni razlik med metodama, vendar bi to lahko pripisali dejstvu, da merjenci niso bili seznanjeni z zaporedjem skrčkov, torej niso vedeli katerega pričakovati. Zanimivo bi bilo preveriti, če bi se rezultati spremenili v kolikor bi bili merjenci z zaporedjem seznanjeni. Najverjetneje bi se to zgodilo, saj bi pri trojnih vrinjenih skrčkih merjenci pričakovali večje nelagodje. Da pričakovanje nelagodja lahko zmanjša zmožnost posameznika, da pokaže maksimalno silo pa sta ugotovila že Button in Behm (2008).

Izhajajoč iz ciljev smo predpostavili, da se bo velikost zavestne aktivacije (NA) štiriglave stegenske mišice med metodama razlikovala. Rezultati so pokazali, da je NA pri metodi s trojnimi skrčki nižja od NA pri metodi z dvojnimi skrčki. Enako je bilo ugotovljeno tudi s korekcijskim faktorjem. Torej lahko zaključimo, da metoda z dvojnimi skrčki prevrednoti NA. Tako se metoda s trojnimi skrčki pokaže za bolj primerno, zato se na tem mestu poraja vprašanje, kaj bi se zgodilo, če bi preizkusili metodo s štirikratnimi ali celo petkratnimi skrčki. Predvidevamo, da bi bili rezultati NA še boljši oz natančnejši, a tega ne moremo z gotovostjo trditi, zato so potrebne nadaljnje raziskave.

Glede na zastavljene cilje smo predpostavili tudi, da bo metoda dvojnega vrinjenega skrčka pozitivno povezana z metodo trojnega vrinjenega skrčka, zato smo ugotavljali povezanost posameznih parametrov med obema metodama. Povezanost je pri vseh preverjenih parametrih visoka, in sicer z uporabo korekcijskega faktorja in brez le – te. Pri obeh metodah se skrčka obnašata enako oz gresta v isto smer, le da je trojni skrček višji. Z vsemi zgornjimi ugotovitvami glede povezanosti obeh metod, lahko zastavljeno tretjo (H3) hipotezo potrdimo.

S ciljem, da bi preverili zanesljivost metode s trojnimi vrinjenimi skrčki, smo primerjali še ponovljivost med metodama. Posebej smo se osredotočili predvsem na ponovljivost dvojnih in trojnih skrčkov, vrinjenih med NHK. Ugotovili smo, da je ponovljivost trojnih skrčkov večja tako v primeru računanja s korekcijskim faktorjem kot v primeru računanja brez le – tega, to pa našo drugo hipotezo (H2), ki pravi, da bo ponovljivost trojnih skrčkov večja kot ponovljivost dvojnih skrčkov, vrinjenih med NHK, potrdi. Ponovljivost metode s trojnimi vrinjenimi skrčki pa je tudi pri vseh ostalih parametrih visoka, ne glede na uporabo korekcijskega faktorja. Tako lahko metodo s trojnimi vrinjenimi skrčki označimo za bolj ponovljivo. Ta ugotovitev pa nas vodi v razmišljanje, da bi bila meritev s še več vrinjenimi skrčki še bolj zanesljiva od preverjene. Praktično preverjanje le – tega pa je tvegano, saj bi bila tovrstna meritev lahko preveč boleča ali pa bi prišlo celo do poškodb.

Zaradi nazadnje omenjenega, smo v naši raziskavi spremljali tudi občutek nelagodja. Na podlagi ciljev smo predpostavili, da se le – ta med načinom električne stimulacije ne bo razlikoval. Te hipoteze (H4) nismo potrdili, saj so preizkušanci ocenili metodo s trojnimi skrčki za bolj bolečo, čeprav razlika ni velika. Tu je vredno dodati, da posamezni preizkušanci niso občutili razlike med dvojnimi in trojnimi skrčki, ampak se jim je občutek nelagodja stopnjeval od začetka proti koncu meritev. Meritev za nikogar ni bila preveč boleča, prav tako ni nihče želel prekiniti meritve, vsi preizkušanci pa so bili enotni glede mnenja, da meritev ni prijetna. Glede na zgoraj ugotovljeno bi lahko dali zeleno luč za nadaljnje raziskave na tem področju, vsekakor pa metodo s trojnimi skrčki priporočili in označili kot bolj primerno od metode z dvojnimi vrinjenimi skrčki.

Vsi prej navedeni rezultati so potrdili prvo, drugo in tretjo hipotezo, četrto pa ovrgli. Na osnovi teh rezultatov lahko zaključimo, da metoda merjenja NA s trojnim vrinjenim skrčkom omogoča večjo natančnost izračuna le – te pri štiriglavi stegenski mišici v primerjavi z uveljavljeno metodo, ki uporablja dvojni vrinjeni skrček in dodamo, da je sicer bolj boleča od zadnje omenjene, a razlika ni velika.

6. VIRI

- Button, D. in Behm, D. (2008). The effect of stimulus anticipation on the interpolated twitch technique. *Journal of Sports Science and Medicine*, 7, 520–524.
- Edman, K. A. P. (1992). Contractile performance of skeletal muscle fibers. V P.V. Komi (ur.), *Strength and power in sport* (96 -114). Champaign: Human Kinetics.
- Enoka, R. M. (1994). *Neuromechanical Basis of Kinesiology*. Champaign: Human Kinetics.
- Enoka, R. M. (2002). *Neuromechanics of human movement*. Champaign: Human Kinetics.
- Folland, J. in Williams, A. (2007). Methodological issues with the interpolated twitch technique. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17, 317–327.
- Lieber, R. L., Loren, G. J. in Friden, J. (1994). In vivo measurement of human wrist extensor muscle sarcomere length changes. *Journal of Neurophysiology*, 71(3), 874-81.
- McComas, A. J. (1996). *Skeletal Muscle-Form and Function*. Champaign: Human Kinetics.
- Shield, A. in Zhou, S. (2004). Assessing voluntary muscle activation with the twitch interpolation technique. *Sports Medicine New Zealand*, 34(4), 253–267.
- Strojnik, V. in Komi, P. V. (1998). Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise. *Journal of Applied Physiology*, 84, 344–350.
- Suter, E. in Herzog, W. (2001). Effect of number of stimuli and timing of twitch application on variability in interpolated twitch torque. *J Appl Physiol*, 90, 1036–1040.
- Štirn, I. (2009). *Vrednotenje mišičnega utrujanja z analizo površinskega elektromiograma*. Doktorska disertacija, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.

Tomažin, K. (2001). *Spremembe površinskega EMG signala pod vplivom periferne utrujenosti*. Doktorska disertacija, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.