

UNIVERZA V LJUBLJANI

FAKULTETA ZA ŠPORT

Športno treniranje  
Kondicijsko treniranje

**AKTIVACIJA ŠTIRIGLAVE STEGENSKE MIŠICE MED  
IZTEGOVANJEM V KOLENU SEDE**

DIPLOMSKO DELO

MENTOR

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

RECENZENTKA

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

KONZULTANT

doc. dr. dr. Blaž Jereb, prof. šp. vzg.

AVTOR DELA

Rok Bavdek

Ljubljana, 2011

## **ZAHVALA**

Za pomoč in nasvete pri diplomskem delu ter številne napotke pri boljšem razumevanju kondicijskega treninga se najlepše zahvaljujem mentorju prof. dr. Vojku Strojniku.

Iskreno se zahvaljujem tudi asist. dr. Igorju Štirnu za popravke diplomskega dela, kot tudi za pomoč pri pridobivanju rezultatov.

Zahvaljujem se merjencem in vsem, ki so sodelovali v raziskavi in mi pomagali do čimboljšega diplomskega dela.

Hvala tudi družini in prijateljem, ki so mi stali ob strani tekom študija, me podpirali in verjeli vame ter v moje delo.

# AKTIVACIJA ŠTIRIGLAVE STEGENSKE MIŠICE MED IZTEGOVANJEM V KOLENU SEDE

Rok Bavdek

Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport, 2011

Športno treniranje, Kondicijsko treniranje

Strani: 69; preglednic: 2; slik: 28; virov: 105.

## IZVLEČEK

**NAMEN:** Ugotoviti, če prihaja do razlik pri spremembi aktivacije mišic vastus medialis (VM) ter vastus lateralis (VL) pri različnih načinih iztega v kolenu sede.

**METODE DELA:** V raziskavi je sodelovalo 15 merjencev (14 moških in 1 ženska), starih povprečno  $24 \pm 2,5$  let, ki so izvajali največje hotene izometrične kontrakcije (NHK) iztegovalk kolena. Vsak merjenec je izvedel več NHK pri katerih smo spreminjali položaj gležnja z nevtralnimi položaji (NHK), dorzifleksijo (DORZ), plantarno fleksijo (PLANT), everzijo z hkratno zunanjo rotacijo kolka (ROT) ter spreminjali kot v kolenu ( $15^\circ$ ,  $60^\circ$  ter  $90^\circ$ ). Uporabili smo tudi Jendrasikov maneuver (JM), tako da so merjenci aktivirali mišice trupa, distalne mišice dlani ter obrazne mišice. V eksperimentu smo merili velikost amplitude EMG (aEMG) VL ter VM ter koaktivacijo mišice biceps femoris (BF).

**REZULTATI:** Analiza variance ni pokazala statistično značilnih razlik ( $P < 0,05$ ) vrednosti aEMG VL in VM pri spremembi kota v kolenu. Prav tako ni bilo nobenih statističnih razlik vrednosti aEMG VL in VM pri spremembi položaja gležnja, goleni in kolka ter pri izvedbi JM med iztegovanjem v kolenu sede. Izjema je le primerjava aEMG VM pri različnih položajih in kotih. Razmerje aEMG VL – VM pri različnih kotih in položajih nam pokaže, da je aktivacija VL večja pri iztegovanju v kolenu sede. Največjo vrednost aEMG VL opazimo pri položaju JM60, najmanjšo pa pri JM90.

**SKLEP:** Rezultati nakazujejo, da se spremembe aktivacije VL in VM ne razlikujejo statistično značilno pri različnih načinih iztega v kolenu.

**Ključne besede:** Iztegovanje kolena, štiriglava stegenska mišica, Jendrassikov maneuver, razmerje VL – VM, kot v kolenu, koaktivacija.

# ACTIVATION OF QUADRICEPS FEMORIS DURING SEATED KNEE EXTENSION

Rok Bavdek

University of Ljubljana, Faculty of Sport

Sport Training, Condition Training

No. of pages: 69; No. of tables: 2; No. of diagrams: 28; No. of sources: 105.

## ABSTRACT

**PURPOSE:** To find out whether it comes to any differences in the activation of muscle vastus medialis (VM) and vastus lateralis (VL) at different modulations of seated knee extension.

**METHODS:** The purpose of the research is to find out whether or not it comes to a variation in the activation of muscle vastus medialis (VM) and vastus lateralis (VL) at various positions of a seated knee extension.

**METHODS OF CONDUCT:** As a sample we used 15 subjects (14 men and 1 woman), with an average age of  $24 \pm 2,5$  years, who performed a maximum isometric voluntary contraction (MVC) of knee extensors. Each subject performed a set of MVC where we changed position of an ankle from neutral (MVC), dorsiflexion (DORZ), plantar flexion (PLANT), to eversion with simultaneous external hip rotation (ROT), while simultaneously changing an angle of knee joint ( $15^\circ$ ,  $60^\circ$  and  $90^\circ$ ). We also used a Jendrassik maneuver (JM), where subjects activated abdominal muscles, distal hand muscles and facial muscles. In the study we measured the highest value of the EMG amplitude (aEMG) VL and VM and a coactivation of muscle biceps femoris (BF).

**RESULTS:** Analysis of the Variance did not show any statistical difference ( $P < 0,05$ ) values of aEMG VL and VM by changing angle in knee joint or by any different modulations at seated knee extension. One exception in case of aEMG VM at different positions and angles where values statistically differ. The relation aEMG VL – VM at different angles and positions shows that VL is more active at seated knee extension; the biggest difference being in the JM60 position and the smallest in the JM90 position.

**CONCLUSION:** The results indicate that changes of activating VL and VM do not statistically vary on different modulations of a seated knee extension.

**Key words:** Knee extension, quadriceps femoris, Jendrassik maneuver, VL – VM relation, knee angle, coactivation.

## KAZALO:

1.0 UVOD .....	7
2.0 PREDMET IN PROBLEM .....	8
2.1. ANATOMIJA IN BIOMEHANIKA KOLENSKEGA SKLEPA.....	8
2.1.1 Mišice kolena .....	8
2.1.2 Mišica kvadriceps femoris .....	9
2.2 Patelofemoralni bolečinski sindrom (PFPS) .....	10
2.3 MOČ IN MAKSIMALNA MIŠIČNA MOČ .....	10
2.3.1. MOČ IN SILA POVEZANI KOT FIZIKALNI KOLIČINI POVEZANI Z MEHANSKIMI LASTNOSTMI ŽIVČNO-MIŠIČNEGA SISTEMA.....	10
2.3.2.MOČ KOT GIBALNA SPOSOBNOST .....	11
2.3.1 DEJAVNIKI MAKSIMALNE MIŠIČNE MOČI.....	11
2.3.2 MIŠIČNI DEJAVNIKI .....	12
2.3.3 ŽIVČNI DEJAVNIKI .....	17
2.4. KOAKTIVACIJA .....	20
2.5 ODNOS VL – VM PRI IZTEGOVANJU KOLENA SEDE .....	22
2.5.1 Spremembe vpliv odprte/zaprte kinetične verige na VL in VM .....	23
2.5.2 Utrujenost in čas kontrakcije VL – VM .....	24
2.6 RAZLIČNE IZVEDBE IZTEGOVANJA V KOLENU SEDE .....	26
2.6.1 Zdravstveni vidik.....	26
2.6.2 Živčno-mišični vidik .....	26
2.6.3 Vpliv postavitve gležnja na iztegovanje v kolenu sede.....	27
2.6.4 Vpliv rotacije goleni na iztegovanje v kolenu sede.....	28
2.6.5 Vpliv kota v kolenu na izteg v kolenu sede .....	31
2.6.6 Vpliv Jendrassikovega manevra na iztegovanje v kolenu sede.....	35
3.0 CILJI RAZISKAVE .....	39
4.0 HIPOTEZE .....	39
5.0 METODE DELA .....	40
5.1. VZOREC MERJENCEV .....	40
5.2. EKSPERIMENTALNI NAČRT .....	40
5.3 NAČIN ZBIRANJA, OBDELAVE IN ANALIZE PODATKOV .....	43
6.0 REZULTATI.....	45
6.1. PRIMERJAVA ARITMETIČNIH SREDIN VREDNOSTI aEMG VL in VM PRI RAZLIČNIH POLOŽAJIH IN KOTIH .....	45
6.1.1. PRIMERJAVA aEMG VL PRI RAZLIČNIH POLOŽAJIH IN KOTIH.....	45
6.1.2. PRIMERJAVA aEMG VM PRI RAZLIČNIH POLOŽAJIH IN KOTIH.....	46
6.1.3. PRIMERJAVA aEMG KOOAKTIVACIJE BF PRI RAZLIČNIH POLOŽAJIH IN KOTIH .....	47
6.2. VPLIV KOTA V KOLENU NA SPREMEMBO aEMG IN NAVORA .....	48
6.2.1. PRIMERJAVA NAVOROV KF PRI SPREMEMBI V KOTU .....	48
6.2.2. PRIMERJAVA aEMG VL PRI SPREMEMBI V KOTU .....	49
6.2.2. PRIMERJAVA aEMG VM PRI SPREMEMBI V KOTU .....	50
6.3. VPLIV POLOŽAJA GLEŽNJA, GOLENI, KOLKA TER JM NA SPREMEMBO NAVORA.....	51
6.4. RAZMERJE aEMG VL – VM PRI RAZLIČNIH POLOŽAJIH IN KOTIH.....	52
7.0 RAZPRAVA .....	53
8.0 SKLEP.....	57
9.0 LITERATURA:.....	59

## RAZLAGA OZNAK

aEMG	amplituda EMG
BF	mišica biceps femoris
BIC	upogib v kolenu
BIC60	upogib v kolenu pri 60°
BIC60_aEMG	povprečje največjih vrednosti aEMG pri upogibu v kolenu, kot 60°
DORZ60	dorzalna fleksija pri 60°
DORZ60_aEMG	povprečje največjih vrednosti aEMG pri dorzalni fleksiji, kot 60°
DORZ60_Mmax	povprečje največjih vrednosti navorov pri dorzalni fleksiji, kot 60°
EMG	elektromiogram
M_max	maksimalen navor
ME	motorične enota
MN	motonevroni
Ms	mili sekunda
mV	mili volt
JM	Jendrassikov maneuver
JM15	Jendrassikov maneuver pri 15°
JM15_aEMGmax	povprečje največjih vrednosti aEMG pri JM, kot v kolenu 15°
JM15_Mmax	povprečje največjih vrednosti navorov pri JM, kot v kolenu 15°
JM60	Jendrassikov maneuver pri 60°
JM60_aEMGmax	povprečje največjih vrednosti aEMG pri JM, kot v kolenu 60°
JM60_Mmax	povprečje največjih vrednosti navorov pri JM, kot v kolenu 60°
JM90	Jendrassikov maneuver pri 90°
JM90_aEMGmax	povprečje največjih vrednosti aEMG pri JM, kot v kolenu 90°
JM90_Mmax	povprečje največjih vrednosti navorov pri JM, kot v kolenu 90°
KF	mišica kvadriiceps femoris
MRI	magnetna resonanca
NHK	največja hotena izometrična kontrakcija
NHK60	največja hotena izometrična kontrakcija, kotu v kolenu 60°
NHK60_aEMGmax	povprečje največjih vrednosti aEMG pri NHK, kot v kolenu 60°
NHK60_Mmax	povprečje največjih vrednosti navorov pri NHK, kot v kolenu 60°
OKV	odprta kinetična veriga
P <sub>0</sub>	največja sila
PFPS	patelofemoralni bolečinski sindrom
PLANT60	plantarna fleksija°
PLANT60_aEMG	povprečje največjih vrednosti aEMG pri plantarni fleksiji, kot 60°
PLANT60_Mmax	povprečje največjih vrednosti navorov pri plantarni fleksiji, kot 60°
RF	mišica rectus femoris
ROT60	rotacija kolka in goleni z everzijo stopala, kot v kolenu 60°
ROT60_Mmax	povprečje največjih vrednosti navorov pri ROT, kot v kolenu 60°
VAM	Valsalva maneuver
VL	mišica vastus lateralis
VM	mišica vastus medialis
V <sub>max</sub>	največja hitrost krajšanja mišice
ZKV	zaprta kinetična veriga

## 1.0 UVOD

Koleno je osrednji sklep spodnje okončine, v katerem sta najpomembnejša giba upogib oz. fleksija in izteg oz. ekstenzija. Iztegovanje v kolenu je gibanje, ki je najbolj pogosto tako pri vsakdanjih opravilih kot tudi pri vrhunskem športu. Hoja po stopnicah, smučanje, tek, različne oblike skokov ter mnoge druge različice tega giba nam dokazujejo, da je iztegovanje kolena ena izmed glavnih gibalnih akcij človeškega telesa. Koleno je zaradi nenehne obremenitve, anatomske zgradbe in velike izpostavljenosti zunanjim silam najpogosteje poškodovan sklep, kar kaže tudi incidenca poškodb med športi (Dervišević in Hadžić, 2004).

Uspešnost nastopanja v športnih disciplinah in tudi v rekreativnem športu je v veliki meri odvisna od moči mišice kvadriceps femoris (KF). Iztegovanje v kolenu sede je tipična vaja za omenjene mišice. Izotonični trenažerji skrbijo, da je navor v mišici med iztegovanjem v kolenu sede konstanten. Modulacije omenjenega giba v tem trenažerju (iztegovanje v kolenu z gležnjem v dorzifleksiji ali plantarni fleksiji, uporaba distalnih mišic dlani, iztegovanje v kolenu samo pri manjših kotih itd.) pa so pripeljale do tega, da primarni cilj ni več krepitev mišic KF temveč selektivna aktivacija posameznih mišic KF. Te mišice so rectus femoris (v nadaljevanju RF), vastus lateralis (v nadaljevanju VL), vastus medialis (v nadaljevanju VM) in vastus intermedius. Zaradi različnih metodologij študij so avtorji, ki so navedeni v diplomskem delu, pri svojem raziskovanju prihajali do precej nasprotujočih si rezultatov.

Pri iztegovanju v kolenu sede je zanimiva primerjava VL in VM, saj se zaradi porušenega razmerja v moči teh dveh mišic lahko pojavljajo številne poškodbe kot so denimo izpah pogačice ali patelofemoralni bolečinski sindrom (PFPS). Zato je ena pomembnejših skrbi trenerjev, terapevtov in zdravnikov zagotoviti mišično razmerje VL-VM. Boucher in sodelavci (1992) navajajo, da so pacienti s PFPS imeli nižje razmerje VL-VM. Vadba za selektivno krepitev posameznih mišic z namenom zagotovitve mišičnega razmerja poteka tako pod vplivom znanstvenih (anatomija posameznih mišic, merjenje vrednosti EMG mišic) kot tudi neznanstvenih metod (primer občutek bolj skrajšane mišice in večje aktivacije VM pri zunanji rotaciji goleni pri iztegovanju v kolenu sede). Ena izmed mnogih hipotez, kako selektivno okrepiti VM je denimo izteg v kolenu z zunanjo rotacijo kolka (Hanten, Schukthies, in sod., 1990).

V tem diplomskem delu bom poizkušal ugotoviti, kako se spreminja aktivacija posameznih glav KF med največjim hotenim izometričnim iztegovanjem kolena sede pri različnih pogojih. Ti pogoji bodo vključevali spremembo kota v kolenu, položaj stopala in kolka ter uporabo Jendrasikovega manevra (JM).

## **2.0 PREDMET IN PROBLEM**

### **2.1. ANATOMIJA IN BIOMEHANIKA KOLENSKEGA SKLEPA**

Kolenski sklep je največji in najbolj kompleksen sklep v človeškem telesu. Sklepne »kapsule« in vezi, ki omogočajo strukturno stabilnost v kolenu so zaradi velikih sil in ročic podvržene številnim poškodbam. Tako ne preseneča, da je koleno eden od najbolj poškodovanih sklepov. (DeLee, J., Drez, D., 1994). Temeljna biomehanska lastnost kolena je, da deluje v območju ohlapnosti. To pomeni, da lahko že majhne sile povzročijo sorazmerno velike premike sklepnih površin. Koleno je tečajast sklep, ki omogoča upogibanje, iztegovanje in delno rotacijo golenice. Stabilnost kolenskega sklepa je odvisna od mnogih dejavnikov, med katerimi so zelo pomembni: mehanska os sklepa, kostni elementi, ekstraartikularne strukture (sinovijalna in sklepna ovojnica s pripadajočimi ligamenti, kolateralna ligamenta, mišično – tetivni aparat) ter intraartikularne strukture (križna ligamenta in meniskusa). Mišice so aktivni stabilizatorji, vezi, meniskusi, sklepne ovojnice ter kostne strukture pa pasivni stabilizatorji kolena. Če je katera od teh struktur okvarjena, je stabilnost in s tem funkcija kolenskega sklepa močno prizadeta.

Kolenski sklep je sestavljen je iz dveh konveksnih sklepnih površin tibie (piščal) in femurja (stegnenica) ter patele (pogačice), ki je vstavljena v tetivo kvadricepsa.

#### **2.1.1 Mišice kolena**

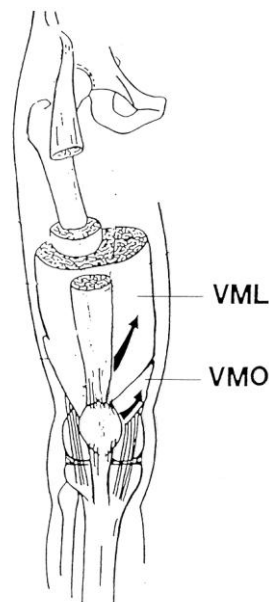
Skeletne mišice, ki obdajajo kolenski sklep, so generatorji moči za premikanje kolenskega sklepa, istočasno pa so dinamični stabilizatorji kolena. Na ventralni strani je mišica KF, ki je glavni ekstenzor kolena. Fleksorji kolena so na dorzalni strani in se delijo na medialno in lateralno skupino. Medialno skupino sestavljajo mišice semitendinosus, semimembranosus, gracilis in



satrorius, ki se skupno pripenjajo na tibijo kot pes anserinus. Medialna skupina mišic povzroča pri upognjenem kolenu notranjo rotacijo goleni glede na femur. Glavna mišica v lateralni skupini je biceps femoris, ki pri upogibu omogoča zunanjo rotacijo goleni. Pomembni stabilizator lateralnega dela kolena je tractus iliotibialis, ki je vezivni podaljšek mišice tensor fasciae late.

### 2.1.2 Mišica kvadriceps femoris

V kinematiki kolenskega sklepa ima ključni pomen mišica KF, ki izteguje koleno. Sinhrono in po moči uravnoteženo delovanje te mišice je posledica aktivnosti mišic, ki jo sestavljajo. Mišična sila se prenaša s področja sprednje strani stegna na golen prek pomožnih ekstenzornih elementov, ki so retinakula in pogačica. Slednja leži v žlebu – trohleji med femoralnimi kondili. Drsenje pogačice po sklepu brez tendence k lateralnemu ali medialnemu pomiku ali celo subluksaciji prek lateralnega ali medialnega roba trohleje je rezultat usklajene moči mišic vastus lateralis na eni in vastus medialis (VM) na drugi strani. Adekvatna moč predvsem mišice vastus medialis (VM) je pomembna za vzdrževanje stabilnega zaklenjenega položaja končne ekstenzije kolena (*Slika 1*) (Travnik in Košak).



*Slika 1: Mišica vastus medialis in njena konstitucionalna dela VML in VMO.*

## **2.2 Patelofemoralni bolečinski sindrom (PFPS)**

(Anterior Knee Pain, Chondromalacia Patella, Lateral Hypercompression Syndrome, Excessive Lateral Pressure Syndrome).

Ker sodi med skupino vzrokov za PFPS nagib in/ali pomik pogačice v mediolateralno stran (Bevc, 2008), iščejo avtorji (DeLee, J., Drez, D., 1994; Renström, 1994; Hadžič, Dervišević, 2007; Bevc, 2008) razlog za to stanje v slabi moči VM. Kot eden od možnih načinov izboljšanja moči VM priporočajo vaje tako v zaprti (zgodnja faza rehabilitacije) kot v odprti (končna faza rehabilitacije) kinetični verigi. Za vadbo v zaprti kinetični verigi priporočajo iztegovanje kolena v zadnjih 30° ekstenzije, ker naj bi VM delovala v tem območju (Zaffagini, 2010). Ker je namen diplomskega dela med drugim raziskati spremembo aEMG VM v različnih kotih, bi bila potrjena domneva o izolirani krepitvi mišice v tem kotu prav gotovo uporabna.

## **2.3 MOČ IN MAKSIMALNA MIŠIČNA MOČ**

Termina *moč* in *sila* sta večkrat uporabljena pojma s katerima skušamo definirati maksimalni človeški napor v športu in pri drugih fizičnih aktivnosti (Beachle, 2008).

### **2.3.1. MOČ IN SILA POVEZANI KOT FIZIKALNI KOLIČINI POVEZANI Z MEHANSKIMI LASTNOSTMI ŽIVČNO-MIŠIČNEGA SISTEMA**

V večini športov je moč ena izmed bistvenih motoričnih sposobnosti, saj je pomembno v čimkrajšem času opraviti določeno nalogo. Mehansko je moč opredeljena količina opravljanega dela v časovni enoti (*enačba 1*) oziroma kot produkt med silo in hitrostjo (*enačba 2*).

$$\text{Moč (P)} = \frac{\text{delo (A)}}{\text{čas (t)}} \quad \text{enačba 1}$$

$$\text{Moč (P)} = \text{sila (F)} \times \text{hitrost (v)} \quad \text{enačba 2}$$

*Maksimalna sila* je sila, ki jo mišica oziroma mišična skupina proizvede v določenem gibalnem vzorcu v določeni hitrosti (Knuttgen in Kraemer, 1987). Sila, ki jo mišica lahko proizvede, je definirana z drugim Newtonovim zakonom gibanja (*enačba 3*):

Sila (F) = masa (m) x pospešek (a)    enačba 3

### 2.3.2. MOČ KOT GIBALNA SPOSOBNOST

Obstajajo različne strukture moči kot gibalne sposobnosti:

- *manifestacijska* (šprinterska, udarna, metalna, suvalna, odrivna ...), ki jo lahko označimo tudi kot moč kot jo lahko vidimo.
- *latentna* pa moč razdeli po topološkem kriteriju (mišice nog, medeničnega obroča, trupa, rok in ramenski obroč), oz. z vidika silovitosti ali akcije mišičnega krčenja (maksimalna moč, hitra moč, vzdržljivost v moči) (povzeto po Strojnik, 2007–2009).

Za načrtovanje treninga je zelo pomembno katero strukturo uporabljamo. Z vidika manifestne strukture je za razvoj odrivne moči potrebno izvajati odrive za razvoj šprinterske moči pa šprinte. »To je lahko učinkovito v začetni stopnji treniranja, vendar taka logika odpove pri kakovostnejših tekmovalcih.« (Strojnik, 1997). Zato je najbolj učinkovita latentna struktura oziroma vidik silovitosti krčenja.

### 2.3.1 DEJAVNIKI MAKSIMALNE MIŠIČNE MOČI

Maksimalna moč je odvisna od perifernih in centralnih dejavnikov (Zatsiorsky, 1995). Sila, ki jo proizvede posamezna sarkomera, je odvisna od števila sklenjenih prečnih mostičev. Na nivoju celotne mišice pa je sila odvisna od prečnega preseka mišice. Sila celotne mišice je enaka produktu posameznega mišičnega vlakna in števila vlaken, ki so organizirana paralelno (Enoka, 2002).

Živčni dejavniki so opredeljeni z znotrajmišično in medmišično koordinacijo. Pri znotrajmišični koordinaciji gre za uskladitev med aktivacijskimi (rekrutacija, frekvenčna modulacija in sinhronizacija) in inhibicijskimi refleksi, predvsem iz Golgijevega tetivnega organa (Ušaj, 1996). Neprilagojenost mišično-tetivnega sistema na obremenitve lahko povzroči inhibicije. Medmišična koordinacija opredeljuje zaporedje vključevanja določenih mišičnih skupin, izključevanja antagonistov in aktiviranja stabilizacijskih mišic med premagovanjem napora (Herček, 2007).

## 2.3.2 MIŠIČNI DEJAVNIKI

### 2.3.2.1 PREČNI PRESEK MIŠICE

Prečni presek je eden od najpomembnejših mišičnih potencialov za razvijanje sile. Povečanje prečnega preseka mišice je povezano s povečanim številom aktinskih in miozinskih vlaken v mišici. Fiziološki presek prereže mišico pravokotno glede na potek mišičnih vlaken. Večje število prečnih mostičev omogoča večji proizvod sile. Ko se vlakna zadebelijo, se to kaže kot povečan mišični presek. Prečni presek mišice je mogoče izmeriti s pomočjo slikanja z magnetno resonanco (MRI).

Povečano število miofibril pri obstoječem vlaknu pride zaradi obremenitev pri treningu hipertrofije. En kvadraten centimeter fiziološkega prečnega preseka mišic da 20 do 40N mišične sile (O'Brien in sod., 2010).

Prečni presek mišice lahko izračunamo tudi če poznamo mišični volumen, povprečen kot penacije mišice in povprečno dolžino mišičnega vlakna:

$$\text{Prečni presek} = \frac{\text{volumen (cm}^3\text{)} \cdot \cos \beta}{\text{dolžina miš. vlakna (cm)}} \quad \text{enačba 4}$$

(Enoka, 2002)

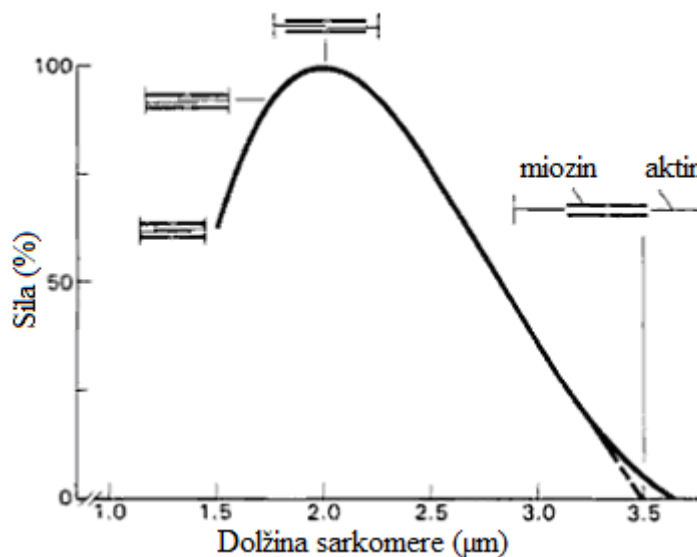
### 2.3.2.2 ODNOS SILA – DOLŽINA

Mišično silo povzroča medsebojno drsenje debelih in tankih filamentov. Po teoriji drsečih miofilamentov se sila razvije pri drsenju debelih in tankih filamentov med seboj. Tako se izvrši strukturno-kemični premik, ki povzroči nastanek sile (Huxley, 2000). Po premiku se prečni mostiči odmaknejo in so prosti za ponovitev cikla (Lieber, 1992).

Razvijanje sile je torej odvisno od ciklov vzpostavljanja prečnih mostičkov. Večje kot je število ciklov v določeni časovni enoti, večja bo mišična sila. Ker se sila razvija le v fazi, ko sta filamenta povezana, morata biti dovolj blizu, da se lahko povežeta in tako razvijeta silo. Ko se dolžina mišice spreminja in filamenta drsita en mimo drugega se spreminja število razpoložljivih

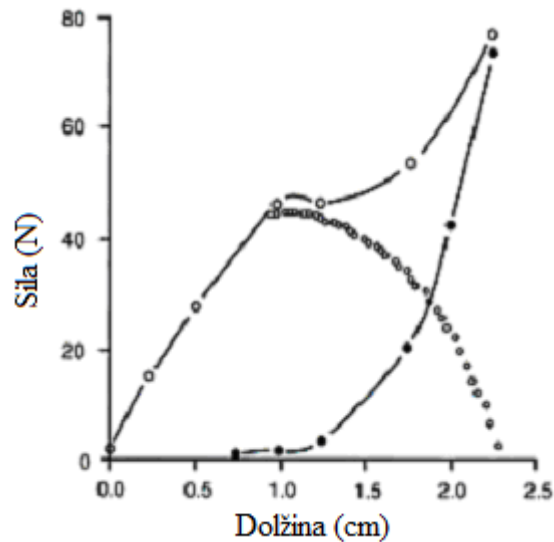
povezovalnih mest tankega filameta. Torej se napetost v mišici spreminja z velikostjo prekrivanja med tankim in debelim filamentom znotraj sarkomere (Enoka, 2002).

Povezava med maksimalno tetanično silo in sarkomero je prikazana na *Sliki 2*. Tu lahko vidimo, da je maksimalna sila največja nekje pri dolžini sarkomere 2,0  $\mu\text{m}$  in da se sila progresivno zmanjšuje nad in pod to optimalno dolžino. Sila je približno nič, ko je dolžina sarkomere raztegnjena na 3,6–3,7  $\mu\text{m}$  (Komi, 2003).



**Slika 2:** Razmerje med silo kontrakcije (force %), dolžino sarkomere (sarcomere length) in velikostjo prekrivanja miofilamentov. Sila je izražena kot odstotek največje proizvedene sile (Edman 1992).

Velik vpliv na odnos sila-dolžina ima vezivno tkivo, ki ima podobne lastnosti kot močan elastični trak, kateri povezuje posamezna vlakna v skupne mišice. Tako mišica ni povsem odvisna od *aktivnih* procesov pri prekrivanju prečnih mostičkov aktina in miozina, ampak tudi od *pasivnih* (*Slika 3*) elementov mišice (citoskeleton, endomysium, perimysium, epimysium, vlakno). Zaradi te povezanosti je sila, ki jo proizvede mišica, odvisna od kontraktilnih (aktin, miozin) in strukturnih (vezivno tkivo in citoskeleton) elementov (Enoka, 2002).

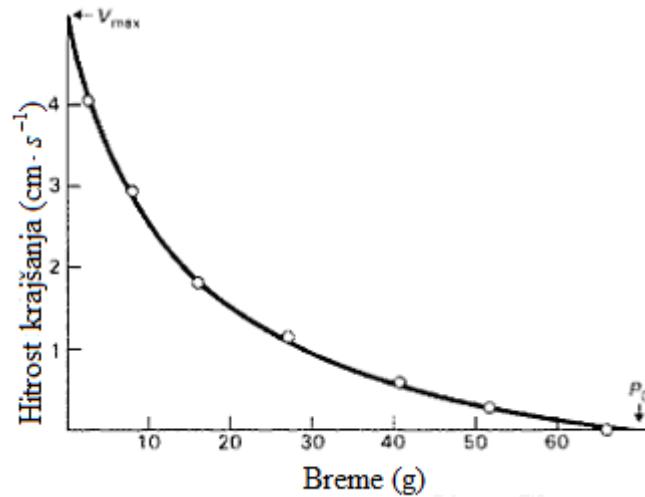


**Slika 3:** Povezava med aktivnimi (parabola) in pasivnimi (polni krogi) elementi mišice pri odnosu sila – dolžina. Slika 3 na y osi prikazuje silo (force) v odvisnosti od dolžine (length) na osi x (povzeto po Ralston, Inman, Strait in Shaffrath, 1947).

### 2.3.2.3 ODNOS SILA – HITROST

Posebna sposobnost mišice je tudi njena prilagodljivost na produkcijo primerne sile, ki nastane pri raztezanju oziroma, da se neprestano prilagaja hitrosti premikanja kontraktilnega sistema. Ko je denimo breme majhno je lahko majhna tudi sila, če je hitrost krčenja mišice zelo hitra. Ravno obratno je pri težjih bremenih (Slika 4). Takrat mišica poveča svojo aktivno silo na isto raven kot v prejšnjem primeru z zmanjšanjem hitrost krajšanja (Komi, 2003).

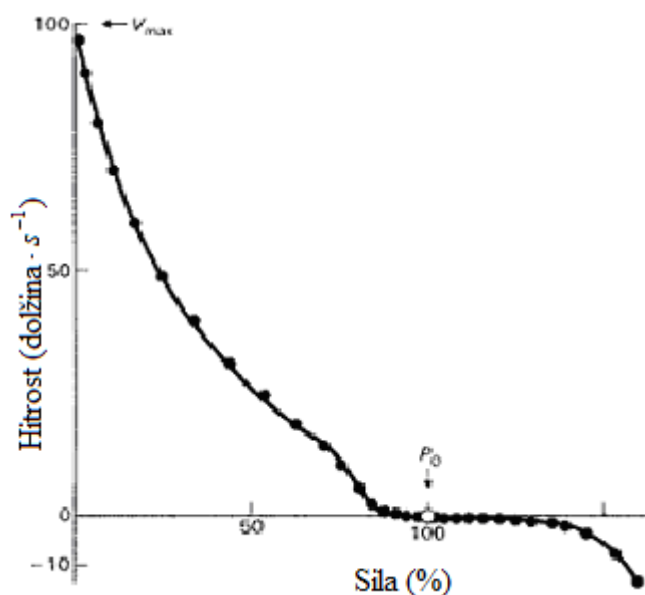
Natančneje je odnos sila – hitrost pojasnil Hill (1938) s sedaj že znamenito Hillovo krivuljo. Krivulja prikazuje inverzno povezanost med silo in hitrostjo krajšanja v izolirani žabji mišici sartorius. Povezanost je Hill utemeljil tako, da je največja hitrost krajšanja mišice ( $V_{max}$ ) možna le takrat kadar je sila bremena enaka nič. Največja sila ( $P_0$ ) pa je možna le, kadar je mišica v izometričnem položaju oziroma kadar je hitrost enaka nič.



**Slika 4:** Odnos sila – hitrost pri merjenju krajšanja žabje mišice sartorius (Hill, 1938). Slika 4 na y osi prikazuje hitrost krajšanja (velocity of shortening) v odvisnosti od bremena (load) na osi x.

Mišica pa lahko razvije tudi večjo silo od izometrične kontrakcije in sicer takrat, ko je breme večje od največje mišične sile in tako pride do raztezanja mišice. Govorimo o ekscentrični kontrakciji. Raziskave (Edman in sodelavci, 1976 in Edman, 1988) na enojnem mišičnem vlaknu pa so pokazale, da ko vrednost bremena preseže  $P_0$  se mišica začne raztezati (ekscentrična kontrakcija), kar se kaže kot negativna hitrost na *Sliki 5*. V trenutku največje sile  $P_0$  (izometrična kontrakcija) je hitrost enaka nič, kasneje pa se z večanjem bremena hitrost začne negativno povečevati. Ko se denimo breme dvigne od 0.9 do 1.2  $P_0$  ali pri 30 - odstotnem povečanju bremena, se hitrost krajšanja ali raztezanja spremeni za manj kot 2 %  $V_{max}$ . Hitrost pri ekscentrični kontrakciji se postopoma povečuje še pri 40–50 % nad  $P_0$ .

Ravna črta na *Sliki 5* nam lepo prikaže visoko aktiven servo mehanizem, ki pomaga držati sarkomere enotne, ko na mišico deluje veliko breme. Prav tako je koristno, da prepreči prekomerno raztezanje mišice v primeru, ko je vrednost bremena nad izometrično ravno (Komi, 2003).



**Slika 5:** Odnos sila – hitrost pri krajšanju posameznega mišičnega vlakna žabe, kjer opazimo dve krivulji. Slika 5 na y osi prikazuje hitrost krajšanja (velocity of shortening) v odvisnosti od sile (force) na osi x. Ko breme preseže izometrično silo ( $P_0$ ) se začne mišice raztezati in hitrost doseže negativno vrednost (Enoka 2002).

Odnos sila – hitrost prikazuje tudi kinetične značilnosti prečnih mostičev. Največja hitrost, pri kateri se mišično vlakno skrajša ( $V_{max}$ ), je omejena na največjo hitrost cikla prečnih mostičev. Če hitrost krčenja izrazimo v spremembi dolžine vlakna na sekundo, je korelacija  $V_{max}$  ter količina encim miofibrilne ATP-aze zelo visoka (Bárány, 1967; Edman, Reggiani, Schiaffino, & te Kronnie, 1988). Ta encim je odgovoren za delitev ATP-ja v kontraktilnem sistemu, zato povečana količina tega encima kaže na stopnjo energije, ki jo porabi prečni mostič pri akciji (Enoka, 2002).

#### 2.3.2.4 ODNOS KOT – NAVOR

Prispevek mišice h gibanju je odvisen od njene sposobnosti, da proizvaja navor, ki predstavlja produkt sile in ročice. Na splošno ima lahko razmerje kot – navor tri oblike:

- *vzpenjajočo* (mišice upogibalke kolena, mišice primikalke kolka), kjer navor narašča do platoja s povečevanjem kota v sklepu.
- *padajočo* (mišice odmikalke kolka), ko je navor največji pri najmanjšem kotu v sklepu in pada z naraščanjem kota.



- *srednjo* (mišice iztegovalke in upogibalke komolca, mišice iztegovalke kolena), ko je navor največji pri srednjem kotu v sklepu. To je najpogostejša oblika razmerja kot – navor.

### 2.3.3 ŽIVČNI DEJAVNIKI

#### 2.3.3.1 Rekrutacija motoričnih enot

Urejenost aktivacije motonevronov (MN) nam pokaže sposobnost uskladitve več sto mišičnih enot z namenom doseči večjo silo. Ko se sila v mišici poveča, se začne urejeno postopno vključevanje večjih motoričnih enot (ME), kar imenujemo *rekrutacija*. Več ME kot se aktivira v mišici, večja je mišična sila.

Trenutno razumevanje rekrutacije ME temelji na podlagi Hennemanovaga dela (1965), ki je ugotovil, da je rekrutacija ME vedno urejena po zaporedju velikosti MN. To zaporedje imenujemo *tudi princip velikost ali Henemanov princip*. To zaporedje kontrolira živčni sistem. Pri majhni aktivaciji se vključijo tanka živčna vlakna, pri veliki pa debela. Debelejši, večji MN praviloma oživčuje več mišičnih vlaken in tako tvori večjo ME, kar se kaže kot močnejša mišična kontrakcija. Pravilo je, da se motorična enota, ki se je prva vključila (najmanjši motorični nevron), zadnja izključi (Henneman, 1957, 1979).

Zaporedje ME je povezano tudi s tipom teh enot. Tako se najprej vključijo počasne, kasneje pa hitre ME. Počasne namreč delujejo aerobno, se kasneje utrudijo, kar pomeni, da je v principu obremenitev tista, ki določa vključevanje posameznih ME. Takšna organizacija deluje na nivoju motoričnih nevronov, ki oživčujejo posamezno mišico. To imenujemo nevronski sklad.

#### 2.3.3.2 Frekvenčna modulacija

Frekvenčna modulacija poleg rekrutacije motoričnih enot pomembno vpliva na razvoj mišične sile. Frekvenčna modulacija skrbi za časovno uskladitev oz. večanje ali zmanjšanje akcijskih potencialov v posamezno mišično vlakno. Posamezni akcijski potencial vsake motorične enote povzroči aktivacijo mišice v obliki skrčka. Tako pride do seštevanja ali zlivanja skrčkov (tetanus).

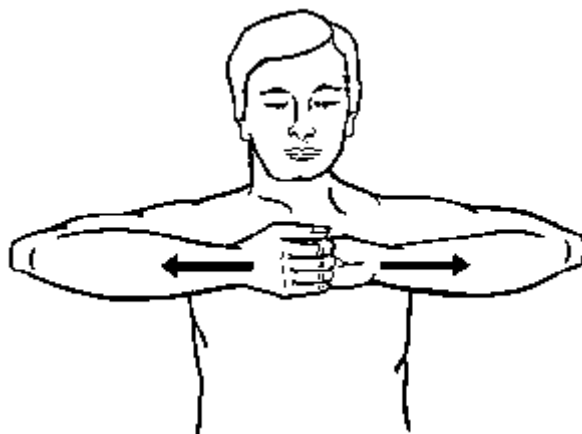
Največji prirastek sile je pri nižjih frekvencah, od 7 do 12 Hz (Burke, Rudomin in Zajac, 1970; Sandercock in Heckman, 1997).

### **2.3.3.3 Posebne oblike nevralnih dejavnikov: Jendrasikov manever**

Eden od možnih načinov, ki lahko pomagajo pri izboljšanju športnih rezultatov, učinkovitejšem treningu, je tudi uporaba Jendrassikovega manevra (v nadaljevanju JM). Manever se imenuje po Ernstu Jendrassiku, ki je leta 1883 prvi prikazal ta fiziološki fenomen. JM se je uporabljal v klinični praksi, saj so lahko s tem mehanizmom povečali refleksno vzdraženost distalnih mišic. Tako so tudi videli, v kakšnem stanju je pacientov živčni sistem.

Ebben (2008) in Cherry (2010) sta JM uporabila in omenila kot enega od možnih fenomenov za povečanje potenciacije. Nekoliko bolj ob robu, vsaj v kineziološki znanstveni literaturi, pa je fenomen hkratne potenciacije (angl. concurrent activation potentiation, CAP), ki s pomočjo sočasne kontrakcije mišičnih skupin, katere niso vključene v izvedbo določenega giba, omogoča povečano silo primarnih agonističnih mišičnih skupin (Ebben, Leigh in Geiser, 2008). V študijah obstaja več manevrov, s katerimi je mogoče doseči omenjeni efekt. Le-te obsegajo učinke interkortikalne komunikacije in motoričnega preplavljanja (angl. motor overflow), JM in zavestne kontrakcije distalnih mišičnih skupin (angl. remote voluntary contraction, RVC) na spremembo živčno-mišičnega statusa v gib vključenih mišic, in sicer s prej omenjenim potencijskim mehanizmom (Uršič, 2010).

JM je najpogosteje uporabljen v kliničnih raziskavah pri nevrološko prizadetih pacientih. Med izvajanjem JM pacienti stisnejo svoje zobe, se primejo z upognjenimi prsti in poizkušajo potegniti svoje roke v stran (*Slika 6*). Ta akcija vpliva na povečano aktivnost refleksov in dokaže, da lahko z aktivacijo mišic zgornjega dela telesa vplivamo tudi na mišice spodnjih okončin. Kombinacija JM z močnim stiskom zob in aktivacijo mišic zgornjega dela telesa (RVC) ima velik potencijski efekt.



*Slika 6: Izvedba Jendrassikovega manevra*

Osnovno vodilo, ki ga je mogoče razbrati z dosegljive literature (Ebben, Flanagan in Jensen, 2008; Ebben, 2006; Ebben idr., 2008), teži v smeri izboljšanja vzdražnosti živčno-mišičnega sistema pri različnih oblikah mišičnih kontrakcij. Vse to stremi h končnemu cilju, ko bi bilo možno različne potenciacijske mehanizme (med te spada tudi JM) uporabiti praktično med trenažnim procesom ali pa kar med samim tekmovanjem. Verjetno je vsakomur jasno, da se določenih manevrov, kateri nam omogočajo razvoj večje mišične sile, poslužujemo skorajda spontano. Ob dvigu težjega bremena skoraj samodejno stisnemo zobe in skrčimo mišice trebuha. Vendar je na tem mestu potrebno povedati, da so ti potenciacijski mehanizmi vse prej kakor dobro pojasnjeni. Nerazumevanje le-teh lahko vodi v morebitne neuporabne trenažne konstrukte, ki v ničemer ne služijo ustreznemu napredku ter tudi vedno večji objektivizaciji športne prakse (Uršič, 2010).

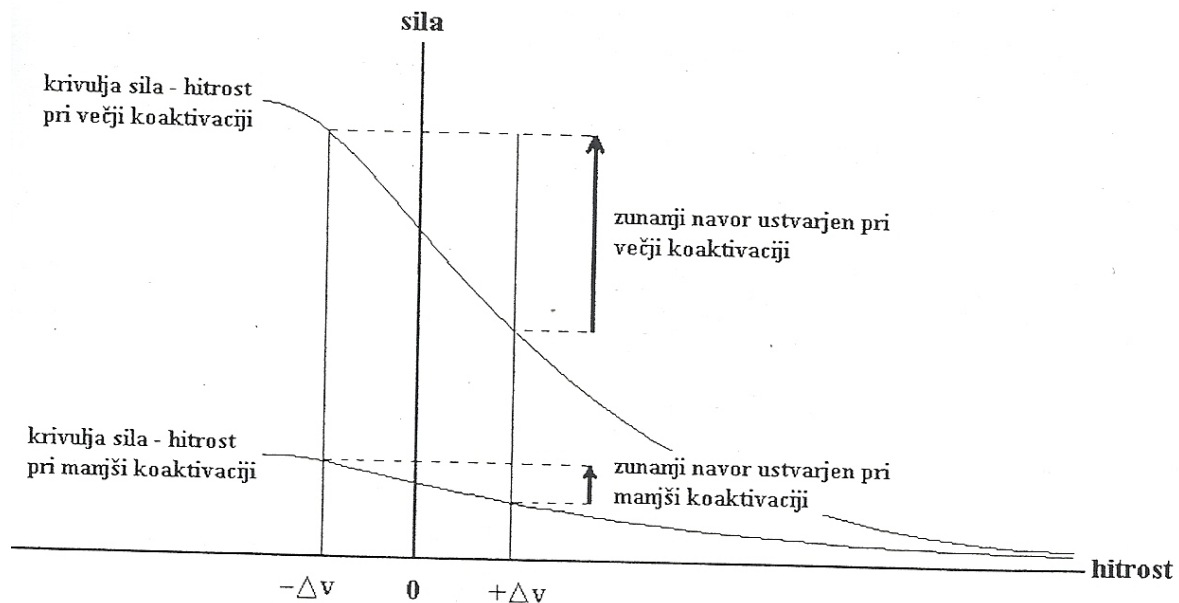
## 2.4. KOAKTIVACIJA

Koaktivacija je hkratna aktivnost mišic agonistov in antagonistov, ki stisnejo sklep. Koaktivacija agonista in antagonistov vpliva na neto vrednost sile agonista. S tega vidika je energijsko potratna oziroma ima negativna vrednost (Enoka, 2002). S koaktivacijo povečamo togost in stabilnost v sklepu (Beratta in sod., 1987; Kornecki, 1992). Togost (N/m) se kaže v strmem razmerju sila-dolžina in/ali kot-navor (Enoka, 2002). Navora agonista in antagonistov sta si v smeri nasprotna. Skupni navor ustvarjen na sklep je enak razliki med navoroma agonista in antagonistov. Ko je sklep v stabilnem položaju, je torej vsota navorov agonista in antagonistov enaka nič (Horvat, 2002).

Koaktivacija se pojavlja tam, kjer je prisotno rušenje ravnotežja (smučanje, tek po neravnem terenu, smučarski teki...). Prisotna je pri motoričnem učenju oziroma pri začetku učenja gibanja, ko je zahtevana natančna usmeritev gibanja. Zaradi povečanja togosti v sklepu je uporabna je pri učenju novih motoričnih nalog. S časom učenja gibov, ki zahtevajo natančnost se nivo koaktivacije manjša (Pearson, 1995; Carolan in Caffareli, 1992).

Trditev, da koaktivacija poveča togost sklepa, lahko razložimo s primerom, ko skušamo »koaktiviran« sklep premakniti v eno smer (pri tem je mišljena rotacija sklepa in ne translacija). Mišice (antagonisti) se na strani smeri premika sklepa pričnejo koncentrično krčiti, mišice na drugi strani sklepa (agonisti) pa se začnejo krčiti ekscentrično. Agonisti opravljajo ekscentrično kontrakcijo, ki da večjo silo ob isti hitrosti krčenja (zaradi togosti prečnih mostičev na kratki razdalji in refleksne aktivacije) v primerjavi s silo antagonistov. Sklep teži v začetni položaj, ker je navor mišic agonistov, ki se upira vsiljenemu gibanju, večji od skupnega navora antagonistov in zunanje sile. Skupni navor kaže torej v nasprotno smer od vsiljene rotacije. Živčni mehanizem, ki dodatno pripomore k temu učinku, je agonistov refleks na raztezanje, ki aktivira še refleks recipročne inhibicije ta pa inhibira alfa motorična živčna vlakna antagonistov. Večja koaktivacija pa pomeni tudi več vzporedno vzpostavljenih prečnih mostičev v mišicah agonistov in antagonistov. Pri večji koaktivaciji pride zato ob premiku sklepa v katerokoli smer do večje sile agonistov zaradi večje togosti na kratki razdalji. Razlika med navoroma agonistov in antagonistov, ki kaže v smer agonista, je zato med motnjo pri višji koaktivaciji višja kot pri nižji koaktivaciji (Slika 7). Sklep z večjo koaktivacijo bo zato ustvaril večji zunanji navor, ki bo nasprotoval

skupnemu navoru motnje in navoru antagonista in bo zato tudi dosti bolj stabilen. Pri večji koaktivaciji pa bo tudi večji odziv prej omenjenih refleksov (Horvat, 2002).



**Slika 7:** Prikaz ustvarjenih zunanjih (skupnih) navorov agonista in antagonista (poudarjeni črtici) pri delovanju motnje ob dveh različnih nivojih koaktivacije (krivulji sila - hitrost). Tanki navpični črti označujeta spremembo hitrosti kontrakcije ( $\Delta v$ ) agonista in antagonista, do katere pride ob motnji, in na krivuljah sila – hitrost označujeta sile agonista in antagonista pri hitrosti  $\Delta v$ . Horizontalne črtkane črte služijo lažji predstavi izračuna skupnih navorov. Navor bo zmeraj večji na strani, kjer bo prišlo do raztega mišice (ekscentrična kontrakcija). Na sliki se jasno vidi, da je skupni navor agonista in antagonista ob delovanju motnje večji pri višji koaktivaciji, povzeto po Horvat (2002).

Pearson (1985) je spremljal EMG mišic biceps in triceps brachii med dvotedenskim obdobjem treninga merjencev, ko so pilili in rezali z dletom. V procesu učenja se je EMG mišic spremenil od visokega nivoja koaktivacije do izmenične aktivnosti mišic z zelo malo koaktivacije. Carolan in Cafarelli (1992) sta opazovala koaktivacijo pri treningu moči z izometričnimi kontrakcijami. Ugotovila sta, da se je v osem tedenski vadbi povečala moč KF, zmanjšala pa se je koaktivacija mišic upogibalk kolena. Amairidis in sodelavci (1996) pa so opazovali povezanost upada koaktivacije pri vrhunskih športnikih in pri rekreativnih športnikih. Opazili so hitrejše zmanjšanje koaktivacije pri vrhunskih športnikih mišice semitendinosus med izokinetičnimi kontrakcijami pri iztegu v kolenu.

Koaktivacija je prisotna tudi pri večšem izvajanju nalog pri vrhunskem športu. Enoka (2002) navaja štiri razloge:

1. Pri gibanjih, ki vključujejo spremembo smeri (primer: iztegovanje kolena v upogib kolena) je bolj ekonomično spreminjati nivo aktivnosti agonista in antagonistov kot da mišice stalno vključujemo in izključujemo. Hasan (1986) je ugotovil, da v določenih pogojih koaktivacija pravzaprav zmanjša vloženi napor za izvedbo gibanja in nekatere empirične raziskave to ugotovitev potrjujejo (Engelhorn, 1983).
2. Ker koaktivacija poveča togost in pri tem stabilnost sklepa, je zaželeno pri nalogah, kjer vadeči premikajo težja bremena oziroma bremena pri katerih niso sigurni, da jih zmožni dvigniti. Enoka (2000) kot primer navaja starejše ljudi, ki bolj pogosto koaktivirajo antagonistične mišice med kontrakcijami, kjer se mišice daljšajo.
3. Zmožnost dvosklepnih mišic je prenos moči iz enega sklepa na drugega. Koaktivacija enosklepne mišice iztegovalke kolka (m. gluteus maximus) in dvosklepne mišice upogibalke kolka (m. rectus femoris) povzroči povečanje navora mišic iztegovalk v kolenskem sklepu. Torej koaktivacija v kolčnem sklepu povzroči povečanje navora v kolenskem sklepu. Ta strategija je lahko uporabna za razmere, ki zahtevajo največjo silo ali pri nadomestku padajoče sile zaradi utrujenosti (Dimitrijevič in sodelavci, 1992).
4. Zaradi različnih vhodov iz kortikalnih nevronov v spinalne nevrone kot pri anatomski organizaciji motoričnih enot in mišic pri podlahti in pri dlani, kjer prevladujejo fini oziroma natančni gibi in zahtevajo kompleksen vzorec koaktivacije (Kilbreath in Gandevia, 1994; Rose, Keen, Koshland in Fuglevanc, 1999; Sanes in ostali 1995; Schieber, 1995).

## **2.5 ODNOS VL – VM PRI IZTEGOVANJU KOLENA SEDE**

Opazovanje razmerja med mišicama VM – VL, morebitna izolacija posamezne mišice, vprašanja o kasnejšem utrujanju ene in druge mišice, razlike v moči posameznih mišic ter spremembe v aktivaciji mišic v zaprti in odprti kinetični so vprašanja, ki že dlje časa spremljajo diskusijo o razliki teh dveh mišic. Raziskave dajejo številne odgovore in napotke za treniranje, ki pa so se skozi čas precej spremenile. Kljub temu je število raziskav tolikšno, da se da priti do določenih zaključkov. V nadaljevanju predstavljam pomembnejša in referenčna dela za posamezno problematiko, na podlagi katerih se da priti do določenih zaključkov.

VM ima pomembno vlogo pri stabilizaciji pogačice, saj je mišično narastišče pri 40° do 55° (Chan, 2001) glede na os stegenice, kar omogoča lateralno vlečenje pogačice ter iztegovanje kolena naravnost v smeri gibanja. Domneva o različnem času aktiviranja VM in VL temelji na tem, da ima VM večji odstotek vlaken tipa II (Johnson in sod., 1973). Tako naj bi se najprej aktivirala VM, ki povleče pogačice medialno, kasneje pa VL postavi glavo lateralno. Pri raziskavah patelofemoralne nestabilnosti sta Voight in Wieder (1991) merila čas refleksa pri obeh mišicah, pri čemer se je VM hitreje aktivirala. Vseeno pa so raziskave (Karst in Willet, 1995) pri zavestnih gibanjih pokazale drugačne rezultate oziroma niso opazile statističnih sprememb pri času aktivacije mišic.

### **2.5.1 Spremembe vpliv odprte/zaprte kinetične verige na VL in VM**

Vaje v *odprti kinetični verigi (OKV)* so enosklepna gibanja pri čemer distalni del telesa ni fiksiran. Nasprotno so v *zaprti kinetični verigi (ZKV)* distalni deli telesa v trenutku gibanja v stiku s podlago in so fiksirani. Kljub temu da z vajami v OKV lahko krepimo iste mišice kot v ZKV, Stenndoter (2003) opozarja, da obstajajo določene spremembe na katere moramo biti pozorni:

- Vaje v ZKV so bolj funkcionalne in bolj simulirajo gibanja v vsakdanjem življenju (primer RF pri vzpenjanju po stopnicah ob sočasni ekstenziji kolčnega in kolenskega sklepa pri vajah v ZKV).
- Proprioceptivni učinki se pri vajah v ZKV in OKV razlikujejo, verjetno zaradi stiskanja telesa in pritiska stopala pri ZKV.
- Vaje v ZKV naj bi bile bolj prijazne do tibiofemoralnega sklepa, saj pride do kokontrakcije mišic upogibalk kolena, čeprav položaj stopala določi kako velika bo kokonktakcija mišic.
- Razmerje med kolenskim sklepom in kontaktom stopala se razlikuje. Pri vajah v ZKV (počep) je navor na pogačico in stegenico povečan zaradi podaljšane ročice med kolenskim sklepom in centralnim težiščem telesa. Nasprotno, pri vajah OKV se navor poveča od 90° s podaljševanjem ročice .
- Koordinacija med mišicami iztegovaik kolena se razlikuje pri ZKV in OKV. Tako je EMG VM večji pri vajah v ZKV (Grabiner in sod., 1992).

Alkner (2000) je opazoval morebitne razlike v vrednosti EMG RF, VM in VL pri iztegovanju v kolenu sede (OKV) in potiskom z nogami (ZKV). V študiji je glede na razmerje EMG – sila prišel do spoznanja, da pri vajah (OKV, ZKV) ne pride do sprememb vrednost EMG pri VL, prišlo pa je do sprememb pri VM in RF. Zanimivo, RF je bila bolj aktivna pri OKV, kar postavlja pod vprašaj zgornjo hipotezo o funkcionalnosti RF pri vajah v ZKV. Vrednost EMG VM je bila tako v OKV kot v ZKV večja kot VL. RF je bila najmanj aktivna.

Stenndoter (2003) je primerjala aktivacijo treh mišic kvadricepsa (VM, VL in RF) pri vajah v OKV in ZKV. Večja aktivnost VL in VM se je pojavila pri vajah v ZKV, mišica RF pa je bila bolj aktivna pri vaji v OKV. Nasprotno kot pri prejšni študiji, je bila aktivacija VL največja, aktivacija dvosklepne mišice RF pa najmanjša.

## **2.5.2 Utrujenost in čas kontrakcije VL – VM**

Ker so atrofijo VM poskušali selektivno krepiti z vadbo pri določenih kotih (natančneje pri poglavju Vpliv kota v kolenu na izteg v kolenu sede), so poizkušali mišice tudi selektivno utrujati. Raziskave prikazujejo (Bilodeau, Schindler-Ivens, in sod., 2003; Gerdle, Henriksson-Larsen in sod., 1991) večje povprečne kot tudi največje vrednosti EMG signala pri večjem odstotku vlaken tipa II. Tako se tudi pojavljajo spremembe pri utrujanju ali spremembi razvoja največje sile pri mišicah iztegovalk kolena. Mišična vlakna tipa II veljajo za hitrejša.

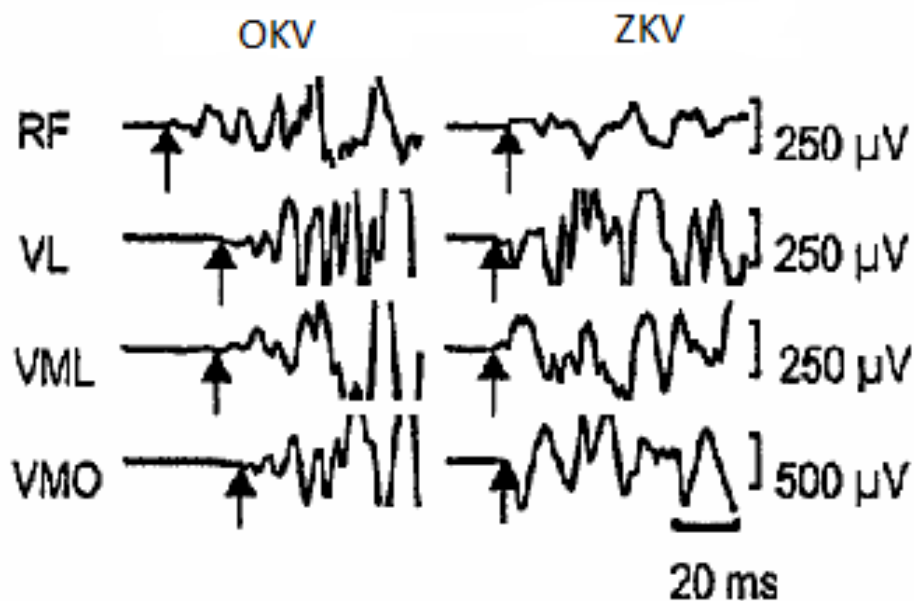
Chan (2001) je utrujenost opazoval ob merjenju navorov pri kotih v kolenu 90°, 150° in 175°. Najprej so merjenci opravili maksimalno izometrično kontrakcijo, kasneje pa šest serij izometričnih kontrakcij trajanja 30 sekund z 10-sekundnimi odmori. Na koncu so sledile še tri največje izometrične kontrakcije. Avtor je opazil znatno zmanjšanje največje sile ( $F_{max}$ ) in povprečne sile ( $F_{avg}$ ) pri vseh treh kotih pri primerjavi NHK (največja hotena kontrakcija) pred utrujenjem in po utrujanju. Avtor sklepa, da je pri kontrakcijah prišlo tako do centralne kot tudi do periferne utrujenosti. Primerjal je tudi čas aktivacije pri NHK (v ms) VL in VM. Statističnih razlik ni bilo niti na začetku, ko so bili merjenci še spočiti, kot tudi pri NHK na koncu, ko se je že pojavila utrujenost.

Bilodeau (2003) je spremljal spremembe EMG VL in VM pri kotu v kolenu 90° pred in po utrujanju ter opazoval morebitne spremembe med spoloma. 14 merjencev (sedem žensk in sedem



moških) je po ogrevanju najprej opravilo NHK. Kot test utrujanja so izbrali NHK izteg v kolenu, ki je trajal dokler ni navor v kolenu padel pod 50% NHK. Takoj po utrujanju so merjenci izvedli nov NHK, s čimer so dobili rezultate največjega iztega v kolenu po utrujanju. Rezultati so pokazali, da se je pri moških, ko so izvajali vedno močnejšo kontrakcijo, bolj povečala amplituda EMG (RMS) in mediana frekvence močnostnega spektra (MPF) pri vseh mišicah (VL, VM, RF) kot pri ženskah. Po utrujanju ni prišlo do statističnih razlik v utrujanju pri primerjavi EMG vrednosti VL in VM pri primerjavi moških ter žensk. Razlogi so najverjetneje v tem, da imajo moški večji delež vlaken tipa II.

Stenndoter (2003) je opazovala razlike v hitrosti aktivacije in simultanosti (hkratnosti) kontrakcije VL, VML, VMO, in RF na zvočni signal. Razlike je primerjala pri vajah v OKV (potisk z nogami) in vajah pri ZKV (izteg v kolenu sede). Aktivacija mišic je bila bolj simultana pri vajah v ZKV kot pri vajah v OKV (Slika 8). Pri potisku z nogami je imel RF najhitrejšo aktivacijo, medtem kot se je VM aktiviral zadnji ( $7 \pm 13\text{ms}$  po aktivaciji RF).



**Slika 8:** Prikaz EMG vrednosti za posamezne mišice pri vajah v zaprti kinetični verigi (ZKV) in odprti kinetični verigi (OKV). Opazimo lahko bolj simultano aktivacijo posameznih mišic pri ZKV kot pri OKV. Vidimo tudi, da se RF aktivira najhitreje, najpočasneje pa VMO, povzeto po Stenndoter (2003).

## **2.6 RAZLIČNE IZVEDBE IZTEGOVANJA V KOLENU SEDE**

### **2.6.1 Zdravstveni vidik**

Po poškodbah kolena je vedno zaželena hitra in predvsem učinkovita rehabilitacija. Rehabilitacija vključuje povečanje moči poškodovanega sklepa, kar omogoča stabilnost kolena in njegovo normalno funkcijo. Tehnike kako okrepiti mišico KF so različne, največkrat pa se uporabljajo izokinetične, izotonične, izometrične vaje ter različne vrste dvigovanja nog in iztegovanj kolena. Ena glavnih skrbi, s katerimi se soočajo zdravniki in terapevti med rehabilitacijo je, kako zagotoviti mišično razmerje mišic VM in VL. Avtorji, (Grana in Kriegshauser, 1985; Lieb in Perry, 1968; Signorile in sod., 1995) navajajo, da je VM prva v skupini mišic iztegovalk kolena, ki atrofira po daljšem času neaktivnosti. Porušeno razmerje VL-VM naj bi povzročilo številne poškodbe, kot recimo izpah pogačice, PFPS, hondromalacijo pogačice, osteoartritis kolena ali poškodbe sprednjega in zadnjičnega ligamenta v kolenu.

### **2.6.2 Živčno-mišični vidik**

V današnjem času je znano, da so gibalni vzorci regulirani s trenutno postavitvijo sklepa v danem trenutku. Dolžino mišic določa sklep, ki se v motorično akcijo vključuje (Hwang, 2000). To trditev je Weiss (1986) podkrepil z refleksom na raztezanje. Pri tem refleksu, gre do akcijski potenciali iz mišičnega vretena do hrbtenjače. Tam vzdražijo sinaptične potenciale moto nevronov, ki inervirajo isto mišico, kjer je bilo locirano mišično vreteno, oziroma kjer se je zgodilo nenadno raztezanje. Moto nevroni, ki inervirajo isto mišico, kjer se nahaja mišično vreteno ali drug senzorni receptor se imenujejo *homonimi* (Enoka, 2002). Zanimiva je domneva o povečani aktivnosti posameznih mišic iztegovalk kolena ob sočasni aktivaciji mišice iztegovalke gležnja (mišica gastrocnemius). Latash (2003) predvideva, da naj bi plantarna fleksija povečala monosinaptične reflekse v iztegovalkah kolena zaradi spremembe dolžine mišice gastrocnemiusa. Iz biomehničnega stališča ima trditev precej smisla, saj naj bi bolj vzdražen motorični sklad iztegovalk kolena uravnovežil mehanični odziv okrog kolenskega sklepa, ki bi ga povzročil gastrocnemius (Hwang, 2000). To hipotezo potrjuje tudi študija Hwanga (2000), ki je opazoval odziv VM med H refleksom. Povečal se je H refleks v mišici VM, ko je bilo stopalo v plantarni fleksiji v primerjavi z dorzifleksijo in nevtralnno postavljenim (pasivnim) stopalom.

### 2.6.3 Vpliv postavitve gležnja na iztegovanje v kolenu sede

Na temo iskanja povezave koleno – gleženj med iztegovanjem kolena sede je bilo v zadnjih dveh desetletjih opravljenih več študij (Hwang, 2000; Tepperman, 1986). Iskanje povezanosti temelji na treh različnih postavitvah gležnja: *nevtralni položaj*, položaj v *dorzifleksiji* in položaj v *plantarni fleksiji*. Gough in Ladley (1971) sta ugotovila, da je aktivacija KF največja, ko je položaj stopala v dorzifleksiji. V študiji so merili tudi vpliv everzije in inverzije stopala na posamezne mišice KF, kjer pa avtorja nista ugotovila bistvenih razlik.

Do podobnih rezultatov je prišel tudi Tepperman (1986). Študija je potekala tako, da so imeli merjenci pri iztegovanju kolena leže na trebuhu, popolnoma iztegnjeno koleno in kolk. Izometrično so aktivirali KF pri različnih položajih gležnja (nevtralno, plantarna in dorzalna fleksija). Avtor je z Newman-Keulsovo primerjavo aktivacije treh površinskih mišic KF ugotovil, da so merjenci največjo vrednost EMG v vseh primerih razvili, ko je bilo stopalo v dorzifleksiji. Kljub temu statistično ni dokazal razlike med plantarno fleksijo in dorzifleksijo, medtem ko so vrednosti EMG pri nevtralno postavljenem gležnju bile statistično različne. Zanimiv je tudi podatek, da so bile vrednosti EMG VL pri vseh položajih gležnja večje kot pri VM in RF. Hwang je s sodelavci (2000) iskal povezanost gleženj – koleno, z namenom primerjati spremembe vzdražnosti sklada motonevronov VM glede na položaj gležnja ter glede aktivacije mišic, ki iztegujejo in upogibajo gleženj (mišica gastrocnemius, mišica tibialis anterior). Merjenci so bili v sedečem položaju, pri čemer je bilo koleno fiksirano pri upognjenem položaju 45°. V tej študiji so z uporabo H refleksa ugotovili, da:

- sprememba položaja gležnja, brez uporabe mišic goleni, ni prispevala k spremembi vzdražnosti VM.
- se vzdražnost VM ni statistično razlikovala pri 50% NHK pri spremembi položaja gležnja (plantarna fleksija, dorzifleksija, nevtralno postavljeno stopalo).
- da se je vzdražnost VM statistično razlikovala pri položaju gležnja v plantarni fleksiji, kjer so mišice, ki aktivno iztegujejo skočni sklep, bile aktivirane.

## 2.6.4 Vpliv rotacije goleni na iztegovanje v kolenu sede

Ena najbolj zanimivih in spornih tem pri modifikaciji iztegovanja kolena sede je vpliv rotacije goleni med iztegovanjem v kolenu sede. Zanimivih zato, ker bi s splošno potrditvijo hipoteze, da se VM z rotacijo goleni aktivira bolj kot ostale mišice KF, lahko postopoma razvili izolacijsko trenajno vajo za to mišico. Spornih pa zato, ker so se skozi čas mnenja številnih avtorjev in študij precej razlikovala (Pocock, 1963; Engle, 1987; Hanten, Schukthies, in sod., 1990; Minor, 1991; Serrão, Cebral, in sod., 2005; O'Sullivan in Popelas, 2005; Sousa in Macedo, 2010; Duarte-Cintra in Furlani, 1981; Hanten in Schulthies, 1990; Mirzabeigi in sod.; 1999; Sykes in Wong, 2003; Wheatley in Jahnke, 1951), eksplicitnega odgovora na to vprašanje pa še vedno ni. Vpliv zunanje rotacije goleni in morebitna povečana aktivacija VM je precej pomembna tudi zaradi hitrejše rehabilitacije, preventive in splošne vadbe za preprečitev PFPS. Tako je Mirzabeigi s sodelavci (1999) izvedel serijo vaj iztegovanje kolena sede z rotacijo kolka tako v zaprti kot v odprti kinetični verigi in jo primerjal z iztegovanjem kolena sede pri goleni v nevtralnem položaju. Avtorji niso odkrili statistično pomembnejših razlik v razmerju VL-VM. Še več, pri nekaterih vajah, kjer so imeli merjenci izrazito zunanjo rotacijo goleni med iztegovanjem kolenskega sklepa se je razmerje VL – VM, celo povečalo v korist VL. Do popolnoma drugačnih spoznanj sta prišla Hanten in Schukthies (1990). S povečano zunanjo rotacijo goleni in addukcijo kolka sta potrdilo hipotezo o povečani aktivaciji VM.

Med razloge, zakaj prihaja do različnih rezultatov, Sousa in Macedo (2010) uvrščata:

- *kot v kolenu* pri merjenju aktivacije mišic iztegovalk kolena.
- *uspešnost aktivacije* KF med izvedbo vaje.
- *amplituda rotacije goleni*.
- *intenzivnost aktivacije medialnih rotatorjev goleni*.

Kako se študije med seboj metodološko razlikujejo, vidimo v *Preglednici 1*. Na podlagi teh rezultatov lahko sklepamo, da pri selektivni izometrični kontrakciji medialnih rotatorjev goleni ne pride do povečane spremembe v razmerju VM – VL (Hanten in Schulthies, 1990). Drugače je, ko pride do izometrične kontrakcije KF in hkratne aktivacije mišic rotatorjev goleni. Laprade in sodelavci (1998) so pri tej študiji potrdili hipotezo o povečani aktivaciji VM.

**Preglednica 1:** Pregled študij vpliva rotacije goleni na izteg v kolenu sede. Prevedeno in povzeto po Sousa in Macedo (2010).

AVTOR:	IZOMETRIČNA AKTIVACIJA KVADRICEPSA:	POSTAVITEV ROTACIJE GOLENI / KOT V KOLENU:	AKTIVACIJA VM:
Hanten in Schulthies (1990)	brez	nevtralna rotacija / 30° fleksije	ne
Laprade in sodelavci (1998)	50% NHK	30° lateralne rotacije / 70° fleksije	da
Signorille in sodelavci (1995)	NHK	nevtralna, medialna in lateralna rotacija / 90° fleksije	ne
Serrao in sodelavci (2003)	NHK	Nevtralna, medialna, laterlana rotacija	ne

Omeniti velja, da so vsi avtorji izvedli rotacijo goleni pod različnim kotom. Kot v kolenu pa naj ne bi bil pomemben pri iztegovanju kolena s hkratno rotacijo goleni v zaprti kinetični verigi, saj naj bi se že pri manjših kotih prišlo do aktivacije VM (Serrao in sodelavci, 2005).

Dokaj neraziskana je tudi tema o aktivaciji VM v *zaprti kinetični verigi*. V tej študiji so Serrao in sod. (2005) pri kotu v kolenu 90°, postavili golen v tri različne položaje: notranjo rotacijo, zunanjo rotacijo in v nevtralen položaj (*Slike 9, 10, 11*) ter primerjali električno aktivnost VL in VM. Zanimivo, večja električna aktivnost se je pokazala pri notranji rotaciji goleni, vendar pri VL, medtem ko se pri ostalih položajih goleni mišica električna aktivnost VM ni bistveno spremenila.



*Slika 9, 10, 11: Postavitev goleni nevtralno (Slika 9), navzven (Slika 10) ter navznoter (Slika 11) v zaprti kinetični verigi, povzeto po Serrao in sod. (2005).*



*Slika 12: Dvignjena noga za 17,5 cm z 45° rotacijo kolka (brez obtežitvije), povzeto po Sykes (2003).*

Podobno vajo le z drugačno izvedbo (Slika 12), je izvedel Sykes (2003). Pri dvigovanju noge z iztegnjenim kolenom in s spreminjanjem kota zunanje rotacije goleni ter spremembo obtežitvijo noge je opazoval električno aktivnost VM. Rezultati so pokazali, da dviganje noge z zunanjo rotacijo goleni in kolka za 45° privede do 8,6-odstotnega povečanja EMG signala pri VM, v primerjavi s položajem noge v nevtralnem položaju. Do podobnih rezultatov je prišel tudi, ko je stopalo obtežil za 1,125 kg.

Najnovejšo in morda tudi najbolj natančno študijo na temo sta se lotila Sousa in Macedo (2010). Merjenci so izometrično iztegovali koleno, ki je bilo 90° v fleksiji. Študija je pokazala da:

- se je razmerje vrednosti EMG VM – VL povečalo v korist VM, ko so bile močno aktivirane mišice rotatorjev kolka in ko je bila golen v zunanji rotaciji .
- se je v položaju zunanje rotacije goleni EMG VM statistično povečal, medtem ko se vrednosti EMG VL niso bistveno spremenile.
- je mogoče meriti razmerje VM – VL, ko je golen v zunanji rotaciji, notranji rotaciji in nevtralnem položaju.

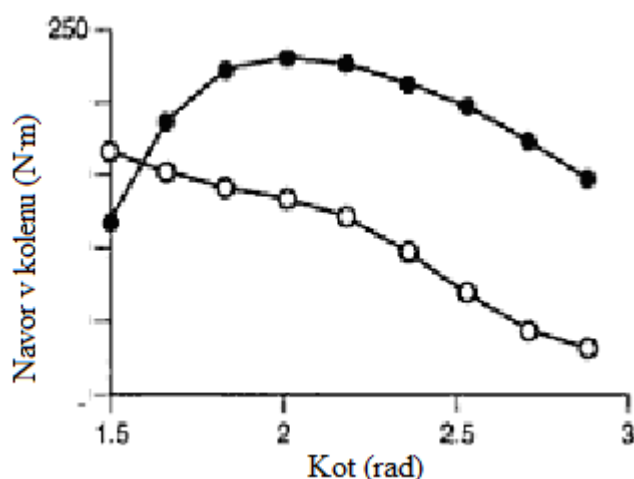
## 2.6.5 Vpliv kota v kolenu na izteg v kolenu sede

Največji vpliv na produkcijo moči pri iztegovanju kolena sede ima kot v kolenu. Tako praktični (Pincivero, 2004; Lindahl in sod., 1969; Murray in sod., 1977; Lindh, 1979; Brownstein in sod., 1985; van Eijden in sod., 1987; Ng in sod., 1994; Weir in sod., 1996; Zabik in Dawson, 1996; Suter in Herzog; 1997; Welsch in sod., 1998; Becker in Awiszus, 2001; Chan in sod., 2001; Hisaeda in sod., 2001; Newman in sod., 2003; Babault, 2003) kot tudi teoretični razlogi (odnos sila – dolžina, razmerje kot – navor) so pokazali, da mišica KF razvije največjo silo nekje v srednjem rangu gibanja (od 50° do 80°). Zaradi številnih poškodb kolena so med drugim v preteklosti skušali selektivno krepiti posamezne mišice KF. Sczepanski (1991) je poročal o velikem odstopanju moči VL in VM v območju od 60° do 85°. Do drugačnih spoznanj je prišel Signorile (1995), ki pri kotu 90° VL, VM in RF ni odkril razlik v sili posameznih mišic. *Preglednica 2* prikazuje nekaj študij različnih avtorjev, ki dokazujejo prejšnjo trditev.

Natančneje povedano, če KF skrajšamo ali raztegnemo se bo produkcija sile glede na dolžino precej spremenila. Z izjemo dvosklepne mišice RF sta vastusa najbolj skrajšana takrat, ko je koleno v popolni ekstenziji, kar pomeni najmanjši možen razvoj sile. Glede na to, da mišica kvadriceps razvije največjo silo nekje v kotu 60° oziroma 70°, Pincivero (2004) opozarja, da naj bi produkcijo navora lahko zaviral vpliv nevrlnih dejavnikov, točneje inhibitorni signali iz sklepnih mehanoreceptorjev. Becker in Awiszus (2001) sta opazila, da se rezultati NHK niso ujemali z NHK ob sočasni električni stimulaciji v kotih 30° – 65°. V večjih kotih pa se je zavestna rekrutacija začela povečevati.

**Preglednica 2:** Prikaz študij pri katerem so merili največji navor v sklepu. Po rezultatih vidimo, da so prav vsi avtorji prišli do podobnih spoznanj.

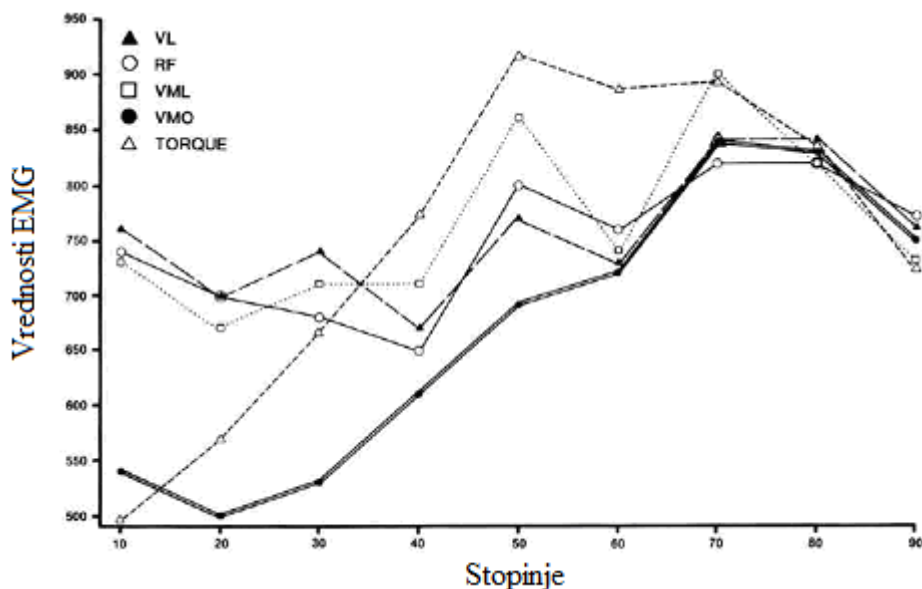
Avtorji	Merjenci	kot v kolenu (v °)	rezultati, najvišji navor (v °)
Lindahl et al. (1969)	12 moških	15, 30, 45, 60, 75, 90	največji navor med 60 in 75
Murray et al. (1977)	24 starejših oseb	30, 45, 60	60
Lindh (1979)	10 odraslih žensk	15, 60	60
Brownstein et al. (1985)	4 moški, 7 žensk	od 10 do 90, 10 merjenj	50 (moški), 70 (ženske)
van Eijden et al. (1987)	15 moških	0, 15, 30, 45, 60, 74, 90	60 največji navor pri 60, (najnižji pri
Ng et al. (1994)	8 moških, 9 žensk	45, 60, 90	45)
Weir et al. (1996)	5 moških, 5 žensk	15, 45, 75	ni bilo razlik
Zabik and Dawson (1996)	2 moška, 3 ženske	30, 50, 70, 90	60
Suter and Herzog (1997)	6 moških, 4 ženske	15, 30, 45, 60, 90	90, najnižji pri 15
Welsch et al. (1998)	39 moških, 38 žensk	6, 24, 42, 60, 78, 96, 108	60
Becker and Awiszus (2001)	6 moških, 4 ženske	30–90, 5 merjenj	med 65 in 75
Chan et al. (2001)	11 moških, 6 žensk	5, 30, 90	90
Hisaeda et al. (2001)	9 starejših oseb	50, 90	ni bilo razlik
Newman et al. (2003)	2 moška, 6 žensk	10, 30, 50, 70, 90, 110	70
Babault et al. (2003)	9 moških 14 mlajših in 15 starejših	35, 55, 75	med 55 in 75
Pincivero (2004)	oseb	0, 10, 30, 50, 70, 90	70



**Slika 13:** Navor v kolenu pri iztegotvanju v kolenu sede (polni krogci) in počepom (prazni krogci). Povzeto po Escamilla, Fleising, Zheng in sod., 1998.



Vrednosti EMG signala nam dajejo informacijo o aktivnosti merjenih mišičnih vlaken glede na spreminjanje dolžine mišice. To tezo potrjuje redukcija akcijskih potencialov VL, ko je mišica v 5° pod popolnim iztegom v kolenu v primerjavi z 90° upogiba kolenu (Arendt-Nielsen, Gantchev, Sinkjær, 1992). Pincivero (2004) ugotavlja, da se s povečanjem kota v kolenu, poveča tudi EMG VM, malenkost tudi RF, ne pa tudi VL. Podobne rezultate (Slika 14) je dobil tudi Brownstein s sodelavci (1985), ko se je površinski EMG distalnega dela VM večal od popolne ekstenzije do kota 90°. Ti rezultati nasprotujejo Zabiku in Dawsonu (1996), ki nista odkrila statističnih sprememb VM pri različnih kotih med največjimi kontrakcijami. Babault in sodelavci (2003) so pri opazovanju vrednosti EMG VM, VL in RF opazili največje vrednosti EMG pri 35° fleksije v primerjavi s 55° in 75°. Upoštevati moramo, da se vse tri »površinske« mišice KF tudi anatomsko in biomehanično razlikujejo (sestava tipa vlaken, nasadišče, narastišče mišice). Pincivero (2004) opozarja, da tudi te razlike vplivajo na vrednosti EMG-ja pri različnih kotih (Slika 16). Dokaz, da imajo velik vpliv že omenjeni nevralni dejavniki, potrjuje teza (več beri spodaj), da je bila velikost EMG pri NHK VL in RF največja v kotih od 70° do 90°. Primerjavo aktivnosti VL, VM in RF pri posameznih kotih ter primerjavo glede na spol je opravil Pincivero (2004). Največji navor je izmeril pri kotu 70°, pri čemer so v vseh kotih (od kota 10° – 90°) večji navor razvijali moški.



**Slika 14:** Razmerje EMG mišic VL, RF, VML, VMO pri različnem kotu pri moških in ženskah, povzeto po Brownstein (1985).



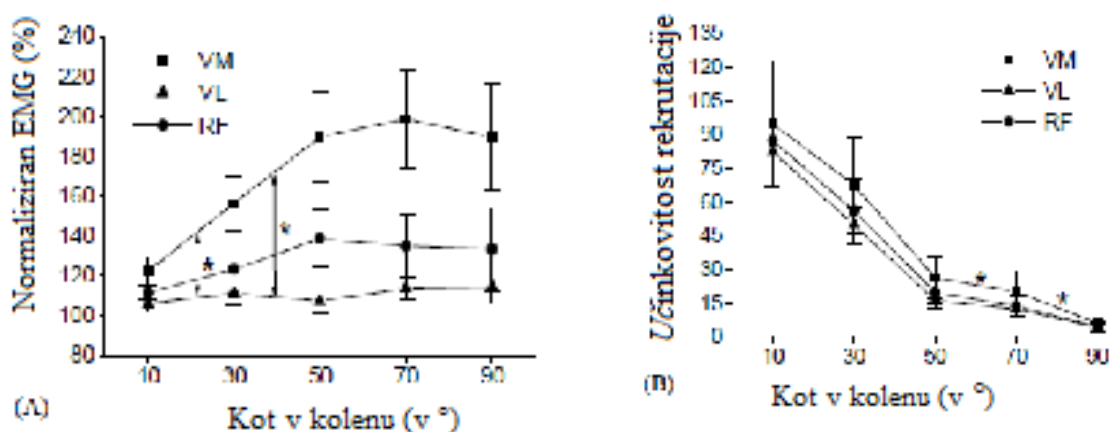
a.

b.

c.

**Slika 15 a., b., c.:** *Produkcija največjega navora pri položajih: a. sedeči, b. poševni, c. ležeči. Povzeto po Kong in Haselen (2010)*

Kong in Haselen (2010) sta preučevala vpliv spremembe položaja kolka (Slika 15 a, b, c) na aktivacijo mišic VL, VM in RF pri kotih  $90^\circ$ ,  $100^\circ$ ,  $110^\circ$ ,  $120^\circ$ ,  $130^\circ$  in  $140^\circ$ . Največji navor v kolenu so merjenci razvili v sedečem položaju nato v poševnem in najmanjši navor v ležečem položaju. Največje spremembe EMG pri spreminjanju položaja v kolku so opazili pri VL in VM, ne pa pri RF. Razmerje v položaju koleno – kolk je imelo največjo povezanost pri RF. Pri kotu  $90^\circ$  v kolku v sedečem položaju je bil EMG RF precej večji kot v ležečem položaju. Ko se je kot v kolenu med sedečim položajem začel povečevati, se vzdražnost mišice RF začele zmanjševati. Nasprotno se med poševnim in ležečim položajem kljub povečevanju kota v kolenu vzdražnost RF ni bistveno spremenila. Avtorja sta ugotovila, da je največji navor v kolenu pri  $60^\circ$ , pri povečevanju in zmanjševanju kota v kolenu pa se ne glede na položaj kolka navor manjša.



**Slika 16 A, B:** *Vzorci aktivacije mišic kvadricepsa. A. EMG VM, VL, RF pri kotih  $10^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $50^\circ$ ,  $70^\circ$  in  $90^\circ$  upogiba v kolenu (\* kaže statistične značilnosti med mišicami v različnih kotih). B. Učinkovitost mišične rekrutacije posameznih mišic pri različnih kotih. C. Povzeto po Pincivero (2004).*

## 2.6.6 Vpliv Jendrassikovega manevra na iztegovanje v kolenu sede

Eden od možnih dejavnikov, ki naj bi izboljšalo aktivacijo mišic iztegovalk kolena, je JM (*Slika 17*). Vpliv JM na izteg v kolenu sede je glede na ostale že opisane variacije giba najmanjši. Vseeno se dandanes v protokolih razvoja moči v vrhunskem športu izkorišča majhne detajle, in sicer z namenom, da bi se tako lahko povečala obremenitev med vadbo, kar pa bi posledično vodilo v večji napredek v določeni vrsti moči (Uršič, 2010). V našem primeru smo s kontrakcijo distalnih mišic rok ter obraznih mišic (močno stiskanje čeljusti) skušali povečati vzdražnost živčno mišičnega sistema iztegovalk nog.

Za večje vzdražnosti živčno mišičnega sistema se uporablja tudi *Valsalva maneuver* (VAM). Ta maneuver aktivira vrsto trebušnih mišic. Izvede se tako, da se poizkuša ob zaprtih ustih in nosu močno izdihniti. To običajno poveča krvni tlak, intratorakalni tlak in dotok krvi v srce (Valsalva maneuver, 2009). Med izvedbo VAM je grlo zaprto kar preprečuje, da bi zrak ušel iz pljuč. Omogoča tudi močno kontrakcijo trebušnih mišic in mišic prsnega koša, kar skupaj omogoča večjo togost celega telesa in dviganje težjih bremen. Študije dokazujejo, da VAM poveča intratorakalni pritisk in je povezan s količino dvignjenega bremena med treningom moči (Harman, 1988).



*Slika 17: Iztegovanje v kolenu z uporabo JM*

Do sedaj je bilo na temo JM in njegov vpliv na spremembo navora in sile med različnimi gibanji napisanih precej študij (Uršič, 2010; Ebben, Flanagan, Jensen, 2008; Ebben, Leigh, Geiser 2008; Cherry in sod., 2010; Hiroshu, 2003; Stumbo in sod., 2001), vendar je vpliv fleksije prstov in stiskanje čeljusti na večjo mišično silo mišic iztegovalk kolena še vedno precej vprašljivo.

Raziskava Hiroshija (2003) govori o vplivu stiskanja čeljusti na razvoj sile fleksorjev prstov. V povprečju so merjenci dosegli kar za 12 % večjo silo, ko so močno stiskali čeljust. Uršič (2010) je pri vzorcu 13 merjencev opazoval, če prihaja do razlik v amplitudi refleksa H mišice soleus med obdobjem, ko je sila mišic rok naraščala in obdobjem ohranjanja sile na konstantni vrednosti. JM se je izvajal v leže na trebuhu, tako da je posameznik z rokami v predročenu skrčeno stiskal dve vzporedni palici. JM se je poizkušal izvesti samo s stiskom mišic upogibalk rok, refleks H mišice soleus pa se je izvajal z draženjem tibialnega živca. V eksperimentu so merili EMG odzive mišice soleus in tibialis anterior ter potek sile stiska v času, pri dveh pogojih. Pri pogoju 1 je posameznik na merilčev znak (pripravi, stisni) izvedel JM, tako da je sila hitro naraščala; in ko je le-ta presegla 1/3 največje posameznikove sile, se je samodejno sprožil stimulacijski impulz. Pri pogoju 2 so merjenci na znak (pripravi, stisni) stisnil palici na največjo silo (vsaj nad 80%  $F_{max}$ ) in v tem vztrajali, vse dokler niso prejeli stimulacijskega impulza. Rezultati so pokazali statistično značilne razlike med srednjimi vrednostmi refleksov H v prvem pogoju in kontrolnimi vrednostmi, medtem ko vrednosti v drugem pogoju od kontrolnih niso bile statistično različne. To nakazuje, da se refleks H mišice soleus med izvedbo JM poveča ter da je ta sprememba najbolj očitna, ko je prirast sile največji.

Kompleksnejših študij na temo vpliv JM na mišico KF se je lotil Ebben (Ebben, Flanagan, Jensen, 2008; Ebben, Leigh, Geiser, 2008). V prvi študiji (Ebben, Leigh, Geiser, 2008) je opazoval morebitno povečanje navora med iztegovanjem v kolenu sede, pri kateri je spreminjal pogoje. V drugem delu (Ebben, Flanagan, Jensen, 2008) pa so avtorji spremljali spremembe *prirastka sile, čas razvoja do največje sile in največjo silo med skokom z nasprotnim gibanjem z in brez stiskanja zob*. Pogoje je spreminjal tako, da so pri polovici skokov med koncentrično fazo odriava merjenci ugriznili v ščitnik za zobe, pri drugi polovici pa so imeli merjenci odprta usta. Rezultati so pokazali:

- 19,5-odstotno izboljšanje prirastka sile pri stisku zob;
- zmanjšanje prirastka sile iz  $385,79 \pm 166,56$  ms (brez ugriza) na  $308,07 \pm 123,52$  ms z ugrizom.
- največja sila se ni statistično značilno povečala, ko so imeli merjenci stisnjene zobe.

Znane so tudi študije (Cherry in sod., 2010; Stumbo in sod., 2001), ki so spremljale navor v kolenu ob hkratni aktivaciji distalnih mišic dlani. Stumbo (2001) je s pomočjo izokinetične merilne naprave meril vpliv stiska distalnih mišic rok merjencev na navor v kolenu. Primerjal je navor pri izometričnem iztegovanju kolena z močnim prijemom ob strani stola ter v položaju, kjer so bile roke prekrižane na prsih. Rezultati so pokazali, da se je navor, ko so imeli merjenci močno stisnjene roke, povečal za 8,4 % pri moških, medtem ko pri ženskah ni bilo statističnih razlik.

Novejšo, precej podobno študijo je opravila Cherry (2010). Merjenje navora je bilo prav tako opravljeno na izokinetični merilni napravi. Razlika je bila pri postavitvi rok. Pri aktivaciji distalnih mišic dlani so bile roke prekrižane na prsih, merjenci pa so imeli v vsaki roki ročni dinamometer, ki so ga med izvedbo iztega v kolenu močno stisnili. Rezultate so primerjali z iztegovanjem v kolenu, ko distalne mišice dlani niso bile aktivne (roke prekrižane, dlani in prsti neaktivni). Zanimivo so se rezultati, ravno nasprotno kot pri prej navedeni študiji Stumba, precej poslabšali ko so merjenci aktivirali tudi distalne mišice rok.

Najbolj kompleksno študijo spremljanja navora iztega v kolenu z uporabo JM so opravili Ebben, Leigh in Geiser (2008). Najprej so izmerili največji navor med NHK (brez aktivacije distalnih mišic dlani, brez stiskanja zob, brez uporabe Valsalva manevra - VAM). Pogoje so najprej spreminjali samo s stiskanjem zob, kasneje pa še z močno kontrakcijo mišic dlani in mišic upogibalk prstov. Sledili sta še kombinaciji stiska leve roke (SLR) – stisk zob (SZ) – VAM in stisk obeh rok (SOR) – stisk zob – VAM. Pri vseh kombinacijah vaj so uporabili NHK sonožnega iztega v kolenu. Rezultati so pokazali:

- 10-odstotno povečanje navora pri samostojnem *stisku zob*,
- da pri samostojnem *stiskanju prstov in dlani* ni prišlo do povečanja navora,
- 14,8-odstotno povečanje navora pri kombinaciji *SOR – SZ – VAM*,
- da je iztegovanje v kolenu s sočasnim *SOR – SZ – VAM* v primerjavi s *SLR – SZ – VAM* imelo večje povprečne vrednosti navora med iztegovanjem v kolenu.

Primerjava navorov, izmerjenih pri zadnjih dveh kombinacij iztega v kolenu pričata o tem, da je učinkoviteje obremeniti ipsilateralne mišice dlani in prstov, torej roka in noga na isti strani telesa, kot kontralateralne mišice (roka in noga na nasprotni strani telesa).

Predmet naloge je bilo proučevanje različnih okoliščin, ki lahko vplivajo na spremembo aktivacije štriglave stegenske mišice. Problem naloge pa je bilo ugotoviti, kako se med največjim hotenim izometričnem iztegovanju kolena, vrednosti amplitude EMG VL, VM ter BF spreminjajo glede na:

- Postavitev gležnja: plantarna in dorzalna fleksija, nevtralen položaj stopala.
- Rotacijo goleni in kolka z everzijo stopala .
- Spremembo kota pri iztegovanju v kolenu (15°, 60° in 90°).
- Vpliv JM pri iztegovanju v kolenu.

### **3.0 CILJI RAZISKAVE**

Cilj raziskave je bil ugotavljanje razlik v aktivaciji mišic VM, VL ter RF med največjim hotenim izometričnim iztegovanjem kolena:

- pri kotih 30°, 45° ter 60°,
- pri zunanji rotaciji kolka z everzijo stopala glede na izteg brez rotacije kolka,
- z in brez hkratne dorzalne fleksije stopala,
- z in brez uporabe Jendrasikovega menevra.

### **4.0 HIPOTEZE**

Med največjim hotenim izometričnim iztegovanjem kolena:

H 1 – Aktivacija posameznih glav KF (VM in VL) pri kotih 15°, 60° in 90° se ne razlikuje statistično značilno.

H 2 – Aktivacija posameznih glav KF (VM in VL) z in brez zunanje rotacije kolka se ne razlikuje statistično značilno.

H 3 – Aktivacija posameznih glav KF (VM in VL) z in brez hkratne dorsalne fleksije stopala se ne razlikuje statistično značilno.

H 4 – Aktivacija posameznih glav KF (VM in VL) z in brez izvajanja Jendrasikovega manevra se ne razlikuje statistično značilno.

## **5.0 METODE DE LA**

### **5.1. VZOREC MERJENCEV**

V vzorec merjencev je bilo vključenih 15 oseb, 14 oseb je bilo moškega spola ena oseba pa ženskega spola. Merjenci so se ali se še vedno ukvarjajo s športom. Starost merjencev je bila od 19 do 30 let, povprečno  $24 \pm 2,5$  let. Merjenci so sodelovali prostovoljno in so podpisali informirano privolitev v skladu s Tokijsko-Helsinško deklaracijo. Vsi merjenci so bili v času meritev zdravi in brez poškodb.

### **5.2. EKSPERIMENTALNI NAČRT**

Merjencem smo najprej določili točke, kamor smo kasneje namestili elektrode za merjenje električne aktivnosti mišic. Elektrode so bile postavljene vzdolž mišice z razmikom med elektrodama 2,5 cm. Namestili smo jih na VL, VM ter BF v skladu s SENIAM priporočili (Hermens idr., 1999), ozemljitvena elektroda je bila postavljena na pogačico. Pred postavljanjem elektrod smo odstranili dlake, odmrle celice kože, maščobo in ostale nanose, ki se naberejo na koži, tako da je bil električni upor med elektrodama manjši od 5 ohmov.

Površinski EMG med največjo izometrično kontrakcijo smo spremljali s pomočjo bipolarnih, samolepilnih elektrod (Ag-AgCl, tipa 0601000402, Contrôle Graphique Medical, Brie-Comte-Robert, France). Električno aktivnost posameznih glav mišice KF smo spremljali z EMG napravo (Biovision, Wahrheim, Nemčija). Zajemanje EMG signalov je bilo opravljeno na mišicah desne noge: BF, VL ter VM.

Kasneje so merjenci izvedli ogrevanje. Splošno ogrevanje je trajalo šest minut. Merjenci so stopali izmenično na lesen zabojnik visok 25 cm (*Slika 18*). Na vsako minuto so merjenci zamenjali nogo. Pri ogrevanju smo uporabljali metronom, ki je merejencu dajal ritem (30 Hz).





*Slika 18: Ogrevanje (stopanje na zabojnik)*

Po ogrevanju smo vsakemu merjencu določili optimalen položaj za merjenje navora za NHK. To smo dosegli tako, da smo os merilne upornice poravnali z osjo kolena. S pasom smo fiksirali kolke. Pomagali smo si tudi s trakom, ki je potekal prek vratu do prsnega koša, s čemer smo preprečili dviganje telesa. Za merjenje sile smo uporabljali izometrično upornico za iztegovanje kolena (lastna konstrukcija), opremljeno s senzorjem za silo (MES, Maribor, Slovenija). Merjenci so po predhodnem ogrevanju opravili 3 ali 4 poizkuse, v katerih so postopno izvedli vedno močnejše kontrakcije. Te so bile izvedene pri *različnih kotih*: 15°, 60° in 90°, *različnih postavitvah dlani* (roke prekrižane/neaktivirane ali s stisnjenimi dlani/roke aktivirane), *različnih položajih gležnja* (plantarna in dorzalna fleksija, everzija, nevtralni položaj), *različnih položajih goleni* (zunanja rotacija)

Po ogrevanju je vsak merjenec opravil 17 največjih izometričnih kontrakcij. Vsak merjenec je najprej opravil NHK pri kotu v kolenu 60° (Slika 20). Sledilo je naključno zaporedje največjih hotenih izometričnih kontrakcij v šestih različnih pogojih:

1. NHK PRI 60, prva meritev
- (naključno zaporedje spodaj naštetih šestih različnih kontrakcij).
2. ob hkratnem izvajanju JM pri 15°.
  3. ob hkratnem izvajanju JM pri 60°.
  4. ob hkratnem izvajanju JM pri 90°.
  5. ob hkratnem izvajanju dorzalne fleksije pri 60°.
  6. ob hkratnem izvajanju plantarne fleksije pri 60°.

7. ob hkratnem izvajanju rotacije goleni in kolka z everzijo gležnja pri 60°.

8. NHK PRI 60, druga meritev

(naključno zaporedje spodaj naštetih šestih različnih kontrakcij).

9. ob hkratnem izvajanju JM pri 15°.

10. ob hkratnem izvajanju JM pri 60°.

11. ob hkratnem izvajanju JM pri 90°.

12. ob hkratnem izvajanju dorzalne fleksije pri 60°.

13. ob hkratnem izvajanju plantarne fleksije pri 60°.

14. ob hkratnem izvajanju rotacije goleni in kolka z everzijo gležnja pri 60°.

15. NHK za biceps femoris, prva kontrakcija.

16. NHK za biceps femoris, prva kontrakcija.

17. NHK PRI 60, tretja meritev.

Zaporedje naštetih kontrakcij je bilo za vsakega merjenca posebej naključno določeno. Naprej so merjenci opravili drugo serijo NHK-ja pri 60° ter zgoraj napisano naključno zaporedje šestih kontrakcij. Na koncu druge serije smo opravili merjenje dveh največjih izometričnih kontrakcij BF pri kotu v kolenu 60°. Sledila je tretja serija NHK-ja pri 60°. Med kontrakcijami so imeli merjenci najmanj dve minuti odmora.

Izvedbo JM (*Slika 20*) pri različnih kotih (15°, 60° in 90°) smo opravljali tako, da so imeli merjenci v desni roki dinamometer (Sensy, Jumet, Belgija), s katerim smo spremljali silo stiska in potek te sile v času. Manever se je poizkušal opraviti samo s stiskom mišic upogibalk prstov. V levi roki so imeli merjenci v rokah navadno leseno palico, tako da so sočasno stisnili palico z levo roko in z desno dinamometer. Poleg maksimalnega upogiba prstov so merjenci tudi močno stisnili zobe in napeli trebuh. Navodila so bila, da se maksimalno silo razvije postopoma, v roku dveh sekund. Na znak »napni« so merjenci maksimalno izometrično aktivirali iztegovalke kolena. Po približno dveh do treh sekundah oziroma ko je graf sile prikazoval plato, je merjenec na znak »stisni« močno koaktiviral tudi mišice upogibalk prstov, dlani ter obraza (JM). Na znak spusti so merjenci prenehali z aktivnostjo. Izvedba ostalih modulacij iztega v kolenu sede (dorzi-fleksija, plantarna fleksija, zunanja rotacija goleni in kolka z everzijo stopala) so bila prav tako izvedena pri postopnem naraščanju maksimalne sile in pri znaku »napni – spusti«.



*Slika 19 in 20: Primer največje izometrične kontrakcije iztega v kolenu brez (Slika 20) in z (Slika 21) izvajanjem JM.*

### **5.3 NAČIN ZBIRANJA, OBDELAVE IN ANALIZE PODATKOV**

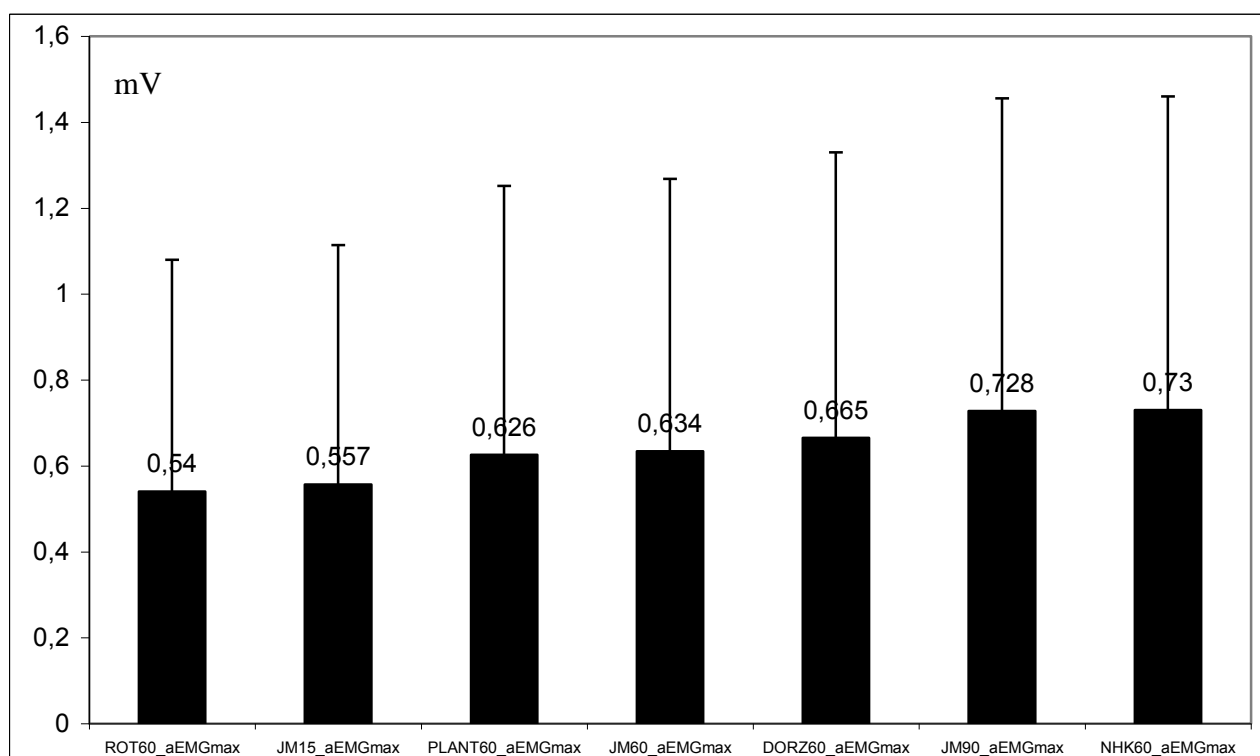
Za zapisovanje in analizo podatkov, to je sile mišic iztegovalk kolena in stiska rok, EMG signale ter signale elektrod, sem uporabili program DasyLab (MCC Products, Norton, ZDA). Najprej smo signale filtrirali s filtrom prepustnim za visoke frekvence (mejna frekvenca 10Hz). Kasneje smo ga obrnili in nato pogladili še s filtrom, prepustnim za nizke frekvence (mejna frekvenca 0,5 Hz). S pomočjo programa DasyLab sem izpisal največje vrednosti amplitude EMG (aEMG) VL in VM pri posameznih kontrakcijah v Excel in jih uredil. Izbral sem večjo od vrednosti aEMG dveh kontrakcij pri JM15, JM60, JM90, ROT60, PLANT60, DORZ60, BIC60 ter največjo od treh vrednosti aEMG pri NHK60. Kasneje sem v programu Excel izračunal povprečje največjih vrednosti aEMG in navorov za vsakega merjenca, posamezno mišico (VL, VM) ter način izvedbe iztegovanja v kolenu (NHK, ROT, DORZ, PLANT, BIC) posebej. Pri računanju razmerja VL–VM sem prav tako izračunal vrednosti aEMG za vsakega merjenca, posamezno mišico ter izvedbo iztegovanja v kolenu posebej. Zbrane podatke sem nato obdelal s statističnim programom SPSS 17.0 za Windows. Izračunal sem parametre osnovne statistike pri različnih načinih iztegovanja v kolenu in opravil analizo variance za ponovljene meritve (Sidak metoda primerjave med skupinami ter LSD metoda primerjave med skupinami), s katerimi sem ugotovil statistične značilnosti razlik največjih vrednosti aEMG VL in VM in navorov KF pri posameznih

vajah in različnih kotih. Statistična pomembnost razlik je bila sprejeta z dvostransko 5-odstotno napako alfa.

## 6.0 REZULTATI

### 6.1. PRIMERJAVA ARITMETIČNIH SREDIN VREDNOSTI aEMG VL in VM PRI RAZLIČNIH POLOŽAJIH IN KOTIH

#### 6.1.1. PRIMERJAVA aEMG VL PRI RAZLIČNIH POLOŽAJIH IN KOTIH



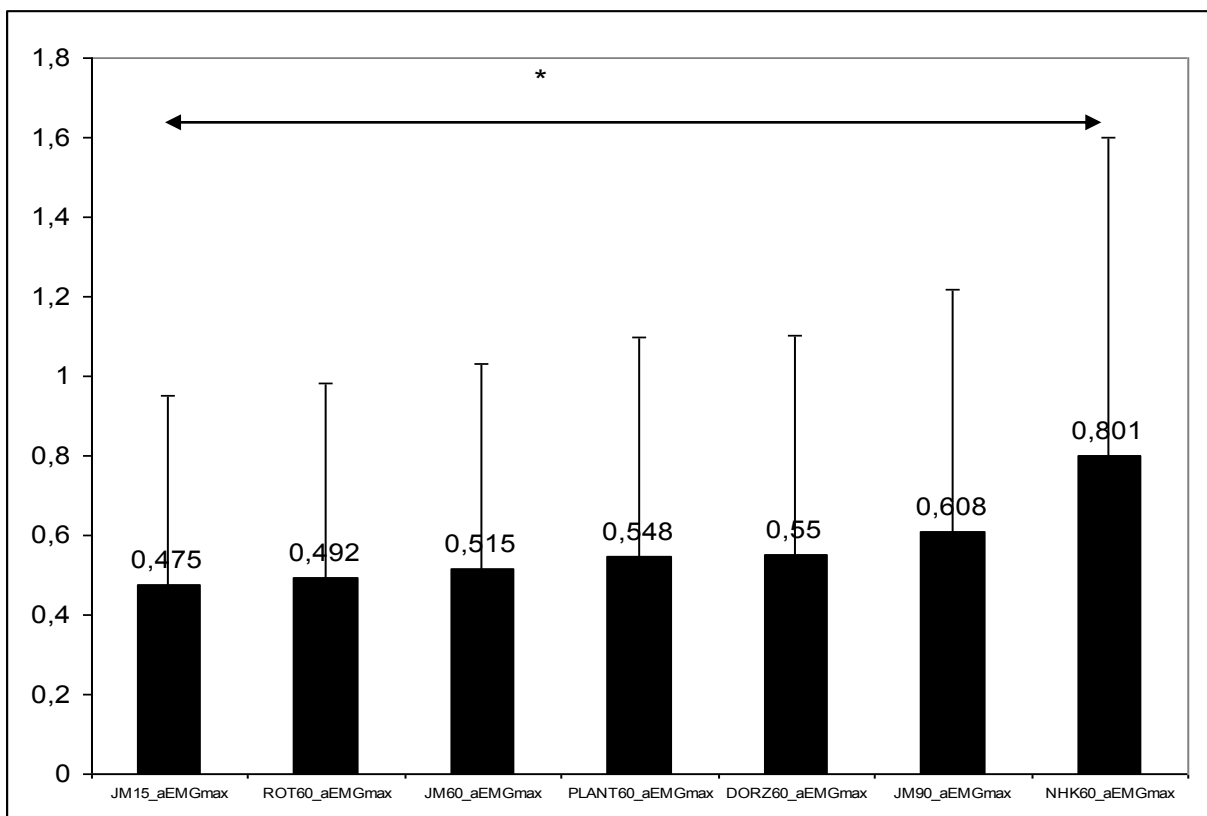
*Slika 21. Povprečje največjih vrednosti in standardnih odklonov aEMG VL pri različnih položajih in kotih.*

**LEGENDA:** *JM15\_Mmax* – povprečje največjih vrednosti navorov pri JM, kot v kolenu 15°; *JM60\_Mmax* - povprečje največjih vrednosti navorov pri JM, kot v kolenu 60°; *JM90\_Mmax* – povprečje največjih vrednosti navorov pri JM, kot v kolenu 90°; *DORZ60\_Mmax* – povprečje največjih vrednosti navorov pri dorzalni fleksiji, kot v kolenu 60°; *PLANT60\_Mmax* – povprečje največjih vrednosti navorov pri plantarni fleksiji, kot v kolenu 60°; *NHK60\_Mmax* – povprečje največjih vrednosti navorov pri NHK, kot v kolenu 60°; *ROT60\_Mmax* – povprečje največjih vrednosti navorov pri rotaciji kolka in goleni z everzijo stopala kot v kolenu kotu 60°; *JM15\_aEMGmax* - povprečje največjih vrednosti aEMG pri JM, kot v kolenu 15°;

**JM60\_aEMGmax** - povprečje največjih vrednosti aEMG pri JM, kot v kolenu 60°;  
**JM90\_aEMGmax** – povprečje največjih vrednosti aEMG pri JM, kot v kolenu 90°;  
**ROT60\_aEMG** - povprečje največjih vrednosti aEMG pri rotaciji kolka in goleni z everzijo stopala, kot v kolenu 60°; **PLANT60\_aEMG** - povprečje največjih vrednosti aEMG pri plantarni fleksiji, kot v kolenu 60°; **DORZ60\_aEMG** - povprečje največjih vrednosti aEMG pri dorzalni fleksiji, kot v kolenu 60°; **NHK60\_aEMGmax** – povprečje največjih vrednosti aEMG pri NHK, kot v kolenu 60°; **BIC60\_aEMG** - povprečje največjih vrednosti aEMG pri upogibu v kolenu, kot v kolenu 60°.

Primerjava VL (Slika 21) pri različnih položajih in kotih nam pokaže, da pri primerjavi različnih skupin ne opazimo statističnih razlik med skupinami (Sidak). Vrednost EMG VL je bila največja pri položaju NHK60, najmanj pa pri ROT60.

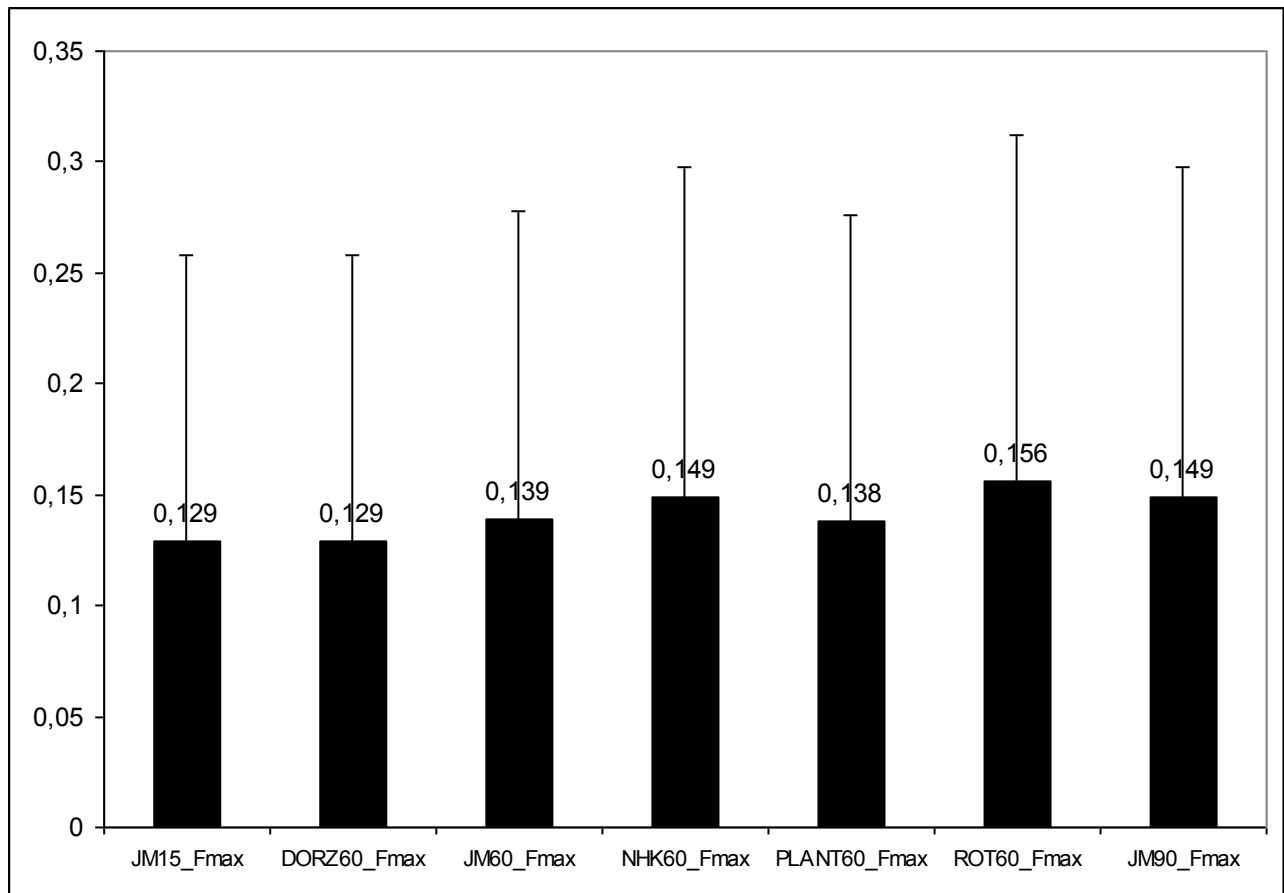
### 6.1.2. PRIMERJAVA aEMG VM PRI RAZLIČNIH POLOŽAJIH IN KOTIH



**Slika 22:** Povprečje največjih vrednosti in standardnih odklonov aEMG VM pri različnih položajih in kotih, ( $P < 0,05$ ). P vrednosti, označene z zvezdico, zaznamujejo statistično pomembne razlike med aEMG vrednostmi.

Malenkost drugačne rezultate najdemo pri VM (*Slika 22*), saj statistične razlike med skupinami obstajajo. Tako opazimo statistično razliko pri primerjavi vrednosti aEMG VM pri načinu izvedbe NHK60 in JM15. Ostale razlike med skupinami se statistično ne razlikujejo.

### 6.1.3. PRIMERJAVA aEMG KOOAKTIVACIJE BF PRI RAZLIČNIH POLOŽAJIH IN KOTIH

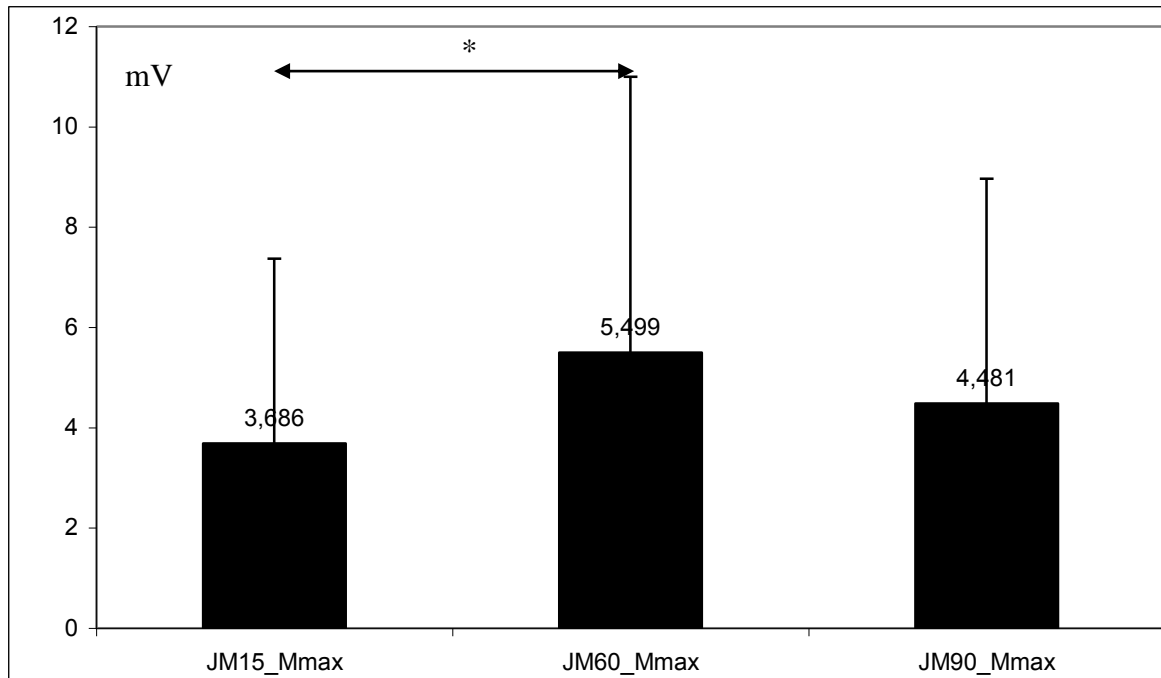


*Slika 23: Povprečje največjih vrednosti in standardnih odklonov aEMG BF pri različnih položajih in kotih.*

Statistično se ne razlikujejo tudi srednje vrednosti pri različnih položajih in kotih BF (*Slika 23*). Ta mišica sicer v pri iztegovanju kolena ne sodeluje kot agonist, skrbi pa za koaktivacijo z namenom povečati togost in stabilnost sklepa.

## 6.2. VPLIV KOTA V KOLENU NA SPREMEMBO aEMG IN NAVORA

### 6.2.1. PRIMERJAVA NAVOROV KF PRI SPREMEMBI V KOTU

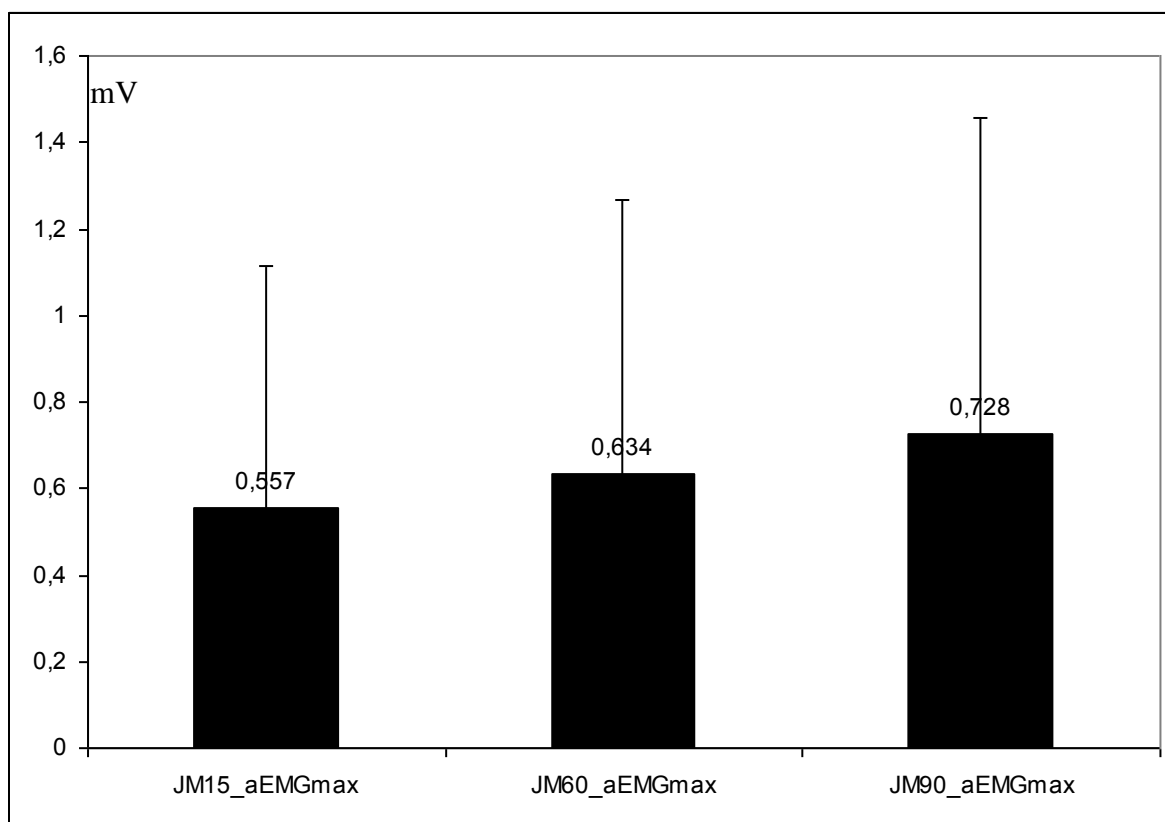


**Slika 24:** Povprečje največjih vrednosti in standardnih odklonov navorov pri različnih kotih (15°, 60°, in 90°) pri izvedbi z JM, ( $P < 0,05$ ). P vrednosti, označene z zvezdico, zaznamujejo statistično pomembne razlike med aEMG vrednostmi.

Največji navor so merjenci razvili pri kotu 60°, nato v kotu 90° ter najmanjši pri kotu 15°. Rezultati so pokazali statistične spremembe med kotoma 60° in 15°, ne pa tudi pri primerjavi med kotoma 60° ter 90° (Slika 24).



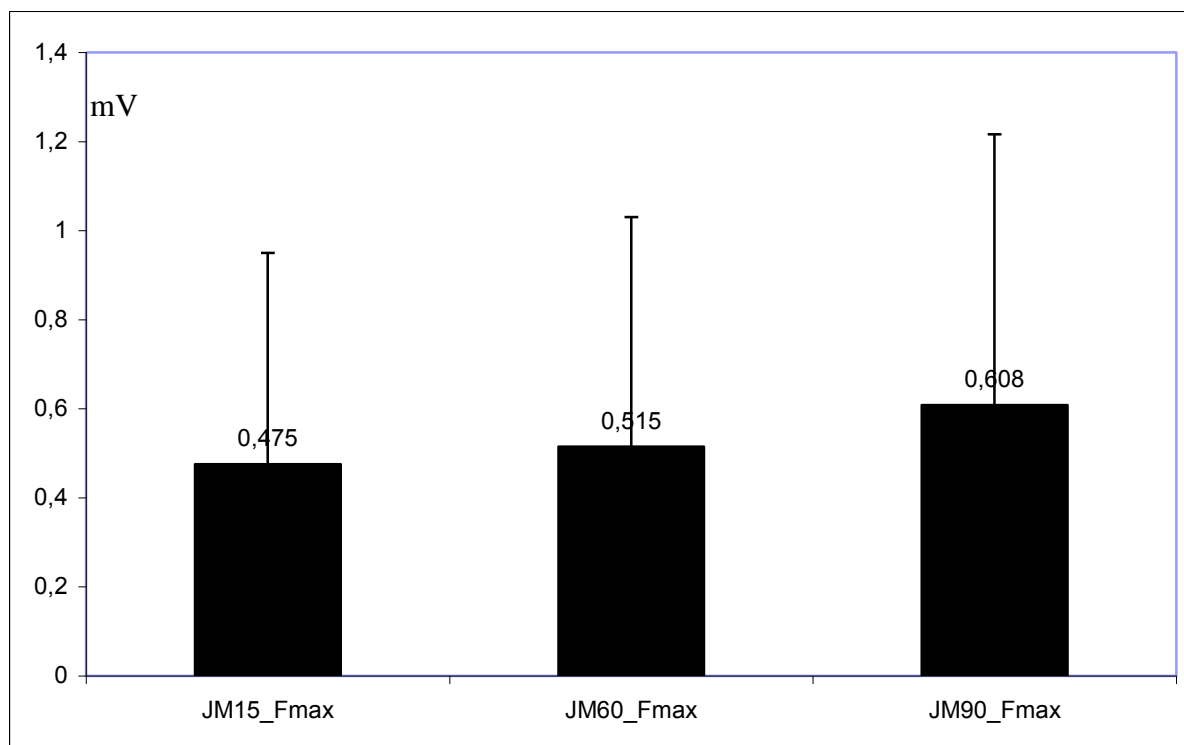
## 6.2.2. PRIMERJAVA aEMG VL PRI SPREMEMBI V KOTU



*Slika 25: Povprečje največjih vrednosti in standardnih odklonov aEMG VL pri spremembi v kotu (15°, 60°, in 90°) z izvedbo JM.*

Rezultati vrednosti aEMG VL (*Slika 25*) pri različnih kotih v kolenu (15°, 60°, 90°) so pokazali, da s povečevanjem kota v kolenu prihaja do večjih vrednosti aEMG VL, vendar razlike niso statistično značilne.

## 6.2.2. PRIMERJAVA aEMG VM PRI SPREMEMBI V KOTU



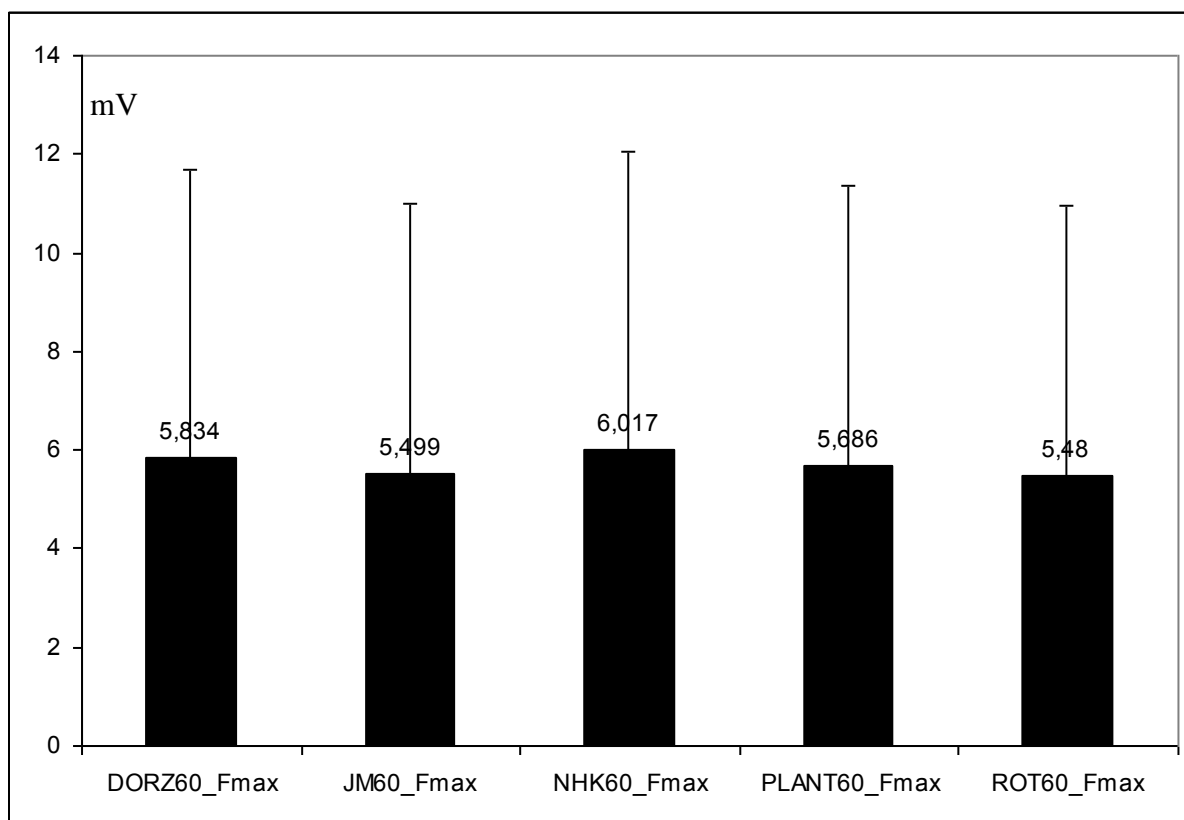
**Slika 26:** Povprečje največjih vrednosti in standardnih odklonov aEMG VM pri spremembi v kotu (15°, 60°, in 90°) z izvedbo JM.

Podobne rezultate kot pri VL (Slika 25) opazimo tudi pri VM (Slika 26) saj aEMG narašča s povečevanjem kota v kolenu. Razlike niso statistično značilne.

### 6.3. VPLIV POLOŽAJA GLEŽNJA, GOLENI, KOLKA TER JM NA SPREMEMBO NAVORA

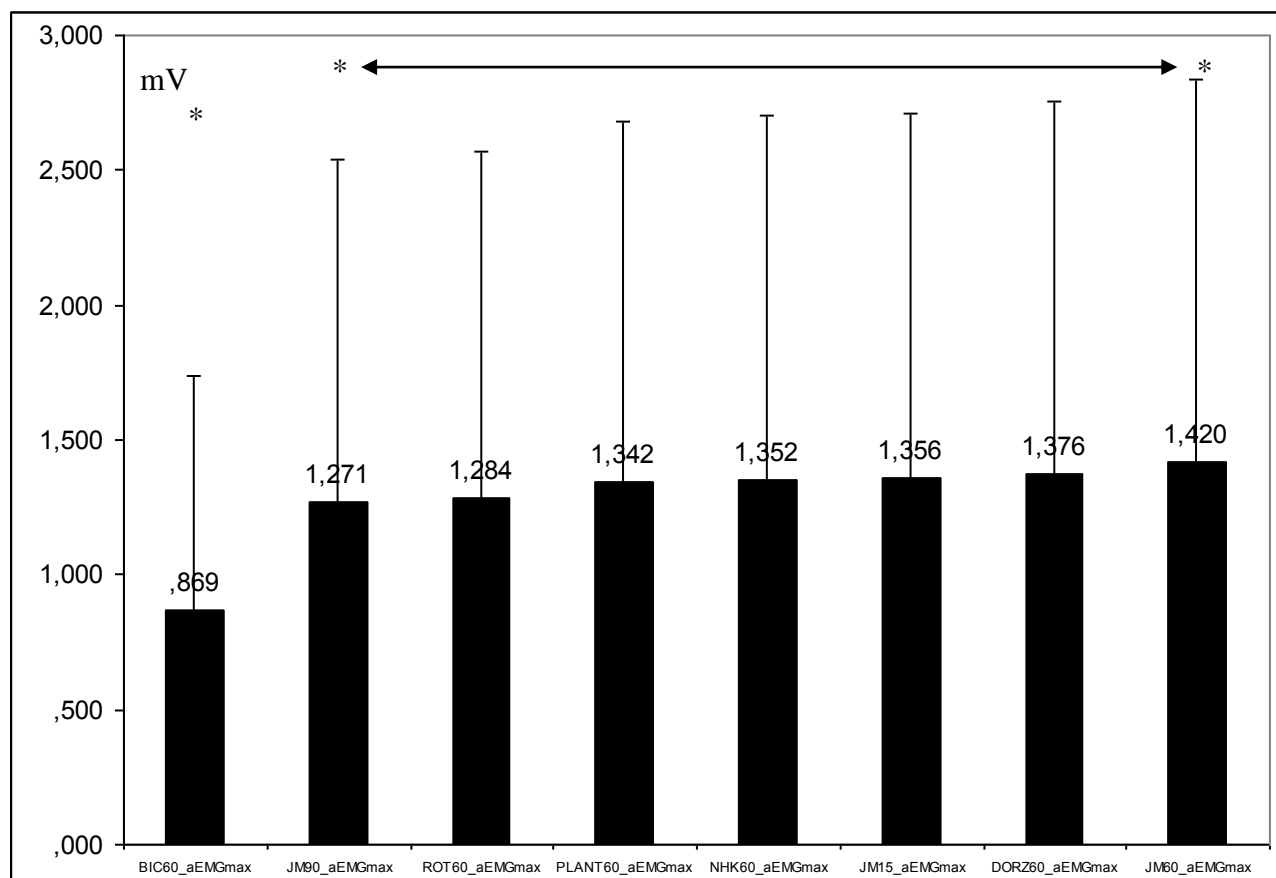
Opazovali smo tudi morebitne razlike med položajem gležnja (everzija, dorzifleksija, plantarna fleksija ter nevtralni položaj), zunanjo rotacijo goleni in kolka ter med vplivom JM na spremembo navora KF pri kotu 60°.

Največje povprečne vrednosti navorov (Slika 27) so merjenci razvili pri položaju NHK60, kjer ni bilo kontrakcije mišic goleni. Sledil je razvoj sile pri DORZ60, kasneje pri PLANT60, pri JM60 ter na koncu pri ROT60. Vrednosti se statistično ne razlikujejo (Sidak).



*Slika 27: Povprečje navorov največjih vrednosti in standardnih odklonov pri vplivu položaja gležnja, stopala, goleni in kolka in JM na spremembo navora pri 60°*

## 6.4. RAZMERJE aEMG VL – VM PRI RAZLIČNIH POLOŽAJIH IN KOTIH



**Slika 28:** Povprečje največjih vrednosti in standardnih odklonov aEMG razmerja VL – VM pri različnih položajih in kotih. P vrednosti, označene z zvezdico, zaznamujejo statistično pomembne razlike med navori ( $P < 0,05$ ).

Zanimiva je bila primerjava razmerja VL – VM (Slika 28). Pri vseh gibanjih iztega v kolenu sede je bila večja vrednost aEMG v korist VL. Vrednost aEMG VL je bila največja (ali razmerje najmanjše) pri JM60. Sledi gib DOR60, JM15, JM60, PLANT60, ROT60. Pri iztegu v kolenu je bila vrednosti aEMG VL najnižja pri izvedbi JM90. Še večji aEMG VM je bil pri upogibu v kolenu pri 60°, kjer je bilo razmerje obeh mišic tudi najvišje.

Statistične razlike srednjih vrednosti (LSD) so pokazale, da so spremembe statistično različne pri JM60, DORZ60, JM15, NHK60, PLANT60 in ROT60 v primerjavi z BIC60. Statistične razlike obstajajo tudi med JM60 in JM90 (LSD).

## 7.0 RAZPRAVA

Naloga je dala naslednje rezultate:

- aEMG mišic iztegovalk kolena (VL, VM) ter koaktivacija BF se pri kotih  $15^\circ$ ,  $60^\circ$  in  $90^\circ$  ne razlikuje statistično značilno.
- aEMG mišic iztegovalk kolena (VL, VM) z in brez zunanje rotacije kolka se ne razlikuje statistično značilno.
- aEMG mišic iztegovalk kolena (VL, VM) z in brez hkratne dorsalne fleksije stopala se ne razlikuje statistično značilno.
- aEMG mišic iztegovalk kolena (VL, VM) z in brez uporabe JM se ne razlikuje statistično značilno.

V nalogi sem izmeril, da je bil največji navor KF izmerjen pri kotu v kolenu  $60^\circ$  in se je pri iztegovanju ( $15^\circ$ ) ter upogibanju v kolenu ( $90^\circ$ ) zmanjševal (*Slika 24*). Razlike med kotoma  $60^\circ$  (5,499) in  $90^\circ$  (4,481) se niso statistično razlikovale, med kotoma  $90^\circ$  in  $15^\circ$  (3,686) pa so bile razlike statistično značilne. Podobne rezultate so dobili tudi drugi avtorji (Pincivero, 2004; Lindahl in sod., 1969; Murray in sod., 1977; Lindh, 1979; Brownstein in sod., 1985; van Eijden in sod., 1987; Ng in sod., 1994; Weir in sod., 1996; Zabik in Dawson, 1996; Suter in Herzog; 1997; Welsch in sod., 1998; Becker in Awiszus, 2001; Chan in sod., 2001; Hisaeda in sod., 2001; Newman in sod., 2003; Babault, 2003).

Pri opazovanju vrednosti aEMG posameznih mišic KF, torej VL in VM (*Slika 25 in Slika 26*), smo prišli do drugačnih rezultatov. Rezultati kažejo, da pri povečevanju kota v kolenu sicer prihaja do povečanja vrednosti aEMG VL in VM, toda razlike niso statistično značilne. Da se vrednost EMG VM veča s povečevanjem kota v kolenu, pa sta ugotovila Pincivero (2004) ter Brownstein (1985). Rezultati se skladajo z rezultati študij Zabika in Dawsona (1996), ki nista odkrila statističnih sprememb srednjih vrednosti EMG VM in VL pri različnih kotih. Vpliv kota na vrednosti EMG VL sta spremljala Suter in Herzog (1997). Podobno kot v tem delu, sta tudi ona našla največjo aktivnost te mišice pri kotu  $90^\circ$  fleksije v kolenu, vendar se srednje vrednosti med koti  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$  in  $90^\circ$  niso statistično razlikovale.

Glede na to, da je bil največji navor izmerjen pri kotu  $60^\circ$  (vrednosti aEMG VL ter VM pa se povečujejo z večanjem kota v kolenu), je možno, da se razlaga skriva v rekrutaciji KF. Pincivero

(2004) je namreč ugotovil, da je bila vrednost rekrutacije VL in VM največja pri kotu 90° v primerjavi z manjšimi koti. Avtor pojasnjuje, da ni naravno za KF razvijanje navora največjih vrednostih pri bolj iztegnjenem kolenu v primerjavi z večino dnevnih opravil in navad (primer: vstajanje iz stola).

V delu sem opazil, da so povprečne vrednosti aEMG VL pri kotih 15°, 60° in 90° večje kot pri VM. Rezultati sovpadajo z drugimi študijami (Pincivero 2004; Pincivero 2008; Stensdotter in sod., 2003).

Primerjava aEMG VM in VL je pokazala (*Slika 27*), da se iztegovanje kolena pri zunanji rotaciji kolka z hkratno everzijo stopala (ROT60) ne razlikuje statistično značilno pri primerjavi z nevtralnno postavljenim stopalom (NHK60). Rezultati so sicer pokazali, da pri iztegovanju kolena pri 60° brez aktiviranih mišic goleni (NHK60) pride celo do večje vrednosti EMG tako VL kot VM, ki pa niso statistično značilne (*Slika 21*, *Slika 22*). Pri VL je bila vrednost aEMG ROT60 0,54 mV, pri NHK60 pa 0,73 mV. Zanimivo je, da je aEMG VM v primerjavi z VL celo zmanjšal: 0,492 mV za ROT60 in 0,801 mV pri NHK60. Tako se postavlja vprašanje o smiselnosti vadbe iztegovanja v kolenu z zunanjo rotacijo kolka in goleni z namenom selektivne vadbe za VM. Do podobnih rezultatov je prišel Mirzabeigi s sodelavci (1999), ki pri iztegovanju v kolenu ni odkril pomembnejših razlik v razmerju EMG VL – VM. Podobno je pri vajah z izrazito zunanjo rotacijo goleni prišlo do povečanja EMG VL. Do drugačnih rezultatov sta prišla Hanten in Schukthies (1990), ki sta s povečano rotacijo goleni in kolka opazila povečano aktivacijo VM. Sousa in Macedo (2010) navajata, da naj bi na povečan vpliv EMG VL in VM lahko vplival kot v kolenu, saj sta pri kotu 90° opazila povečano aktivnost EMG VL in VM. Domnevo o povečani vrednosti EMG VL in VM pri povečevanju kota v kolenu so potrdili tudi Engle (1987) ter O'Sullivan in Popelas (2005).

Primerjava aEMG VL in VM z dorzalno fleksijo stopala (DORZ60) in pri nevtralnno postavljenim stopalom (NHK60) pri kotu 60° (*Slika 27*) ni pokazala statističnih razlik. Vrednost aEMG VM pri DORZ60 je bila 0,55 mV, pri NHK60 pa 0,801 mV (*Slika 22*). Podobni rezultati so bili tudi pri VL (*Slika 23*). Vrednost aEMG VL pri ROT60 je bila 0,665 mV, pri NHK60 pa 0,73 mV. Rezultati se ne skladajo z ugotovitvami Gougha in Ladleya (1971) ter Teppermana (1986), ki so ugotovili, da je aktivacija VL in VM največja, ko je položaj stopala v dorzifleksiji. Zelo podobne rezultate vrednosti aEMG (VM 0,548 mV, VL pa 0,626 mV) sem dobil tudi pri iztegovanju v kolenu v plantarni fleksiji (PLANT60) pri kotu 60°.

Razlike aEMG VL in VM z uporabo (JM60) in brez uporabe JM (NHK60) niso bile statistično značilne (*Slika 21, Slika 22*). Vrednost aEMG VL pri JM60 je bila 0,634 mV, pri NHK60 pa 0,73 mV (*Slika 21*). Podobni rezultati so bili tudi pri opazovanju aEMG VM. Vrednost aEMG VM pri JM60 je bila 0,515 mV, pri NHK60 pa 0,801 mV (*Slika 22*). Rezultati povprečij največjih vrednosti in standardnih odklonov aEMG VM in VL pri različnih položajih in kotih so pokazali večjo vrednost aEMG pri NHK, torej brez dodane aktivacije mišic trupa, obraznih mišic, prstov, dlani kot pri JM60 (0,634 pri VL in 0,515 pri VM). Rezultati se deloma ujemajo s študijo Ebbena, Leigha in Geiserja (2008), ki niso našli statističnih razlik pri iztegovanju v kolenu pri stiskanju prstov in dlani. Podobne rezultate je dobila tudi Cherry (2010). Pri aktivaciji distalnih mišic dlani so bile roke prekrižane na prsih, merjenci pa so imeli v vsaki roki ročni dinamometer, ki so ga med izvedbo iztega v kolenu močno stisnili. Rezultate je primerjala z iztegom v kolenu, pri čemer distalne mišice dlani niso bile aktivirane (roke prekrižane, dlani in prsti neaktivni). Rezultati so se poslabšali, ko so imeli merjenci aktivirane distalne mišice rok. Drugačne rezultate je dobil Stumbo (2001), ki je s pomočjo izokinetične merilne naprave meril vpliv distalnih mišic rok merjencev. Primerjal je navor v kolenu z močnim prijemom ob strani stola ter navor pri iztegu v kolenu, pri čemer so roke prekrižane. Rezultati so pokazali, da se je vrednost EMG, kadar so imeli merjenci močno stisnjene roke, povečala za 8,4 % pri moških, medtem ko pri ženskah ni bilo razlik. Povečanje navora (10-odstotno povečanje) pri iztegovanju v kolenu s sočasnim stiskom zob je pri že prej omenjeni študiji opazil tudi Ebben (2008). Pri naslednji variaciji iztegovanja v kolenu sede (sočasen stisk obeh rok, stisk zob, uporaba Valsalva manevra) je opazil povečan navor (14,8 %) glede na navaden izteg v kolenu brez aktivacije drugih mišic. Uršič (2010) je opazoval, če prihaja do razlik v amplitudi refleksa H mišice soleus med fazo naraščanja sile mišic rok in fazo ohranjanja sile na konstantni vrednosti pri H refleksu. Opazil je povečano vzdraženost sklada alfa gibalnih nevronov med prirastkom sile, ne pa tudi pri njenem vzdrževanju.

Zanimiva je bila primerjava vrednosti navorov KF pri spreminjanju položaja gležnja (everzija, dorzifleksija, plantarna fleksija ter nevtrarno), goleni (zunanja rotacija) in kolka pri ali brez vpliva JM pri kotu 60° (*Slika 27*). Merjenci so največji navor razvili pri položaju NHK60, kjer ni bilo kontrakcije mišic goleni. Sledil je razvoj sile pri DORZ60, kasneje pri PLANT60, pri JM60 ter na koncu pri ROT60. Vrednosti navorov se tudi tu statistično ne razlikujejo (Sidak). Rezultati so presenetljivi. Predvideval sem, da bo največji navor pri JM60. Logično, več aktiviranih mišičnih skupin naj bi dvignilo vzdraženost mišic KF, kar naj bi se rezultiralo v večjem navoru. Razlogi za tak rezultat bi lahko bili različni. Eden od možnih razlogov bi lahko bil, ker

dinamometer v upornici meri silo samo v vertikalni smeri y. Možnost je, da so merjenci zaradi koncentracije na sočasen stisk rok in produkcijo največje možne sile začeli razvijati silo tudi v horizontalni smeri x, ki pa ni bila izmerjena.

Primerjal sem tudi povprečno velikost aEMG razmerja VL – VM pri različnih položajih (Slika 28). Pri vseh gibanjih iztega v kolenu sede je bila večja vrednost aEMG VL, kar nam pove, da je omenjena mišica bolj aktivna pri iztegovanju v kolenu sede. Vrednost aEMG VM je bila večja le ob spremljanju koaktivacije pri upogibu v kolenu pri kotu 60°. Vrednost aEMG VL je bila največja (ali razmerje najmanjše) pri JM60. Sledijo vrednosti aEMG iztega v kolenu z dorzalno fleksijo (DORZ60), JM pri 15° (JM15), plantarno fleksijo pri 60° (PLANT60), rotacijo kolka in goleni z everzijo stopala (ROT60) in JM pri 15° (JM15). Statistične razlike srednjih vrednosti (LSD) so pokazale, da so spremembe statistično značilne pri JM60, DORZ60, JM15, NHK60, PLANT60 in ROT60 v primerjavi z BIC60. Statistične razlike obstajajo tudi med JM60 in JM90 (LSD).

Rezultati diplomske naloge so namenjeni razjasnitvi, kako skozi različne načine postavitve kolka, stopala, aktiviranjem mišic trupa, goleni in celo obraznih mišic lahko vplivamo na aktivacijo posameznih mišic KF. Pri pojavu bolečine v predelu pogačice je eden od vadbenih ciljev med drugim tudi krepitev VM. Trenerji tako uporabljajo vrsto vaj za krepitev te mišice. Dobro poznavanje posameznih mišic KF je sicer danes v športu izjemnega pomena. V športu se uporabljajo skoki, udarci, spremembe hitrosti, pri katerih te mišice igrajo ključno vlogo. S tem diplomskim delom bi trenerji lahko lažje ocenili smisel nekaterih vaj v treningih ter njihovo uporabnost.



## 8.0 SKLEP

Iztegovanje v kolenu je gib, ki se uporablja tako v večini športnih panog, kakor tudi pri vsakodnevnih opravilih. Moč mišic KF je eden od pomembnejših dejavnikov, ki omogoča uspešno delovanje omenjenega giba. Pri izoliranem treningu moči KF je najbolj učinkovita in najpogosteje uporabljena vaja iztegovanje v kolenu sede. Izvedba vaje v izotoničnem trenažerju je sicer preprosta, vendar se pogosto pojavljajo vprašanja o smiselnosti in domnevnih prednostih modulacij izvedbe vaje. Med mnoge modulacije iztega v kolenu štejemo tudi hkratno rotacijo kolka in goleni z everzijo stopala, plantarno in dorzalno fleksijo stopala, spremembo v kotih ter uporabo JM itd. Naštete modulacije trenerji, strokovnjaki in tudi rekreativni športniki uporabljajo z različnimi nameni. Mnogi športniki prisegajo, da pri merjenju 1RM (enkratni največji dvig bremena) večjo moč mišic KF razvijejo s pomočjo JM. Različni terapevti svetujejo pacientom s PFPS, naj v večji meri uporabljajo vaje z zunanjo rotacijo kolka in goleni, z namenom okepiti VM. Znana je tudi teza, da naj bi bil VM najbolj aktiven pri manjših kotih v kolenu, zato naj bi bilo iztegovanje v kolenu sede skozi polno amplitudo kota v koleno nepotrebno. Da bi dobili odgovore na ta vprašanja, je bilo potrebno izvesti meritve, pri katerih smo opazovali spremembo vrednosti aEMG VL, VM ter BF, pri katerem smo spremljali koaktivacijo pri iztegu v kolenu.

Predmet te naloge je bil proučevanje vrednosti aEMG mišic VL in VM pri iztegovanju kolena sede, problem pa je bil primerjati velikost vrednosti aEMG opazovanih mišic (VL, VM, BF) pri največjem izometričnem iztegovanju kolena sede pri različnih položajih.

Pri meritvah je sodelovalo 15 oseb, 14 oseb je bilo moškega spola, ena pa ženskega spola. Merjenci so izvajali največja izometrična naprežanja v trenažerju pri treh različnih kotih v kolenu (15°, 60° in 90°) pri različno postavljenem gležnju, goleni, kolku ter pri uporabi JM. Ugotavljanje razlik aEMG in navorov pri opazovanih mišicah sem opravil s pomočjo analize variance za ponovljene meritve (Sidak metoda primerjave med skupinami, LSD metoda primerjave med skupinami).

Največji navor KF bil pri kotu 60°. Za take rezultate poskrbi mehanika gibanja oziroma različne ročice mišic v posameznem položaju. Obratno je bilo pri opazovanju vrednosti aEMG posameznih mišic KF, torej pri VL in VM. Tu so se vrednosti aEMG večale s povečevanjem kota v kolenu.

aEMG vrednosti VL in VM se niso statistično razlikovale pri različno postavljenem gležnju, goleni in kolku (nevtralni položaj, položaj dorzifleksije, plantarne fleksije ter zunanje rotacije goleni in kolka) ter pri vplivu JM pri kotu 60°. Zanimivo, največje aEMG vrednosti so bile pri nevtralnno postavljenem stopalu tako pri KF kot pri opazovanju mišic VL in VM.

Spremljali smo tudi aEMG vrednosti BF, ki je sodelovala pri koaktivaciji. Opazili nismo statističnih sprememb pri kotih 15°, 60° ter 90°.

V delu sem tudi primerjal povprečno velikost razmerja aEMG VL – VM pri različnih položajih. Pri vseh gibanjih iztega v kolenu sede je bila večja aEMG vrednost v korist VL, kar nam pove, da je omenjena mišica bolj aktivna pri iztegovanju v kolenu sede. Vrednost aEMG VM je bila večja le ob spremljanju koaktivacije pri upogibu v kolenu pri kotu 60°.

V nalogi so bile sprejete hipoteze, ki so predvidevale, da se pri vseh načinih iztegovanja v kolenu sede vrednosti aEMG VL in VM ne bodo statistično razlikovale.

Naloga torej ni pokazala statističnih razlik pri primerjavi vrednosti aEMG VL, VM ter BF glede na kot v kolenu. Prav tako nismo opazili statistične razlike vrednosti aEMG VL in VM pri različno postavljenem gležnju, gležnju in kolku. Opazili smo večjo aktivnost aEMG VL pri razmerju VL – VM.

## 9.0 LITERATURA:

Alkner, B., A., Tesch, P., A., Berg, H., E., Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press, *Med Sci Sports Exerc.* 2000 Feb;32(2):459-463.

Amiridis, I.G., Martin, A., Morlon, B., Martin, L., Cometti, G., Pousson, M. in van Hoecke, J., (1996). Co-activation and tension-regulating phenomena during isokinetic knee extension in sedentary and highly skilled humans. *European Journal of Applied Physiology* 73, 149-156.

Arendt-Nielsen, L., Gantchev, N., Sinkjær, T., 1992. the influence of muscle length on muscle fibre conduction velocity and development of muscle fatigue. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 85, 166-172.

Babault, N., Pousson, M., Michaut, A., Van Hoecke, J., 2003. Effect of quadriceps femoris muscle length on neutral activation during isometric and concentric contractions. *Journal of Applied Physiology* 94, 983-990.

Bárány, M. (1967) ATPase activity of myosin correlated with speed of muscle shortening. *Journal of General Physiology* **50**, 197-218.

Becker, R., Awiszus, F., 2001. Physiological alterations of maximal voluntary quadriceps activation by changes of knee joint angle. *Muscle and nerve* 24, 667-672.

Baratta, R., Solomonov, M., Zhou, B., H., Letson, D., Chuinard, R., D'Ambrosia, R., (1987). Muscular Coactivation. The Role of the Antagonist Musculature in Maintaining Knee Stability. *The American Journal of Sports Medicine*, **16**: 113-122.

Bilodeau, M., Schindler-Ivens, S., Williams, D.M., Chandran, R., Sharma, S.S. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003 Feb;13(1): 83-92.

Boucher, J.P., King, M.A., Lefebvre, R., Pepin, A., Quadriceps femoris muscle activity in patellofemoral pain syndrome. *Am J Sports Med.* 1992;20:527-532.

Brownstein, B.A., Lamb, R.L., Mangine, R.E., 1985. Quadriceps torque and intergrated electromyography. *Journal Of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 6, 309-314.

Burke, R.E., Rudomin, P., Zajac, F.E., III. (1970). Catch property in single mammalian motor units. *Science*, 168, 122-124.

Carolan, B., Cafarelli, R., (1992). Adaptations in Coactivation After Isometric resistance Training. *Journal of Applied Physiology*, 73, 911-917.

Chan, A.Y.F., Lee, F.F.F., Wong, P.K., Wong, C.Y.M., Yeung, S.S., 2001. Effects of knee joint angles and fatigue on the neuromuscular control of vastus medialis oblique and vastus lateralis muscle in humans. *European Journal of Applied Physiology* 84, 36-41.

Cherry, E.A., Brown, L.E., Coburn, J.W., Noffal, J. (2010). Effect of remote voluntary contractions on knee extensor torque and rate of velocity development. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24 (9) 2564-2569

DeLee, J., Drez, D.; *Orthopaedic Sports Medicine: Principles And Practice*, Vol.2; W.B. Saunders Company. 1994.

Dervišević, E., Hadžić, V. (2005). *Sport injuries among Slovenian top-level athletes*. V: International Congress on Sports Rehabilitation and Traumatology, April 24th - April 25th 2004. Milano, Italy – Abstract book. The rehabilitation of sports muscle and tendon injuries : abstrac book. [Milano: s.n., 2004], str.100

Dervišević, E., (2008). *Tendiopatije*. Pridobljeno 13.1.2011 iz <http://www.sportsrehabilitation.net/PDF/GRADIVO/Tendinopatije.pdf>

Dimitrijevič, M.R., McKay W. B., Sarjanovič, I., Sherwood, A. M., Svirtlih, L., Vrbova, G., (1992). Co-activation of Ipsi- and Contralateral Muscle Groups During Concraction of Ankle Dorsiflexors. *Ournal of the Neurological Sciences*, 109: 49-55.

Duarte-Cintra, A.I., Furlani, J. Electromyographic study of quadriceps femoris in man. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1981;21(6):539-54.

Ebben, W. P., Flanagan, E. P. in Jensen, R. L. (2008). Jaw clenching results in concurrent activation potentiation during the countermovement jump. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22 (6), 1850-1854.

Ebben, W. P., Leigh, D. H. in Geiser, C. F. (2008). The effect of remote voluntary contractions on knee extensor torque. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 40 (10), 1805-1809

Edman, K.A.P., Reggiani, C. Schiaffino, S. & te Kronnie, G. (1988) Maximum velocity of shortening related to myosin isoform composition in frog skeletal muscle fibres. *Journal of Physiology* **395**, 679-694.

Engle, R. (1987) Dynamic stabilizers of the knee. Part III: facilitation approaches and concepts of anterior knee instabilities. Presenter at the Shoulder and Knee Injury Seminar of Cincinnati Sports Medicine Institute, Cincinnati, OH.

Enoka, R. M. (2002). *Neuromechanics of human movement*. Champaign: Human Kinetics.

Engelhorn, R., (1983). Agonist and Antagonist Muscle EMG Activity Pattern Changes With Skill Acquisition. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, **54**: 315-323

Escamilla, E.F., Fleising, G.S., Zheng, N., Barrentine, S.W., Wilk, K.E., & Andrews, J.R., (1998). Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30, 556-569.

Fitts, R.H. (1992). Substrate Supply and Energy Metabolism During Brief High Intensity Exercise: Importance in Limiting Performance. In: *Perspective in Exercise Science and Sport Medicine. Energy Metabolism in Exercise in Sports*, edited by Lamb, D.R., Gisolfi, C.V., Dohuque, I.A.: Brown in Benchmark, 5:53-99.

Fox, T.A.: Dysplasia of the quadriceps mechanism. *Surg Clin North Am* 55: 199-226, 1975.

Gerdle, B., Henriksson-Larsen, K., Lorentzon, R., Wretling, M.L., Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type, *Acta Physiol Scand* 142 (1991) 465-465.

Gough JV, Ladley G: An investigation into the effectiveness of various forms of quadriceps exercises. *Physiother* 57:356-361, 1971.

Grabiner, M.D., Koh, T., J., Andrish, J.T.,( 1992) Decreased excitation of vastus medialis oblique and vastus lateralis in patello-femoral pain. *Eur J Exp Musculoskel. Res:* 1:33-39.

Grana, W.A., Kriegshauser L.A. (1985): Scientific basis of extensor mechanism disorders. *Clin Sports Med* 4:247-257.

Hanten, W.P., Schukthies, S.S. (1990). Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medialis, oblique and vastus lateralis muscles. *Phys Ther*;70(9):561-5.

Harman, E.A., Fryman, P.N., Clagett, E.R., Kraemer, W.J. (1988). Intra-abdominal and intra-thoracic pressures during liftin and jumping. *Med Sci Sports Exerc.*;20:195-201.

Hasan Z., (1986). Optimized Movement Trajectories and Joint Stiffnes in Unperturbed, Inertially Loaded Movements. *Biological Cybernetics*, 53: 373-382.

Henneman, E., & Mendell, L.M., (1981) *Functional organization of the motoneuron pool and its inputs*. In: *Handbook of Physiology. He Nervous System* (ed. V.B. Brooks), pp.423-507. American Physiological Society, Bethesda.

Henry, J.H. Conservative treatment of patellofemoral subluxation. *Clin Sports Med* 8:261-296, 1989.

Hiroshu, C. Relation between teeth clenching and grip force production characteristic. *Kokubyo gakkai Zasshi*. 2003;70(2):82-8.

Henneman, E., (1957). Relation Between Size of Neurons and Their Susceptibility to Discharge . *Science*, **126**: 1345-1347.

Henneman, E., (1979). Functional Organization of Motoneuron Pools: The Size Principle. V. Asanuma H., in V.J. Wilson, Integration in the Nervous System (str.13-25). Tokyo: Igaku-Shoin.

Herček, U. (2007). Uporaba olimpijskega dviganja uteži pri razvoju moči nogometašev. Diplomsko delo, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.

Herrmens, H.J., Freriks, B. (1999) European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, results of the SENIAM project (CD-rom). Roessingh Research and Development, Enschede

Hill, A.V. (1938) The heat of shortening and the dynamis constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London Series B* **126**, 136-195.

Hisaeda, H.O., Shinohara, M., Kozaki, M., Fukunaga, T., 2001. Effect of local blood circulation and absolute torque on muscle endurance at two different knee-joint angles in humans. *European Journal of Applied Physiology* 86, 17-23.

Horvat, D., (2002). Proprioceptivna vadba Diplomsko delo, Ljubljana: Univerza v Ljubljani; Fakulteta za šport.

Huxley, A.F. (2000). Mechanics and models of the myosin motor. *Philos Trans R Soc London Ser B* 355:433-440.

Hwang, I.-S., Abraham, L., Chou, S-W (2000). The effect of ankle joint position and effort on quadriceps reflex sensitivity. *Clinical Neurophysiology* 111 (2000) 1175-1183.

Jankowska, E. Interneuron relay in spinal pathways from proprioceptors. *Prog Neurobiol.* 1992;38:335-378.

Johnson, M., Polgar, J., Weigthman, D., Appelton, D., 1973. Data on the disturbion of fibre types in thirty-six human muscles – an autopsy study. *J Neurol Sci* 18: 111-129

Karst, G.M., Willet, G.M., (1995). Onset timing of electromyographic activity in the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther* 75: 37-47.

Kilbreath, S.L., in Gandevia, S.C., (1994), Limited independent flexion of the thumb and fingers in human subjects, *Journal of Physiology (London)*, 479, 487-497.

Knutthen, H.G., Kraemer, W.J. (1987) Terminology and measurement in exercise performance. *Journal of Applied Sports Science Research*, 1, 1-10.

Komi, P.V, (2003). Strength and power in sport. *The Encyclopaedia of sports medicine. The Encyclopaedia of sports medicine*

Kong, P.W., van Haselen, J., Revisiting the influence of hip and knee angles on quadriceps excitation measured by surface electromyography. *International SportMed Journal*, Vol.11 No.2, 2010, pp 313-323.

Kornecki, S., (1992). Organized Variability in the Neuromuscular System: A Survey of task-related Adaptions. *Archives Italiennes de Biologie*, 130: 19-66

Latash, M.L. *Control of human movement, human kinematics*, Champaign, 1993: 205-244

Leprade, J., Culham, E., Brouwer, B. Comparison of five isometric exercises in the recruitment of the vastus medialis oblique in persons with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998;27(3):197-204.

Lieb, F.J., Perry, J.: Quadriceps function: An anatomical and mechanical study using amputated limbs. *J Bone Joint Surg* 50A(8): 1535-1548, 1968.

Lieber, R.L. (1992). *Skeletal Muscle Structure and Function*. Baltimore: Williams & Wilkins.

Lindahl, O., Movin, A., Ringqvist, I., 1969. Knee extension: measurement of the isometric force in different position of the knee joint. *Acta Orthopædica Scandinavica* 40, 79-85.



Lindh, M., 1979. Increase of muscle strength from isometric quadriceps exercises at different knee angles. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 11, 33-36.

Minor, S.D. Comparison of vastus medialis oblique Lhys Ther 1991;71;310-20

Mirzabeigi, E., Jordan, C., Gronley, J.K., et al. Isolation of the vastus medialis oblique muscle during exercise. *Am J Sports Med* 1999;27(1):50-53.

Murray, M.P., Baldwin, J.M., Gardner, G.M., Sepic, S.B., Downs, W.J., 1977. Maximum isometric knee flexor and extensor muscle contractions: normal patterns of torque versus time. *Physical Therapy* 57, 637-643.

Newman, S.A., Jones, G., Newham, D.J., 2003. Quadriceps voluntary activation at different joint angles measured by two stimulation techniques. *European Journal of Applied Physiology* 89, 496-499.

Ng, A.V., Agre, J.C., Hanson, P., Harrington, M.S., Nagle, F.J., 1994. Influence of muscle length and force on endurance and pressor responses to isometric exercise. *Journal of Applied Physiology* 76, 2561-2569.

O'Brien, T.D., Reeves N.D., Baltzopoulos, V., Jones, D.A., Maganari, C.N. In vivo measurements of muscle specific tension in adults and children. *Exp Physiol.* 2010 Jan;95(1):202-10

O'Sullivan, S.P., Popelas, C.A. Activation of vastus medialis obliquus among individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Strength Conditioning Res* 2005;19(2):302-4

Pearson, K.G. (1995). Proprioceptive regulation of locomotion. *Current Opinion in Neurobiology*, 5, 786-791.

Person, R.S., (1958). An Electromyographic Investigation on Coordination of the Activity of Antagonist Muscles in Man During development of a Motor Habit. *Pavlov Journal of Higher Nervous Activity*, 8: 13-23.

Pincivero, D.M., Green, R.C., Mark, J.D., Campy, R.M., Gender and muscle difference in EMG amplitude and median frequency, and variability during maximal voluntary contractions of the quadriceps femoris, *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10 (2000) 189–196

Pincivero, D.,M., Salfetnikov, Y., Campy, R.,M., Coelho, A.,J.; Angle- and gender-specific quadriceps femoris muscle recruitment and knee extensor torque. *Journal od Biomechanics* 37 (2004), 1689-1697.

Pincivero, D.M., Campy, R.M., Slafetnikov, Y., Bright, A., Coelho, A.J., Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. *J App Physiol* 90 (2001). 804-810.

Pocock, G, (1963): Electromyographic study of the quadriceps during resistance exercise. *Am phyd Ther Assoc J* 43:427-434.

Rose, C.R., Keen, D.A., Koshland, G.F., in Fuglevanc, A.J. (1999). Coordination of multiple muscle strength, contractile properties, and motor unit firing rates in young and old men. *Muscle & Nerve*, 22, 1094-1103.

Rozman, S. (1999). Aktivacija mišic nog pri počepu. Diplomsko delo, Ljubljana: Univerza v Ljubljani; Fakulteta za šport.

Sandercock, T.G., Heckman, C.J., (1997). Doublet potentiation during eccentric and concentric concrations of cat soleus muscle. *Journal of Applied Physiology*, 82, 1219-1228.

Sanes, J.N., (1987). Proprioceptive afferent information and movement control. In G. Adelman (Ed.), *Encyclopedia of neuroscience* (Vol. II, pp.982-984). Boston: Birkhäuser.

Sczepanski, T.L., Gross, M.T., Duncan, P.W., Chandler, J.M (1991). Effect of contraction type: angular veloctiy, and ar cof motion on VMO:VL EMG ratio. *J Orthop Sports Phys Ther* 14: 256- 262.

Schieber, M.H. (1995). Muscular production of individuated finger movements: The roles of extrinsic finger muscles. *Journal of Neuroscience*, 15, 284-297.

Serrão, F.V., Cabral, C.N., Bezin, F., Cabdolo, C., Monteiro, V. Effect of tibia rotation on the electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis longus muscles during isometric leg press. *Phys Ther Sport* 2005;6(1):15-23.

Signorile, J.F., Kacsik, D., Perry, A., Roberson, B., Williams, R. 1995. The effect of knee and foot position on the electromyographical activity of the super-cial quadriceps. *J Orthop Sport Phys Ther* 1995;22:2±9.

Sousa, A., Macedo, R. Effect of the contraction of medial rotators of the tibia on the electromyographic activity of vastus medialis and vastus lateralis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20 (2010), 967.972.

Stensdotter A.-K.P.W.Hodges, R., Mellor, G., Sundelin, Häger-Ross C. Quadriceps Activation in Closed and in Open Kinetic Chain Exercise. *Med Sci Sports Exec*, Vol. 35, No.12, pp.2043-2047.2003

Strojnik, V., (1989). Taksonomska struktura entitet v prostoru odzivne moči. Doktorat. Fakulteta za šport, Ljubljana.

Strojnik, V. (1997). Spremljanje učinkov vadbe moči – primer iztegovalk nog. *Šport*, 45(4), 37-41.

Strojnik, V. (2007–2009). Vadba za moč in gibljivost [izbrana poglavja]. V *Vadba za moč in gibljivost* (2. modul): zapiski in folije s predavanj pri predmetu Kondicijsko treniranje, smer Športno treniranje. Neobjavljeno delo.

Stumbo, T.A., Merriam, S., Nies, K., Smith, A., Spurgeon, D., Weir, J.P. The effect of hand-grip stabilization on isokinetic torque at the knee. *Journal of Strength and Conditioning Research* 15:372-377, 2001.

Suter, E., Herzog, W., 1997. Extent of muscle inhibition as a function of knee angle. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 7, 123-130.

Sykes, K.; Wong, Y. M. Electrical Activity of Vastus Medialis Oblique Muscle in Straight Leg Raise Exercise with Different Angles of Hip Rotation. 2003; *Physiotherapy* 89, 7, 423-430.

Tepperman, P.S., Mazliah, J., Naumann, S., Delmore, T.: Effect of ankle position on isometric quadriceps strengthening. *Am J Phys Med Rehabil* 58:57-69, 1986.

Travnik, L., Košak, R., Anatomija in biomehanika kolenskega sklepa. Pridobljeno 13.1.11 iz <https://www.mf.uni-lj.si/dokumenti/a8458f5f3fc5406030adc6f4a0a15cdb.pdf>

Uršič, M. Jendrassikov manever. Diplomsko delo, Ljubljana: Univerza v Ljubljani; Fakulteta za šport

Ušaj, A. (2003). Kratek pregled osnov športnega treniranja. (str.119).Univerza v Ljubljani; Ljubljana: Fakulteta za šport. 2003.

Valsalva maneuver. (2009). The Free Dictionary. Pridobljeno 8.1.2011, iz <http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/Valsalva+maneuver>

van EIJDEN, T.M.G.J., Weijs, W.A., Kouqenhoven, E., Verburg, K., 1987. Forces acting on the patella during maximal voluntary contraction of the quadriceps femoris muscle at different knee flexion/extension angles. *Acta Anatomica (Basel)* 129, 310-314.

Voight, M.L., Wieder, D.L., (1991). Comparative reflex response times of vastus medialis obliquus and vastus lateralis in normal subjects and subjects with extensor mechanism dysfunction: an electromyographic study. *Am J Sports Med* 19: 131-136

Weir J.P., McDonough, A.L., Hill, V.J., 1996b. The effects of joint angle on electromyographic indices of fatigue. *European Journal of Applied Physiology*, 73, 387-392.

Weiss, P.L., Kearney, R.E., Hunter, I.W.; Position dependence of stretch reflex dynamics at the humad ankle. *Exp Brain Res*, 1986;63:49-59.

Welsch, M.A., Williams. P.A., Pollock, M.L., Graves, J.E., Foster, D.N., Fulton, M.N., 1998. Quantification of full-range-of motion unilateral and bilateral knee flexion and extension torque ratios. *Archives pf Physical Medicine and Rehabilitation* 79, 971-978.

Wheatley, M., Jahnke, W. Electromyographic study of the superficial thigh and hip muscles in normal individuals. *Arch Phys Med Rehabil*. 1951; 32:508-515.

Zabik, R., Dawson, M.L., 1996. Comparison of force and peak EMG during a maximal voluntary isometric contraction at selected angles in the range of motion for knee extension. *Perceptual and Motor Skills*, 83, 976-878.

Zaffagnini, S., Dejour, D., Arendt, E. (2010) *Pattelofemoral Pain, Instability, and Arthritis: Clinical Presentation, Imaging, and Treatment*; Springer-Verlag Berlin Heidelberg

Zatsiorsky, V.M. in Raitsin L.M. (1973). *Force-Posture relationship in Athletic movements*. V: *Science and Practice of Strength Training* (1995) (srt. 55). Champaign, IL: Human Kinetics

Zatsiorsky, V.M. (1995). *Science and practise of strength training* . United States: Himan Kinetics