Utjecaj aktivne insuficijencije mišića na mišićnu jakost prilikom pregiba potkoljenica

Pentek, Kristina

Master's thesis / Diplomski rad

2020

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Kinesiology / Sveučilište u Zagrebu, Kineziološki fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:117:633412

Rights / Prava: Attribution-NoDerivatives 4.0 International/Imenovanje-Bez prerada 4.0 međunarodna

Download date / Datum preuzimanja: **2024-03-29**

Repository / Repozitorij:

Repository of Faculty of Kinesiology, University of Zagreb - KIFoREP

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
KINEZIOLOŠKI FAKULTET
(studij za stjecanje akademskog naziva:
magistar kineziologije)

Kristina Pentek

UTJECAJ AKTIVNE INSUFICIJENCIJE MIŠIĆA NA MIŠIĆNU JAKOST PRILIKOM PREGIBA POTKOLJENICA

Diplomski rad

Mentor:
doc. dr. sc. Saša Vuk

Zagreb, rujan 2020.

Ovim potpisima se potvrđuje da je ovo završena verzija diplomskog rada koja je obranjena pred Povjerenstvom, s unesenim korekcijama koje je Povjerenstvo zahtijevalo na obrani te da je ova tiskana verzija istovjetna elektroničkoj verziji predanoj u Knjižnici.

Mentor:

_____

doc. dr. sc. Saša Vuk

Student:

_____

Kristina Pentek

UTJECAJ AKTIVNE INSUFICIJENCIJE MIŠIĆA NA MIŠIĆNU JAKOST PRILIKOM PREGIBA POTKOLJENICA

Sažetak

Cilj je ovoga rada istražiti utjecaj aktivne insuficijencije mišića plantarnih fleksora stopala i mišića fleksora koljena na mišićnu jakost prilikom fleksije potkoljenice. Gledao se utjecaj položaja stopala i natkoljenica na mehanički izlaz vršnog momenta sile i relativnog vršnog momenta sile mišića fleksora koljena pri maksimalnoj izvedbi fleksija potkoljenica i električna aktivacija mišića m. gastrocnemiusa, m. bicepsa femorisa i m. semitendinosusa. Uzorak ispitanika obuhvaća 13 studenata integriranog preddiplomskog i diplomskog sveučilišnog studija kineziologije, Kineziološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu (dob = 19,9 ± 1,1 godina; visina = 178,4 ± 5,9 cm; tjelesna masa = 78,2 ± 10,9 kg). Ispitanici su izvodili pregib potkoljenice dominantnom nogom pri kutnoj brzini od 60°/s s naglašenom plantarnom i dorzalnom fleksijom stopala u položaju fleksije i ekstenzije natkoljenica na izokinetičkom dinamometru s postavljenim EMG elektrodama. Statističku obradu podataka utvrdila je univarijatna analiza varijance za ponovljena mjerenja (ANOVA). Rezultati ovoga rada upućuju na postojanje značajne razlike u izlazu sile prilikom pregiba potkoljenice pri kutnoj brzini od 60°/s s različitim položajima stopala i zgloba kuka (fleksija kuka s dorzalnom fleksijom stopala (AS = 163,37; SD = 18,31), fleksija kuka s plantarnom fleksijom stopala (AS = 150,37; SD = 24,51), ekstenzija kuka s dorzalnom fleksijom stopala (AS = 114,19; SD = 14,96), ekstenzija kuka s plantarnom fleksijom stopala (AS = 103,09; SD = 15,88)), dok EMG analiza aktivacije mišića m. lateralnog gastrocnemiusa, m. bicepsa femorisa, i m. semitendinosusa nije pokazala statistički značajnu razliku niti u jednom odnosu položaja stopala i zgloba kuka. Stoga je moguće zaključiti kako aktivna insuficijencija mišića fleksora stopala i ekstenzora kuka, značajno utječe na mišićnu jakost, ali ne i na aktivaciju mišića prilikom fleksije potkoljenice.

Ključne riječi: EMG aktivacija, izokinetika, plantarna fleksija, dorzalna fleksija, položaj zgloba kuka

INFLUENCE OF ACTIVE MUSCLE INSUFFICIENCY ON MUSCLE STRENGTH DURING KNEE FLEXION

Abstract

The aim of this study was to investigate the effect of active insufficiency of plantar flexor muscles and knee flexor muscles on muscle strength during knee flexion. The influence of foot and thigh position on the mechanical output of the peak torque and the relative peak torque of the knee flexor muscles at the maximum performance of lower leg flexion and electrical activation of m. gastrocnemius, m. biceps femoris and m. semitendinosus muscles was observed. The sample was 13 students at the Faculty of Kinesiology, University of Zagreb (age = 19.9 ± 1.1 years; height = 178.4 ± 5.9 cm; body weight = 78.2 ± 10, 9 kg). Subjects performed knee flexion with the dominant leg at an angular velocity of 60°/s with pronounced plantar and dorsal flexion in flexion and extension of hip position on an isokinetic dynamometer with EMG electrodes. Statistical data processing was determined by univariate analysis of variance for repeated measurements (ANOVA). The results of this work indicate that there is a significant difference in the force output when performing knee flexion at angular velocity of 60°/s with different positions of the foot and hip joint (hip flexion with dorsal flexion) (AS = 163.37; SD = 18.31), hip flexion with plantar flexion (AS = 150.37; SD = 24.51), hip extension with dorsal flexion (AS = 114.19; SD = 14.96), hip extension with plantar flexion (AS = 103 , 09; SD = 15,88)), while EMG analysis of muscles activation of m. lateral gastrocnemius, m. biceps femoris, and m. semitendinosus muscles showed no significant difference in any relationship between the position of the foot and the hip joint. Therefore, it can be concluded that active insufficiency of the foot flexor and hip extensor muscles significantly affects muscle strength, but not muscle activation during knee flexion.

Key words: EMG activation, isokinetics, plantar flexion, dorsal flexion, hip joint position

Sadržaj

1. Uvod 6
2. Ciljevi i hipoteze 9
3. Metode istraživanja 10
   3.1. Uzorak ispitanika 10
   3.2. Protokol mjerenja 10
   3.3. Statistička obrada podataka 12
4. Rezultati 14
   4.1. Rezultati testova jakosti 14
   4.2. Rezultati elektromiografije 17
5. Rasprava 21
6. Zaključak 24
7. Literatura 25

1. Uvod

U sportskoj izvedbi ili kroz kondicijsku pripremu, cilj je postići najbolji rezultat pojedinca bez pojave ozljeda. Kako bismo to postigli, nužno je poznavati anatomiju i djelovanje mišića. Često je cilj treninga izolirati pojedini mišić kako bi se popravila nejednakost u jakosti mišića ili radi rehabilitacije i prevencije ozljeda. Međutim, nije moguće izolirati samo jedan mišić bez aktivacije sinergista u tom pokretu. Postoji nekoliko tehnika kojima se naglašava aktivacija jednog mišića ili dijela jednog mišića, primjerice, jednozglobnim pokretima. To smanjuje sudjelovanje sinergista i stabilizatora, usredotočujući se na agoniste.

Posebnu pozornost treba usmjeriti na mišiće nogu koji se svakodnevno koriste prilikom hoda ili sprinta, a naglašeno u određenim sportovima, npr. prilikom udarca po lopti u nogometu. Jedan je od glavnih problema u tom pokretu odnos sile i dužine mišića (Arampatzis i sur., 2006).

Pregledom literature m. gastrocnemius medialis i m. biceps femoris, u izvedbi pregiba potkoljenice s naglašenom dorzalnom ili plantarnom fleksijom stopala s različitim položajima fleksije natkoljenice, prikazuje se smanjeni izlaz vršnog momenta sile. Navedena pojava smanjenja vršnog momenta sile i mišićne napetosti prilikom skraćivanja dvozglobnih mišića naziva se aktivna insuficijencija (Rogers, 2019). Ona se javlja kada se dvozglobni mišić, koji je skraćen u jednom zglobu, pokuša kontrahirati u drugome zglobu. Međutim, zbog zavisnosti sile i duljine mišića u tom položaju mišić doseže kritičnu točku skraćivanja u kojoj se izlazni moment sile ne može povećati iako je mišić potpuno aktivan. Razlog tome je da su sarkomere već skraćene, vlakna miozina privukla su vlakna aktina najviše što su mogla, pa se vlakna miozina nemaju više za što uhvatiti kako bi se mišić još skratio (Schoenfeld, 2002).

Više je primjera aktivne insuficijencije, a jedan od njih je kod mišića fleksora prstiju. Prilikom stiska šake u neutralnoj poziciji ručnog zgloba mišići se aktiviraju, izlaz sile je veliki i šaka se potpuno zatvara. Međutim, kada se stisak šake pokuša izvesti u položaju fleksije ručnog zgloba, mišići su potpuno skraćeni i nije moguće u potpunosti zatvoriti prste u šaci (Kiseljak, Kocijan i Rađenović, 2019). Sljedeći primjer je fleksija lakta u položaju fleksije nadlaktice. U tome položaju moguće je proizvesti osjetno manju silu u mišiću biceps brachii u usporedbi s fleksijom podlaktice s nadlakticom u neutralnom položaju. Razlog tome je polazište mišića s scapule, a hvatište na radiusu. Nadalje, lateralna i medijalna glava mišića triceps brachii imaju polazište s humerusa i izvode ekstenziju lakta. Duga glava ima polazište

sa scapule, a hvatište na podlaktičnoj kosti. Prilikom ekstenzije podlaktice s nadlakticom u neutralnom položaju, više se aktiviraju lateralna i medijalna glava jer je duga glava u aktivnoj insuficijenciji, dok se kod ekstenzije lakta s fleksijom nadlaktice više aktivira duga glava m. triceps brachiia jer se skraćuje smo u jednome zglobu. Još jedan primjer je i izvedba ekstenzije potkoljenice pri fleksiji natkoljenice pomoću m. rectusa femorisa čije je polazište zdjelična kost, a hvatište goljenična kost. U tom je položaju mišić skraćen i ekstenzija koljena ne može se izvesti u punom opsegu pokreta. Ukoliko se smanji fleksija natkoljenice, omogućit će se ekstenzija u koljenom zglobu. Nadalje, mišići stražnje strane natkoljenice (m. semitendinosis, m. semimembranosus i duga glava m. biceps femorisa) jedni su od najčešćih primjera aktivne insuficijencije. Polazišta su im sa sjedne kosti, a hvatište na goljeničnoj kosti, te tako prelaze dva zgloba: zglob kuka i koljeno. Svojom kontrakcijom izvode ekstenziju natkoljenice i fleksiju potkoljenice. No, u položaju ekstenzije natkoljenice fleksija potkoljenice je ograničena. Ukoliko se natkoljenica postavi u neutralan položaj te prema fleksiji, potkoljenicu je moguće flektirati u većem opsegu pokreta, s većom aktivacijom mišića i većim izlazom vršnog momenta sile. I zadnji primjer, mišići potkoljenice, m. gastrocnemius medialis i lateralis, glave m. triceps surae, čija su polazišta na bedrenoj kosti, a hvatišta na petnoj kosti, prelaze koljeno i gležanj. Oni su primarni plantarni fleksori stopala, ali pomažu u izvedbi fleksije potkoljenice. Aktivna insuficijencija nastaje prilikom izvedbe plantarne fleksije s flektiranom potkoljenicom (Schoenfeld, 2002).

Suprotno navedenim primjerima, prilikom maksimalnog izduživanja dvozglobnih mišića u oba zgloba, dolazi do nemogućnosti izvedbe punog opsega pokreta. Ta pojava naziva se pasivna insuficijencija. Primjer je pasivne insuficijencije mišića stražnje strane natkoljenice u položaju maksimalne fleksije natkoljenice kada je potkoljenica u potpunoj ekstenziji. Kada je potkoljenica flektirana, opseg pokreta kod ekstenzije natkoljenice ograničava izduživanje m. rectusa femorisa (Gajdosik, Hallett, i Slaughter, 1994).

Miller i sur. (1997) istražili su utjecaj položaja stopala na EMG aktivaciju mišića i vršni moment sile fleksora i ekstenzora koljena u testu maksimalne jakosti na izokinetičkom aparatu pri dvjema kutnim brzinama samo u položaju fleksije natkoljenice. Najveći je izlaz sile u položaju dorzalne fleksije stopala, dok EMG aktivacija nije pokazala statistički značajnu razliku s obzirom na položaje stopala. Veći vršni moment sile kod pregiba potkoljenice s dorzalnom fleksijom stopala u odnosu na plantarnu, dobili su i Croce i sur. (2000) koji su izvodili zadatak samo u položaju fleksije natkoljenice. Bohannon i sur. (1986) navode kako je vršni moment sile veći u pregibu koljena kod položaja fleksije natkoljenice od 90° nego u položaju fleksije natkoljenice od 135°. Međutim, oni nisu istražili utjecaj položaja

stopala na izlaz sile. Deighan i sur. (2012) istražuju izokinetički pregib potkoljenice na rugby igračima, a rezultati upućuju na to da je veći izlaz sile pri fleksiji natkoljenice. Worrell i sur. (1989) ističu da je, iako je vršni moment sile najveći u poziciji fleksije natkoljenice u odnosu na ekstenziju, bolje provoditi specifično testiranje i rehabilitaciju u položaju ekstenzije radi približavanja mišićne funkcije i odnosa dužine i napetosti mišićnih vlakna sportskoj aktivnosti.

S obzirom da se u dosadašnjim provedenim istraživanjima izvodilo pregib potkoljenice samo u položaju fleksije i ekstenzije natkoljenice, bez određenog položaja stopala ili samo s naglašenom dorzalnom, odnosno plantarnom fleksijom u položaju fleksije natkoljenice, u ovome radu prikazat će se kombinacije svih četiriju položaja. Izvedba pregiba potkoljenice radit će se u položajima fleksije i ekstenzije natkoljenice s naglašenom plantarnom i dorzalnom fleksijom kako bi se istražio položaj u kojem je najveći, odnosno najmanji izlaz vršnog momenta sile.

2. Ciljevi i hipoteze

U ovom istraživanju utvrdit će se utjecaj aktivne insuficijencije mišića plantarnih fleksora stopala i mišića fleksora koljena na mišićnu jakost prilikom fleksije potkoljenice.

Stoga je **primarni cilj** ovog istraživanja, ispitati utjecaj položaja stopala i natkoljenica na mehanički izlaz vršnog momenta sile i relativnog vršnog momenta sile mišića fleksora koljena pri maksimalnoj izvedbi fleksija potkoljenica.

Sekundarni cilj je utvrditi električnu aktivaciju mišića fleksora koljena i plantarnih fleksora stopala tijekom izvedbe fleksija potkoljenica s plantarnom i dorzalnom fleksijom stopala u fleksiji i ekstenziji natkoljenice.

Hipoteze

H_1: najveći mehanički izlaz vršnog momenta sile i relativnog vršnog momenta sile te najveća električna aktivacija mišića, bit će u položaju fleksije natkoljenica i dorzalne fleksije stopala.

H_2: najmanji mehanički izlaz vršnog momenta sile i relativnog vršnog momenta sile te najmanja električna aktivacija mišića, bit će u položaju ekstenzije natkoljenica i plantarne fleksije stopala.

3. Metode istraživanja

3.1. Uzorak ispitanika

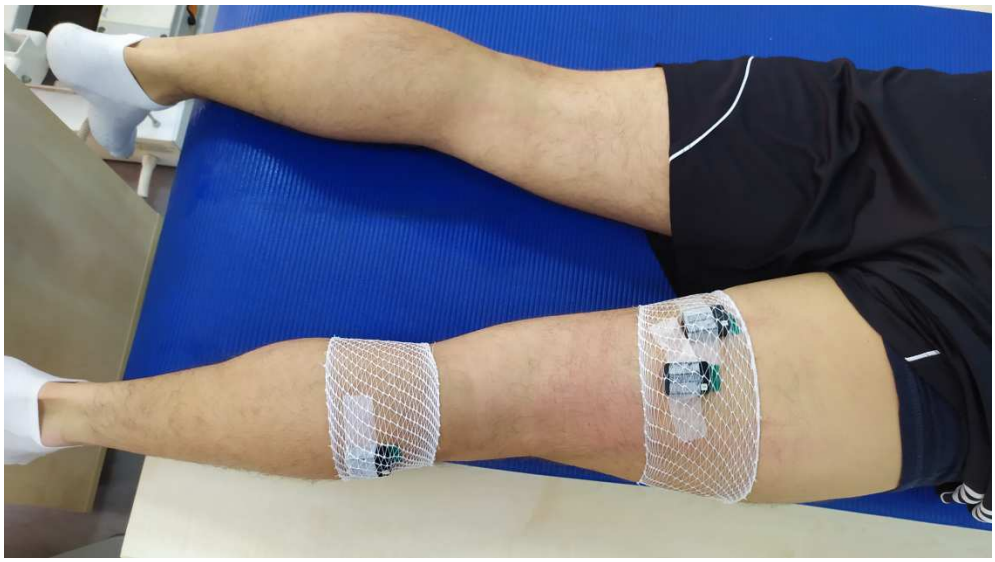
Ispitanici su muškoga spola, studenti integriranog preddiplomskog i diplomskog sveučilišnog studija kineziologije, Kineziološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu (n = 13; dob = 19,9 ± 1,1 godina; visina = 178,4 ± 5,9 cm; tjelesna masa = 78,2 ± 10,9 kg). Imali su najmanje jednogodišnje iskustvo u treningu jakosti i provođenju vježbi s otporima kroz redoviti studijski program.

Ispitanici su upoznati s ciljevima i potencijalnim rizicima istraživanja te su potpisali informirani pristanak za sudjelovanje u eksperimentu. Eksperimentalni postupci ovoga rada odobreni su od strane Etičkog povjerenstva Kineziološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu, te su bili u skladu s Helsinškom deklaracijom. Ispitanici nisu imali povijest ozljeda mišićno-skeletnog sustava unatrag godinu dana niti postojećih mišićno-koštanih poremećaja ili oboljenja.

3.2. Protokol mjerenja

Nakon kratkog informiranja o ciljevima istraživanja i postupku mjerenja, krenulo se s postavljanjem elektroda za EMG koristeći DELSYS® Trigno Wireless EMG System (Massachusetts, USA). Elektrode su postavljene na dominantnu nogu (ona s kojom se udara lopta) na jedan mišić potkoljenice: lateralna glava m. gastrocnemiusa i dva mišića natkoljenice: duga glava m. bicepsa femorisa i m. semitendinosus.

Pozicije elektroda na mišićima utvrđene su prema standardiziranom protokolu (SENIAM, 2019) te su pričvršćene mikroporoznim flasterom i elastičnom sintetskom mrežicom (slika 1).

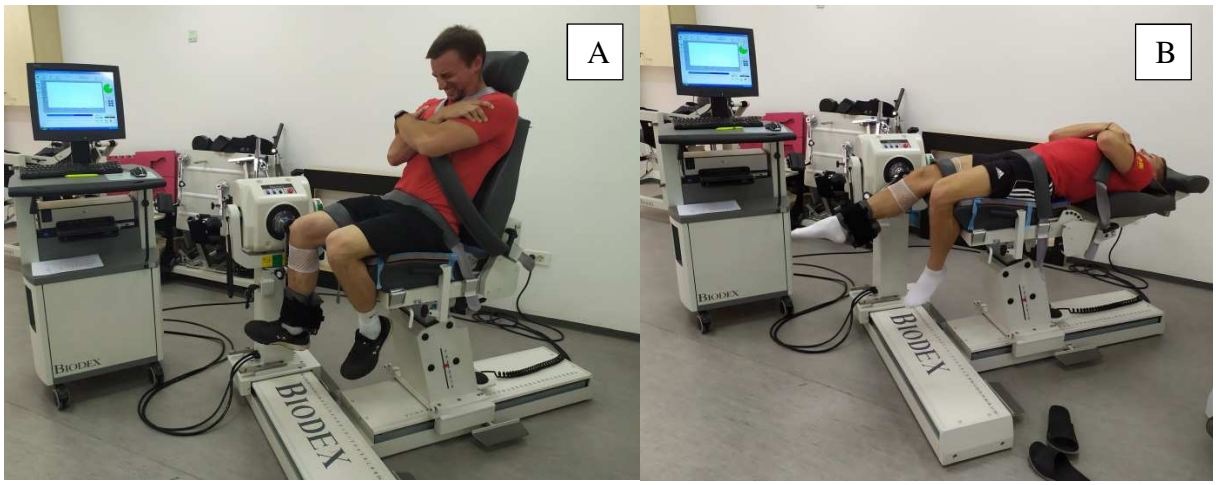


Slika 1. Postavljanje EMG elektroda

Testiranju je prethodilo standardizirano zagrijavanje koje je obuhvaćalo trčanje sa zadacima (niski skip, polu-visoki skip, visoki skip, izbacivanje potkoljenica, zabacivanje potkoljenica) u trajanju od tri minute, nakon čega su ispitanici izveli 10 čučnjeva i po pet iskoraka lijevom i desnom nogom.

Nakon zagrijavanja ispitanici su, radi potrebe normalizacije EMG signala, izveli maksimalne izometričke mišićne akcije u trajanju od pet sekundi za svaki mišić posebno. Za m. gastrocnemius ispitanici su izveli maksimalnu izometričku plantarnu fleksiju stopala uz fleksiju koljena u položaju plantarne fleksije stopala i fleksije koljena od 10°, dok su za mišiće pregibače koljena maksimalne izometričke mišićne akcije izvedene na izokinetičkom dinamometru u poziciji fleksije koljena od 45°.

Ispitanici su izvodili pregib potkoljenice dominantnom nogom pri kutnoj brzini od 60°/s s naglašenom plantarnom i dorzalnom fleksijom stopala u položaju fleksije i ekstenzije natkoljenica na izokinetičkom dinamometru (System 4, Biodex Corporation, Shirley, New York, USA) (slika 2). Redoslijed položaja natkoljenice i stopala bio je nasumičan za svakog ispitanika kako on ne bi utjecao na rezultate. Prije mjerenja triju maksimalnih ponavljanja svakog uvjeta, ispitanici su izveli po dva probna submaksimalna ponavljanja. Između svakog uvjeta bila je pauza od 45 sekundi.

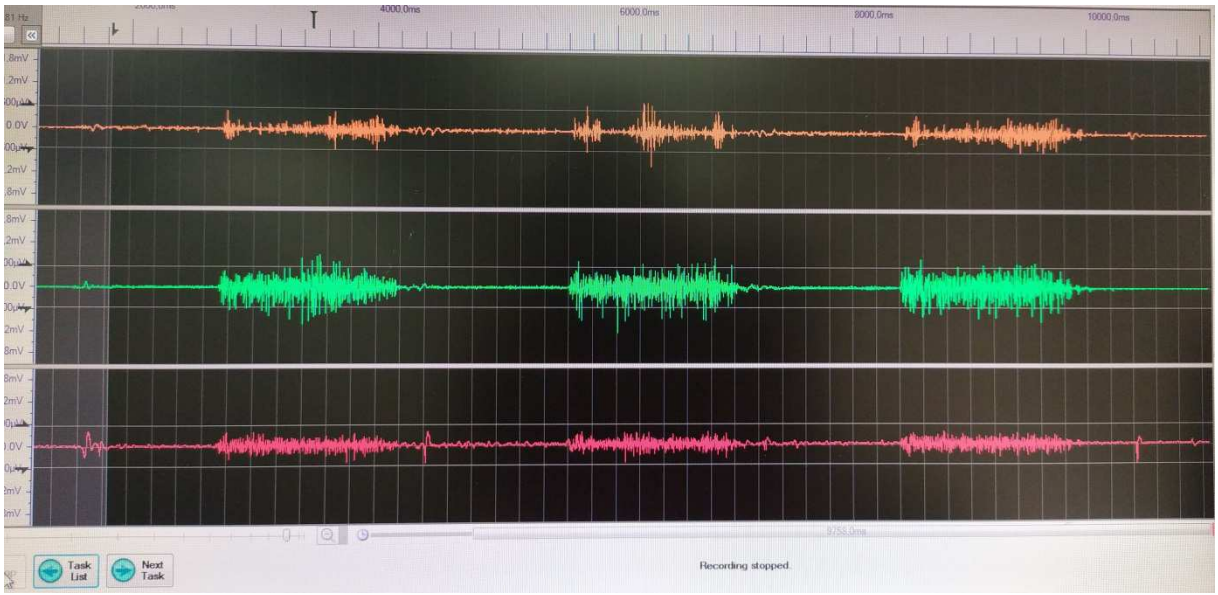


Slika 2. Izvedba zadatka na izokinetičkom aparatu (A = fleksija natkoljenice i dorzalna fleksija, B = ekstenzija natkoljenice i plantarna fleksija)

3.3. Statistička obrada podataka

EMG analiza provedena je u programu EMGworks Analysis (ver. 4.7.3.0., Delsys Inc.) (slika 3). Dobiveni podaci obrađeni su u programu SPSS (ver. 24, 64 Bit, IBM, United States). Za sve varijable izračunani su deskriptivni pokazatelji: aritmetička sredina (AS) i standardna devijacija (SD) te minimalna (Min) i maksimalna vrijednost (Max).

Statistička značajnost razlika u jakosti i maksimalnim amplitudama električne aktivacije mišića u različitim položajima natkoljenica i stopala, utvrđena je univarijatnom analizom varijance za ponovljena mjerenja (ANOVA). Normalnost distribucije varijabli utvrđena je koristeći Shapiro-Wilk test. U slučaju narušavanja sferičnosti određene Mauchlyjevim testom, napravljena je Greenhouse-Geisser korekcija. Za post-hoc usporedbu razlika između pozicije stopala i zgloba kuka korišten je Bonferroni test. Razina statističke značajnosti postavljena je na $p < 0,05$.



Slika 3. Prikaz primjera električne aktivacije m. gastrocnemiusa (narančasto), m. bicepsa femoris (zeleno) i m. semitendinosusa (crveno) prilikom triju ponavljanja fleksije i ekstenzije potkoljenice na izokinetičom dinamometru u položaju fleksije kuka i dorzalne fleksije stopala

4. Rezultati

4.1. Rezultati testova jakosti

Aritmetičke sredine i standardne devijacije te minimalne i maksimalne vrijednosti vršnog momenta sila i relativnog vršnog momenta sila u različitim položajima natkoljenice i stopala, prikazani su u tablici 1. Shapiro-Wilk test normalnosti distribucije pokazao je kako su rezultati normalno distribuirani u svim varijablama ($p > ,094$).

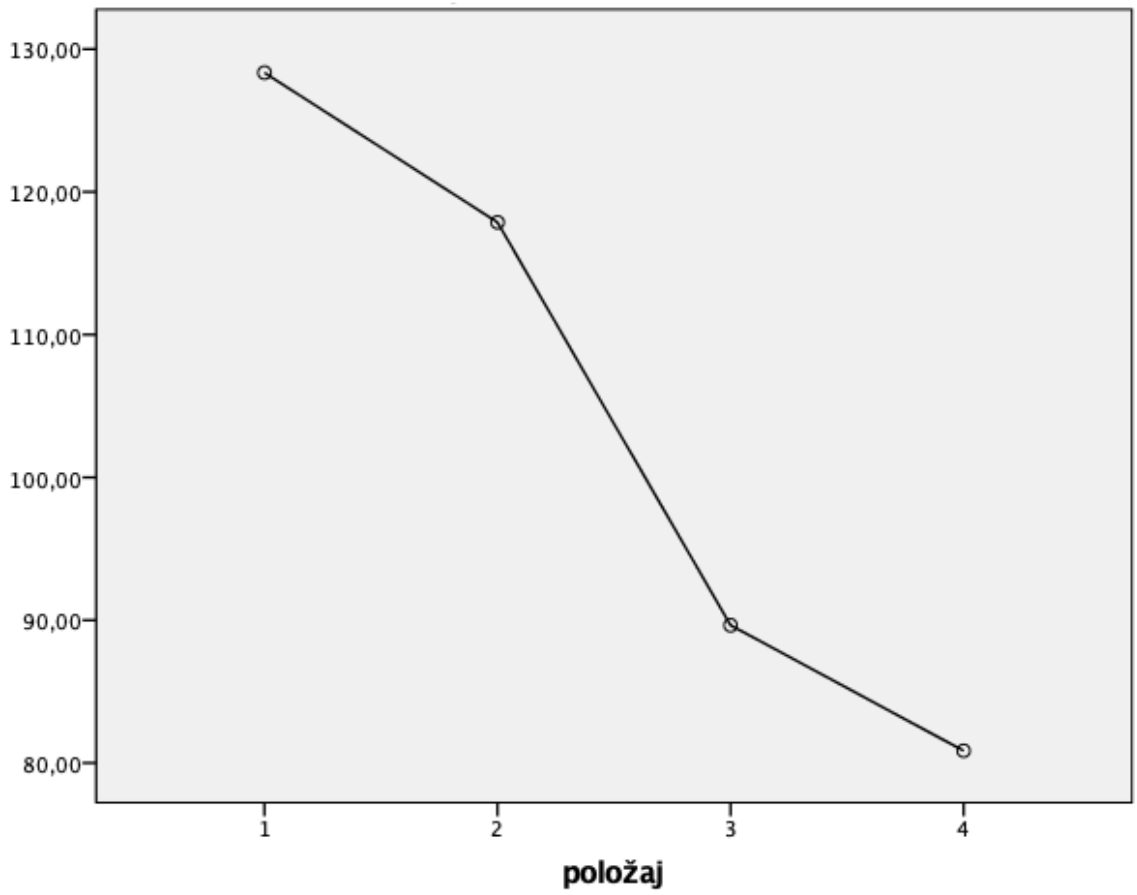
Tablica 1. Deskriptivni pokazatelji vršnog i relativnog vršnog momenta sile (n = 13)

	AS	SD	Min	Max
SD_60	128,35	21,35	95,1	165,7
SP_60	117,87	22,93	87,3	165,5
LD_60	89,65	15,10	51,5	109,2
LP_60	80,85	14,26	43,9	97,5
SD_60_rel	163,37	18,31	142,6	199,8
SP_60_rel	150,37	24,51	121,7	195,0
LD_60_rel	114,19	14,96	77,2	135,0
LP_60_rel	103,08	15,88	65,7	127,1

Legenda: AS = aritmetička sredina; SD = standardna devijacija; Min = minimalna vrijednost; Max = maksimalna vrijednost; SD_60 = fleksija natkoljenica s dorzalnom fleksijom stopala; SP_60 = fleksija natkoljenica s plantarnom fleksijom stopala; LD_60 = ekstenzija natkoljenica s dorzalnom fleksijom stopala; LP_60 = ekstenzija natkoljenica s plantarnom fleksijom stopala; *_60 = pri 60°/s; *_rel = relativni; sve vrijednosti izražene su u Nm.

ANOVA za ponovljena mjerenja izvedena je radi usporedbe utjecaja položaja stopala i zgloba kuka na vršni moment sile pri kutnoj brzini od 60°/s prilikom fleksije koljena. Mauchlyev test pokazao je kako pretpostavka o sferičnosti nije zadovoljena, $\chi^2(5) = 19,843$; $p = ,001$; stoga je napravljena Greenhouse-Geisser korekcija. Rezultati ANOVA-e pokazali su statistički značajnu razliku vršnih momenta sile između različitih položaja stopala i natkoljenica (fleksija kuka s dorzifleksijom, fleksija kuka s plantarnom fleksijom, ekstenzija kuka s dorzifleksijom i ekstenzija kuka s plantarnom fleksijom); $F(1,660, 19,254) = 59,914$; $p < 0,001$ (slika 4). Bonferroni post-hoc analiza pokazala je kako je moment sile u položaju fleksije kuka i dorzifleksije stopala (AS = 128,35; SD = 21,35) statistički značajno viši nego u položaju ekstenzije kuka s dorzifleksijom stopala (AS = 89,65; SD = 15,10) i ekstenzijom kuka s plantarnom fleksijom stopala (AS = 80,85; SD = 14,26), ali ne i statistički značajno veći od momenta sile u položaju fleksije kuka s položajem stopala plantarne fleksije (AS = 117,87; SD = 22,93; $p = 0,052$). Ovim je istraživanjem djelomično potvrđena hipoteza da

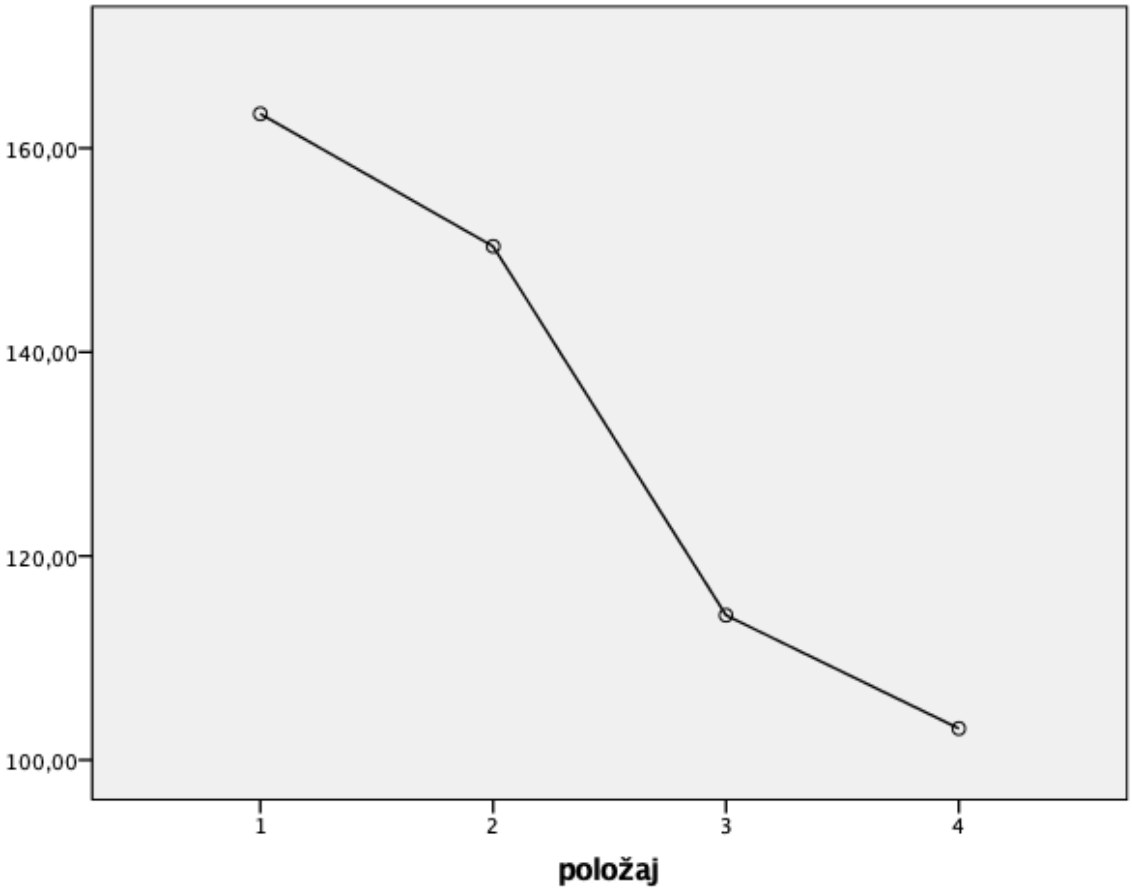
postoji statistički značajna razlika u vršnom momentu sile pri kutnoj brzini od 60°/s ovisno o različitim položajima stopala i zgloba kuka.



Slika 4. Aritmetičke sredine vršnih momenata sila s različitim položajima natkoljenice i stopala (položaj 1 = fleksija natkoljenice i dorzalna fleksija, 2 = fleksija natkoljenice i plantarna fleksija, 3 = ekstenzija natkoljenice i dorzalna fleksija, 4 = ekstenzija natkoljenice i plantarna fleksija)

ANOVA za ponovljena mjerenja provedena je kako bi se usporedio utjecaj položaja stopala i zgloba kuka na relativni vršni moment sile pri kutnoj brzini od 60°/s prilikom fleksije koljena. Mauchlyjev test pokazao je da pretpostavka o sferičnosti nije zadovoljena, $\chi^2(5) = 19{,}897$; p = ,001; stoga je korištena Greenhouse-Geisser korekcija. Rezultati ANOVA-e pokazali su statistički značajnu razliku relativnih vršnih momenata između položaja stopala i zgloba kuka (fleksija kuka s dorzalnom fleksijom, fleksija kuka s plantarnom fleksijom, ekstenzija kuka s dorzalnom fleksijom i ekstenzija kuka s plantarnom fleksijom); F (1,555, 18,650) = 67,938; p <0,001 (slika 5). Bonferroni post-hoc analiza otkrila je da je relativni moment sile u položaju fleksije kuka s dorzalnom fleksijom stopala (AS = 163,37; SD = 18,31) značajno viši nego u položaju fleksije kuka s plantarnom fleksijom stopala (AS = 150,37; SD = 24,51), ekstenzije

kuka s dorzalnom fleksijom stopala (AS = 114,19; SD = 14,96) i ekstenzije kuka s položajem plantarne fleksije stopala (AS = 103,09; SD = 15,88). Ovim je istraživanjem prihvaćena hipoteza da postoji razlika u relativnom vršnom momentu pri kutnoj brzini od 60°/s s različitim položajima stopala i zgloba kuka.



Slika 5. Aritmetičke sredine relativnih vršnih momenata sila s različitim položajima natkoljenice i stopala (položaj 1 = fleksija natkoljenice i dorzalna fleksija, 2 = fleksija natkoljenice i plantarna fleksija, 3 = ekstenzija natkoljenice i dorzalna fleksija, 4 = ekstenzija natkoljenice i plantarna fleksija)

4.2. Rezultati elektromiografije

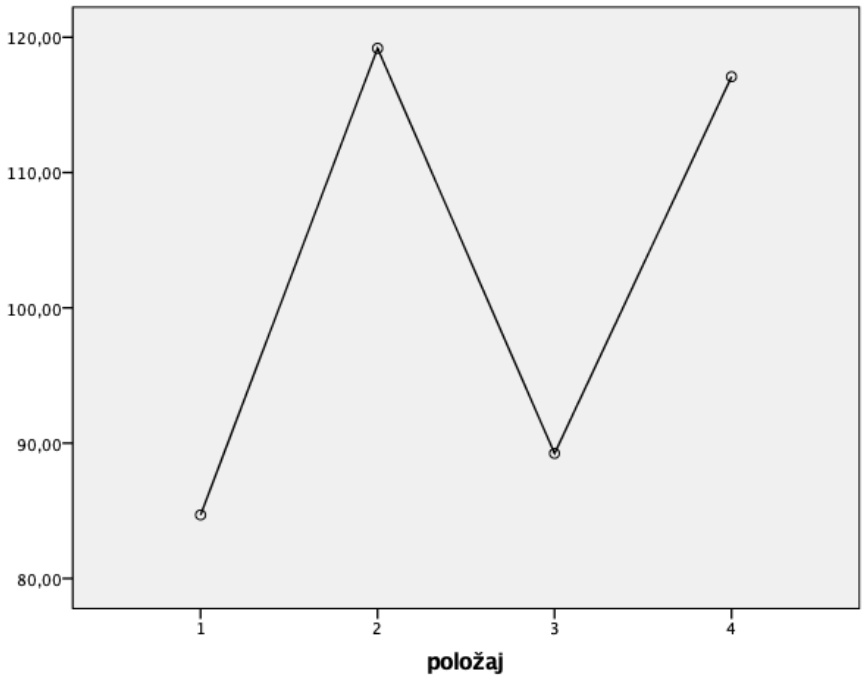
Aritmetičke sredine i standardne devijacije te minimalne i maksimalne vrijednosti maksimalnih amplituda električne aktivacije mišića u različitim položajima natkoljenice i stopala, prikazani su u tablici 2. Shapiro-Wilk test normalnosti distribucije pokazao je kako su rezultati normalno distribuirani u svim varijablama ($p > ,052$).

Tablica 2. Deskriptivni pokazatelji EMG aktivacije mišića (n=13)

	N	AS	SD	Min	Max
SD_60_gas	12	84,21	25,74	38,35	117,85
SP_60_gas	12	117,67	48,80	58,71	245,04
LD_60_gas	13	88,24	24,64	49,12	137,20
LP_60_gas	12	113,26	41,44	57,38	203,73
SD_60_bic	12	119,00	38,88	62,69	189,23
SP_60_bic	12	118,83	38,84	72,79	187,01
LD_60_bic	13	126,17	47,03	59,30	204,44
LP_60_bic	12	128,87	45,88	71,84	210,12
SD_60_sem	9	108,02	67,39	22,23	211,40
SP_60_sem	9	100,38	47,99	28,48	166,78
LD_60_sem	10	110,39	65,46	28,04	248,89
LP_60_sem	10	111,80	56,96	23,71	219,30

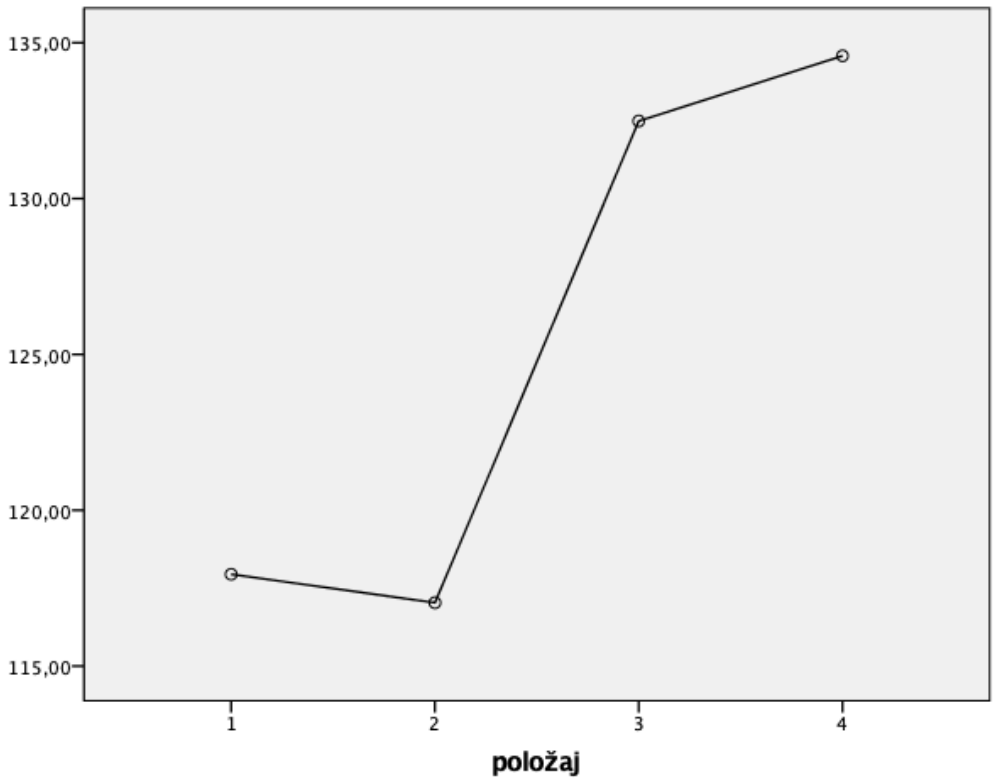
Legenda: AS = aritmetička sredina; SD = standardna devijacija; Min = minimalna vrijednost; Max = maksimalna vrijednost; SD_60 = fleksija natkoljenica s dorzalnom fleksijom stopala; SP_60 = fleksija natkoljenica s plantarnom fleksijom stopala; LD_60 = ekstenzija natkoljenica s dorzalnom fleksijom stopala; LP_60 = ekstenzija natkoljenica s plantarnom fleksijom stopala; gas = m. gastrocnemius, bic = m. biceps femoris, sem = m. semitendinosus; sve vrijednosti izrađene su u postocima.

ANOVA za ponovljena mjerenja provedena je kako bi se usporedio utjecaj položaja stopala i zgloba kuka na EMG aktivaciju lateralnog m. gastrocnemiusa. Mauchlyjev test sferičnosti pokazao je da je pretpostavka bila prekršena, $\chi^2(5) = 19,76$; $p = ,002$; zato je korištena korekcija Greenhouse-Geisser. Rezultati ANOVA-e pokazali su da nema statistički značajne razlike u EMG aktivaciji m. lateralnog gastrocnemiusa između položaja stopala i zgloba kuka (fleksija kuka s dorsifleksijom, fleksija kuka s plantarnom fleksijom, ekstenzija kuka s dorsifleksijom i ekstenzija kuka s plantarnom fleksijom); $F (1,770, 15,929) = 2,61$; $p = ,109$ (slika 6). Shapiro-Wilk test normalnosti distribucije pokazao je kako su rezultati normalno distribuirani u svim varijablama ($p > ,052$).



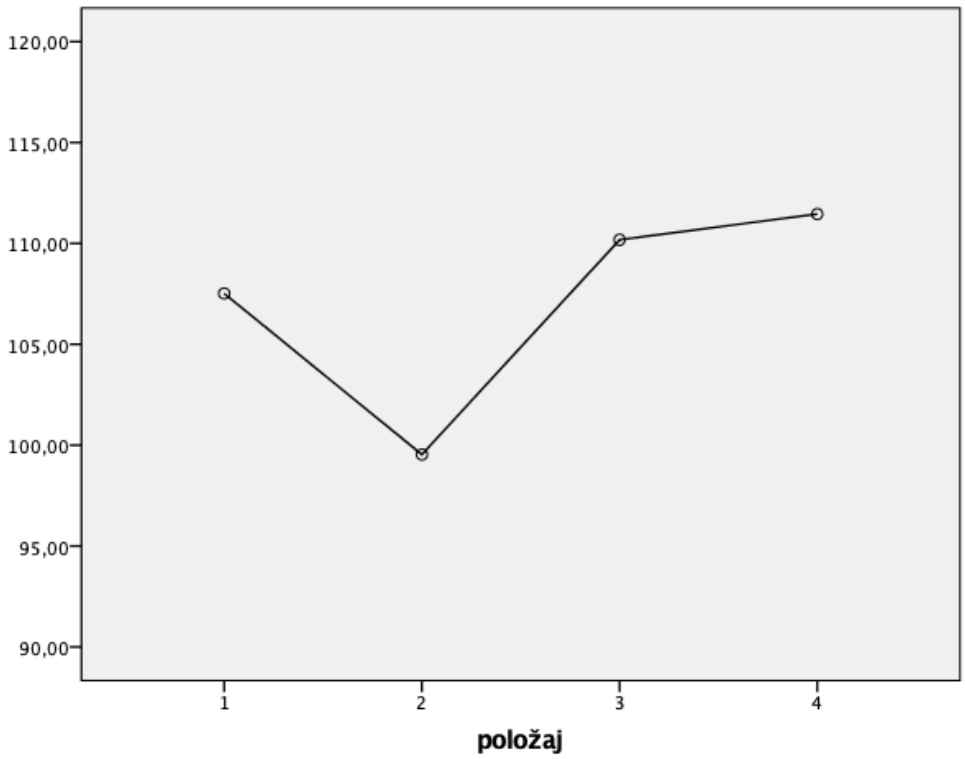
Slika 6. Aritmetičke sredine maksimalnih amplituda električne aktivacije lateralnog m. gastrocnemiusa s različitim položajima natkoljenice i stopala (položaj 1 = fleksija natkoljenice i dorzalna fleksija, 2 = fleksija natkoljenice i plantarna fleksija, 3 = ekstenzija natkoljenice i dorzalna fleksija, 4 = ekstenzija natkoljenice i plantarna fleksija)

ANOVA za ponovljena mjerenja provedena je kako bi se usporedio utjecaj položaja stopala i zgloba kuka na EMG aktivaciju m. bicepsa femorisa. Mauchlyjev test sferičnosti pokazao je da je pretpostavka sferičnosti bila prekršena, $\chi^2(5) = 12{,}42$; $p = {,}031$; te je napravljena korekcija Greenhouse-Geisser. Rezultati ANOVA-e pokazali su da nema statistički značajne razlike u EMG aktivaciji m. bicepsa femorisa između različitih položaja stopala i zgloba kuka (fleksija kuka s dorzifleksijom, fleksija kuka s plantarnom fleksijom, ekstenzija kuka s dorzifleksijom i ekstenzija kuka s plantarnom fleksijom); $F(1{,}492, 13{,}432) = 2{,}015$; $p = {,}265$ (slika 7). Shapiro-Wilk test normalnosti distribucije pokazao je kako su rezultati normalno distribuirani u svim varijablama ($p > {,}214$).



Slika 7. Aritmetičke sredine maksimalnih amplituda električne aktivacije m. bicepsa femorisa s različitim položajima natkoljenice i stopala (položaj 1 = fleksija natkoljenice i dorzalna fleksija, 2 = fleksija natkoljenice i plantarna fleksija, 3 = ekstenzija natkoljenice i dorzalna fleksija, 4 = ekstenzija natkoljenice i plantarna fleksija)

Provedena je ANOVA radi usporedbe utjecaja položaja stopala i zgloba kuka na EMG aktivaciju m. semitendinosus. Mauchlyjev test sferičnosti potvrdio je pretpostavku, $\chi^2(5) = 3{,}531$; $p = {,}623$. Rezultati ANOVA-e pokazali su da nema statistički značajne razlike u EMG aktivaciji m. semitendinososa između položaja stopala i zgloba kuka (fleksija kuka s dorsifleksijom, fleksija kuka s plantarnom fleksijom, ekstenzija kuka s dorsifleksijom i ekstenzija kuka s plantarnom fleksijom); $F(3, 24) = 0{,}356$; $p = {,}785$ (slika 8). Shapiro-Wilk test normalnosti distribucije pokazao je kako su rezultati normalno distribuirani u svim varijablama ($p > {,}406$).



Slika 8. Aritmetičke sredine maksimalnih amplituda električne aktivacije m. semitendinosusa s različitim položajima natkoljenice i stopala (položaj 1 = fleksija natkoljenice i dorzalna fleksija, 2 = fleksija natkoljenice i plantarna fleksija, 3 = ekstenzija natkoljenice i dorzalna fleksija, 4 = ekstenzija natkoljenice i plantarna fleksija)

5. Rasprava

Glavni nalazi ovoga rada u kojima se proučavaju razlike u mehaničkim izlazima vršnog momenta sile, relativnog vršnog momenta sile i aktivacija mišića pregibača potkoljenice (m. gastrocnemius, m. biceps femoris, i m. semitendinosus) s različitim položajima stopala i zgloba kuka pri kutnoj brzini od 60°/s, pokazali su da kod mehaničkog izlaza vršnog momenta sile postoji statistički značajna razlika kod fleksije kuka u položaju dorsifleksije stopala u odnosu na ekstenziju kuka s dorsifleksiom stopala i ekstenzijom kuka s plantarnom fleksijom stopala, ali ne u usporedbi s fleksijom kuka s položajem stopala plantarne fleksije; te da kod mehaničkog izlaza relativnog vršnog moment sile postoji statistički značajna razlika u položaju fleksije kuka i dorzifleksije stopala u odnosu na fleksiju kuka s plantarnom fleksijom stopala, ekstenziju kuka s dorzalnom fleksijom stopala i ekstenziju kuka s položajem plantarne fleksije stopala. Također, glavni nalazi ovoga istraživanja ukazuju na to da nema značajnih razlika s obzirom na različite položaje natkoljenice i stopala u aktivaciji m. bicepsa femorisa, m. semitendinosusa i lateralnog m. gastrocnemiusa.

Najveći izlaz vršnog momenta sile je s flektiranom natkoljenicom i dorzalnom fleksijom stopala radi optimalnog odnosa duljine mišića i proizvodnje sile. Zbog aktivne insuficijencije do koje dolazi u ostalim položajima, dolazi do pada proizvodnje sile. U položaju fleksije natkoljenice i plantarne fleksije, m. gastrocnemius je u aktivnoj insuficijenciji, također, kod ekstenzije natkoljenice i dorzalne fleksije m. biceps femoris i m. semitendinosus su u aktivnoj insuficijenciji, a u posljednjem položaju kod ekstenzije natkoljenice i plantarne fleksije svi navedeni mišići su u aktivnoj insuficijenciji te se mehanički izlaz vršnog momenta sile smanjuje s navedenom promjenom položaja. M. biceps femoris i m. semitendinosus djeluju zajedno s ostalim sinergistima te su veći i jači mišići od m. gastrocnemiusa koji djeluje sa svojim sinergistima. Iz tog razloga kada se m. biceps femoris i m. semitendinosus dovedu u nepovoljni položaj u kojem dolaze do aktivne insuficijencije, mehanički izlaz vršnog momenta sile je najmanji. Pozicija zglobnih tijela utječe na odnos dužine i napetosti mišića, aktivnost aktina i miozina, živčano mišićnu kontrolu što sveukupno utječe na mišićnu jakost (Deighan 2012).

Ovo je, koliko je autorima ovog rada poznato, prvi rad u kojem se istražuje utjecaj aktivne insuficijencije mišića na mehanički izlaz jakosti pri različitim položajima u oba zgloba istovremeno uz praćenje mišićne aktivacije. U dosadašnjim istraživanjima istraženi su utjecaji

položaja stopala na jakost i aktivacija mišića samo u položaju fleksije natkoljenice, ili samo u položaju ekstenzije natkoljenice. Tako su Miller i sur. (1997) istraživali utjecaj položaja stopala na EMG aktivaciju mišića i vršni moment sile fleksora i ekstenzora koljena u testu maksimalne jakosti na izokinetičkom aparatu pri dvjema kutnim brzinama samo u položaju fleksije natkoljenice na 12 zdravih studentica-sportašica. I oni su, kao i u ovome istraživanju, dobili veći izlaz sile u položaju dorzalne fleksije stopala u odnosu na plantarnu, dok EMG aktivacija nije pokazala statistički značajnu razliku s obzirom na položaje. Veći vršni moment sile kod pregiba potkoljenice s dorzalnom fleksijom stopala u odnosu na plantarnu dobili su i Croce i sur. (2000) koji su istraživanje proveli na 12 sportašica. Oni su također dobili to da položaj stopala nije imao utjecaja na aktivaciju mišića m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. biceps femoris, m. medial hamstrings, m. lateral gastrocnemius.

Kako navode Bohannon i sur. (1986), vršni moment sile veći je u pregibu koljena kod položaja fleksije natkoljenice od 90° nego u položaju fleksije natkoljenice od 135°. Međutim, oni nisu istražili utjecaj položaja stopala na izlaz sile.

Izokinetički pregib potkoljenice izvodili su i rugby igrači u istraživanju Deighan i sur. (2012). Rezultati tog istraživanja također upućuju kako je veći izlaz sile pri fleksiji natkoljenice te preporučuju da bi se testiranja funkcije mišića oko koljena trebala provoditi u položaju 10° fleksije natkoljenice radi približavanja izvedbe situaciji na terenu.

Upravo zbog toga, kada se gleda položaj natkoljenice u sportskim aktivnostima i potreba za najvećom proizvodnjom sile, prevladava položaj ekstenzije natkoljenice. Worrell i sur. (1989) ističu da je, iako je vršni moment sile najveći u poziciji fleksije natkoljenice u odnosu na ekstenziju, bolje provoditi specifično testiranje i rehabilitaciju u položaju ekstenzije radi približavanja mišićne funkcije i odnosa dužine i napetosti mišićnih vlakna sportskoj aktivnosti.

Aktivaciju mišića m. biceps femoris i m. medial gastrocnemius proučavali su Comfort i sur. (2017) na 15 studenata-sportaša koji su izvodili vježbu nordijski pregib s naglašenom plantarnom ili dorzalnom fleksijom. Rezultati prikazuju kako položaj stopala nema utjecaja na aktivaciju mišića m. biceps femoris i m. medial gastrocnemius u navedenom pokretu koji je blizak zadatku ovoga rada. Preporučuju izvedbu s dorzalnom fleksijom radi približavanja izvedbe stvarnim uvjetima kao što je zamah nogom tijekom trčanja.

Nadalje, uz testiranje, jedna od potencijalnih primjena rezultata ovog istraživanja ogleda se i u praktičnoj primjeni različitih položaja natkoljenice, odnosno stopala u treninzima s otporima s ciljem razvoja mišićne jakosti. Naime, na tragu istraživanja Kyounga i sur. (2016) čiji rezultati ukazuju na veći razvoj jakosti treningom u položaju dorzalne fleksije u odnosu na

plantarnu fleksiju stopala, analogno može se pretpostaviti da će i položaj fleksije natkoljenice s dorzalnom fleksijom stopala pružiti najveći potencijal razvoja jakosti.

Iako rezultati EMG analize aktivacije m. gastrocnemiusa, m. bicepsa femorisa, i m. semitendinosusa niti u jednom položaju stopala i natkoljenice nisu pokazali statistički značajnu razliku, potrebno je napomenuti kako postoji jasan trend njihove aktivacije. Vidljivo je kako je m. gastrocnemius bio više aktivan u položaju plantarne fleksije stopala u oba položaja natkoljenice. Razlog tome je što m. gastrocnemius primarno izvodi pokret plantarne fleksije, a dorzalne fleksije m. tibialis anterior koji je kod plantarne fleksije sinergist.

Potrebno je spomenuti i određene limite studije. Jedan upućuje na to da su vrijednosti mišićne aktivacije u nekim položajima svih mišića veće od 100% maksimalne voljne izometričke mišićne akcije korištene za normalizaciju rezultata. Jedan od mogućih razloga je taj da su određeni položaji u dinamičkim uvjetima pogodniji za proizvodnju maksimalne sile od mjerenih položaja izometričke mišićne akcije (Oliver, 2009) te bi bilo dobro pronaći bolje položaje u bodućim istraživanjima. Nadalje, vrijednosti izlaza sile promatrane su samo pri sporim kutnim brzinama te bi bilo zanimljivo vidjeti kako se izlazna sila i mišićna aktivacija ponašaju pri drugim, većim kutnim brzinama. I konačno, u ovome radu korišten je izokinetički dinamometar koji dozvoljava pokret zadanom kutnom brzinom, što nije specifično za prirodni ljudski pokret. Stoga bi bilo dobro istražiti, ponašaju li se mišići jednako savladavajući izoinercijska opterećenja te koje su vrijednosti i kakvi su odnosi izlaznih sila s obzirom na različite položaje natkoljenica i stopala. Još je jedan od mogućih limita ove studije, testiranje samo dominantne noge kod muških ispitanika. Svi ispitanici bili su utrenirani i imali su nizak postotak masnog tkiva kako bi elektroda EMG-a mogla detektirati signale. U budućim istraživanjima mogla bi se napraviti usporedba između muškaraca i žena, te bi posebno bilo zanimljivo napraviti istraživanje na populaciji koja vodi sedentarni način života ili ima određene neurološke poteškoće.

6. Zaključak

Rezultati ovoga rada upućuju na to da postoji značajna razlika u izlazu sile prilikom pregiba potkoljenice pri kutnoj brzini od 60°/s s različitim položajima stopala i zgloba kuka, dok EMG analiza aktivacije mišića m. lateral gastrocnemius, m. biceps femoris, i m. semitendinosus u nije pokazala statistički značajnu razliku niti u jednom odnosu položaja stopala i zgloba kuka. Stoga je moguće zaključiti, kako aktivna insuficijencija mišića fleksora stopala i ekstenzora kuka značajno utječe na mišićnu jakost, ali ne i na aktivaciju mišića prilikom fleksije potkoljenice. Mišići se jednako aktiviraju pokušavajući proizvesti silu, međutim zbog nepovoljnog položaja zglobova i duljine mišića, mišićna vlakna nisu u mogućnosti proizvesti jednaku silu u različitim položajima. Izlaz sile raste od položaja ekstenzije kuka s plantarnom fleksijom, preko ekstenzije kuka s dorzalnom fleksijom, do fleksije kuka s plantarnom fleksijom i na kraju fleksije kuka s dorzalnom fleksijom.

Ovi nalazi svoju praktičnu primjenu pronalaze prvenstveno u treningu jakosti fleksora koljena, pa vježbači mogu, s obzirom na različite položaje natkoljenica i stopala, na manje ili više načina uključivati ili isključivati sinergističke mišićne skupine u pokret i na taj način više, odnosno manje aktivirati ciljane mišićne skupine.

7. Literatura

Arampatzis, A., Karamanidis, K., Stafilidis, S., Morey-Klapsing, G., DeMonte, G., & Brüggemann, G. P. (2006). Effect of different ankle-and knee-joint positions on gastrocnemius medialis fascicle length and EMG activity during isometric plantar flexion. *Journal of biomechanics*, *39*(10), 1891-1902.

Bohannon, R. W., Gajdosik, R. L., & LeVeau, B. F. (1986). Isokinetic knee flexion and extension torque in the upright sitting and semireclined sitting positions. *Physical therapy*, *66*(7), 1083-1086.

Comfort, P., Regan, A., Herrington, L., Thomas, C., McMahon, J., & Jones, P. (2017). Lack of Effect of Ankle Position During the Nordic Curl on Muscle Activity of the Biceps Femoris and Medial Gastrocnemius. *Journal of sport rehabilitation*, *26*(3), 202-207.

Croce, R. V., Miller, J. P., & St Pierre, P. (2000). Effect of ankle position fixation on peak torque and electromyographic activity of the knee flexors and extensors. *Electromyography and clinical neurophysiology*, *40*(6), 365.

Deighan, M. A., Serpell, B. G., Bitcon, M. J., & Croix, M. D. S. (2012). Knee joint strength ratios and effects of hip position in rugby players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *26*(7), 1959-1966.

Gajdosik, R. L., Hallett, J. P., & Slaughter, L. L. (1994). Passive insufficiency of two-joint shoulder muscles. *Clinical Biomechanics*, *9*(6), 377-378.

Kim, K., Cha, Y. J., & Fell, D. W. (2016). Differential effects of ankle position on isokinetic knee extensor and flexor strength gains during strength training. *Isokinetics and Exercise Science*, *24*(3), 195-199.

Kiseljak, D., Kocijan, I. & Rađenović, O. (2019). Utjecaj položaja ručnog zgloba na snagu stiska šake. U: Lučanin, D., Pavić, J., Bošnir, J., Feher Turković, L., Racz, A., Rađenović, O., Roić, G., Sajko, T., Schuster, S. & Sedić, B. (ur.)Global Nursing and Healthcare.

McLester, J., & Pierre, P. S. (2007). *Applied biomechanics: Concepts and connections*. Nelson Education.

Miller, J. P., Catlaw, K., & Confessore, R. (1997). Effect of ankle position on EMG activity and peak torque of the knee extensors and flexors during isokinetic testing. *Journal of Sport Rehabilitation*, *6*(4), 335-342.

Oliver, G. D., & Dougherty, C. P. (2009). The razor curl: a functional approach to hamstring training. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *23*(2), 401-405.

Schoenfeld, B. (2002). Accentuating muscular development through active insufficiency and passive tension. *Strength & Conditioning Journal*, *24*(4), 20-22.

Worrell, T. W., Perrin, D. H., & Denegar, C. R. (1989). The influence of hip position on quadriceps and hamstring peak torque and reciprocal muscle group ratio values. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *11*(3), 104-107.

Rogers, M. (14. svibnja 2019.). Understanding active and passive insufficiency. NFPT.

Dostupno na: https://www.nfpt.com/blog/understanding-active-and-passive-insufficiency