

UNIVERZITET U BEOGRADU
FAKULTET SPORTA I FIZIČKOG VASPITANJA

Ivan P. Marović

**PROCENA MEHANIČKIH KARAKTERISTIKA
MIŠIĆA NOGU I RUKU PRI RAZLIČITIM
NIVOIMA NAPORA**

doktorska disertacija

Beograd, 2022

UNIVERSITY OF BELGRADE

FACULTY OF SPORT AND PHYSICAL EDUCATION

Ivan P. Marovic

**EVALUATION OF MUSCLE MECHANICAL
CHARACTERISTICS OF LEGS AND ARMS
UNDER DIFFERENT LEVELS OF EFFORT**

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2022

Članovi komisije:

1. dr **Goran Prebeg**, vanredni profesor, Univerzitet u Beogradu - Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja, **mentor**
2. dr **Olivera Knežević**, docent, Univerzitet u Beogradu - Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja, **član**
3. dr **Dragan Mirkov**, redovni profesor, Univerzitet u Beogradu - Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja, **član**
4. dr **Danica Janićijević**, naučni saradnik, Univerzitet u Beogradu - Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja, **član**
5. dr **Sladjan Milanović**, naučni savetnik, Univerzitet u Beogradu – Institut za medicinska istraživanja, **član**

Datum odbrane

Zahvaljujem se

Prof. dr *Slobodanu Jariću* na ukazanom poverenju i šansi da se priključim jednom od njegovih mnogobrojnih istraživačkih projekata. Stvarno je bila i ostaće velika čast poznavati čoveka i naučnika kao što je bio naš dragi profesor i mentor.

Mentoru, prof. dr *Goranu Prebegu* na pomoći, strpljenju, razumevanju i motivaciji da istrajem u svim fazama izrade doktorske disertacije. Hvala na ukazanom poverenju i šansi da sarađujemo, zbog koje se smatram veoma privilegovanim.

dr *Oliveri Knežević* na podršci, strpljenju, pomoći u sprovođenja eksperimenta i pisanja istraživačkog rada. Veliko hvala na svim savetima i podeljenom znanju, bilo je zadovoljstvo sarađivati sa Vama.

Prof. dr *Draganu Mirkovu* na saradnji, savetima, pomoći i specifično dobrom odnosu tokom doktorskih studija.

Dragoj kolegici i prijatelju dr *Danici Janićijević*, na безусловnoj pomoći, razumevanju i strpljenju tokom pisanja istraživačkog rada.

Takođe, kolegi i prijatelju dr *Filipu Kukiću*, na безусловnoj stručnoj pomoći i savetima, kao i podršci i motivaciji u pisanju istraživačkih radova i privođenju doktorske disertacije kraju.

Mojoj dragoj majci Jasmini, sestri Ani i ženi Sari koji su mi pružali безусловnu podršku tokom celih doktorskih studija. Bez vašeg strpljenja, razumevanja, a pre svega, vere i ljubavi sve bi bilo višestruko teže. Beskrajno hvala!

Doktorsku disertaciju posvećujem ocu Petru, koji me je uvek podržavao u svim svojim pohodima za sticanjem novog znanja, kao i na mudrim savetima, da ne brinem previše, da ništa od znanja i diploma nije toliko važno koliko ono što nas pravi boljim ljudima, kao što je vera u Gospoda!

Procena mehaničkih karakteristika mišića nogu i ruku pri različitim nivoima napora

Rezime:

Procena mehaničkih karakteristika mišića kao što su sila (F), brzina (V) i snaga (P) su od velikog značaja za razumevanje funkcije i građe lokomotornog aparata. Opšte je poznato da laboratorijski i terenski testovi koji se koriste za procenu mehaničkih karakteristika mišića (MKM) najčešće zahtevaju maksimalno voljno naprezanje (MVN) kako bi rezultati bili validni i pouzdani. Međutim, postavlja se pitanje kako se menjaju rezultati različitih motoričkih testova ukoliko ispitanik iz voljnih ili nevoljnih razloga ne može ili ne sme da ispolji MVN? Uticaj umanjenog napora na ispoljavanje MVN je neminovan, međutim njegovi efekti na procenjivane MKM, kao i mogućnost upotrebe dobijenih rezultata iz različitih motoričkih zadataka, još uvek nisu dovoljno poznati.

Predmet ove disertacije je uticaj umanjenog napora na mehaničke karakteristike mišića. Cilj disertacije je bio da se istraže efekti umanjenog napora na mehaničke karakteristike mišića nogu i ruku pri različitim nivoima opterećenja. U skladu sa predmetom istraživanja, planirana su i sprovedena dva eksperimenta.

Eksperiment 1 – Procena mehaničkih karakteristika mišića nogu pri različitim nivoima napora

Test vertikalni skok u sportu i sportskoj medicini je opšte prihvaćen i veoma rasprostranjen. Međutim, i dalje nije poznato kako voljno umanjen napor utiče na rezultate testa skoka iz polu-čučnja (SJ). Cilj ove studije je bio da istraži uticaj umanjenog napora na MKM nogu dobijene iz SJ testa pri različitim opterećenjima. Dvanaest ispitanika muškog pola, studenata Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja (21.1 ± 1.1 godina) je izvodilo SJ test po 2 pokušaja pri 3 nivoa napora (100%, 75% i 50% od maksimalnog napora) i 4 nivoa opterećenja (0, 20, 40 i 60 % 1-RM čučnja). Podaci brzine (VN), sile (FN) i snage (PN) mišića nogu dobijeni su obradom podataka sa platformi sile. Rezultati pokazuju da se sve tri apsolutno izvedene MKM značajno smanjuju pod uticajem umanjenog napora ($p < .01$) na svakom nivou opterećenja, sa najvišom razlikom između 100% i 50% napora ($p < .001$). Međutim, značajne i velike razlike između opterećenja su pronađeni u VN i FN ($p < .01$), ali ne i u PN ($p > .1$). Takođe, značajne i velike razlike su pronađene i u relativnom padu napora između PN sa VN ($p < .01$) i FN ($p < .01$). Relativni pad u PN pri naporu od 75% usrednjen kroz sva opterećenja je bio u proseku $34,1 \pm 6,2$ ($p < .01$), i pri naporu od 50% je bio $38,1 \pm 4,0$ ($p < .01$). Dobijeni rezultati ukazuju da ispoljena snaga najbolje opisuje efekte voljno umanjenog napora u SJ testu. Takođe, s obzirom da nema interakcija između napora i opterećenja u relativnom padu snage rezultati se uklapaju u teoriju da motorne komande upravljaju osećajem napora nezavisno od osećaja težine i mišićne tenzije. Ovi rezultati su od značaja za upotrebu SJ testa u kliničke svrhe, sugerišući da se snaga nogu može koristiti za opis neuromišićnih kapaciteta u uslovima kada ispitanik ne sme ili ne može da ispolji maksimalno voljno naprezanje.

Eksperiment 2 – Procena mehaničkih karakteristika mišića ruku pri različitim nivoima napora

Test bacanja medicinke (BM) se sve više koristi za procenu mehaničkih karakteristika mišića (MKM) ruku kod različitih populacija. Međutim, jedan od neistraženih problema jeste kakve efekte ima umanjeni napor na MKM ruku izvedenih iz testa koji karakteriše koncentričan rad mišića, kao što je BM test. Cilj ove studije je bio da se istraži uticaj umanjenog napora na MKM ruku dobijene iz BM testa pri različitim opterećenjima. U istraživanju je učestvovalo 12 ispitanika muškog pola (21.1 ± 1.1 godina) koji su izvodili BM test dva puta pri 3 nivoa napora (100%, 75% i 50% od maksimalnog napora) i 4 nivoa opterećenja (0.43, 2, 4 i 6 kg). Podaci ispoljene brzine (VR), sile (FR) i snage (PR) ruku su dobijeni obradom podataka izbačaja lopte snimanih 3D kamerama. Rezultati pokazuju da se sve apsolutne MKM ruku značajno menjaju pod efektima umanjenog napora ($p < .01$), opterećenja ($p < .01$) i njihove interakcije ($p < .01$). Značajne razlike u relativnom padu su pronađene samo između PR i VR pri 75% i 50% umanjenog napora, dok su između FR sa VR i PR dobijeni srednji do veliki efekti razlike relativnog pada ($d = .68$ do 1.40). Relativni pad u PR je bio najviši u poređenju sa padom u VR i FR, i to pri 75% napora pad je bio $30,8 \pm 3.8\%$, dok je pri 50% napora bio $50.3 \pm 3.7\%$ ($p < .01$). Može se zaključiti da umanjeni napor značajno utiče na sve apsolutno izvedene MKM ruku dobijene iz BM testa, pri čemu PR najbolje opisuje efekte napora prilikom bacanja. Ovi rezultati su od značaja za upotrebu BM testa u rehabilitacionim i trenažnim tretmanima, sugerišući da se snaga ruku najpouzdanije može koristiti za opis neuromišićnih kapaciteta i upravljanje trenažnim opterećenjem kod ispitanika koji nisu sposobni da ispolje maksimalno voljno naprezanje.

Ključne reči: testiranje, napor, skok iz polu-čučnja, bacanje medicinke, sila, snaga, brzina

Naučna oblast: Sport i fizičko vaspitanje

Uža naučna oblast: Opšta motorika čoveka

UDK broj: 612.766:796.012.1(043.3)

Evaluation of mechanical muscle characteristics of legs and arms at different levels of effort

Summary:

Assessing of muscle mechanical characteristics such as force (F), velocity (V) and power (P) are of essential importance for understanding the function and structure of human locomotor system. It is generally known that laboratory and field tests used to assess the muscle mechanical characteristics (MMC) most often require maximum voluntary exertion to produce valid and reliable results. However, the question that arises is how a results of various motor tests change if the subject due to some voluntary or involuntary reasons cannot or must not generate maximum exertion? However, the effects of submaximal effort on the manifestation of maximum voluntary exertion are inevitable, but it is still unknown what MMC are the most sensible under voluntary reduced effort in various motor tasks.

The subject of this dissertation is the influence of reduced effort on the mechanical characteristics of muscles. The aim of this dissertation was to investigate the effects of voluntary reduced effort on the mechanical characteristics of the leg and arm muscles at different levels of external load. In accordance with the subject of the dissertation, two experiments were planned and conducted.

Experiment 1 - *Evaluation of mechanical characteristics of leg muscles at different levels of effort*

The vertical jump test is generally accepted and very widespread in sports and clinical testing. However, it is still not known how the voluntarily reduced effort affects the results of the squat jump test (SJ). The aim of this study was to investigate the effect of reduced effort on the MMC of legs obtained from the SJ test under different load conditions. Twelve male students of the Faculty of Sports and Physical Education (21.1 ± 1.1 years) have performed SJ test 2 times at 3 levels of effort (100%, 75% and 50% of maximum effort) and 4 levels of load (0, 20, 40 and 60% 1-RM). Velocity (V), force (F) and power (P) of leg muscles were recorded with force platform. The results show that all three absolute leg MMC variables decreased significantly under the influence of reduced effort ($p < .01$) at each load level, with the highest important difference found between 100% and 50% of voluntary effort ($p < .001$). Differences between loads were found for V and F ($p < .01$), but not for P ($p > .1$). Also, differences were found within relative fall of effort between P with V ($p < .01$) and F ($p < .01$). The relative fall of P at 75% of effort was in average $34.1 \pm 6.2\%$ ($p < .01$), and at 50% of effort was $38.1 \pm 4\%$ ($p < .01$). These results show that power could describe the best effects of voluntary reduce effort in SJ test. Also, since there was no interaction between effort and load within relative fall of P, the results are supporting the theory that motor commands control the perception of effort independently of the

perception of weight and muscle tension. These results are relevant to the use of SJ test as clinical tool, suggesting that power can be used to assess neuromuscular performance in cases when subjects are not able to generate maximal effort.

Experiment 2 - Evaluation of mechanical characteristics of arm muscles at different levels of effort

Medicine ball throw test (MBT) has been increasingly used for assessment of mechanical characteristics (MMC) of arm muscles for a wide range of populations. However, it is still unknown what are the effects of reduced effort on MMC observed from MBT test. The aim of this study was to investigate the effects of reduced effort on the MMC obtained from MBT test performed under different load conditions. Twelve male students (21.1 ± 1.1 years) performed MBT test 2 times at 3 effort levels (100%, 75% and 50% of maximum effort) and 4 loads (0.43, 2, 4 and 6 kg). The data of throwing velocity (V), force (F) and power (P) were recorded by 3D cameras. The results show that all absolute arm MMC variables have significantly decreased under effect of reduced effort ($p < .01$), load ($p < .01$), and their interactions ($p < .01$). Also, significant difference was found in relative fall only between P and V ($p < .01$), while moderate to high effect size was found between F with P and V ($d = .68 - 1.40$). The average relative fall across all load levels for P at 75% of effort was $30.8 \pm 3.8\%$, while at 50% of effort was $50.3 \pm 3.7\%$. The results indicate that reduced effort significantly affect all absolute MMC obtained in MBT test, while muscle characteristic of power could best describe internal feeling of effort when throwing. These results are relevant to the use of the MBT test in rehabilitation and training treatments, suggesting that P can accurately be used to assess neuromuscular performance, and manage training load with subjects who are unable to exert maximal voluntary effort.

Key words: *testing, effort, squat jump, medical throw, force, power, velocity*

Scientific field: Sport and Physical Education

Scientific subfield: Human general motor skills

UDC number: 612.766: 796.012.1 (043.3)

Lista skraćenica

- mehaničke karakteristike mišića (MKM)
- maksimalno voljno naprezanje (MVN)
- sila (F)
- snaga (P)
- brzina (V)
- sila reakcije podloge (FN)
- brzina kretanja težišta tela (VN)
- snaga nogu (PN)
- sila ruku (FR)
- brzina kretanja šake (VR)
- snaga ruku (PR)
- vertikalni skok iz polu-čučnja (SJ – eng. *Squat jump*)
- vertikalni skok sa počučnjem (CMJ – eng. *Cauntermovement jump*)
- visina skoka (VS)
- maksimalna visina skoka (MVS)
- bacanje medicinke sa grudi (BM)
- rad (A)
- maksimalna voljna aktivacija (MVA)
- maksimalna sila (F_{max})
- maksimalna snaga (P_{max})
- maksimalna brzina (V_{max})
- telesna visina (TV)
- telesna masa (TM)
- procenat mišićne mase (MM%)
- procenat masnog tkiva (FT%)
- centralni nervni sistem (CNS)
- motorna jedinica (MJ)
- brzina razvoja sile (RFD)
- frekvencija pražnjenja (FP)
- motorne komande (MK)
- procena nivoa napora (RPE – eng. *Rating of perceived effort*)
- kortikalni potencijal nastanka pokreta (MRCP – eng. *Movement-related cortical potential*)
- jedno maksimalno ponavljanje (1-RM – eng. *1 maximal repetition*)
- obrazac mišićne aktivacije (OMA)
- maksimalno naprezanje (MN)
- umanjen nivo napora (UNN)
- dvo-faktorska analiza varijanse sa ponovljenim merenjem (ANOVA)

SADRŽAJ:

1. UVOD	1
1.1. MEHANIČKE KARAKTERISTIKE MIŠIĆA	2
1.1.1. Neuralni faktori	2
1.1.2. Morfološki faktori.....	4
1.1.3. Mehanički faktori.....	5
1.1.4. Testovi za procenu mehaničkih karakteristika mišića	11
1.2. OSEĆAJ NAPORA	18
1.2.1. Fiziološki mehanizmi percepcije napora.....	20
1.2.2. Modeli generisanja percepcije napora	20
1.2.3. Teorija „optimalizacije“	24
1.2.4. Uticaj napora na MKM – prethodna istraživanja.....	25
2. PROBLEM, PREDMET, CILJ I ZADACI ISTRAŽIVANJA	32
3. HIPOTEZE ISTRAŽIVANJA	34
4. METODE ISTRAŽIVANJA	35
4.1. Uzorak ispitanika	35
4.2. Eksperimentalni dizajn i protokol.....	36
4.3. Procedure testiranja	36
4.4. Uzorak varijabli	39
4.5. Prikupljanje i obrada podataka	40
4.6. Statistička analiza	41
5. REZULTATI ISTRAŽIVANJA	42
5.1. Rezultati eksperimenta 1.....	42
5.1.1. Rezultati apsolutnih vrednosti nogu.....	43
5.1.2. Rezultati relativizovanih podataka nogu.....	49
5.2. Rezultati eksperimenta 2.....	54
5.2.1. Rezultati apsolutnih vrednosti ruku	54
5.2.2. Rezultati relativizovanih podataka ruku	60
6. DISKUSIJA REZULTATA	65
6.1. Diskusija rezultata eksperimenta 1	65
6.2. Diskusija rezultata eksperimenta 2	68
7. GENERALNI ZAKLJUČAK	73
7.1. Potencijalni značaj istraživanja	74
7.2. Smernice za buduća istraživanja	75
Literatura	77
PRILOZI	95
Biografija autora	104

1. UVOD

Generalno je prihvaćeno da su osnovne MKM definisane kroz njihovu sposobnost da razviju F, P i V (Jaric 2015). Pošto je poznato da testiranje MKM u različitim motoričkim zadacima podrazumeva MVN, a samu proceduru testiranja rutinski prati i verbalno ohrabrenje, postoji osnova za pretpostavku da ispitanici iz različitih razloga nisu uvek u mogućnosti da ispolje svoj maksimum (McNair, Depledge et al. 1996, Słomka, Jaric et al. 2019). Pokazalo se da različiti faktori mogu uticati na sposobnost ispitanika da ispolji MVN tokom testiranja kao što su bol (O'Reilly, Jones et al. 1998, Khan, McNeil et al. 2011, Black and Dobson 2013), zamor (Choi and Widrick 2009, de Morree and Marcora 2012), prethodna povreda i narušena propriocepcija (Tripp, Boswell et al. 2004, Torres, Vasques et al. 2010), neudobnost (Marcora 2011), nedostatak motorne veštine (McCormick, Meijen et al. 2015), davanja nepravovremenih i nepreciznih instrukcija (Hazard, Reeves et al. 1993, Sahaly, Vandewalle et al. 2001). Ono što je nesporno jeste da efekti umanjenog napora dovode do umanjenog mišićnog naprezanja, pa time i promena u ispoljenom nivou rada (A), F i P (Salles, Baltzopoulos et al. 2011, Słomka, Jaric et al. 2019).

Oksfordski rečnik opisuje napor (eng. *Effort*) kao „fizičku ili psihičku energiju koju je potrebno uložiti kako bi se nešto uradilo“. Međutim, sa fiziološkog stanovišta pojam „napora“ se najčešće definiše kao centralno generisan osećaj procesuiranja signala iz centralnog nervnog sistema (CNS), čija mera može biti ispoljeni nivo „mišićnog naprezanja“ tokom obavljanja određenog motoričkog zadatka (Marcora 2009, Marcora and Staiano 2010). Na osnovu toga, svaka promena u nivou uloženog napora dovešće do promene u nivou ispoljenog intenziteta mišićnog naprezanja, pa u kontekstu efekata na MKM pojmovi „napor“ i „naprezanje“ se mogu koristiti kao sinonimi, ali sa obraćanjem pažnje na poreklo i uzrok njihovog nastanka (Kumar and Simmonds 1994, Kolkhorst, Mittelstadt et al. 1996, Lagally, McCaw et al. 2004, de Morree and Marcora 2012).

Novija istraživanja pokazuju da umanjeni nivo napora (UNN) utiče na koordinaciju izvođenja višezglobne vežbe neproporcionalno menjajući ispoljene MKM (Da Silva, Brentano et al. 2008, Dounskaia and Shimansky 2016). Drugi autori ističu da nivo mišićne aktivacije nije glavni faktor koji utiče na promene u MKM, već se nastale promene pripisuju mehanizmima unutar-mišićne i međumišićne koordinacije (Salles, Baltzopoulos et al. 2011, Jaric 2016, Słomka, Jaric et al. 2019). Takođe, pokazalo se da postoji visoka korelacija između percepcije napora i aktivnosti motornih komandi (MK) od koje zavisi adekvatna aktivacija MJ u skladu sa instrukcijom nivoa napora, i da nivo naprezanja mišića ne menja kinematički obrazac pokreta koji se izvode pri izometrijskom režimu rada mišića (de Morree and Marcora 2012). Iz ugla motorne kontrole, nastale promene u MKM pod uticajem UNN mogu se objasniti teorijom optimalizacije (Triano, Scaringe et al. 2006). Na osnovu ove teorije, prilikom UNN dolazi do koordinacionog preraspoređivanja MKM, odnosno do njihove opitimizacije kao odgovora CNS

na nastali motorni problem, ako „problem“ uopšte i postoji (Latash 2012). S tim u vezi i dalje ostaje otvoreno pitanje na koji način će se menjati MKM pod efektima UNN prilikom izvođenja

složenih višezglobnih motoričkih zadataka koje karakteriše koncentrični režim rada mišića, kao što su skokovi iz polu-čučnja i bacanja medicinke sa grudi.

1.1. MEHANIČKE KARAKTERISTIKE MIŠIĆA

Termin mehaničke karakteristike mišića se koristi kao sinonim terminima mehaničke funkcije, svojstva ili osobine mišića koje se mogu proceniti mehaničkim veličinama kao što su V, F, P i A (Zatsiorsky 2008). Za razliku od motoričkih sposobnosti koje su mera spoljašnjih efekata manifestne fizičke aktivnosti, MKM su mera promena latentne unutrašnje mišićne funkcije. Kukolj (2006) opisuje MKM kao motoričke dimenzije mišića koje definišu strukturu motoričkih svojstava i kvantitativno objašnjavaju spolja vidljive manifestacije različitih aktivnosti. Na primer, motorička sposobnost jačine je mera ispoljenih spoljašnjih efekata suprotstavljanja maksimalnim opterećenjima prouzrokovanih MKM da unutrašnjim izometrijskim naprezanjem proizvede F (Kukolj 2006). Sam pojam „izometrijsko“ se odnosi samo na unutrašnje naprezanje mišića, odnosno način razvijanja mišićne F, i ne opisuje spoljašnje efekte ili karakteristike opterećenja. U istom kontekstu se pojam F koristi kao jedina karakteristika mišića nad kojom imamo voljnu kontrolu, odnosno čovek svesno uložiti određeni napor za razvijanje izometrijske kontrakcije određenog intenziteta i trajanja (Nedeljković 2016).

Međutim, ulaganje voljnog naprezanja se ne odnosi samo na izometrijsku mišićnu aktivnost, već i na dinamičku aktivnost izraženu kroz izvršeni A i P (Kroemer 1970). S obzirom da je A u fizici definisan kao mera količine energije koja pređe iz jednog oblika u drugi, A izvršen kretanjem segmenta tela je ekvivalentan izvršenom A mišićne aktivnosti. Odatle i zaključak da je osnovna funkcija skeletnih mišića, koji čine najveći deo mase ljudskog tela, da tokom kontrakcije generišu F pretvarajući hemijsku energiju u mehanički A (Frontera and Ochala 2015). Sila kao takva predstavlja kompleksnu interakciju svih neuromišićnih faktora - neuralnih, fizioloških, morfoloških i mehaničkih (Fitts, McDonald et al. 1991).

1.1.1. Neuralni faktori

Nivo mišićne F na prvom mestu zavisi od broja nervnih signala koji se šalju mišiću (Cormie, McGuigan et al. 2011). Jedan nervni signal će uvek da proizvede isti nivo F u mišiću, međutim ako se svaki naredni signal nadoveže na prethodni, doći će do njihovog slivanja u jednu složenu tetaničku kontrakciju (Frontera and Ochala 2015). Nervni signali jednog alfa-motoneurona istovremeno inervišu više mišićnih vlakana, koja zajedno čine jednu motornu jedinicu (MJ) koje se u toku rada mogu naizmenično uključivati i isključivati. Pokazalo se da se pri

manjim opterećenjima uglavnom uključuju spore MJ, a pri većem opterećenju brze MJ, dok je uključenje svih MJ prisutno samo ukoliko se mišić suprotstavlja maksimalnom opterećenju (Cormie, McGuigan et al. 2011). Uključivanje MJ zasnovano na principu „veličine“ (tj. prvo se

regrutuju manje MJ, a zatim veće MJ, se ne odnosi samo na kontrakcije pri sporim pokretima, već i pri brzim balističkim pokretima i izometrijskim kontrakcijama (Desmedt and Godaux 1978). Međutim, za razliku od sporih kontrakcija, prag uključivanja MJ pri brzim pokretima je dosta niži zbog ubrzanog porasta sile (Van Cutsem, Duchateau et al. 1998). S obzirom da aktivacija MJ visokog praga inerviše relativno veliki broj brzih mišićnih vlakana koji proizvode visoku F, sposobnost njihove ubrzanе aktivacije direktno utiče na nivo ispoljene maksimalne P (P_{max}) mišića (Enoka and Fuglevand 2001).

Drugi neuralni faktor od koje zavisi ispoljena F mišića je definisan kao frekvencija paljenja MJ. Što je viša frekvencija paljenja MJ i mišićna F će biti veća ali samo do određene tačke. Odnosno kada frekvencija paljenja MJ pređe nivo koji je dovoljan za postizanje maksimalne F (F_{max}), njeno dalje povećanje će uticati na doprinos povećanju brzine razvoja F (eng. *rate of force development* – skraćeno, RAD) (Cormie, McGuigan et al. 2011). Brzina razvoja F se smatra važnim faktorom u ispoljavanju visokog nivoa P jer je vreme za ispoljavanje F u snažnim eksplozivnim pokretima obično ograničeno (Newton, Kraemer et al. 1996). Stoga se sposobnost povećanja frekvencije paljenja MJ, smatra kao mogućnost adaptacija neuralnog mehanizma zarad proizvodnje visoke P.

Dalje, pored angažovanja MJ i njihove frekvencije paljenja, predloženo je da sinhronizacija aktivacije MJ može uticati na povećanje mišićne F i RFD (Komi 1986). Međutim, na koji način sinhronizacija aktivacije MJ može da utiče na povećanje u RFD još uvek nije jasno. Do sada nije primećena razlika u ispoljenoj F između asinhronizovane i sinhronizovane aktivacije MJ pri frekvencijama paljenja dovoljnim za ostvarenje maksimalne voljne kontrakcije (Cormie, McGuigan et al. 2011). Takođe, primećeno je da asinhrono pražnjenje akcionog potencijala dovodi do veće proizvodnje F na nivou submaksimalne frekvencije paljenja MJ (Lind and Petrofsky 1978). Iako dokazi ne idu u prilog efekata sinhronizacije MJ, smatra se da sinhronizacija predstavlja jednu od strategija među-mišićne koordinacije koja može uticati na povećanje u F i RFD tokom izvođenja kompleksnih višezglobnih pokreta (Cormie, McGuigan et al. 2011). Sa druge strane, kod izolovanih jednozglobnih pokreta se pokazalo da sinhronizacija nema značajne efekte (Cormie, McGuigan et al. 2011).

Na osnovu navedenog zaključuje se da su tri osnovna uslova od kojih zavisi ispoljena F_{max} (Cormie, McGuigan et al. 2011, Frontera and Ochala 2015): (1) broj uključenih MJ, (2) frekvencija njihove aktivacije i (3) sinhronizacija njihovog rada. Kao što je napomenuto, jedino u uslovima suprotstavljanja maksimalnom opterećenju učestalost nervnih signala će biti dovoljno velika da dovede do generisanja F_{max} . U ovom slučaju biće zadovoljena sva tri uslova njenog generisanja. S

obzirom na činjenicu da nivo P direktno zavisi od nivoa ispoljene F , lako je zaključiti da i nivo ispoljene P_{\max} će zavisiti od istih neuralnih faktora (Cormie, McGuigan et al. 2011).

1.1.2. Morfološki faktori

Morfološki faktori od kojih zavisi ispoljena F_{\max} i P_{\max} su kontraktilni kapaciteti mišića, pri čemu se izdvajaju tip i arhitektura mišićnih vlakana, i osobine tetive (Cormie, McGuigan et al. 2011). Zavisnost F_{\max} od tipa mišićnog vlakna se odnosi na njihove histohemijske, biohemijske, morfološke i fiziološke razlike (Cormie, McGuigan et al. 2011). Osnovna podela tipa mišićnih vlakana je na spora oksidativna (tip I), brza oksidativna (tip IIa) i brza glikolitička (tip IIb). Jedna od osnovnih razlika je da brza vlakna generišu veću F_{\max} od sporih, kao i da imaju tri puta veću maksimalnu V (V_{\max}) i četiri puta veću P_{\max} u odnosu na spora (Edgerton 1986). Razlike u ispoljenom nivou P u odnosu na uzdužni presek mišićnog vlakna zavisice od specifičnog nivoa ostvarene F_{\max} , V_{\max} i oblika krive $F - V$ relacije različitih mišića (Bottinelli, Pellegrino et al. 1999, Lieber 2002). Međutim, smatra se da razlike između vlakana u pomenutim nivoima V_{\max} imaju veći uticaj na razlike u ispoljenoj P_{\max} , odnosno brza glikolitička vlakna mogu razviti višu specifičnu F , brže se kontrakuju i više skraćenje, pa samim tim mogu razviti i višu P_{\max} (Lieber 2002, Cormie, McGuigan et al. 2011).

Drugi važan morfološki faktor od kojih zavisi F_{\max} je arhitektura mišića definisana kroz površinu poprečnog preseka, dužinu mišićnih vlakana i ugao njihovog pripajanja za tetivu (Cormie, McGuigan et al. 2011). Površina poprečnog preseka mišića direktno je proporcionalna F_{\max} , nezavisno od tipa mišićnog vlakna (Edgerton 1986). Pošto je poznato da se svi skeletni mišići po kriterijumu njihove arhitekture dele na vretenaste, peraste, lepezaste i četvrtaste, njihova sposobnost generisanja F_{\max} će biće različita. Na osnovu kosog ugla pripajanja vlakana na centralno uraslu tetivu duž celog mišića, perasta arhitektura ima najveći fiziološki presek, pa time i mogućnost razvijaju najviše F_{\max} (Frontera and Ochala 2015). Sa druge strane, vlakna u vretenastim mišićima su duga i postavljena paralelno, što znači da imaju manjeg fiziološki preseka, koji sa druge strane omogućava ispoljavanje većih V njegovog skraćenja i manjih F za razliku od perastih mišića. Posmatrano iz ugla generisanja P_{\max} koja je uslovljena sa F_{\max} , nije teško zaključiti da mišićna vlakna sa većim poprečnim presekom, kao što su perasta, mogu proizvesti veću P_{\max} (Lieber 2002). Međutim, pošto nivo ispoljene P_{\max} zavisi i od V_{\max} skraćenja mišića, duža vlakna imaju bolji potencijal da razviju veću P_{\max} (MacIntosh and Holash 2000). Takođe, dokazi iz studija istraživanja generisanja MVA jednog mišićnog vlakna su pokazala da je nivo izometrijske F proporcionalno jednak poprečnom preseku mišića (Maughan, Watson et al. 1984). Sa druge strane, ne mogu se sve relacije generisanja F_{\max} objasniti veličinom poprečnog preseka mišića, već je potrebno uzeti i faktore kao što su frekvencija pražnjenja moto neurona, tip mišićnog vlakna, ugao pripajanja za tetivu i mehanički sistem poluge kroz koju je procenjena F_{\max} (Cormie, McGuigan et al. 2011)

Takođe, pokazano je i da ugao pripajanja mišićnih vlakana za aponeurozu ili tetivu ima značajne fiziološke efekte na F-V relaciju pa time i na P_{\max} (Huijing 1985). U odnosu na povećanje ugla pripoja povećavaju se i uslovi za ispoljavanje F_{\max} (Muhl 1982), ali istovremeno i na

smanjenje V_{\max} (Spector, Gardiner et al. 1980). Povećani ugao pripajanja ima efekte manjeg skraćanja mišića u odnosu na ukupno skraćanje tetive iz razloga rotacije peraste strukture vlakana prilikom kontrakcije. U skladu sa time, strukture perastih mišića sa većim uglom pripajanja ispoljavaju svoje kontraktilne sposobnosti bliže svojoj optimalnoj dužini, pa u odnosu na relaciju sila – dužina mogu da ispolje viši nivo F (MacIntosh and Holash 2000). Tako da, bez obzira na donekle obrnuto proporcionalan uticaj povećanja ugla pripajanja na F_{\max} i V_{\max} , zavisnost P_{\max} od nivoa F_{\max} i dalje ima prednost (MacIntosh and Holash 2000). Na osnovu toga, smatra se da veći ugao pripajanja mišićnih vlakana ima veći značaj za ispoljavanje P_{\max} (MacIntosh and Holash 2000).

1.1.3. Mehanički faktori

Sila koju skeletni mišići generišu ispoljava se u sistemu poluga koji sačinjava koštano-zglobni aparat što znači da se pri različitim pokretima odnos između generisane i ispoljene F menja. Mišići se suprotstavljaju spoljašnjem opterećenju gravitacione F koja deluje na segment i najčešće dodatni teret. Rastojanje između dejstva mišićne F, odnosno mišićnog pripoja i centra rotacije u zglobu, naziva se krak mišićne F. Pošto je poznato da je proizvod F i kraka na kome ona deluje jednaka momentu F onda se ukupni intenzitet generisane F može predstaviti u skalarnom obliku kao moment mišićne F. Sa druge strane, ukupni intenzitet gravitacione F deluje na centar segmenta ili centar spoljašnjeg opterećenja. Takođe, F deluje na određenom rastojanju od centra zgloba, koji se definiše kao krak spoljašnje F. Na osnovu toga izvodi se zaključak da se pokreti vrše u uslovima suprotstavljanja mišićnog (unutrašnjeg) momenta F spoljašnjem momentu F. Kako se momenti F menjaju prilikom izvođenja pokreta i uslovi ispoljavanja mišićne V, F i P biće drugačiji (Nedeljković 2016). Takođe, u toku samog izvođenja pokreta krakovi oba momenta se menjaju. Na osnovu toga, ukoliko je intenzitet spoljašnje F konstantan V pokreta će biti veća, i obrnuto. Kao posledica toga, testiranje MKM u različitim motoričkim zadacima daje rezultate koji opisuju mehanički produkt mišićnog sistema u celini, na primer izlaznu F ili P mišića, ali ne i individualne mehaničke karakteristike pojedinačnih mišića (Jaric 2015). Takođe, mnogobrojne studije su pokazale da se relacije između različitih MKM ispoljavaju drugačije u jednoglobnim (Hill 1938, Wilkie 1949) i višezglobnim pokretima (Jaric 2015). Na osnovu toga, pored neuralnih i morfoloških faktora mišića, na nivo ispoljene F mogu uticati i mehanički faktori u koje ubrajamo: (1) režim rada mišića, (2) relacija sila-dužina, (3) relacija sila-vreme, (4) relacija sila-brzina i (5) relacija snaga-brzina.

Režim rada mišića

Ispoljavanje F mišića direktno zavisi od režima rada mišića u sistemu poluga, koji je određen odnosom između mišićne i spoljašnje F (Nedeljković 2016). Tako možemo razlikovati 4 osnovna režima rada mišića: izometrijski, koncentrični, ekscentrični i ciklus izduženja-skraćenja.

Izometrijski ili statični režim rada mišića podrazumeva ispoljavanje mišićne F u uslovima kada su moment mišićne i spoljašnje F izjednačeni. Mišić u ovakvim uslovima ne menja svoju ukupnu dužinu, odnosno miofibrile se skraćuju ali tetive se izdužuju, pri čemu ne dolazi do pokreta (Nedeljković 2016). Važno je napomenuti da F_{\max} može da se ispolji samo u izometrijskom režimu ili kvazistatičkom režimu rada mišića (Jarić 1997).

Koncentrični režim rada mišića podrazumeva uslove u kojima je moment mišićne F veći od spoljašnjeg momenta F . U toku koncentrične kontrakcije ukupna dužina mišića se skraćuje pri čemu dolazi do pokreta. U zavisnosti od veličine spoljašnjeg opterećenja kome se mišići suprotstavljaju u koncentričnom režimu rada će se ispoljiti različiti nivoi F , V i P (Nedeljković 2016).

Ekscentrični režim rada mišića karakterišu uslovi u kojima je spoljašnji moment veći od unutrašnjeg momenta mišićne F . Mišić se u ekscentričnom režimu rada izdužuje, pri čemu se pasivna i aktivna komponenta sabiraju što znači da je generisana F_{\max} veća od F_{\max} koja se generiše prilikom koncentričnog i izometrijskog režima rada (Jarić 1997).

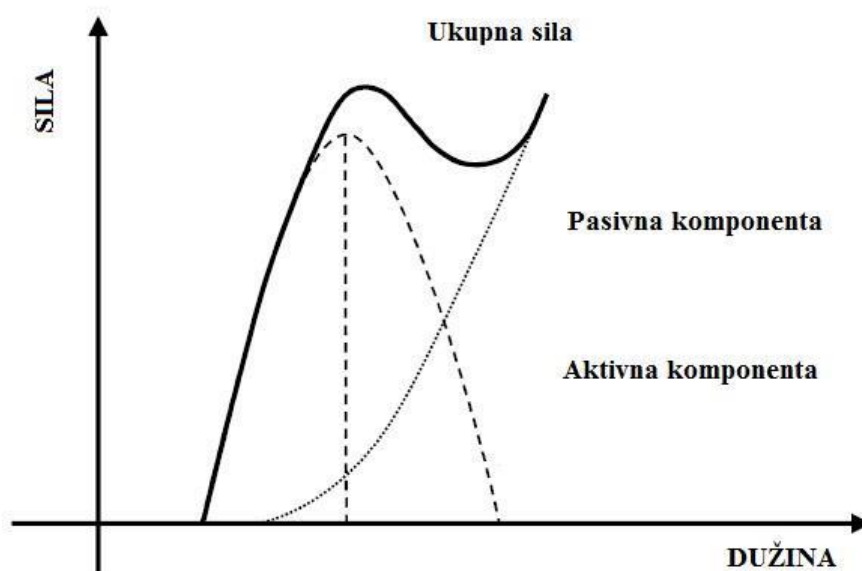
Ciklus izduženja-skraćenja mišića podrazumeva uslove rada u kojima koncentričnoj kontrakciji prethodi brza ekscentrična kontrakcija. Većina pokreta i kretanja se odvija u naizmeničnom smenjivanju izduženja i skraćenja mišićna (Van Hooren and Zolotarjova 2017). U situaciji kada se mišićno vlakno prvo izduži (ekscentrična kontrakcija), a zatim odmah brzo skрати (koncentrična kontrakcija), ispoljene F i P tokom koncentrične kontrakcije, su veće nego pri izolovanoj koncentričnoj kontrakciji (Cormie, McGuigan et al. 2011). Iz tog razloga lako je zaključiti da će ispoljena P_{\max} biti najveća u pokretima koji se ispoljavaju pri ciklusu skraćenja-izduženja mišića (Cormie, McGuigan et al. 2011).

Relacija sila-dužina

Sila koju mišić može da proizvede zavisi od njegove dužine (Gordon, Huxley et al. 1966, Jarić 1997, Cormie, McGuigan et al. 2011). Zavisnost F od dužine mišića treba posmatrati kao sumu aktivne i pasivne komponente mišićne F (Slika 1) (Jarić 1997). Aktivna komponenta mišićne F nastaje kao rezultat interakcije mišićnih filamenata aktina i miozina, delujući uvek u smeru skraćenja mišića. Pasivna komponenta mišićne F nastaje kao rezultat prekomernog rastezanja vezivno-potpornog tkiva mišića koje čine mišićne fascije, tetiva i titin (Jarić 1997). Pri malim dužinama mišića pasivna komponenta zanemarljivo utiče na mišićnu F , dok pri dužinama u kojima je preklapanje aktina i miozina optimalno stvaraju se uslovi za ispoljavanje F_{\max}

(Gordon, Huxley et al. 1966). Rastezanje sarkomera izvan optimalnog preklapanja miofilamenata dovodi do progresivnog smanjenja u F koju mišić može da ispolji (Lieber 2002). Međutim, pri maksimalnim dužinama mišića dolazi do povećanja aktivnosti pasivne komponente koja može da bude veća od aktivne komponente pri maksimalnoj voljnoj kontrakciji, što u nekim slučajevima može dovesti do oštećenja ili čak do prekida tetiva i mišića (Jarić 1997). Pasivna komponenta

mišićne F , takođe, deluje isključivo u smeru skraćanja mišića. Zbog razlika u aktivnoj i pasivnoj komponenti mišića, a ponajviše zbog fiziološkog poprečnog preseka i ugla pod kojim se pripajaju mišićna vlakna, oblik relacije sila-dužina neznatno varira kada su u pitanju različite mišićne grupe (Gareis, Moshe et al. 1992). Takođe, mišićna snaga definisana kroz $F - V$ relaciju zavisi direktno od nivoa F koju mišić može da proizvede, što znači da će zavisiti od načina, smeru i veličine promene dužine mišića (Cormie, McGuigan et al. 2011).



Slika 1. Relacija sila-dužina: zavisnost aktivne i pasivne komponente, kao i ukupne mišićne sile od dužine mišića (Djuric 2017).

Relacija sila-vreme

Relacija mišića sila – vreme se odnosi na vremensko kašnjenje u razvoju F celog mišićno-tetivnog aparata i može se definisati kao vreme koje protekne od pojave nadražaja, do početka razvoja ili do Postizanja F_{max} (Jarić 1997). Vremensko kašnjenje se deli na dva dela, pri čemu se prvo odnosi na povećanje aktivacije mišića i naziva se aktivno stanje ili dinamika mišićne ekscitacije (Knudson 2007). Kod brzih i snažnih pokreta, treningom se može uticati na neuromišićni sistem tako da vreme mišićne aktivacije može biti smanjeno (do vrednosti od 20 ms) (Knudson 2007). Drugi deo kašnjenja podrazumeva vreme koje je potrebno da mišić razvije F i često se drugačije naziva dinamika mišićne kontrakcije (Knudson 2007). Vreme potrebno za

mišićnu kontrakciju zavisi od mentalnog napora ispitanika, treniranosti, vrste mišićnih vlakana, vrste mišićnog naprežanja i istorije aktivacije grupe mišića (Knudson 2007). Za ostvarivanje F_{max} potrebno je od 100ms do 1s prilikom MVA različitih mišićnih grupa. Relacija sila – vreme se često odnosi na elektromehaničko kašnjenje koje se može primetiti prilikom posmatranja elektromiografskog signala aktivnog mišića, i smatra se da ima ulogu u koordinaciji i regulaciji pokreta (Neptune and Kautz 2001).

Relacija sila-brzina

Mišićna relacija F-V opisuje odnos između ispoljene F mišića i V njihovog skraćanja (Hill 1938). F-V relacija ukazuje da se sa povećanjem mišićne F smanjuje V kontrahovanja mišića i obrnuto, i može se objasniti kroz tri moguća uzroka (Nedeljković 2016). Prvi uzrok čini viskozna komponenta mišića koja se povećava sa povećanjem V promene dužine mišića i uvek je suprotnog smera od smera promene. Pasivna F viskozne komponente prilikom koncentrične kontrakcije ima suprotan smer dejstva od aktivne F i sa povećanjem V skraćanja sve više poništava aktivnu F (Jarić 1997). Drugi mogući uzrok leži u kontraktilnom mehanizmu mišića u okviru koga nivo ispoljene F zavisi isključivo od broja uspostavljenih poprečnih mostića. Pošto uspostavljanje poprečnih mostića zahteva određeno vreme, pri većim brzinama kontrakcije njihov broj će biti manji, pa će samim tim i ispoljena F će biti manja (Lieber, Roberts et al. 2017). Treći, verovatno najvažniji uzrok je što svi sistemi koji konvertuju energiju u mehanički rad imaju ograničenu snagu (Nedeljković 2016).

Prva istraživanja ovog fenomena sprovedena su na izolovanom mišiću, pri čemu su F i V merene *in vitro* (Fenn and Marsh 1935). Ovakva laboratorijska analiza omogućavala je merenje jedne od dve varijable (F ili V), pri čemu je vrednost druge varijable, kao i same dužine mišića, bila strogo kontrolisana (MacIntosh and Holash 2000). U toku merenja, mišićno vlakno ili mišić su bili maksimalno stimulisani putem hemijskih ili električnih nadražaja. Nalazi različitih studija na izolovanom mišićnom vlaknu međusobno se neznatno razlikuju (Fenn and Marsh 1935, Wilkie 1949, Claflin and Faulkner 1989), s obzirom na činjenicu da odnos između ispoljene F_{max} i V_{max} skraćanja zavisi i od tipa mišićnog vlakna.

Naredna grupa istraživanja sprovedena je na jednozglobnim i višezglobnim pokretima, odnosno merenje F i V vršeno je *in vivo*. U odnosu na izolovane mišiće u kojima je merena generisana F na samoj tetivi, kod jednozglobnih i višezglobnih pokreta merena je ispoljena (spoljašnja) F ili moment mišićne F na mehaničkom „izlazu“. Takođe, za razliku od merenja V skraćanja samog mišića, u jednozglobnim pokretima merena je ugaona V u posmatranom zglobu. Kod višezglobnih pokreta ova razlika je još veća, pri čemu je najčešće merena V centra mase datog sistema, V pokreta na kraju kinetičkog lanca ili srednja ugaona V na osnovu istovremeno zabeleženih ugaonih V u više susednih zglobova (Nedeljković 2016). Složena priroda višezglobnih pokreta koja se ogleda, pre svega, u velikom broju aktivnih jednozglobnih i

višezglonih mišića, se uzima za glavni razlog zbog kojeg je oblik F-V relacija drugačiji u izolovanom mišiću i kod jednozglonih pokreta (Jaric, 2015). U okviru svoje studije Bobbert (2012) dolazi do zaključka da sa povećanjem broja uključenih segmenata povećava V pokreta smanjujući postepeno mišićnu F pri čemu se smanjuje zakrivljenost parabolične F-V relacije.

Relacija snaga-brzina

Poznato je da se snaga mišića može ispoljiti samo u dinamičnom režimu njegove aktivnosti kao posledica sposobnosti generisanja F pretvarajući hemijsku energiju u mehanički rad. Snaga mišića kao MKM se definiše kao količnik izvršenog A i proteklog vremena (Δt), i prikazuje se formulom:

$$P = A/\Delta t$$

pri tome, ako se zna da je rad proizvod sile koja deluje na neki predmet i distance (ΔS) koju taj predmet pređe u pravcu u kom deluje F, što je prikazano formulom:

$$A = F \times \Delta S$$

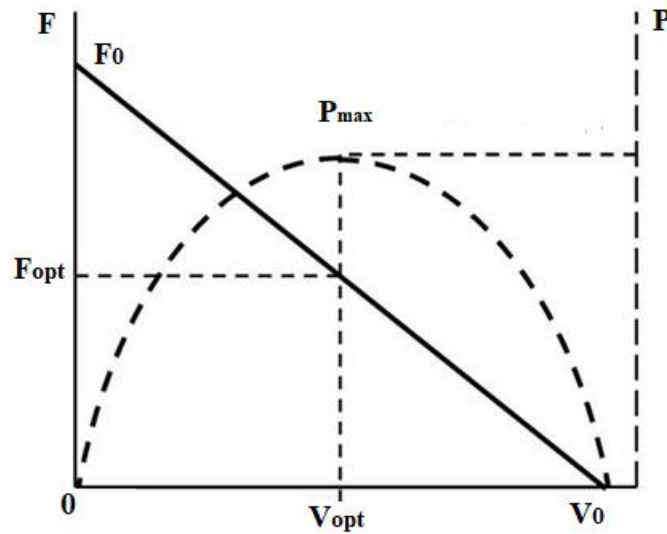
i pošto je poznato da je brzina (V) jednaka količniku pređenog puta u jedinici vremena:

$$V = \Delta S/\Delta t$$

sledi da se snaga može definisati kao proizvod sile i brzine:

$$P = F \times V$$

Iz jednačine se lako može videti da je P mišića određena parametrima F-V relacije, iz koje se lako može izvesti relacija P-V (Slika 2). Paraboličan oblik F-V relacije na slici 2 karakterističan je za višezglonih pokrete i jasno ukazuje da postoji optimalni odnos između F i V pri kojem se ispoljava P_{\max} (vrh parabole) i nalazi se tačno na $\frac{1}{2} F_{\max}$ i V_{\max} (Sreckovic, Cuk et al. 2015, Nedeljković 2016). Mnogobrojna istraživanja F-V relacije u višezglonih pokretima pruža dokaze o njihovom približno linearnom odnosu u različitim motoričkim zadacima (Yamauchi, Mishima et al. 2009, Sreckovic, Cuk et al. 2015, Cuk, Mirkov et al. 2016, Zivkovic, Djuric et al. 2017, Janicijevic, Knezevic et al. 2020), što znači da se jednačinom linearne regresije mogu pouzdano izračunati maksimalne vrednosti F i V (Jaric 2015). Sa druge strane, kod jednozglonih pokreta optimalan odnos između F i V za ispoljavanje P_{\max} nalazi se na oko $\frac{2}{3} F_{\max}$ i oko $\frac{1}{3} V_{\max}$, što je u skladu sa hiperboličnim oblikom parabole (Zatsiorsky 2008).



Slika 2. Linearna F-V relacija kod višezglobnih pokreta (puna linija) i parabolična P-V relacija (isprekidana linija) na $\frac{1}{2}$ maksimalne F_0 (F_{opt}) i maksimalne V_0 (V_{opt}) (Nedeljković 2016).

Jednačina linearne regresije F-V i P-V relacije dobila je značajno mesto u sportskoj nauci, rehabilitaciji i sportskom treningu (Jaric 2015). Procenjivane maksimalne vrednosti izvedenih parametar F, V i P, veoma su važni podaci iz aspekta pravilnog određivanja opterećenja na treningu, upravljanja trenažnim procesom i generalno dijagnostike određivanja opterećenja pri različitim višezglobnim zadacima (Cormie, McGuigan et al. 2011, Leontijevic, Pazin et al. 2012, Cuk, Mirkov et al. 2016, Jaric 2016, Zivkovic, Djuric et al. 2017).

1.1.4. Testovi za procenu mehaničkih karakteristika mišića

Danas se koriste različite metode procene mišićne F, V i P u laboratorijskim i terenskim testiranjima u okviru sportske nauke i prakse, medicine, rehabilitacije i drugim oblastima povezanih sa kretanjem čoveka (Pažin 2013, Jaric 2016). Testiranja se sprovode na izolovanim mišićima ili grupama mišića (Fenn and Marsh 1935, Gareis, Moshe et al. 1992), na različitim vrstama pokreta (jednozglonim i višezglonim) (Cronin and Sleivert 2005, Yamauchi and Ishii 2007, Jaric 2015), u uslovima ispoljavanja različitih mišićnih kontrakcija (koncentrična, ekscentrična, izometrijska, izoinerciona, itd.) (Cress, Peters et al. 1992, Babault, Pousson et al. 2001, Janicijevic, García-Ramos et al. 2019), a potom i primeni različitih vrsta i karakteristika opterećenja (Leontijevic, Pazin et al. 2012, Cosic, Knezevic et al. 2019). Međutim, testovi koji se mogu izdvojiti na osnovu njihove ekološke validnosti jesu oni koji po svom motoričkom obrascu liče na složene pokrete i kretanja koja su deo čovekove svakodnevice (Markovic, Dizdar et al. 2004).

Danas se koriste dve metode procene MKM. Prva metoda, i dalje najzastupljenija, procenjuje MKM testovima koji se izvode u uslovima jednog prethodno definisanog izvođenja određenog pokreta ili stanja mišića (Jaric 2015). Jednostavno rečeno ovi testovi se izvode u uslovima jednog mehaničkog izlaza, kao na primer, visina skoka, frekvencija okretanja pedala, izvršeni rad, podignuti teret itd. (Jaric 2016). Najveća zamerka ove metode jeste što se dobijene MKM neprecizno tumače kao indeksi mišićne funkcije: F (Mirkov, Nedeljkovic et al. 2004, Kawamori, Rossi et al. 2006), P (Cormie, McGuigan et al. 2011) ili V (Yamauchi and Ishii 2007), ili čak njihovih relacija (Markovic and Jaric 2007). Takođe, testovi koji zahtevaju suprotstavljanje maksimalnom opterećenju često nose određeni rizik nastanka povreda i nisu preporučljivi za pojedine vrste ispitanika, kao što su starije osobe ili rekonvalescenti (Balsalobre-Fernández, Muñoz-López et al. 2021, Pérez-Castilla, Jukic et al. 2021).

Druga metoda testiranja MKM je njihovo izračunavanje korišćenjem približno linearne F-V relacije dobijene izvođenjem uglavnom višezglonog pokreta sa dva ili više opterećenja (Jaric 2016). Validnost i pouzdanost izračunatih maksimalnih vrednosti F, V i P iz njihovih relacija potvrđena je za veliki broj motoričkih zadataka uključujući testove na bicikl ergometru (Vandewalle, Peres et al. 1987, Driss, Vandewalle et al. 2002), skokovima (Yamauchi and Ishii 2007, Cuk, Markovic et al. 2014, Garcia-Ramos, Feriche et al. 2017, Janicijevic, Knezevic et al. 2019), potisku nogama (Bobbert 2012), potisku sa grudi (Sreckovic, Cuk et al. 2015, García-Ramos, Jaric et al. 2016, Janicijevic, García-Ramos et al. 2019), privlaka ka grudima (Muñoz-López, Marchante et al. 2017, Zivkovic, Djuric et al. 2017), veslačkom ergometru (Jürimäe, Perez-Turpin et al. 2010) jednoručnom horizontalnom bacanja lopte (Toyoshima and Miyashita 1973), jednoručnom kajakaškom zaveslaju (Petrovic, García-Ramos et al. 2020) i simulaciji bacanja koplja (Kunz 1974). Novija istraživanja su potvrdila i visoku linearnost F-V relacije i kod jednozglonih pokreta nogu i ruku koji se izvode u izokinetičkim uslovima (Grbic i sar., 2017;

Janicijevic i sar., 2019). Takođe, skorašnje istraživanje je pokazalo visoku linearnost F-V relacije u test bacanja medicinke sa grudi, međutim samo je V_{max} imala visoku pouzdanost (Marovic, Janicijevic et al. 2022).

Važno je napomenuti da na nagib linearne regresije i izvedene F, V i P u različitim motoričkim zadacima, mogu uticati različiti faktori kao što su: pol i godine (Yamauchi and Ishii 2007, Yamauchi, Mishima et al. 2009), nivo treniranosti (Cormie, McGuigan et al. 2011), karakteristike opterećenja (Leontijevic, Pazin et al. 2012, Pažin 2013), prethodna istorija treninga (Pazin, Bozic et al. 2011) i takmičarsko iskustvo i nivo sportiste (Ravier, Grappe et al. 2004). Na kraju, iako je dobijena visoka linearnost F-V relacije u višezglobnim vežbama, pokazalo se da su apsolutni parametri F, V i P različiti za noge i ruke (Driss, Vandewalle et al. 1998, Zivkovic, Djuric et al. 2017). Ovakvi nalazi najčešće se objašnjavaju morfološkim razlikama, koje se odnose na arhitekturu i površinu fiziološkog preseka mišića ruku i nogu (Jaric 2015, Nedeljković 2016).

Test „vertikalni skok iz polučučnja“

Sposobnost čoveka da izvede vertikalni skok je prepoznata kao veoma važan kapacitet neuromišićnog sistema za veliki broj populacija uključujući profesionalne sportiste (Carlock, Smith et al. 2004, Oliver, Armstrong et al. 2008, Loturco, D'Angelo et al. 2015), fizički aktivne i neaktivne osobe (Cuk, Mirkov et al. 2016), mlađu i stariju populaciju (Runge, Rittweger et al. 2004, Fernandez-Santos, Ruiz et al. 2015), vojnike (Welsh, Alemany et al. 2008), kao i različite kliničke populacije (Cesar, Tomasevicz et al. 2016, Redler, Watling et al. 2016). Što je još važnije test maksimalnog vertikalnog skoka jedan je od najčešće korišćenih ne samo u laboratorijskim istraživanjima neuromišićnog sistema (Markovic and Jaric 2007, Bobbert, Casius et al. 2008, Bobbert 2014, Mandic, Knezevic et al. 2016, Jimenez-Reyes, Samozino et al. 2017), već i u rutinskim testiranjima procene MKM nogu (Markovic, Dizdar et al. 2004, Garcia-Ramos, Feriche et al. 2017).

Protokoli izvođenja testa vertikalnog skoka su različiti i najčešće se odnose na početni položaj i aktivnost ruku. Tako se izdvajaju skokovi iz polučučnja (eng. *Squat jump - SJ*), u kojima je prisutna samo koncentrična kontrakcija, i skokovi sa „počučnjem“ (eng. *Countermovement jump - CMJ*) u kojima su prisutne obe faze i ekscentrična i koncentrična. Takođe, obe navedene vrste SJ i CMJ testa se mogu izvesti sa zamahom ili bez zamaha rukama (Nedeljković 2016).

Visoka zastupljenost CMJ testa je očigledna zbog visoke sličnosti motoričkog obrasca sa pokretima fleksije i ekstenzije nogu koji su karakteristični pri proceni jednostavnih i složenih motoričkih zadataka (Suchomel, Nimphius et al. 2016), kao što su faze ubrzavanja i usporavanja u sprintu (Comfort, Bullock et al. 2012, Seitz, Reyes et al. 2014, Loturco, D'Angelo et al. 2015, Rodríguez-Rosell, Mora-Custodio et al. 2017) i brze promene pravca kretanja (Nimphius, McGuigan et al. 2010, Spiteri, Nimphius et al. 2014). Iz tih razloga se smatra da je CMJ test sa

dodatnim opterećenjem ekološki validniji test za procenu MKM nogu, od testa koji se sprovodi na bicikl ergometru (Driss, Vandewalle et al. 2002), ili testa maksimalnog potiska nogama (Samozino, Rejc et al. 2012). Sa druge strane, pokazalo se da su validnost i pouzdanost SJ sa CMJ testom veoma slični, iako se SJ test izvodi u koncentričnom režimu mišićne aktivacije (Markovic, Dizdar et al. 2004, Cuk, Markovic et al. 2014). Takođe, zbog uticaja različitih faktora koji mogu uticati na dobijene MKM nogu, smatra se da SJ test može biti pouzdaniji za određene populacije ispitanika, posebno ukoliko se F_{max} i V_{max} dobijaju iz regresione jednačine njihove linearne relacije (Markovic, Dizdar et al. 2004). Međutim, i ako je korelacija između SJ i CMJ testa veoma visoka, CMJ se generalno smatra ekološki validnijim od SJ testa, jer podrazumeva ciklus skraćivanja-izduženja mišića koji karakteriše prirodne oblike kretanja (Markovic, Dizdar et al. 2004).

Brojne studije su procenjivale nivo dostignute F i P kao mere maksimalne visine skoka (MVS), koja može biti izračunata direktno iz sile reakcije podloge (Cormie, McBride et al. 2007, Mandic, Knezevic et al. 2016), iz kinematičkih varijabli skoka (Garcia-Ramos, Feriche et al. 2017), ili čak zajedno predstavljajući ih kao proizvodni indeks mišićnog kapaciteta maksimalne F i P nogu (Salles, Baltzopoulos et al. 2011). Međutim, varijabla koja je najčešće uzimana kao mera indeksa mišićnog kapaciteta da proizvede F, P i V je bila MVS (Mandic, Knezevic et al. 2016). Takođe, izvedena F_{max} iz CMJ testa je viša od one koja se ispoljava u maksimalnim kontrakcijama dobijenih iz SJ testa, stvarajući uslove za ispoljavanje višeg nivoa P_{max} i izvršenog A (Bobbert, Gerritsen et al. 1996). Na osnovu navedenog može se zaključiti da ostvarena VS iz CMJ testa treba da bude veća (Bobbert, Gerritsen et al. 1996, Mandic, Jakovljevic et al. 2015). Boberto sa sar. (1996) je pokazao da i u uslovima kada je nivo startne pozicije bio isti, izvedeni skokovi pri CMJ su bili u proseku viši od SJ za 3.4 cm, što je poslužilo kao dokaz da drugačiji obrazac izvođenja SJ testa nije predstavljao razlog nastalih razlika u VS. Jedno od glavnih objašnjenja je mogućnost ostvarivanja većih zglobnih momenata F tokom izvođenja CMJ skoka u fazi odskoka. U simulaciji koja je bila u skladu sa ovakvom pretpostavkom, a pratila je EMG aktivnost i kinematiku pokreta, pokazalo se da skladištena elastična energija može biti najodgovornija za dobijene razlike u VS, kao i aktivnosti mišića (Bobbert, Gerritsen et al. 1996). Takođe, suštinski doprinos ciklusa izduženja-skraćena mišića kod CMJ, je što omogućava mišiću da izgradi viši nivo aktivnog stanja mišića (veće preklapanje miozinskih mostića), a time i viši novo F pre same koncentrične faze skoka, tako da mišići mogu da proizvedu viši nivo P, odnosno izvrše veći A u prvom delu njihovog skraćena (Bobbert, Gerritsen et al. 1996).

U metodici testiranja ispoljena P_{max} skoka se može procenjivati direktnom i indirektnom metodom, a jedan od najčešće korišćenih i najpouzdanijih instrumenata za procenu MKM nogu je platforma sile (Driss, Driss et al. 2001, Dugan, Doyle et al. 2004, Cormie, McBride et al. 2008). Za direktnu procenu ispoljene P u vertikalnom skoku koristi se komponenta sile reakcije podloge, čija je promena tokom vremena zabeležene u vertikalnoj ravni. Ukoliko se od dobijene sile oduzme težina tela i potom podeli sa masom tela, dobiće se promena ubrzanja centra mase tela tokom vremena. Integracijom krive „ubrzanje-vreme“ dobija se kriva „brzina-vreme“. Proizvodom

ovako dobijenih parametara F i V tokom vremena daje krivu „snaga-vreme“ iz koje se potom izvodi P_{\max} ili izračunava srednja P (Nedeljković 2016).

Takođe, skorašnje studije otkrivaju nekoliko problema koji su povezani sa CMJ kinematičkim obrascem i njegovim efektima na ostale izvedene MKM. Neki od problema su, variranje same MVS nakon serije uzastopnih pokušaja (Markovic, Mirkov et al. 2013), promena u spoljašnjem opterećenju (Markovic, Vuk et al. 2011), ili pod uticajem različitih trenajnih procedura (Hunter and Marshall 2002). Takođe, pokazalo se da dubina počučnja ne utiče samo na MVS već i na ostvareni nivo F i P (McNair, Depledge et al. 1996, Markovic, Dizdar et al. 2004, Bobbert, Casius et al. 2008, Samozino, Rejc et al. 2012, Mandic, Knezevic et al. 2016). Rezultati pokazuju da se sa povećanjem dubine počučnja smanjuje i nivo F i P, ali su promene u samoj MVS relativno male (Bobbert, Casius et al. 2008). Ovakvi rezultati dovode u pitanje validnost izmerene F i P mišića nogu izvedenih iz MVS. Još veći problem bi mogao biti, ne varijabilnost MVS, već njen opseg, jer se pokazalo da se iskusni sportisti spuštaju daleko dublje od „optimuma“ kako bi dostigli MVS (Mandic, Jakovljevic et al. 2015). Jedno od objašnjenja veće dubine spuštanja bilo je dovedeno u vezu za prirodu dvostrukog zadatka, s obzirom da uspešnost u „skakačkim“ sportskim igrama ne zavisi samo od VS već i od brzine njegovog izvođenja. Međutim, daljim istraživanjem pokazalo se da se isti obrazac pokreta javlja i kod neiskusnih vežbača, čime data pretpostavka dvostrukog zadatka nije potvrđena (Mandic, Knezevic et al. 2016). Na osnovu ovih nalaza zasnovane su nove pretpostavke i objašnjenja, uglavnom usmerene ka ekonomizaciji obrasca izvođenja pokreta, što podrazumeva minimalizaciju napora i manipulaciju energetske potrošnje, ali ovakva uloga motorne kontrole u datom zadatku i dalje ostaje nejasna (Salles, Baltzopoulos et al. 2011). Takođe, ne treba izbaciti iz vida konzistentno manje spuštanje u počučanj prilikom davanja instrukcije „skoči maksimalno visoko“, što izrazito menja izvedene varijable F i P, dok se sama MVS ne menja značajno (Mandic, Knezevic et al. 2016).

Pored široke zastupljenosti SJ testa u procenivanju MKM različitih populacija i praćenja trenajnih efekata, veliki broj istraživanja se bavio procenom optimalnog opterećenja za razvoj P_{\max} i metodologije njene procene (Dugan, Doyle et al. 2004, Cormie, Deane et al. 2007). Do sada u poznatoj literaturi se mogu citirati mnogobrojni radovi koji su se bavili procenom optimalne P_{\max} u skokovima iz polu-čučnja čiji je intenzitet opterećenja zasnovan na procentima jedne maksimalne repetitiji čučnja (% 1-RM). Opseg optimalnog opterećenja ispoljavanja P_{\max} u SJ koji je naveden u velikom broju radova se kreće u velikom opsegu od 0% do 80% od 1-RM čučnja. Nekoliko istraživanja predložilo je da je optimalno opterećenje za ispoljavanje P_{\max} u SJ sa manjim intenzitetom opterećenja (0% - 30% od 1-RM čučnja) (Wilson, Newton et al. 1993, Driss, Driss et al. 2001, Soriano, Jiménez-Reyes et al. 2015). U studiji Driss-a i saradnika (2001) navodi se da je P_{\max} sedentarne populacije bila najviša pri nultom opterećenju, dok je kod osoba koji su se bavili sportovima jačine i snage bila pri višim opterećenjima od 10kg za muškarce i od 5 i 10kg za žene. Razlike u ispoljavanju P_{\max} u SJ između slabijih i jačih dizača tegova prikazane su u radu Stouna i sar. (2003), gde se pokazalo da slabiji dizači ispoljavaju P_{\max} pri 10% od 1-RM čučnja, dok jači dizače ispoljavaju pri četiri puta većem opterećenju (40% od 1-RM čučnja). Druga

istraživanja, takođe sprovedena na dizačima tegova prikazuju čak i više vrednosti optimalnog opterećenja za ispoljavanje P_{\max} u SJ, u opsegu od 48 – 63% 1-RM čučnja (Baker, Nance et al. 2001), i 50 – 80% 1-RM čučnja (Sleivert, Esliger et al. 2002). Sa druge strane, Cormie sa saradnicima (2007) identifikuje kod fudbalera i atletičara 0% od 1-RM čučnja kao optimalno opterećenje za razvoj P_{\max} u SJ, sa napomenom da nije bilo razlika u apsolutno dobijenim vrednostima P_{\max} pri opterećenjima od 12% i 27% od 1-RM, dok je dobijena razlika u relativizovanim P_{\max} između 0% i 27% od 1-RM čučnja. Isti autor (2007) navodi da je opterećenje sa sopstvenom telesnom masom (0% od 1-RM) bilo dovoljno nisko da sportisti ispolje optimalno visoku V skoka (pik brzine: $3.66 \pm 0.26 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), a ponovo dovoljno visoko da pruži dovoljno veliki otpor za ispoljavanje adekvatne F (pik sile: $1990.54 \pm 338.55 \text{ N}$). Zaključak Cormiea-a i sar. (2007) je da skokovi bez opterećenja omogućavaju najpoželjniju kombinaciju za ispoljavanje optimalnog odnosa između V i F za ostvarivanje P_{\max} , što je potvrđeno i u nekoliko kasnijih studija (Bevan, Bunce et al. 2010, Garcia-Ramos, Feriche et al. 2017). Dakle, primećuju se generalno velike nepodudarnosti dobijenih rezultata različitih studija usmerenih ka određivanju optimalnog opterećenja pri kojem se ispoljava P_{\max} u skokovima, koje se najčešće pripisuju različitim metodama izračunavanja P_{\max} , eksperimentalnim protokolima, i opremi za prikupljanje podataka (Cormie, McCaulley et al. 2007).

Od značaja je spomenuti i istraživanja koja su se bavila razlikama između SJ sa i bez slobodnog tereta. Dugan sa sar. (2004) u preglednom radu navodi da nije bilo razlike u optimalnom opterećenju za ispoljavanje P_{\max} prilikom izvođenja SJ testa sa slobodnim teretom i na Šmit mašini. Međutim, treba uzeti u obzir da su ispitanici u sprovedenim studijama najčešće bili sportisti sa prethodnim iskustvom u izvođenju obe vežbe. Međutim, isti rezultati su potvrđeni u istraživanju Šeparda i sar. (2008) koji su koristili profesionalne odbojkaše bez prethodnog iskustva. Zaključak ovih studija jeste da se oba modela mogu podjednako efikasno i pouzdano koristiti u određivanju MKM, s tim što treba uvek uzeti u obzir karakteristike populacije ispitanika, njihovo trenažno iskustvo, kao i trenažne ciljeve (Sheppard, Doyle et al. 2008).

Test „bacanja medicine sa grudi“

Opšte je poznato da uspeh u različitim sportskim disciplinama zavisi od mišićne jačine i snage gornjeg dela tela (Cronin and Sleivert 2005, Young 2006, Szymanski 2012, Suchomel, Nimphius et al. 2016, Franchini, Cormack et al. 2019). Na primer, u košarci sa i bez table, igrači izvode brza i snažna bacanja kako bi brzo prebacili loptu sa jednog kraja terena na drugi i tako organizovali brzu ofanzivnu akciju. Istraživanja su pokazala i visoku korelaciju maksimalne jačine i snage sa eksplozivnim i brzim pokretima gornjeg dela tela prilikom izvođenja različitih elemenata iz borilačkih sportova, kao što su udarci u boksu (Walilko, Viano et al. 2005, Pierce, Reinbold et al. 2006, Loturco, Nakamura et al. 2016) i karateu (Loturco, Artioli et al. 2014), bacanja u džudou (Franchini, Del Vecchio et al. 2015, Harris, Foulds et al. 2019) i Olimpijskom rvanju (García-Pallarés, López-Gullón et al. 2011). Takođe, nekoliko studija je potvrdilo da

trening snage gornjeg dela tela može da poboljša jačinu i brzinu izbačaja lopte jednom rukom u rukometu (Ettema, Gløsen et al. 2008), vaterpolu (Marques, Liberal et al. 2012, Veliz, Requena et al. 2014, de Villarreal, Suarez-Arrones et al. 2015), i bejzbolu (DeRenne, Ho et al. 2001, Escamilla, Ionno et al. 2012). Uzimajući u obzir visoku povezanost motoričkih sposobnosti jačine i snage sa velikim brojem elemenata iz različitih sportskih disciplina, razumljivo je što je veliki broj studija zasnovan na procenjivanju MKM različitih kategorija vežbača i sportista. Najčešće korišćeni testovi za procenu MKM gornjeg dela tela su potisak sa grudi (Marques, Van Den Tillaar et al. 2007, García-Ramos, Jaric et al. 2016), vučenje ka grudima (Zivkovic, Djuric et al. 2017), potisak iznad glave (García-Ramos, Suzovic et al. 2021), vertikalno vučenje na vratilu (tzv. „z gibovi“) (Muñoz-López, Marchante et al. 2017), testovi na izokinetičnom dinamometru (Borms, Maenhout et al. 2016), testovi potiska rukama na platformi sile (Sayers and Bishop 2017). Međutim, navedenim testovima nedostaje ekološka validnost s obzirom da nesimuliraju dovoljno elemente iz različitih sportskih aktivnosti.

Kako bi nedostatak ekološke validnosti testova snage gornjeg dela tela bio nadomešten, u poslednjih par decenija sve više su u praksi zastupljeni testovi bacanja lopti različite mase. Upotreba medicinske lopte kao sredstva u treningu za razvoj eksplozivne sile i snage ruku, ali kao i instrument njihove procene je sve više zastupljena u sportskoj praksi (Van den Tillaar and Marques 2013). Kondicioni treneri konstantno istražuju i koriste lopte različitih težina, gde kroz pliometrijski trening razvijaju eksplozivnu silu, ili pak koriste kao proprioceptivnu vežbu za razvoj neuromišićne funkcije usmerene u cilju prevencije i rehabilitacije povreda (Van den Tillaar and Marques 2013, Clark, Röijezon et al. 2015). Zbog široke funkcije, jednostavne procedure, finansijski malih izdataka, BM test stiće prednost u odnosu na ostale (Borms, Maenhout et al. 2016). Tako se njihova upotreba kao validnih i pouzdanih testova u procenjivanju MKM gornjeg dela tela proširila na sve kategorije, decu (Viitasalo 1988, Davis, Kang et al. 2008), starije (Harris, Wattles et al. 2011), sportiste (Ignjatovic, Markovic et al. 2012), različite kliničke populacije (Clark, Röijezon et al. 2015), čak je ušla i u bateriju testova koja se sprovodi u vojsci (Wyss, Marti et al. 2007).

Najčešći testovi bacanja lopti koji se koriste za procenu MKM gornjeg dela tela su bacanje lopte iz sedećeg položaja sa jednom rukom (eng. *seated shot put*) (Negrete, Hanney et al. 2010), bacanje medicinke preko glave (Van den Tillaar and Marques 2013), bacanje medicinke sa grudi (Davis, Kang et al. 2008, Harris, Wattles et al. 2011, Sayers and Bishop 2017). Prvi tip testa unilateralnog bacanja medicinke iz sedećeg položaja, zbog bezbednosnih razloga limitiran je na izvođenje sa loptama manje težine (Marques, Marinho et al. 2010). Druga dva testa se češće koriste i njihova pouzdanost i validnost je potvrđena u nekoliko studija (McNair, Depledge et al. 1996, Davis, Kang et al. 2008, Negrete, Hanney et al. 2010, Van den Tillaar and Marques 2013, Borms, Maenhout et al. 2016, Sayers and Bishop 2017). Pokazano je da se varijabilnost maksimalne brzine (V_{max}) bacanja smanjivala sa povećanjem težine lopte i bila je dosta viša u bacanju medicinke iza glave za razliku od BM testa (Van den Tillaar and Marques 2013).

Međutim, Van den Tillaar i Marques u svojoj studiji (2013) zaključuju da, i tehnika i masa lopte do 5 kilograma utiču na povećanje pouzdanost V_{\max} . Takođe, isti autori ističu da je test bacanja medicinke sa grudi iz sedećeg položaja pouzdaniji i jednostavniji za izvođenje s obzirom da je trup izolovan jer se pokret isključivo izvode mišićima ramenog pojasa i ruku. Priroda ovakve tehnike bacanja smanjuje nastanak greške prilikom testiranja, što je potvrđeno i u ranije objavljenom istraživanju (Harasin, Dizdar et al. 2006).

Najčešće procenjivani elementi iz kojih se izvode varijable F i P su distanca izbačaja (Stockbrugger and Haennel 2001), brzina kretanja lopte i kinematičke varijable bacanja (brzine distalnog segmenta) (Van den Tillaar and Marques 2013). Navedeni elementi se smatraju validnim merama individualne sposobnosti bacanja (Van den Tillaar and Marques 2013). Instrumenti i metode merenju V, najčešće podrazumevaju korišćenje kapija sa fotoćelijama (Viitasalo 1988, Gorostiaga, Granados et al. 2005), video snimanje sa visoko brzim kamerama (Sayers and Bishop 2017), ili radarski pištolj (eng. *doppler radar gun*) (Harasin, Dizdar et al. 2006).

1.2. OSEĆAJ NAPORA

Opšte je prihvaćeno da izvođenje nekog zadatka ili aktivnosti koje angažuju u određenoj meri psiho-fizičke kapacitete, uzrokuje osećaj koji čovek doživljava kao napor. Poreklo napora može biti proizvod fizičkog (mišićnog i fiziološkog) ili mentalnog (kognitivnog i emotivnog) naprezanja, ili čak obostranog psiho-fizičkog naprezanja. Oksfordski rečnik definiše „napor“ (eng. *effort*) kao: „Fizičku ili mentalnu energiju koja je potrebna da se nešto uradi, odnosno nešto za šta je potrebno dosta energije“ (Stevenson 2010). Sa druge strane, pojam "naprezanje" (eng. *exertion*) se definiše, ili kao, čin stvaranja fizičkog ili mentalnog napora, ili pak kao, korišćenje moći ili snage (eng. *power*) da se nešto dogodi ili ostvari (Stevenson 2010). Na osnovu navedenog pojmovi „napor“ i „naprezanje“ veoma su slični i često se koriste kao sinonimi u svakodnevnom životu i u naučnim radovima (Marcora 2009, Amann, Blain et al. 2010, Martin, Thompson et al. 2015, Pageaux 2016). Međutim, u današnjim istraživanjima i dalje je jedan od najčešćih problema tumačenje samog pojma „napor“. Metodološki problemi nastaju kada se tumačenje osećaja za napor i njegova procena stave u isti kontekst i integrišu sa osećajima mišićnog naprezanja, sile, težine, bola i neudobnosti, dok su mehanizmi njihovog nastanka delimično različiti (Bergstrom, Housh et al. 2015, Pageaux 2016).

Istraživanje osećaja napora kao sastavnom delu regulacionog mehanizma ljudskog ponašanja predstavio je francuski filozof Gulaume Ferrero davne 1894. godine (Ferrero 1894) što je potvrđeno skoro sto godina kasnije Brahamovom teorijom motivacionog intenziteta (Wright 2008), koja se smatra osnovom bio-psihološkog modela sposobnosti mentalne izdržljivosti (Marcora and Staiano 2010). Brahamova teorija se zasniva na potencijalnoj motivaciji koja je definisana kao maksimalni napor koji je osoba spremna da uloži kako bi zadovoljila motiv (Brehm and Self 1989). Ukoliko se bio-psihološki model navedene motivacione teorije stavi u kontekst izvođenja neke vežbe pri jednom konstantnom nivou opterećenja, vežbač će biti uključen u isti proces onoliko koliko je njegov trenutni nivo MVN (Pageaux 2016). Postavkom Brahamove teorije u kontekst samoprocene nivoa napora, vežbač će prilagoditi intenzitet izvođenja vežbe kada dostigne nivo MVN koji je spreman da ispolji kada je uspešnost praktično neostvariva (De Morree, Klein et al. 2012, Pageaux 2016). U skladu sa time postavljena je definicija osećaja napora kao posebnog osećaja trošenja energije naprezanjem, koji je praćen senzacijom stresa i izvršenog rada koji je sve intenzivniji što se osoba više trudi (Preston and Wegner 2009). Na osnovu ove definicije, osećaj napora će paralelno rasti sa povećanjem opterećenja neke fizičke aktivnosti ukoliko ista predstavlja konstantan izazov za CNS, odnosno da nema adaptacije.

Procena nivoa napora (RPE – eng. *Rating of perceived effort*) izvođenja određene vežbe najčešće se testirati Borgovom skalom (Borg 1962), koja se pokazala kao pouzdan instrument merenja intenziteta napora u kreiranju i praćenju rehabilitacionih programa vežbanja (Zeni,

Hoffman et al. 1996, Grange, Bougenot et al. 2002, Gondoni, Nibbio et al. 2010, Coquart, Tourny-Chollet et al. 2012), treningu izdržljivosti (Henriksson, Knuttgen et al. 1972, Marcora and Staiano 2010, Black and Dobson 2013), izometrijskim kontrakcijama mišića (Cooper, Grimby et al. 1979, McNair, Depledge et al. 1996, Pincivero, Lephart et al. 1999, Jackson and Dishman 2000, Pincivero, Coelho et al. 2001), dinamičnom režimu rada mišića ispoljenom u odnosu na procenat 1-RM u različitim vežbama sa opterećenjem (Suminski, Robertson et al. 1997, Gearhart, Goss et al. 2002, Lagally, Gallagher et al. 2002, Pereira, Correia et al. 2011). Istraživanja su pokazala da se sam osećaj napora pogoršava u prisustvu fizičkog (de Morree and Marcora 2012) ili mentalnog zamora (Pageaux, Marcora et al. 2015), zatim kod raznih patoloških stanja, kao što je šlog (Kuppuswamy, Clark et al. 2014), hronično otkazivanje bubrega (Macdonald, Fearn et al. 2012) i multiplaskleroza (Thickbroom, Sacco et al. 2006).

Međutim, iako je Borgova RPE skala veoma rasprostranjena u naučnim istraživanjima (Faulkner, Parfitt et al. 2008, Pageaux 2016) i trenažnoj praksi (Parfitt, Evans et al. 2012, Haddad, Stylianides et al. 2017, Helms, Byrnes et al. 2018) problem je što su individualni psihofizički aspekti veoma subjektivni, kompleksni i još uvek nedovoljno naučno objašnjeni (Smirmaul 2012, Peñailillo, Mackay et al. 2018). Problem koji najčešće nastaje jeste što ispitanik prilikom MVN najčešće sumira i integriše sve periferno nastale osećaje sa osećajima koji imaju centralno poreklo. Tako da, generalno tumačenje Borgovog koncepta napora kao integracije različitih informacija, uključujući glavne koji stižu periferno iz aktivnih mišića i zglobova, kardiovaskularnog i respiratornog organa, sa informacijama iz CNS, ne samo da se dovodi u pitanje (Pageaux 2016), već se smatra pogrešnim (Marcora 2009). Na osnovu svega navedenog da bi procena nivoa napora bila validna neophodno je dati adekvatne instrukcije ispitanicima koje se tiču pravilnog definisanja napora, razlikovanja osećaja napora od drugih osećaja i senzacija, zadavati jasne instrukcije adekvatne prirodi motoričkog zadatka, precizno i tačno oceniti nivo napora na skali, oceniti osećaj napora koji se imao tokom samog izvođenja vežbe, sprovesti adekvatnu familjarizaciju motoričkog zadatka (Pageaux 2016).

Iz prethodno rečenog može se uočiti da je Borgov koncept tumačenja napora navela određene istraživače da opisuju napor iz ugla aferentnih povratnih informacija, koji imaju važnu ulogu u osećaju bola, temperature i drugih propriceptivnih senzacija, međutim originalni koncept napora kao centralno generisanog osećaja je zapostavljen (Proske and Allen 2019). U skladu sa ovim metodološkim problemom mnogi autori navode razlike između osećaja napora sa osećajem mišićnog naprezanja, sile i težine (Proske and Gandevia 2012, Pageaux 2016, Proske and Allen 2019), bola i neudobnosti (Smirmaul 2012, Pereira, Souza et al. 2014, Pageaux 2016), zamora (Pageaux, Marcora et al. 2015), pokreta (Winter, Allen et al. 2005) i temperature (Pereira, Souza et al. 2014). U preglednom radu Pageaux (2016) jasno definiše razlike između osećaja napora od drugih osećaja koji nastaju tokom fizičkog vežbanja, kao i metode i uputstva za precizno merenje osećaja napora. Po Proske-u i Allen-u (2019), osećaj mišićnog naprezanja (sile) i težine su uvek rezultat informacija koje prvobitno dobijamo aferentnim impulsima iz proprioceptora, prevashodno mišićnog vretena i goldžijevog tetivnog organa, dok je percepcija za napor

prevashodno centralnog porekla. Sa druge strane, važno je napomenuti da su sva tri osećaja, sigurno i uvek bar jednim delom, generisana centralnim motornim komandama (MK) (Proske and Allen 2019).

Međutim, bez obzira na definisane razlike između osećaja napora i naprezanja, sa ispravnom metodološkom postavkom oni se mogu koristiti kao sinonimi, s obzirom na visoku korelaciju između nivoa mišićnog naprezanja i nivoa uloženog napora (Suminski, Robertson et al. 1997, Pincivero, Coelho et al. 2001, Lagally, Gallagher et al. 2002, Preston and Wegner 2009). Ukoliko se prilikom ispitivanja osećaja napora prvo stimuliše određeni mišić, a potom postavi pitanje ispitaniku koji nivo napora je mišić ispoljio, dobija se odgovor koji se tiče prevashodno osećaja mišićnog naprezanja kao posledice aferentne povratne informacije. Sa druge strane, ukoliko ispitanik ima instrukciju da ispolji određeni nivo napora ili mišićnog naprezanja, govorimo o uloženom naporu kao centralno generisanom subjektivnom osećaju.

1.2.1. Fiziološki mehanizmi percepcije napora

Fiziološki mehanizmi percepcije napora su i dalje pod znakom pitanja, čak i ako su prve teorije nastale još pre 150 godina od strane psihofizičara Helmholtz-a i Wundt-a (Ross and Bischof 1981). Ova dva naučnika su verovala da motorne regije CNS direktno utiču na senzorne regije, prouzrokujući na taj način senzacije nezavisno od aferentnih povratnih informacija. Sličan mehanizam dopremanja informacija od strane motornih komandi ka senzornim regijama predlaže Sperry objašnjavajući uzrok nastanka pokreta i to tek 1950. godine (Sperry 1950). Tek kasniji istraživači predlažu termine kao što su „posledično pražnjenje“ (eng. *Corollary discharge*) i „izlazna kopija“ (eng. *Efference copy*), kako bi opisali aktivne mehanizme MK tokom izvođenja voljnih pokreta, kao i njihove interakcije sa aferentnim senzornim signalima (Miall and Wolpert 1996).

Danas je opšte prihvaćeno da je percepcija napora rezultat procesuiranja senzornih informacija u CNS, a sam neuralni proces može biti pod uticajem različitih fizioloških i socioloških faktora. Sam neuralni proces, najverovatnije, angažuje kortikalne regije iznad primarnog motornog korteksa, kao što su suplementarna motorna regija i prednji deo singularnog korteksa (lat. *cingulate cortex* – cilindrična regija mozga koja se nalazi iznad talamusa)(De Morree, Klein et al. 2012).

1.2.2. Modeli generisanja percepcije napora

U cilju boljeg razumevanja napora i njegovog nastanka, neophodno je praviti razlike između percepcije, senzacije i osećaja. Prvi korak ka percepciji predstavlja transdukcija koja predstavlja konverziju energije nekog senzornog stimulusa u akcioni potencijal. Transdukcija je proces “prevođenja” gde različite vrste receptornih ćelija reaguju na stimulus stvarajući signal koji CNS prepoznaje kao specifičnu senzaciju. Senzacije omogućava sposobnost da se oseti miris,

ukus, dodir, pokret, položaj tela, itd. Sa druge strane, percepcija zahteva organizovanje i razumevanje dolaznih informacija o senzaciji. Da bi senzacije bile korisne, neophodno je prvo dodati značenje tim senzacijama, koje stvaraju percepcije istih senzacija. Senzacije omogućavaju opažanje, na primer lopte u letu, dok percepcije podrazumevaju razumevanje i karakteristike kretanja lopte, brzine njenog približavanja i procesa samog hvatanja. Takođe, senzacija bi bila opažanje nekog zvuka, dok bi percepcija bila klasifikacija i razumevanje istog zvuka kao, na primer, signala za početak utakmice. Sa druge strane, osećaj nastaje kao doživljavanje perceptivnog iskustva, i može predstavljati vrstu emocija koju doživljavamo prilikom obavljanja određene aktivnosti. Na osnovu toga percepcija napora predstavlja klasifikovanje i razumevanje vrste, uzroka i intenziteta senzacije napora koji se ulaže, ili je potrebno uložiti za obavljanje neke aktivnosti, dok je sam osećaj napora subjektivno doživljavanje i suočenje sa stresom koji napor uzrokuje. Do sada su postavljene tri različite teorije nastanka percepcije napora: teorija aferentnog modela povratne informacije (Cafarelli 1982), teorija korolarnog pražnjenja (Marcora 2009) i kombinovana metoda aferentnog i korolarnog modela (Amann, Blain et al. 2010).

Od same pojave interesovanja za istraživanjem različitih „osećaja mišića“, odnosno proprioceptije, postoje dve struje istraživača koje se mogu podeliti na „periferiste“ koji podržavaju aferentni model, i „centraliste“ koji su privrženi modelu korolarnom pražnjenja. Aferentni model povratne informacije (*Slika 3a*) je zasnovan na argumentima linearnog povećanja percepcije napora sa povećanjem koncentracije laktata i metabolita u aktivnom mišiću (Borg 1962). Pretpostavljeno je da mehanizam povratne informacije iz grupe III i IV aferentnih mišićnih nerava predstavlja senzorni signal koji je uključen u nastanak osećaja napora (Amann, Blain et al. 2010). Poznato je da podstaknute mišićne kontrakcije mehaničko-hemijskim stimulusom uključuju grupe III i IV aferentnih nervnih završetaka, dok se anatomske projektuju na različitim mestima spinalnog i supraspinalnog korteksa, uključujući i regije senzornog korteksa (Craig 2002). Međutim, nedostatak istraživanja je bio što osećaj napora nije bio izolovan od drugih vrsta osećaja, kao što su osećaj neudobnosti i zamora (Amann, Blain et al. 2010, Gagnon, Bussières et al. 2012). Takođe, anatomska pozadina koja ide u prilog ovom modelu je delom odbačena, odnosno prilikom ubrizgavanja u mišić fiziološkog koncentrata sa metabolitima koji se javljaju u toku zamora, aferentni mišićni nervi III i IV grupe nisu generisali nikakve signale koji se mogu povezati sa povećanjem percepcije napora u toku mirovanja (Pollak, Swenson et al. 2014).

Model korolarnog pražnjenja (*Slika 3b*) je zasnovan na teoriji da su senzorni signali koji generišu percepciju napora rezultat MK, a ne aferentnih povratnih informacija od strane aktivnih mišića i drugih introceptora (receptora u organima), pre svega respiratornog sistema (Marcora 2009). Brojna istraživanja govore u korist modela korolarnog pražnjenja, a ovde će biti predstavljeno samo nekoliko važnih dokaza. Prvi dokaz je zasnovan na prouzrokovanom zamoru mišića ubrizgavanjem metabolita (stimulacija III i IV grupe aferentnih nerava) ali u odsustvu vežbanja, percepcija napora će rasti u korelaciji sa porastom kortikalnog potencijala povezanog

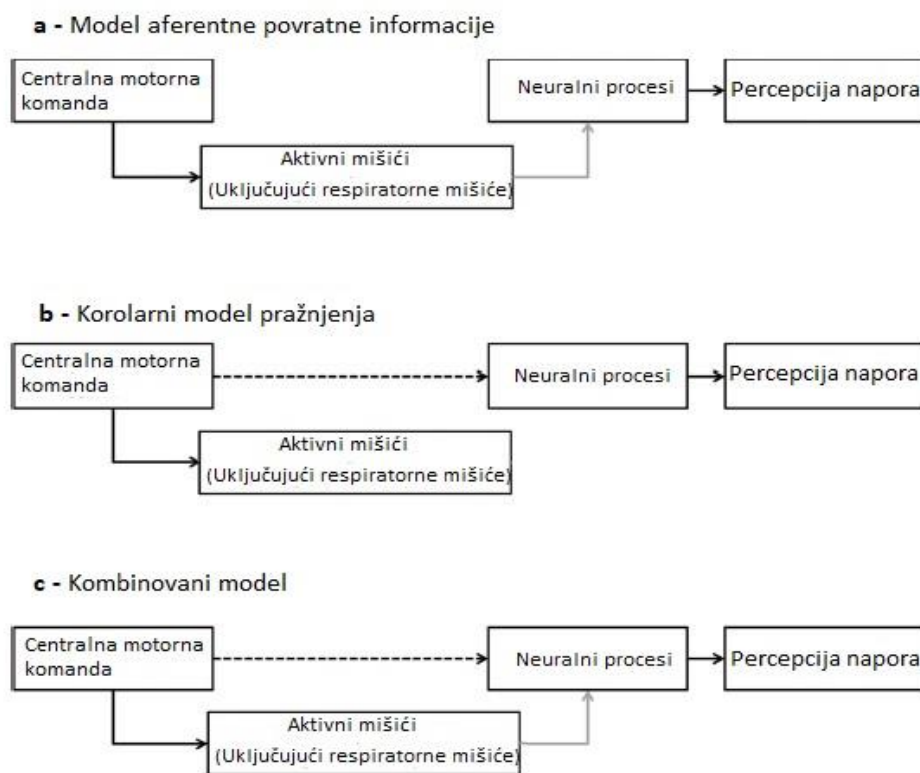
sa motornom regijom (ovaj odnos je poznat kao indeks MK) (De Morree, Klein et al. 2012). Drugo, predviđeni nivo naprezanja i kortikalni potencijal pražnjenja motorne regije istovremeno opadaju ubrizgavanjem kofeina (de Morree, Klein et al. 2014). Treće, ometanjem suplementarnih motornih regija transkranijalnom magnetnom stimulacijom povećava se percepcija napora (Zénon, Sidibé et al. 2015). Međutim, pored velikog broja činjenica koje potvrđuju teoriju korolarnog pražnjenja, važno je napomenuti da ovaj model ne isključuje indirektnu ulogu aferentnih signala, odnosno povratnih informacija koje one uistinu imaju u direktnom oblikovanju, tj. prilagođavanju MK. Model korolarnog pražnjenja nalaže da ukoliko ne postoji senzacija mišićnog bola ili tenzije percepcija napora ne može biti uzrokovana perifernom stimulacijom mišićnih aferentnih nerava (Pereira, Souza et al. 2014). Ukoliko je prouzrokovan prekid motoneurona na nivou kičmenog stuba, i time aferentni putevi inhibirani, primećuje se povećanje aktivnosti MK, kao kompenzatornog mehanizma obezbeđivanja istog nivoa submaksimalne F. Odnosno, čak iako nije prisutna povratna informacija, percepcija napora je generisana, jer je aktivnost samih MK veća (Proske, 2012).

U skladu sa modelom korolarnog pražnjenja, možda je potrebno jasnije objasniti šta se podrazumeva pod pojmom „motorne komande“. Motorne komande su generisane od strane neuralnih procesa nastalih aktivnošću premotorne i motorne regije mozga koje upravljaju voljnim kontrakcijama (De Morree, Klein et al. 2012). Nedavna istraživanja su unapredila razumevanje mehanizama koji učestvuju u modelu korolarnog pražnjenja zasnovanom na prosleđivanju informacija MK tokom izvođenja voljnih pokreta (Smirmaul 2012, Pereira, Souza et al. 2014). Pokazalo se da premotorni korteks modeluje primarni senzomotorni korteks putem izlazne kopije nezavisno od senzornih povratnih informacija (Christensen, Lundbye-Jensen et al. 2007). Takođe, korićenjem direktne elektro-stimulacije mozga pronađeno je da je suplementarna motorna regija usko povezana sa MK, dok je zadnji režanj korteksa (lat. *parietal cortex*) uključen u senzorno predviđanje pokreta (Desmurget, Reilly et al. 2009). Još jedna studija, pokazala je da lezije zadnjeg mozga, sparuju senzorni i motorni sistem, što ide u prilog hipoteze da je zadnji režanj korteksa ponajviše odgovoran za model prosleđivanja informacija (eng. *Forward model*) tokom izvođenja voljnih pokreta (Wolpert, Goodbody et al. 1998).

Treća teorija koja je zastupljena na svojstven način objedinjuje prethodna dva modela. Kombinovani model (*Slika 3c*) se zasniva na objašnjenju generisanja percepcije napora integracijom aferentnih povratnih informacija i korolarnog pražnjenja. Većina studija na ovu temu se zasniva na pretpostavci da povratne informacije iz aktivnih mišića indirektno utiču na odnos između centralno ispoljenog napora i izlaznih MK kroz moduliranje aktivnosti pražnjenja motoneurona (Gandevia, McCloskey et al. 1980, Carson, Riek et al. 2002). Nasuprot ovoj teoriji Luu (2011) je predložio da osećaj napora nastaje kao kombinacija eferentnih i reaferentnih signala sa značajnom ulogom fuzio-motornih aferentnih signala. Vođen Luu-ove teorije, Monjo sa sar. (2018) sprovodi istraživanje sa hipotezom da postoji više čula koja učestvuju u stvaranju osećaja napora u zavisnosti kako se sama percepcija napora testira. U tu svrhu koristili su dva

različita psihofizička testa dizajnirana da testiraju percepciju napora u fleksorima lakta. Prvi test je bio bilateralni izometrijski zadatak usklađivanja sila u kojem se od ispitanika tražilo da ispolje slične količine napora u obe ruke, dok se drugi sastojao od unilateralne voljne izometrijske kontrakcije u kojoj su ispitanici morali da ocene nivo ispoljenog napor koristeći Borgovu skalu. U oba eksperimenta, percepcija napora je procenjena pre i nakon različitih protokola vibracija tetiva sa namerom drugačijeg narušavanja senzibiliteta mišićnog vretena i Golgijevog tetivnog organa, kako bi se dobile razlike između centralnog napora i intenziteta mišićne kontrakcije.

Sumirano rezultati su pokazali da su u bilateralnom zadatku aferentne informacije od mišića imale ulogu modulatora ekscitabilnosti motornog puta (nervnih signala), dok su kod unilateralnog zadatka jasno intervenisali kao preovlađujući psiho-biološki signal percepcije napora. Zaključak autora je da poreklo osećaja napora nije centralno ili periferno, već kontekstno zavisno od prirode motoričkog zadatka i načina njegove evaluacije (Monjo, Shemmell et al. 2018). Međutim ovakav zaključak ne ide u prilog kombinovane teorije generisanja napora već donekle u prilog dva modela, tako da dokazi za kombinovani model još uvek nisu jasno izneseni, i ako nekoliko istraživanja idu u korist njegove validnosti (Amann, Blain et al. 2010, Bergstrom, Housh et al. 2015).



Slika 3. Prikaz tri modela percepcije napora: (a) Aferentni model povratne informacije; (b) Korolarni model pražnjenja; (c) kombinovani model. Siva linija predstavlja aferentnu povratnu informaciju, dok isprekidana predstavlja korolarno pražnjenje povezano sa centralnim motornim komandama (Pageaux 2016).

1.2.3. Teorija „optimalizacije“

Jedan od centralnih pitanja motorne kontrole jeste problem motorne preobimnosti (eng. *problem of motor redundancy*), po prvi put formulisan od strane Berštajna (1967) kao problem eliminacije velikog broja stepeni-slobode motornog sistema. Prema Berštajnu sve glavne funkcije ljudskog tela koje su uključene u njegovu interakciju sa okruženjem karakteriše preobimnost (redundantnost), odnosno pristup elementima koji omogućavaju rešavanje određenih problema na bezbroj načina (Bernstein 1967). U okviru motornog domena, termin preobimnost se odnosi na to da bilo koji pokret koje čovek izvodi ima više elemenata nego što je to minimalno potrebno za uspešno izvršenje zadatka (Latash, Scholz et al. 2007, Latash and Huang 2015). Na primer, šaka se može postaviti na isto mesto u prostoru svaki put ostvarujući drugačije zglobne uglove, ili se ipak svaki put može držati sa drugačije ostvarenom silom pritiska prstiju.

Tradicionalno, odgovor na problem motorne preobimnosti dat je kroz teoriju „optimalizacije“ (eng. *optimization-based models*) zasnovanu na funkciji stalnog uravnotežavanja „cene“ ili „troškova“ (eng. *cost function*), odnosno optimalizacije kriterija minimalnih ili maksimalnih vrednosti motornih performansi (Prilutsky and Zatsiorsky 2002). Jedan od mehaničkih „troškova“ kojim se centralno upravlja jeste i sam impuls, o kome je do sada bilo reči kroz hipotezu impuls-vreme. Za sistem sa niskim pragom „kočenja“ (nadražaja), smanjivanje impulsa na minimum ekvivalentno je smanjivanju brzine na minimum. Ovo znači da optimalna strategija upravljanjem vremena trajanja nekog pokreta se može uklopiti u obrazac naglog ubrzavanja do optimalne brzine, održavanje postignute brzine konstantnom i potom naglo usporavanja sistema (Latash, Scholz et al. 2007).

Posmatrano iz ugla upravljanja MK, određeni obrasci izvođenja nekog pokreta predstavljaju najbolje rešenje koje CNS može da ponudi u datom trenutku. Drugim rečima, CNS bira određeni obrazac mišićne aktivacije (OMA), a time i karakterističnu kinetičku i kinematičku šemu pokreta, optimalizacijom određenih objektivnih funkcija, u koju spadaju između ostalog i različite proprioceptivne funkcije ili ti sposobnosti i osećaji. Ovakva pretpostavka dovela je do razvoja statičkih i dinamičkih modela optimalizacije kojima se do određene mere može proceniti i predvideti OMA. Komparacijom predviđenog i izmerenog OMA motornih veština submaksimalnog napora, sa malim zahtevima preciznog izvođenja i pri sporim pokretima (npr. vožnja bicikle ili podizanje tereta i ispoljavanje sile) došlo se do zaključka da CNS problem preobimnosti rešava optimalizacijom tri fiziološke funkcije troškova: (1) metaboličkom potrošnjom energije, (2) mišićnim zamorom i (3) percepcijom napora (Prilutsky and Zatsiorsky 2002). Postavkom jednačine razlika između maksimalnih i minimalnih troškova se pokazalo da jednačina troška zamora veoma liči na funkciju koja povezuje percepciju napora sa nivoom ispoljene F mišića (Prilutsky 2000). Ovakvi nalazi doveli su hipoteze da osećaj napora ima ulogu u rešavanju problema motorne preobimnosti, a za dokaz se navodi primer postojanja indikatora

da izabran način hodanja, trčanja, ili vožnje bicikle, se pre bira na osnovu osećaja napora nega metaboličkih troškova (Prilutsky 2000).

Dalje objašnjenje veze teorije „optimalizacije“ i osećaja napora se može potražiti u činjenici da naporom upravljaju MK. Tako da, smanjenje osećaja napora se do određenog nivoa može tumačiti kao umanjivanje centralnih MK do neuro-motornih jedinjenja (eng. *motor neuron pools*) (Allen, Gandevia et al. 1994). Ove komande mogu biti spoznate kroz korolarno pražnjenje, odnosno eferentnu kopiju MK od motornog do senzornog korteksa. Umanjene centralnih MK izjednačava se sa principom „umanjenja odnosa“ između različitih motornih nivoa kontrole, što se smatra mehanizmom vladanja celishodnog ponašanja CNS-a, i istovremeno je dosledno ideji spuštanja nivoa kontrole sa viših na niže centre tokom akvizicije motornih veština (Prilutsky and Zatsiorsky 2002).

1.2.4. Uticaj napora na MKM – prethodna istraživanja

Mnogobrojni radovi su se bavili procenom percepcije napora tokom izvođenja različitih motoričkih zadataka i to u dinamičnim kretanjima (Utter, Robertson et al. 2004, Faulkner, Parfitt et al. 2008, Black and Dobson 2013) i različitim režimima rada mišića kao što su izometrijski (Stevens and Cain 1970, Cafarelli and Bigland-Ritchie 1979, Pincivero, Lephart et al. 1999), izokinetički (Pincivero, Coelho et al. 2001, Chaouachi, Haddad et al. 2011), ekscentrični (O'Connor, Poudevigne et al. 2002), koncentrični (Henriksson, Knuttgen et al. 1972, Cafarelli and Bigland-Ritchie 1979) i ciklusa izduženja-skraćenja mišića (Gearhart, Randall et al. 2002, Lagally, McCaw et al. 2004, da Silva, Branco et al. 2020). Skorašnja istraživanja su potvrdila prethodno konceptualizovane okvire postojanja linearnog odnosa između RPE i dužine trajanja dinamičnih aerobnih vežbi (Borg 1962, Horstman, Morgan et al. 1979) kao što su hodanje (Utter, Robertson et al. 2004), trčanje (Wiles, Bird et al. 1992, Utter, Robertson et al. 2002, Faulkner, Parfitt et al. 2008), vožnja bicikle i biciklergometra (McNair, Depledge et al. 1996, Craig 2002, Joseph, Johnson et al. 2008, Black and Dobson 2013). Sa druge strane, visoka povezanost između RPE i ostvarene F u izometrijskom režimu rada mišića se ispoljava nelinerano i eksponencijalno u rasponu od 0.7 do 2.0 u različitim zadacima kao što su opoziciji palca, fleksiji i ekstenziji u zglobu lakta (Cafarelli and Bigland-Ritchie 1979), stisak šake (Stevens and Cain 1970), ekstenzija i fleksiji u zglobu kolena (Cooper, Grimby et al. 1979, Pincivero, Lephart et al. 1999, Pincivero, Coelho et al. 2000, Pincivero, Campy et al. 2003). Većina dobijenih nalazi su bili u skladu sa Stivensovom aritmetičkom zakonom (eng. „*Power Function*“), zasnovanom na jednakom odnosu zadatog stimulusa i odgovora na stimulus (Stevens 1957).

Međutim, iako je porast F mišića eksponencijalno praćen porastom osećaja napora, pokazalo se da treba oprezno pristupiti poređenju percepcije mišićnog naprezanja različitih ljudi, jer sam osećaj je uspostavljen na osnovu ličnog standarda svake osobe (Wagner 1989). Sa druge strane, osobe koje su imale slično iskustvo u vežbama sa opterećenjem mogle su prilično tačno da

ispolje F koja je bila predviđena, kako na osnovu subjektivne procene F_{\max} , tako i na osnovu procene nivoa napora (Proske and Allen 2019). Tako je jedno od istraživanja pokazalo da odnos percepcije napora i mišićnog naprezanja ima trend kvadratne funkcije eksponencijalnog rasta, pri čemu su ispitanici F od 20% procenjivali, bili prilično precizni pri 40%, dok su pri intenzitetu od 60% i 80% potcenjivali F, i to pri opoziciji palca, stisku šake i i plantarnoj fleksiji stopala (Kumar and Simmonds 1994).

Takođe, veliki broj skorašnjih studija je pokazao da je osećaj napora povezan sa relativnim intenzitetom vežbi sa opterećenjem koje je definisano u odnosu na procenat od 1-RM (Suminski, Robertson et al. 1997, Gearhart, Goss et al. 2002, Lagally, Gallagher et al. 2002, Da Silva, Brentano et al. 2008, da Silva, Branco et al. 2020). Pokazalo se da percepcija napora raste sa intenzitetom opterećenja u motoričkim zadacima kao što su potisak sa nogama (Gearhart, Randall et al. 2002), čučanj (Zourdos, Klemp et al. 2016, Helms, Storey et al. 2017), potisak sa grudi (Lagally, McCaw et al. 2004), „mrtvo“ dizanje (Helms, Storey et al. 2017), zamasa sa girom (Hulsey, Soto et al. 2012), bacanje bejzbol lopte (Melugin, Larson et al. 2019), potisak u upor (Simim, Bradley et al. 2017), bacanje medicine (Simim, Bradley et al. 2017), vertikalni skokovi sa počučnjem (Pereira, Correia et al. 2011, Donahue, Wilson et al. 2019), i prsnom plivanju (Olstad, Vaz et al. 2017). Rezultati istraživanja Suminskog i sar. (1997) pokazuju da su RPE i nivo laktata u 7 vežbi sa opterećenjem (potisak sa grudi, potisak nogama, vučenje na lat mašini, ekstenziji ruku, fleksiji ruku, potisku iz ramena, ekstenziji u skočnom zglobu) bili značajno viši pri intenzitetu od 70% 1-RM nego pri 50% 1-RM, dok su srčana frekvencija i sistolni krvni pritisak bili viši ali ne značajno. Glavna zamerka ovoj studiji je bila nekontrolisan rast ukupnog rada tokom izvođenja vežbi u tri serije po 10 ponavljanja sa jednim minutom pauze između serija pri oba nivoa napora odvojeno, tako da se moglo pretpostaviti da je porast percepcije napora rastao u skladu sa izvršenim radom, a ne porastom opterećenja (Gearhart, Randall et al. 2002, Lagally, Gallagher et al. 2002). Kako bi se dobio odgovor na ovo pitanje, Lagally sa saradnicima (2002) sprovodi istraživanje na istom setu od 7 vežbi sa održavanjem ukupnog rada konstantnim izvođenjem samo jedne serije sa 15 ponavljanja pri intenzitetu od 30% 1-RM i sa 5 ponavljanja pri 90% 1-RM. Nalazi su ukazali da postoje značajne razlike u RPE između opterećenja, i da je RPE na nivou aktivnih mišića bio veći u odnosu na osećaj napora celog tela, i to za svaku od 7 vežbi, što je dokazalo da osećaj napora raste sa porastom intenziteta vežbe, a ne sa porastom ukupno izvršenog rada (Lagally, Gallagher et al. 2002). Ovi nalazi su stavljani u kontekst mogućnosti upotrebe percepcije napora u praćenju trenaznog opterećenja različitih kategorija vežbača što je postalo prilično popularna tema među novijim istraživanjima (de Morree and Marcora 2012, Desgorces, Thomasson et al. 2015, Morishita, Tsubaki et al. 2019). U skladu sa ovim napravljena je nova specifična RPE skala za merenje broja ponavljanja u rezervi koje su ispitanici procenjivali nakon određenog opterećenja definisanog u odnosu na % od 1-RM u čučnju (Zourdos, Klemp et al. 2016). Rezultati su pokazali da postoji visoka korelacija između procene broja ponavljanja u rezervi sa RPE, kao i visoka negativna korelacija između koncentrične srednje brzine čučnja i RPE u odnosu na % od 1-RM (Zourdos, Klemp et al. 2016). Takođe, Helms sa saradnicima (2017) dokazuje postojanje

visoke korelacije ($r = 0.88 - 0.91$) između % od 1-RM i RPE koji su procenjivani na osnovu ponavljanja u rezervi nakon jednog ponavljanja kod vežbi potisak rukama, čučanj i „mrtvo“ dizanje. Zaključak autora je bio da RPE može biti koristan za predviđanje opterećenja kod sve tri vežbe profesionalnih dizača tegova, pri čemu je potrebno definisati individualni profil sportiste na osnovu odnosa opterećenja i brzine kako bi definisanje intenziteta bilo precizno (Helms, Storey et al. 2017, Helms, Byrnes et al. 2018). U cilju preciznog predviđanja relativnog opterećenja (% 1-RM) pomoću brzine pokreta, broja ponavljanja u rezervi i RPE sprovedena je studija od strane Balsalobre-Fernandeya i sar. (2021), koja je pokazala da sve tri varijable srednje do visoko koreliraju sa relativnim opterećenjem u vežbama duboki čučanj, podizanje kukova iz ležećeg položaja i potisak sa grudi. Multipla-regresiona analiza je bolje predviđala relativno opterećenje procenat od 1-RM ukoliko se u jednačinu uključe broj ponavljanja u rezervi i RPE kao prediktori relativnog opterećenja sa brzinom pokreta, u odnosu na standardnu linearnu jednačinu opterećenja i brzine (Balsalobre-Fernández, Muñoz-López et al. 2021).

Drugi aspekt koji je bio od interesa istraživača jeste da li postoje razlike u RPE prilikom izvođenja različitih motoričkih zadataka, najčešće u vežbama snage u kojima je intenzitet definisan u odnosu na procenat od 1-RM (Tiggemann, Korzenowski et al. 2010). Pokazano je da nema razlike u RPE između vežbi potisak sa grudi i potisak nogama kod muškaraca i kod žena (Tomporowski 2001), što je kasnije potvrđeno i za sedentarne, aktivne i trenirane osobe (Tiggemann, Korzenowski et al. 2010). Sa druge strane, u jednoj drugoj studiji je pokazano da nema razlike u RPE između vežbi zadnji čučanj, potisak sa grudi i fleksiji u zglobu lakta, kao i između samih nivoa opterećenja od 60%, 80% i 90% od 1-RM, kod netreniranih i treniranih osoba (Shimano, Kraemer et al. 2006). Međutim, vežbe na svim nivoima opterećenja su se izvodile do „otkaza“ nakon kojih je bio procenjivan nivo subjektivnog osećaja napora, tako da se dovodi u pitanje da li je RPE upitnik više bio mera ukupnog izvršenog rada i zamora, a ne percepcije napora u odnosu na nivo opterećenja.

Dalje, istraživanja su pokazala da je procena napora podjednako niža pri ekscentričnim nego pri koncentričnim kontrakcijama mišića nogu i ruku, pri istom nivou apsolutnog intenziteta (Henriksson, Knuttgen et al. 1972, O'Connor, Poudevigne et al. 2002). Uprošćeno, čovek aktivnosti trčanja ili hodanja nizbrdo doživljava kao manje naporne (Kolkhorst, Mittelstadt et al. 1996). Takođe, osećaj napora prilikom vožnje biciklergometra se doživljava kao niži i raste sporije, posebno pri višim nivoima opterećenja, nego prilikom okretanja ručnog-ergometra, pri istim procentima nivoa ispoljene snage (Cafarelli 1982). Prilikom poređenja vežbi sa slobodnim teretom za ruke i noge, se pokazalo da osećaj napora ima brži eksponencijalni rast kod povećanja opterećenja vežbi za ruke, i kod muškaraca i kod žena (Buckley and Borg 2011).

Kasnija istraživanja koja su se bavila poreklom osećaja napora su pokazala da napor kao centralno generisan mehanizam u obliku impulsa eferentne aktivnosti raste paralelno sa porastom mišićnog naprezanja (Stevens and Cain 1970, Suminski, Robertson et al. 1997,

Pincivero, Coelho et al. 2001, De Morree, Klein et al. 2012, Proske and Allen 2019). Većina ovih istraživanja je ispitivala odnos RPE i EMG u izometrijskom režimu rada mišića (Pincivero, Lephart et al. 1999, Pincivero, Coelho et al. 2000) sugerišući uključivanje unapred zadatih neurofizioloških mehanizama (eng. *feed-forward model*), pri čemu se mišićna aktivnost povećava kao rezultat povećanih centralnih komandi (Cafarelli and Bigland-Ritchie 1979). Ovi korolarni signali centralnih eferentnih komandi se šalju u čulni korteks, koji reguliše percepciju napora (Miall and Wolpert 1996, Proske and Allen 2019). Kada dođe do povećanja aktivnosti MK sa ciljem regrutovanja MJ i povećanja njihove frekvencije, dolazi i do povećanja korolarnih signala u čulnom korteksu što utiče na povećanje osećaja napora (Proske and Allen 2019). Tako se u nedavnoj studiji koja se bavila odnosima percepcije napora i kortikalnog potencijala (MRCP – eng. *Movement-related cortical potential*), nastalog prilikom izvođenja pokreta fleksije (EMG m. *biceps brachii*) ruke sa dodatnim opterećenjem (20% i 35% 1-RM) u uslovima zamora, pokazalo da se RPE paralelno povećava sa porastom MRCP amplitude frontalne regije CNS i EMG signala (De Morree, Klein et al. 2012). Odnosno visoka korelacija je pronađena između RPE i MRCP amplitude u fazi pripreme za izvođenje pokreta i tokom njegovog izvođenja, što ide u prilog teorije da MK primarno upravljaju percepcijom napora. Zaključak studije je bio da MK upravljaju neuralnom komponentom od koje zavisi adekvatna aktivacija MJ u skladu sa instrukcijom nivoa napora, i da nivo naprezanja mišića ne menja kinematički obrazac pokreta koji se izvode pri koncentričnom režimu rada mišića (de Morree and Marcora 2012).

S obzirom na visoku povezanost intenziteta različitog tipa mišićne aktivnosti sa osećajem napora (Kumar and Simmonds 1994, Kolkhorst, Mittelstadt et al. 1996, Lagally, McCaw et al. 2004, de Morree and Marcora 2012) istraživači su prepoznali kao jedan od problema mogućnost postojanja negativnog uticaja napora na testiranje MKM (Salles, Baltzopoulos et al. 2011, Smirmaul 2012, Słomka, Jaric et al. 2019). Pošto je poznato da testiranje F_{max} i P_{max} podrazumeva MVN, a samu proceduru testiranja rutinski prati verbalno ohrabrenje, postoji osnova za pretpostavku da ispitanici iz različitih razloga nisu uvek u mogućnosti da ispolje svoj maksimum (McNair, Depledge et al. 1996). Naravno ovom problemu do sada se pristupalo iz različitih uglova, odnosno na smanjenje MKM tokom testiranja pored osećaja visokog napora, mogu uticati i drugi faktori kao što su bol (O'Reilly, Jones et al. 1998, Khan, McNeil et al. 2011, Black and Dobson 2013), zamor (Choi and Widrick 2009, de Morree and Marcora 2012), prethodna povreda i narušena propriocepcija (Tripp, Boswell et al. 2004, Torres, Vasques et al. 2010), neudobnost (Marcora 2011), nedostatak motorne veštine, kao i davanja nepravovremenih i nepreciznih instrukcija (Hazard, Reeves et al. 1993). Ono što je svakako neosporno jeste da efekti UNN dovode do umanjenog mišićnog naprezanja, pa time i promena u ispoljenom nivou F, P i A (Salles, Baltzopoulos et al. 2011, Słomka, Jaric et al. 2019). Interesantno je da promene pod efektima UNN utiču na varijable kao što su indeksi nivoa naprezanja varijanse sile, razlike relacija sila-težina, kao i varijabilnost njihove relacije, što sve značajno menja rezultate testiranja čineći ih nevažecim i nepouzdanim, a da ispitanik toga nije ni svestan (Hazard, Reeves et al. 1993). Svakako, ukoliko posmatramo kvantitativne efekte UNN na MKM, oni se najčešće odnose na dobijene rezultate ostvarene F, V i P (Dvir 1997, Robinson and Dannecker 2004, Salles,

Baltzopoulos et al. 2011). Na osnovu toga, veliki broj studija je istraživao metode procenjivanja efekata UNN kako bi dobili realni uvid njegovog uticaja na kapacitete neuromišićnog sistema da tačno izvede određeni motorički zadatak (Birmingham, Kramer et al. 1998, Robinson and Dannecker 2004). Tako se pokazalo se da UNN neproporcionalno menja MKM, preraspoređujući mišićnu aktivnost, što utiče na koordinaciju izvođenja određene višezglobne vežbe i time neizbežno menja veličinu posmatranih MKM (Da Silva, Brentano et al. 2008, Dounskaia and Shimansky 2016). U istraživanju Sallesa i sar. (2011) koje se bavilo uticajem UNN na mehaničke varijable izvedene iz CMJ, se pokazalo da nivo mišićne aktivacije nije glavni faktor koji utiče na njihove promene u ispoljenoj P nogu i momentima F, već su to pre unutarmišićna i međumišićna koordinacija. Rezultati istraživanja su pokazali da umanjeni napor značajno utiče na dubinu počućnja, pri čemu se smanjuje VS i maksimalni moment F u zglobu kuka, kolena i skočnog zgloba, dostignuti nivo F reakcije podloge, i ispoljenu P mišića nogu (Salles, Baltzopoulos et al. 2011). Sa druge strane, u drugoj studiji koja se bavila uticajem UNN za 50% od maksimuma u CMJ pokazalo se da su promene u ispoljenoj F i P bile male i neznčajne, dok su VS i izvršeni A bili značajno umanjeni (Słomka, Jaric et al. 2019). Međutim, kao i u prethodnom istraživanju Sallesa i sar (2011), primećena je promena kinematičkog obrasca izvođenja skoka, dok je pad u VS i ostvarenom A bio značajno manji u odnosu na zadatak instrukciju napora. Zaključak autora je bio da izvršeni A i VS mogu bolje opisati unutrašnji osećaj napora nego F i P u CMJ testu (Słomka, Jaric et al. 2019).

Takođe, studija koju je vredno pomenuti sprovedena je (Olstad, Vaz et al. 2017) na elitnim plivačima koji su imali zadatak da plivaju prsnom tehnikom 25 m pri voljno umanjenom naporu od 60%, 80% i 100% procenjivanog RPE skalom. Rezultati su pokazali da se sa povećanjem napora smanjivao kompletni ciklus zaveslaja rukama, dok se brzina različitih faza pokreta ruku i nogu povećala, a time broj ukupnih zaveslaja. Elektromiografska analiza pokreta pokazala je da nije bilo promene OMA pod uticajem napora, ali su mišići pokazali duži aktivacioni period koji se odnosi na dužinu trajanja prsnog zaveslaja i to u svim mišićima ruku i nogu, osim u trapezoidnom mišiću. Efekti napora na kinematičke varijable i dužinu mišićne aktivacije, ali ne i na promenu OMA su pronađene i u prethodnim studijama i to u skokovima sa počućnjem (van Zandwijk, Bobbert et al. 2000, Salles, Baltzopoulos et al. 2011) i veslanju (Turpin, Guével et al. 2011).

Dalje, pokazalo se da efekti umanjenog napora imaju negativan uticaj i na obrtni moment F u zglobu lakta i ostvarenu V izbačaja lopte jednom rukom kod bejzbol igrača (Melugin, Larson et al. 2019). Međutim ovo umanjeње je bilo mnogo manje u merenim mehaničkim karakteristikama pokreta nego u samoj percepciji napora. Obrtni moment F se umanjio za 7% pri naporu od 75% i za 13% pri naporu od 50% od maksimuma, dok se V smanjila za 14% pri naporu od 75%, i za 22% pri naporu od 50% od maksimuma. Zaključak je bio da se za svakih 25% smanjenja napora od maksimuma obrtni moment smanjuje za 7% dok se brzina smanjuje za 11%, što znači da igrači percipiraju smanjenje napora, prilikom bacanja metrične veličine se ne menjaju u istoj proporciji sa percipiranim naporom (Melugin, Larson et al. 2019). Donekle slični rezultati značajnog i visokog umanjeња performansi pod uticajem zamora procenjivanog RPE

skalom su dobijeni nakon fudbalskog meča. Značajno smanjenje je bilo u distanci bacanja medicine od 3kg (-8%), visini i snazi u vertikalnim skokovima (-5%), i u broju izvedenih „potisaka ruku u upor“ (-17%) pri čemu je nivo procenjenog napora bio između 67% i 82% (Simim, Bradley et al. 2017). Međutim, u navedenoj studiji osećaj povećanog napora nakon utakmice je bio posledica zamora, a ne voljno umanjeno napora, tako da se ova studija može uzeti samo kao generalni primer različitih uslova ispoljavanja osećaja napora koji mogu uticati negativno na opšte performanse sportista.

Smanjeni nivo napora prilikom testiranja, može se objasniti i sa stanovišta da uložena energija za obavljanje određenog zadatka će biti raspoređena na osnovu optimalizacije troškova generalnog mentalnog i fizičkog kapaciteta pojedinca. Raspored funkcije troškova koji su zaduženi za ulaganje napora u dobijanje novog iskustva zahteva da njegovo postojanje bude opravdano funkcionalnošću. Odnosno, ukoliko osoba ne vidi korist i ne razume svrhu testiranja, nesvesno neće ispoljiti svoj maksimum. Opravdanje ovakve pretpostavke se može naći u teoriji da napor predstavlja jednu vrstu konflikta svesti, slično bolu, gde jedna potreba mora biti odabrana na uštrb druge, a sve u svrhu ultimativnog služenja samo-održive funkcije (Morsella 2005). Interesantno je da se navedena teorija nadmodularne interakcije od Morsella, donekle poklapa sa teorijom optimalizacije motornih performansi (Prilutsky and Zatsiorsky 2002, Triano, Scaringe et al. 2006). Na osnovu toga, umanjeni napor može nastati kao posledica principa optimalizacije koji upravlja voljnim zadacima (Dounskaia and Shimansky 2016), i može biti podstaknut pružanjem dodatne povratne informacije (Triano, Scaringe et al. 2006), izmenjen davanjem neadekvatne instrukcije (Sahaly, Vandewalle et al. 2001), ili umanjeno nedovoljnom motivacijom ili nedostatkom posedovanja motorne veštine (McCormick, Meijen et al. 2015).

Savremena literatura iz polja psihologije je prepuna teorija koje pokušavaju da unaprede razumevanje napora, posebno iz ugla motivacije da se ispolji maksimalni napor u jednom trenutku ili u toku vremenskog perioda u obliku upornosti i izdržljivosti. Zajedničko kod svih teorija je pretpostavka da napor varira sa snagom, ili ti važnošću motiva koji pokreće ponašanje ili volju da se određeni zadatak obavi. Teorija koja se odvaja od ostalih jeste Brehmeova teorija o potencijalnoj motivaciji koja se definiše kao maksimalni napor koja je osoba voljana da uloži kako bi zadovoljila motiv (Brehm and Self 1989). Iz konteksta se može zaključiti da u cilju ostvarivanja MVN neophodno je motivisati ispitanika kroz bodrenje, ohrabrenje, adekvatne instrukcije u vidu povratne informacije o kvalitativnim i kvantitativnim rezultatima izvođenja, kao i sprovesti adekvatnu familijarizaciju sa samim testom.

Međutim pored svih navedenih studija, važno je razdvojiti studije koje su se bavile procenom napora nakon izazvanog perifernog stresa kao što je suprotstavljanje opterećenju ili zamor, i sa druge strane, procenom unapred zadatog nivoa napora u toku izvođenja određenog zadatka. Mehanizmi periferne procene nivoa napora se zasnivaju na neurofiziološkim mehanizmima aferentne povratne informacije, dok se unapred zadata instrukcija subjektivno

procene napora zasniiva na mehanizmu koronarnog pražnjenja, odnosno generisana je od strane CNS. U skladu sa time zaključak je da generisanje percepcije napora je kontekstno zavisno od metode, instrukcije i vrste motoričkog zadatka. Ostaje otvoreno pitanje na koji način će se menjati MKM pod efektima UNN prilikom izvođenja složenih višezglobnih motoričkih zadataka koje karakteriše koncentrični rad mišića, kao što su SJ i BM pri različitim nivoima opterećenja.

2. PROBLEM, PREDMET, CILJ I ZADACI ISTRAŽIVANJA

Na osnovu pregledane literature, analize dosadašnjih istraživanja na temu osećaja napora u različitim motoričkim zadacima, definisan je problem istraživanja. Nedostatak istraživanja koja su se bavila uticajem UNN na MKM u različitim motoričkim testovima i uslovima izvođenja predstavlja primarni problem. Pokazalo se da do sada nije istraživao uticaj UNN na MKM dobijene iz motoričkih zadataka koji se izvode u izometrijskom režimu rada mišića, pri različitim nivoima spoljašnjeg opterećenja. Na osnovu toga postavljeno je nekoliko istraživačkih pitanja:

(1) Kakve će efekte imati UNN na MKM dobijene iz motoričkih testova za noge i ruke pri različitom spoljašnjem opterećenju?

(2) Na koju MKM nogu i ruku, će najviše uticati UNN pri različitim spoljašnjim opterećenjima?

Na osnovu navedenih istraživačkih problema postavljeni su predmet, cilj i zadaci istraživanja.

Predmet istraživanja

Predmet istraživanja se odnosi na procenu MKM nogu i ruku u različitim uslovima testiranja. Uslovi testiranja se odnose na dva testa, po jedan za ruke i za noge, koji se izvode pri različitim nivoima napora i spoljašnjeg opterećenja.

Cilj istraživanja

Glavni cilj istraživanja je da se ispituju efekti umanjenog voljnog napora na MKM nogu i ruku pri različitim nivoima spoljašnjeg opterećenja. Iz generalnog cilja, proizilaze ciljevi i hipoteze podeljeni u dve eksperimentalne celine.

Eksperiment 1 - ciljevi

Ciljevi za procenu efekata umanjenog napora i opterećenja na MKM nogu su:

Cilj 1.1: Ispitati efekte voljno umanjenog napora i opterećenja na ispoljavanje brzine nogu.

Cilj 1.2: Ispitati efekte voljno umanjenog napora i opterećenja na ispoljavanje sile nogu.

Cilj 1.3: Ispitati efekte voljno umanjenog napora i opterećenja na ispoljavanje snage nogu.

Ciljevi za utvrđivanje razlika između MKM nogu pod uticajem napora i opterećenja:

Cilj 1.4: Ispitati razlike relativnih promena između MKM nogu na nivou 75% od maksimalnog napora pri različitim opterećenjima.

Cilj 1.5: Ispitati razlike relativnih promena između MKM nogu na nivou 50% od maksimalnog napora pri različitim opterećenjima.

Cilj 1.6: Ispitati razlike relativnih promena između MKM nogu na nivou 50% u odnosu na 75% napora pri različitim opterećenjima.

Eksperiment 2 – ciljevi

Ciljevi za procenu efekata umanjenog napora i opterećenja na MKM ruku su:

Cilj 2.1: Ispitati efekte voljno umanjenog napora i opterećenja na ispoljavanje brzine ruku.

Cilj 2.2: Ispitati efekte voljno umanjenog napora i opterećenja na ispoljavanje sile ruku.

Cilj 2.3: Ispitati efekte voljno umanjenog napora i opterećenja na ispoljavanje snage ruku.

Ciljevi za utvrđivanje razlika između MKM ruku pod uticajem napora i opterećenja:

Cilj 2.4: Ispitati razlike relativnih promena između MKM ruku na nivou 75% od maksimalnog napora pri različitim opterećenjima.

Cilj 2.5: Ispitati razlike relativnih promena između MKM ruku na nivou 50% od maksimalnog napora pri različitim opterećenjima.

Cilj 2.6: Ispitati razlike relativnih promena između MKM ruku na nivou 50% u odnosu na 75% napora pri različitim opterećenjima.

Zadaci istraživanja

Zadaci koji su sprovedeni kako bi se realizovao generalni cilj istraživanja bili su sledeći:

1. Formiranje grupe ispitanika na osnovu definisanih kriterijuma;
2. Upoznavanje ispitanika sa protokolom i procedurama testiranja;
3. Popunjavanje formulara saglasnosti sa eksperimentalnom procedurom i *IPAQ* upitnika;
4. Prikupljanje antropometrijskih podataka ispitanika (visina i masa tela);
5. Procena maksimalne jačine nogu iz testa zadnji polu-čučanj sa slobodnim teretom (procena 1-RM) i definisanje individualnih opterećenja;
6. Familijarizacija ispitanika sa testovima za noge i ruke;
7. Realizacija testova za noge i ruke po odgovarajućoj eksperimentalnoj proceduri;
8. Prikupljanje i obrada podataka;
9. Statistička analiza dobijenih podataka;
10. Prikaz i interpretacija dobijenih rezultata.

3. HIPOTEZE ISTRAŽIVANJA

Na osnovu detaljne analize relevantnih istraživanja postavljene su generalne i pomoćne hipoteze koje će biti ispitane kroz dva eksperimenta.

GENERALNA HIPOTEZA EKSPERIMENT 1:

Hg (1) – Efekti voljno umanjenog napora i opterećenja će značajno uticati na MKM nogu.

Pomoćne hipoteze eksperimenta 1:

Hipoteza 1.1: Ispoljena brzina nogu će se značajno smanjiti pod efektima napora i opterećenja.

Hipoteza 1.2: Ispoljena sila nogu će se značajno smanjiti pod efektima napora na svakom nivou opterećenja, a povećati pod efektima povećanog opterećenja.

Hipoteza 1.3: Ispoljena snaga nogu će se značajno smanjiti pod efektima napora na svakom nivou opterećenja.

Hipoteza 1.4: Postojeće značajne razlike u relativnom padu MKM nogu na nivou 75% od maksimalnog napora pri različitim opterećenjima, pri čemu će relativni pad u snazi biti najviši.

Hipoteza 1.5: Postojeće značajne razlike u relativnom padu MKM nogu na nivou 50% od maksimalnog napora pri različitim opterećenjima, pri čemu će relativni pad u snazi biti najviši.

Hipoteza 1.6: Postojeće značajne razlike u relativnom padu MKM nogu na nivou 50% u odnosu na 75% napora pri različitim opterećenjima, pri čemu će relativni pad u snazi biti najviši.

GENERALNA HIPOTEZA EKSPERIMENT 2:

Hg (2) – Efekti voljno umanjenog napora i opterećenja će značajno uticati na MKM ruku.

Pomoćne hipoteze eksperimenta 2:

Hipoteza 2.1: Ispoljena brzina ruku će se značajno smanjiti pod efektima napora i opterećenja.

Hipoteza 2.2: Ispoljena sila ruku će se značajno smanjiti pod efektima napora na svakom nivou opterećenja, a povećati pod efektima povećanog opterećenja.

Hipoteza 2.3: Ispoljena snaga ruku će se značajno smanjiti pod efektima napora na svakom nivou opterećenja.

Hipoteza 2.4: Postojeće značajne razlike u relativnom padu MKM ruku na nivou 75% od maksimalnog napora pri različitim opterećenjima, pri čemu će relativni pad u snazi biti najviši.

Hipoteza 2.5: Postojeće značajne razlike u relativnom padu MKM ruku na nivou 50% od maksimalnog napora pri različitim opterećenjima, pri čemu će relativni pad u snazi biti najviši.

Hipoteza 2.6: Postojeće značajne razlike u relativnom padu MKM ruku na nivou 50% u odnosu na 75% napora pri različitim opterećenjima, pri čemu će relativni pad u snazi biti najviši.

4. METODE ISTRAŽIVANJA

Metoda istraživanja je bila ista za oba eksperimenta, dok su se motorički testovi za noge i ruke razlikovali. Iz tog razloga metode su predstavljene u istom poglavlju sa naglašenim razlikama u procedurama testiranja i uzorku varijabli. Sva merenja, sprovedena su u Metodičko-istraživačkoj laboratoriji (MIL) Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja, Univerziteta u Beogradu.

4.1. Uzorak ispitanika

U eksperimentu je učestvovalo 15 ispitanika muškog pola studenata Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja, Univerziteta u Beogradu [21.1 ± 1.1 godina; 81.7 ± 8.6 mase; 183.5 ± 5.5 visine (srednja vrednost \pm standardna devijacija)] (Tabela 1). Na osnovu prethodnih istraživanja potrebna veličina uzorka procenjena je na efektima sličnog opsega umanjenog napora i opterećenja primenjenog pri motoričkom zadatku skoka iz polu-čučnja (Salles, Baltzopoulos et al. 2011, Słomka, Jaric et al. 2019). Pokazano je da je potrebna veličina uzorka manja od 10 ispitanika (za alfa nivo 0,05 i statističku snagu 0,80) kako bi se dobili značajni efekti umanjenog napora i opterećenja na maksimalno ispoljenu P i F (Cohen, 1988). Ispitanici su bili standardno fizički aktivni u skladu sa kurikulumom fakulteta koji u proseku podrazumeva 6 – 8 časova umerene i visoke fizičke aktivnosti na nedeljnom nivou. Pored toga neki ispitanici su dodatno na nedeljnom nivou upražnjavali treninge snage. U skladu sa time, ispitanici su popunili IPAQ upitnik (Taylor-Piliae, Norton et al. 2006), gde je potvrđeno da je 5 ispitanika bilo umereno, 5 srednje, 5 visoko fizički aktivno. Takođe, preduslov za učešće u istraživanju je bilo i prethodno iskustvo ispitanika u radu sa slobodnim teretom u vežbama čučanj i potisak sa grudi, od najmanje godinu dana. Svi ispitanici su bili zdravi, bez prethodnih povreda u periodu od 6 meseci i neuroloških oboljenja. Takođe, bilo im je naglašeno da izbegavaju izlaganje visokim opterećenjima 48 sati pre svakog testiranja. Ispitanici su bili detaljno informisani o mogućim rizicima koje nosi eksperiment, nakon čega su potpisali pristanak za učestvovanje u eksperimentu. Istraživanje je sprovedeno u skladu sa Helsinškom deklaracijom i odobreno od Etičke komisije Fakulteta za sport i fizičko vaspitanje Univerziteta u Beogradu.

Tabela 1. Osnovne morfološke karakteristike i maksimalna sila ispitanika.

N	MT (kg)	VT (cm)	%MM	%FT	1-RM (kg)
15	81.7 ± 8.6	183.5 ± 5.5	45.3 ± 3.6	10.3 ± 2.1	136.1 ± 13.3

MT: masa tela; VT: visina tela; %MM: procenta mišićne mase; %FT: procenat masnog tkiva; 1-RM: maksimalno podignut teret iz čučnja.

4.2. Eksperimentalni dizajn i protokol

Prema vremenskom trajanju istraživanja imaju transversalni eksperimentalni dizajn. Protokol testiranja sproveo se u tri sesije, u trajanju od 75 do 90 min po svakoj sesiji, po dva ispitanika, sa pauzom od 48 do 72 sata između dve sesije. Sadržaj prve sesije sastojao se od popunjavanja *IPAQ* upitnika, prikupljanja antropometrijskih podataka, procene 1-RM čučnja, i potom familijarizacije sa testovima za noge i ruke. Druga i treća sesija obuhvatale su sprovođenje testova za ruke i noge randomizovanim redosledom po grupama ispitanika.

Za dobijanje varijabli MKM nogu pri različitim nivoima napora i opterećenja koristio se SJ test. Vertikalni skokovi su se izvodili u 12 različitim uslova po dva puta (ukupno 24 skoka):

- 3 nivoa napora 50%, 75% i 100% od maksimalne snage;
- 4 nivoa spoljašnjeg opterećenja sa slobodnim teretom od 0% (šipka od 2kg), 20%, 40% i 60% od 1-RM čučnja.

Za dobijanje varijabli MKM ruku pri različitim nivoima napora i opterećenja koristio se BM test. Bacanje medicinke se izvodilo u 12 različitim uslova po dva puta (ukupno 24 bacanja):

- 3 nivoa napora 50%, 75% i 100% od maksimalne snage.
- 4 nivoa spoljašnjeg opterećenja sa medicinkama mase od 0.46kg, 2kg, 4kg i 6kg;

4.3. Procedure testiranja

Antropometrijsko merenje u toku prve serije podrazumevalo je procenu telesne visine (TV) ispitanika pomoću stadiometra (*Seca 202, Seca Ltd., Hamburg, Germany*) po Martinu čija je tačnost merenja 0.1 cm. Nakon dobijenih podataka visine i godina, po propisanoj proceduri sprovedena je procena telesne mase (TM), procenta mišićne mase (%MM; eng. *muscle mass*) i procenat masnog tkiva (%FT; eng. *fat tissue*) pomoću bioelektrične impedance (*In Body 720, Bioelectrical Impedance Analyzer, InBody, Cerritos, CA, USA*). Nakon toga sprovedena je procena 1-RM na modifikovanoj Smit mašini prema standardnoj proceduri (O'Shea 1987, Sheppard, Doyle et al. 2008, Leontijevic, Pazin et al. 2013). Procenat maksimalno podignutog opterećenja iz čučnja često se uzima kao metoda dodatnog povećanja opterećenja u samom SJ, upravo zbog biomehaničke sličnosti sa tehnikom izvođenja skoka, odnosno visoke korelacije sa istim (Haun 2015). Na osnovu dobijene maksimalno podignute mase tega iz čučnja izračunao se nivo spoljašnjeg opterećenja od 20%, 40% i 60% od 1-RM sa kojim su ispitanici izvoditi SJ.

Procedura testiranja 1-RM bila je praćenja rutinskim zagrevanjem od 10 minuta koje uključuje vežbe oblikovanja u mestu (5 minuta) i vožnju biciklergometra (5 minuta). Početni položaj testa, izvodi se iz pozicije polučučnja pod uglom u zglobu kolena od 90°. Procedura testa procene 1-RM podrazumevala je sledeće korake (O'Shea 1987): specifično zagrevanje sa

pretpostavljenih 50% od 1-RM između 8 – 10 ponavljanja; 1 minut odmora i laganog rastezanja nakon kojih ide druga serija oko 75% od pretpostavljenih 1-RM između 3 – 5 ponavljanja; nakon 2 – 3 minuta pauze izvelo se 3 do 4 serije sa jednim ponavljanjem tokom kojih se kilaža povećavala od 2kg do 10kg sa dva minuta pauze između svake serije. Postepenim povećanjem opterećenja došlo se do 1-RM koja je bila ekvivalentna sa 100% F_{max} mišića nogu prikazane kao maksimalno podignute mase tereta.

Dalja procedura prve sesije podrazumevala je familijarizaciju ispitanika sa SJ i BM testovima. Prilikom familijarizacije sa SJ testom postepeno se dodavalo spoljašnje opterećenje procenjeno na osnovu rezultata 1-RM čučnja. Upoznavanje sa BM testom bilo je kroz pravilno bacanje medicine različite mase. Familijarizacija je podrazumevala verbalno upoznavanje sa procedurom izvođenja oba testa, a potom i praktičnim izvođenjem testova po dva pokušaja na svakom nivou opterećenja, ali bez izvođenja testa sa instrukcijom različitog nivoa napora.

U naredne dve sesije sproveo se testiranje efekata osećaja napora procenom MKM dobijenih iz SJ i BM testova na različitim nivoima opterećenja. Prilikom samog sprovođenja testova, opterećenje je randomizovano po grupama ispitanika, dok se nivo napora randomizovao u okviru jednog nivoa opterećenja po dva pokušaja.

Prilikom izvođenja oba testa, merilac je davao jasne instrukcije nivoa napora od 50% i od 75% ujednačenim tonom i mirnim glasom. Instrukciju od 100% maksimalne snage je pratilo rutinsko verbalno ohrabrenje. Takođe, pre početka samog testiranja sproveo se opšte zagrevanje od 10 minuta koje uključuje vežbe oblikovanja u mestu i vožnju biciklergometra (po 5 minuta), nakon kojeg su ispitanici izvodili specifično zagrevanje u obliku izvođenja par skokova i bacanja, poštujući proceduru testiranja.

Procedura izvođenja vertikalnog skoka

Procedura izvođenja SJ podrazumevala je sledeće korake:

- Ispitanik na komandu „podigni teg“, diže sa stalka postavljeno opterećenje i staje ispred tenziometrijske platforme;
- Potom se zadaje jedna od tri instrukcije koje mogu biti:
 1. „Skoči sa 50% maksimalne snage“,
 2. „Skoči sa 75% maksimalne snage“,
 3. „Skoči sa 100% maksimalne snage“!
- Nakon toga daje se instrukcija „Stani na platformu i spusti se u polu-čučanj od 90°“, gde asistent proverava da li je ostvaren adekvatan ugao i koriguje ukoliko nije.
- Na instrukciju „skoči“, izvodi se skok u vis bez počučnja.
- Potom toga ispitanik bi ostao na platformi dok mu se ne zada komanda „siđi sa platforme“ kako bi se završilo prikupljanje podataka.

Ukoliko je skok pravilno izveden slobodni teret bi se vratio na stalak, sa ili bez potrebne asistencije, i sledeći ispitanik je potom izvodio skok sa istim nivoom opterećenja, ali sa drugačijom instrukcijom nivoa napora. Nakon izvođenja skokova istog opterećenja pri sva tri nivoa napora, po dva puta, randomizovano je postavljeno sledeće opterećenje. Pauza između skokova na istom opterećenju bila je oko 1 min, a između samih opterećenja oko 2 minuta. Svaki put pre podizanja tereta ispitanik se pitao „da li je spreman“, odnosno da li se oseća potpuno odmornim, u skladu sa time pauza je bila produžena.

Procedura izvođenja bacanja medicinke

BM se izvodilo iz sedećeg položaja sa ravnim leđima naslonjenim na stabilnu površinu, a medicinska lopta se držala sa obe ruke naslonjena na grudi sa laktovima u visini ramena. Ispitanicima je bilo napomenuto da bacanje medicinke bude isključivo iz pokreta ruku, bez nagnjanja trupa u napred, gde lopta treba da se izbaci pravo horizontalno, ukoliko je moguće bez elevacionog ugla.

Procedura testa bacanja medicinke podrazumevala je sledeće korake:

- Ispitanik na komandu „sedi“ odlazi u početni položaj sa loptom;
- Na instrukciju „pripremi se“ podiže loptu na grudi;
- Potom je sledila instrukcija nivoa napora sa kojim treba da baci lopta i komanda „sad“ kao znak za bacanje. Instrukcije nivoa napora bile su sledeće:
 1. „Baci horizontalno sa 50% maksimalne snage, sad“,
 2. „Baci horizontalno sa 75% maksimalne snage, sad“,
 3. „Baci horizontalno sa 100% maksimalne snage, sad“!
- Nakon izbačaja lopte ispitanik je trebalo da zadrži ruke mirne u horizontalnom položaju, dok se ne zaustavi program za snimanje podataka, i tek posle komande „spusti ruke“ testiranje jednog bacanja je bilo završeno.

Ukoliko je bacanje pravilno izvedeno sa adekvatnom tehnikom i elevacionim uglom izbačaja pokušaj se prihvatao kao važeći. Elevacioni ugao izbačaja bio je vizuelno proveren odmah nakon samog bacanja u softveru za merenje kinematike pokreta, sa postavljenim standardom da ugao ne bude veći od 15°.

Dalja procedura bila je identična kao i za SJ test, gde sledeći ispitanik zauzima sedeći položaj sa loptom istog opterećenja, ali bacanje izvodi sa drugačijom instrukcijom nivoa napora. Nakon izvođenja bacanja na svim nivoima napora, po dva puta, prelazilo se na sledeći nivo opterećenja. Pauza između bacanja na istom opterećenju bila je oko 1 min, a između nivoa opterećenja oko 2 minuta. Svaki put pre zauzimanja početne pozicije ispitanik se pitao „da li je spreman“, odnosno da li se oseća potpuno odmorno, u skladu sa time pauza je bila produžena.

4.4. Uzorak varijabli

Sve varijable u istraživanju bile su podeljene u dve grupe: (1) varijable morfološkog statusa i (2) varijable MKM nogu i ruku. Procena morfološkog statusa ispitanika izvršena je na osnovu podataka prikupljenih merenjem TV i TM, kao i MM% i FT%.

Varijable za procenu MKM nogu

Nezavisne varijable u istraživanju bile su nivoi napora i nivoi opterećenja. Nivo opterećenja u SJ testu je procenjivan na osnovu kriterijumske varijable F_{max} mišića nogu dobijene 1-RM testom. Potom su procenjivane zavisne varijable izvedene iz SJ testa u svim uslovima izvođenja (3 napora i 4 opterećenja): brzina kretanja težišta tela (VN), sila reakcije podloge (FN) i snaga nogu (PN). Za procenu osetljivosti u obliku procentualnog smanjenja pojedinačnih MKM pod uticajem napora i opterećenja, iz apsolutno dobijenih varijabli VN, FN i PN izvedene su relativizovane varijable procentualnih razlika između 100% maksimalnog napora sa 75% i 50% umanjenog napora, i između 75% i 50 % napora, za svaki nivo opterećenja (0%, 20%, 40% i 60% 1-RM).

Izvedene relativizovane MKM nogu izražene u procentima:

- Varijable relativnog pada na 75% od maksimalnog napora su: VN_{75%}, FN_{75%} i PN_{75%}.
- Varijable relativnog pada na 50% od maksimalnog napora su: VN_{50%}, FN_{50%} i PN_{50%}.
- Varijable pada na 50% u odnosu na 75% napora su: VN_{75-50%}, FN_{75-50%}, PN_{75-50%}.

Varijable za procenu MKM ruku

Izvedene zavisne varijable iz BM testa u svim uslovima izvođenja (3 napora i 4 opterećenja) bile su: brzina kretanja šake (VR), sila ruku (FR) i snaga ruku (PR). Za procenu osetljivosti u obliku procentualnog smanjenja pojedinačnih MKM pod uticajem napora i opterećenja, iz apsolutno dobijenih varijabli VR, FR i PR izvedene su relativizovane varijable procentualnih razlika između 100% maksimalnog napora sa 75% i 50% napora, i između 75% i 50% napora, za svaki nivo opterećenja (0.43kg, 2kg, 4kg i 6kg).

Izvedene relativizovane MKM ruku izražene u procentima:

- Varijable relativnog pada na 75% od maksimalnog napora su: VR_{75%}, FR_{75%} i PR_{75%}.
- Varijable relativnog pada na 50% od maksimalnog napora su: VR_{50%}, FR_{50%} i PR_{50%}.
- Varijable pada na 50% u odnosu na 75% napora su: VR_{75-50%}, FR_{75-50%}, PR_{75-50%}.

4.5. Prikupljanje i obrada podataka

Za prikupljanje podataka iz SJ testa korišćena je platforma sile, montirana i kalibrisana prema specifikacijama proizvođača (dimenzija 40 x 60 cm, *AMTI, Inc., Newton MA, USA*). Frekvencija snimanja zapisa sile bila je 1kHz, a obrada podataka sprovedena u *Matlab* programu (*MATLAB and Statistics Toolbox Release 2013a, The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, USA*). Snimci sile reakcije podloge (GRF) su prvo sumirani sa obe ploče, a zatim su GRF podaci usrednjeni tokom 2 s mirnog stajanja pre izvođenja skoka da bi se izračunala težina učesnika, koja je potom bila oduzeta od vertikalne GRF-a da bi se izračunala ukupna GRF. U toku faze mirovanja su identifikovani maksimum, minimum i standardna devijacija (SD) ukupne GRF, a potom su ove vrednosti korišćene za identifikaciju prve vremenske tačke odstupanja proseka promene ukupne GRF (prozor od 50 ms) u odnosu na maksimalni ili minimalni opseg \pm SD. Kraj kretanja (*take-off phase*) je definisan kao tačka u kojoj je ukupna GRF bila jednaka negativnoj težini ispitanika. Ukupna FN je potom izračunata iz obrađenog signala vertikalne komponente GRF (*formula 1*). Na osnovu integracije signala ubrzanja izračunatog iz FN i ukupne mase ispitanika zbirno sa masom tega, izračunata je VN, dok je PN dobijena kao maksimalni produkt FN i VN (Cuk, Mirkov et al. 2016).

Formula 1:

$$\text{Sila (N)} = [\text{masa tega} + \text{telesna masa (kg)}] * [\text{startno ubrzanje} + \text{gravitaciono ubrzanje}]$$

Za prikupljanje podataka VR, FR, i PR podataka iz BM testa koristila se dvo-dimenzionalna kinematička analiza podataka dobijenih iz 3D kamera (*Qualisys ProReflex MCU240 Motion Capture System, Sweden*). Reflektivni marker je bio pozicioniran na metakarpalnu kost malog prsta desne ruke. Tokom BM testa kamere su snimale promene u poziciji markera na zglobu šake pri frekvenciji od 200 Hz. Brzina i ubrzanje markera su izračunati iz prvog i drugog derivata krive pomeraja u jedinici vremena, dok su vrednosti sile (FR) izračunate kao proizvod dobijenog ubrzanja i mase lopte. Snaga ruku je izračunata iz proizvoda sile i brzine ruku. Obrada podataka je sprovedena u *Matlab* programu (*MATLAB and Statistics Toolbox Release 2013a, The MathWorks, Inc., Natick, Massachusetts, USA*).

Za obradu podataka koristile su se varijable sa višim nivoom ostvarene F iz SJ i BM testa pri nivou napora od 100% maksimalne snage, na sva četiri nivoa spoljašnjeg opterećenja. Zavisne MKM varijable na naporu od 50% i 75% dobijene su na osnovu srednjih vrednosti dva izvedena pokušaja, za noge i ruke zasebno. Za dobijanje relativizovanih MKM varijabli umanjenog napora od 75% i 50% u odnosu na 100%, i umanjenog napora od 50% u odnosu na 75%, na svakom nivou opterećenja, za noge i ruke zasebno, koristila se *formula 2*:

$$\text{Formula 2: } x [\text{varijabla \% (75 ili 50\% u odnosu na 100\% napora, i 50\% u odnosu na 75\% napora)}] = 100 - y (\text{75 ili 50\% napora}) / z (\text{100\% ili 75\% napora}) * 100$$

4.6. Statistička analiza

Deskriptivna statistika za sve praćene varijable je izražena kroz srednje vrednosti (SV) i standardnu devijaciju (SD). Pre statističke obrade apsolutnih i relativizovanih podataka sprovedena je provera normalne distribucije korišćenjem *Shapiro-Wilk* testa, dok se za proveru homogenosti varijanse koristio *Lavene's test*. Nakon što je potvrđena normalna distribucija apsolutnih podataka sprovedla se dvo-faktorska analiza varijanse sa ponovljenim merenjem (ANOVA) za utvrđivanje razlika između nivoa napora i opterećenja zavisnih varijabli za noge (VN, FN i PN) i ruke (VR, FR i PR) zasebno. *Bonferroni Post-hoc* analiza je sprovedena za parcijalne razlike između napora za svaku MKM varijablu pri svakom opterećenju, za noge i ruke zasebno.

Nakon sprovođenja provere normalne distribucije relativizovanih MKM varijabli na svakom nivou opterećenja, utvrđeno je da je za 5 varijabli nogu (FN_{75%} pri 20kg, FN_{50%} pri 0kg, FN_{70-50%} pri 0kg, PN_{75%} pri 0kg i PN_{50%} pri 60kg) i 4 varijable ruku (VR_{75-50%} pri 6kg, FR_{75-50%} pri 2kg, FR_{75-50%} pri 6kg i PR_{75-50%} pri 2kg) nije potvrđena normalnost raspodele podataka (*Shapiro-Wilk* $p < .05$), zbog čega je korišćenja neparametrijska statistika (*Freadman test* i *Conover Posthoc* komparacija). *Conover Post hoc* komparacija je sprovedena za parcijalne razlike između relativnog padu u MKM varijablama pri svakom opterećenju, za noge i ruke zasebno.

Takođe, izračunata je i veličina generalnih efekta napora, opterećenja i njihove interakcije (VE: *eta squared* – η^2), gde se vrednosti ispod 0.01 smatraju malim, ispod 0.06 srednjim i preko 0.14 velikim (Cohen 1988). Za veličinu efekata dobijenih Bonferoni *Post hoc* analizom korišćena je veličina *Cohen's d* (d), gde se vrednosti ispod 0.2 smatraju malim, 0.5 srednjim i preko 0.8 velikim (Cohen 1988). Dalje, za veličinu efekta Friedman testa korišćenja je *Kendall's W*, gde se vrednosti ispod 0.2 smatraju trivijalnim, od 0.21 do 0.40 niskim, od 0.41 do 0.60 umerenim, od 0.61 do 0.80 visokim i od 0.81 do 1.00 veoma visokim (Agresti 1992).

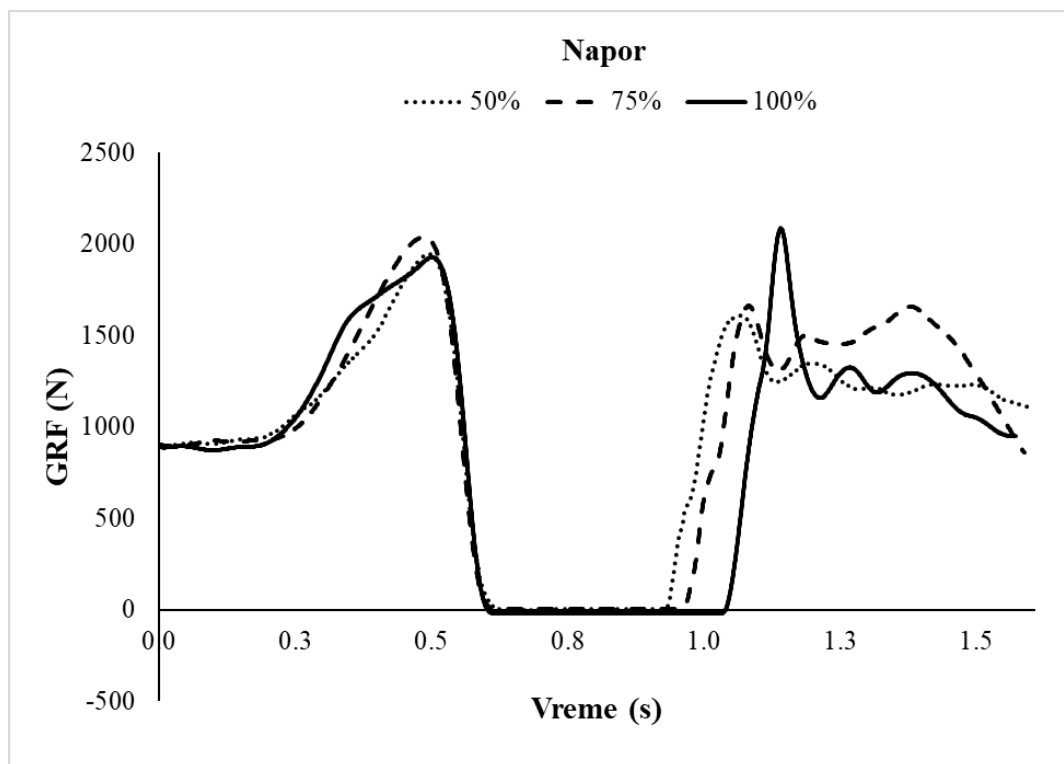
Prag značajnosti statističkih nalaza je postavljen na alfa nivou $p = 0.05$. Za obradu podataka koristio se JASP 0.16.1.0 softver za *Windows* operativni sistem (*University of Amsterdam, Netherlands*) i *Office Excel* 2010 (*Microsoft Corporation, Redmond, WA*).

5. REZULTATI ISTRAŽIVANJA

Na osnovu eksperimentalno prikupljenih podataka, izvršena je transverzalna analiza dobijenih podataka MKM nogu i ruku u uslovima različitog nivoa napora i spoljašnjeg opterećenja. Rezultati su podeljeni u dve eksperimentalne celine sa prikazom rezultata apsolutnih i relativizovanih vrednost nogu i ruku zasebno.

5.1. Rezultati eksperimenta 1

U eksperimentu 1 ukupno je snimljeno 288 skokova (12 ispitanika x 24 skoka), skokovi od 3 ispitanika nisu bili analizirani zbog problema tokom prikupljanja podataka, gde dva ispitanika nisu mogli da se spuste u pravilan čučanj od 90° pri opterećenju od 60% 1-RM, dok GRF od jednog ispitanika nisu dobro snimljene. Na *Slici 4* prikazana je ilustracija tipičnog profila GRF skokova jednog ispitanika sa tri nivoa napora pri opterećenju od 0%1-RM, gde se uočava opadanje VS sa umanjnim naporom.



Slika 4. Ilustracija tipičnog profila sile reakcije podloge (GRF) skokova jednog ispitanika pri tri nivoa napora (50, 75 i 100%) na opterećenju od 0%1-RM.

5.1.1. Rezultati apsolutnih vrednosti nogu

Deskriptivna statistika i intervali pouzdanosti (95%) apsolutnih vrednosti MKM nogu pri svim nivoima napora i opterećenja SJ testa prikazana je u *Tabeli 2a*.

Tabela 2a. Deskriptivna statistika i intervali pouzdanosti (95%) apsolutnih MKM nogu.

KM nogu	Napor (%)	Opterećenje (%1RM)	SV ± SD	%KV	%IP95	Shapiro-Wilk
VN	100	0	2.39 ± 0.14	5.70	(2.30 - 2.47)	0.88
		20	2.09 ± 0.14	6.70	(1.99 - 2.18)	0.95
		40	1.73 ± 0.13	7.60	(1.65 - 1.81)	0.98
		60	1.46 ± 0.13	8.90	(1.38 - 1.54)	0.93
	75	0	2.14 ± 0.11	5.00	(2.08 - 2.21)	0.91
		20	1.83 ± 0.18	9.80	(1.72 - 1.95)	0.99
		40	1.57 ± 0.16	10.30	(1.47 - 1.67)	0.95
		60	1.29 ± 0.19	14.40	(1.17 - 1.41)	0.94
	50	0	1.89 ± 0.28	14.20	(1.72 - 2.06)	0.93
		20	1.63 ± 0.23	13.90	(1.49 - 1.78)	0.99
		40	1.38 ± 0.22	16.00	(1.24 - 1.52)	0.96
		60	1.14 ± 0.20	17.10	(1.02 - 1.27)	0.96
FN	100	0	952.90 ± 164.74	17.30	(848.23 - 1057.57)	0.92
		20	1161.18 ± 123.45	10.60	(1082.73 - 1239.63)	0.91
		40	1402.15 ± 135.38	9.70	(1316.13 - 1488.16)	0.90
		60	1583.15 ± 135.12	8.50	(1497.30 - 1669.00)	0.95
	75	0	851.41 ± 146.11	17.20	(758.58 - 944.25)	0.93
		20	1037.44 ± 172.59	16.60	(927.78 - 1147.10)	0.95
		40	1229.14 ± 130.77	10.60	(1146.05 - 1312.23)	0.98
		60	1411.54 ± 109.91	7.80	(1341.71 - 1481.37)	0.95
	50	0	747.06 ± 209.87	28.10	(613.71 - 880.40)	0.94
		20	926.83 ± 161.43	17.40	(824.26 - 1029.39)	0.94
		40	1128.52 ± 160.68	14.20	(1026.43 - 1230.61)	0.94
		60	1296.94 ± 141.46	10.90	(1207.06 - 1386.81)	0.95
PN	100	0	1986.91 ± 243.33	12.20	(1832.31 - 2141.52)	0.91
		20	2127.54 ± 251.88	11.80	(1967.50 - 2287.57)	0.97
		40	2081.89 ± 219.96	10.60	(1942.13 - 2221.64)	0.93
		60	1810.51 ± 426.60	23.60	(1539.46 - 2081.56)	0.94
	75	0	1594.51 ± 207.46	13.00	(1462.70 - 1726.32)	0.93
		20	1582.09 ± 295.39	18.70	(1394.41 - 1769.78)	0.94
		40	1559.56 ± 275.05	17.60	(1384.80 - 1734.32)	0.97
		60	1354.78 ± 419.94	31.00	(1087.97 - 1621.60)	0.96
	50	0	1345.24 ± 317.53	23.60	(1143.49 - 1546.98)	0.94
		20	1314.36 ± 331.95	25.30	(1103.44 - 1525.27)	0.96
		40	1210.30 ± 332.01	27.40	(999.35 - 1421.25)	0.98
		60	1074.22 ± 384.41	35.80	(829.98 - 1318.46)	0.95

VN: brzina nogu (m/s); FN: sila nogu (N); PN: snaga nogu (W); SV±SD: srednje vrednosti i standardna devijacija; SG: standardne greške; %IP95: Interval pouzdanosti od 95%; Shapiro-Wilk: Šapiro-Vilk test normalne distribucije; *: nivo statističke značajnosti normalne distribucije (*p < 0.05).

Dvostruka ANOVA sa ponovljenim merenjem otkriva značajne i velike promene u VN pod efektima napora ($F= 190.119$, $p < .01$, $\eta^2= .173$), opterećenja ($F= 62.628$, $p < .01$, $\eta^2 = .632$), i značajne ali male efekte interakcije napora i opterećenja ($F= 2.383$, $p =.035$, $\eta^2= .007$). *Post hoc* test usrednjenih vrednosti VN u odnosu na sve nivoe opterećenja pokazuje značajne i velike razlike između sva tri nivoa napora (svi nivoi $p < .001$) (*Grafikon 1b*), pri čemu su razlika i efekti najviši između 50% sa 100% napora ($t = 19.608$, $p < .001$, $d = 2.224$) (*Tabela 2b*).

Tabela 2b. *Post hoc* test usrednjenih vrednosti VN na nivou napora u odnosu na sva opterećenja.

Napor (%)		Razlike SV	SE	t	d
100	75	0.208***	0.021	10.028	1.158
	50	0.404***	0.021	19.497	2.25
75	50	0.196***	0.021	9.469	1.093

Razlike SV: razlike između srednjih vrednosti; SE: standardna greška; t: t-test; d: Cohen's d veličina efekta. Razlike između napora su naznačene (*** $p < .001$).

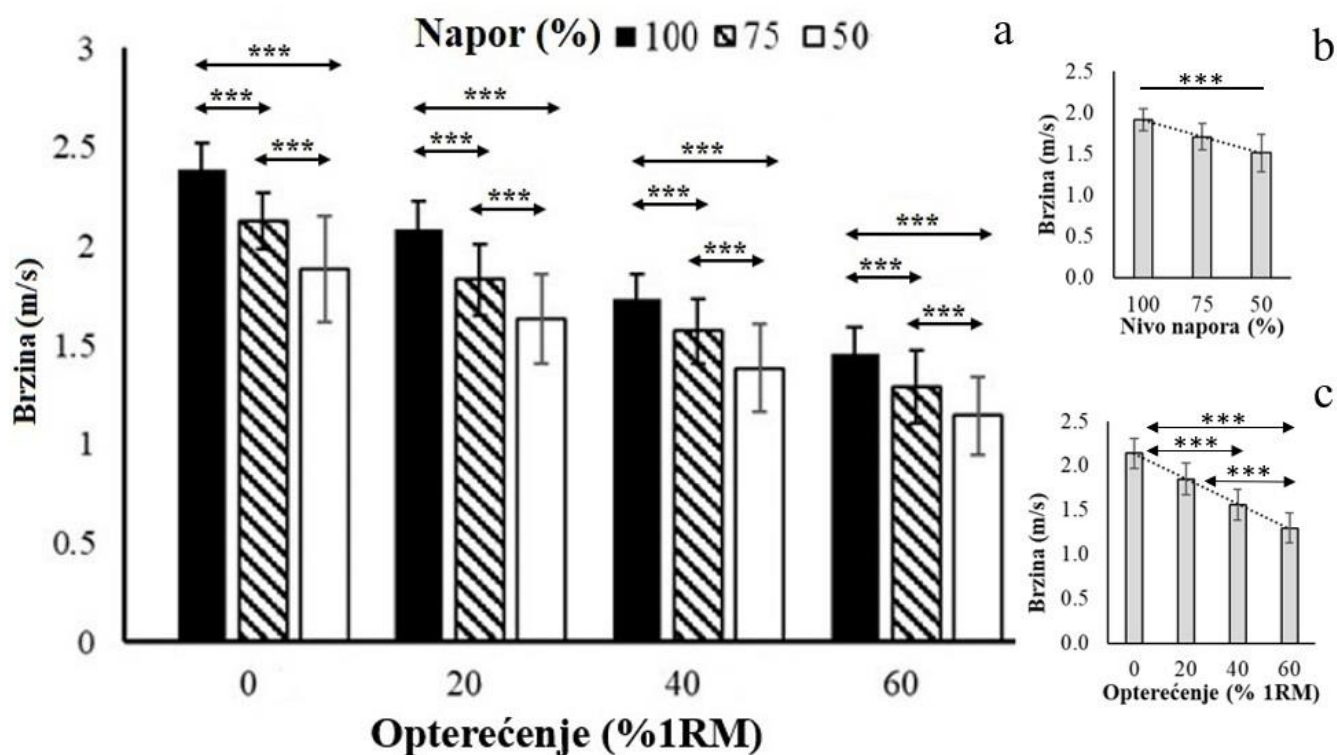
Dalje, *post hoc* test usrednjenih vrednosti VN u odnosu na sve nivoe napora pokazuje značajne i velike efekte razlike između svih opterećenja ($p < .001$) (*Tabela 2c*). Može se primetiti da usrednjena VN značajno opada sa porastom svakog opterećenja (*Grafikon 1c*).

Tabela 2c. *Post hoc* test usrednjenih vrednosti VN na nivou opterećenja u odnosu na sve nivoe napora.

Opterećenje (%1RM)		Razlike SV	SE	t	d
0	20	0.29***	0.07	4.45	1.61
	40	0.58***	0.07	8.89	3.22
	60	0.84***	0.07	12.97	4.70
20	40	0.29***	0.07	4.44	1.61
	60	0.55***	0.07	8.52	3.09
40	60	0.27**	0.07	4.08	1.48

Razlike SV: razlike između srednjih vrednosti; SE: standardna greška; t: t-test; d: Cohen's d veličina efekta. Razlike između opterećenja su naznačene (** $p < .01$; *** $p < .001$).

Grafikon 1a pokazuje značajne razlike u VN pod uticajem umanjeno napora na svakom opterećenju (svi nivoi napora $p < .001$). Uočava se da apsolutna VN u SJ testu značajno opada pod efektima napora i opterećenja.



Grafikon 1. a. Srednja vrednost \pm SD brzine nogu ispoljene pri svim nivoima napora i opterećenja; **b.** Srednja vrednost \pm SD usrednjene VN u odnosu na sve nivoe opterećenja za svaki nivo napora. **c.** Srednja vrednost \pm SD usrednjene VN u odnosu na sve nivoe napora za svaki nivo opterećenja. Horizontalne strelice ukazuju na postojanje značajnih razlika (Bonferoni; *** $p < .001$).

U tabeli 2d. dvostruka ANOVA otkriva značajne i visoke promene u FN pod efektima napora ($F = 106.405$, $p < .01$, $\eta^2 = .132$) i opterećenja ($F = 41.891$, $p < .01$, $\eta^2 = .600$), ali bez efekata njihove interakcije ($p = .610$). *Post hoc* test usrednjenih vrednosti FN u odnosu na sve nivoe opterećenja pokazuje značajne i srednje do velike efekte razlike između sva tri nivoa napora (svi nivoi $p < .001$) (Grafikon 2b), pri čemu su razlike i efekti najviši između 50% i 100% napora ($t = 14.541$, $p < .01$, $d = 1.651$) (Tabela 2d).

Tabela 2d. *Post hoc* test usrednjenih vrednosti FN na nivou napora u odnosu na sva opterećenja.

Napor (%)		Razlike SV	SE	t	d
100	75	142.46***	17.194	8.286	0.941
	50	250.01***	17.194	14.541	1.651
75	50	107.55***	17.194	6.255	0.71

Razlike SV: razlike između srednjih vrednosti; SE: standardna greška; t: t-test; d: Cohen's d veličina efekta. Razlike između napora su naznačene (*** $p < .001$).

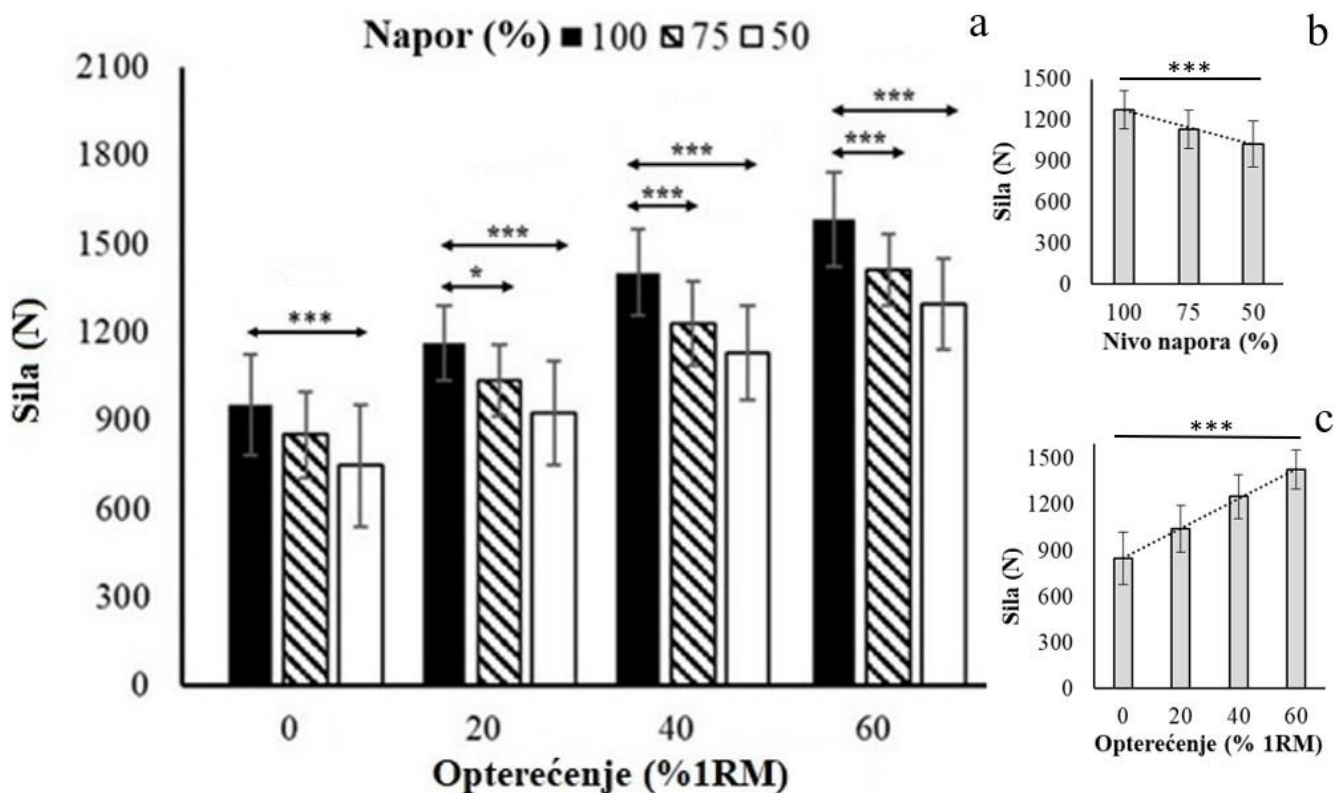
Post hoc test usrednjenih vrednosti FN u odnosu na sve nivoe napora pokazuje značajne i velike efekte razlike između svih opterećenja ($p < .001$ do $.05$) (Tabela 2e). Može se primetiti da usrednjena FN značajno raste sa porastom svakog opterećenja (Grafikon 2c).

Tabela 2e. Post hoc test usrednjenih vrednosti FN na nivou opterećenja u odnosu na sve nivoe napora.

Opterećenje (%1RM)	Razlike SV	SE	t	d	
0	20	-191.36**	55.08	-3.47	-1.26
	40	-402.81***	55.08	-7.31	-2.66
	60	-580.09***	55.08	-10.53	-3.83
20	40	-211.46**	55.08	-3.84	-1.40
	60	-388.73**	55.08	-7.06	-2.57
40	60	-177.27*	55.08	-3.22	-1.17

Razlike SV: razlike između srednjih vrednosti; SE: standardna greška; t: t-test; d: Cohen's d veličina efekta. Razlike između opterećenja su naznačene (* $p < .05$; ** $p < .01$; *** $p < .001$).

Grafikon 2a pokazuje značajne i velike razlike u FN između 100% i 50% napora ($p < .001$) na svakom opterećenju, dok su između 100% i 75% napora značajne razlike pokazane samo pri višim opterećenjima od 20, 40 i 60 %1-RM ($p < .05$), bez razlika na opterećenju od 0%1-RM ($p = .268$). Dalje, Grafikon 2b pokazuje da nema razlika u FN između 75% i 50% napora na svim opterećenjima. Može se uočiti da FN značajno opada pod efektima napora od 50% u odnosu na 100% na svakom opterećenju, dok raste sa povećanjem opterećenja.



Grafikon 2. a. Srednja vrednost \pm SD sile nogu ispoljene pri svim nivoima napora i opterećenja. **b.** Srednja vrednost \pm SD usrednjene FN u odnosu na sve nivoe opterećenja za svaki nivo napora. **c.** Srednja vrednost \pm SD usrednjene FN u odnosu na sve nivoe napora za svaki nivo opterećenja. Horizontalne strelice ukazuju na postojanje značajnih razlika (Bonferoni; * $p < .05$; *** $p < .001$).

Takođe, ANOVA otkriva značajne i velike promene u PN pod efektima napora ($F = 235.260$, $p < .01$, $\eta^2 = .490$), bez efekata opterećenja ($p = .115$) i njihove interakcije ($p = .377$). *Post hoc* test usrednjenih vrednosti PN kroz sve nivoe opterećenja pokazuje značajne i velike razlike između sva tri nivoa napora (svi nivoi $p < .001$) (*Grafikon 3b*), pri čemu su razlike i efekti najviši između 50% sa 100% napora ($t = 21.429$, $p < .01$, $d = 2.417$) (*Tabela 2f*).

Tabela 2f. *Post hoc* test usrednjenih vrednosti SN na nivou napora u odnosu na sva opterećenja.

Napor (%)		Razlike SV	SE	t	d
100	75	0.208***	0.021	10.028	1.158
	50	0.404***	0.021	19.497	2.25
75	50	0.196***	0.021	9.469	1.093

Razlike SV: razlike između srednjih vrednosti; SE: standardna greška; t: t-test; d: Cohen's d veličina efekta. Razlike između napora su naznačene (***) $p < .001$.

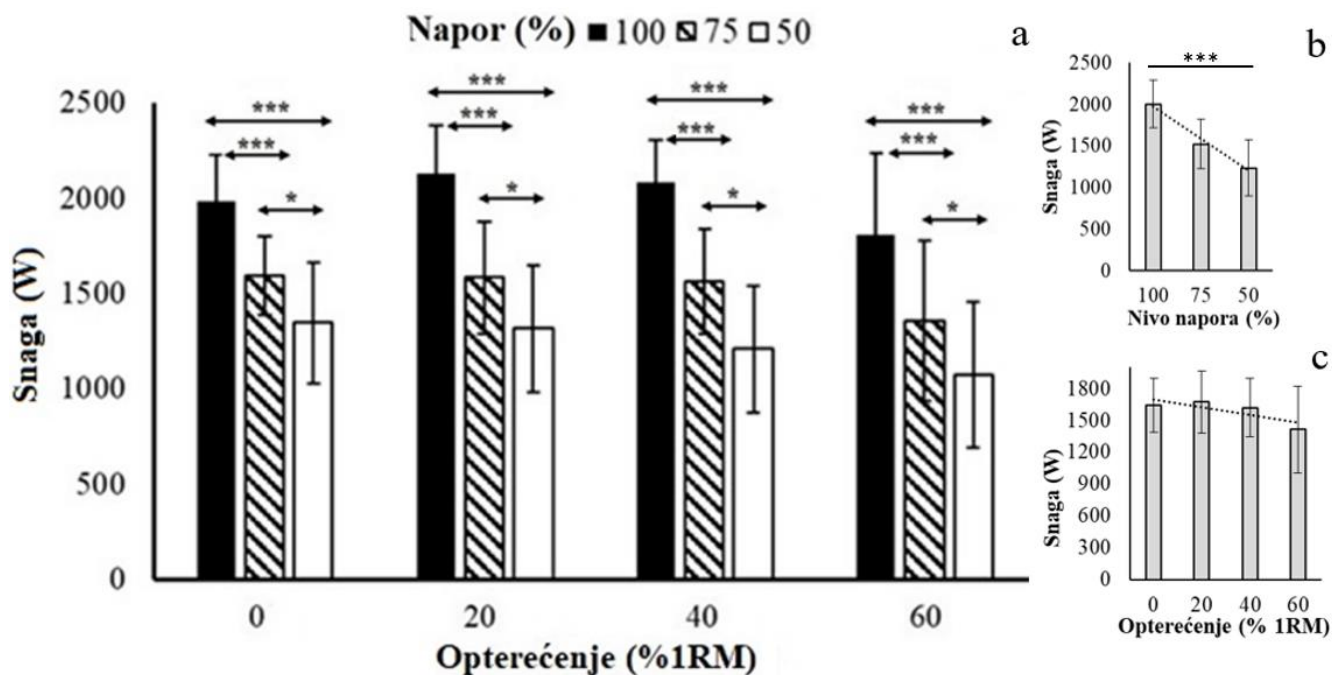
Sa druge strane, iako se nisu pokazale značajne razlike između opterećenja (svi nivoi opterećenja $p > .05$), analiza efekata ukazala je da postoje srednji do visoki efekti razlika između 60% 1-RM sa nižim nivoima opterećenja ($d = .644$ do $.825$) (*Tabela 2g*). Odnosno apsolutni pad u SN pod uticajem napora je veći pri 60% 1-RM u odnosu na ostale niže nivoe opterećenja (*Grafikon 3c*).

Tabela 2g. *Post hoc* test usrednjenih vrednosti PN na nivou opterećenja u odnosu na sve nivoe napora.

Opterećenje (%1RM)		Razlike SV	SE	t	d
0	20	-32.44	115.47	-0.28	-0.10
	40	24.97	115.47	0.22	0.08
	60	229.05	115.47	1.98	0.72
20	40	57.41	115.47	0.50	0.18
	60	261.49	115.47	2.26	0.83
40	60	204.08	115.47	1.77	0.64

Razlike SV: razlike između srednjih vrednosti; SE: standardna greška; t: t-test; d: Cohen's d veličina efekta.

Grafikon 3a prikazuje značajne i velike razlike u PN pod uticajem umanjenog napora na svakom opterećenju (svi nivoi napora $p < .05$). Može se uočiti da se apsolutna PN značajno smanjuje samo pod efektima napora na svim nivoima opterećenja.



Grafikon 3. a. Srednja vrednost \pm SD snage nogu ispoljene pri svim nivoima napora i opterećenja. **b.** Srednja vrednost \pm SD usrednjene PN u odnosu na sve nivoe opterećenja za svaki nivo napora. **c.** Srednja vrednost \pm SD usrednjene PN u odnosu na sve nivoe napora za svaki nivo opterećenja. Horizontalne strelice ukazuju na postojanje značajnih razlika (Bonferoni; * $p < .05$; *** $p < .001$).

5.1.2. Rezultati relativizovanih podataka nogu

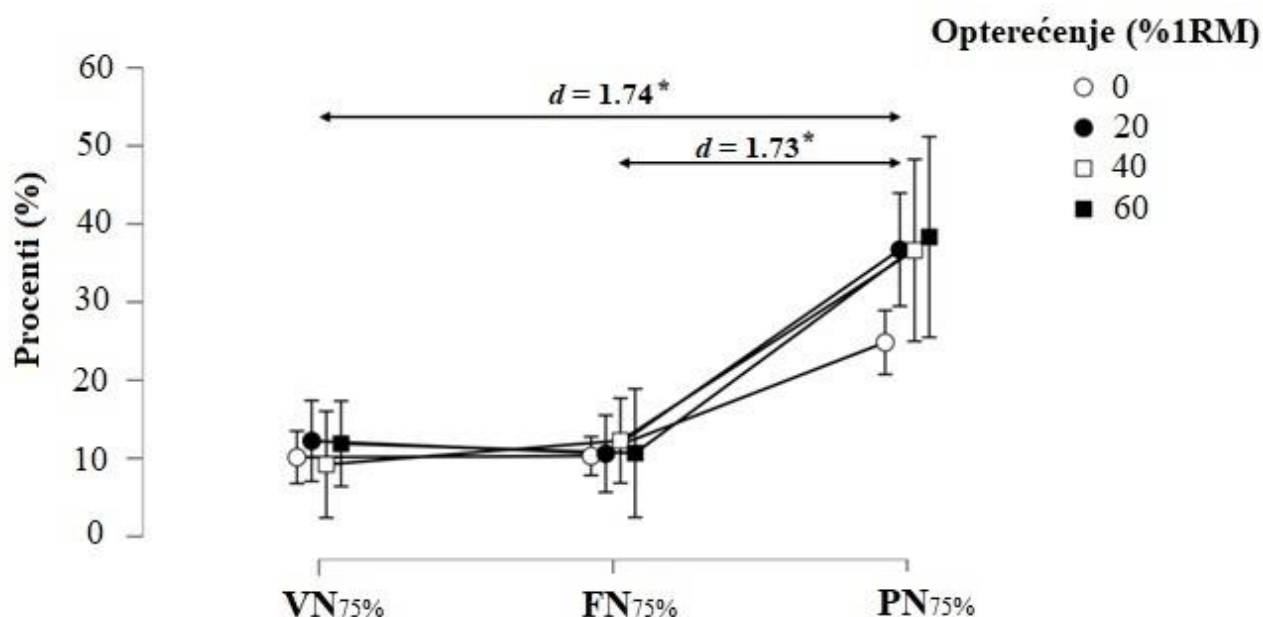
Deskriptivna statistika i intervali pouzdanosti (95%) relativizovanih MKM varijabli nogu umanjenog napora od 75% i 50% u odnosu na 100% napora, i od 50% u odnosu na 75% napora, na svakom nivou opterećenja SJ testa prikazana je u *Tabeli 3a*.

Tabela 3a. Deskriptivna statistika i intervali pouzdanosti (95%) relativizovanih MKM nogu.

MKM nogu (%)	Opterećenje (kg)	SV ± SD	SG	%KV	%IP95	Shapiro-Wilk
VN _{75%}	0	10.1 ± 3.55	1.02	35.0	(7.88 - 12.4)	0.95
	20	12.2 ± 7.19	2.07	58.8	(7.66 - 16.8)	0.91
	40	9.21 ± 5.59	1.61	60.7	(5.66 - 12.8)	0.96
	60	11.8 ± 8.20	2.37	69.0	(6.67 - 17.1)	0.94
VN _{50%}	0	20.8 ± 11.1	3.21	53.3	(13.8 - 27.9)	0.90
	20	21.9 ± 7.67	2.21	35.0	(17.1 - 26.8)	0.91
	40	20.3 ± 8.22	2.37	40.5	(15.1 - 25.5)	0.91
	60	23.0 ± 8.44	2.44	38.4	(16.6 - 27.3)	0.92
VN _{75-50%}	0	12.2 ± 10.1	2.91	82.7	(5.78 - 18.6)	0.89
	20	11.0 ± 5.99	1.73	54.4	(7.20 - 14.8)	0.96
	40	12.3 ± 6.48	1.87	52.7	(8.18 - 16.4)	0.93
	60	11.4 ± 5.57	1.61	48.8	(7.87 - 15.0)	0.92
FN _{75%}	0	10.3 ± 6.61	1.91	64.3	(6.09 - 14.5)	0.94
	20	10.6 ± 11.5	3.32	108.6	(3.28 - 17.9)	0.77**
	40	12.3 ± 5.46	1.58	44.5	(8.80 - 15.7)	0.94
	60	10.7 ± 4.85	1.40	45.4	(7.59 - 13.8)	0.98
FN _{50%}	0	21.2 ± 16.9	4.87	79.7	(10.5 - 31.9)	0.75**
	20	20.0 ± 11.7	3.38	58.6	(12.6 - 27.5)	0.90
	40	19.5 ± 7.92	2.29	40.5	(14.5 - 24.6)	0.89
	60	17.9 ± 7.91	2.28	44.2	(12.9 - 22.9)	0.93
FN _{75-50%}	0	12.7 ± 16.3	4.70	127.9	(2.39 - 23.1)	0.71**
	20	10.5 ± 6.89	1.99	65.6	(6.12 - 14.9)	0.91
	40	8.35 ± 6.34	1.83	76.0	(4.32 - 12.4)	0.91
	60	8.22 ± 5.40	1.56	65.7	(4.79 - 11.6)	0.96
PN _{75%}	0	24.8 ± 11.4	3.29	45.9	(17.6 - 32.1)	0.63**
	20	36.7 ± 16.4	4.74	44.8	(26.3 - 47.2)	0.98
	40	36.6 ± 23.9	6.89	65.2	(21.5 - 51.8)	0.90
	60	38.3 ± 28.1	8.12	73.3	(20.5 - 56.2)	0.87
PN _{50%}	0	32.5 ± 11.3	3.27	34.9	(25.3 - 39.7)	0.93
	20	38.5 ± 12.2	3.52	31.7	(30.7 - 46.2)	0.97
	40	41.8 ± 14.8	4.28	35.4	(32.4 - 51.2)	0.96
	60	39.8 ± 16.8	4.84	42.1	(29.1 - 50.4)	0.84*
PN _{75-50%}	0	16.5 ± 10.3	2.98	62.7	(9.92 - 23.1)	0.94
	20	17.4 ± 9.87	2.85	56.7	(11.1 - 23.7)	0.94
	40	23.1 ± 13.6	3.93	58.8	(14.5 - 31.8)	0.96
	60	20.6 ± 16.3	4.71	79.7	(10.1 - 30.8)	0.93

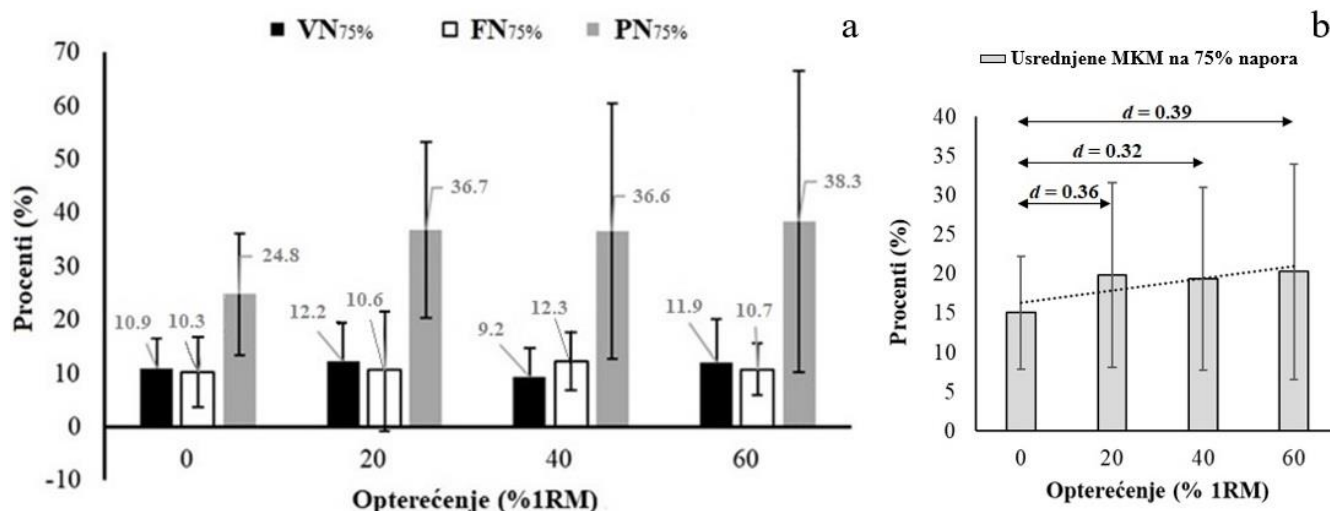
VN: brzina nogu (m/s); FN: sila nogu (N); PN: snaga nogu (W); SV±SD: srednje vrednosti i standardna devijacija; SG: standardne greške; %IP95: Interval pouzdanosti od 95%; Shapiro-Wilk: Šapiro-Vilk test normalne distribucije; *: nivo statističke značajnosti normalne distribucije (*p < 0.05).

Friedman test je otkrio značajne i visoke generalne efekte relativnog pada u MKM nogu ($VN_{75\%}$, $FN_{75\%}$ i $PN_{75\%}$) pri naporu od 75% ($\chi^2 = 42.841$, $p < .001$, $W = .662$). Takođe, *Conover Post hoc* test usrednjenih vrednosti MKM nogu u odnosu na sve nivoe opterećenja pokazuje značajne i velike razlike između $PN_{75\%}$ sa $VN_{75\%}$ ($T = 2.442$, $p = .016$, $d = 1.737$) i $FN_{75\%}$ ($T = 2.391$, $p = .018$, $d = 1.730$). Odnosno pri istom nivou napora i opterećenja dolazi do značajno većeg pada u $PN_{75\%}$ u odnosu na $VN_{75\%}$ i $FN_{75\%}$ (*Dijagram 1a*).



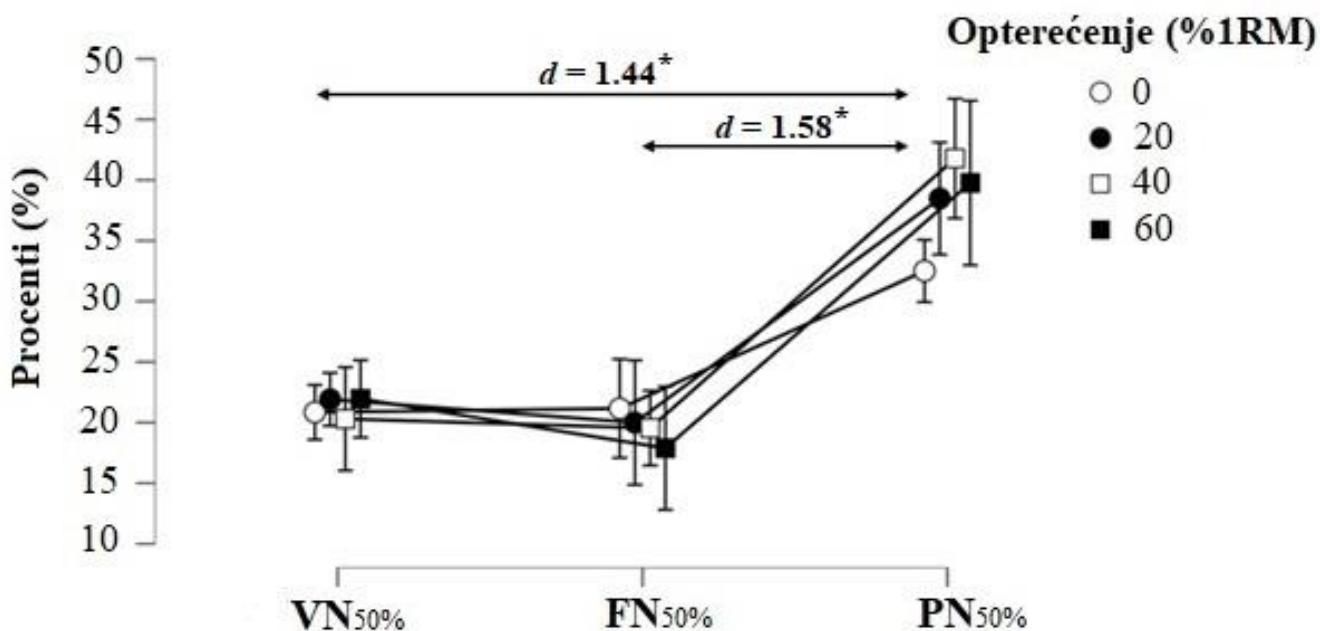
Dijagram 1a. Srednja vrednost \pm intervali pouzdanosti (95%) relativnog pada u $VN_{75\%}$, $FN_{75\%}$ i $PN_{75\%}$ pri ispoljenom naporu od 75% na sva četiri nivoa opterećenja. Horizontalne strelice ukazuju na značajne i velike efekte razlike ($d > 0.80$) između usrednjenih $PN_{75\%}$, sa $VN_{75\%}$ i $FN_{75\%}$ u odnosu na sve nivoe opterećenja (*Conover*; * $p < .05$).

Sa druge strane, iako se pokazalo da nema značajne razlike između opterećenja ($p > .05$), analizom efekata usrednjenih MKM nogu pri 75% napora uočavaju se srednji efekti razlika u padu između 0% 1-RM sa višim nivoima opterećenja ($d = 0.319$ do 0.389) (*Grafikon 4b*). Odnosno, primećuje se da je pad u MKM ruku, a ponajviše pad u $PN_{75\%}$, pri višim nivoima opterećenja bio veći nego pri 0% 1-RM (*Grafikon 4a*). Tačnije, procentualna razlika pada u $PN_{75\%}$ usrednjena u odnosu na tri viša nivoa opterećenja je bila u proseku 12.4% veća u odnosu na nulto opterećenje (*Grafikon 4a*).

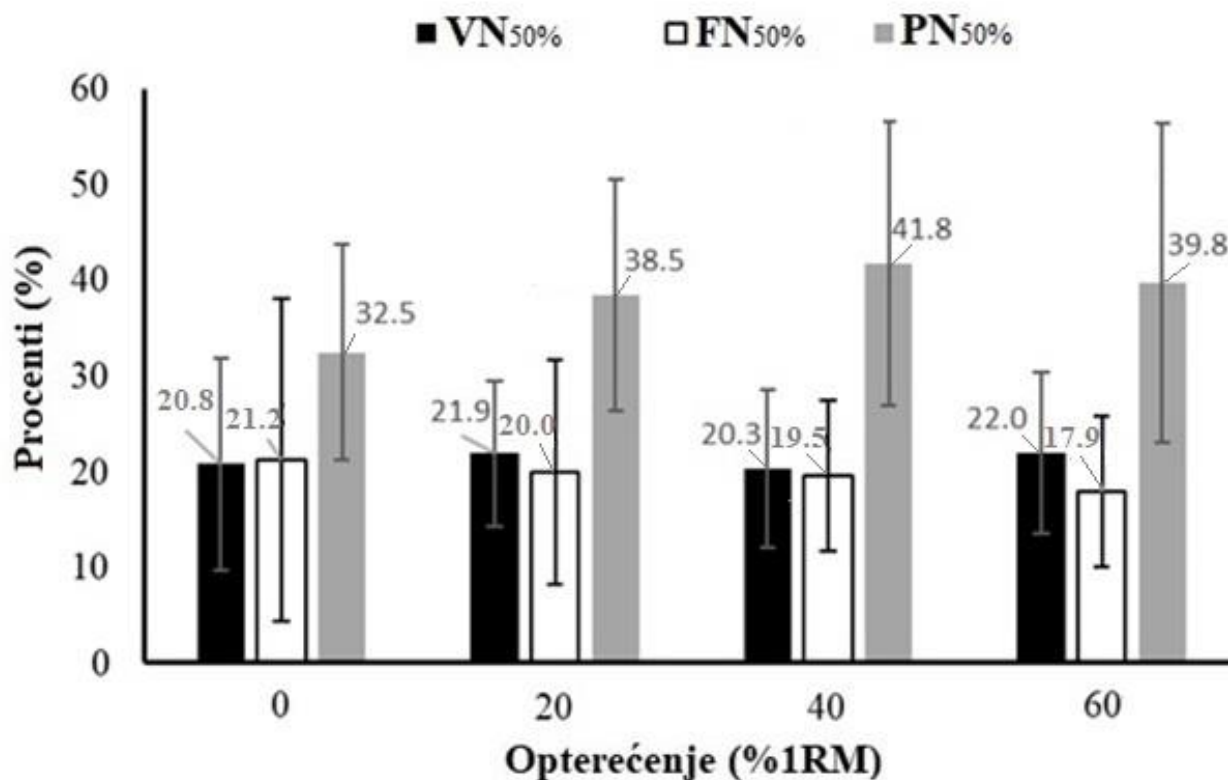


Grafikon 4. a. Srednja vrednost \pm SD relativnog pada u VN_{75%}, FN_{75%} i PN_{75%} na nivou napora od 75% na sva četiri nivoa opterećenja, bez značajnih razlika između opterećenja. **b.** Srednja vrednost \pm SD relativnog pada usrednjenih MKM nogu na 75% napora pri svakom nivou opterećenja. Horizontalne strelice ukazuju na srednje efekte razlika ($d > 0.20$) između 0% 1-RM sa višim nivoima opterećenja.

Friedman test je otkrio značajne i visoke efekte relativnog pada u MKM nogu (VN_{50%}, FN_{50%} i PN_{50%}) pri naporu od 50% ($\chi^2 = 36.348$, $p < .001$, $W = .632$). Takođe, *Conover Post hoc* test usrednjenih vrednosti MKM nogu pri 50% napora u odnosu na sve nivoe opterećenja pokazuje značajne i velike razlike između PN_{50%} sa VN_{50%} ($T = 2.062$, $p = .041$, $d = 1.44$) i FN_{75%} ($T = 2.360$, $p = .02$, $d = 1.58$) (*Dijagram 1b*), dok između opterećenja nema značajnih razlika i efekata (*Grafikon 5*).

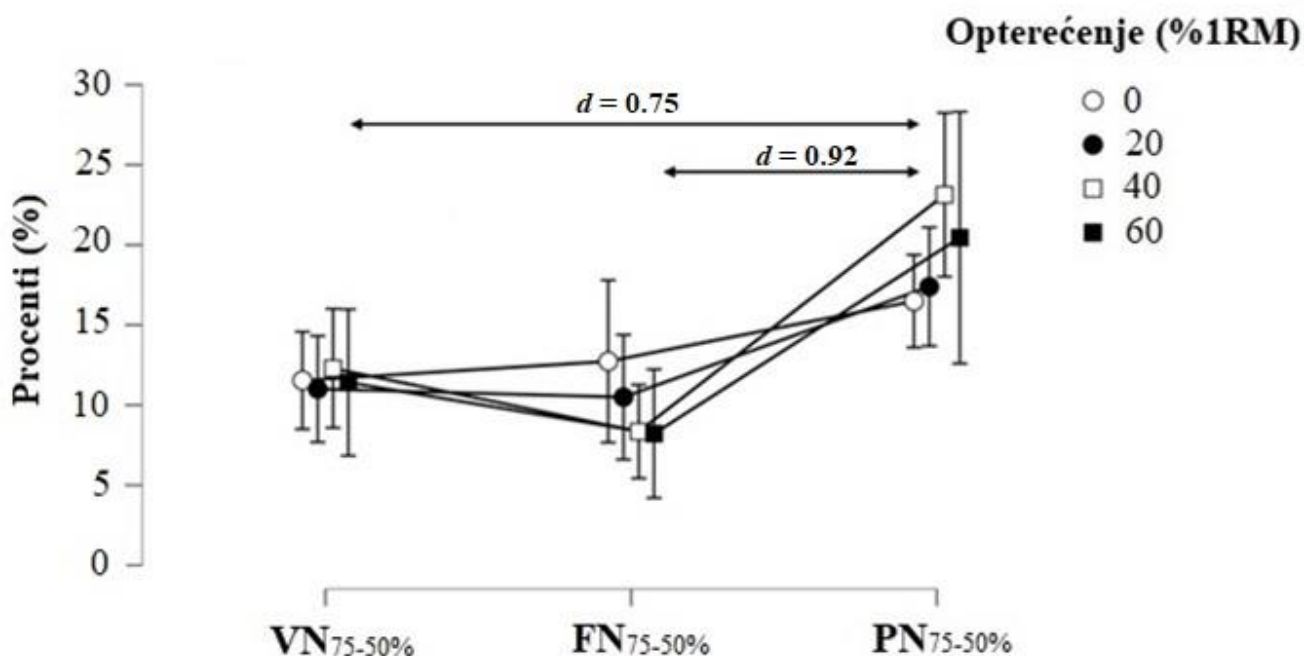


Dijagram 1b. Srednja vrednost \pm intervali pouzdanosti (95%) relativnog pada u VN_{50%}, FN_{50%} i PN_{50%} pri ispoljenom naporu od 50% na sva četiri nivoa opterećenja. Horizontalne strelice ukazuju na značajne i velike efekte razlika ($d > 0.80$) u padu između usrednjenih PN_{50%} sa VN_{50%} i FN_{50%} u odnosu na sve nivoe opterećenja (*Conover*; $* p < .05$).

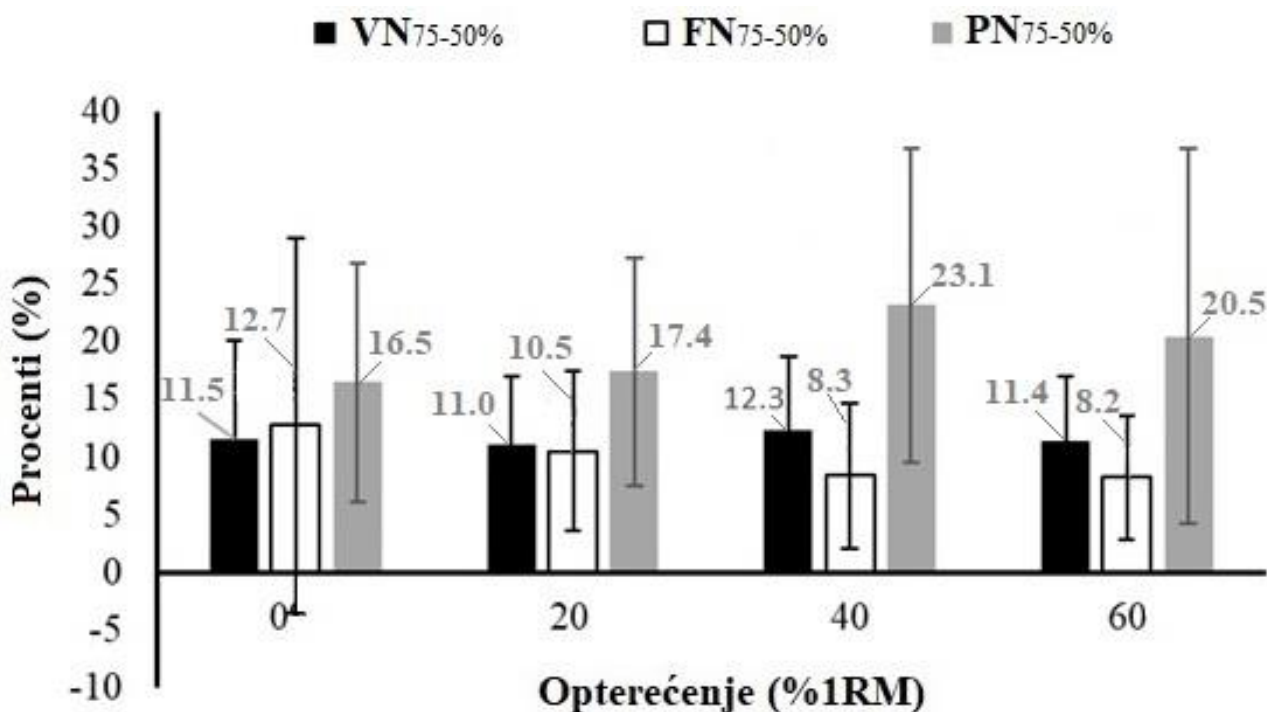


Grafikon 5. Srednja vrednost \pm SD relativnog pada u VN_{50%}, FN_{50%} i PN_{50%} na nivou napora od 50% na sva četiri nivoa opterećenja, bez značajnih razlika i efekata između opterećenja.

Dalje, Friedman test je otkrio značajne ali niske efekte relativnog pada u MKM nogu (VN_{75-50%}, FN_{75-50%} i PN_{75-50%}) između 75% i 50% napora ($\chi^2 = 13.215$, $p < .001$, $W = .29$). Conover Post hoc test usrednjenih vrednosti MKM nogu između 75% i 50% napora u odnosu na sve nivoe opterećenja pokazuje da nema značajne razlike između varijabli, međutim primećuju se srednji i velike efekti razlika u pada između PN_{75-50%} sa VN_{75-50%} ($d = .75$) i FN_{75-50%} ($d = .92$) (Dijagram 1c). Takođe, pokazalo se da nema značajnih razlika i efekata između opterećenja (Grafikon 6).



Dijagram 1c. Srednja vrednost \pm intervali pouzdanosti (95%) relativnog pada u VN_{75-50%}, sa FN_{75-50%} i PN_{75-50%} pri ispoljenom naporu između 75% i 50% na sva četiri nivoa opterećenja. Horizontalne strelice ukazuju na srednje i velike efekte razlika u padu između usrednjenih PN_{50%} sa VN_{50%} i FN_{50%} u odnosu na sve nivoe opterećenja.



Grafikon 6. Srednja vrednost \pm SD relativnog pada u VN_{75-50%}, FN_{75-50%} i PN_{75-50%} pri ispoljenom naporu između 75% i 50% na sva četiri nivoa opterećenja, bez značajnih razlika i efekata između opterećenja.

5.2. Rezultati eksperimenta 2

5.2.1. Rezultati apsolutnih vrednosti ruku

Deskriptivna statistika i intervali pouzdanosti (95%) apsolutnih vrednosti MKM ruku pri svim nivoima napora i opterećenja BM testa prikazana je u *Tabeli 4a*.

Tabela 4a. Deskriptivna statistika i intervali pouzdanosti (95%) apsolutnih MKM ruku.

MKM ruku	Napor (%)	Opterećenje (kg)	SV ± SD	SG	%KV	%IP95	Shapiro-Wilk
VR	100	0.43	4.38 - 0.44	0.13	9.95	(4.10 - 4.66)	0.96
		2	3.88 - 0.46	0.13	11.85	(3.59 - 4.17)	0.93
		4	3.49 - 0.29	0.08	8.17	(3.31 - 3.67)	0.96
		6	3.20 - 0.32	0.09	10.05	(3.00 - 3.41)	0.97
	75	0.43	3.61 - 0.38	0.11	10.62	(3.36 - 3.85)	0.90
		2	3.31 - 0.33	0.09	9.82	(3.10 - 3.51)	0.95
		4	3.06 - 0.23	0.07	7.41	(2.92- 3.21)	0.97
		6	2.80 - 0.25	0.07	8.81	(2.65 - 2.96)	0.96
	50	0.43	3.07 - 0.31	0.09	10.21	(2.87 - 3.27)	0.96
		2	2.95 - 0.40	0.11	13.38	(2.70 - 3.20)	0.95
		4	2.70 - 0.19	0.06	7.10	(2.58 - 2.83)	0.97
		6	2.51 - 0.28	0.08	11.10	(2.33 - 2.68)	0.91
FR	100	0.43	20.85 - 2.37	0.68	11.35	(19.4 - 22.4)	0.94
		2	87.65 - 12.45	3.59	14.21	(79.7 - 95.6)	0.85
		4	131.09 - 14.79	4.27	11.28	(121.7 - 140.5)	0.91
		6	165.90 - 23.43	6.76	14.12	(151.0 - 180.8)	0.97
	75	0.43	15.99 - 2.47	0.71	15.46	(14.4 - 17.6)	0.95
		2	69.04 - 9.43	2.72	13.66	(63.1 - 75.0)	0.93
		4	105.51 - 8.76	2.53	8.30	(99.9 - 111.1)	0.94
		6	137.60 - 24.13	6.97	17.54	(122.3 - 152.9)	0.98
	50	0.43	12.55 - 2.15	0.62	17.13	(11.2 - 13.9)	0.99
		2	57.25 - 13.30	3.84	23.22	(48.8 - 65.7)	0.88
		4	85.75 - 12.28	3.55	14.33	(77.9 - 93.6)	0.97
		6	110.71 - 24.83	7.17	22.42	(94.9 - 126.5)	0.98
PR	100	0.43	92.06 18.90	5.46	20.53	(80.1 - 104.1)	0.95
		2	345.24 - 91.65	26.46	26.55	(287.0 - 403.5)	0.86
		4	460.15 - 85.40	24.65	18.56	(405.9 - 514.4)	0.90
		6	537.01 - 121.68	35.13	22.66	(459.7 - 614.3)	0.97
	75	0.43	58.45 - 14.360	4.15	24.57	(49.3 - 67.6)	0.92
		2	231.01 - 52.89	15.26	22.89	(197.4 - 264.6)	0.95
		4	324.67 - 47.83	13.81	14.73	(294.3 - 355.1)	0.93
		6	390.07 - 97.36	28.11	24.96	(328.2 - 451.9)	0.97
	50	0.43	39.16 - 10.41	3.01	26.59	(32.5 - 45.8)	0.96
		2	173.52 - 59.21	17.09	34.13	(135.9 - 211.1)	0.90
		4	233.52 - 46.73	13.49	20.01	(203.8 - 263.2)	0.98
		6	282.85 89.55	25.85	31.66	(226.0 - 339.8)	0.96

VR: brzina ruku (m/s); FR: sila ruku (N); PR: snaga ruku (W); SV±SD: srednje vrednosti i standardne devijacije; SG: standardne greške; %IP95: Interval pouzdanosti od 95%; Shapiro-Wilk: Šarpito Vilk test normalne distribucije; *: nivo statističke značajnosti normalne distribucije (* $p < 0.05$).

Dvostruka ANOVA sa ponovljenim merenjem otkriva značajne i velike promene u VR na pod efektima napora ($F = 306.463$, $p < .01$, $\eta^2 = 0.408$), opterećenja ($F = 18.621$, $p < .01$, $\eta^2 = .284$), i značajne ali male efekte interakcije napora i opterećenja ($F = 6.529$, $p < .01$, $\eta^2 = .026$). *Post hoc* test usrednjenih vrednosti VR u odnosu na sve nivoe opterećenja pokazuje značajne i velike razlike između napora (svi nivoi $p < .001$) (*Grafikon 7b*), pri čemu su najviše razlike i efekti pri 50% napora ($t = 24.640$, $p < .001$, $d = 2.807$) (*Tabela 4b*).

Tabela 4b. *Post hoc* test usrednjenih vrednosti brzine ruku na nivou napora u odnosu na sva opterećenja.

Napor (%)		Razlike SV	SE	t	d
100	75	0.54***	0.04	14.40	1.64
	50	0.93***	0.04	24.64	2.81
75	50	0.39***	0.04	10.24	1.17

Razlike SV: razlike između srednjih vrednosti; SE: standardna greška; t: t-test; d: Cohen's d veličina efekta. Razlike između napora su naznačene (***) $p < .001$.

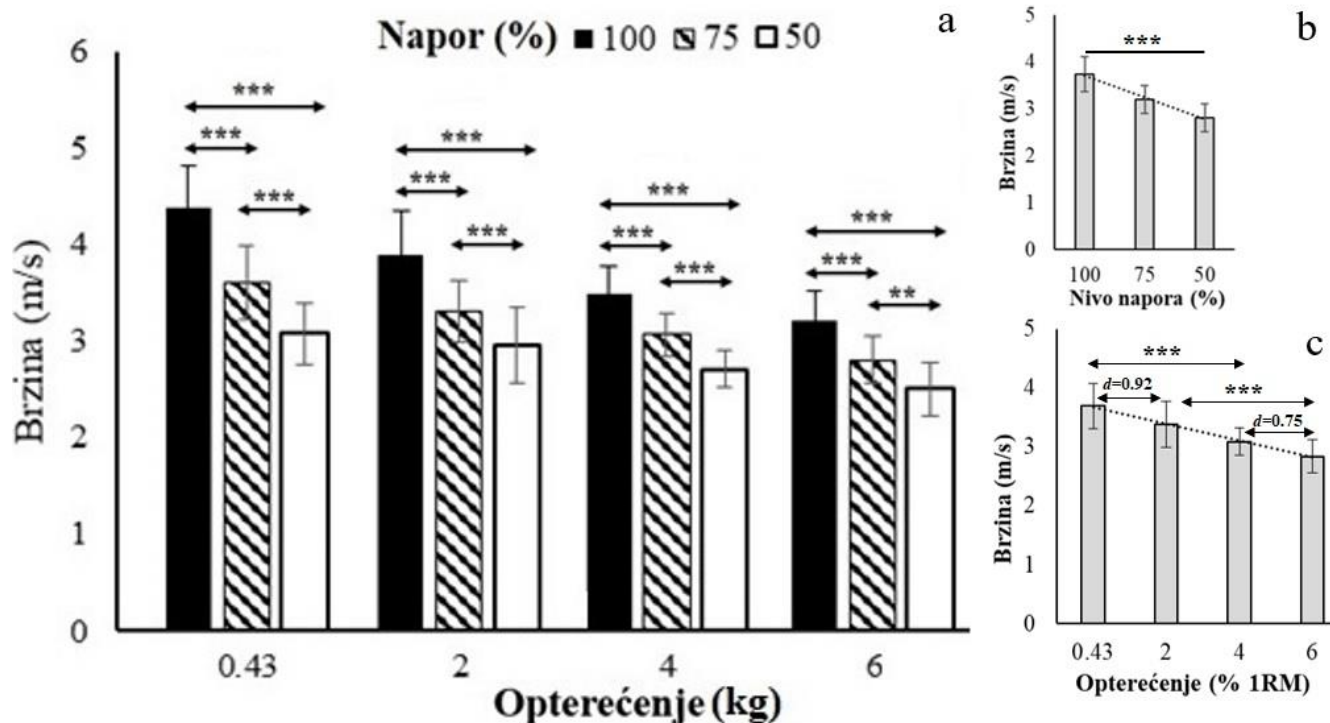
Post hoc test usrednjenih vrednosti VR na nivou opterećenja u odnosu na sve nivoe napora pokazuje značajne srednje do velike efekte razlike u VR između opterećenja od 0.43kg sa 4kg ($t = 4.987$, $p < .001$, $d = .675$) i 6kg ($t = 7.054$, $p < .001$, $d = 1.307$), i između 2kg i 6kg ($t = 4.516$, $p < .001$, $d = 1.641$) (*Tabela 4c*). Sa druge strane, iako nisu dobijene značajne razlike između opterećenja od 0.43kg sa 2kg ($t = 2.54$, $p < .31$, $d = .92$), 2kg sa 4kg ($t = 2.45$, $p < .30$, $d = .89$), i 4kg sa 6kg ($t = 2.07$, $p < .25$, $d = .75$), mogu se primetiti veliki i srednji efekti razlika u padu VR sa porastom opterećenja (*Tabela 4c*) (*Grafikon 7c*).

Tabela 4c. *Post hoc* test usrednjenih vrednosti brzine ruku na nivou opterećenja u odnosu na sve napore.

Opterećenje (kg)		Razlike SV	SE	t	d
0.43	2	0.31	0.12	2.54	0.92
	4	0.60***	0.12	4.99	1.81
	6	0.85***	0.12	7.05	2.56
2	4	0.30	0.12	2.45	0.89
	6	0.544***	0.12	4.52	1.64
4	6	0.25	0.12	2.07	0.75

Razlike SV: razlike između srednjih vrednosti; SE: standardna greška; t: t-test; d: Cohen's d veličina efekta. Razlike između opterećenja su naznačene (***) $p < .001$.

Grafikon 7a pokazuje značajne razlike u VR pod uticajem umanjenog napora na svakom nivou opterećenja (svi nivoi napora $p < .001$). Može se primetiti da apsolutna VR u BM testu značajno opada pod efektima napora i opterećenja (*Grafikon 7. a i b*).



Grafikon 7. a. Srednja vrednost \pm SD brzine ruku ispoljene pri svim nivoima napora i opterećenja. **b.** Srednja vrednost \pm SD usrednjene VR u odnosu na sve nivoe opterećenja za svaki nivo napora. **c.** Srednja vrednost \pm SD usrednjene VR u odnosu na sve nivoe napora za svaki nivo opterećenja. Horizontalne strelice ukazuju na značajne razlike (Bonferoni; ** $p < .01$; *** $p < .001$; d : Cohen's d veličina efekta).

Dalje, dvostruka ANOVA otkriva značajne i srednje promene u FR pod efektima napora ($F = 229.724$, $p < .01$, $\eta^2 = .081$), značajne i velike promene pod efektima opterećenja ($F = 185.621$, $p < 0.01$, $\eta^2 = .818$), i značajne ali male efekte interakcije napora i opterećenja ($F = 19.773$, $p < .01$, $\eta^2 = .021$). *Post hoc* test usrednjenih vrednosti FN u odnosu na sve nivoe opterećenja pokazuje značajne i velike razlike između sva tri nivoa napora (svi nivoi $p < .001$) (Grafikon 8b), pri čemu su najviši efekti napora od 50% ($t = 21.391$, $p < .001$, $d = 2.351$) (Tabela 4d).

Tabela 4d. *Post hoc* test usrednjenih vrednosti sile ruku na nivou napora u odnosu na sva opterećenja.

Napor (%)	Razlike SV	SE	t	d
100	75	19.34***	11.886	1.306
	50	34.81***	21.391	2.351
75	50	15.47***	9.505	1.045

Razlike SV: razlike između srednjih vrednosti; SE: standardna greška; t: t-test; d: Cohen's d veličina efekta. Razlike između napora su naznačene (*** $p < .001$).

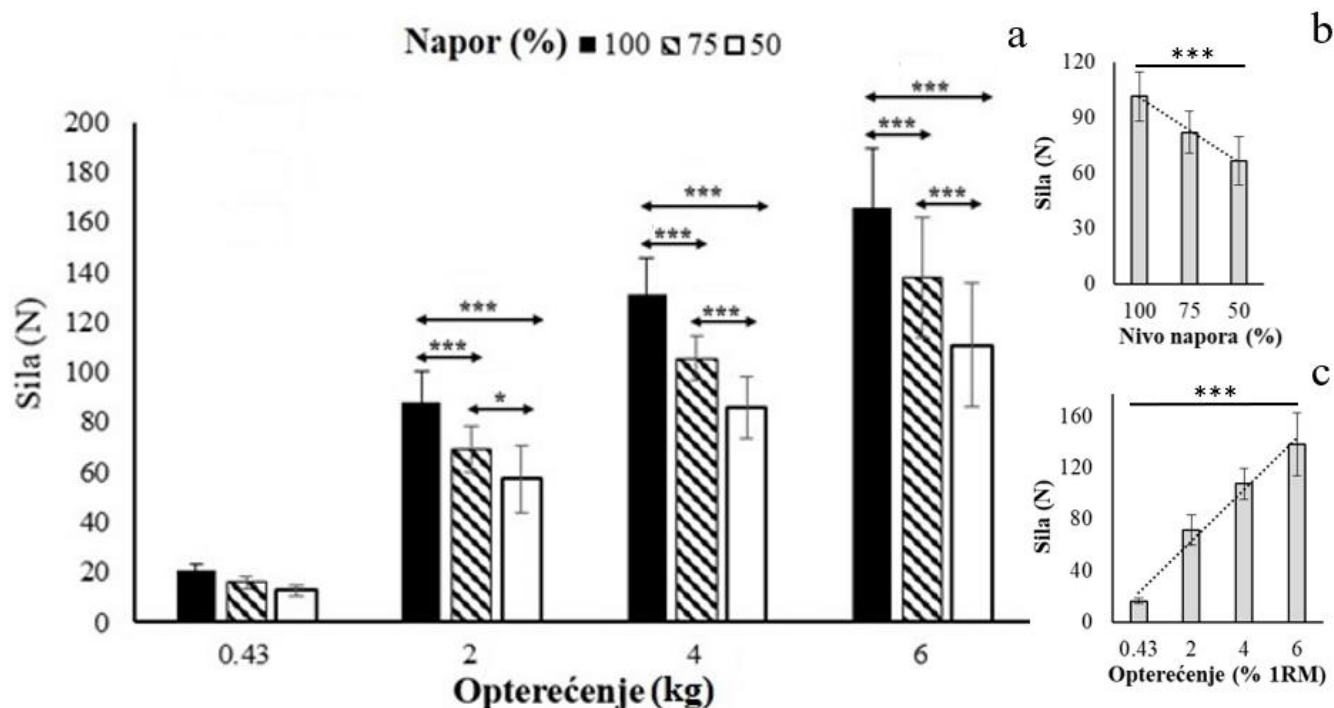
Takođe, *Post hoc* test usrednjenih vrednosti FR u odnosu na sve nivoe napora pokazuje značajne i velike efekte razlike između svih opterećenja ($p < .001$) (Tabela 4e). Odnosno, može se primetiti da usrednjena FR značajno raste sa porastom opterećenja (Grafikon 8c).

Tabela 4e. Post hoc test usrednjenih vrednosti sile ruku na nivou opterećenja u odnosu na sve napora.

Opterećenje (kg)	Razlike SV	SE	t	d	
0.43	2	-54.85***	5.43	-10.10	-3.71
	4	-90.98***	5.43	-16.76	-6.15
	6	-121.61***	5.43	-22.40	-8.21
2	4	-36.13***	5.43	-6.66	-2.44
	6	-66.76***	5.43	-12.30	-4.51
4	6	-30.63***	5.43	-5.64	-2.07

Razlike SV: razlike između srednjih vrednosti; SE: standardna greška; t: t-test; d: Cohen's d veličina efekta. Razlike između opterećenja su naznačene (***) $p < .001$.

Međutim, dalja Post hoc analiza pokazuje značajne i velike razlike u FR pod uticajem umanjenog napora na opterećenjima od 2kg, 3kg i 6kg ($p < 0.01$), dok na nivou opterećenja od 0.43kg nema značajnih i velikih razlika ($p > 0.05$) (Grafikon 8a). Uočava se da apsolutna FR u BM testu značajno opada pod efektima napora od 75% i 50% samo pri višim opterećenjima, a raste sa povećanjem opterećenja.



Grafikon 8. a. Srednja vrednost \pm SD sile ruku ispoljene pri svim nivoima napora i opterećenja. **b.** Srednja vrednost \pm SD usrednjene FR u odnosu na sve nivoe opterećenja za svaki nivo napora. **c.** Srednja vrednost \pm SD usrednjene FR u odnosu na sve nivoe napora za svaki nivo opterećenja. Horizontalne strelice ukazuju na značajne razlike (Bonferoni; * $p < .05$; *** $p < .001$).

ANOVA otkriva značajne i velike promene u PR pod efektima napora ($F = 232.138$, $p < .01$, $\eta^2 = .194$), opterećenja ($F = 67.911$, $p < .01$, $\eta^2 = .603$), i značajne i srednje efekte interakcije napora i opterećenja ($F = 14.791$, $p < .01$, $\eta^2 = .037$). Takođe, *Post hoc* test usrednjenih vrednosti PR kroz sve nivoe opterećenja pokazuje značajne i velike razlike između napora (svi nivoi napora $p < .001$), pri čemu čemu su najviši efekti napora od 50% ($t = 21.375$, $p < .001$, $d = 2.506$) (Tabela 4f) (Grafikon 9b).

Tabela 4f. *Post hoc* test usrednjenih vrednosti snage ruku u odnosu na sva opterećenja.

Napor (%)		Razlike SV	SE	t	d
100	75	107.57***	8.25	13.038	1.528
	50	176.36***	8.25	21.375	2.506
75	50	68.79***	8.25	8.338	0.977

Razlike SV: razlike između srednjih vrednosti; SE: standardna greška; t: t-test; d: Cohen's d veličina efekta. Razlike između napora su naznačene (*** $p < .001$).

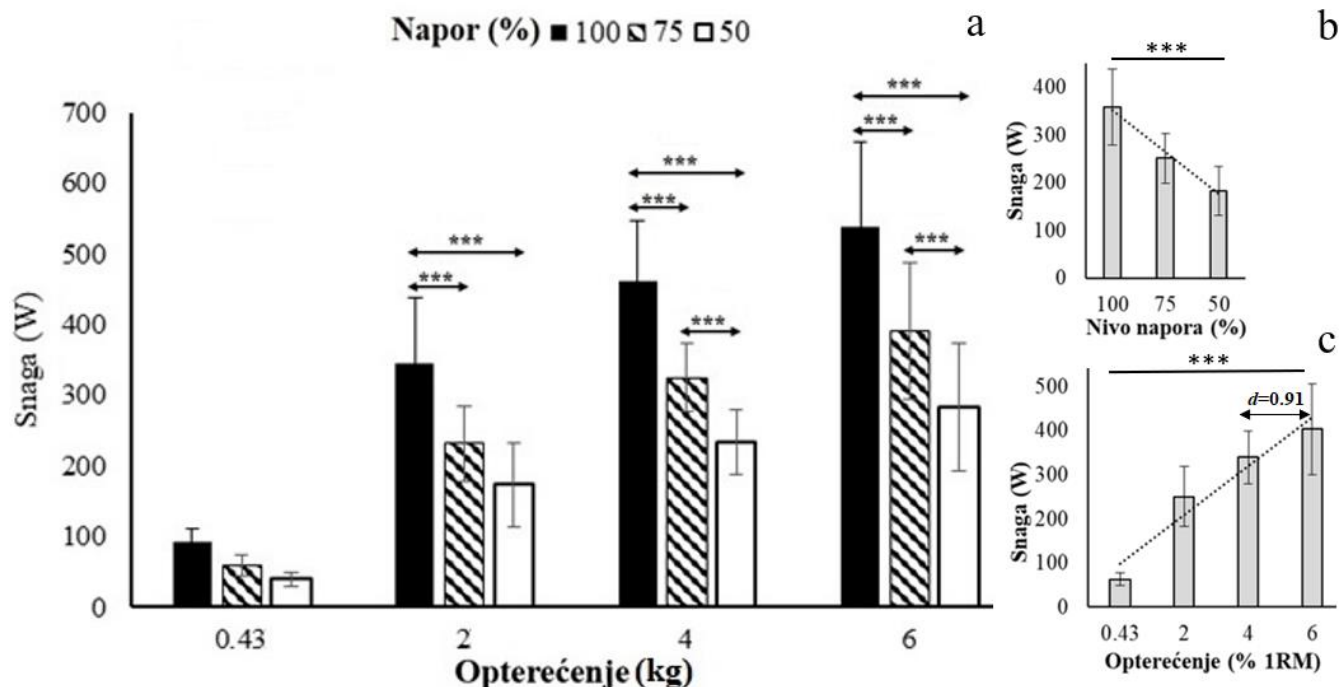
Post hoc test usrednjenih vrednosti faktora „opterećenje“ u odnosu na sve nivoe napora pokazuje značajne i velike razlike u PR između svih opterećenja ($p < .001$ do $.01$), osim između opterećenja od 4kg sa 6kg ($p = .093$) gde nema značajnih razlika, ali se mogu uočiti veliki efekti razlika ($d = .91$) (Tabela 4g) (Grafikon 9c). Odnosno, može se uočiti da PR značajno raste sa povećanjem opterećenja (Grafikon 9. a i c).

Tabela 4g. *Post hoc* test usrednjenih vrednosti snage ruku na nivou opterećenja u odnosu na sve napore.

Opterećenje (kg)		Razlike SV	SE	t	d
0.43	2	-186.70***	25.38	-7.36	-2.65
	4	-276.225***	25.38	-10.88	-3.93
	6	-340.089***	25.38	-13.40	-4.83
2	4	-89.524**	25.38	-3.53	-1.27
	6	-153.388***	25.38	-6.04	-2.18
4	6	-63.86	25.38	-2.52	-0.91

Razlike SV: razlike između srednjih vrednosti; SE: standardna greška; t: t-test; d: Cohen's d veličina efekta. Razlike između opterećenja su naznačene (** $p < .01$; *** $p < .001$).

Grafikon 9a pokazuje značajne i velike razlike u PR pod uticajem umanjenog napora na opterećenjima od 2kg, 3kg i 6kg ($p < .01$), dok na opterećenju od 0.43kg nisu dobijene značajne razlika i veliki efekti između napora. Takođe, na opterećenju od 2kg, iako nisu dobijene značajne razlike između napora od 75% i 50% ($p = .051$), uočavaju se veliki efekti razlika ($d = .82$). Generalno, može se uočiti da apsolutna PR opada pod efektima umanjenog napora samo na višim opterećenjima i raste sa povećanjem opterećenja (Grafikon 9a).



Grafikon 9. a. Srednja vrednost \pm SD snage ruku ispoljene pri svim nivoima napora i opterećenja. **b.** Srednja vrednost \pm SD usrednjene PR u odnosu na sve nivoie opterećenja za svaki nivo napora. **c.** Srednja vrednost \pm SD usrednjene PR u odnosu na sve nivoie napora za svaki nivo opterećenja. Horizontalne strelice ukazuju na značajne razlike (Bonferoni; *** $p < .001$; d: Cohen's d veličina efekta).

5.2.2. Rezultati relativizovanih podataka ruku

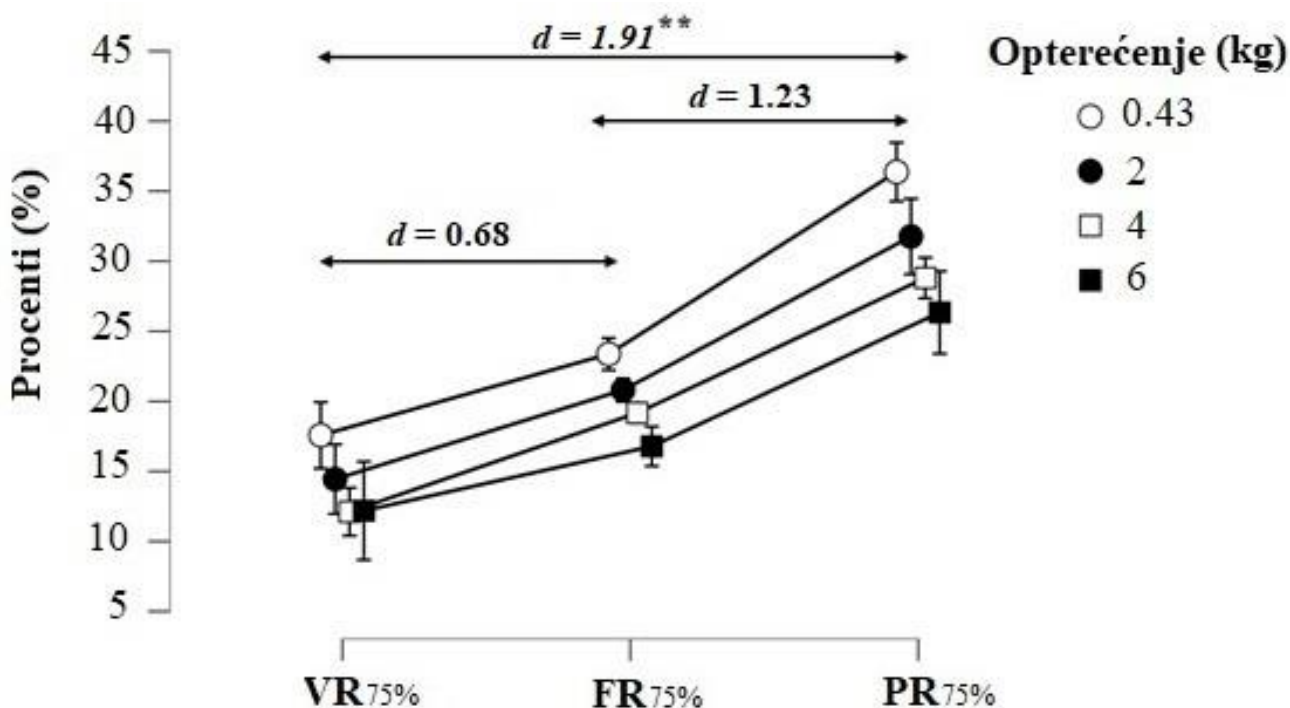
Deskriptivna statistika i intervali pouzdanosti (95%) relativizovanih MKM varijabli ruku umanjenog napora od 75% i 50% u odnosu na 100% napora, i od 50% u odnosu na 75% umanjenog napora, na svakom nivou opterećenja prikazana je u *Tabeli 5a*.

Tabela 5a. Deskriptivna statistika i intervali pouzdanosti (95%) relativizovanih MKM ruku.

MKM ruku (%)	Opterećenje (kg)	SV ± SD	SG	%KV	%IP95	Shapiro-Wilk
VR _{75%}	0.43	17.6 ± 5.38	1.55	30.6	(14.2 - 21.0)	0.95
	2	14.4 ± 6.19	1.79	42.9	(10.5 - 18.4)	0.93
	4	12.1 ± 3.14	0.91	25.9	(10.1 - 14.1)	0.97
	6	12.2 ± 6.49	1.87	53.2	(8.06 - 16.3)	0.94
VR _{50%}	0.43	29.4 ± 7.69	2.22	26.1	(24.3 - 34.3)	0.90
	2	23.7 ± 8.33	2.40	35.1	(18.4 - 29.0)	0.96
	4	22.3 ± 5.15	1.49	23.1	(19.1 - 25.6)	0.95
	6	21.6 ± 6.88	1.99	31.9	(17.2 - 26.0)	0.93
VR _{75-50%}	0.43	14.4 ± 7.41	2.14	51.4	(9.71 - 19.1)	0.92
	2	10.6 ± 6.94	2.00	64.1	(6.42 - 15.2)	0.87
	4	11.6 ± 5.42	1.57	46.8	(8.15 - 15.0)	0.87
	6	10.6 ± 5.60	1.62	52.6	(7.09 - 14.2)	0.85*
FR _{75%}	0.43	23.4 ± 8.11	2.34	34.7	(18.2 - 28.5)	0.95
	2	20.8 ± 8.70	2.51	41.8	(15.3 - 26.3)	0.87
	4	19.2 ± 5.17	1.49	27.0	(15.9 - 22.5)	0.96
	6	16.8 ± 10.9	3.14	64.8	(9.87 - 23.7)	0.94
FR _{50%}	0.43	39.5 ± 10.1	2.92	25.6	(33.1 - 45.9)	0.94
	2	34.6 ± 13.2	3.82	38.2	(26.2 - 43.1)	0.97
	4	34.3 ± 9.02	2.62	26.4	(28.5 - 40.1)	0.97
	6	33.3 ± 11.8	3.41	35.5	(25.8 - 40.8)	0.96
FR _{75-50%}	0.43	20.9 ± 11.6	3.34	55.4	(13.5 - 28.2)	0.94
	2	17.7 ± 11.8	3.39	66.3	(10.3 - 25.2)	0.81*
	4	18.8 ± 9.49	2.74	50.6	(12.7 - 24.8)	0.96
	6	19.8 ± 9.11	2.63	45.9	(14.0 - 25.6)	0.85*
PR _{75%}	0.43	36.4 ± 10.6	3.06	29.2	(29.6 - 43.1)	0.96
	2	31.8 ± 12.6	3.63	39.6	(23.8 - 39.8)	0.88
	4	28.8 ± 6.84	1.97	23.7	(24.5 - 33.2)	0.98
	6	26.3 ± 14.1	4.07	53.6	(17.4 - 35.3)	0.96
PR _{50%}	0.43	56.5 ± 11.4	3.28	20.1	(49.3 - 63.7)	0.94
	2	49.2 ± 15.5	4.47	31.5	(39.3 - 59.0)	0.97
	4	48.5 ± 10.3	2.97	21.2	(42.0 - 55.1)	0.97
	6	47.0 ± 13.2	3.81	28.1	(38.6 - 55.4)	0.96
PR _{75-50%}	0.43	31.5 ± 15.5	4.48	49.2	(21.7 - 41.4)	0.93
	2	26.0 ± 14.9	4.31	57.5	(16.5 - 35.4)	0.85*
	4	27.8 ± 12.8	3.68	46.0	(19.7 - 35.9)	0.92
	6	27.9 ± 11.8	3.40	42.1	(20.5 - 35.4)	0.88

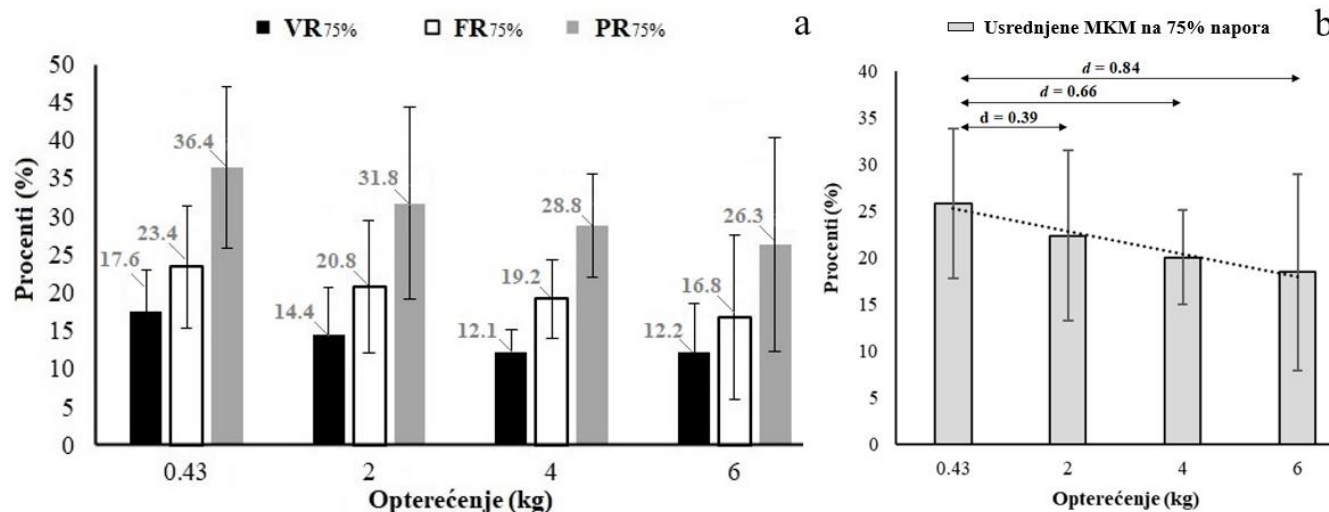
VN: brzina ruku (m/s); FN: sila nogu (N); PN: snaga nogu (W); SV±SD: srednje vrednosti i standardna devijacija; SG: standardne greške; %IP95: Interval pouzdanosti od 95%; Shapiro-Wilk: Šapiro-Vilk test normalne distribucije; *: nivo statističke značajnosti normalne distribucije (* $p < 0.05$).

Friedman test je otkrio značajne i veoma visoke efekte relativnog pada u MKM ruku (VR_{75%}, FR_{75%} i PR_{75%}) pri naporu od 75% ($\chi^2 = 39.488$, $p < .001$, $W = .941$). *Conover Post hoc* test usrednjenih vrednosti MKM ruku u odnosu na sve nivoe opterećenja pokazuje značajne i velike razlike samo između PR_{75%} sa VR_{75%} ($T = 2.672$, $p = .008$, $d = 1.92$) (Dijagram 2a). Sa druge strane, iako se pokazalo da nema značajne razlike ($p > .05$), analizom efekata utvrđeni su veliki efekti razlika u padu između FR_{75%} i VR_{75%} ($d = 1.23$), i srednji efekti razlika u padu između PR_{75%} i FR_{75%} ($d = .68$) (Dijagram 2a). Odnosno, pri istom nivou napora i opterećenja može se uočiti veći pad u PR_{75%} u odnosu na FR_{75%}, kao i veći pad u FR_{75%} u odnosu na VR_{75%} (Grafikon 10a).



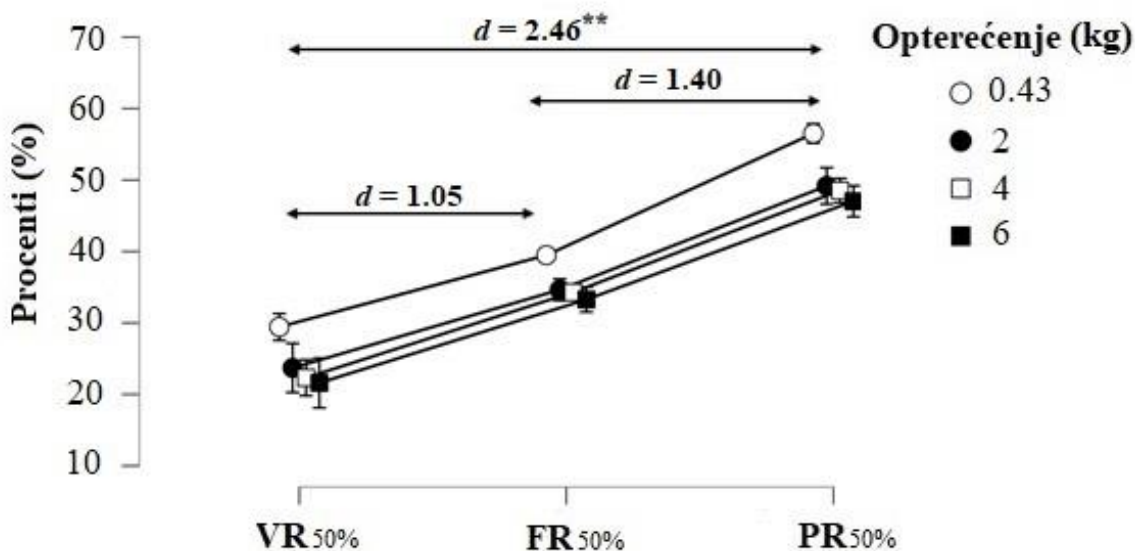
Dijagram 2a. Srednja vrednost \pm intervali pouzdanosti (95%) relativnog pada u VR_{75%}, FR_{75%} i PR_{75%} pri ispoljenom naporu od 75% pri sva četiri nivoa opterećenja. Horizontalne strelice ukazuju na značajne i visoke razlike između PR_{75%} sa VR_{75%}, i srednje i visoke efekte razlika u padu između FR_{75%} sa VR_{75%} i PR_{75%} (Conover; ** $p < .01$).

Takođe, iako se pokazalo da nema značajnih razlika između opterećenja ($p > .05$), na *Grafikonu 10b* uočavaju se niski do veliki efekti razlika pri 0.43kg sa višim nivoima opterećenja ($d = .349 - .837$). Odnosno sa porastom opterećenja postoji tendencija opadanja ispoljene VR, FR i PR pod efektima napora na nivou od 75%.



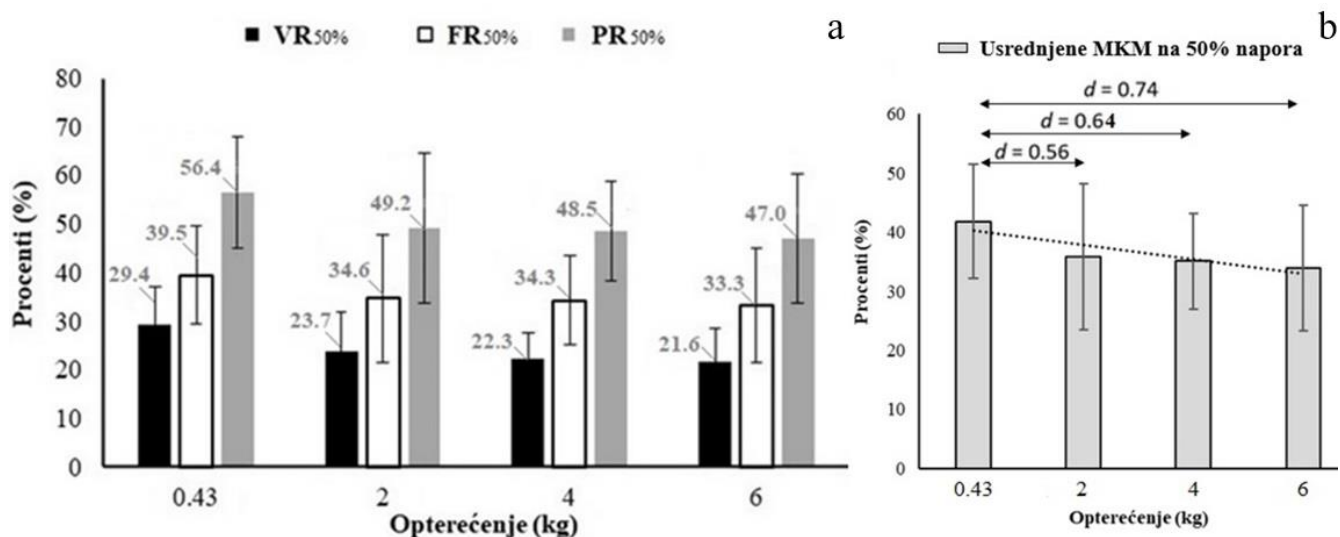
Grafikon 10. a. Srednja vrednost \pm SD relativnog pada u VR_{75%}, FR_{75%} i PR_{75%} na nivou napora od 75% na sva četiri nivoa opterećenja (levo). **b.** Srednja vrednost \pm SD relativnog pada usrednjenih MKM ruku na 75% napora pri svakom nivou opterećenja. Horizontalne strelice ukazuju na postojanje niskih do velike efekte razlika u padu između MKM ruku pri 0.43kg sa višim nivoima opterećenja.

Friedman test je otkrio značajne i veoma visoke efekte relativnog pada u MKM ruku (VR_{50%}, FR_{50%} i PR_{50%}) pri 50% napora ($\chi^2 = 51.662, p < .001, W = 1$). Conover Post hoc test usrednjenih vrednosti MKM ruku u odnosu na sve nivoe opterećenja pokazuje značajne razlike samo između PR_{50%} sa VR_{50%} ($T = 3.065, p = .003, d = 2.46$) (Dijagram 2b). Sa druge strane, iako se pokazalo da nema značajne razlike ($p > .05$), analizom efekata utvrđeni su veliki efekti razlika u padu između FR_{50%} i VR_{50%} ($d = 1.40$), i između PR_{50%} i FR_{50%} ($d = 1.05$) (Dijagram 2b). Odnosno, pri istom nivou napora i opterećenja može se uočiti veći pad u PR_{50%} u odnosu na FR_{50%}, kao i veći pad u FR_{50%} u odnosu na VR_{50%} (Grafikon 11a).



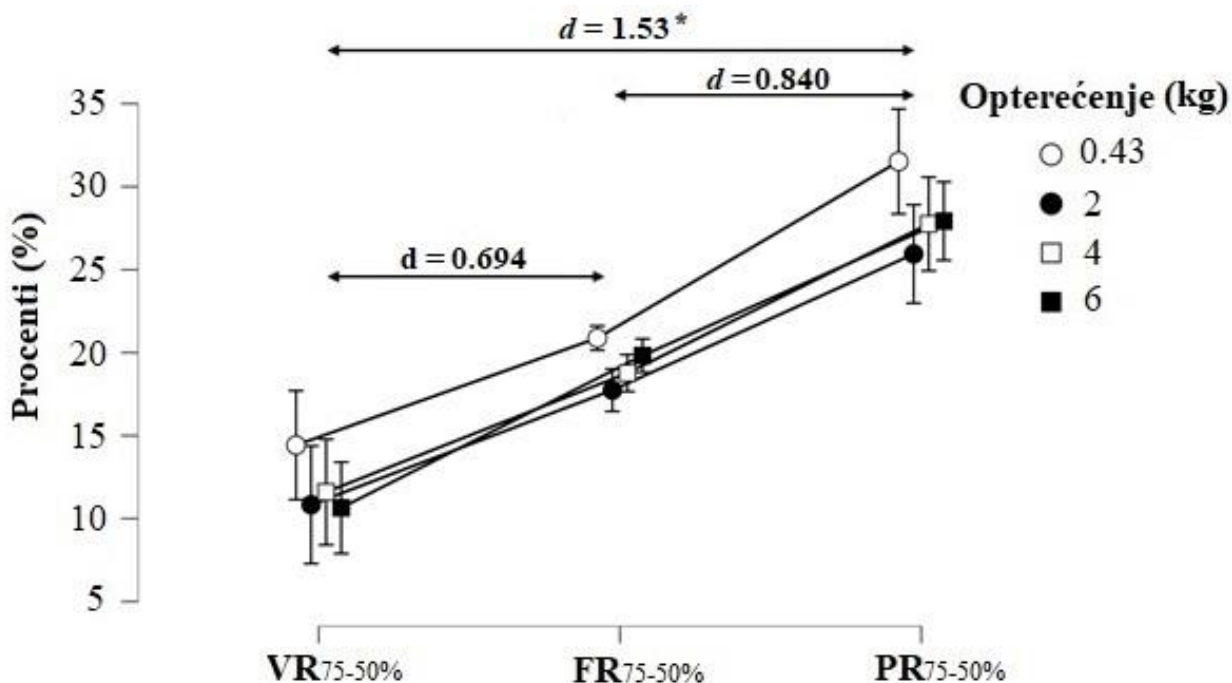
Dijagram 2b. Srednja vrednost \pm intervali pouzdanosti (95%) relativnog pada u VR_{50%}, FR_{50%} i PR_{50%} pri ispoljenom naporu od 50% pri sva četiri nivoa opterećenja. Horizontalne strelice ukazuju na značajne i visoke razlike između PR_{50%} sa VR_{50%}, i visoke efekte razlika u padu između FR_{50%} sa VR_{50%} i PR_{50%} (Conover; ** $p < .01$).

Takođe, iako se pokazalo da nema značajnih razlika između opterećenja, na *Grafikonu 11b* uočavaju se srednji efekti razlike u MKM ruku na 0.43kg sa višim nivoima opterećenja ($d = .563 - .740$). Odnosno, pad u MKM ruku na nivou opterećenja od 0.43kg je bio veći u odnosu na ostala tri nivoa opterećenja između kojih nema razlika i značajnih efekata (*Grafikon 11 a i b*).

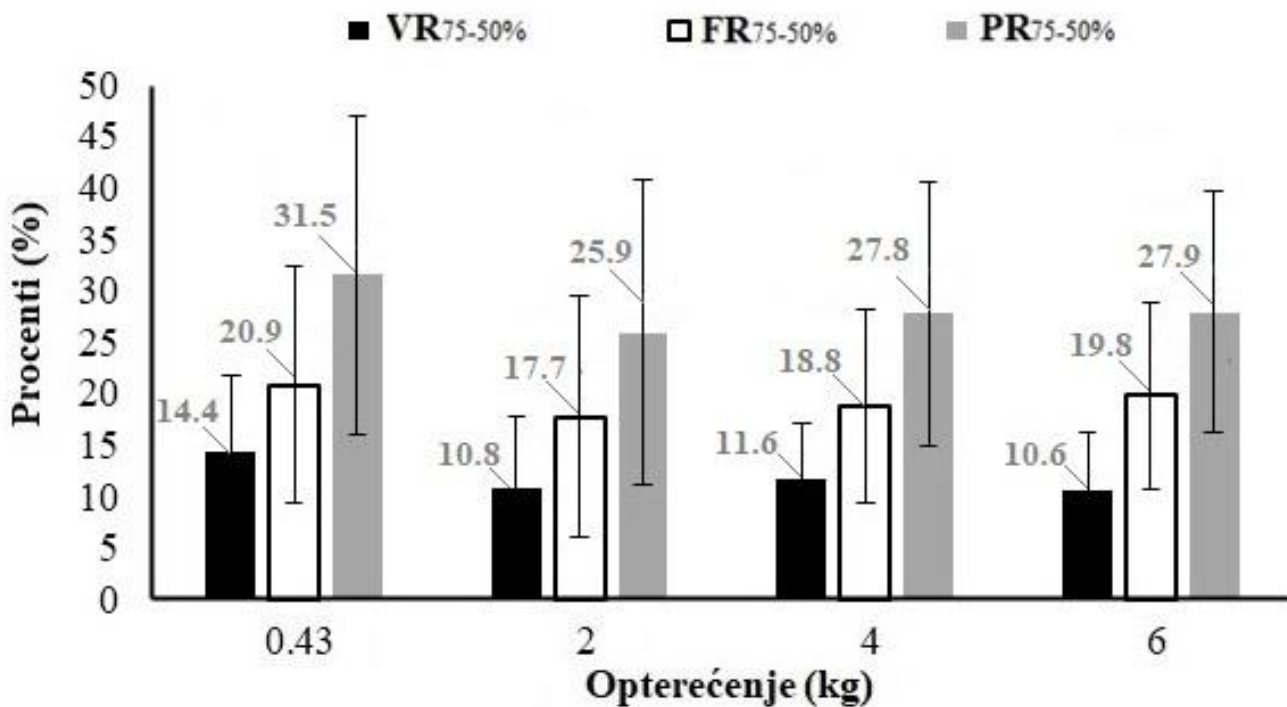


Grafikon 11. a. Srednja vrednost \pm SD relativnog pada u VR_{50%}, FR_{50%} i PR_{50%} na nivou napora od 50% na sva četiri nivoa opterećenja. **b.** Srednja vrednost \pm SD relativnog pada usrednjenih MKM ruku na 50% napora pri svakom nivou opterećenja. Horizontalne strelice ukazuju na postojanje srednjih efekta razlika u padu između MKM ruku pri 0.43kg sa višim nivoima opterećenja.

Friedman test je otkrio značajne i veoma visoke efekte relativnog pada u MKM ruku (VR_{75-50%}, FR_{75-50%}, PR_{75-50%}) između 75% i 50% napora ($\chi^2 = 30.488$, $p < .001$, $W = .98$). *Conover Post hoc* test usrednjenih vrednosti MKM ruku u odnosu na sve nivoe opterećenja pokazuje značajne i velike razlike samo između PR_{75-50%} sa VR_{75-50%} ($T = 2.363$, $p = .02$, $d = 1.53$) (*Dijagram 2c*). Sa druge strane, iako se pokazalo da nema značajne razlike ($p > .05$), analizom efekata utvrđeni su srednji efekti razlika u padu između FR_{75-50%} i VR_{75-50%} ($d = .694$), i veliki efekti razlika u padu između FR_{75-50%} i PR_{75-50%} ($d = .840$) ($d = 1.05$) (*Dijagram 2c*). Odnosno, pri istom nivou napora i opterećenja može se uočiti veći pad u PR_{75-50%} u odnosu na FR_{75-50%}, kao i veći pad u FR_{75-50%} u odnosu na VR_{75-50%} (*Dijagram 2b*). Takođe, nisu pronađene značajne razlike i efekti između opterećenja, odnosno pad u MKM ruku između 75% i 50% napora, je bio prilično jednak pri svim nivoima opterećenja (*Grafikon 12*).



Dijagram 2c. Srednja vrednost \pm intervali pouzdanosti (95%) relativnog pada u VR_{50%}, FR_{50%} i PR_{50%} pri ispoljenom naporu između 75% i 50% pri sva četiri nivoa opterećenja. Horizontalne strelice ukazuju na značajne i velike razlike između PR_{75-50%} sa VR_{75-50%}, i srednje i velike efekte razlika u padu između FR_{75-50%} sa VR_{75-50%} i PR_{75-50%} (Conover; * $p < .05$).



Grafikon 12. Srednja vrednost \pm SD relativnog pada u VR_{75-50%}, FR_{75-50%} i PR_{75-50%} na nivou napora između 75% i 50% na sva četiri nivoa opterećenja, bez značajnih razlika i efekata između opterećenja.

6. DISKUSIJA REZULTATA

Cilj ove disertacije je bio da se ispita uticaj voljno umanjenog napora na MKM (V, F i P) nogu i ruku pri različitim nivoima opterećenja. U skladu sa ciljem istraživanje je podeljeno na dva eksperimenta koja su imala istu metodološku postavku, ali su sprovedena na različitim motoričkim zadacima po jedan za noge i ruke. S obzirom na fiziološke, morfološke i mehaničke razlike mišića nogu i ruku, njihovu prirodnu mehaničku funkciju u svakodnevnom životu, do određenog stepena su očekivani i različiti rezultati. Iz tog razloga, diskusija rezultata je podeljena na dva dela.

6.1. Diskusija rezultata eksperimenta 1

U okviru eksperimenta 1 ispitivani su efekti voljno umanjenog napora na MKM nogu dobijene iz SJ testa koji se izvodio sa različitim opterećenjima. U skladu sa *hipotezom 1.1* apsolutno ispoljena VN se značajno smanjivala pod efektima umanjenog napora i opterećenja. Dalje, u skladu sa *hipotezom 1.2* apsolutna FN se značajno smanjivala pod efektima umanjenog napora na svakom opterećenju i rasla sa povećanjem opterećenja. Takođe, u skladu sa *hipotezom 1.3* rezultati su pokazali značajno smanjenje u apsolutno ispoljenoj PN pod efektima umanjenog napora pri svakom opterećenju, bez značajnih promena između opterećenja. S obzirom, da su uočene srednje do velike razlike u relativnom padu pri 75% i 50% napora između PN sa VN i FN, ali ne i između VN i FN *hipoteze 1.4, 1.5 i 1.6* su delimično potvrđene. Najznačajniji nalaz je bio da je pad u PN bio najviši pri svakom nivo umanjenog napora, odnosno da ispoljena PN u SJ testu najbolje opisuje efekte voljno umanjenog napora.

U prethodnim studijama rezultati efekata napora na PN izvedenu iz CMJ testa su donekle nekonzistentni. U studiji Sallasa i sar. (2011) efekti umanjenog napora u CMJ testu značajno su smanjivali samo ispoljenu GRF i P. Sa druge strane, u studiji koja se bavila uticajem UNN za 50% u CMJ testu pokazalo se da su promene u F i P bile male i statistički neznačajne (Słomka, Jaric et al. 2019). Słomka sa sar. (2019) navodi da značajne promene pod efektima UNN koje su primećene u VS i izvršenom radu mogu bolje opisati osećaj napora. Međutim, prilikom tumačenja rezultata prethodnih studija treba uzeti u obzir da MVS u CMJ test može da varira ne samo pod uticajem napora, već i pod uticajem serije uzastopnih pokušaja (Markovic, Mirkov et al. 2013), promena u spoljašnjem opterećenju (Markovic, Vuk et al. 2011), različite trenajne procedure (Hunter and Marshall 2002), kao i vrste instrukcije (Mandic, Knezevic et al. 2016). Takođe, dubina počućnja ne utiče samo na MVS već i na ostvareni nivo F i P, što može dovesti u pitanje validnost dobijenih rezultata iz CMJ testa (McNair, Depledge et al. 1996, Markovic, Dizdar et al. 2004, Bobbert, Casius et al. 2008, Samozino, Rejc et al. 2012, Mandic, Knezevic et al. 2016). S obzirom da u SJ testu nema promene dubine počućnja, broj stepeni slobode sa kojima manipuliše CNS je smanjen, što može dovesti do drugačije preraspodele upravljačkih varijabli pod uticajem umanjenog napora u odnosu na CMJ. Odnosno, rezultati eksperimenta 1 su pokazali da izvođenje SJ testa koje

karakteriše koncentrični rad mišića nogu dovodi do ispoljavanja drugačije motorne strategije upravljanja MKM pri različitim uslovima umanjenog napora. Uzevši u obzir da određeni autori upravljanje naporom objašnjavaju kao strategiju rasporeda kontrolnih varijabli, značajni efekti UNN na sve MKM nogu se mogu objasniti kao način rešavanja problema preobimnosti CNS preko fiziološke funkcije troškova percepcije napora (Prilutsky and Zatsiorsky 2002). Dalje objašnjenje povezanosti teorije „optimalizacije“ i osećaja napora se može potražiti u činjenici da naporom upravljaju MK. Tako da, smanjenje osećaja napora se do određenog nivoa može tumačiti kao umanjivanje centralnih MK do neuro-motornih jedinjenja (eng. *motor neuron pools*) (Allen, Gandevia et al. 1994). Motorne komande mogu biti spoznate kroz korolarno pražnjenje, odnosno eferentnu kopiju MK od motornog do senzornog korteksa (Allen, Gandevia et al. 1994). Umanjenje centralnih MK izjednačava se sa principom „umanjenja odnosa“ između različitih motornih nivoa kontrole, što se smatra mehanizmom vladanja celishodnog ponašanja CNS-a, i istovremeno je dosledno ideji spuštanja nivoa kontrole sa viših na niže centre tokom akvizicije motornih veština (Prilutsky and Zatsiorsky 2002). Takođe, pošto se pokazalo da nije bilo razlika u relativnom padu između opterećenja u PN, dobijeni rezultati podržavaju teoriju korolarnog pražnjenja, odnosno da MK upravljaju osećajem napora nezavisno od povratnih informacija dobijenih aferentnim putevima.

Dalje, za razliku od prethodnih studija (Salles, Baltzopoulos et al. 2011, Słomka, Jaric et al. 2019) apsolutno ispoljena VN u SJ testu se značajno smanjivala pod uticajem UNN na svakom nivou opterećenja. Pad u apsolutnoj VN sa porastom opterećenja je očekivan, s obzirom na obrnuto proporcionalan odnos opterećenja i brzine u višezglobnim pokretima, što je dokazano u mnogobrojnim studijama (Markovic, Vuk et al. 2011, Cuk, Markovic et al. 2014). Takođe, dobijeni značajni efekti interakcija između napora i opterećenja su ipak mali, i mogu se pripisati visokoj varijabilnosti subjektivne procene UNN. Sa druge strane, apsolutna FN je rasla sa porastom opterećenja, i skoro jednako smanjivala sa UNN kao i VN, pri čemu nema značajne razlike u njihovom relativnom padu. Značajne razlike u FN na opterećenju 0% od 1-RM su uočene samo između 100% i 50% napora, dok je pri ostalim opterećenjima dobijena samo značajna razlika između 100% i 75% napora, ali ne i između 75% i 50% napora. Do sličnih nalaza došlo se i u pilot istraživanju Slomke i sar. (2019), zbog čega su koristili samo instrukciju od 50% umanjenog napora u CMJ bez opterećenja. Kako bilo, dobijeni rezultati pada u FN i VN su donekle u skladu sa prethodnim istraživanjima. Pokazalo se da je pad pri instrukciji od 75% napora, u proseku kroz sva opterećenja, bio 10.9% u VN, i 11% u FN, dok je pri instrukciji od 50% napora pad bio 21.3% u VN i 19.7% u FN. S obzirom da je relativni pad u VN i FN pri instrukciji od 50% napora bio skoro duplo veći, spekulise se da može postojati određena psihiofizička zakonitost između osećaja napora ispoljene V i F mišića nogu, što je potrebno utvrditi daljim istraživanjem problema. Sa druge strane, značajna razlika pada u PN u odnosu na VN i FN je dokaz da je PN najosetljivija na efekte napora. Međutim, iako nije bilo značajnih razlika primećena je tendencija srednjih efekata pada u PN pri višim nivoima opterećenja u odnosu na nulto opterećenje pri naporu od 75%, što nije slučaj pri nivou napora od 50%. Odnosno, snaga nogu, za razliku od FN i

VN, nije opadala proporcionalno u skladu sa padom napora od 75% do 50%. U cilju boljeg razumevanja ovog problema potrebno je sprovesti istraživanja sa više ispitanika i više izvedenih skokova, kako bi se varijabilna greška procene napora smanjila i time preciznije utvrdili efekti napora na MKM.

Takođe, može se primetiti da iako nisu pokazane razlike između opterećenja, trend relativnog pada u PN na nultom opterećenju donekle se razlikuju u odnosu na ostala opterećenja. S obzirom da CNS najčešće sumira sve periferno nastale osećaje sa centralno generisanim osećajima (Pageaux 2016), postoji mogućnost da je faktor opterećenja imao određene efekte na procenu percepcije napora, a time i na ispoljenu PN. Ovde treba uzeti u obzir da sa povećanjem opterećenja raste i standardna devijacija relativnog pada u PN pri oba nivoa umanjenog napora. Pored, već pomenutog, da je procena napora veoma subjektivna, pokazano je da izvođenje skokova sa slobodnim teretom povećava broj stepeni slobode kojim CNS upravlja da bi održao proksimalno-distalni kinetički lanac u ravnoteži (Lees, Vanrenterghem et al. 2004). Dokazano je i da sa porastom počućnja raste ne samo aktivnost dvozglobnih mišića kuka i kolena, već i aktivnost velikog sedalnog mišića i opružaća kičmenog stuba kao posledica većeg naginjanja trupa ka napred (Lees, Vanrenterghem et al. 2004, Salles, Baltzopoulos et al. 2011). Takođe, zapaženo je da povećanje opterećenja od 60% 1-RM u uslovima smanjene mobilnost u skočnom zglobu je bio razloga zašto dva ispitanika nisu bila u mogućnosti da se spuste u čučanj od 90°. Limitirajući faktor smanjene mobilnosti u skočnom zglobu nadomešćuje se povećanjem nagiba tela ka napred, odnosno većim uglom u zglobu kuka i kolena u fazi spuštanja u polu-čučanj u CMJ testu (Myer, Kushner et al. 2014). Takođe, važno je pomenuti i da su mnogobrojne studije pokazale da percepcija napora eksponencijalno raste sa nivoom porasta mišićnog naprezanja ispoljenom u odnosu na %1-RM u različitim vežbama sa opterećenjem (Suminski, Robertson et al. 1997, Gearhart, Goss et al. 2002, Lagally, Gallagher et al. 2002, Pereira, Correia et al. 2011). Međutim, iako u sprovedenom istraživanju nije korišćena RPE skala nakon izvođenja SJ testa u različitim uslovima napora i opterećenja, dokaz da nije bilo značajnih razlika između opterećenja znači da su efekti voljno UNN odgovorni za značajno smanjenje u sve tri MKM.

Dalje, postavlja se pitanje da li postoje lingvističke razlike između termina napor, naprezanje i snaga koji se mogu koristiti prilikom davanja instrukcije izvođenja zadatka na određenom nivou napora. Odnosno u duhu srpskog jezika osećaj napora ili naprezanja prilikom izvođenja određenog motoričkog zadatka u kome se ispoljava maksimalno naprezanje, najčešće je ekvivalentan terminu „snage“. Tako da, instrukcija „skoči sa 75% maksimalne snage“ trebalo bi da je ekvivalentna instrukciji „skoči sa 75% napora“, odnosno ispitanici termin „napor“ jezički razumeju i izjednačavaju sa terminom „snaga“, što nije slučaj u engleskom jeziku. Na osnovu toga, pretpostavlja se da razlika između dobijenih rezultata se ne može pripisati različitom tumačenju instrukcije, jer je zasnovana na karakteristikama određenog govornog područja.

Na osnovu svega navedenog, predlaže se da buduća istraživanja implementiraju RPE skalu nakon izvođenja SJ testa u različitim uslovima umanjenog napora uz korišćenje detaljnije kinematičke analize pokreta i procene mišićne aktivnosti, između različitih vrsta skokova bez opterećenja, i pri opterećenima višim od 40% 1-RM. Sa druge strane, jedan od nedostataka istraživanja je primena samo dva pokušaja istog nivoa napora, umesto minimum tri pokušaja s obzirom na visoku varijabilnost procene zadate instrukcije. Sa druge strane, efekti umanjenog napora na VN, FN i pre svega PN su neosporni bez obzira na nivo opterećenja sa kojim se izvodi SJ test. Iz tih razloga, u skladu sa prethodnim istraživanjima (Runge, Rittweger et al. 2004, Salles, Baltzopoulos et al. 2011), predlaže se da se izvedena PN u SJ testu može koristiti kao pouzdana tačka mehanografske procene skakačkih performanse kod različitih kliničkih populacija koje iz različitih razloga nisu u stanju da ispolje maksimalno naprezanje. U kontekstu veće pouzdanosti rezultata daje se određena prednost SJ test u odnosu na CMJ test, iz razloga veće osetljivosti izvedenih MKM nogu pod uticajem napora, pa time i bolje kontrole trenažnih i rehabilitacionih tretmana. Takođe, rezultati ukazuju na važnost davanja pravilnih instrukcija za ispoljavanje maksimalnog naprezanja u SJ testu, kako bi izvedene MKM nogu bile pouzdane i validne. U skladu sa time, stavlja se naglasak na zadavanje adekvatnih instrukcija i odgovarajuće metodološke postavke budućih istraživanja vezanih za uticaj napora na različite motoričke testove.

Zaključak eksperimenta 1

Rezultati eksperimenta 1 ukazuju da efekti umanjenog napora značajno umanjuju apsolutnu V, F i P mišića nogu ispoljenu u SJ testa pri svim nivoima opterećenja. Relativni pad u PN je bio značajno viši od pada u VN i FN pri svim nivoima opterećenja indicirajući da PN najbolje opisuje osećaj umanjenog napora u SJ testu. S obzirom da nije bilo značajnih razlika u relativnom padu u MKM između opterećenja, rezultati podržavaju teoriju koronarnog pražnjenja u kojoj motorne komande upravljaju osećajem napora. Dobijeni rezultati su od značaja za upotrebu SJ testa u kliničke svrhe, sugerišući da se P nogu može koristiti za opis neuromišićnih kapaciteta u uslovima kada ispitanik ne sme ili ne može da ispolji maksimalno voljno naprezanje.

6.2. Diskusija rezultata eksperimenta 2

Eksperiment 2 imao je za cilj da ispita efekte voljno umanjenog napora na MKM ruku dobijene iz BM testa koji se izvodio sa medicinskim loptama različite mase. Dobijeni rezultati su otkrili značajne nalaze koji su potvrdili postavljene hipoteze. Apsolutno ispoljene VR se značajno smanjivala pod efektima oba napora na svakom nivou opterećenja, kao i pod efektima povećanog opterećenja, potvrdivši *hipotezu 2.1*. Apsolutna FR se značajno umanjila pod efektima oba napora ali samo pri višim nivoima opterećenja od 2kg do 6kg, dok se značajno povećavala sa povećanjem opterećenja, delimično potvrdivši *hipotezu 2.2*. Takođe, apsolutna PR se značajno umanjila pod efektima oba napora ali samo pri višim nivoima opterećenja od 2kg do 6kg, pri čemu nije bilo razlike između 75% i 50% napora pri opterećenju od 2kg, što znači da je *hipoteza 2.3* delimično

potvrđena. Može se zaključiti da se samo apsolutna VR smanjuje sa voljno umanjenim naporom pri svim nivoima opterećenja, dok se FR i PR smanjuju samo pri bacanju lopte veće mase od 2kg. Dalje, značajni efekti i razlike relativnog pada postoje samo između PR i VR pri 75% i 50% napora nezavisno. Međutim, iako nisu pokazane značajne razlike između FR, sa PR i VR, dobijeni srednji do visoki efekti razlika, se mogu tumačiti u korist potpunog potvrđivanja *hipoteze 2.4, 2.5 i 2.6*. Najznačajniji nalaz je bio da je pad u PR bio najviši pri svakom nivo umanjenog napora, odnosno da ispoljena PN u BM testu najbolje opisuje efekte voljno umanjenog napora.

Broj istraživanja o uticaju napora na MKM ruku izvedene iz motoričkih zadataka bacanja lopte je prilično ograničen. U studiji Melugina i sar (2019) sprovedenoj na bejzbol igračima pokazalo se da efekti napora imaju negativni uticaj na obrtni moment F u zglobu lakta koji se umanjio za 7% pri naporu od 75% i za 13% pri naporu od 50% od maksimuma, dok se V smanjila za 14% pri naporu od 75%, i za 22% pri naporu do 50% od maksimuma. S obzirom da se za svakih 25% umanjenog napora obrtni moment F smanjuje za 7%, a V izbačaja smanjuje za 11%, zaključak studije je bio da prilikom bacanja metrične veličine se ne menjaju u istoj proporciji sa percipiranim naporom (Melugin, Larson et al. 2019). Ovi rezultati su u skladu sa dobijenim apsolutnim rezultatima eksperimentu 2, u kojem je relativni pad u usrednjenoj VR u odnosu na sva opterećenja na 75% napora bio $14.1 \pm 5.3\%$, i pri 50% napora bio $24.3 \pm 7\%$. Sa druge strane, primećuju se drugačiji rezultati za FR dobijeni iz BM testa, pri čemu je relativni pad usrednjene FR kroz sva opterećenja pri naporu od 75% bio $20 \pm 8.2\%$, i pri naporu od 50% je bio $35.4 \pm 11.1\%$, što je značajno više nego u prethodnoj studiji. Odnosno, uočava se da u odnosu na prethodnu studiju Melugina i sar. (2019), u BM testu zabeležen je duplo veći pad u VR u odnosu na jednoručno bacanje lopte, dok je pad u FR bilo značajno veće u odnosu na VR, pri čemu se donekle može uočiti proporcionalni pad u FR sa umanjenim naporom, ali i dalje daleko manji od zadate instrukcije napora. Takođe, za razliku od FR i PR, jedino je apsolutna VR bila osetljiva na umanjeni napor pri bacanju lopte od 0.43kg. Ovo se može objasniti veoma niskim nivoom opterećenja u kome se stvaraju uslovi za ispoljavanje V_{max} , ali ne F i P ruku. Nekoliko studija koje su ispitivale F-V relaciju mišića ruku u BM test i bacanjima medicine preko glave su pokazale da specifičnost zadatka diktira poziciju eksperimentalnih tačaka koje su bile daleko bliže apscisi brzine nego apscisi sile (Marques, Marinho et al. 2010, Marovic, Janicijevic et al. 2022). Ovo se može uzeti kao jedan od ograničavajućih faktora MB testa za procenu MKM karakteristika ruku, s obzirom da se pokazao kao nepouzdan za određivanje F_{max} i P_{max} , metodom F-V linearne regresije (Marovic, Janicijevic et al. 2022), kao i zbog umerene eksterne validnosti sa dinamičnom snagom i maksimalnim izometrijskim kontrakcijama ruku (Murphy and Wilson 1996). U kontekstu dobijenih nalaza može se zaključiti da pri pokretima bacanja sa prilično malim opterećenjima, napor će imati najviše uticaja na ispoljenu apsolutnu V mišića. Sa druge strane, treba uzeti u obzir i značaj relativnog pada u svim MKM ruku pod uticajem umanjenog napora. Za razliku od VN i FN, relativni pad u PR na svakom nivou opterećenja je bio najviši i prilično blizu zadatoj instrukciji napora, na osnovu čega je i zaključak da PR najbolje može opisati osećaj napora u BM testu. Relativni pad u PR u proseku kroz sva opterećenja na 75% napora je bio $30.1 \pm 11\%$, na 50%

napora je bio $50.3 \pm 12.6\%$, dok je pri naporu od 50% u odnosu na 75% bio $28.3 \pm 13.7\%$. S obzirom da se P može posmatrati kao proizvod V i F, pad u PR pod efektima UNN se pre svega može prepisati padu u FR zbog njenog značajnijeg smanjenja od VR. Pretpostavlja se da su neuralni faktori, pre svega, frekvencije paljenja MJ brzih mišićnih vlakana odgovorni za pad u FR pod uticajem umanjenog napora, s obzirom da se frekvencija paljenja smatra kao mogućnost adaptacije neuralnog mehanizma zarad proizvodnje visoke P (Newton, Kraemer et al. 1996). Odnosno, u brzim eksplozivnim pokretima ruku, u kome nema mnogo prostora za adaptaciju obrasca izvođenja pokreta, kao i za ostvarivanje visoke F, pretpostavlja se da će brzina razvoj F biti odgovorna za ispoljavanje visoke P. Takođe, u prethodnim istraživanjima se pokazalo da su neuralni faktori kojim upravljaju MK odgovorni za aktivaciju MJ u koncentričnim kontrakcijama mišića pregibača ruku u skladu sa instrukcijom nivoa napora, dok nivo naprezanja mišića ne menja kinematički obrazac pokreta (de Morree and Marcora 2012). Sa druge strane, u kompleksnim pokretima, kao što je prsni zaveslaj rukama, efekti napora su menjali kinematičke varijable i dužinu mišićne aktivacije, ali ne i promenu obrasca mišićne aktivacije (Olstad, Vaz et al. 2017). Slični rezultati su pronađeni između submaksimalnih i maksimalnih vertikalnih skokova u kojima praktično nije bilo razlike između oblika EMG signala, što je stavljeno u kontekst postojanja generalnih motornih programa u CNS, koji upravljaju parametrima kao što su amplituda i relativni tajming kontrolnih signala (van Zandwijk, Bobbert et al. 2000). Međutim, do tačnog odgovora na koji način i kojim neuralnim faktorima upravljaju MK u pokretu bacanja medicinke sa grudi, treba da utvrde buduća istraživanja primenom kinematičke i EMG analize aktivnih mišića u uslovima umanjenog napora.

Dobijene nalazi značajne i visoke osetljivosti PR na efekte napora možemo uporediti sa studijama sprovedenim na CMJ testu, koji su do neke mere nekonzistentne. Sa jedne strane Sallesa i sar. (2011) preporučuje korišćenje P nogu pri mehanografskoj proceni skakačkih performansi jer je dovoljno osetljiva na umanjeni napor, a ne menja se sa dubinom polučućnja. Sa druge strane, Slomka sa sar. (2019) ipak navodi da VS i izvršeni A mogu bolje opisati osećaj napora od P i F u CMJ testu. U svakom slučaju, obe studije podržavaju hipotezu da nivo mišićne aktivacije nije glavni faktor koji utiče na promene u ispoljenoj P nogu i momentima F pod uticajem umanjenog napora, već su to pre unutarmišićna i međumišićna koordinacija tokom izvođenja CMJ testa. Na osnovu toga, pretpostavlja se da je za proporcionalni i visok pad u svim MKM pod uticajem napora u BM testu za razliku od CMJ test, na svakom nivou opterećenja, odgovorno nekoliko faktora. Prvi faktor je koncentričan režim rada mišića, odnosno uslovi izvođenja BM testa, u kome nije bilo prostora za adaptaciju motornog obrasca. Generalno, ispitanici su jedino mogli da povećavaju ili smanje dužinu izbačaja, odnosno opružanje ruku u horizontalnoj ravni. Drugi faktor bi mogao biti broj stepeni slobode. U skoku učestvuje veći broj zglobova, praktično je uključeno celo telo, tako da broj stepeni slobode adaptacije motornog obrasca je mnogo veći nego kod BM testa u kome učestvuju samo ruke i rameni pojas. Pa na osnovu toga, za razliku od CMJ testa u kome može doći do promene u dubini počućnja prilikom umanjenog napora (Salles, Baltzopoulos et al. 2011), u BM testu nastale promene u MKM ruku se

pre svega mogu prepisati uticaju unutarumišićne koordinacije, odnosno neuralne komponente mišića, što je potrebno dokazati budućim istraživanjima. Takođe, prilikom bacanja ispitanici nisu imali nikakvu spoljašnju informaciju kao meru subjektivne procene greške, dok se pri izvođenju skokova VS donekle može koristiti kao mera izvršenog A (van Zandwijk, Bobbert et al. 2000). Sa druge strane, može se reći da VS može biti ekvivalentna dužini izbačaja, međutim već u pilot studiji je primećeno da nije bilo značajne razlike u samoj dužini izbačaja lopte u BM testu. Treći faktor mogu biti morfološke razlike između mišića ruku i nogu, koje različito utiču na ispoljavanje MKM i njihovih relacija (Cormie, McGuigan et al. 2011, Nedeljković 2016). Takođe, treba uzeti u obzir, multi-dimenzionalno ispoljavanje različitih faktora u različitim motoričkim zadacima. U skladu sa tim, koordinaciona priroda ruku je da izvode fine i precizne pokrete, dok noge sa trupom, pre svega imaju funkciju održavanja dobre ravnoteže, posturalne strukture i generisanje visokog nivoa sile i izdržljivosti (Anderson and Behm 2005).

Treba dodati i činjenicu da iako se CMJ i BM testovi koriste za procenu eksplozivne snage sportista, pokazano je da nema značajne korelacije između ova dva testa (Stockbrugger and Haennel 2001). Sa druge strane, pokazana je umerena korelacija između CMJ i bacanja medicinske lopte preko glave, odnosno između ostvarene VS i distance izbačaja lopte, što je objašnjeno kroz ispoljavanje veće relativne P nogu i leđa prilikom izbačaja lopte preko glave (Stockbrugger and Haennel 2001). Takođe, nekoliko studija je pokazalo da postoji visoka korelacija između jednoručnog bacanja lopte iz stojećeg položaja i skoka u dalj (Morrow Jr, Disch et al. 1982, Zaras, Stasinaki et al. 2016), ali ne i između distance skoka iz mesta i distance bacanja medicinske lopte sa grudi (Zaras, Stasinaki et al. 2016). Jednostavno rečeno, vrsta mišićnog naprezanja i broj aktivnih zglobova koji determinišu određeni motorički zadatak, utiču drugačije na ispoljavanje manifestnih motoričkih sposobnosti, i latentnih MKM. U korist ovoga govore mnogobrojne studije koje su se bavile odnosom mehaničkih karakteristika mišića, pre svega F-V relacije, koje se drugačije ispoljavaju u jednozglobnim i višezglobnim pokretima (Jaric 2015). S obzirom da je preporučeno da BM test treba prevashodno da se koristi za procenu V_{max} mišića ruku (Marovic, Janicijevic et al. 2022), i da efekti umanjenog napora značajno smanjuju i neproporcionalno menjaju VR i FR, stavlja se naglasak na važnost motivisanja ispitanika da ispolje maksimalno naprezanja tokom izvođenja BM testu kako bi rezultati bili pouzdani i validni.

Savremena literatura iz polja psihologije je prepuna teorija koje pokušavaju da unaprede razumevanje napora, posebno iz ugla motivacije da se ispolji maksimalni napor u jednom trenutku ili u toku vremenskog perioda u obliku upornosti i izdržljivosti. Zajedničko kod svih teorija je pretpostavka da napor varira sa snagom, ili ti važnošću motiva koji pokreće ponašanje ili volju da se određeni zadatak obavi. Teorija koja se odvaja od ostalih jeste Brehmeova teorija o potencijalnoj motivaciji koja se definiše kao maksimalni napor koja je osoba voljna da uloži kako bi zadovoljila motiv (Brehm and Self 1989). Iz konteksta se može zaključiti da u cilju ostvarivanja MVN neophodno je motivisati ispitanika kroz bodrenje, ohrabrenje, adekvatne instrukcije u vidu

povratne informacije o kvalitativnim i kvantitativnim rezultatima izvođenja, kao i sprovesti adekvatnu familijarizaciju sa samim testom.

Sa metodološkog stanovišta, glavni nalaz i novitet istraživanja se ogleda u činjenici da se PR može uzeti kao približno precizna mera osećaja napora u BM testu. Ovi rezultati su od značaja za upotrebu BM testa u rehabilitacionim i trenažnim tretmanima, sugerišući da se P može koristiti za procenu neuromišićnih performansi i upravljanje trenažnim opterećenjem kod ispitanika koji nisu sposobni da ispolje maksimalno voljno naprezanje. Takođe, s obzirom da se sve MKM ruku proporcionalno smanjuju na svakom nivou opterećenja, i da nema razlika u relativnom padu MKM između opterećenja, smatra se da su nastale promene upravljane CNS, što potvrđuje koronarnu teoriju da MK upravljaju osećajem napora. Takođe, zaključak je da različiti uslovi izvođenja motoričkih testova utiču na drugačiju optimalizaciju funkcionalnih kriterijuma pod uticajem UNN, što se jasno vidi kroz drugačiju adaptaciju motorne strategije i biomehaničke konfiguracije MKM ruku u BM testu u odnosu na CMJ test (McNair, Depledge et al. 1996, van Zandwijk, Bobbert et al. 2000, Vanrenterghem, Lees et al. 2004, Salles, Baltzopoulos et al. 2011, Słomka, Jaric et al. 2019). U skladu sa tim, predlaže se da buduća istraživanja treba da obuhvate ne samo uticaj voljno umanjenog napora na različite testove bacanja, već i druge mehanizme koji mogu uticati na smanjenje bacačkih performansi kao što su zamor, nedostatak motorne veštine, i nivo motivacije, uz primenu RPE skale nakon izvođenja testa.

Zaključak eksperimenta 2

Rezultati eksperimenta 2 ukazuju da efekti umanjenog napora značajno umanjuju apsolutnu V, F i P mišića ruku procenjivanih iz BM testa ali samo pri većim opterećenjima. Značajne razlike u relativnom padu između sve tri procenjivane MKM ukazuju na njihovu osetljivost na efekte napora, pri čemu pad u PN najbolje opisuje osećaj umanjenog napora u BM testu. S obzirom da nije bilo razlika u relativnom padu MKM ruku između opterećenja, rezultati podržavaju teoriju koronarnog pražnjenja u kojoj motorne komande upravljaju osećajem napora. Dobijeni rezultati su od značaja za upotrebu BM testa u kliničke svrhe, sugerišući da se P mišića ruku može pouzdano koristiti za opis neuromišićnih kapaciteta i determinisanje trenažnog opterećenja u uslovima kada ispitanik ne sme ili ne može da ispolji maksimalno voljno naprezanje.

7. GENERALNI ZAKLJUČAK

Cilj istraživanja je bio da se ispituju efekti umanjenog napora na MKM kao što su V, F i P nogu i ruku pri različitim nivoima opterećenja. Efekti umanjenog napora na nivou od 75% i 50% od maksimuma su procenjivani u motoričkih testovima skok iz polu-čučnja (u okviru *Eksperimenta 1*) i bacanja medicine sa grudi (u okviru *Eksperimenta 2*) koji su se izvodili sa četiri nivoa opterećenja. Na osnovu dobijenih rezultata u oba eksperimenta može se zaključiti:

1. Nalazi oba eksperimenta su prilično slični kada su u pitanju efekti umanjenog napora na apsolutu V, F i P mišića nogu i ruku. Rezultati oba eksperimenta su ukazali da se jedino apsolutno ispoljena V nogu i ruku značajno smanjuje pod efektima umanjenog napora pri svakom opterećenju i efektima povećanog opterećenja. Rezultati efekata umanjenog napora na apsolutnu F se donekle razlikuju, iako se pokazalo da se F nogu i ruku značajno smanjuje sa umanjenim naporom pri svakom opterećenju, i raste sa povećanjem opterećenja. Naime, efekti umanjenog napora od 50% značajno smanjuju F nogu na svakom nivou opterećenja, dok efekti pri 75% napora smanjuju F samo ukoliko se skokovi izvode sa dodatnim opterećenjem, pri čemu nije bilo značajne razlike između 75% i 50% napora na svakom nivou opterećenja. Sa druge strane, efekti umanjenog napora značajno smanjuju F ruku pri bacanjima medicinske lopte mase od 2kg i više, pri čemu su uočene značajne razlike između sva tri napora. Konačno, iako efekti umanjenog napora značajno smanjuju apsolutnu P nogu i ruku, postoji razlika u dobijenim rezultatima. Apsolutna P nogu se smanjuje pod uticajem napora na svakom nivou opterećenja bez razlika između opterećenja, i sa postojanjem značajne razlike između sva tri nivoa napora. Međutim, efekti napora na smanjenje P ruku su samo pri bacanjima lopte opterećenja od 2kg i više, pri čemu su značajne razlike između opterećenja dobijene, zbog efekata opterećenja, ali ne i efekata napora. Generalno, može se zaključiti da se apsolutna P ruku smanjuje sa umanjenim naporom i raste sa porastom opterećenja. Na osnovu navedenog, može se izvesti generalni zaključak da efekti umanjenog napora značajno utiču na smanjenje u MKM nogu i ruku, posebno pri višim nivoima opterećenja u motoričkim zadacima koje karakteriše pretežno koncentrični rad mišića kao što su SJ i BM testovi.
2. Rezultati *Eksperimenta 1* ukazuju da je relativni pad u P nogu pod uticajem umanjenog napora najviši i značajno se razlikuje od V i F nogu, između kojih nema razlike u padu ni na jednom nivou opterećenja. Važno je napomenuti da iako nisu pokazane značajne razlike u padu između V, F i P nogu pri 75% napora na 0% opterećenja, i dalje je pad u P nogu duplo veći od pada u V i F, i približan instrukciji zadatog napora. Na osnovu ovoga može se zaključiti da je relativizovana P nogu dovoljno osetljiva na efekte umanjenog napora od 75% i 50%, što znači da se oba umanjena napora mogu koristiti kao tačke mehanografske procene skakačkih performansi iz SJ testa kod različitih kliničkih populacija koje iz različitih razloga nisu u stanju da ispolje maksimalno naprezanje.

3. Rezultati **Eksperimenta 2** ukazuju na značajne razlike pri relativnom padu od 75% i 50% napora između V, F i P ruku pri opterećenjima višim od 2kg, bez razlika između opterećenja. Na osnovu ovoga može se zaključiti da su sve tri MKM dovoljno osetljive na efekte umanjenog napora od 75% i 50%, i mogu se koristiti kao tačke mehanografske procene bacačkih performansi izvedenih iz BM testa. Međutim, s obzirom da je pad u P ruku bio najviši i najpribližniji zadatoj instrukciji napora i stoga najbolje opisuje efekte napora, preporučuje se da preko ispoljene P ruku iz BM testa mogu najpreciznije odrediti mehanografske tačke procene bacačkih performansi.
4. Iz ugla motorne kontrole, s obzirom da nije bilo razlika u relativnom padu u MKM nogu i ruku između opterećenja, rezultati podržavaju teoriju koronarnog pražnjenja u kojoj motorne komande upravljaju osećajem napora nezavisno od osećaja težine i mišićne tenzije. Takođe, zaključak je da različiti uslovi izvođenja motoričkih testova utiču na drugačiju optimalizaciju funkcionalnih kriterijuma pod uticajem umanjenog napora, što se jasno vidi kroz drugačiju adaptaciju motorne strategije i preraspodele MKM nogu i ruku dobijenih iz SJ i BM testova, u odnosu na dobijene rezultate prethodnih istraživanja koja su sprovedena na CMJ testu.

7.1. Potencijalni značaj istraživanja

Dobijeni rezultati efekta umanjenog napreznja na MKM iz SJ i BM testa imaju više značajnih implikacija u nauci i praksi. Verovatno najznačajniji nalaz jeste da je snaga najosetljivija MKM koja najbolje opisuje efekte umanjenog napora prilikom izvođenja višezglobnih pokreta koje karakteriše koncentričan režim rada mišića. Značaj ovakvog nalaza ima posebnu važnost za fiziološka i epidemiološka testiranja mehaničkih karakteristika mišića. Naime, pošto se pokazalo da se u SJ i BM testu pod uticajem napora značajno smanjuju procenjivane V, F i P, pri čemu je relativni pad u P najviši, navedeni testovi mogu dobiti novi značaj i mesto u procedurama testiranja skakačkih i bacačkih performansi različitih kliničkih populacija i praćenju efekata napora provociranog različitim centralnim ili perifernim mehanizmima.

Takođe, praktična vrednost nalaza se može staviti u kontekst definisanja i procene trenažnih opterećenja u rehabilitacionim i trenažnim tretmanima na osnovu procene nivoa napora u uslovima gde osobe iz različitih razloga ne mogu ili ne smeju da se izlože maksimalnom voljnom napreznju prilikom testiranja. U ovom slučaju prilikom izvođenja višezglobnih vežbi koje karakteriše koncentričan rad mišića, intenzitet se može zasnovati na subjektivnoj proceni napora opisanom kroz nivo ispoljene P. Ovo posebno važi za BM test u kojem je pad u P ruku

veoma blizak zadatoj instrukciji napora, zbog čega BM test može dobiti posebno mesto u treningu osoba koje koriste gornji deo tela, kao što su paraplegičari, osobe sa perifernim vaskularnim oboljenjima ili nekom vrstom nedostataka i smetnji funkcije nogu. Takođe, uzevši u obzir da su određeni autori uvideli da je osećaj napora prilikom izvođenja fizičkih i mentalnih zadataka

klinički depresivnih ljudi viši nego kod zdravih osoba, SJ i BM testovi, kao jednostavni i praktični za izvođenje, se mogu koristiti kao pouzdana mera praćenja psiho-fizičkog stanja pacijenata preko indeksa ispoljene snage i percipiranog napora. Praksa je pokazala da sa uvođenjem programa vežbi, pa čak i na minimalnom nivou simptomi depresije drastično umanjuju, a raspoloženje raste (Dunn and McAuley 2000).

Dalje, s obzirom na približno proporcionalan relativni pad u F, V i P pod efektima umanjenog napora, bez značajnih efekata opterećenja u SJ i BM zadacima, ide u prilog hipotezi da generalni motorni program upravlja motoričkim zadatkom i da je osećaj napora samo jedan od parametara koji su deo funkcije izvršenja što je potvrđeno i prethodnim studijama (van Zandwijk, Bobbert et al. 2000). U skladu sa činjenicom da su veoma slične promene u relativnom padu MKM dobijene iz SJ i BM testa, govori u korist osećaja napora kao pretežno centralno generisanog mehanizma, podržavajući teorije koronarnog pražnjenja. Praktičan značaj ovih nalaza jeste da je neophodno razlikovati osećaj napora od ostalih periferno i centralno generisanih osećaja, i ukazuje da je prilikom istraživanja osećaja napora neophodna adekvatna metodološka postavka pravilnog definisanja porekla napora i kontrole njegovih efekata na procenjivane varijable.

Na kraju, pošto je opšte poznato da je za ostvarivanje MVN neophodno ulaganje maksimalnog napora, rezultati istraživanja ukazuju na izuzetnu važnost konstantnog motivisanja ispitanika kroz bodrenje i ohrabrenje, zatim pružanje ispravne i jasne instrukcije, ali i davanje povratne informacije o kvalitativnim i kvantitativnim rezultatima izvođenja, kao i sprovođenje adekvatne familijarizacije sa samim testom. Sa druge strane, ako u jednačinu pouzdanosti dobijenih rezultata iz CMJ testa dodamo i nepoznatu „uticaj nivoa napora“ rizik nastajanja greške u tumačenju izvedenih MKM se povećava. U skladu sa time, SJ test iako je manje ekološki validan od CMJ testa, se preporučuje kao pouzdaniji za procenu MKM nogu od CMJ testa, posebno u uslovima determinisanja trenažnog opterećenja u odnosu na percepciju napora.

7.2. Smernice za buduća istraživanja

Jedan od glavnih nedostatak istraživanja je što nije primenjena RPE skala nakon izvedenog svakog pokušaja zadatog nivoa napora, iako su ispitanici pitani da li smatraju da su izveli skokove i bacanja u skladu sa datom instrukcijom. Na osnovu toga, predlaže se da buduća istraživanja implementiraju RPE skalu nakon izvođenja različitih testova u uslovima umanjenog napora. Međutim, skreće se pažnja na ispravan metodološki pristup primeni RPE skale, u cilju precizne procene i kontrole efekata mehanizama koji utiču na percepciju napora, odnosno jasno

definisanim razlikama između osećaja napora i perceptivnih osećaja kao što su težina, mišićno naprezanje, neudobnost, bol i zamor. U skladu sa time, predlaže se da buduća istraživanja obuhvate poređenje različitih mehanizama (npr. zamor, neudobnost, motivacija, nedostatak

motorne veštine, itd.) koji mogu uticati na smanjenje u MKM izvedenih iz motoričkim zadacima kao što su SJ i BM, i njima sličnim.

Takođe, jedan od nedostataka istraživanja je primena samo dva pokušaja istog nivoa napora, s obzirom na visoku varijabilnost procene zadate instrukcije napora između ispitanika. Uzevši u obzir da je osećaj napora prilično subjektivan, visoka varijabilnost procene napora je jedan od generalnih limitirajućih faktora istraživanja efekata napora na fizičke performanse. Međutim, iakon su rezultati apsolutnih vrednosti imali normalni raspored, visoka varijabilnost ne bi trebalo da je imala značajne efekte na sprovedeni protokol testiranja. Kako bilo, u cilju smanjenja varijabilnosti subjektivne procene napora predlaže se da buduća istraživanja koriste u svom protokolu tri ili više pokušaja. Naravno, ukoliko se u istraživačkoj proceduri primeni predložena RPE skala i veći broj pokušaja, potrebno je kontrolisati i efekte učenja koji nastaju kao posledica povratne informacije koju ispitanik dobija kroz osećaj samoprocene ostvarenog rezultata prilikom izvođenja motoričkog zadatka.

Dalje, potrebno je uzeti u obzir da je istraživanje sprovedeno na fizički aktivnim ispitanicima i na taj način ostaje nedoumica koliko se dobijeni rezultati mogu generalizovati na populacije koje imaju najviše benefita, a karakteristične su po tome što ne smeju da se izlože maksimalnim naprezanjima tokom testiranja. Iz tog razloga, potrebno je slična istraživanja sprovesti na ispitanicima kao što su neurološki i ortopedski pacijenti, mlade i starije osobe, osobe sa hroničnim oboljenjima ili invaliditetom, a na kraju i na vrhunskim sportistima specijalizovanih u pogledu mehaničkih karakteristika mišića.

Konačno kako bi se utvrdilo na koji način napor utiče na parametre generalizovanih motornih programa i na koje neuralne faktore ima najviše efekta buduća istraživanja bi trebala da se baziraju na elektromiografskim i kinematičkim, i koliko je to moguće encefalografskim podacima, različitih motoričkih zadataka u uslovima povećanog ili smanjenog napora. Takođe, s obzirom da je primećeno da P mišića, posebno ruku pri bacanjima, prilično proporcionalno opada sa umanjenim naporom, moguće je utvrditi da li postoji određena psihofizička zakonitost između osećaja napora i snage ispoljenoj u jednozglobnim i višezglobnim pokretima koje karakteriše koncentrični rad mišića. Odnosno može se utvrditi koliki je to minimalni napor koji osoba svesno mora da uloži, a da dođe do značajne promene u preraspodeli MKM, a pre svega u P mišića pri njegovim koncentričnim kontrakcijama.

Literatura

- Agresti, A. (1992). "Modelling patterns of agreement and disagreement." Statistical methods in medical research **1**(2): 201-218.
- Allen, G., S. Gandevia, I. Neering, I. Hickie, R. Jones and J. Middleton (1994). "Muscle performance, voluntary activation and perceived effort in normal subjects and patients with prior poliomyelitis." Brain **117**(4): 661-670.
- Amann, M., G. M. Blain, L. T. Proctor, J. J. Sebranek, D. F. Pegelow and J. A. Dempsey (2010). "Group III and IV muscle afferents contribute to ventilatory and cardiovascular response to rhythmic exercise in humans." Journal of Applied Physiology **109**(4): 966-976.
- Anderson, K. and D. G. Behm (2005). "Trunk muscle activity increases with unstable squat movements." Canadian journal of applied physiology **30**(1): 33-45.
- Babault, N., M. Pousson, Y. Ballay and J. Van Hoecke (2001). "Activation of human quadriceps femoris during isometric, concentric, and eccentric contractions." Journal of Applied Physiology **91**(6): 2628-2634.
- Baker, D., S. Nance and M. Moore (2001). "The load that maximizes the average mechanical power output during jump squats in power-trained athletes." The Journal of Strength & Conditioning Research **15**(1): 92-97.
- Balsalobre-Fernández, C., M. Muñoz-López, D. Marchante and A. García-Ramos (2021). "Repetitions in reserve and rate of perceived exertion increase the prediction capabilities of the load-velocity relationship." The Journal of Strength & Conditioning Research **35**(3): 724-730.
- Bergstrom, H. C., T. J. Housh, K. C. Cochrane, N. D. Jenkins, J. M. Zuniga, S. L. Buckner, J. A. Goldsmith, R. J. Schmidt, G. O. Johnson and J. T. Cramer (2015). "Factors underlying the perception of effort during constant heart rate running above and below the critical heart rate." European Journal of Applied Physiology **115**(10): 2231-2241.
- Bernstein, N. (1967). *The Coordination and Regulation of Movements* Pergamon Press, Oxford.
- Bevan, H. R., P. J. Bunce, N. J. Owen, M. A. Bennett, C. J. Cook, D. J. Cunningham, R. U. Newton and L. P. Kilduff (2010). "Optimal loading for the development of peak power output in professional rugby players." The Journal of Strength & Conditioning Research **24**(1): 43-47.
- Birmingham, T. B., J. F. Kramer, M. Speechley, B. M. Chesworth and J. Macdermid (1998). "Measurement variability and sincerity of effort: clinical utility of isokinetic strength coefficient of variation scores." Ergonomics **41**(6): 853-863.
- Black, C. D. and R. M. Dobson (2013). "Prior eccentric exercise augments muscle pain and perception of effort during cycling exercise." The Clinical Journal of Pain **29**(5): 443-449.
- Bobbert, M. F. (2012). "Why is the force-velocity relationship in leg press tasks quasi-linear rather than hyperbolic?" Journal of Applied Physiology **112**(12): 1975-1983.
- Bobbert, M. F. (2014). "Effect of unloading and loading on power in simulated countermovement and squat jumps." Medicine & Science in Sports & Exercise **46**(6): 1176-1184.

Bobbert, M. F., L. J. Casius, I. W. Sijpkens and R. T. Jaspers (2008). "Humans adjust control to initial squat depth in vertical squat jumping." Journal of Applied Physiology **105**(5): 1428-1440.

Bobbert, M. F., K. G. Gerritsen, M. C. Litjens and A. J. Van Soest (1996). "Why is countermovement jump height greater than squat jump height?" Medicine and Science in Sports and Exercise **28**: 1402-1412.

Borg, G. A. (1962). "Physical performance and perceived exertion."

Borms, D., A. Maenhout and A. M. Cools (2016). "Upper quadrant field tests and isokinetic upper limb strength in overhead athletes." Journal of Athletic Training **51**(10): 789-796.

Bottinelli, R., M. Pellegrino, M. Canepari, R. Rossi and C. Reggiani (1999). "Specific contributions of various muscle fibre types to human muscle performance: an in vitro study." Journal of Electromyography in Kinesiology **9**(2): 87-95.

Brehm, J. W. and E. A. Self (1989). "The intensity of motivation." Annual Review of Psychology **40**(1): 109-131.

Buckley, J. P. and G. A. Borg (2011). "Borg's scales in strength training; from theory to practice in young and older adults." Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism **36**(5): 682-692.

Cafarelli, E. (1982). "Peripheral contributions to the perception of effort." Medicine and Science in Sports and Exercise **14**(5): 382-389.

Cafarelli, E. and B. Bigland-Ritchie (1979). "Sensation of static force in muscles of different length." Experimental Neurology **65**(3): 511-525.

Carlock, J. M., S. L. Smith, M. J. Hartman, R. T. Morris, D. A. Ciroslan, K. C. Pierce, R. U. Newton, E. A. Harman, W. A. Sands and M. H. Stone (2004). "The relationship between vertical jump power estimates and weightlifting ability: a field-test approach." The Journal of Strength & Conditioning Research **18**(3): 534-539.

Carson, R. G., S. Riek and N. Shahbazzpour (2002). "Central and peripheral mediation of human force sensation following eccentric or concentric contractions." The Journal of Physiology **539**(3): 913-925.

Cesar, G. M., C. L. Tomasevicz and J. M. Burnfield (2016). "Frontal plane comparison between drop jump and vertical jump: implications for the assessment of ACL risk of injury." Sports Biomechanics **15**(4): 440-449.

Chaouachi, A., M. Haddad, C. Castagna, D. P. Wong, F. Kaouech, K. Chamari and D. G. J. P. E. S. Behm (2011). "Potentiation and recovery following low-and high-speed isokinetic contractions in boys." **23**(1): 136-150.

Choi, S. J. and J. J. Widrick (2009). "Combined effects of fatigue and eccentric damage on muscle power." Journal of Applied Physiology **107**(4): 1156-1164.

Christensen, M. S., J. Lundbye-Jensen, S. S. Geertsen, T. H. Petersen, O. B. Paulson and J. B. Nielsen (2007). "Premotor cortex modulates somatosensory cortex during voluntary movements without proprioceptive feedback." Nature Neuroscience **10**(4): 417.

Claflin, D. R. and J. A. Faulkner (1989). "The force-velocity relationship at high shortening velocities in the soleus muscle of the rat." The Journal of Physiology **411**(1): 627-637.

- Clark, N. C., U. Røijezon and J. Treleaven (2015). "Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 2: clinical assessment and intervention." Manual Therapy **20**(3): 378-387.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavior science*: Lawrence Erlbaum association, Academic Press Books-Elsevier Cambridge.
- Comfort, P., N. Bullock and S. J. Pearson (2012). "A comparison of maximal squat strength and 5-, 10-, and 20-meter sprint times, in athletes and recreationally trained men." The Journal of Strength & Conditioning Research **26**(4): 937-940.
- Cooper, D., G. Grimby, D. Jones and R. Edwards (1979). "Perception of effort in isometric and dynamic muscular contraction." European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology **41**(3): 173-180.
- Coquart, J.-B., C. Tourny-Chollet, F. Lemaître, C. Lemaire, J.-M. Grosbois and M. Garcin (2012). "Relevance of the measure of perceived exertion for the rehabilitation of obese patients." Annals of Physical Rehabilitation Medicine **55**(9-10): 623-640.
- Cormie, P., R. Deane and J. M. McBride (2007). "Methodological concerns for determining power output in the jump squat." Journal of Strength & Conditioning Research **21**(2): 424.
- Cormie, P., J. M. McBride and G. O. McCaulley (2007). "Validation of power measurement techniques in dynamic lower body resistance exercises." Journal of Applied Biomechanics **23**(2): 103-118.
- Cormie, P., J. M. McBride and G. O. McCaulley (2008). "Power-time, force-time, and velocity-time curve analysis during the jump squat: impact of load." Journal of Applied Biomechanics **24**(2): 112-120.
- Cormie, P., G. O. McCaulley, N. T. Triplett and J. M. McBride (2007). "Optimal loading for maximal power output during lower-body resistance exercises." Medicine and Science in Sports and Exercise **39**(2): 340-349.
- Cormie, P., M. R. McGuigan and R. U. Newton (2011). "Developing maximal neuromuscular power." Sports Medicine **41**(1): 17-38.
- Cormie, P., M. R. McGuigan and R. U. Newton (2011). "Developing maximal neuromuscular power: Part 2--training considerations for improving maximal power production." Sports Medicine **41**(2): 125-147.
- Cosic, M., O. M. Knezevic, A. Nedeljkovic, S. Djuric, M. Z. Zivkovic and A. Garcia-Ramos (2019). "Effect of Different Types of Loads on the Force-Velocity Relationship Obtained During the Bench Press Throw Exercise." The Journal of Strength & Conditioning Research **35**(9): 2401-2406.
- Craig, A. D. (2002). "How do you feel? Interoception: the sense of the physiological condition of the body." Nature Reviews Neuroscience **3**(8): 655.
- Cress, N. M., K. S. Peters and J. M. Chandler (1992). "Eccentric and concentric force-velocity relationships of the quadriceps femoris muscle." Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy **16**(2): 82-86.
- Cronin, J. and G. Sleivert (2005). "Challenges in understanding the influence of maximal power training on improving athletic performance." Sports Medicine **35**(3): 213-234.
- Cuk, I., M. Markovic, A. Nedeljkovic, D. Ugarkovic, M. Kukulj and S. Jaric (2014). "Force-velocity relationship of leg extensors obtained from loaded and unloaded vertical jumps." European Journal of Applied Physiology **114**(8): 1703-1714.

Cuk, I., D. Mirkov, A. Nedeljkovic, M. Kukulj, D. Ugarkovic and S. Jaric (2016). "Force-velocity property of leg muscles in individuals of different level of physical fitness." Sports Biomechanics **15**(2): 207-219.

Da Silva, B. V. C., D. B. T. Branco, B. N. Ide, M. Marocolo, H. L. R. de Souza, D. J. Oranchuk and G. R. Mota (2020). "Comparison of High-Volume and High-Intensity Upper Body Resistance Training on Acute Neuromuscular Performance and Ratings of Perceived Exertion." International Journal of Exercise Science **13**(1): 723-733.

Da Silva, E. M., M. A. Brentano, E. L. Cadore, A. P. De Almeida and L. F. Kruel (2008). "Analysis of muscle activation during different leg press exercises at submaximum effort levels." The Journal of Strength & Conditioning Research **22**(4): 1059-1065.

Davis, K. L., M. Kang, B. B. Boswell, K. D. DuBose, S. R. Altman and H. M. Binkley (2008). "Validity and reliability of the medicine ball throw for kindergarten children." The Journal of Strength & Conditioning Research **22**(6): 1958-1963.

De Morree, H. M., C. Klein and S. M. Marcora (2012). "Perception of effort reflects central motor command during movement execution." Psychophysiology **49**(9): 1242-1253.

de Morree, H. M., C. Klein and S. M. Marcora (2014). "Cortical substrates of the effects of caffeine and time-on-task on perception of effort." Journal of Applied Physiology **117**(12): 1514-1523.

de Morree, H. M. and S. M. Marcora (2012). "Frowning muscle activity and perception of effort during constant-workload cycling." European Journal of Applied Physiology **112**(5): 1967-1972.

de Villarreal, E. S., L. Suarez-Arrones, B. Requena, G. G. Haff and R. R. Veliz (2015). "Enhancing performance in professional water polo players: dryland training, in-water training, and combined training." The Journal of Strength & Conditioning Research **29**(4): 1089-1097.

DeRenne, C., K. W. Ho and J. C. Murphy (2001). "Effects of general, special, and specific resistance training on throwing velocity in baseball: a brief review." The Journal of Strength & Conditioning Research **15**(1): 148-156.

Desgorges, F.-D., R. Thomasson, S. Aboueb, J.-F. Toussaint and P. Noirez (2015). "Prediction of one-repetition maximum from submaximal ratings of perceived exertion in older adults pre-and post-training." Aging Clinical Experimental Research **27**(5): 603-609.

Desmedt, J. E. and E. Godaux (1978). "Ballistic contractions in fast or slow human muscles; discharge patterns of single motor units." The Journal of Physiology **285**(1): 185-196.

Desmurget, M., K. T. Reilly, N. Richard, A. Szathmari, C. Mottolise and A. Sirigu (2009). "Movement intention after parietal cortex stimulation in humans." Science **324**(5928): 811-813.

Djuric, S. (2017). Uticaj treninga sa razlicitim vrstama opterećenja na mehaničke osobine mišića. Doktorska disertacija, Univerzitet u Beogradu.

Donahue, P. T., S. J. Wilson, C. C. Williams, M. Valliant and J. C. Garner (2019). "Impact of hydration status on electromyography and ratings of perceived exertion during the vertical jump." International Journal of Kinesiology Sports Science **7**(4): 1-9.

Dounskaia, N. and Y. Shimansky (2016). "Strategy of arm movement control is determined by minimization of neural effort for joint coordination." Experimental Brain Research **234**(6): 1335-1350.

Driss, T., T. Driss, H. Vandewalle, J. Quièvre, C. Miller and H. Monod (2001). "Effects of external loading on power output in a squat jump on a force platform: a comparison between strength and power athletes and sedentary individuals." Journal of Sports Sciences **19**(2): 99-105.

Driss, T., H. Vandewalle, J.-M. L. Chevalier and H. Monod (2002). "Force-velocity relationship on a cycle ergometer and knee-extensor strength indices." Canadian Journal of Applied Physiology **27**(3): 250-262.

Driss, T., H. Vandewalle and H. Monod (1998). "Maximal power and force-velocity relationships during cycling and cranking exercises in volleyball players." Journal of Sports Medicine Physic Fitness **38**: 286-293.

Dugan, E. L., T. L. Doyle, B. Humphries, C. J. Hasson and R. U. Newton (2004). "Determining the optimal load for jump squats: a review of methods and calculations." The Journal of Strength & Conditioning Research **18**(3): 668-674.

Dunn, E. C. and E. McAuley (2000). "Affective responses to exercise bouts of varying intensities." Journal of Social Behavior and Personality **15**(2): 201.

Dvir, Z. (1997). "Differentiation of submaximal from maximal trunk extension effort: an isokinetic study using a new testing protocol." Spine (Phila Pa 1976) **22**(22): 2672-2676.

Edgerton, V. (1986). "Morphological basis of skeletal muscle power output." Human Muscle Power: 43-64.

Enoka, R. M. and A. Fuglevand (2001). "Motor unit physiology: some unresolved issues." Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine **24**(1): 4-17.

Escamilla, R. F., M. Ionno, M. S. deMahy, G. S. Fleisig, K. E. Wilk, K. Yamashiro, T. Mikla, L. Paulos and J. R. Andrews (2012). "Comparison of three baseball-specific 6-week training programs on throwing velocity in high school baseball players." The Journal of Strength & Conditioning Research **26**(7): 1767-1781.

Ettema, G., T. Gløsen and R. van den Tillaar (2008). "Effect of specific resistance training on overarm throwing performance." International Journal of Sports Physiology Performance **3**(2): 164-175.

Faulkner, J., G. Parfitt and R. Eston (2008). "The rating of perceived exertion during competitive running scales with time." Psychophysiology **45**(6): 977-985.

Fenn, W. and B. Marsh (1935). "Muscular force at different speeds of shortening." The Journal of Physiology **85**(3): 277-297.

Fernandez-Santos, J. R., J. R. Ruiz, D. D. Cohen, J. L. Gonzalez-Montesinos and J. Castro-Piñero (2015). "Reliability and validity of tests to assess lower-body muscular power in children." The Journal of Strength & Conditioning Research **29**(8): 2277-2285.

Ferrero, G. J. R. P. d. l. F. e. d. l. É. (1894). "L'inertie mentale et la loi du moindre effort." **37**: 169-182.

Fitts, R. H., K. S. McDonald and J. M. Schluter (1991). "The determinants of skeletal muscle force and power: their adaptability with changes in activity pattern." Journal of Biomechanics **24**: 111-122.

Franchini, E., S. Cormack and M. Y. Takito (2019). "Effects of high-intensity interval training on olympic combat sports athletes' performance and physiological adaptation: A systematic review." The Journal of Strength & Conditioning Research **33**(1): 242-252.

- Franchini, E., F. Del Vecchio, U. F. Julio, L. Matheus and R. Candau (2015). "Specificity of performance adaptations to a periodized judo training program." Revista Andaluza de Medicina del Deporte **8**(2): 67-72.
- Frontera, W. R. and J. Ochala (2015). "Skeletal muscle: a brief review of structure and function." Calcified Tissue International **96**(3): 183-195.
- Gagnon, P., J. S. Bussi eres, F. Ribeiro, S. L. Gagnon, D. Saey, N. Gagn e, S. Provencher and F. Maltais (2012). "Influences of spinal anesthesia on exercise tolerance in patients with chronic obstructive pulmonary disease." American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine **186**(7): 606-615.
- Gandevia, S., D. McCloskey and E. K. Potter (1980). "Alterations in perceived heaviness during digital anaesthesia." The Journal of Physiology **306**(1): 365-375.
- García-Pallar es, J., J. M. López-Gull on, X. Muriel, A. Díaz and M. Izquierdo (2011). "Physical fitness factors to predict male Olympic wrestling performance." European Journal of Applied Physiology **111**(8): 1747-1758.
- Garcia-Ramos, A., B. Feriche, A. Perez-Castilla, P. Padial and S. Jaric (2017). "Assessment of leg muscles mechanical capacities: Which jump, loading, and variable type provide the most reliable outcomes?" European Journal of Sport Science **17**(6): 690-698.
- García-Ramos, A., S. Jaric, P. Padial and B. Feriche (2016). "Force-velocity relationship of upper body muscles: traditional versus ballistic bench press." Journal of Applied Biomechanics **32**(2): 178-185.
- García-Ramos, A., D. Suzovic and A. Pérez-Castilla (2021). "The load-velocity profiles of three upper-body pushing exercises in men and women." Sports Biomechanics **20**(6): 693-705.
- Gareis, H., S. Moshe, R. Baratta, R. Best and R. D'Ambrosia (1992). "The isometric length-force models of nine different skeletal muscles." Journal of Biomechanics **25**(8): 903-916.
- Gearhart, J., F. Randall, F. L. Goss, K. M. Lagally, J. M. Jakicic, J. Gallagher, K. I. Gallagher and R. Robertson (2002). "Ratings of perceived exertion in active muscle during high-intensity and low-intensity resistance exercise." Journal of Strength & Conditioning Research **16**(1): 87-91.
- Gearhart, J. R., F. L. Goss, K. M. Lagally, J. M. Jakicic, J. Gallagher, K. I. Gallagher and R. J. Robertson (2002). "Ratings of perceived exertion in active muscle during high-intensity and low-intensity resistance exercise." Journal of Strength & Conditioning Research **16**(1): 87-91.
- Gondoni, L. A., F. Nibbio, G. Caetani, G. Augello and A. M. Titon (2010). "What are we measuring? Considerations on subjective ratings of perceived exertion in obese patients for exercise prescription in cardiac rehabilitation programs." International Journal of Cardiology **140**(2): 236-238.
- Gordon, A., A. F. Huxley and F. Julian (1966). "The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres." The Journal of Physiology **184**(1): 170-192.
- Gorostiaga, E., C. Granados, J. Ibanez and M. Izquierdo (2005). "Differences in physical fitness and throwing velocity among elite and amateur male handball players." International Journal of Sports Medicine **26**(03): 225-232.
- Grange, C., M. Bougenot, A. Gros Lambert, N. Tordi and J. Rouillon (2002). "Perceived exertion and rehabilitation with wheelchair ergometer: comparison between patients with spinal cord injury and healthy subjects." Spinal Cord **40**(10): 513-518.

Haddad, M., G. Stylianides, L. Djaoui, A. Dellal and K. Chamari (2017). "Session-RPE Method for Training Load Monitoring: Validity, Ecological Usefulness, and Influencing Factors." Frontiers in Neuroscience **11**.

Harasin, D., D. Dizdar and G. Marković (2006). "High reliability of tests of maximum throwing performance." Journal of Human Movement Studies **51**(1): 63-76.

Harris, C., A. P. Wattles, M. DeBeliso, P. G. Sevens-Adams, J. M. Berning and K. J. Adams (2011). "The seated medicine ball throw as a test of upper body power in older adults." The Journal of Strength & Conditioning Research **25**(8): 2344-2348.

Harris, D. M., S. Foulds and C. Latella (2019). "Evidence-Based Training Recommendations for the Elite Judoka." Strength & Conditioning Journal **41**(2): 108-118.

Haun, C. (2015). "An Investigation of the Relationship Between a Static Jump Protocol and Squat Strength: A Potential Protocol for Collegiate Strength and Explosive Athlete Monitoring."

Hazard, R., V. Reeves, J. Fenwick, B. Fleming and M. Pope (1993). "Test-retest variation in lifting capacity and indices of subject effort." Clinical Biomechanics **8**(1): 20-24.

Helms, E. R., R. K. Byrnes, D. M. Cooke, M. H. Haischer, J. P. Carzoli, T. K. Johnson, M. R. Cross, J. B. Cronin, A. G. Storey and M. C. Zourdos (2018). "RPE vs. percentage 1RM loading in periodized programs matched for sets and repetitions." Frontiers in Physiology **9**.

Helms, E. R., A. Storey, M. R. Cross, S. R. Brown, S. Lenetsky, H. Ramsay, C. Dillen and M. C. Zourdos (2017). "RPE and Velocity Relationships for the Back Squat, Bench Press, and Deadlift in Powerlifters." The Journal of Strength & Conditioning Research **31**(2): 292-297.

Henriksson, J., H. Knuttgen and F. Bonde-Petersen (1972). "Perceived exertion during exercise with concentric and eccentric muscle contractions." Ergonomics **15**(5): 537.

Hill, A. V. (1938). "The heat of shortening and the dynamic constants of muscle." Proceedings of the Royal Society of London. Series B-Biological Sciences **126**(843): 136-195.

Horstman, D. H., W. P. Morgan, A. Cymerman and J. Stokes (1979). "Perception of effort during constant work to self-imposed exhaustion." Perceptual Motor Skills **48**(3_suppl): 1111-1126.

Huijing, P. A. (1985). "Architecture of the human gastrocnemius muscle and some functional consequences." Cells Tissues Organs **123**(2): 101-107.

Hulsey, C. R., D. T. Soto, A. J. Koch and J. L. Mayhew (2012). "Comparison of kettlebell swings and treadmill running at equivalent rating of perceived exertion values." The Journal of Strength & Conditioning Research **26**(5): 1203-1207.

Hunter, J. P. and R. N. Marshall (2002). "Effects of power and flexibility training on vertical jump technique." Medicine & Science in Sports & Exercise **34**(3): 478-486.

Ignjatovic, A. M., Z. M. Markovic and D. S. Radovanovic (2012). "Effects of 12-week medicine ball training on muscle strength and power in young female handball players." The Journal of Strength & Conditioning Research **26**(8): 2166-2173.

Jackson, A. and R. Dishman (2000). "Perceived submaximal force production in young adult males and females." Medicine and Science in Sports and Exercise **32**(2): 448.

Janicijevic, D., A. García-Ramos, O. M. Knezevic and D. M. Mirkov (2019). "Feasibility of the two-point method for assessing the force-velocity relationship during lower-body and upper-body isokinetic tests." Journal of Sports Sciences **37**(20): 2396-2402.

Janicijevic, D., O. M. Knezevic, D. M. Mirkov, A. Pérez-Castilla, M. Petrovic, P. Samozino and A. Garcia-Ramos (2019). "Assessment of the force-velocity relationship during vertical jumps: influence of the starting position, analysis procedures and number of loads." European Journal of Sport Science: 1-10.

Janicijevic, D., O. M. Knezevic, D. M. Mirkov, A. Pérez-Castilla, M. Petrovic, P. Samozino and A. Garcia-Ramos (2020). "Assessment of the force-velocity relationship during vertical jumps: influence of the starting position, analysis procedures and number of loads." European Journal of Sport Science **20**(5): 614-623.

Jaric, S. (2015). "Force-velocity Relationship of Muscles Performing Multi-joint Maximum Performance Tasks." International Journal of Sports Medicine **36**(9): 699-704.

Jaric, S. (2016). "Two-load method for distinguishing between muscle force, velocity, and power-producing capacities." Sports Medicine **46**(11): 1585-1589.

Jarić, S. (1997). Biomehanika: humane lokomocije sa biomehanikom sporta, Dosije.

Jimenez-Reyes, P., P. Samozino, F. Pareja-Blanco, F. Conceicao, V. Cuadrado-Penafiel, J. J. Gonzalez-Badillo and J. B. Morin (2017). "Validity of a Simple Method for Measuring Force-Velocity-Power Profile in Countermovement Jump." International Journal of Sports Physiology & Performance **12**(1): 36-43.

Joseph, T., B. Johnson, R. A. Battista, G. Wright, C. Dodge, J. P. Porcari, J. J. De Koning and C. Foster (2008). "Perception of fatigue during simulated competition." Journal of Medicine Science in Sports Exercise **40**(2): 381-386.

Jürimäe, T., J. A. Perez-Turpin, J. M. Cortell-Tormo, I. J. Chinchilla-Mira, R. Cejuela-Anta, J. Mäestu, P. Purge and J. Jürimäe (2010). "Relationship between rowing ergometer performance and physiological responses to upper and lower body exercises in rowers." Journal of Science and Medicine in Sport **13**(4): 434-437.

Kawamori, N., S. J. Rossi, B. D. Justice, E. E. Haff, E. E. Pistilli, H. S. O'BRYANT, M. H. Stone and G. G. Haff (2006). "Peak force and rate of force development during isometric and dynamic mid-thigh clean pulls performed at various intensities." The Journal of Strength & Conditioning Research **20**(3): 483-491.

Khan, S. I., C. J. McNeil, S. C. Gandevia and J. L. Taylor (2011). "Effect of experimental muscle pain on maximal voluntary activation of human biceps brachii muscle." Journal of Applied Physiology **111**(3): 743-750.

Knudson, D. V. (2007). Fundamentals of Biomechanics, Springer.

Kolkhorst, F. W., S. W. Mittelstadt and F. A. Dolgener (1996). "Perceived exertion and blood lactate concentration during graded treadmill running." European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology **72**(3): 272-277.

Komi, P. (1986). "Training of muscle strength and power: interaction of neuromotoric, hypertrophic, and mechanical factors." International Journal of Sports Medicine **7**(S 1): S10-S15.

Kroemer, K. E. (1970). "Human strength: terminology, measurement, and interpretation of data." Human Factors **12**(3): 297-313.

Kukolj, M. (2006). Antropomotorika, Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja Univerziteta.

Kumar, S. and M. Simmonds (1994). "The accuracy of magnitude production of submaximal precision and power grips and gross motor efforts." Ergonomics **37**(8): 1345.

Kunz, H. (1974). Effects of ball mass and movement pattern on release velocity in throwing. Biomechanics IV, Springer: 163-168.

Kuppuswamy, A., E. V. Clark, I. F. Turner, J. C. Rothwell and N. S. Ward (2014). "Post-stroke fatigue: a deficit in corticomotor excitability?" Brain **138**(1): 136-148.

Lagally, K. M., K. I. Gallagher, R. J. Robertson, R. Gearhart and F. L. Goss (2002). "Ratings of perceived exertion during low-and high-intensity resistance exercise by young adults." Perceptual Motor Skills **94**(3): 723-731.

Lagally, K. M., K. I. Gallagher, R. J. Robertson, R. Gearhart and F. L. Goss (2002). "Ratings of perceived exertion during low-and high-intensity resistance exercise by young adults." Perceptual and Motor Skills **94**(3): 723-731.

Lagally, K. M., S. T. McCaw, G. T. Young, H. C. Medema and D. Q. Thomas (2004). "Ratings of perceived exertion and muscle activity during the bench press exercise in recreational and novice lifters." The Journal of Strength & Conditioning Research **18**(2): 359-364.

Latash, M. L. (2012). "The bliss (not the problem) of motor abundance (not redundancy)." Experimental Brain Research **217**(1): 1-5.

Latash, M. L. and X. Huang (2015). "Neural control of movement stability: Lessons from studies of neurological patients." Neuroscience **301**: 39-48.

Latash, M. L., J. P. Scholz and G. Schöner (2007). "Toward a new theory of motor synergies." Motor Control **11**(3): 276-308.

Lees, A., J. Vanrenterghem and D. De Clercq (2004). "The maximal and submaximal vertical jump: implications for strength and conditioning." The Journal of Strength & Conditioning Research **18**(4): 787-791.

Leontijevic, B., N. Pazin, P. R. Bozic, M. Kukolj, D. Ugarkovic and S. Jaric (2012). "Effects of loading on maximum vertical jumps: Selective effects of weight and inertia." Journal of Electromyography and Kinesiology **22**(2): 286-293.

Leontijevic, B., N. Pazin, M. Kukolj, D. Ugarkovic and S. Jaric (2013). "Selective effects of weight and inertia on maximum lifting." International Journal of Sports Medicine **34**(03): 232-238.

Lieber, R. L. (2002). Skeletal muscle structure, function, and plasticity, Lippincott Williams & Wilkins.

Lieber, R. L., T. J. Roberts, S. S. Blemker, S. S. Lee and W. Herzog (2017). "Skeletal muscle mechanics, energetics and plasticity." Journal of Neuroengineering and Rehabilitation **14**(1): 1-16.

Lind, A. R. and J. S. Petrofsky (1978). "Isometric tension from rotary stimulation of fast and slow cat muscles." Muscle Nerve **1**(3): 213-218.

Loturco, I., G. G. Artioli, R. Kobal, S. Gil and E. Franchini (2014). "Predicting punching acceleration from selected strength and power variables in elite karate athletes: a multiple regression analysis." The Journal of Strength & Conditioning Research **28**(7): 1826-1832.

- Loturco, I., R. A. D'Angelo, V. Fernandes, S. Gil, R. Kobal, C. C. C. Abad, K. Kitamura and F. Y. Nakamura (2015). "Relationship between sprint ability and loaded/unloaded jump tests in elite sprinters." The Journal of Strength & Conditioning Research **29**(3): 758-764.
- Loturco, I., F. Y. Nakamura, G. G. Artioli, R. Kobal, K. Kitamura, C. C. C. Abad, I. F. Cruz, F. Romano, L. A. Pereira and E. Franchini (2016). "Strength and power qualities are highly associated with punching impact in elite amateur boxers." The Journal of Strength & Conditioning Research **30**(1): 109-116.
- Luu, B. L., B. L. Day, J. D. Cole and R. C. Fitzpatrick (2011). "The fusimotor and reafferent origin of the sense of force and weight." The Journal of Physiology **589**(13): 3135-3147.
- Macdonald, J. H., L. Fearn, M. Jibani and S. M. Marcora (2012). "Exertional fatigue in patients with CKD." American Journal of Kidney Diseases **60**(6): 930-939.
- MacIntosh, B. and R. Holash (2000). "Power Output and Force-Velocity Properties." Biomechanics and Biology of Movement: 193.
- Mandic, R., S. Jakovljevic and S. Jaric (2015). "Effects of countermovement depth on kinematic and kinetic patterns of maximum vertical jumps." Journal of Electromyography and Kinesiology **25**(2): 265-272.
- Mandic, R., O. M. Knezevic, D. M. Mirkov and S. Jaric (2016). "Control strategy of maximum vertical jumps: The preferred countermovement depth may not be fully optimized for jump height." Journal of Human Kinetics **52**: 85-94.
- Marcora, S. (2009). "Perception of effort during exercise is independent of afferent feedback from skeletal muscles, heart, and lungs." Journal of Applied Physiology **106**(6): 2060-2062.
- Marcora, S. M. (2011). "Role of feedback from Group III and IV muscle afferents in perception of effort, muscle pain, and discomfort." Journal of Applied Physiology **110**(5): 1499-1499.
- Marcora, S. M. and W. Staiano (2010). "The limit to exercise tolerance in humans: mind over muscle?" European Journal of Applied Physiology **109**(4): 763-770.
- Markovic, G., D. Dizdar, I. Jukic and M. Cardinale (2004). "Reliability and factorial validity of squat and countermovement jump tests." J Strength Cond Res **18**(3): 551-555.
- Markovic, G., D. Dizdar, I. Jukic and M. Cardinale (2004). "Reliability and factorial validity of squat and countermovement jump tests." The Journal of Strength & Conditioning Research **18**(3): 551-555.
- Markovic, G. and S. Jaric (2007). "Is vertical jump height a body size-independent measure of muscle power?" Journal of Sports Science **25**(12): 1355-1363.
- Markovic, G. and S. Jaric (2007). "Positive and negative loading and mechanical output in maximum vertical jumping." Medicine & Science in Sports & Exercise **39**(10): 1757-1764.
- Markovic, G., S. Vuk and S. Jaric (2011). "Effects of jump training with negative versus positive loading on jumping mechanics." International Journal of Sports Medicine **32**(05): 365-372.
- Markovic, S., D. M. Mirkov, O. M. Knezevic and S. Jaric (2013). "Jump training with different loads: effects on jumping performance and power output." European Journal of Applied Physiology **113**(10): 2511-2521.

- Marovic, I., D. Janicijevic, O. M. Knežević, A. Garcia-Ramos, G. Prebeg and D. M. Mirkov (2022). "Potential use of the medicine ball throw test to reveal the upper-body maximal capacities to produce force, velocity, and power." Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology: 17543371221113127.
- Marques, M. C., S. M. Liberal, A. M. Costa, R. van den Tillaar, L. Sánchez-Medina, J. C. Martins and D. A. Marinho (2012). "Effects of two different training programs with same workload on throwing velocity by experienced water polo players." Perceptual and Motor Skills **115**(3): 895-902.
- Marques, M. C., D. A. Marinho and R. van den Tillaar (2010). "A load-velocity relationship for men and women in overhead throwing performance." Journal of Sports Science & Medicine **9**(3): 524-526.
- Marques, M. C., R. Van Den Tillaar, J. D. Vescovi and J. J. González-Badillo (2007). "Relationship between throwing velocity, muscle power, and bar velocity during bench press in elite handball players." International Journal of Sports Physiology and Performance **2**(4): 414-422.
- Martin, K., K. G. Thompson, R. Keegan, N. Ball and B. Rattray (2015). "Mental fatigue does not affect maximal anaerobic exercise performance." European Journal of Applied Physiology **115**(4): 715-725.
- Maughan, R., J. Watson and J. Weir (1984). "Muscle strength and cross-sectional area in man: a comparison of strength-trained and untrained subjects." British Journal of Sports Medicine **18**(3): 149-157.
- McCormick, A., C. Meijen and S. Marcora (2015). "Psychological determinants of whole-body endurance performance." Sports Medicine **45**(7): 997-1015.
- McNair, P., J. Depledge, M. Brett Kelly and S. Stanley (1996). "Verbal Encouragement: Effects on Maximum Effort Voluntary Muscle Actions." British Journal of Sports Medicine **30**(3): 243.
- McNair, P. J., J. Depledge, M. Brett Kelly and S. Stanley, N. (1996). "Verbal encouragement: effects on maximum effort voluntary muscle action." British Journal of Sports Medicine **30**(3): 243-245.
- Melugin, H. P., D. R. Larson, G. S. Fleisig, S. Conte, S. A. Fealy, J. S. Dines, J. D'Angelo and C. L. Camp (2019). "Baseball pitchers' perceived effort does not match actual measured effort during a structured long-toss throwing program." The American Journal of Sports Medicine **47**(8): 1949-1954.
- Miall, R. C. and D. M. Wolpert (1996). "Forward models for physiological motor control." Neural Networks **9**(8): 1265-1279.
- Mirkov, D. M., A. Nedeljkovic, S. Milanovic and S. Jaric (2004). "Muscle strength testing: evaluation of tests of explosive force production." European Journal of Applied Physiology **91**(2-3): 147-154.
- Monjo, F., J. Shemmell and N. Forestier (2018). "The sensory origin of the sense of effort is context-dependent." Experimental Brain Research **236**(7): 1997-2008.
- Morishita, S., A. Tsubaki, M. Nakamura, S. Nashimoto, J. B. Fu and H. J. E. r. o. c. t. Onishi (2019). "Rating of perceived exertion on resistance training in elderly subjects." Expert Review of Cardiovascular Therapy **17**(2): 135-142.
- Morrow Jr, J., J. Disch, P. Ward, T. Donovan 3rd, F. Katch, V. Katch, A. Weltman and T. Telhez (1982). "Anthropometric, strength, and performance characteristics of American world class throwers." The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness **22**(1): 73-79.

Morsella, E. (2005). "The function of phenomenal states: supramodular interaction theory." Psychological Review **112**(4): 1000.

Muhl, Z. F. (1982). "Active length-tension relation and the effect of muscle pinnation on fiber lengthening." Journal of Morphology **173**(3): 285-292.

Muñoz-López, M., D. Marchante, M. A. Cano-Ruiz, J. L. Chicharro and C. Balsalobre-Fernández (2017). "Load-, force-, and power-velocity relationships in the prone pull-up exercise." International Journal of Sports Physiology and Performance **12**(9): 1249-1255.

Murphy, A. J. and G. J. Wilson (1996). "Poor correlations between isometric tests and dynamic performance: relationship to muscle activation." European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology **73**(3): 353-357.

Myer, G. D., A. M. Kushner, J. L. Brent, B. J. Schoenfeld, J. Hugentobler, R. S. Lloyd, A. Vermeil, D. A. Chu, J. Harbin and S. M. McGill (2014). "The back squat: A proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance." Strength and Conditioning Journal **36**(6): 4.

Nedeljković, A. (2016). Relacija sila-brzina u složenim pokretima: nova metoda u testiranju mišićne sile, snage i brzine, Univerzitet u Beogradu, Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja.

Negrete, R. J., W. J. Hanney, M. J. Kolber, G. J. Davies, M. K. Ansley, A. B. McBride and A. L. Overstreet (2010). "Reliability, minimal detectable change, and normative values for tests of upper extremity function and power." The Journal of Strength & Conditioning Research **24**(12): 3318-3325.

Neptune, R. and S. Kautz (2001). "Muscle activation and deactivation dynamics: the governing properties in fast cyclical human movement performance?" Exercise Sport Sciences Reviews **29**(2): 76-81.

Newton, R. U., W. J. Kraemer, K. Häkkinen, B. J. Humphries and A. J. Murphy (1996). "Kinematics, kinetics, and muscle activation during explosive upper body movements." Journal of Applied Biomechanics **12**(1): 31-43.

Nimphius, S., M. R. Mcguigan and R. U. Newton (2010). "Relationship between strength, power, speed, and change of direction performance of female softball players." The Journal of Strength & Conditioning Research **24**(4): 885-895.

O'Connor, P., M. Poudevigne and J. Pasley (2002). "Perceived exertion responses to novel elbow flexor eccentric action in women and men." Medicine and Science in Sports and Exercise **34**(5): 862.

O'Shea, P. (1987). "APPLIED SPORT SCIENCE: Interval weight training—A scientific approach to cross-training for athletic strength fitness." Strength & Conditioning Journal **9**(2): 53-57.

O'Reilly, S. C., A. Jones, K. R. Muir and M. Doherty (1998). "Quadriceps weakness in knee osteoarthritis: the effect on pain and disability." Annals of the Rheumatic Diseases **57**(10): 588-594.

Oliver, J., N. Armstrong and C. Williams (2008). "Changes in jump performance and muscle activity following soccer-specific exercise." Journal of Sports Sciences **26**(2): 141-148.

Olstad, B. H., J. R. Vaz, C. Zinner, J. M. Cabri and P.-L. Kjendlie (2017). "Muscle coordination, activation and kinematics of world-class and elite breaststroke swimmers during submaximal and maximal efforts." Journal of Sports Sciences **35**(11): 1107-1117.

Pageaux, B. (2016). "Perception of effort in exercise science: definition, measurement and perspectives." European Journal of Sport Science **16**(8): 885-894.

Pageaux, B., S. M. Marcora, V. Rozand and R. Lepers (2015). "Mental fatigue induced by prolonged self-regulation does not exacerbate central fatigue during subsequent whole-body endurance exercise." Frontiers in Human Neuroscience **9**: 67.

Parfitt, G., H. Evans and R. Eston (2012). "Perceptually regulated training at RPE13 is pleasant and improves physical health." Journal Medicine Science in Sports Exercise **44**(8): 1613-1618.

Pazin, N., P. Bozic, B. Bobana, A. Nedeljkovic and S. Jaric (2011). "Optimum loading for maximizing muscle power output: the effect of training history." European Journal of Applied Physiology **111**(9): 2123-2130.

Pažin, N. R. (2013). Ispoljavanje i procena maksimalne snage mišića u odnosu na karakteristike spoljašnjeg opterećenja i utreniranost, Univerzitet u Beogradu, Fakultet Sporta i Fizičkog Vaspitanja.

Peñailillo, L., K. Mackay and C. R. Abbiss (2018). "Rating of perceived exertion during concentric and eccentric cycling: are we measuring effort or exertion?" International Journal of Sports Physiology and Performance **13**(4): 517-523.

Pereira, G., R. Correia, C. Ugrinowitsch, F. Nakamura, A. Rodacki, N. Fowler and E. Kokubun (2011). "The rating of perceived exertion predicts intermittent vertical jump demand and performance." Journal of Sports Sciences **29**(9): 927-932.

Pereira, G., D. M. d. Souza, F. F. Reichert and B. P. C. Smirmaul (2014). "Evolution of perceived exertion concepts and mechanisms: a literature review." Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano **16**(5): 579-587.

Pérez-Castilla, A., I. Jukic and A. García-Ramos (2021). "Validation of a novel method to assess maximal neuromuscular capacities through the load-velocity relationship." Journal of Biomechanics **127**: 110684.

Petrovic, M. R., A. García-Ramos, D. N. Janicijevic, A. Pérez-Castilla, O. M. Knezevic and D. M. Mirkov (2020). "The novel single-stroke kayak test: Can it discriminate between 200-m and longer-distance (500-and 1000-m) specialists in canoe sprint?" International Journal of Sports Physiology & Performance **16**(2): 208-215.

Pierce, J. D., K. A. Reinbold, B. C. Lyngard, R. J. Goldman and C. M. Pastore (2006). "Direct measurement of punch force during six professional boxing matches." Journal of Quantitative Analysis in Sports **2**(2): 1-19.

Pincivero, D., A. Coelho and W. Erikson (2000). "Perceived exertion during isometric quadriceps contraction: a comparison between men and women." Journal of Sports Medicine in Physical Fitness **40**(4): 319.

Pincivero, D., S. Lephart, N. Moyna, R. Karunakara and R. Robertson (1999). "Neuromuscular activation and RPE in the quadriceps at low and high isometric intensities." Electromyography and Clinical Neurophysiology **39**: 43-48.

Pincivero, D. M., R. M. Campy and A. J. Coelho (2003). "Knee flexor torque and perceived exertion: a gender and reliability analysis." Medicine and Science in Sports and Exercise **35**(10): 1720-1726.

Pincivero, D. M., A. J. Coelho, R. M. Campy, Y. Salfetnikov and A. Bright (2001). "The effects of voluntary contraction intensity and gender on perceived exertion during isokinetic quadriceps exercise." European Journal of Applied Physiology **84**(3): 221-226.

Pollak, K. A., J. D. Swenson, T. A. Vanhaisma, R. W. Hughen, D. Jo, K. C. Light, P. Schweinhardt, M. Amann and A. R. Light (2014). "Exogenously applied muscle metabolites synergistically evoke sensations of muscle fatigue and pain in human subjects." Experimental Physiology **99**(2): 368-380.

Preston, J. and D. M. Wegner (2009). "Elbow grease: when action feels like work." Oxford Handbook of Human Action: 569-586.

Prilutsky, B. I. and V. M. Zatsiorsky (2002). "Optimization-based models of muscle coordination." Exercise and Sport Sciences Reviews **30**(1): 32.

Prilutsky, B. I. (2000). "Coordination of two- and one-joint muscles: functional consequences and implications for motor control." Motor Control **4**(1): 1-44.

Proske, U. and T. Allen (2019). "The neural basis of the senses of effort, force and heaviness." Experimental Brain Research **237**(3): 589-599.

Proske, U. and S. C. Gandevia (2012). "The proprioceptive senses: their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force." Physiological Reviews **92**(4): 1651-1697.

Ravier, G., F. Grappe and J. Rouillon (2004). "Application of force-velocity cycle ergometer test and vertical jump tests in the functional assessment of karate competitor." Journal of Sports Medicine Physic Fitness **44**(4): 349-355.

Redler, L. H., J. P. Watling, E. R. Dennis, E. Swart and C. S. Ahmad (2016). "Reliability of a field-based drop vertical jump screening test for ACL injury risk assessment." The Physician Sports Medicine **44**(1): 46-52.

Robinson, M. E. and E. A. Dannecker (2004). "Critical issues in the use of muscle testing for the determination of sincerity of effort." Clinical Journal of Pain **20**(6): 392-398.

Rodríguez-Rosell, D., R. Mora-Custodio, F. Franco-Márquez, J. M. Yáñez-García and J. J. González-Badillo (2017). "Traditional vs. sport-specific vertical jump tests: reliability, validity, and relationship with the legs strength and sprint performance in adult and teen soccer and basketball players." The Journal of Strength & Conditioning Research **31**(1): 196-206.

Ross, H. E. and K. Bischof (1981). "Wundt's views on sensations of innervation: a reevaluation." Perception **10**(3): 319-329.

Runge, M., J. Rittweger, C. R. Russo, H. Schiessl and D. Felsenberg (2004). "Is muscle power output a key factor in the age-related decline in physical performance? A comparison of muscle cross section, chair-rising test and jumping power." Clin Physiol Funct Imaging **24**(6): 335-340.

Sahaly, R., H. Vandewalle, T. Driss and H. Monod (2001). "Maximal voluntary force and rate of force development in humans—importance of instruction." European Journal of Applied Physiology **85**(3): 345-350.

Salles, A. S., V. Baltzopoulos and J. Rittweger (2011). "Differential effects of countermovement magnitude and volitional effort on vertical jumping." European Journal of Applied Physiology **111**(3): 441-448.

Salles, A. S., V. Baltzopoulos and J. Rittweger (2011). "Differential effects of countermovement magnitude and volitional effort on vertical jumping." Eur J Appl Physiol **111**(3): 441-448.

Samozino, P., E. Rejc, P. E. Di Prampero, A. Belli and J.-B. Morin (2012). "Optimal force-velocity profile in ballistic movements—Altius." Medicine & Science in Sports & Exercise **44**(2): 313-322.

Sayers, M. G. and S. Bishop (2017). "Reliability of a new medicine ball throw power test." Journal of Applied Biomechanics **33**(4): 311-315.

Seitz, L. B., A. Reyes, T. T. Tran, E. S. de Villarreal and G. G. Haff (2014). "Increases in lower-body strength transfer positively to sprint performance: a systematic review with meta-analysis." Sports Medicine **44**(12): 1693-1702.

Sheppard, J. M., T. L. Doyle and K. Taylor (2008). "A methodological and performance comparison of free weight and smith-machine jump squats." Journal of Australian Strength & Conditioning **16**: 5-9.

Shimano, T., W. J. Kraemer, B. A. Spiering, J. S. Volek, D. L. Hatfield, R. Silvestre, J. L. Vingren, M. S. Fragala, C. M. Maresh and S. J. Fleck (2006). "Relationship between the number of repetitions and selected percentages of one repetition maximum in free weight exercises in trained and untrained men." The Journal of Strength & Conditioning Research **20**(4): 819-823.

Simim, M. A., P. S. Bradley, B. V. da Silva, E. L. Mendes, M. T. de Mello, M. Marocolo and G. R. da Mota (2017). "The quantification of game-induced muscle fatigue in amputee soccer players." The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness **57**(6): 766-772.

Sleivert, G. G., D. W. Esliger and P. J. Bourque (2002). "The neuromechanical effects of varying relative load in a maximal squat jump." Medicine Science in Sports & Exercise Sport Sciences Reviews **34**(5): S125.

Słomka, K. J., S. Jaric, G. Sobota, R. Litkowycz, T. Skowronek, M. Rzepko and G. Juras (2019). "Effects of Reduced Effort on Mechanical Output Obtained From Maximum Vertical Jumps." Motor Control **23**(2): 205-215.

Smirmaul, B. d. P. C. (2012). "Sense of effort and other unpleasant sensations during exercise: clarifying concepts and mechanisms." British Journal of Sports Medicine **46**(5): 308-311.

Soriano, M. A., P. Jiménez-Reyes, M. R. Rhea and P. J. Marín (2015). "The optimal load for maximal power production during lower-body resistance exercises: a meta-analysis." Sports Medicine **45**(8): 1191-1205.

Spector, S. A., P. F. Gardiner, R. F. Zernicke, R. R. Roy and V. R. Edgerton (1980). "Muscle architecture and force-velocity characteristics of cat soleus and medial gastrocnemius: implications for motor control." Journal of Neurophysiology **44**(5): 951-960.

Sperry, R. W. (1950). "Neural basis of the spontaneous optokinetic response produced by visual inversion." Journal of Comparative and Physiological Psychology **43**(6).

Spiteri, T., S. Nimphius, N. H. Hart, C. Specos, J. M. Sheppard and R. U. Newton (2014). "Contribution of strength characteristics to change of direction and agility performance in female basketball athletes." The Journal of Strength & Conditioning Research **28**(9): 2415-2423.

Sreckovic, S., I. Cuk, S. Djuric, A. Nedeljkovic, D. Mirkov and S. Jaric (2015). "Evaluation of force-velocity and power-velocity relationship of arm muscles." European Journal of Applied Physiology **115**(8): 1779-1787.

Stevens, J. C. and W. S. Cain (1970). "Effort in isometric muscular contractions related to force level and duration." Perception & Psychophysics **8**(4): 240-244.

Stevens, S. S. (1957). "On the psychophysical law." Psychological Review **64**(3): 153.

Stevenson, A. (2010). Oxford dictionary of English, Oxford University Press, USA.

- Stockbrugger, B. A. and R. G. Haennel (2001). "Validity and reliability of a medicine ball explosive power test." The Journal of Strength & Conditioning Research **15**(4): 431-438.
- Stone, M. H., H. S. O'Bryant, L. McCoy, R. Coglianese, M. Lehmkuhl and B. Schilling (2003). "Power and maximum strength relationships during performance of dynamic and static weighted jumps." Journal of Strength & Conditioning Research **17**(1): 140-147.
- Suchomel, T. J., S. Nimphius and M. H. Stone (2016). "The importance of muscular strength in athletic performance." Sports Medicine **46**(10): 1419-1449.
- Suminski, R. R., R. J. Robertson, S. Arslanian, J. Kang, A. C. Utter, S. G. DaSilva, F. L. Goss and K. F. Metz (1997). "Perception of effort during resistance exercise." The Journal of Strength & Conditioning Research **11**(4): 261-265.
- Szymanski, D. J. (2012). "Effects of various resistance training methods on overhand throwing power athletes: A brief review." Strength & Conditioning Journal **34**(6): 61-74.
- Taylor-Piliae, R. E., L. C. Norton, W. L. Haskell, M. H. Mahbouda, J. M. Fair, C. Iribarren, M. A. Hlatky, A. S. Go and S. P. Fortmann (2006). "Validation of a new brief physical activity survey among men and women aged 60-69 years." American Journal of Epidemiology **164**(6): 598-606.
- Thickbroom, G. W., P. Sacco, A. G. Kermode, S. A. Archer, M. L. Byrnes, A. Guilfoyle and F. L. Mastaglia (2006). "Central motor drive and perception of effort during fatigue in multiple sclerosis." Journal of Neurology **253**(8): 1048-1053.
- Tiggemann, C. L., A. L. Korzenowski, M. A. Brentano, M. P. Tartaruga, C. L. Alberton and L. F. Kruel (2010). "Perceived exertion in different strength exercise loads in sedentary, active, and trained adults." The Journal of Strength & Conditioning Research **24**(8): 2032-2041.
- Tomporowski, P. D. (2001). "Men's and women's perceptions of effort during progressive-resistance strength training." Perceptual Motor Skills **92**(2): 368-372.
- Torres, R., J. Vasques, J. Duarte and J. Cabri (2010). "Knee proprioception after exercise-induced muscle damage." International Journal of Sports Medicine **31**(06): 410-415.
- Toyoshima, S. and M. Miyashita (1973). "Force-velocity relation in throwing." Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation **44**(1): 86-95.
- Triano, J. J., J. Scaringe, J. Bougie and C. Rogers (2006). "Effects of visual feedback on manipulation performance and patient ratings." Journal of Manipulative Physiological Therapeutics **29**(5): 378-385.
- Tripp, B. L., L. Boswell, B. M. Gansneder and S. J. Shultz (2004). "Functional fatigue decreases 3-dimensional multijoint position reproduction acuity in the overhead-throwing athlete." Journal of Athletic Training **39**(4): 316.
- Turpin, N. A., A. Guével, S. Durand and F. Hug (2011). "Effect of power output on muscle coordination during rowing." European Journal of Applied Physiology **111**(12): 3017-3029.
- Utter, A. C., R. J. Robertson, J. M. Green, R. R. Suminski, S. R. McAnulty and D. C. Nieman (2004). "Validation of the Adult OMNI Scale of perceived exertion for walking/running exercise." Journal of Medicine Science in Sports and Exercise **36**(10): 1776-1780.

- Utter, A. C., R. J. Robertson, D. C. Nieman and J. Kang (2002). "Children's OMNI Scale of Perceived Exertion: walking/running evaluation." Journal of Medicine Science in Sports Exercise **34**(1): 139-144.
- Van Cutsem, M., J. Duchateau and K. Hainaut (1998). "Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans." The Journal of Physiology **513 (Pt 1)**(Pt 1): 295-305.
- Van den Tillaar, R. and M. C. Marques (2013). "Reliability of seated and standing throwing velocity using differently weighted medicine balls." The Journal of Strength & Conditioning Research **27**(5): 1234-1238.
- Van Hooren, B. and J. Zolotarjova (2017). "The difference between countermovement and squat jump performances: a review of underlying mechanisms with practical applications." The Journal of Strength and Conditioning Research **31**(7): 2011-2020.
- van Zandwijk, J., M. Bobbert, M. Munneke and P. Pas (2000). "Control of maximal and submaximal vertical jumps." Medicine and Science in Sports and Exercise **32**(2): 477.
- Vandewalle, H., G. Peres, J. Heller, J. Panel and H. Monod (1987). "Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer." European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology **56**(6): 650-656.
- Vanrenterghem, J., A. Lees, M. Lenoir, P. Aerts and D. De Clercq (2004). "Performing the vertical jump: movement adaptations for submaximal jumping." Human movement science **22**(6): 713-727.
- Veliz, R. R., B. Requena, L. Suarez-Arrones, R. U. Newton and E. S. De Villarreal (2014). "Effects of 18-week in-season heavy-resistance and power training on throwing velocity, strength, jumping, and maximal sprint swim performance of elite male water polo players." The Journal of Strength & Conditioning Research **28**(4): 1007-1014.
- Viitasalo, J. T. (1988). "Evaluation of explosive strength for young and adult athletes." Research Quarterly for Exercise and Sport **59**(1): 9-13.
- Wagner, M. (1989). "Fantasies in psychophysical scaling: Do category estimates reflect the true psychophysical scale?" Behavioral and Brain Sciences **12**(2): 294-295.
- Walilko, T., D. C. Viano and C. A. Bir (2005). "Biomechanics of the head for Olympic boxer punches to the face." British Journal of Sports Medicine **39**(10): 710-719.
- Welsh, T., J. Alemany, S. Montain, P. Frykman, A. Tuckow, A. Young and B. Nindl (2008). "Effects of intensified military field training on jumping performance." International Journal of Sports Medicine **29**(01): 45-52.
- Wiles, J., S. Bird, J. Hopkins and M. Riley (1992). "Effect of caffeinated coffee on running speed, respiratory factors, blood lactate and perceived exertion during 1500-m treadmill running." British Journal of Sports Medicine **26**(2): 116-120.
- Wilkie, D. (1949). "The relation between force and velocity in human muscle." The Journal of Physiology **110**(3-4): 249.
- Wilson, G. J., R. U. Newton, A. J. Murphy and B. J. Humphries (1993). "The optimal training load for the development of dynamic athletic performance." Medicine and Science in Sports and Exercise **25**(11): 1279-1286.

Winter, J., T. J. Allen and U. J. T. J. o. p. Proske (2005). "Muscle spindle signals combine with the sense of effort to indicate limb position." *568*(3): 1035-1046.

Wolpert, D. M., S. J. Goodbody and M. Husain (1998). "Maintaining internal representations: the role of the human superior parietal lobe." *Nature Neuroscience* *1*(6): 529.

Wright, R. A. (2008). "Refining the prediction of effort: Brehm's distinction between potential motivation and motivation intensity." *Social and Personality Psychology Compass* *2*(2): 682-701.

Wyss, T., B. Marti, S. Rossi, U. Kohler and U. Mader (2007). "Assembling and verification of a fitness test battery for the recruitment of the Swiss Army and nation-wide use." *Schweizerische Zeitschrift fur Sportmedizin und Sporttraumatologie* *55*(4): 126.

Yamauchi, J. and N. Ishii (2007). "Relations between force-velocity characteristics of the knee-hip extension movement and vertical jump performance." *The Journal of Strength & Conditioning Research* *21*(3): 703-709.

Yamauchi, J., C. Mishima, S. Nakayama and N. Ishii (2009). "Force-velocity, force-power relationships of bilateral and unilateral leg multi-joint movements in young and elderly women." *Journal of Biomechanics* *42*(13): 2151-2157.

Young, W. B. (2006). "Transfer of strength and power training to sports performance." *International Journal of Sports Physiology* *1*(2): 74-83.

Zaras, N., A.-N. Stasinaki, G. Arnaoutis and G. Terzis (2016). "Predicting throwing performance with field tests." *New Studies in Athletics* *31*: 9-19.

Zatsiorsky, V. (2008). *Biomechanics in sport: performance enhancement and injury prevention*, John Wiley & Sons.

Zeni, A. I., M. D. Hoffman and P. S. Clifford (1996). "Relationships among heart rate, lactate concentration, and perceived effort for different types of rhythmic exercise in women." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* *77*(3): 237-241.

Zénon, A., M. Sidibé and E. Olivier (2015). "Disrupting the supplementary motor area makes physical effort appear less effortful." *Journal of Neuroscience* *35*(23): 8737-8744.

Zivkovic, M. Z., S. Djuric, I. Cuk, D. Suzovic and S. Jaric (2017). "A simple method for assessment of muscle force, velocity, and power producing capacities from functional movement tasks." *Journal of Sports Sciences* *35*(13): 1287-1293.

Zourdos, M. C., A. Klemp, C. Dolan, J. M. Quiles, K. A. Schau, E. Jo, E. Helms, B. Esgro, S. Duncan and S. G. Merino (2016). "Novel resistance training-specific rating of perceived exertion scale measuring repetitions in reserve." *The Journal of Strength & Conditioning Research* *30*(1): 267-275.

PRILOZI

Prilog 1: Kopija izjave o autorstvu

Изјава о ауторству

Име и презиме аутора Иван Маровић

Број индекса _____ 5001-2015 _____

Изјављујем

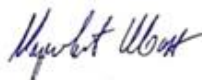
да је докторска дисертација под насловом

“Процена механичких карактеристика мишића руку и ногу при различитим нивоима напора”

- резултат сопственог истраживачког рада;
- да дисертација у целини ни у деловима није била предложена за стицање друге дипломе према студијским програмима других високошколских установа;
- да су резултати коректно наведени и
- да нисам кршио/ла ауторска права и користио/ла интелектуалну својину других лица.

Потпис аутора

У Београду, 10.10.2022.



Prilog 2: Kopija izjave o istovetnosti štampane i elektronske verzije doktorskog rada

Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора Иван Маровић

Број индекса 5001-2015

Студијски програм Експерименталне методе хумане локомоције

Наслов рада “Процена механичких карактеристика мишића
руку и ногу при различитим нивоима напора”

Ментор Др Горан Пребег


Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла ради похрањивања у **Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Београду**.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског назива доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада.

Ови лични подаци могу се објавити на мрежним страницама дигиталне библиотеке, у електронском каталогу и у публикацијама Универзитета у Београду.

Потпис аутора

У Београду, 10.10.2022.



Prilog 3: Kopija izjave o korišćenju**Изјава о коришћењу**

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом:

“Процена механичких карактеристика мишића руку и ногу при различитим нивоима напора”

која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију похрањену у Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Београду и доступну у отвореном приступу могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио/ла.

1. Ауторство (CC BY)
2. Ауторство – некомерцијално (CC BY-NC)
3. Ауторство – некомерцијално – без прерада (CC BY-NC-ND)
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима (CC BY-NC-SA)
5. Ауторство – без прерада (CC BY-ND)
6. Ауторство – делити под истим условима (CC BY-SA)

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци.
Кратак опис лиценци је саставни део ове изјаве).

Потпис аутора

У Београду, 10.10.2022.



Prilog 4: Kopija naslovne strane objavljenog rada

Potential use of the medicine ball throw test to reveal the upper-body maximal capacities to produce force, velocity and power

Journal:	<i>Part P: Journal of Sports Engineering and Technology</i>
Manuscript ID	JSET-21-0183.R3
Manuscript Type:	Original Article
Date Submitted by the Author:	17-Jun-2022
Complete List of Authors:	Marovic, Ivan; University of Belgrade Janicijevic, Danica; University of Belgrade, ; Knezevic , Olivera ; University of Belgrade Garcia-Ramos, Amador; University of Granada, Physical Education and Sport Prebeg, Goran; University of Belgrade Mirkov, Dragan; University of Belgrade
Keywords:	chest throw, force-velocity relationship, load-velocity relationship, reliability, two-point method, upper-body strength
Abstract:	<p>The aims of this study were (1) to evaluate the shape of the load-velocity (L-V) and force-velocity (F-V) relationships obtained during the medicine ball throw (MBT) test, (2) to explore the reliability of their parameters (L-V parameters: maximal load [L0], maximal velocity [V0(L-V)], slope of the L-V relationship [a(L-V)], and area under the L-V relationship line [Aline]; F-V parameters: maximal force [F0], maximal velocity [V0(F-V)], slope of the F-V relationship [a(F-V)], and maximal power [Pmax]), (3) to explore the concurrent validity of the two-point with respect to the multiple-point method, and (4) to evaluate the external validity of L0 and F0 with respect to the maximal strength.</p> <p>Twelve males performed MBTs against four loads, a bench press 1-repetition maximum (1RM), and maximal isometric medicine ball push. The L-V and F-V relationships were strongly linear (individual $r \geq 0.886$). V0 was the only variable that always showed an acceptable reliability ($CV \leq 3.4\%$). L0 and F0 presented trivial to moderate correlations with the bench press 1RM and maximal isometric medicine ball push performance. Therefore, the MBT test can be implemented to reveal the maximal velocity capacity of upper-body muscles, but not maximal force or power capacities due to their low reliability and external validity.</p>

Prilog 5: Kopija odobrenja Etičke komisije Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja Univerziteta u Beogradu za realizaciju predloženih eksperimenata

UNIVERZITET U BEOGRADU
FAKULTET SPORTA I FIZIČKOG VASPITANJA
ETIČKA KOMISIJA

УНИВЕРЗИТЕТ У БЕОГРАДУ
ФАКУЛТЕТ СПОРТА И ФИЗИЧКОГ ВАСПИТАЊА
02 Бр. 489/18-2
22-05-2018 20 год.
БЕОГРАД, Благоја Параскха 156

Predmet - Na zahtev zaveden pod brojem 02-879/18-1 od 08. 05. 2018. godine, koji je podneo Ivan Marović, Etička komisija Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja Univerziteta u Beogradu daje

S A G L A S N O S T

*Za realizaciju istraživanja u okviru izrade doktorske disertacije pod nazivom „Procena mehaničkih karakteristika mišića ruku i nogu u uslovima maksimalnog voljnog naprezanja i smanjenog napora “ (mentor docent dr Goran Prebeg). Istraživanje se realizuje u okviru projekta „Mišićni i neuralni faktori humane lokomocije i njihove adaptivne promene“ (broj IO175037, rukovodilac prof. dr Aleksandar Nedeljković) odobrenog i finansiranog od Ministarstva prosvete, nauke i tehnološkog razvoja Republike Srbije.

O b r a z l o ž e n j e

Na osnovu uvida u nacrt istraživanja pod nazivom „Procena mehaničkih karakteristika mišića ruku i nogu u uslovima maksimalnog voljnog naprezanja i smanjenog napora “ koji je priložen uz zahtev Etičkoj komisiji za dobijanje saglasnosti za realizaciju istraživanja u okviru izrade doktorske disertacije, Etička komisija Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja, Univerziteta u Beogradu, iznosi mišljenje da se, kako u konceptu tako i u planiranju realizacije istraživanja i primene dobijenih rezultata, polazilo od principa koji su u skladu sa etičkim standardima, čime se obezbeđuje zaštita ispitanika od mogućih povreda njihove psihosocijalne i fizičke dobrobiti.

U skladu sa iznetim mišljenjem Etička komisija Fakulteta daje saglasnost za realizaciju planiranog istraživanja pod nazivom „**Procena mehaničkih karakteristika mišića ruku i nogu u uslovima maksimalnog voljnog naprezanja i smanjenog napora** “

U Beogradu 17.05.2018.

Za Etičku komisiju

Članovi

1. red. prof. dr Dušanka Lazarević

2. red. prof. dr Dušan Ugarčević

3. red. prof. dr Vladimir Koprivica



Prilog 6: Kopija formulara za saglasnost ispitanika za učešće u eksperimentu u saglasnosti sa Helsinškom deklaracijom.

FORMULAR ZA SAGLASNOST SA EKSPERIMENTALNOM PROCEDUROM
Istraživački projekt: Procena neuromišićne funkcije

Istraživači: Ivan Marović, prof. dr Slobodan Jarić, dr Goran Prebeg, dr Olivera Knežević

IME ISPITANIKA: _____

1. NAMENA I OPIS ISTRAŽIVANJA

Poštovani, zamoljeni ste da učestvujete u istraživačkom projektu, Fakulteta za sport i fizičko vaspitanje, Univerziteta u Beogradu. Cilj projekta je unapređenje protokola dva standardizovana testa za procenu jačine, brzine i snage mišića, kao i uticaja subjektivnog proprioceptivnog osećaja ispoljavanja različitih nivoa snage. Testirane sposobnosti jačine, brzine i snage mišića su bitne za pokrete, kao što su, na primer, podizanje tereta različite težine, hvatanje predmeta koji pada, brzog prelaska ulice, i kritične su za mnoga kretanja i vežbanja u sportu, rekreaciji, kao i rehabilitaciji. Kao učesniku eksperimenta, mi ćemo proceniti navedene motoričke sposobnosti kroz zadatke bacanja i skakanja sa različitim nivoima opterećenja, a zatim ćemo te rezultate dovesti u vezu sa već postojećim standardizovanim testovima istih sposobnosti.

Vi ćete biti jedan od najmanje 15 zdravih i fizički aktivnih učesnika starih od 19 do 26 godina. Testiranje će se sprovesti u 4 dana, sa pauzom od 48 sati između dva testiranja. Prvog dana merićemo Vaš morfološki status, i procenjivati sa tri testa vašu maksimalnu jačinu ruku i nogu. Drugog dana će se raditi familijarizacija sa testovima čiju validnost utvrđujemo. Trećeg i četvrtog dana radiće se eksperimentalni testovi. Prvi test „bacanja medicinske lopte“ će se izvoditi tako što ćete sedeti na podu naslonjeni leđima na čvrst oslonac i na poznatu komandu horizontalno sa grudi baciti medicinsku loptu. Merićemo brzinu kretanja vaše šake prilikom izbačaja medicinskih lopti različitih opterećenja. Drugi test „skok iz polu-čučnja“ sa slobodnim teretom, se izvodi na dinamometrijskoj platformi, a uzimaju se podaci brzine razvoja sile pri suprostavljanju različitim nivoima opterećenja. Upitnikom za procenu količine fizičke aktivnosti (IPAQ) procenićemo količinu bavljenja fizičkim aktivnostima na nedeljnom nivou.

Svaki vaš dolazak i testiranje će trajati oko 60 minuta.

2. USLOVI UČEŠĆA U EKSPERIMENTU

Svi dobijeni rezultati i informacije ove studije biće tretirane kao poverljivi. Vi lično nećete moći da budete identifikovani kao učesnik, izuzev po vašem broju/šifri koja će biti poznata samo istraživačima. U slučaju povrede primićete prvu pomoć. Ako vam bude potrebna dodatna medicinska pomoć, vi ćete biti za nju odgovorni. Imaćete pravo da prekinete vaše učešće u eksperimentu u bilo kom trenutku.

Univerzitet u Beogradu, Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja
Doktorske studije- Eksperimentalne metode istraživanja humane lokomocije

FORMULAR ZA SAGLASNOST SA EKSPERIMENTALNOM PROCEDUROM
Istraživački projekt: Procena neuromišićne funkcije

3. KRITERIJUMI ZA UČEŠĆE U STUDIJI

Nećete moći da učestvujete kao ispitanik u studiji ukoliko patite od bilo kakvih kardiovaskularnih ili neuroloških oboljenja, ili bilo kakvih mehaničkih povreda koščano zglobnog sistema u prethodnih godinu dana, koje mogu da utiču na rezultat eksperimenta ili mogu da budu pogoršane vašim učešćem.

4. RIZIK

MOGUĆI RIZIK: Kao kod bilo kakvog vežbanja, postoji rizik mišićnog zamora i upale. Međutim, oba faktora su prolazna i bez posledica.

5. KONTAKTI

U slučaju da imate bilo kakvo pitanje u vezi sa studijom, obratiti se doc. dr Goranu Prebegu i studentu doktorskih studija Ivanu Maroviću, Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja, Univerziteta u Beogradu (060/7175268).

Pitanja u vezi vaših prava kao učesnika eksperimenta mozete postaviti šefu Etičke komisije Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja, Univerziteta u Beogradu (011/3531-100).

6. POTVRDA ISPITANIKA

Pročitao sam ovaj dokument i priroda mog učešća, zahtevi, rizici su mi objašnjeni. Svestan sam rizika i razumem da mogu da povučem svoj pristanak za učešće u eksperimentu u svakom trenutku i bez ikakvih posledica. Kopija ovog dokumenta mi je data.

7. POTPIS

Potpis ispitanika: _____

Ime ispitanika (štampanim slovima) _____ Datum: _____

Univerzitet u Beogradu, Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja
Doktorske studije- Eksperimentalne metode istaživanja humane lokomocije

Prilog 7: Kopija upitnika za procenu nivoa fizičke aktivnosti kod ispitanika

Univerzitet u Beogradu, Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja
Doktorske studije - Eksperimentalne metode istraživanja humane lokomocije

IPAQ

INTERNACIONALNI UPITNIK O FIZIČKOJ AKTIVNOSTI - IPAQ -

Ovim kratkim upitnikom želimo da ispitamo koji oblik fizičke aktivnosti najčešće upražnjavate kao deo Vaših svakodnevnih aktivnosti. Pitanja se odnose na fizičke aktivnosti koje ste upražnjavali u poslednjih 7 dana. Molimo Vas da na svako pitanje odgovorite iskreno. Razmislite o svim fizičkim aktivnostima koje upražnjavate u toku dana na radnom mestu (fakultet), kod kuće, na putu od kuće do posla, u slobodno vreme, rekreativne aktivnosti, trening.

➤ Razmislite o svim **INTENZIVNIM FIZIČKIM AKTIVNOSTIMA** koje ste obavljali u poslednjih 7 dana. **INTENZIVNE FIZIČKE AKTIVNOSTI** su sve aktivnosti koje zahtevaju teži fizički napor i koje ubrzavaju Vaše disanje i rad srca znatno iznad normalnih vrednosti. Uzmite u obzir samo one aktivnosti koje su trajale najmanje 10 minuta.

1. U poslednjih 7 dana, koliko dana ste upražnjavali **INTENZIVNE FIZIČKE AKTIVNOSTI** kao što je, aerobik, brza vožnja bicikla, mali fudbal, basket, dizanje tegova, teži fizički rad u dvorištu?

_____ dana u nedelji

Nisam imao ovu vrstu aktivnosti → Pređite na pitanje br. 3

2. Koliko vremena ste proveli baveći se **INTENZIVNIM FIZIČKIM AKTIVNOSTIMA** u tim danima?

_____ sati na dan

_____ minuta na dan Ne znam/nisam siguran

➤ Razmislite o svim **UMERENIM FIZIČKIM AKTIVNOSTIMA** koje ste obavljali u poslednjih 7 dana. **UMERENE FIZIČKE AKTIVNOSTI** su sve aktivnosti koje zahtevaju umeren fizički napor i koje ubrzavaju Vaše disanje i rad srca iznad normalnih vrednosti. Uzmite u obzir samo one aktivnosti koje su trajale najmanje 10 minuta.

3. U poslednjih 7 dana, koliko dana ste upražnjavali **UMERENE FIZIČKE AKTIVNOSTI** kao što je lagana vožnja bicikla, tenis, vožnja rolera, brzo hodanje, lakši fizički rad u dvorištu,? Hodanje ne spada u ovu vrstu aktivnosti.

_____ dana u nedelji

Nisam imao ovu vrstu aktivnosti → Pređite na pitanje br. 5

4. Koliko vremena ste proveli baveći se **UMERENIM FIZIČKIM AKTIVNOSTIMA** u tim danima?

_____ sati na dan

_____ minuta na dan Ne znam/nisam siguran

1

- Razmislite koliko vremena ste proveli **HODAJUĆI** u poslednjih 7 dana. Odnosi se na hodaње na radnom mestu (fakultet), kod kuće, na putu od kuće do posla i nazad, u slobodno vreme, hodaње kao rekreativna aktivnost, kao deo treninga,.....

5. U poslednjih 7 dana, koliko dana ste hodali najmanje 10 minuta u kontinuitetu?

_____ dana u nedelji

Nisam hodao duže od 10 minuta



Predite na pitanje br. 7

6. Koliko vremena ste proveli **HODAJUĆI** u tim danima?

_____ sati na dan

_____ minuta na dan

Ne znam/nisam siguran

- Poslednje pitanje se odnosi na količinu vremena koje ste proveli sedeći u poslednjih 7 dana. Odnosi se na vreme koje ste sedeli na radnom mestu (fakultetu), kod kuće, sedenje za stolom, u poseti kod prijatelja, čitanje, gledanje Tv-a,.....

7. U poslednjih 7 dana, koliko vremena ste proveli **SEDEĆI** u toku jednog dana?

_____ sati na dan

_____ minuta na dan

Ne znam/nisam siguran

✓ Za testiranje je potrebno da budete u sportskoj opremi (šorc, majica, patike)

Saglasan sam da učestvujem u testiranju Vaš potpis _____

Telefon _____ e-mail adresa _____

Biografija autora

Rođen 9. septembra 1985. godine u Valjevu. Završio osnovnu školu „Branko Ćopić“ u Beogradu 2000. godine, i XV beogradsku Gimnaziju 2004. godine. Osnovne studije Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja Univerziteta u Beogradu upisuje 2004. godine i završava 2010. godine sa prosekom 8,78. Master studije upisuje 2012. godine i završava 2013. godine sa prosekom 9,67. Usavršavanje nastavlja na doktorskim akademskim studijama istog fakulteta 2015. godine.

U stručnom smislu, od 2010. do 2019. godine je radio kao nastavnik veština na Visokoj školi strukovnih studija "Sportskoj akademiji" u Beogradu, na stručnim predmetima iz užih naučnih oblasti Tehnologije i metodike sportskog treninga. Paralelno sa akademskom praksom razvija se i usavršava u stručnoj praksi, gde kao kondicioni trener ostvaruje uspešne rezultate na nacionalnom i evropskom nivou u pripremi džudista, karatista i odbojkaša. Takođe, od 2010. godine osniva klub japanske borilačke veštine Ninjutsu, u kojoj nosi najviše zvanje majstora 15. Dan. Ivan od 2019. godine je zaposlen kao sportski trener na „Polijskom koledžu“ u Abu Dabiju, Ujedinjeni Arapski Emirati. Od 2021. godine kao jedan od nosioca projekta otvara Sportsko-rekreativni centar za specijalno ugrožene „Movement Factory“ u Beogradu.

Od 2020. godine je započeo edukaciju za manuelnog terapeuta, i ima sertifikat Neurokinetik terapeuta nivo 2. Godine 2022. je upisao edukativni program na Barsa Univerzitetu za sticanje diplome Fizijatra u timskim sportovima.

Takođe, od 2005. godine praktično vežba i istražuje različite sisteme i metode vežbanja. Na osnovu praktičnog iskustva i nekoliko naučnih publikacija, 2015. godine objavljuje knjigu “Ka savršenom pokretu” – Specifična ideo-motorna kondiciona priprema boraca.

Pogovor

Doktorska disertacija urađena je u okviru projekta pod nazivom: “**Mišićni i neuralni faktori humane lokomocije i njihove adaptivne promene**” (rukovodilac projekta prof. dr Aleksandar Nedeljković), finansiranog od strane Ministarstva prosvete, nauke i tehnološkog razvoja, Republike Srbije (**donatorski broj 451-03-68/2022-14/200154**).