

UNIVERZITET U BEOGRADU  
FAKULTET SPORTA I FIZIČKOG VASPITANJA

Vladimir D. Mrdaković

**NEUROMEHANIČKA KONTROLA IZVOĐENJA  
SUBMAKSIMALNIH SKOKOVA**

Doktorska disertacija

Beograd, 2013.

UNIVERSITY OF BELGRADE

FACULTY OF SPORT AND PHYSICAL EDUCATION

Vladimir D. Mrdakovic

**NEUROMECHANICAL CONTROL OF  
SUBMAXIMAL JUMP PERFORMANCE**

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2013.

**Mentor:**

---

Dr Duško Ilić, redovni profesor, Univerzitet u Beogradu, Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja

**Članovi komisije:**

---

Dr Đorđe Stefanović, redovni profesor, Univerzitet u Beogradu, Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja

---

Dr Nenad Filipović, redovni profesor, Univerzitet u Kragujevcu, Fakultet inženjerskih nauka

**Datum odbrane doktorske disertacije:**

---

## Izjava zahvalnosti

Moj životni poziv je velikim delom obeležen odrastanjem u porodici sa ocem Draganom, majkom Persidom i bratom Aleksandrom, u kojoj je obrazovanje uvek bilo na neprikosnovenom prvom mestu, i kojoj dugujem zahvalnost za usađenu želju da svoju profesionalnu aktivnost usmerim ka nauci.

Doktorsku disertaciju sam uvek sagledavao kao epilog procesa učenja i istraživanja, i nikada nije predstavljala cilj koji figurira sam za sebe. Iz ovih razloga, ovom prilikom bih želeo da navedem jedan broj ljudi koji su doprineli mom naučnom „sazrevanju“ s obzirom da ovaj proces u širem kontekstu traje veoma dugo, ali i da iskažem zahvalnost svima onima koji su najznačajnije uticali na neposrednu izradu ovog rada.

...mentoru, prof.dr Dušku Iliću, na smernicama koje su me vodile kroz proces izrade doktorske disertacije, i još važnije, koje su uticale na formiranje moje naučne misli generalno. Naposletku, zahvalan sam mu na sugestijama koje su me usmeravale kroz mnoge etape profesionalnog i privatnog života u kojima je bilo neophodno da vas neko pre svega sagleda kao čoveka.

...prof.dr Nenadu Filipoviću i prof.dr Đorđu Stefanoviću na pregledu i oceni doktorske disertacije, i na tome što su prihvatili da svojim zvanjima uveličaju značaj ovog rada.

...kolegama Radunu Vuloviću i Nemanji Pažinu na angažovanju u procesu obrade rezultata, koji su svojim softverskim rešenjima značajno ubrzali i olakšali obradu eksperimentalnih rezultata.

...mojim bivšim studentima, sada bliskim kolegama i saradnicima Milošu Uboviću, Filipu Kukiću i Aleksandru Stankoviću koji su mi vredno i odgovorno pomagali u prikupljanju podataka tokom sprovođenja eksperimenata.

...prijatelju i kolegi doc.dr Nenadu Jankoviću koji je u procesu rada bio uz mene sa svojim kritičkim i naučnim pristupom, i koji se izrazito trudio da mi obezbedi konkretnu logističku podršku.

...prof.dr Goranu Nešiću na uloženom naporu da obezbedi ispitanike za eksperimente koji su sprovedeni za potrebe ove doktorske disertacije.

...odbojkašima Partizana, Železničara, Obilića i Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja u Beogradu, koji su kao ispitanici savesno učestvovali u eksperimentima i time značajno doprineli ovoj disertaciji.

...Božidaru Simiću koji je izradio konstrukcije i rekvizite koji su korišćeni za potrebe eksperimentalne postavke.

...Svetozaru i Verici Nenadović koji su mi obezbedili osećaj bezbrižnosti time što su brinuli o mojoj porodici u trenucima kada ja nisam bio uz njih.

***Doktorsku disertaciju posvećujem svojim najvoljenijima, supruzi Bojani, sinovima Aljoši i Jakši, koji su veliki deo vremena provedenog sa mnom žrtvovali za jedan mali doprinos nauci.***

---

Izrada doktorske disertacije je podržana od strane projekata Ministarstva prosvete, nauke i tehnološkog razvoja Republike Srbije:

- Primena biomedicinskog inženjeringa u prekliničkoj i kliničkoj praksi. Evid. br. 41007 (2011–2014)
- Efekti primenjene fizičke aktivnosti na lokomotorni, metabolički, psihosocijalni i vaspitni status populacije R. Srbije. Evid. br. 47015 (2011–2014)

## SKRAĆENICE

**DJ** – doskok-odskok (engl. *drop-jump*), vertikalni sunožni skok nakon doskoka sa platforme određene visine

**CMJ** – vertikalni sunožni skok iz uspravnog stava sa amortizacionom pripremom

**SJ** – vertikalni sunožni skok iz počučnja bez amortizacione pripreme

**SSC** – povratni režim mišićnog rada u vidu ciklusa izduženje-skraćenje (engl. *Stretch-Shortening Cycle*)

**CM** – centar mase tela

**CNS** – centralni nervni sistem

**GMP** – generalizovani motorni program

**EMG** – elektromiografija

**RMS** – *root mean square* elektromiografska analiza

**F1** – faza preaktivacije u intervalu od -60 do 0 ms, gde vrednost 0 predstavlja trenutak kontakta stopala sa podlogom

**F2** – faza aktivacije u ekscentričnoj kontrakciji u intervalu od 0 do 60 ms.

**F3** – faza aktivacije u ranoj koncentričnoj kontrakciji u intervalu od 60 do 120 ms.

**F4** – faza aktivacije u kasnoj koncentričnoj kontrakciji u intervalu od 120 do 180 ms.

**t<sub>pre</sub>** – vremenski interval od pojave prvog elektromiografskog signala u fazi leta do trenutka kontakta stopala sa podlogom (vreme preaktivacije)

**t<sub>prir</sub>** – vremenski interval od trenutka kontakta stopala sa podlogom do postizanja maksimalne aktivacije

**EKS-1** – prva eksperimentalna postavka

**EKS-2** – druga eksperimentalna postavka

**Sol** – *m. soleus*

**GastM** – *m. gastrocnemius medialis*

**TA** – *m. tibialis anterior*

**VL** – *m. vastus lateralis*

**RF** – *m. rectus femoris*

**GlutM** – *m. gluteus maximus*

**BF** – *m. biceps femoris*

## **Neuromehanička kontrola izvođenja submaksimalnih skokova**

### **Rezime**

Kako se većina skokova u trenažnim i takmičarskim uslovima izvodi intenzitetom koji je manji od maksimalnog (submaksimalni), neophodno je utvrditi koje su to neuromišićne i biomehaničke varijable koje učestvuju u kontroli izvođenja skokova submaksimalnim intenzitetom. Uže definisan cilj istraživanja predstavlja ispitivanje kako se na promenu intenziteta izvođenja i intenziteta opterećenja vertikalnih sunožnih skokova prilagođavaju unapred programirane i fdbek aktivnosti centralnog nervnog sistema, kao i određene biomehaničke varijable. Za potrebe realizacije cilja istraživanja praćene su elektromiografske i biomehaničke varijable u okviru dve eksperimentalne postavke. Prva eksperimentalna postavka (EKS-1) sprovedena je sa petnaest ispitanika i odnosila se na ispitivanje kontrole izvođenja submaksimalnih vertikalnih sunožnih skokova nakon doskoka sa platforme određene visine (DJ skokovi). Druga eksperimentalna postavka (EKS-2) sprovedena je sa osam ispitanika i bila je usmerena ka ispitivanju kontrole izvođenja submaksimalnih vertikalnih skokova sa amortizacionom pripremom (CMJ skokovi). U okviru EKS-1 ispitanici su izvodili DJ skokove sa različitih visina platforme (20, 40 i 60 cm) i na različite visine odskoka (65, 80 i 95% od maksimalnog), dok su ispitanici u okviru EKS-2 izvodili CMJ skokove na različite visine odskoka (65, 80 i 95% od maksimalnog). Najbitniji rezultati i zaključci ove studije ukazuju na sledeće: (1) mehanizmi unapred programirane aktivnosti nemaju značajan uticaj na doziranje visine odskoka; (2) povećanje visine odskoka značajno utiče na povećanje aktivacije većine mišića donjih ekstremiteta tek u fazi otiskivanja od podloge, što ukazuje da mehanizmi reprogramiranja i fdbek kontrole imaju značajan uticaj na doziranje visine odskoka; (3) povećanje visine platforme je dominantan faktor koji utiče na povećanje aktivacije većine mišića donjih ekstremiteta tokom svih praćenih faza, gde je za fazu preaktivacije i fazu u kojoj se javlja prvi mišićni odgovor nakon kontakta sa podlogom nevažno kojim se intenzitetom izvodi odskok, već je isključivo bitno sa koje visine platforme se izvodi doskok; (4) ekstenzioni momenat u zglobu kuka je najvažnija biomehanička varijabla koja doprinosi uvećanju visine odskoka kod DJ i CMJ skoka.

**Ključne reči:** elektromiografija, preaktivacija, fdbek kontrola, motorni program, krutost sistema, centar mase, momenti u zglobovima, visina odskoka, visina platforme

Naučna oblast: Fizičko vaspitanje i sport

Uža naučna oblast: Opšta motorika čoveka – Biomehanika i Motorna kontrola

UDK broj: \_\_\_\_\_

## **Neuromechanical control of submaximal jump performance**

### **Summary**

Since majority of jumps in trainings and competitions are performed at the lower intensity than the maximal one (submaximal intensity), it is necessary to determine what neuro-muscular and biomechanical variables are involved in the control of submaximal jumps. The purpose of this study is to investigate how preprogrammed and feedback activities, as well as certain biomechanical variables, adapt to the different jump performance and jump intensity. Two electromyographical and biomechanical variables were followed in two experimental setups. The first one (EKS-1) was performed on fifteen subjects and it explored the control of submaximal drop jumps (DJ). The second one (EKS-2) was performed on eight subjects exploring the control of submaximal counter movement jumps (CMJ). During EKS-1, the subjects performed drop jumps from the different drop heights (20, 40, 60cm) to different jump heights (65, 80 and 95% of maximal jump height), while in EKS-2, the subjects performed CMJ jumps to different jump heights (65, 80 and 95% of maximal one). The most important results and conclusions of this study are the following: (1) The mechanisms of the preprogrammed activity do not significantly influence the jump height; (2) The increase in the jump height significantly affects increase in activation of the majority of lower extremity muscles, but not before the push of phase, which indicates that mechanisms of reprogramming and feedback control affect significantly the jump height; (3) The increase in the drop height is the dominant factor which increases EMG activity of majority of lower extremity muscles during all the phases that were followed; where the jump height have no effects on the phase of preactivation and the phase in which the first muscle response upon landing is detected, while the drop height is the only factor which affects the muscle activity during these phases; (4) Hip joint moment is the most important biomechanical variable that contributes to the increase in the jump height during DJ and CMJ.

**Key words:** electromyography, preactivation, feedback control, motor program, stiffness, center of mass, joint moments, jump height, drop height.

Scientific area: Physical Education and Sport

Scientific topic: Biomechanics and Motor Control

# SADRŽAJ

PREDGOVOR.....	1
1. UVOD .....	4
2. TEORIJSKI PRISTUP ISTRAŽIVANJU .....	8
2.1. Karakteristike povratnog režima rada mišića u vertikalnim sunožnim skokovima .....	8
2.2. Neuromišićna kontrola izvođenja vertikalnih sunožnih skokova.....	10
2.3. Spinalni mehanizmi koji učestvuju u kontroli izvođenja vertikalnih sunožnih skokova.....	14
2.4. Supraspinalni mehanizmi koji učestvuju u kontroli izvođenja vertikalnih sunožnih skokova.....	18
2.5. Motomi programi u funkciji kontrole izvođenja vertikalnih sunožnih skokova.....	20
2.6. Biomehanički model lokomotomog sistema pri izvođenju vertikalnih sunožnih skokova.....	27
2.7. Krutost sistema kao osnovna mehanička karakteristika modela.....	30
2.8. Krutost noge tokom izvođenja vertikalnih sunožnih skokova.....	32
2.9. Zglobna krutost.....	33
3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA .....	35
3.1. Uloga preaktivacije u kontroli izvođenja vertikalnih sunožnih skokova.....	35
3.2. Uloga refleksa na istezanje u kontroli izvođenja vertikalnih sunožnih skokova.....	36
3.3. Interakcija prediktivne i fidek kontrole pri izvođenju vertikalnih sunožnih skokova.....	37
3.4. Uticaj promene visine platforme pri izvođenju doskok-odskoka na neuromišićne i biomehaničke varijable.....	42
3.5. Uticaj promene visine odskoka pri izvođenju vertikalnog sunožnog skoka na neuromišićne i biomehaničke varijable.....	47
3.6. Međuzavisnost performansi kretanja i krutosti sistema.....	56
3.7. Uticaj mehaničkih uslova izvođenja kretanja na ispoljenu krutost sistema.....	61
4. PREDMET, CILJ I ZADACI ISTRAŽIVANJA.....	67
5. HIPOTEZE ISTRAŽIVANJA .....	68
6. METODOLOGIJA ISTRAŽIVANJA .....	69
6.1. Uzorak ispitanika.....	69
6.2. Protokol eksperimenta.....	69
6.3. Uzorak varijabli.....	73
6.4. Aparatura za akviziciju EMG, dinamičkih i kinematičkih podataka.....	75
6.5. Statistička analiza.....	76
7. REZULTATI .....	78
7.1. Uticaj različitih visina platforme i visine odskoka pri izvođenju doskok-odskoka na elektromiografske varijable.....	78
7.1.1. Intenzitet mišićne aktivacije u različitim fazama izvođenja doskok-odskoka.....	79
7.1.2. Vremenska šema prirasta mišićne aktivacije.....	83
7.2. Uticaj različitih visina platforme i visine odskoka pri izvođenju doskok-odskoka na kinematičke i dinamičke varijable.....	86
7.3. Interakcija prediktivne i fidek kontrole pri izvođenju submaksimalnih doskok-odskoka.....	100
7.4. Uticaj promene visine odskoka pri izvođenju vertikalnog skoka sa amortizacionom pripremom na EMG varijable.....	104
7.5. Uticaj promene visine odskoka pri izvođenju vertikalnog skoka sa amortizacionom pripremom na kinematičke i dinamičke varijable.....	106
8. DISKUSIJA.....	111
8.1. Uticaj promene visine platforme i visine odskoka pri izvođenju doskok-odskoka na elektromiografske varijable.....	111
8.1.1. Intenzitet mišićne aktivacije u različitim fazama izvođenja doskok-odskoka.....	111
8.1.2. Vremenska šema prirasta mišićne aktivacije.....	117
8.2. Uticaj promene visine platforme i visine odskoka pri izvođenju doskok-odskoka na kinematičke i dinamičke varijable.....	121
8.3. Prediktivna i fidek kontrola izvođenja doskok-odskoka.....	134
8.4. Kontrola izvođenja submaksimalnih vertikalnih skokova sa amortizacionom pripremom.....	138
9. ZAKLJUČAK.....	142
LITERATURA .....	148
Biografija autora .....	158
Izjava o autorstvu.....	160
Izjava o istovetnosti štampane i elektronske verzije doktorskog rada .....	161
Izjava o korišćenju.....	162



## PREDGOVOR

U naučnoj javnosti je pre više od jednog veka postavljena oblast istraživanja u okviru koje se ispitivalo u kojoj meri je čovek sposoban da voljno kontroliše izvođenje određenog kretanja. Ključno pitanje odnosilo na to da li su čak i izrazito složena kretanja posledica niza refleksnih aktivnosti, ili svoje utemeljenje imaju u svesnoj i voljnoj kontroli. Filozofska rasprava održana pre desetak godina, bazirana na argumentima i rezultatima iz egzaktnih naučnih istraživanja iz područja neurofiziologije i kineziologije, nije približila ovu polemiku nekom opštem rezimeu (Prochazka et al., 2000). Nije ni bilo očekivano da neko eksplicitno uvede neke zaključke po tom osnovu, iz razloga što je kretanje jedna kompleksna i nelinearno dinamična pojava čije se upravljanje odvija na nekoliko različitih nivoa centralnog nervnog sistema u zavisnosti od zahteva i uslova u kojima se to kretanje odvija, što u krajnjoj liniji ukazuje da je neophodno da prođe mnogo vremena u akumulaciji novih eksperimentalnih rezultata koji će potvrditi neke od postavljenih teza. U prilog pomenutoj kompleksnosti problema kretanja stoji i zapis nekih autora koji su još 1884. kretanje kao specifično svojstvo razvoja čoveka kao biološke jedinice postavili na „kontinuumu između najautomatizovanije odnosno evolutivno primitivne pojave, do najmanje automatizovane odnosno evolutivno najrazvijenije pojave“ (Hughling-Jackson, 1884).

U nekom najopštijem definisanju naučne oblasti ili oblasti istraživanja pod nazivom motorna kontrola ili motorno upravljanje može da stoji da je to naučna oblast koja ispituje „pokretačke sile“ koje determinišu mehanizme kojima se kontroliše kretanje. U dva najekstremnija slučaja ta „pokretačka sila“ može biti pozicionirana na krajnjim granicama ovog opisanog „kontinuum“, gde je sa jedne strane svaki motorni odgovor predstavljen u vidu proste refleksne reakcije na određeni spoljni nadražaj, dok je sa druge strane to pojava kada se sve motorne radnje ispoljavaju na principu voljne kontrole izvođenja odslikane kroz apsolutno svesno kontrolisanje kretanja. Prvi vid neslaganja u savremenoj naučnoj polemici se pojavio kod semantičkog definisanja pojava koje su označene kao refleksne i voljne aktivnosti (Prochazka et al., 2000). Određeni autori (Prochazka, Loeb i Rothwell) u pomenutom preglednom radu fokusirali su se na mogućnost kontrole i postojanje svesnosti u izvođenju kretanja kao

ključnim determinantama koje razdvajaju refleksnu od voljne aktivnosti. U tom kontekstu, Prochazka i Loeb su smatrali da je voljna aktivnost ona koju ispitanik može da realizuje i napravi slobodan izbor u tome da kretanje pokrene ili zaustavi, dok refleksna aktivnost predstavlja automatizovanu aktivnost koju je nemoguće svesno potisnuti. Rothwell je smatrao da nije važno da li je to svesna ili nesvesna aktivnost, već je najbitnije da li čovek može svesno prekinuti tu aktivnost, jer ukoliko je u stanju da to izvede, onda to predstavlja voljno izvođenje kretanja. On takođe smatra da su sve aktivnosti automatizovane ili refleksne, gde se pod pojavom voljna aktivnost podrazumeva samo mera u kom stepenu se može uticati na kretanje. Nasuprot pomenutim autorima, Clarac i Wolpaw su se bazirali na hipotezi senzomotorne interakcije, gde je iz neurofiziološkog aspekta kompleksnost te interakcije ključna u definisanju razlika između refleksne i voljne kontrole. Oni su smatrali da je refleksna aktivnost prost motorni odgovor koji se zasniva na klasičnoj prostoj reakciji ulaz-izlaz (gde bi ulaz bio neki spoljni stimulus, dok bi izlaz predstavljao neki motorni odgovor), dok je voljna aktivnost takođe produkt reakcije ulaz-izlaz, ali sa značajno kompleksnijim procesima koji i dalje nisu potpuno definisani, a samim tim ni razjašnjeni (Prochazka et al., 2000).

Na bazi ove rasprave, možda na prvi utisak više retoričko-semantičke nego egzaktno-neurofiziološke polemike, stoji istraživačka ideja koja za cilj ima da ispita mehanizme koji sudeluju u upravljanju složenim motornim veštinama. Definisanje stepena složenosti motorne veštine može imati nekoliko različitih pristupa koji se mogu ogledati u eksperimentalnim postavkama istraživača koji su se bavili ovom problematikom. Posmatrano iz biomehaničkog aspekta, određivanje stepena složenosti kretnog zadatka se u najčešćem broju slučajeva odnosilo na broj uključenih telesnih segmenata u izvođenje kretanja, gde samim tim sistem koji izvodi kretanje uvećava broj stepeni slobode tj. ravni kretanja u kojima sistem može da se pomera. Gledano samo na taj način moglo bi da se podrazumeva da je izvođenje volej udarca u fudbalu, ili skoka uvis kao atletske discipline izrazito složeniji kretni zadatak u poređenju sa kretanjima kao što su ustajanje sa stolice ili izvođenje vertikalnog sunožnog skoka. Međutim, složenost kretnog zadatka se mora sagledavati u kontekstu uslova u kojima se izvodi određeni kretni zadatak, gde ti uslovi mogu da podrazumevaju kontrolisanje intenziteta, brzine, vremena ili tačnosti izvođenja. Autorov pristup istraživanju je

upravo definisan ovom postavkom, gde se pomoću kretnog zadatka kao što je vertikalni sunožni skok, i uz njegovo izvođenje u različitim uslovima, može istraživati oblast kontrole izvođenja složenih motornih veština.

Mehanički uslovi izvođenja i eksplicitne instrukcije koje se daju za određeni kretni zadatak u okviru eksperimentalne postavke su možda i ključni faktori koji će doprineti razjašnjavanju pitanja da li čovek upravlja kretanjem pomoću voljne ili refleksne mišićne aktivnosti. Ti uslovi u kontekstu vertikalnog skoka mahom podrazumevaju brzinu izvođenja skoka, intenzitet opterećenja u skoku, intenzitet izvođenja skoka itd., gde neuromišićni mehanizmi određuju na koji način će čovek ispoljiti refleksnu aktivnost, tj. da li će samo adaptirati ispoljavanje proste refleksne aktivnosti na zadate uslove izvođenja kretanja, ili će biti u mogućnosti da to kretanje svesno kontroliše na način što će biti sposoban da uvećava, održava ili senzitivno umanjuje određene nivoe mišićne aktivacije.

### 1. UVOD

U okviru prirodnih oblika kretanja kao što su hodanje, trčanje, skokovi i bacanja, moguće je uočiti da postoji princip po kojem se u cilju neposredne pripreme za pokret u željenom smeru uvek izvrši pokret u suprotnom smeru. Odvođenje tela ili segmenta tela u suprotnom smeru pre započinjanja kretanja u željenom smeru, omogućava mišićima agonistima da rade u povratnom režimu mišićnog rada u vidu ciklusa izduženje-skraćenje (engl. *Stretch-Shortening Cycle* – SSC<sup>1</sup>). Mišićni ciklus SSC opisuje prirodan oblik mišićne aktivnosti u okviru kojeg se mišićno-tetivni kompleks izdužuje tokom ekscentrične faze, posle koje u kratkom vremenskom periodu sledi koncentrična faza u okviru koje se odvija mišićno-tetivno skraćenje. U takvim pokretima se aktivni mišić izdužuje pre skraćenja, što omogućava veće ispoljavanje sile u funkciji vremena, a samim tim i snage aktivnog mišića u poređenju sa pokretom kada mišić deluje isključivo sa skraćenjem bez prethodnog izduženja. Hill (1950) i Cavagna (1977) prvi su pokušali da razjasne pojavu u okviru kretanja lokomotornog sistema, gde se uvećava ispoljena sposobnost pokreta u jednom smeru (skraćenje), ukoliko je neposredno pre njega izvršen kratkotrajan pokret u suprotnom smeru (izduženje), a zbog različitih vidova tj. pojavnih oblika SSC u svakodnevnim prirodnim i sportskim kretnim zadacima istraživanja traju i do dan-danas. U osnovi ove pojave stoji da se u fazi ekscentrične kontrakcije, na osnovu istežanja vezivno-potpornih struktura mišićno-tetivnog kompleksa, akumulira energija elastične deformacije, a zatim ta energija i oslobađa u početnoj fazi koncentrične kontrakcije. Ova sposobnost mišića da sačuva i upotrebi energiju elastične deformacije može zavisiti od parametara izvođenja kretanja kao što su brzina istežanja, dužina mišića, nivo snage i izvršenog rada tokom ekscentrične faze, kao i vremenski interval između ekscentrične i koncentrične faze (Cavagna, 1977; Komi, 1983).

---

<sup>1</sup> U međunarodnoj naučnoj literaturi je opšteprihvaćena i prepoznatljiva skraćenica SSC (engl. *Stretch-Shortening Cycle*) koja označava ovaj specifičan režim mišićnog rada koji se na nivou mišića ispoljava u vidu ciklusa izduženje-skraćenje, a koji na nivou pojedinačnog pokreta predstavlja povratni pokret gde se segment na početku izvođenja brzo pomeri u suprotnom smeru od smera izvođenja pokreta. Skraćenica SSC će se iz tih razloga i koristiti u daljem tekstu, bez obzira što ima anglosaksonsku jezičku osnovu.

## 1. UVOD

---

Veliki broj istraživanja je sproveden u cilju objašnjenja koji fiziološki mehanizmi dovode do potencijacije ispoljene performanse<sup>2</sup> kod SSC režima mišićnog rada, gde su istraživanja sprovedena i na izolovanom uzorku mišića, kao i u okviru *in vivo* eksperimenata (Bosco et al., 1982a; Bosco et al., 1982b, Herzog & Leonard, 2000). Pokazano je da postoji međuzavisnost određenih svojstava modela: morfologija i struktura mišićno-tetivnog i koštano-zglobnog sistema, refleksna i voljna aktivnost mišića, kinematičke i dinamičke karakteristike kretanja, i da svi ovi parametri pokazuju međuzavisnost sa varijablama izvođenja kretanja (Latash & Zatsiorsky, 1993). Dodatne pojave, kao što su viskoznost mišića i kašnjenje mišićne refleksne aktivnosti, takođe moraju biti uzete u razmatranje. Na kompleksnost pojave ukazuje i da model lokomotornog sistema pomoću kojeg se ispituje SSC režim rada mora biti u mogućnosti da predstavi više od jednog stepena slobode u samom zglobu, kao i višestruke serijske i paralelne mišićno-tetivne komponente. Ukoliko je cilj da se nabroje promenljive koje utiču na regulaciju ili kontrolu izvođenja kretanja, nailazimo na izrazito kompleksan sistem gde je radi izvođenja nekih generalnih zaključaka o ponašanju tog sistema neophodan veliki broj eksperimentalnih rezultata dobijenih u različitim uslovima izvođenja kretanja koja u sebi sadrže povratni režim mišićnog rada.

Često se eksperimentalno ispituje način kontrole kretanja sa SSC režimom koja su maksimalnog intenziteta. Čovek kako u prirodnim i svakodnevnim oblicima kretanja, tako i u trenažnim i takmičarskim uslovima, većinu motornih zadataka izvršava na različitim stepenom ispoljene performanse koji najčešće nisu maksimalnog intenziteta. Kada se određeni motorni zadatak realizuje na maksimalnom nivou, ispitanik teži da ispolji maksimalnu moguću sposobnost za date uslove. Sa druge strane, kada se od ispitanika zahteva da ispolji submaksimalnu sposobnost, ispitanik pokušava da ispolji određeni nivo sposobnosti koji je prethodno definisan, što je mnogo češći slučaj u realnim uslovima izvođenja kretanja (drugi servis u tenisu, skok šut u košarci ili dizanje lopte u odbojci). Ovakav kretni zadatak mora angažovati određene nivoe centralnog nervnog sistema (CNS) koji generišu i prosleđuju odgovarajući set kontrolisanih komandi ka svakom od mišića koji učestvuje u kretanju. U slučaju izvođenja zadatka na maksimalnom nivou taj proces može biti relativno jednostavan sa

---

<sup>2</sup> Ispoljena performansa kretanja podrazumeva efikasnost ispoljavanja kretanja u odnosu na motorni zadatak, i u tom kontekstu će se u daljem tekstu ovaj termin pojavljivati.

## 1. UVOD

---

aspekta kontrole izvođenja, iz razloga što postoji jedinstveni set kontrolisanih komandi koje dovode do ispoljavanja maksimalne performanse. Prosleđene komande mogu biti rezultat nekog procesa učenja tokom kojeg su se kontrolisani setovi adaptirali u cilju ostvarivanja maksimalne sposobnosti. Na to ukazuje i tzv. opšta koordinaciona šema izvođenja maksimalnog vertikalnog skoka koja je veoma slična među različitim individualcima. Ovako stereotipno izvođenje maksimalnog vertikalnog skoka se izvodi sa ciljem da bude optimizovana neuromišićna kontrola kroz koju se postiže optimalno rešenje ili strategija za dostizanje maksimalnih sposobnosti. Optimalno rešenje kod maksimalnog vertikalnog skoka podrazumeva proksimalno-distalno slaganje pokreta i kao posledicu toga obezbeđivanje niza mehaničkih benefita, koji omogućavaju čoveku da maksimalno efikasno ispolji motorni zadatak.

Prosleđivanje kontrolisanih komandi efektorima (mišićima) za submaksimalno izvođenje motornog zadatka (iz aspekta intenziteta) iz nekoliko razloga je mnogo kompleksnije. Na prvom mestu, moguće je sa različitim setovima kontrolisanih parametara dostići isti nivo submaksimalnih sposobnosti (npr. od 30 do 80% od maksimalnih sposobnosti). Pored toga, postoji veliki opseg različitih nivoa submaksimalnih sposobnosti, gde svaki od tih nivoa zahteva određeni niz i kombinaciju kontrolisanih komandi. Ukoliko uz sve pomenuto uključimo i različite intenzitetske uslove izvođenja kretnog zadatka (npr. brzina faze zaleta kod skoka u dalj), kontrola kretanja koja se izvode na submaksimalnim intenzitetima je značajno usložnjena. Na kraju, postoji više kriterijuma pomoću kojih čovek optimizuje koordinacionu i neuromišićnu šemu izvođenja kretanja na submaksimalnim nivoima. Za razliku od maksimalno ispoljene performanse kada je kriterijum mehaničke efikasnosti jedini važan za potrebe da se ispolji maksimalna sposobnost, prilikom ispoljavanja submaksimalnih performansi uvodi se i mogućnost da čovek optimizuje kretanje po kriterijumu ekonomičnosti, gde cilj izvođenja kretnog zadatka može da bude najmanji utrošak energije.

Proces setovanja kontrolisanih komandi je zasnovan na generalnom upravljačkom mehanizmu, koji podrazumeva da se svi neuromehanički podsistemi međusobno koordinišu u cilju kontrolisanja određenog kretnog zadatka. Mnogi uslovi u sportskoj praksi, ali i u svakodnevnim oblicima kretanja, podrazumevaju režim mišićnog rada u vidu SSC ciklusa. U literaturi postoje podaci o tome kako čovek

upravlja submaksimalnim pokretima u režimima mišićnog rada koji nisu tipični za izvođenje kretanja u nekim realnim uslovima (npr. vertikalni sunožni skok iz počučnja bez amortizacione pripreme) (van Zandwijk et al., 2000), ili kako se kontroliše izvođenje pokreta na nivou nekih podсистема (pojedinih zglobova) u okviru jednog ili dva stepena slobode. Iz tog razloga postoji potreba da se definišu mehanizmi neuromišićne kontrole izvođenja kretanja znatno sličnijim prirodnim i realnim kretanjima, a koja se zasnivaju na povratnim režimima mišićnog rada, i koja se izvode na submaksimalnim nivoima ispoljene performanse.

Važno je pomenuti da tokom različitih mehaničkih uslova izvođenja kretanja donji ekstremiteti čoveka pokazuju karakteristike koje su slične mehaničkim karakteristikama opruga (Farley & Ferris, 1998). U takvim kretanjima noga se u prvoj polovini faze oslonca sabija i u drugoj polovini faze oslonca opruža. Kako bi se na neki način kvantifikovao odnos sile koja oprugu sabija i nivo sile koju opruga oslobađa, celokupni lokomotorni sistem se modeluje korišćenjem modela „mase i opruge“, (engl. *spring-mass model*), koji se u osnovi sastoji od telesne mase (centra mase lokomotornog sistema) i linearne opruge (noge) koja podupire telesnu masu i njen je sastavni deo. Najvažnije fizičko svojstvo modela mase i opruge predstavlja stepen ispoljene krutosti (engl. *stiffness*), tj. koliki će biti stepen sabijanja opruge tokom pojedinih kretanja usled delovanja određene spoljne sile. Još 1979. Houk je predložio, sada već široko prihvaćen koncept, da je stepen ispoljene krutosti lokomotornog sistema kontrolisan pomoću regulatornih svojstava neuromišićnog sistema u smeru da se obezbedi visok nivo ispoljene performanse ili izbegne mogućnost povrede. Prema tome, neuromišićni mehanizmi koji su uključeni u kontrolu izvođenja kretanja sa SSC mišićnim režimom submaksimalnih i maksimalnih intenziteta su blisko povezani sa regulacijom krutosti mišićno-skeletnog sistema.

Može se smatrati da su neuromehanički mehanizmi regulacije izvođenja vertikalnog skoka na različitim nivoima ispoljene performanse zasnovani na poštovanju, kako principa neuromišićne kontrole, tako i na obezbeđivanju adekvatnih mehaničkih benefita interakcije lokomotornog sistema i podloge. Eksperimentalni rad u okviru ove teze je usmeren ka pokušaju da se utvrde neuromišićni mehanizmi koji regulišu krutost i koordinacione šeme lokomotornog sistema tokom izvođenja submaksimalnih vertikalnih sunožnih skokova.

## 2. TEORIJSKI PRISTUP ISTRAŽIVANJU

### 2.1. Karakteristike povratnog režima rada mišića u vertikalnim sunožnim skokovima

Smatra se da su bazična kretanja u vidu hodanja i trčanja, ali i ostale vrste složenijih kretanja, kao što su skakanja i bacanja, organizovana po principu SSC režima mišićnog rada. Pokazano je da efikasnost ispoljavanja SSC režima zavisi od adekvatnog transfera akumulirane sile u okviru preaktiviranog i izduženog mišića tokom ekscentrične faze na koncentričnu fazu koja se odvija u periodu otiskivanja (Komi, 2003). Prema tome, glavna prednost ovakvog režima mišićnog rada u poređenju sa izolovanom koncentričnom ili ekscentričnom kontrakcijom, jeste storiranje i nakon toga opuštanje elastične energije, što dovodi do uvećanja ispoljene mišićne sile u funkciji vremena ili unapređenja ekonomičnosti kretanja (Dietz et al., 1979; Voigt et al., 1998). Efikasnost ispoljavanja SSC režima zavisi od velikog broja faktora koji su neuromehaničkog karaktera i prvi u nizu, koji bi trebalo objasniti, jeste uticaj CNS-a, s obzirom da tokom celokupne faze izvođenja kretanja utiče na pojedina svojstva mišića. Prvo, mišićna aktivacija koja se javlja pre kontakta stopala sa podlogom i koja predstavlja unapred programiranu aktivnost CNS-a ima za cilj da obezbedi adekvatan nivo krutosti mišića koja bi trebalo da se ispolji u periodu realizacije odskoka. U skladu sa tim, Arampatzis et al. (2001) pokazali su da nivo krutosti noge zavisi od nivoa preaktivacije, ali ne i njenog trajanja. Drugo, refleksna aktivnost nakon kontakta sa podlogom može biti modulirana u zavisnosti od specifičnosti zadatka (Leukel et al., 2008a). Treće, unapred programirana aktivnost CNS-a, koja se ispoljava nakon kontakta stopala sa podlogom, i koja nije primarno pod uticajem refleksne aktivnosti, može biti adaptirana u zavisnosti od zadatka (npr. visina doskoka) i trenažnog statusa (Zuur et al., 2010; Taube et al., 2012b).

Uvećanje ispoljene performanse kod kretanja koja u sebi sadrže režim mišićnog rada u vidu SSC, u poređenju sa izolovano koncentričnim mišićnim režimom rada, takođe je u relaciji sa storiranjem i korišćenjem energije elastične deformacije u okviru mišićno-tetivnog kompleksa (Asmussen & Bonde-Petersen, 1974; Cavagna, 1977). U ovom delu tetive imaju značajnu ulogu s obzirom da su u mogućnosti da iskoriste 90% akumulirane energije elastične deformacije (Bennet et al., 1986). Međutim, pokazano je



## 2. TEORIJSKI PRISTUP ISTRAŽIVANJU

---

da energija elastične deformacije takođe može biti skladištena i u okviru miofilamentskih struktura u okviru ciklusa koji ispoljavaju poprečni mostići (Huxley & Simmons, 1971). Pored neke čiste mehaničke prednosti u okviru elastičnosti tetive i njene sposobnosti da efikasno akumulira i iskoristi energiju, smatra se i da svojstvo elastičnosti tetiva omogućava mišićnim vlaknima da ispoljavaju sile na dužinama bliskim optimalnim. *In vivo* merenja tokom kretanja u kojima se odvija povratni režim mišićnog rada pokazuju da mišićna vlakna mogu da rade skoro izometrijski ili čak i da se skraćuju tokom trajanja kontakta, u fazama u kojima je detektovano izduženje celog mišićno-tetivnog kompleksa (Fukunaga et al., 2002; Ishikawa & Komi, 2008). Međutim, interakcija mišićnih fascija i tetive može se razlikovati u zavisnosti od kretnog zadatka (Fukunaga et al., 2002), intenziteta (Ishikawa & Komi, 2004), trajanja kretanja (Cronin et al., 2009), kao i da se razlikuje u zavisnosti od karakteristika mišića (Ishikawa et al., 2005) i stepena starosti (Hoffren et al., 2007).

U kontekstu samog izvođenja kretanja, postoji nekoliko faktora koji obezbeđuju benefite efikasnog izvođenja kretanja sa povratnim režimom mišićnog rada. Kapacitet mišića da akumulira i storiira energiju elastične deformacije kod kretanja u kojima se odvija povratni režim mišićnog rada u vidu SSC ciklusa, zavisi od mišićne dužine, brzine istežanja, ispoljene sile na kraju faze istežanja, kao i vremenskog povezivanja i usaglašavanja prilikom prelaska iz ekscentrične u koncentričnu fazu (Bosco et al., 1981). Pokazano je da brzo i kratko istežanje, visok nivo sile na kraju istežanja i kratko vreme prelaska iz ekscentrične u koncentričnu kontrakciju favorizuje korišćenje elastičnih svojstava mišićno-tetivnog sistema (Bosco et al., 1982a; Bosco et al., 1982b). Komi & Bosco (1978) među prvima su pokazali da povećanje brzine i sile istežanja mišića ekstenzora, time što su ispitanici pre izvođenja vertikalnog skoka doskakali sa platforme određene visine, obezbeđuje benefite SSC režima mišićnog rada, i samim tim unapređuje visinu odskoka, dok dalje povećanje brzine i opterećenje ekstenzora iznad optimalnih vrednosti neutrališe te benefite i smanjuje nivo ispoljene performanse. Dobijene vrednosti optimalne visine platforme su zavisile od sposobnosti ispitanika i bile su u rasponu od 0,4 do 0,68 m (Komi & Bosco, 1978; Viitasalo & Bosco, 1982). Prikazani rezultati ukazuju na složenost mehanizama koji obezbeđuju efikasno ispoljavanje povratnog režima rada, gde se složenost sagledava u neophodno adekvatnoj interakciji karakteristika modela lokomotornog sistema i mehaničkih uslova

izvođenja kretanja, pa se i istraživački problemi u kontekstu ispitivanja kontrole izvođenja ovakvih oblika kretanja moraju postaviti uzimajući u obzir sve pomenute faktore.

### **2.2. Neuromišićna kontrola izvođenja vertikalnih sunožnih skokova**

Vertikalni sunožni skok se može tumačiti kao određeni kretni zadatak koji ima nekoliko modaliteta tj. načina izvođenja. U eksperimentalnim procedurama najčešće korišćeni kretni zadaci su doskok-odskoci koji predstavljaju vertikalne sunožne skokove nakon doskoka sa platforme određene visine / doskok-odskok (engl. *Drop Jump* – DJ), vertikalni sunožni skokovi iz uspravnog stava sa amortizacionom pripremom (engl. *Counter Movement Jumps* – CMJ) i vertikalni sunožni skokovi iz počućnja bez amortizacione pripreme (engl. *Squat Jumps* – SJ)<sup>3</sup>. U kontekstu koordinacione šeme izvođenja, zajednički sadržalac za svaki od pomenutih modaliteta vertikalnog sunožnog skoka je egzekutivna faza, koja podrazumeva simetrični bilateralni odskok, gde se projekcija centra mase pomera isključivo u vertikalnom smeru. Međutim, mehanički uslovi koji prethode ovoj fazi su različiti i oni kao takvi određuju kontrolne parametre koje sistem koristi pri izvođenju ovih kretnih zadataka. U skladu sa time intenzitet koji ekstenzorne mišićne grupe moraju da savladaju u egzekutivnoj fazi, tj. fazi otiskivanja od podloge se značajno uvećava kod DJ skokova u poređenju sa CMJ skokovima.

Neuromišićna kontrola vertikalnih sunožnih skokova može biti izrazito kompleksna, u kojoj mehanizmi unapred programirane aktivnosti (engl. *feedforward*) i mehanizmi povratne sprege (engl. *feedback*) moraju biti visoko adaptabilni kako bi obezbedili stabilnost sistema pri ispoljavanju maksimalnih performansi. Interakcija pomenutih mehanizama je posebno izražena tokom izvođenja skokova gde su Ahilove tetive i patelarne tetive na nivou opterećenja koje je blizu onim intenzitetima koji dovode do povređivanja. Prema ovome, mišićna aktivacija u ovim kretanjima mora biti

---

<sup>3</sup> U međunarodnoj naučnoj literaturi opšte su prihvaćeni i prepoznatljivi termini koji opisuju različite pojavne oblike vertikalnog sunožnog skoka koji se najčešće koriste u istraživačkoj praksi, pa će se iz tih razloga skraćenice koje označavaju ove skokove (DJ, CMJ i SJ) koristiti u daljem tekstu, bez obzira što imaju anglosaksonsku jezičku osnovu.

## 2. TEORIJSKI PRISTUP ISTRAŽIVANJU

---

prilagođena u odnosu na specifičnost kretnog zadatka i u zavisnosti od faze izvođenja tog kretnog zadatka. Za ove svrhe, neophodna je složena interakcija višestrukog hijerarhijskog nivoa CNS-a kako bi se obezbedio adekvatan nivo mišićne aktivacije da bi se ispoljila određena performansa, a da se pritom mišićno-tetivni sistem ne uvede u zonu prenaprezanja.

U mnogim svakodnevnim kretnim aktivnostima, kretanje čoveka se može opisati na osnovu interakcije sa spoljašnjim okruženjem, tj. na osnovu ispoljavanja različitih aktivnih i reaktivnih sila. Tipični primeri ovih aktivnosti su trčanje, skokovi i doskoci, gde efikasno ispoljavanje ovih kretanja zavisi od nekog ranijeg motornog učenja i sazrevanja (Payne i Isaacs, 2002), kao i od sposobnosti da se motorna akcija modifikuje u situacijama kada se pojavljuju određene prepreke i ograničenja u izvođenju tih kretanja. Lakoća sa kojom čovek prirodno realizuje takva kretanja značajno prevazilazi kompleksnost koja se ispoljava od strane neuralne kontrole. Ovo proizilazi iz činjenice da čak i kada su reaktivne sile koje deluju na sistem prosečnog intenziteta, CNS mora da prilagođava nivo mišićne aktivacije pre delovanja te sile, kao i tokom perioda kada ta sila deluje na lokomotorni sistem. Konkretno, kontrolisanje očekivanog sudara sa kontaktnom površinom uključuje prediktivne komponente u kontekstu očekivanog vremenskog tajminga i očekivanog intenziteta spoljne sile koja će delovati na sistem. Osim toga, mišićna aktivacija mora biti prilagođena sili reakcije podloge koja može biti različitih intenziteta i različite brzine prirasta sile. Kompleksnost kontrolnih mehanizama koji su uključeni u izvođenje kretanja, kao što su vertikalni sunožni skokovi, postaje uočljiva kada se uzme u obzir činjenica da je ovo kretanje moguće uspešno realizovati bez obzira na različite uslove u kojima se izvodi ovaj kretni zadatak (npr. nakon doskoka sa platforme određene visine nakon koga sledi vertikalni odskok). Pored toga, čovek poseduje sposobnost da uspešno dozira izvođenje određenog kretanja (npr. sposobnost da precizno odskače na neke unapred zadate visine koje su manje od maksimalne) i gde ovi varijabilni uslovi koji se često pojavljuju u svakodnevnoj trenažnoj praksi, ali i u svakodnevnim prirodnim oblicima kretanja, usložnjavaju objašnjenje procesa motorne kontrole koji su uključeni u izvođenje ovih kretanja.

Očigledno je da ukoliko se izvodi kretanje velikog intenziteta, neusklađenost između predviđene i realno ostvarene sile reakcije podloge može dovesti do serije

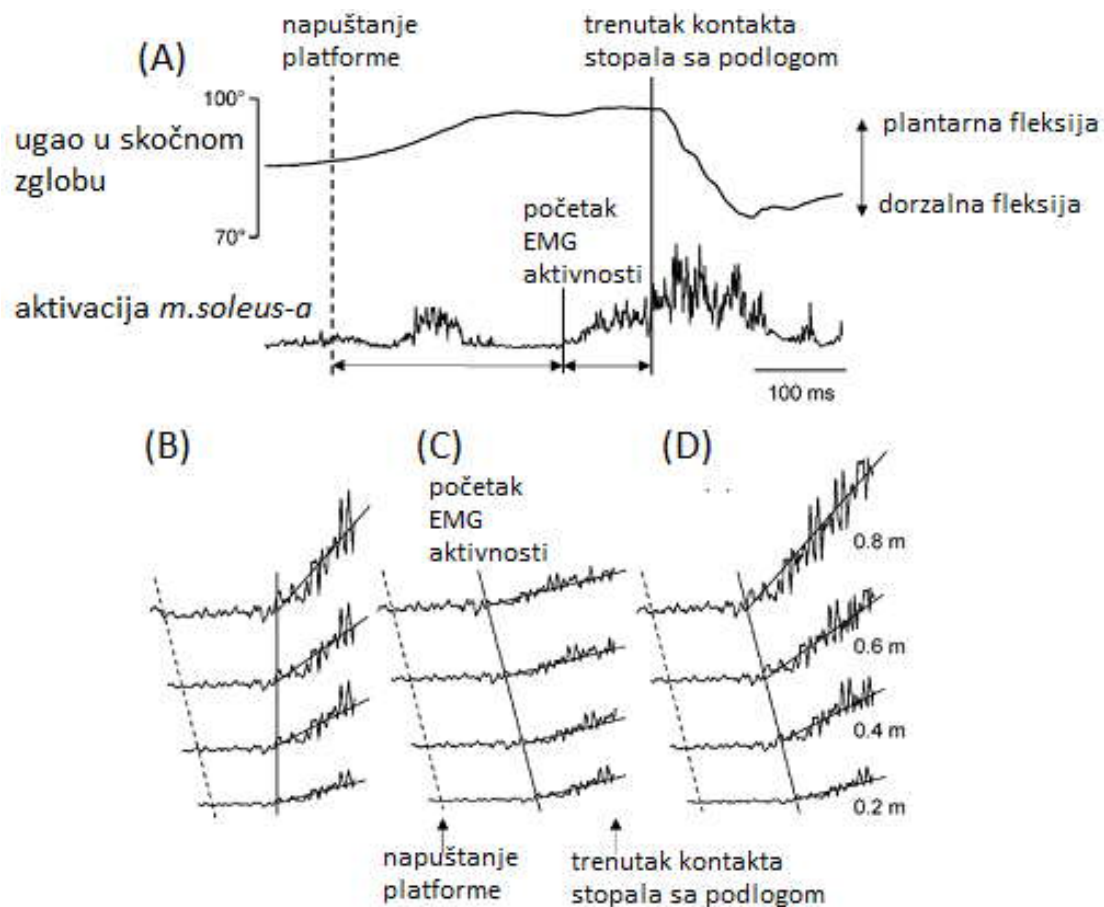
## 2. TEORIJSKI PRISTUP ISTRAŽIVANJU

---

povreda mišićno-tetivnog kompleksa, zglobnih i ligamentoznih struktura lokomotornog sistema (Teh et al., 2003). Takođe, preterani nivo ispoljene mišićne krutosti može imati za posledicu oštećenja mišićnog, tetivnog i zglobnog aparata. Nasuprot tome, nedovoljno ispoljena mišićna sila pre kontakta sa podlogom onemogućava adekvatno i sigurno usporenje rotacije zglobova za siguran i „mekan“ doskok, što oštećuje ritam i mogućnost uključivanja kompenzatornih aktivnosti.

U dosadašnjoj literaturi detaljno je opisana pojava koja se javlja pri izvođenju vertikalnih sunožnih skokova nakon doskoka sa platforme određene visine, koja se odnosi na to da se tokom faze leta pre kontakta soptala sa podlogom pojavljuje određeni nivo mišićne aktivacije koja se naziva preaktivacija. **Preaktivacija** podrazumeva niz neuromišićnih aktivnosti koje se odvijaju tokom faze leta pre kontakta stopala sa podlogom, u cilju ostvarivanja adekvatne pripreme za sudar sa podlogom (Santello, 2005) (slika 1). Ova pojava mišićne aktivacije je vrlo adaptibilna na promene uslova izvođenja DJ, gde se u zavisnosti od visine platforme sa koje se doskače ili krutosti podloge na koju se doskače menja i intenzitet i vremenski obrazac preaktivacije. Nakon kontakta sa podlogom, kao posledica istežanja mišićno-tetivnog kompleksa i refleksni mehanizmi se pobuđuju i mogu imati određenu interakciju sa prethodno ispoljenom preaktivacijom za koju se pretpostavlja da je definisana unapred programiranim voljnim aktivnostima CNS-a. Zapravo, modulacija mišićne aktivacije pre kontakta stopala sa podlogom može biti u vezi sa prilagođavanjem senzitiviteta mišićnih vretena kroz koaktivacione mehanizme  $\alpha$ -motoneurona i  $\gamma$ -vlakana. Na osnovu neophodnog vremenskog intervala za pojavu refleksa na istežanje, može se sagledati i značaj faze preaktivacije u izvođenju ovih kretanja. Pod pretpostavkom da je mišić u potpunosti relaksiran pre kontakta sa podlogom, pojava uvećane mišićne aktivacije pod uticajem refleksa na istežanje može da se dogodi suviše kasno gde refleksna aktivnost ne bi bila u mogućnosti da utiče na kontrolisanu rotaciju u zglobovima za potrebe amortizacije. Međutim, jasna veza odnosno funkcionalna interakcija između prediktivne (preaktivacije) i fidbek (refleksne reakcije) kontrole izvođenja ovih kretanja je u dosadašnjoj literaturi nedovoljno razjašnjenja.

## 2. TEORIJSKI PRISTUP ISTRAŽIVANJU



Slika 1. Mišićna aktivacija pri izvođenju doskoka. Panel A prikazuje promenu EMG aktivnosti *m. soleus-a* i ugla u skočnom zglobu pri izvođenju doskoka sa platforme visine 0.2 m. Paneli B, C i D prikazuju tri hipotetička mehanizma modulacije vremenskog intervala i amplitude preaktivacije u zavisnosti od promene visine platforme za doskok (0.2; 0.4; 0.6 i 0.8 m). U panelu B je prikazan mehanizam po kojem je vremenski interval pojave preaktivacije vremenski o u odnosu na trenutak kontakta stopala sa podlogom i ne zavisi od visine platforme sa koje se doskače. Skaliranje EMG amplitude prema visini platforme se odvija na osnovu različitog stepena prirasta aktivacije od trenutka pojave preaktivacije do trenutka kontakta stopala sa podlogom. Paneli C i D prikazuju mehanizme u kojima je početak aktivacije vremenski fiksiran u zavisnosti od trenutka napuštanja platforme za doskok, i ne zavisi od visine platforme za doskok. Za panel C, skaliranje EMG amplitude se realizuje na osnovu produžavanja vremena prirasta EMG amplitude sa povećanjem visine platforme. Mehanizam koji je prikazan u panelu D omogućava moduliranje EMG amplitude na različite visine platforme za doskok na osnovu kombinacije promena trajanja i promene stepena prirasta EMG amplitude.

### 2.3. Spinalni mehanizmi koji učestvuju u kontroli izvođenja vertikalnih sunožnih skokova

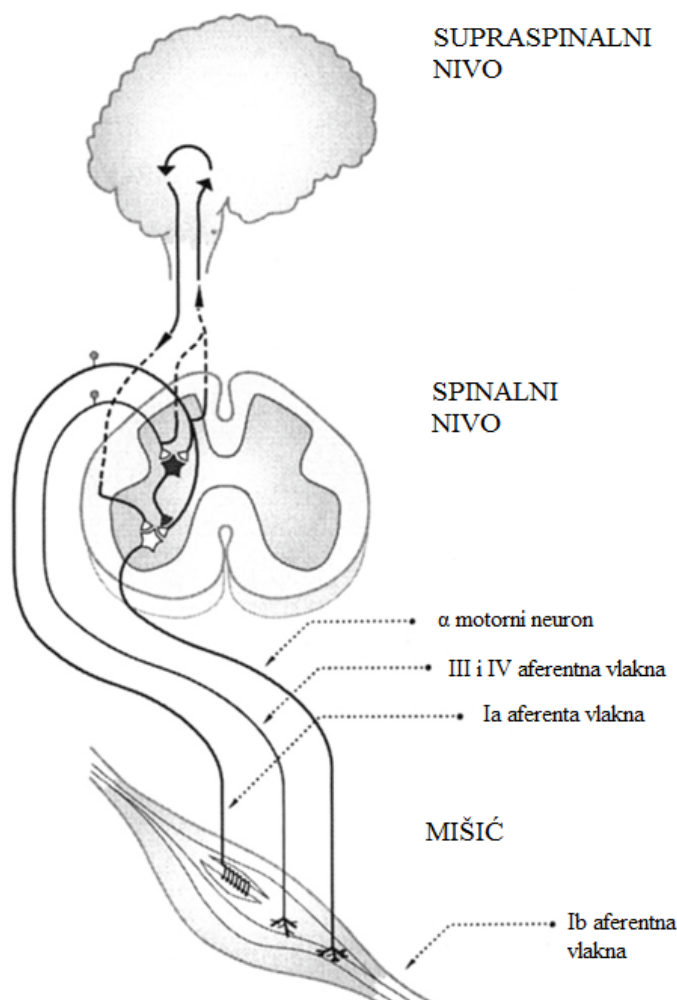
#### Pojava spinalnog refleksa na istežanje tokom izvođenja vertikalnih sunožnih skokova

Pri istežanju opuštenog mišića, mišićna vretena detektuju promenu u dužini mišića i utiču na izmenu frekvence pražnjenja Ia aferentnih vlakana proporcionalno brzini promene dužine mišića (Gollhofer & Rapp, 1993). Uvećanje aktivnosti Ia aferentnih vlakana utiče na depolarizaciju  $\alpha$ -motoneurona na spinalnom nivou, što izaziva refleks na istežanje nazvan refleksni odgovor kratke latence. Ukoliko je mišić preaktiviran pre istežanja, ne pojavljuje se samo odgovor kratke latence, već je prisutan i mišićni odgovor srednje latence, kao i mišićni odgovor duge latence (Taube et al., 2012a) (slika 2). Razumno je pretpostaviti da i tokom ekscentrične faze tokom izvođenja vertikalnih sunožnih skokova postoji mogućnost da se ovaj refleksni odgovor ispolji, iz prostog razloga što je mehanizam istežanja ekstenzora tokom kontakta stopala sa podlogom sličan onom koji se ostvaruje tokom izolovane rotacije dorzalnom fleksijom u skočnom zglobu. Sa druge strane, rotacija u skočnom zglobu tokom izvođenja DJ skoka se u velikoj meri razlikuje u odnosu na izolovano pasivno istežanje plantarnih fleksora, gde se u osnovi ove razlike napominje kapacitet CNS-a koji omogućava adekvatnu predikciju kontakta stopala sa podlogom (McDonagh & Duncan, 2002), i prema tome, trenutak mišićnog istežanja. Teoretski, može se dogoditi da CNS inhibira mišićnu aktivaciju izazvanu aferentnom ekscitacijom i to tačno u periodu pojave mišićnog odgovora kratke latence. Bez obzira na postojanje ove pretpostavke, na bazi prethodnih istraživanja postoji mnogo rezultata koji podržavaju hipotezu o postojanju jednog integralnog refleksnog odgovora na istežanje mišića koje je nastalo nakon kontakta stopala sa podlogom. Opservacija ovog stava je dobijena u sledećim rezultatima: a) latenca pojave pika mišićne aktivacije nakon kontakta stopala sa podlogom odgovara latenci pika u aktivaciji kod istežanja relaksiranog mišića *m.triceps sure-a* (Dietz et al., 1979); b) pik u mišićnoj aktivaciji *m.triceps sure-a* raste sa povećanjem brzine istežanja (Komi & Gollhofer, 1997); c) maksimalna amplituda elektromiografskog signala je tri puta veća kod trčanja u poređenju sa amplitudom izmerenom u maksimalnoj voljnoj mišićnoj kontrakciji (Dietz et al., 1979); d) pik u aktivaciji u trenutku pojave refleksnog odgovora kratke latence se smanjuje ukoliko se

## 2. TEORIJSKI PRISTUP ISTRAŽIVANJU

---

Ia aferentni signali parcijalno blokiraju (Dietz et al., 1979); e) vibracija Ahilove tetive koja je izazvana spoljnim mehaničkim nadražajem i koja izaziva opadanje primarne Ia aferentne aktivnosti, vodi ka značajnom smanjivanju refleksnog odgovora kratke latence tokom trčanja (Cronin et al., 2011).



Slika 2. Na slici je prikazana interakcija mišićnog sistema sa spinalnim i supraspinalnim nivoima CNS-a. Uočava se da informacije koje se dobijaju iz aferentnih vlakana prvo prosleđuju na spinalni nivo gde se posredno preko interneurona i zatim  $\alpha$  motornih neurona izaziva određeni motorni odgovor, ili se dobijene informacije prosleđuju na procesiranje ka supraspinalnim nivoima, zatim se vraćaju na spinalni nivo gde se aktiviraju  $\alpha$  motorni neuroni koji izazivaju motorni odgovor.

Najverovatnija teza koja objašnjava uzrok pojave refleksa na istežanje je ekscitacija primarnih završetaka mišićnih vretena. Međutim, postoji nedoumica u tome kako se mišićna vretena aktiviraju. Neki autori smatraju da izduživanje fascije utiče na promenu dužine mišićnih vretena, gde drugi autori smatraju da mehaničke vibracije nastale kao odgovor na kontakt stopala sa podlogom aktiviraju mišićna vretena (Cronin

et al., 2011). Takođe, neophodno je napomenuti da tokom kretanja nekoliko drugih puteva može uticati na pojavu mišićnog odgovora kratke latence, uključujući Ib aferentne puteve Goldžijevog tetivnog organa, kožne receptore, mehanoreceptore u drugim mišićima, kao i supraspinalne centre nervnog sistema (Taube et al., 2012a). Shodno tome da se pojava refleksnog odgovora kratke latence može sagledati kao integralna pojava koja sublimira aktivnost više senzornih puteva, ostavlja se otvoreno pitanje da li se uloga određenih senzornih puteva u podsticanju refleksnog odgovora menja sa promenama mehaničkih uslova u kojima se izvode kretanja.

### **Funkcionalna uloga refleksa na istežanje**

Smatra se da je adekvatna regulacija krutosti mišića jedan od značajnih faktora koji određuje transfer energije akumulirane u fazi preaktiviranog i ekscentrično istegnutog mišićno-tetivnog kompleksa ka koncentričnoj fazi u periodu otiskivanja od podloge (Komi, 2003). U naučnoj literaturi je prihvaćena činjenica da postoji značajan uticaj refleksa na istežanje u prilagođavanju krutosti lokomotornog sistema. Tačnije, pretpostavlja se da uticaj refleksa na istežanje izazvan ekscentričnim istežanjem mišića ekstenzora u trenutku kontakta stopala sa podlogom izaziva uvećanje mišićne krutosti, što za posledicu ima unapređenje performanse izvođenja kretanja u poređenju sa kretanjima koja se odvijaju isključivo u koncentričnom režimu rada (Dietz et al., 1979, Voigt et al., 1998). Ovo unapređenje ispoljene sposobnosti za određeno kretanje, izazvano refleksom na istežanje, može biti i izraženije u SSC režimu mišićnog rada submaksimalnog intenziteta, s obzirom da se uočava da je refleksni odgovor izraženiji kod mišića čija je unutaranja početna mišićna krutost bila manja. Na taj način opisani refleksni mehanizam onemogućava izduživanje mišića u uslovima kada mišići nisu aktivirani ili preaktivirani na izrazito visokom, tj. maksimalnom nivou (Taube et al., 2012a). U tom pogledu se i otvaraju pitanja koja bi trebalo da daju odgovore na to da li je pojava refleksne aktivnosti određena i od strane viših centara CNS-a, i samim tim da li čovek može na jedan posredan način da kontroliše nivo ispoljene aktivacije mišića koja je pod uticajem refleksne aktivnosti.

Istraživanja na životinjama su pokazala da odgovor refleksa na istežanje može uticati na to u kom stepenu će se ispoljiti pojedine mehaničke komponente mišićne sile, od situacija kada dominira viskozna komponenta, do situacija kada dominira elastičnost mišića (Lin & Rymer, 1993). Prema ovome, pretpostavlja se da refleksni odgovor ima



## 2. TEORIJSKI PRISTUP ISTRAŽIVANJU

---

značajnu ulogu u preventivnom obezbeđivanju i zaštiti mišićno-tetivnog kompleksa, ali i zadržavanju svojstva elastičnosti sistema. Međutim, iako je poznato da spinalni refleks na istežanje utiče na stepen ispoljene krutosti, ostaje nerazjašnjeno pitanje kako se neuromišićni sistem prilagođava u cilju kreiranja optimalnih mehaničkih uslova za akumuliranje i korišćenje energije elastične deformacije tokom SSC aktivnosti.

Aferentna transmisija signala preko Ia vlakana i mišićna aktivacija u trenutku pojave refleksnog odgovora kratke latence zavise od specifičnosti i intenziteta u okviru koga se kretni zadatak sprovodi. Bez obzira na to što rezultati istraživanja jasno ukazuju da se spinalni refleks na istežanje najbolje ispoljava kod DJ skoka sa nižih visina, i da se tokom povećanja visina platformi za DJ njegov udeo smanjuje, netačno je zaključiti da je za najbolje ispoljavanje elastične komponente mišićno-tetivnog sistema obavezna jako izražena refleksna aktivnost i da je neophodno da krutost sistema bude visoka. Kada je u pitanju povezanost ispoljene performanse kretanja sa stepenom ispoljene krutosti sistema, u tim kretanjima postoje rezultati koji su u izrazitoj suprotnosti. U prilog tome, u ranijim istraživanjima je pokazano da se sa povećanjem ispoljene performanse povećava i stepen ispoljene krutosti (Arampatzis et al., 2001), ili smanjuje (Laffaye et al., 2005; Rabita et al., 2008). Kada se analitički sagledaju kretni zadaci u okviru kojih je praćena povezanost krutosti i performanse, može se smatrati da intenzitet i vremenska ograničenja u kojima se izvode kretanja u velikoj meri definišu ovu relaciju, što samim tim značajno usložnjava tumačenje i određivanje mehanizama koji su odgovorni za unapređenje maksimalne performanse. U prilog pomenutoj kompleksnosti mogu se uvrstiti i rezultati dobijeni prilikom trčanja na 15 km/h, gde je metodom vibracije Ahilove tetive umanjen refleksni odgovor kratke latence, ali da smanjena refleksna aktivnost nije imala efekat na smanjenje krutosti skočnog zgloba (Cronin et al., 2011). Ovakvi rezultati ukazuju na verovatno pogrešno zaključivanje da u svim uslovima važi pravilo da je za maksimalnu performansu neophodan maksimalni stepen krutosti sistema (Arampatzis et al., 2001; Laffaye et al., 2005; Rabita et al., 2008), kao što je pogrešno da se apsolutno tvrdi da krutost sistema ima direktnu povezanost sa amplitudom ispoljenog spinalnog refleksa na istežanje (Cronin et al., 2011). Na osnovu pomenutog se može ukazati da prilagođavanje krutosti sistema, kao i promene refleksnog odgovora kratke latence, imaju karakteristike neke optimalne funkcije u vidu profila slova „U“, pre nego što pokazuju karakteristike neke

linearne funkcije (Taube et al., 2012a). Shodno tome, važno je postaviti ispitivanja koja će pokušati da utvrde da li postoji funkcionalna uloga refleksa na istežanje u doziranju visine odskoka, tako što će se progresivno povećavati visina odskoka u vertikalnom skoku, kojem bi morala da prethodi faza leta kako bi se obezbedilo brzo istežanje mišića ekstenzora i time se aktivirali refleksni mehanizmi.

### **2.4. Supraspinalni mehanizmi koji učestvuju u kontroli izvođenja vertikalnih sunožnih skokova**

#### **Uloga motornog korteksa i kortikospinalnog sistema u kontroli izvođenja vertikalnih sunožnih skokova**

Tokom izvođenja poskoka i DJ skokova supraspinalni centri omogućavaju da se adekvatno predvidi trenutak kontakta sa podlogom, i na taj način trenutak kada će doći do mišićnog istežanja (McDonagh & Duncan, 2002). Prema tome, može se pretpostaviti da unapred programirana aktivnost supraspinalnih struktura može imati uticaja na mišićnu aktivaciju tokom svih faza izvođenja ovakvih kretanja. Prethodne studije su potvrdile da centralno programirana aktivnost ima uticaja na nivo ostvarene preaktivacije, refleksnu aktivnost, i kao posledicu toga na regulaciju krutosti mišićno-tetivnog sistema tokom izvođenja kretanja sa SSC režimom ili, na primer, klasičnih doskoka (Taube et al., 2008, Santello, 2005). Drugim rečima, supraspinalni centri ne služe samo za iniciranje kretanja kao što su DJ kretanja ili doskoci, već i jednim delom utiču na obrazac mišićne aktivacije koji nastaje nakon uspostavljanja kontakta sa podlogom, i takođe je prethodno programiran. Međutim, sam izvor i pojava mišićne aktivacije u ovim fazama izvođenja kretnog zadatka nije do kraja istražen (Taube et al., 2012a).

Do sada postoji vrlo mali broj istraživanja koja su pokušala da odrede uticaj kortikospinalnih puteva na kontrolu izvođenja kretanja koja uključuju SSC mišićni režim. Transkranijalna magnetna stimulacija je tehnika koja je korišćena u ovakvim istraživanjima, i podrazumeva magnetno stimulisanje motornog akcionog potencijala tokom različitih faza izvođenja DJ skokova i poskoka (Taube et al., 2008, Zuur et al., 2010). U okviru ovih istraživanja, dobijeni rezultati pokazuju da je kortikalni uticaj mali u početnim fazama kontakta stopala sa podlogom u kojima dominira uticaj

refleksne aktivnosti, i da se aktivnost kortikoneurona pojačava u kasnijim fazama kontakta stopala sa podlogom (Taube et al., 2012a).

### **Uloga supkortikalnih regija mozga u kontroli izvođenja vertikalnih sunožnih skokova**

Uloga supkortikalnih regija mozga u izvođenju kretanja sa SSC režimom nije objašnjena na osnovu eksperimentalnih rezultata, već pretežno na izvođenju zaključaka koji baziraju na nekim osnovnim funkcionalnim ulogama u kretanju čoveka koje imaju ove regije nervnog sistema. Činjenica da osobe sa oštećenim cerebelumom nisu u mogućnosti da izvedu bilo koju vrstu skoka iz razloga što nisu sposobne da održavaju kontrolu posturalnog statusa tela. U skladu sa tim, prethodna istraživanja su pokazala da je ovim oštećenjem pretežno ugrožena aktivnost koja je unapred programirana, koja je posebno značajna za izvođenje brzih i balističkih pokreta (Bastian, 2006). Kod studija koje su uključivale funkcionalnu magnetnu rezonancu tokom imaginacije (zamišljanja) skoka uvis, pokazana je najveća aktivnost u suplementarnim motornim regijama, premotornom korteksu i cerebelumu (Olsson et al., 2008a). Takođe, kod ispitivanja efekata ideomotornog treninga u cilju unapređenja skakačkih performansi, pokazano je da su ispitanici sa uključivanjem ovog tipa treninga pokazivali značajno bolju sposobnost u poređenju sa ispitanicima koji su isključivo izvodili skakačke treninge (Olsson et al., 2008b). Prema Taube et al. (2012a) jedno od mogućih objašnjenja o uticaju ideomotornog treninga na ispoljenu sposobnost je taj da ideomotornu aktivnost i motornu akciju povezuju određene preklopljene i ukrštene veze u okviru mozga. Na taj način može se smatrati da je aktivnost cerebeluma blisko povezana sa aktivnostima mozga tokom određenog kretnog zadatka. Iako ne postoje konkretni rezultati koji ukazuju da postoji aktivnost ostalih supkortikalnih regija, kao što su bazalne ganglije ili moždano stablo, imajući u vidu njihovu funkcionalnu ulogu izgleda prosto nemoguće da ove regije nisu uključene u kontrolu izvođenja kretanja sa SSC mišićnim režimom (Taube et al., 2012a).

### **2.5. Motorni programi u funkciji kontrole izvođenja vertikalnih sunožnih skokova**

Kada razmatramo strategije kojima se mehanizmi kontrole služe kako bi efikasno izveli određeno kretanje, ali i nivoe CNS-a na kojima se ti procesi odvijaju, moramo sagledati vremenske intervale u kojima se kretanje realizuje (sporo ili brzo kretanje), stepen koordinacione i situacione složenosti (da li su kretanja višezglobna ili jednozglobna, da li se u kontekstu povratnih informacija kontrola kretanja odvija po principu otvorene ili zatvorene petlje), kao i količinu senzornih informacija koje su dostupne tokom izvođenja kretanja (otvorene i zatvorene šeme izvođenja). Kretanja koja su genetski formirana (npr. hodanje, trčanje), kao i ona koja se kroz fenotipski razvoj uče (određene sportske tehnike), su kontrolisana od strane nekoliko podsistema koji se međusobno usklađuju radi efikasnog motoričkog ispoljavanja. Kako u zavisnosti od svih pomenutih faktora postoje različiti procesi kontrole, bitno je da se struktura izvođenja pokreta dobro analitički sagleda i na osnovu toga predvidi koji bi to upravljački mehanizmi bili aktuelni.

Vertikalni sunožni skokovi se mogu predstaviti kao brza i koordinaciono složena višezglobna kretanja koja se u većini svakodnevnih i sportskih aktivnosti moraju kontrolisati, tj. dozirati u ispoljavanju određenog intenziteta na nekom prethodno određenom i zadatom nivou, a koji je u najvećem broju slučajeva manji od maksimalnog (submaksimalni nivo). Treba zamisliti situacije iz svakodnevnice kada osoba naiđe na prepreku ispred sebe u vidu rupe ili bare širine pola metra i izvede maksimalni skok kako bi savladao prepreku, ili kada je košarkaš u igri sam na skok-šutu i izvede maksimalni vertikalni skok. Takve kretne aktivnosti bi po više kriterijuma bile neefikasne i neekonomične. Međutim, istraživači često pribegavaju ispitivanju upravljačkih mehanizama koji su odgovorni upravo za ispoljavanje maksimalnih performansi, dok jako mali broj rezultata postoji u domenu kontrole izvođenja kretanja koje se ispoljavaju na submaksimalnom nivou. Ispitivanje upravljačkih mehanizama za brze i višezglobne pokrete koji se izvode na submaksimalnim nivoima, jeste oblast u kojoj treba istraživati mehanizme motorne kontrole koji su karakteristični za realne trenažne i takmičarske uslove. Na taj način za većinu kretanja u sportu bi bilo moguće izdvojiti koji su to kontrolni mehanizmi potencijalno adaptabilni na trenažne aktivnosti koje unapređuju ove performanse.

## 2. TEORIJSKI PRISTUP ISTRAŽIVANJU

---

Po brzini motornog odgovora skokovi predstavljaju izuzetno brzo kretanje koje se odvija u vremenskom intervalu koji je najčešće kraći od 250 ms, i u okviru kojeg je potrebno ispoljiti relativno veliki intenzitet mišićne sile ekstezora donjih ekstremiteta. Iz razloga ovako kratkog trajanja realizacije ovih kretanja i nemogućnosti da se realizuje proces kontrole zatvorene petlje (za koji je karakteristična kontinuirana kontrola pokreta koja se odvija na bazi postojanja povratne informacije od strane receptornih organa), može se smatrati da CNS kontroliše izvođenje vertikalnih sunožnih skokova na bazi motornih programa koji su formirani za ovakvu vrstu kretanja. **Motorni programi** su apstraktne predstave pokreta koji centralno organizuju i kontrolišu više stepeni slobode lokomotornog sistema koji su uključeni u kretanje, tako što se signali kroz aferentne i eferentne puteve transmituju kroz CNS omogućivši mu da predvidi, planira i vodi određeno kretanje (Schmidt & Lee, 2005). Postoji nekoliko očiglednih postavki koje potvrđuju tvrdnju da sistem u ovim uslovima kontroliše kretanje na bazi motornih programa. Prvo, ukoliko bi postojala kontinuirana kontrola, kao kod procesa kontrole zatvorene petlje, ovako brzo izvedeno kretanje u vidu vertikalnog skoka bi se već završilo pre nego što bi se povratna informacija vratila do nivoa procesuiranja informacije i eventualne korekcije u kretanju. EMG aktivnosti je netaknuta u periodu od 100 ms do 150 ms od trenutka delovanja nekog mehaničkog opterećenja, što podržava tezu da je ovaj deo pokreta kontrolisan od strane centralnog programa. Drugo, kretanja u vidu vertikalnih skokova su po svemu sudeći planirana iz razloga što je vreme reakcije uvećano kako se složenost samog motornog odgovora uvećava, što ukazuje na to da proces programiranja zahteva više vremena kako se kompleksnost povećava. Treće, u studijama koje su ispitivale deaferentisane životinje ukazano je da je moguće i bez povratne senzorne veze izvoditi neke oblike kretanja, implicirajući da su određeni centralni mehanizmi odgovorni za organizaciju i kontrolu kretanja (Schmidt & Lee, 2005).

Ovakvi argumenti vode ka ideji da je motorni program prestrukturiran set centralnih komandi koje su u stanju da vode i kontrolišu kretanje, i to posebno ona kretanja koja su po aspektu kontrole otvorene petlje. U skladu sa tvrdnjama autora Schmidt (1976) i Brooks (1979), kretanja su sigurno strukturirana sa minimalnom ulogom senzornih informacija, osim u slučajevima kada postoji dovoljno vremena da

## 2. TEORIJSKI PRISTUP ISTRAŽIVANJU

---

centralni mehanizam procesiranja informacija koji je skladišten u regijama CNS-a inicira i generiše modifikacije u kretanju.

Kao što smo ranije pomenuli kontrola izvođenja umnogome zavisi od strukture kretanja. Ovakav pristup u kontekstu postojanja motornih programa koji upravljaju nekim kretanjem može biti pretpostavljen samo za određene kretne situacije, s obzirom da postoji dosta rezultata istraživanja u kojima stoji da senzorne informacije mogu biti od značaja i u kretanjima koja se izvode po principu otvorene petlje (kakvi su i skokovi). Na taj način mnogo razumniji pristup u ispitivanju i tumačenju kontrole izvođenja skokova bi bio u domenu postavljenog pitanja kako senzorni, tj. fidek procesi (u ovom kontekstu različiti refleksni mehanizmi provocirani delovanjem podloge na stopalo pri doskoku sa platforme) interreaguju sa formiranim motornim programima u cilju doziranja intenziteta na kom se kretanje izvodi.

Kada se tumači pojam motornih programa, neophodno je opisati koji su to centralni kontrolni mehanizmi odgovorni za postojanje motornih programa, gde se ti centralni kontrolni mehanizmi mogu tumačiti u kontekstu nivoa na kome se nalaze (viši ili niži centri CNS-a), kao i u kontekstu procesa koji se u okviru njih odvijaju. U eksperimentima vršenim na životinjama dobijeni rezultati ukazuju na to da je i bez uključivanja viših centara nervnog sistema moguće realizovati neke osnovne ritmične stimulse ka fleksorima i ekstenzorima po obrascu koji je sličan bazičnim i genetski urođenim aktivnostima kao što je, na primer, hodanje. Utvrđeno je da i kičmena moždina može imati kompleksnu upravljačku ulogu i da kontroliše opisane cikluse, a da se takvi motorni obrasci mogu nazvati **generatorima centralnog motornog obrasca** (Schmidt & Lee, 2005). Postavlja se pitanje da li se ovakva tumačenja mogu preneti i na populaciju ljudi, pogotovu na kretanja koja se kroz neki fenotipski razvoj uče i pripadaju veštinama. Iz tog razloga, kada su u pitanju vertikalni skokovi, neophodno je da se centralni upravljački mehanizam sagleda iz konteksta formiranih motornih programa za tu klasu pokreta, uz modifikacije motornih programa u skladu sa nekim refleksnim aktivnostima koje se odvijaju kao posledica promene uslova u kojima se izvode skokovi.

U najranijim tumačenjima kontrole izvođenja pokreta, kičmena moždina je smatrana kao jedna obična „trasa“ koja prosto prenosi impulse od mozga do mišića, kao i obrnuto, od mišićnih receptora ka višim centrima. S vremenom, kako se pojavio veliki

## 2. TEORIJSKI PRISTUP ISTRAŽIVANJU

---

broj rezultata koji su ispitivali izolovane aktivnosti kičmene moždine (videti Schmidt & Lee, 2005), uočeno je da se kičmena moždina mora sagledavati sa značajno važnijom i kompleksnijom ulogom. Kako je pokazano da kičmena moždina sadrži generatore centralnog obrasca koji kontrolišu izvođenje hodanja i nekih drugih kretanja, još više je utemeljena tvrdnja da je kičmena moždina kompleksan organ u okviru kojeg je skladištena i strukturirana velika količina upravljačkih mehanizama CNS-a. Smatra se da je jedna od najznačajnijih uloga kičmene moždine integrisanje senzornih i motornih informacija.

Ukoliko se prihvati teza da se u okviru određenih struktura CNS-a formiraju motorni programi za određenu klasu pokreta, kao što su npr. skokovi, uvodi se pitanje da li za svaku od tehnike skoka postoji po jedan motorni program, kao i da li postoji dovoljno kapaciteta u okviru CNS-a da se svi ti motorni programi skladište. Takođe, ako izdvojimo jednu tehniku skoka, npr. vertikalni sunožni skok, on može da se realizuje u veoma različitim uslovima gde bi svaki od uslova uveo neke specifičnosti kinematičkih i dinamičkih parametara vertikalnog sunožnog skoka, ali bi neka opšta koordinaciona šema izvođenja tog kretnog zadatka ostala veoma slična. Ovaj odnos između varijabilnosti i stabilnosti izvođenja tehnike je na jedinstven način opisao psiholog Frederic Bartlett, gde je opisujući svoju tehniku udarca u tenisu naveo: „Svaki put kada izvedem udarac ja zapravo nisam izveo ništa novo, ali takođe nisam ponovio nešto što sam već ranije uradio“ (Schmidt & Lee, 2005). Iz tog razloga, teza koju je postavio Smidt, (1976) da motorni programi moraju biti sagledani kao *generalni*, može donekle da prevaziđe ove nedostatke.

Koncept **generalizovanog motornog programa (GMP)** jeste u tome da je motorni program za određenu klasu pokreta storiran u memoriji i da će se ovaj jedinstveni obrazac aktivnosti realizovati kada god se program izvrši. Kako bi motorni program za određeno kretanje bio realizovan, on bi morao da poseduje i određene parametre koji bi odredili na koji način bi se dati motorni program ispoljio za specifične uslove izvođenja tog kretanja. Značajni parametri motornih programa čijom se modulacijom omogućava efikasno izvršavanje određenog kretnog zadatka i čije je postojanje potvrđeno u rezultatima prethodnih istraživanja su kontrola sveukupnog trajanja pokreta i kontrola sveukupne ispoljene sile (Schmidt & Lee, 2005).

## 2. TEORIJSKI PRISTUP ISTRAŽIVANJU

---

Jedna od hipoteza koja objašnjava strukturu GMP je hipoteza impulsa-vremena (engl. *Impulse-timing hypothesis*). Osnovna ideja ove hipoteze je da motorni program prosleđuje impulse koji uzrokuju aktivnost relevantnih mišića koji izvode dato kretanje. Ovi impulsi proizvode jedan šematski obrazac mišićnih kontrakcija koji se može registrovati pomoću EMG signala, ili na osnovu produkovane sile od strane segmenata koji realizuju pokret. Jedna od osnovnih uloga motornog programa bi bila da odredi mišićima kada da se uključe, koliku silu da ispolje, i kada da se isključe. Prema tome, po tumačenju ove hipoteze, motorni programi kontrolišu silu i vreme. Količina sile koja se produkuje je u jednom kompleksnom obliku u relaciji prema količini neurološke aktivnosti, gde je trajanje ispoljene sile kao i tajming njenog ispoljavanja određen neurološkim aktivnostima kao i vremenom njenog pojavljivanja.

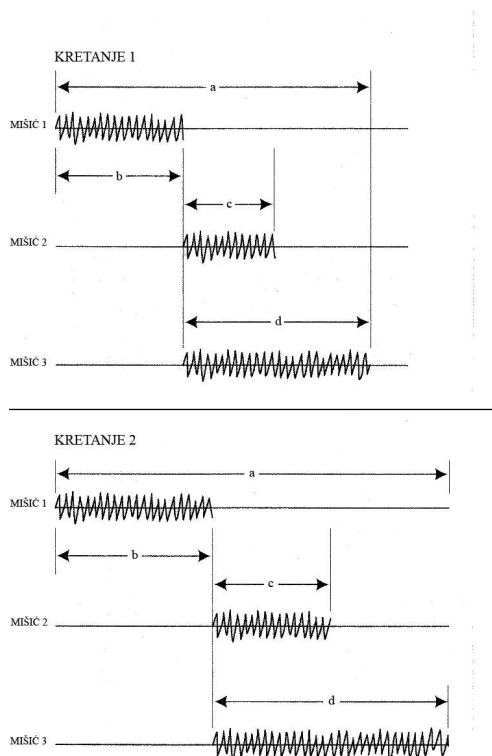
Kako se DJ skokovi mogu predstaviti kao jedna od vrsta vertikalnih sunožnih skokova koji se izvode na takav način da je neophodno dobro predvideti i programirati aktivnost u toku faze leta nakon napuštanja platforme, sa unapred predviđenim setom neuromišićne aktivacije koji se detektuje u fazi pre kontakta stopala sa podlogom, ovakav vid predstavlja kontrole izvođenja kretanja po principu ispoljenog impulsa i vremena njegovog pojavljivanja predstavlja odgovarajuću formu za opisivanje kontrole DJ skoka.

Osnovni principi ove hipoteze zasnivaju se na osnovnom principu fizike da je količina kretanja produkovana u segmentu rezultat produkovane sile kao i vremenskog perioda tokom kog ta sila deluje na segment. Ova kombinacija produkovane sile i vremena generiše određeni impuls. Prema tome, hipotezom impulsa-vremena se pretpostavlja da GMP kontroliše impulse – ispoljavanje sile određenog mišića tokom određenog vremena. Ukoliko je korektno smatrati da motorni program determiniše impulse, racionalno je pretpostaviti i da je motorni program u stanju da produkuje grupu impulsa, svakoj od mišićnih grupa uključenih u kretanja posebno, kao i u vremensko različitom intervalu, što bi rezultiralo jednim ispoljenim motornim obrascem koji bi produkovao neki sliveni oblik kretanja. Neophodno je napomenuti da se i ovako uprošćena interpretacija kontrole veličine i trajanja impulsa ne sme sagledavati kao prost model, iz razloga što nervni sistem u zavisnosti od uslova u kojima se kretanje odvija mora da procesuiraj jako veliki broj informacija.



### Kontrola sveukupnog trajanja pokreta

Pretpostavka o postojanju mehanizma kontrole sveukupnog trajanja pokreta u okviru generalizovanog motornog programa zasniva se na nepromenjenom relativnom tajmingu i redosledu impulsa koji se distribuira mišićnim efektorima, bez obzira da li se pokret izvodi sporije ili brže. Primećeno je da se, kada se određen pokret ubrza, sve faze kretanja proporcionalno skrate u odnosu na njihov relativni udeo u ukupnom trajanju pokreta (slika 3). Neke prethodne studije su pokazale da faktor učenja stabilizuje izvođenje sposobnosti tako što uvećava tačnost u relativnom tajmingu prilikom testiranja transfera i zadržavanja motornog učenja (Lai et al., 2000). Međutim, iste studije ukazuju na to da isti ovi faktori ometaju skaliranje apsolutnog trajanja pokreta. Na taj način, isti faktori koji su uticali na unapređenje usvajanja relativnog tajminga, negativno su uticali na usvajanje parametara kontrole apsolutnog trajanja pokreta, i obrnuto, i na taj način teorijski opravdavaju njihovu različitost.



Slika 3. Hipotetički elektromiografski zapis za tri različita mišića pri izvođenju dva slična pokreta koja se razlikuju samo u trajanju izvođenja (a). Relativni tajming je definisan kao odnos trajanja EMG signala između različitih mišića (npr.  $b/c$ ,  $c/d$ ,  $d/a$  itd.). Može se uočiti da se sa povećanjem trajanja izvođenja pokreta, trajanje svih EMG signala proporcionalno povećava, tako da odnos trajanja EMG signala između dva mišića ostaje isti, iako se ukupno trajanje izvođenja pokreta promenilo (preuzeto od Schmidt & Lee, 2005).

### **Kontrola sveukupne ispoljene sile u pokretu**

Drugi mehanizam koji opravdava prisustvo GMP u kontroli izvođenja pokreta je mehanizam kontrole sveukupne sile koji se odnosi na prilagođavanje ispoljene sile od strane mišića koji su uključeni u izvođenje pokreta. Kontrola ispoljene sile je uključena sa ciljem da odredi u kom intenzitetu bi relevantni mišići trebalo da se aktiviraju kada ih pokrene motorni program. Osnova za postojanje ovog mehanizma u okviru motornog programa nalazi se u logičkoj argumentaciji, mnogo više nego što je argumentovana kroz eksperimentalne rezultate, gde je, ukoliko je cilj kretanja da se ostvari unapred određena brzina pokreta, a pritom je neophodno savladati veći intenzitet opterećenja, neophodno ispoljiti veći stepen sile (ubrzanja) za dato trajanje kako bi postigli ciljanu brzinu. Za razliku od kontrole trajanja pokreta, koja je primenljiva za skoro sve vrste pokreta, mehanizam kontrole sveukupne sile se, pre svega, odnosi na one pokrete koji zahtevaju savladavanje nešto većeg opterećenja. Međutim, ono što realni uslovi izvođenja nekog pokreta zahtevaju je u najčešćem broju slučajeva komplementarna interakcija oba mehanizma kako bi se ispoljila zadata dužina pokreta.

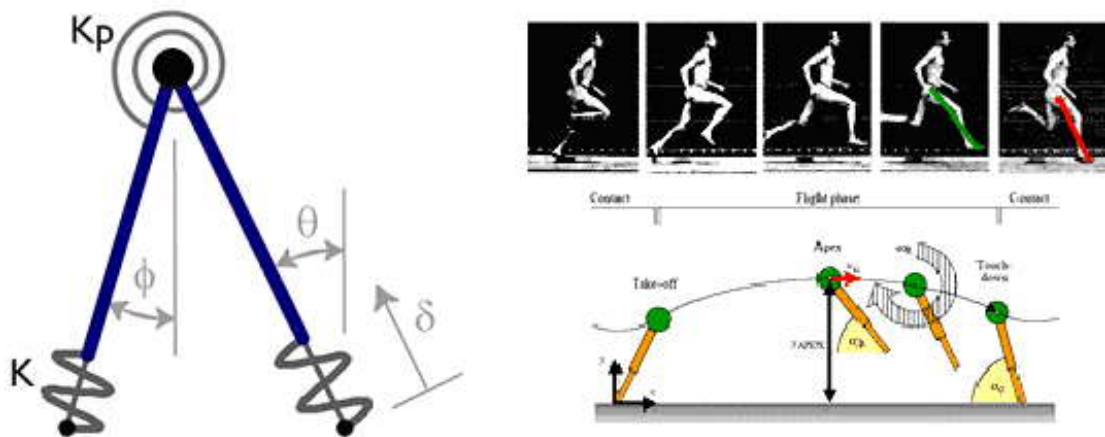
Imajući u vidu eventualnu kompleksnost u kontrolisanju izvođenja submaksimalnih zadataka, ostavlja se nerazjašnjeno pitanje kako CNS generiše komande ka efektorima tokom upravljanja pokretima koji su submaksimalnog nivoa. Ne zvuči prihvatljivo da CNS kalkuliše odgovarajući set kontrolisanih komandi za svaki nivo sposobnosti, zato što je moguće da se više motornih zadataka inicira u istom trenutku. Takođe, ne čini se izvodljivim i mogućim da za svaki od submaksimalnih zadataka postoji determinisan set kontrolisanih komandi u vidu nekog motornog programa. Pored toga, bilo bi teško objasniti uspešnost izvođenja zadatka na nekom novom submaksimalnom nivou ispoljene performanse. Jedno od mogućih rešenja koje objašnjava mogućnost da se uspešno izvode zadaci sa različitim intenzitetom izvođenja, i zaobilazi pretpostavke da postoji storiranje beskonačno mnogo motornih programa za svaki od nivoa izvođenja motornog zadatka, jeste postojanje generalizovanog motornog programa. Kao što je ranije napomenuto, generalizovani motorni program podrazumeva postojanje obrasca, jednog obrasca motornog odgovora za određenu vrstu kretanja, čiji izlazni obrazac zavisi od podešavanja određenih parametara.

Vertikalni sunožni skokovi pripadaju vrsti brzih pokreta, u kojima je cilj brza i kratkotrajna realizacija kretanja, i zadavanje telu što veće početne brzine na početku faze leta. Iz razloga kratke egzekucije pokreta, aferentna povratna veza može imati malu ulogu u kontroli ovih kretanja. To znači da bi upravljački signali u velikoj meri trebalo da budu unapred programirani i da se iz tog razloga u velikoj meri kontrola pokreta oslanja na kapacitet skladištenja u okviru CNS-a.

Na taj način može se smatrati da u planiranju ispoljavanja specifičnih modaliteta vertikalnog skoka CNS deluje na bazi motornih programa koji su formirani za određenu vrstu kretnih aktivnosti, kao što su skokovi, pretpostavljajući i predviđajući motorni obrazac koji je neophodan da se ostvari neka zadata visina odskoka (van Zandwijk et al., 2000). Imajući u vidu i činjenicu da količina ispoljene preaktivacije u skokovima modulira u zavisnosti od uslova u kojima se ta kretanja izvode, može se smatrati da je realizacija ovih kretanja u velikom delu kontrolisana od strane generalnog motornog programa, čiji se parametri relativnog tajminga i relativne uložene sile podešavaju u skladu sa uslovima u kojima se izvodi kretanje.

### **2.6. Biomehanički model lokomotornog sistema pri izvođenju vertikalnih sunožnih skokova**

Tokom različitih mehaničkih uslova izvođenja skokova ili trčanja donji ekstremiteti čoveka pokazuju karakteristike koje su slične oprugama. U takvim kretanjima noga se u prvoj polovini faze oslonca na podlogu sabija (amortizuje) i u drugoj polovini faze oslonca opruža (otiskuje). Drugim rečima, mišićno-tetivni kompleksi donjih ekstremiteta imaju određeno svojstvo da u povratnom režimu rada prvo akumuliraju, a zatim oslobađaju energiju elastične deformacije. Da bi se na neki način kvantifikovao odnos sile koja oprugu sabija i sile koju opruga oslobađa, celokupni lokomotorni sistem se svodi na model „mase i opruge“, (engl. *spring-mass model*), koji se u osnovi sastoji od telesne mase (centra mase lokomotornog sistema u okviru koje je sadržana njegova celokupna težina) i linearne opruge (noge) koja podupire telesnu masu i njen je sastavni deo (slika 4).



Slika 4. Modelovanje noge u vidu opruge.  $\Phi$  – ugao zadnje noge (opruge) sa horizontalom,  $\theta$  – ugao prednje noge (opruge) sa horizontalom;  $\delta$  – stepen sabijanja opruge.

Istraživači iz različitih naučnih oblasti veoma često pribegavaju modeliranju određenih pojava radi egzaktnijeg predviđanja ponašanja te pojave u različitim uslovima. Na taj način, kod ispitivanja kretanja, moguće je predvideti kako će se jedna integralna i kompleksna funkcionalna jedinica, predstavljena u vidu modela lokomotornog sistema čoveka, ponašati u zavisnosti od promena parametara koji utiču na ponašanje modela. Konstruisanje modela se zasniva na definisanju parametara jednačina koji su dobijani pomoću eksperimentalnih ispitivanja, gde se određuju međuzavisnosti određenih varijabli modela (morfologija i struktura mišićno-tetivnog i koštano-zglobnog sistema, refleksna aktivnost mišića, električna aktivacija mišića, kinematičke i dinamičke karakteristike kretanja itd.) i varijabli izvođenja kretanja.

Najvažnije fizičko svojstvo modela mase i opruge predstavlja stepen ispoljene krutosti (engl. *stiffness*), tj. koliko će iznositi stepen sabijanja opruge tokom pojedinih kretanja usled delovanja određene spoljne sile. Istraživanja krutosti donjih ekstremiteta su postala rasprostranjena u biomehantičkoj literaturi s obzirom da su istraživači nastojali da razjasne i rastumače kompleksnost mehanike donjih ekstremiteta tokom kretanja. U samoj praksi, sportski i klinički biomehantičari su najčešće zainteresovani za ispitivanje odnosa krutosti sistema prema ispoljavanju kretne sposobnosti i nastajanju povreda. Kako je određen stepen ispoljene krutosti sistema neophodan za ispoljavanje neke sposobnosti prilikom pokreta tako i prevelika ili premala krutost može dovesti do povreda nekih mišićno-tetivnih i zglobnih struktura.

U najopštijem tumačenju, ispoljena krutost lokomotornog sistema predstavlja odnos između ostvarene sile reakcije podloge i stepena deformacije sistema. U

## 2. TEORIJSKI PRISTUP ISTRAŽIVANJU

---

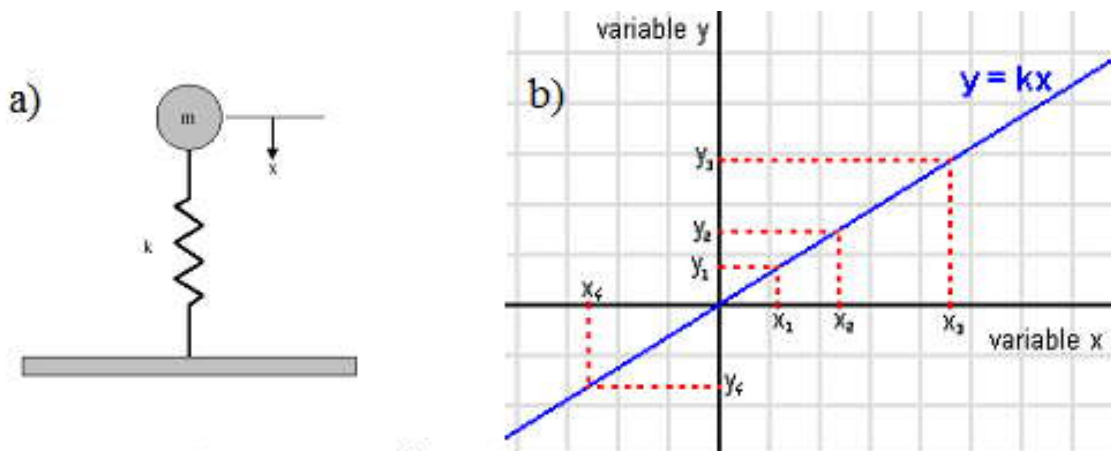
okvirima čovekovog lokomotornog sistema, krutost može biti opisana na nivou pojedinačnog mišićnog vlakna pa sve do modelovanja kompletnog lokomotornog sistema uprošćavajući ga na nivo mase i opruge. Smatra se da je stepen ispoljene krutosti donjih ekstremiteta lokomotornog sistema definisan pojedinačnim stepenom krutosti svakog od elemenata (mišića, tetiva, ligamenata, zglobova i kostiju). Često je sugerisano da u precizan model moraju biti uključene sve pomenute komponente koje utiču na krutost, kao i da na osnovu modela postoji mogućnost da se opišu promene mišićne sile u funkciji brzine kontrakcije (Latash & Zatsiorsky, 1993). Dodatno, viskoznost, kašnjenje mišićne refleksne aktivnosti i kontrola CNS-a moraju biti uzete u razmatranje. Rezultati pokazuju da je udeo ovih komponenti u akumuliranju i oslobađanju energije elastične deformacije direktno zavisian od mišića koji se prati i izučava, intenziteta kretanja (uložene mišićne sile) i brzine izvođenja pokreta. Konačno, model mora biti u mogućnosti da predstavi više od jednog stepena slobode u samom zglobu, kao i višestruke serijske i paralelne mišićno-tetivne komponente. Nažalost, model koji uključuje sve ove komponente koje utiču na kretanje je veoma komplikovan i postaje nepraktičan za primenu. Jedan od razloga je i taj što precizne i tačne matematičke formule i funkcije za opisivanje ponašanja pojedinih komponenti nisu do kraja razvijene i imaju delimičnu primenu. Imajući to u vidu, neophodno je napraviti mnogo pretpostavki, i moguće je da rešenje takvih jednačina bude nevalidno. Iz pomenutih razloga, istraživači često pribegavaju jednostavnijim modelima kako bi procenjivali krutost donjih ekstremiteta, pa tako kompletni lokomotorni sistem predstavljaju preko linearnog modela masa-opruga. Na ovaj način uzima se jedna integralna varijabla krutosti koja opisuje sveukupno ponašanje svih prethodno opisanih komponenti.

Pored pomenutih nedostataka koje ovakav uprošćen model može imati, sa druge strane pruža mogućnost da se direktno uoči efikasnost ponašanja modela u celini. Čak i kada bi se utvrdilo ponašanje modela iz aspekta analitičkog i direktnog praćenja mišićno-tetivnog sistema tokom kretanja, ne bi se stekao uvid u efikasno ispoljavanje šeme mišićne aktivacije koja u krajnjoj liniji definiše karakteristike sudara stopala i podloge, i na taj način određuje ispoljavanje energije elastične deformacije. U istraživanjima u kojima se isprati i šema mišićne aktivacije ne može se zasigurno tvrditi da je upravo takva šema adekvatna za ispoljavanje maksimalnih sposobnosti. U

ovakvom slučaju ono što je jedino validno i direktno opisuje sposobnost kretanja je integralno ponašanje modela.

### 2.7. Krutost sistema kao osnovna mehanička karakteristika modela

**Krutost** kao pojava ima svoje poreklo u klasičnoj fizici, pojednostavljeno opisana Hukovim zakonom. Objekti i predmeti koji mogu da se podvrgnu ovom zakonu su tela koja akumuliraju, relativno dugo zadržavaju i nakon toga oslobađaju energiju elastične deformacije. *Hukov zakon* je definisan kao  $F(y) = kx$ , gde je  $F$  sila neophodna da se deformiše materijal i koja je u relaciji sa konstantnom proporcionalnosti –  $k$  i stepenom deformiteta materijala –  $x$ , koja obezbeđuje da se određena struktura nakon delovanja sile vrati u isti oblik. Konstanta proporcionalnosti se odnosi na konstantu krutosti sistema jedne opruge i opisuje krutost jednog idealnog sistema mase i opruge. Drugim rečima, stepen deformacije opruge jednak je sili koja je na oprugu delovala (slika 5).



Slika 5. Idealan model mase i opruge: a) prikaz idealne opruge koja se koristi za kalkulaciju vertikalne krutosti kada je noga orijentisana vertikalno; b) konstanta proporcionalnost modela mase i opruge.

Prema modelu idealna opruga je bez mase, ima jedan pravac deformacije i ima krutost koja je nezavisna od vremena, dužine ili brzine. Dodatna pretpostavka za idealnu oprugu je da je masa sistema koncentrisana i locirana na kraju opruge.

Krutost opruge tj. krutost noge može biti definisana na nekoliko različitih načina i sa različitim stepenom analitičnosti. Prvo, krutost noge bi trebalo da se prihvati

## 2. TEORIJSKI PRISTUP ISTRAŽIVANJU

kao analitički mehanički koncept, i kalkuliše se na osnovu sume krutosti svih zglobova. Ovakav metod omogućava procenu pojedinačnog ponašanja zglobova (Farley & Morgenroth, 1999). Sa druge strane, krutost noge može bit procenjena kao generalni mehanički koncept, i koji se izračunava kao odnos maksimalne vertikalne sile reakcije podloge i stepena deformacije sistema (McMahon & Cheng, 1990). U skladu sa analizom koja se primenjuje, postoji nekoliko načina za izračunavanje stepena krutosti donjih ekstremiteta, uključujući vertikalnu krutost, krutost noge i zglobnu (torzionu) krutost.

Tabela 1. Prikaz različitih metoda za izračunavanje vertikalne krutosti, krutosti noge i zglobne krutosti.

Jednačina	Reference
<b>VERTIKALNA KRUTOST (<math>K_{vert}</math>)</b> $K_{vert} = F_{max}/\Delta y$ (1) gde je $F_{max}$ = maksimalna vertikalna sila; $\Delta y$ = maksimalno vertikalno pomeranje centra mase	McMahon & Cheng (1990)
$K_{vert} = m(2\pi/P)^2$ (2) gde je $m$ = masa tela; $P$ = vremenski period vertikalne vibracije	Cavagna et al. (1988)
$K_{vert} = m\omega_0^2$ (3) gde je $m$ = masa tela; $\omega_0$ = prirodna frekvencija oscilacije	McMahon et al. (1987)
<b>KRUTOST NOGE (<math>K_n</math>)</b> $K_n = F_{max}/\Delta L$ i(4) gde je $F_{max}$ = maksimalna vertikalna sila; $\Delta L$ = promene u dužini noge po vertikalnoj osi; $(\Delta L = \Delta y + L_0(1 - \cos\theta))$ i $\theta = \sin^{-1}(u/c/2L_0)$ ; $\Delta y$ = maksimalni pomeraj centra mase; $L_0$ = dužina noge u stojećem stavu (rastojanje velikog trohantera do poda); $\theta$ = polovina ugla tokom premeštanja centra mase; $u$ = horizontalna brzina; $c$ = vreme kontakta	McMahon & Cheng (1990)
<b>ZGLOBNA (TORZIONA) KRUTOST (<math>K_{zgl}</math>)</b> $K_{zgl} = \Delta M/\Delta\theta$ (5) gde je $\Delta M$ = promena u zglobnom momentu; $\Delta\theta$ = promena u zglobnom uglu.	Farley et al. (1998)
$K_{zgl} = 2W/\Delta\theta$ (6) gde je $W$ = negativni mehanički rad u zglobu; $\Delta\theta$ = promena u zglobnom uglu	Arampatzis et al. (1999)

### 2.8. Krutost noge tokom izvođenja vertikalnih sunožnih skokova

Vertikalna krutost se često koristi da opiše linearno kretanje koje se odvija u vertikalnom pravcu kao što su poskoci i skokovi. Postoje tri metode koje se najčešće koriste za izračunavanje vertikalne krutosti.

U prvoj i najjednostavnijoj metodi, maksimalna sila reakcije podloge se deli sa maksimalnim vertikalnim pomeranjem centra mase za vreme kontakta stopala sa podlogom (tabela 1, jednačina 1). Vertikalno pomeranje centra mase za vreme kontakta je izvedeno iz dvostrukog integrala krive vertikalne sile, kao što je opisao Cavagna (1975). Ovakav metod izračunavanja polazi od pretpostavke da je vertikalna pozicija centra mase u trenutku kontakta stopala sa podlogom slična poziciji u trenutku odskoka, a rezultat je integrisan u konstantu koja je jednaka nuli. Vertikalna brzina je, onda, integrisana da bi se dobila vertikalna trajektorija centra mase. Maksimalno vertikalno odstupanje centra mase je definisano na osnovu razlike između maksimalne i minimalne vrednosti ove krive. Pomeranje centra mase najčešće može da se prati uz pomoć platforme sile, ali, takođe, može biti određeno pomoću kinematičke analize celog tela.

U drugom metodu izračunavanja krutosti koristi se vertikalna sila reakcije podloge, masa ispitanika i period oscilacije sistema (period sabijanja i opružanja opruge) (Cavagna et al., 1988). Kod ovog metoda pretpostavlja se da kriva vertikalne sile reakcije podloge ima oblik sinusoide sa pikom koji se pojavljuje na sredini vremenskog perioda oslonca na podlogu. Ako izuzmemo impakt koji nastaje na početku kontakta, ovo je prilično validna pretpostavka. Period oscilacije je korišćen za određivanje vremena proteklog do pika koji se pojavljuje na središnjem delu krive vertikalne sile reakcije podloge. Ovakav metod je najpogodniji da se koristi kada je frekvencija neke aktivnosti konstantna, kao što su poskoci određene frekvence koji se izvode uz pomoć metronoma, gde je period oscilacije jednak frekvenci same aktivnosti. Period oscilacije i masa ispitanika su varijable koje su uvedene za izračunavanje vertikalne krutosti (tabela 1, jednačina 2).

Treći metod izračunavanja vertikalne krutosti koristi vreme kontakta i vreme leta između uzastopnih kontakta stopalom sa podlogom, kako bi se izračunala prirodna (realna) frekvencija oscilacije tokom neke aktivnosti. (McMahon et al., 1987). Na osnovu celokupne telesne mase i frekvence oscilacije izvodi se kalkulacija za

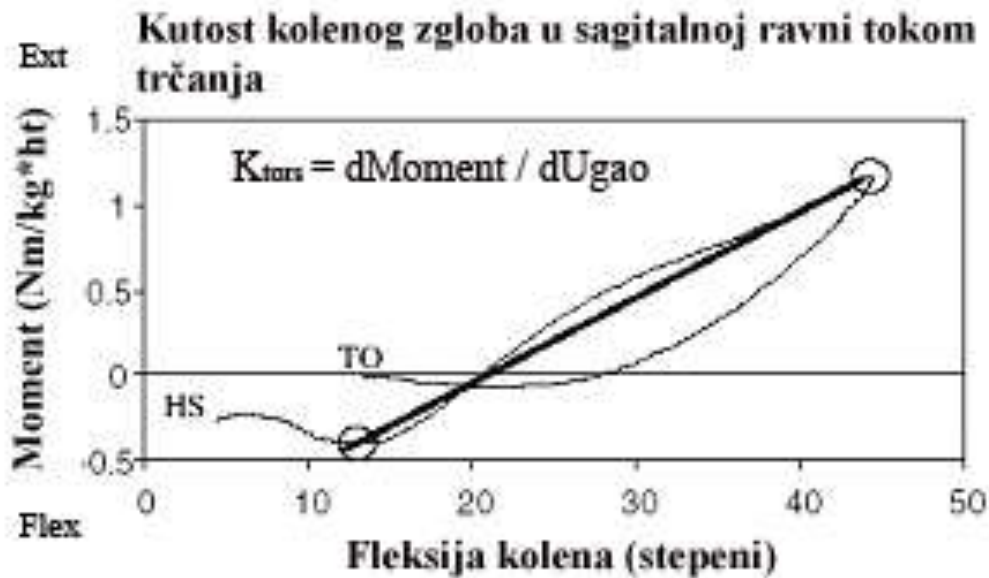


određivanje krutosti (Tabela 1, Jednačina 3). Iako se vreme kontakta i vreme leta mogu odrediti preko platforme sile, ove varijable je moguće direktno meriti i kroz klasičnu kontaktnu platformu. Korišćenje kontaktne platforme je bilo pogodno u manjim laboratorijama gde je dostupan klasičan tredmil.

### 2.9. Zglobna krutost

Vertikalna krutost i krutost noge su linearne mere. Krutost skočnog i kolenog zgloba u većini slučajeva korelira sa ovim vrednostima, pa je samim tim i procena zglobne krutosti neophodna kako bi se odredila uloga svakog zgloba pojedinačno u ukupnoj krutosti sistema donjih ekstremiteta. Kako je linearna krutost definisana kao odnos sile  $F$  prema linearnom pomeranju sistema (centra mase), zglobna krutost je definisana promenom momenta u zglobu koji je podeljen sa amplitudom kretanja u zglobu (Farley et al., 1998), (tabela 1, jednačina 5). Prosečna krutost sistema za kompletan period oslonca može biti određena kroz izračunavanje nagiba regresione krive momenta u zglobu prema zglobnom uglu. Drugi način je da se prosečna krutost sistema izračunava na osnovu specifičnog perioda oslonca, od trenutka kontakta do maksimalne fleksije u zglobu kolena (slika 6). Zglobna krutost može biti i izračunavana na osnovu odnosa izvršenog rada i utrošene energije (Arampatzis et al., 1999), (tabela 1, jednačina 6). Na primer, kako bi se odredila krutost tokom amortizacione faze u hodanju, negativan mehanički rad u zglobu za vreme prve faze kontakta stopala sa podlogom se podeli sa promenom u zglobnom uglu (ugaonim pomeranjem) tokom tog vremena.

Krutost sistema može biti procenjivana na više različitih načina i odabir kalkulacije zavisi od problema koji se ispituje, kao i od mogućih uslova koje pruža laboratorija. Tako se izračunavanje vertikalne krutosti sistema koristi kod ispitivanja poskoka i skokova, dok je kalkulacija za krutost noge pogodna kod ispitivanja hodanja, trčanja i skokova u dalj. Kada je problem fokusiran na nivo zgloba, neophodna je kalkulacija za zglobne krutosti. Trebalo bi naznačiti da različiti metodi za kalkulaciju krutosti sistema verovatno dovode i do različitih rezultata. Prema tome, ovi metodi moraju biti precizno definisani i neophodno je usmeriti veliku pažnju prilikom poređenja rezultata različitih studija u kojima su bile korišćene različite metode za kalkulaciju krutosti sistema.



Slika 6. Izračunavanje zglobne krutosti. Krutost je izračunavana kao stepen nagiba krive moment-ugao od tačke maksimalnog momenta fleksije u zglobu kolena do maksimalnog momenta ekstenzije u zglobu kolena.

Ovako predstavljen lokomotorni sistem u vidu modela, sa svim njegovim fizičkim veličinama koji ga određuju, ponaša se kao celina, ali niz mikrostrukture ima svoju zasebnu funkciju. S obzirom da se većina strukturalnih komponenti lokomotornog sistema ne može voljno kontrolisati (tetine, ligamenti, zglobovi), jedina koja može je aktivna mišićna komponenta, i time vremenska šema i intenzitet mišićne aktivacije. Ova komponenta obezbeđuje uslove da se formira adekvatan stepen krutosti sistema na nivou svakog zgloba pojedinačno, kako bi se efikasno iskoristila energija elastične deformacije. Osnova za značajnu povezanost između krutosti sistema sa performansama kretanja stoji u stepenu efikasnosti specifičnog režima mišićnog rada koji se pojavljuje u vidu SSC ciklusa. Ukupna deformacija sistema, a samim tim i efikasnost akumuliranja i oslobađanja energije elastične deformacije, može se indirektno pratiti preko ispoljene krutosti sistema. Na osnovu navedenog, ispitivanje prilagođavanja krutosti donjih ekstremiteta (ali i ostalih kinematičkih i dinamičkih varijabli) i stepena mišićne aktivacije na promene u intenzitetu izvođenja vertikalnih skokova predstavlja jedan integralni pristup u izučavanju neuromišićnih i biomehaničkih mehanizama koji utiču na kontrolu vertikalnih sunožnih skokova.

## 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

### 3.1. Uloga preaktivacije u kontroli izvođenja vertikalnih sunožnih skokova

Prvi eksperimenti u kojima je primećena aktivnosti mišića pre kontakta stopala sa podlogom pri izvođenju skokova predstavljaju istraživanja Melvill-Jones & Watt (1971), gde je uočena aktivacija *m.gastrocnemius-a* pre kontakta stopala sa podlogom kod poskoka i klasičnog doskoka. Ta pojava mišićne aktivacije je tumačena kao unapred programirana aktivnost koja je zadata i podešena od strane viših centara CNS-a, u cilju da kompenzuje iznenadne promene u opterećenju sistema nastale u trenutku kontakta sa podlogom (Melvill-Jones & Watt, 1971). Ovo je naročito važno u brzim pokretima u kojima se savladava veliko spoljašnje opterećenje, a gde su vremenski intervali kontakta stopala sa podlogom izuzetno kratki, kao što su npr. trčanje i skokovi (Asmussen & Bonde-Petersen, 1974; Dietz et al., 1979; Moritani et al., 1991). Utemeljenje u tome da je preaktivacija zadata od viših centara CNS-a je zasnovano na činjenici da stepen ispoljene preaktivacije zavisi od nivoa potrebnog motornog izlaza za savladavanje određenog kretnog zadatka (Dyhre-Poulsen et al., 1991; Moritani et al., 1991). Smatra se da je visoka aktivnost u adekvatnom tajmingu preduslov za efikasno ispoljavanje performansi u kretanjima koja u sebi sadrže SSC režim mišićnog rada (Horita et al., 2002; Moritani et al., 1991). Kyrolainen & Komi (1995) prikazali su da je razvijen brži prirast EMG signala u preaktivaciji kod sportista treniranih po tipu snage, u odnosu na sportiste trenirane po tipu izdržljivosti. Prikazani rezultati bržeg prirasta EMG signala u fazi preaktivacije, i kao posledica toga veće izlazne snage tokom samog kontakta sa podlogom kod sportista treniranih po kriterijumu snage, ukazuju na moguću tranažnu adaptaciju CNS-a u ovoj fazi kretanja. Dosadašnji rezultati pokazuju dve tipične zakonitosti kada je u pitanju pojava aktivnosti u fazi leta koja prethodi kontaktu stopala sa podlogom:

- pojava mišićne aktivacije koja prethodi kontaktu sa podlogom je vremenski određena u odnosu na trenutak kontakta sa podlogom, nezavisno od visine platforme sa koje se DJ skok izvodi;
- amplituda EMG aktivacije pre kontakta se modulira u zavisnosti od visine platforme, gde se prilagođavanje odvija na račun stepena prirasta EMG signala.

#### 3.2. Uloga refleksa na istežanje u kontroli izvođenja vertikalnih sunožnih skokova

Pored određenog nivoa mišićne aktivacije, Melvill-Jones & Watt (1971) također su primetili visok nivo EMG aktivnost *m.gastrocnemius-a* 50 ms nakon brze dorzifleksije u skočnom zglobu pri izvođenju kretanja kao što su hodanje i poskoci. Ovaj monosinaptički refleksni odgovor je praćen i pojavom drugog izraženog EMG pražnjenja čija je pojava bila detektovana oko 120 ms od trenutka istežanja mišića. Ovaj prvi monosinaptički refleksni odgovor na istežanje nije praktično imao efekata na mišićnu tenziju, dok je nešto kasnija (druga) pojava uvećane mišićne aktivacije, kasnije nazvane „funkcionalni refleks na istežanje“ ispraćena prirastom u sili (Melvill-Jones & Watt, 1971). Autori su zaključili da ukoliko se uzme u razmatranje elektromehaničko kašnjenje koje iznosi oko 50 ms (Norman & Komi, 1979), funkcionalni refleks na istežanje bi uticao na razvoj mišićne sile samo u kasnijim fazama kontakta stopala sa podlogom, dok bi ukupnu prethodnu aktivnost CNS unapred planirao. U nešto kasnije izvedenim eksperimentima u trčanju uočena je pojava visoke aktivacije *m.gastrocnemius-a* nakon 35–45 ms od trenutka kontakta stopala sa podlogom, gde je ta aktivacija prevazilazila nivo dobijene u maksimalnoj izometrijskoj kontrakciji (Dietz et al., 1979). Autori su na taj način sugerisali da i monosinaptički refleks na istežanje može imati udela u razvoju mišićne sile u ranim fazama kontakta stopala sa podlogom, i to čak kod najbržih kretanja sa SSC režimom, kao što je trčanje, gde kao posledicu toga unapređuje izlazni nivo mišićne snage. Uzimajući u obzir i da elektromehaničko kašnjenje izmereno direktno na tetivi iznosi 10–12 ms (Nicol & Komi, 1999), monosinaptički refleks na istežanje može uticati i na mehanički output već u ranim fazama istežanja SSC ciklusa. Premda veliki broj autora ističe funkcionalni značaj refleksa na istežanje tokom izvođenja kretanja sa SSC mišićnim režimom, njegov značaj u kretanjima koja uključuju skokove i dalje je pod znakom pitanja (Hof, 2003). Na bazi prethodnih istraživanja dobijeno je nekoliko tipičnih zakonitosti o pojavi refleksne mišićne aktivnosti pri doskocima sa određene visine:

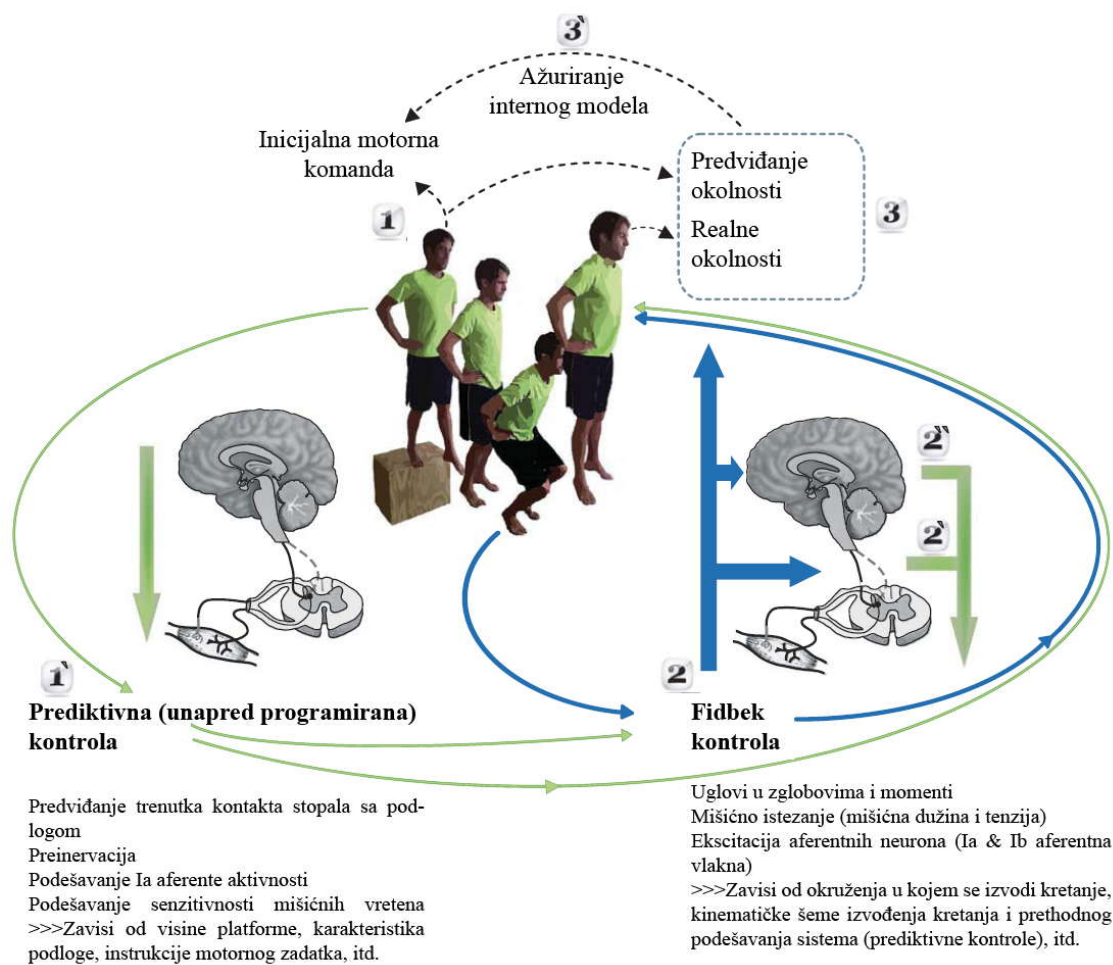
- amplituda EMG aktivnost nakon kontakta stopala sa podlogom se prilagođava u nekom približno linearnom obliku u odnosu na povećanje visine platforme za DJ skok;
- mehanizam refleksne aktivnosti po svoj prilici utiče na prilagođavanje mišićne aktivacije nakon kontakta sa podlogom, ali je ne kontroliše u potpunosti.

#### **3.3. Interakcija prediktivne i fidbek kontrole pri izvođenju vertikalnih sunožnih skokova**

Kretanja u vidu DJ skokova su adekvatni primeri kretanja pomoću kojih je moguće da se prikaže interakcija prediktivnih (engl. *feedforward*) i fidbek (engl. *feedback*) mehanizama motorne kontrole (Komi, 2003). Ova kretanja se mogu podeliti u nekoliko faza: faza preaktivacije (aktivacija mišića koja se javlja u fazi leta pre kontakta stopala sa podlogom), zatim faza ekscentrične kontrakcije, koju sukcesivno prati faza koncentrične mišićne kontrakcije (Komi, 2003). Motorno ispoljavanje u fazi preaktivacije, kao i pojava mišićne aktivacije, neposredno nakon kontakta stopala sa podlogom, mogu pripadati unapred programiranoj ili prediktivnoj kontroli (Zuur et al., 2010). Deo mišićne aktivacije nakon kontakta stopala sa podlogom može se nazvati fidbek ili reaktivna, iz razloga što se tokom kontakta stopala i podloge pobuđuju refleksni odgovori kratke, srednje i duge latence, i time sudeluju u motornom odgovoru (Leukel et al., 2009; Zuur et al., 2010).

Interakcija prediktivne i fidbek motorne kontrole kod izvođenja DJ skoka i poskoka je bila razmatrana skoro 40 godina (Melvill-Jones & Watt, 1971). Zakonitosti po kojima se razmenjuju ovi upravljačkih mehanizmi su dobro prikazani u studiji u kojoj su ispitanici doskakali na automatizovanoj platformi koja je pomerana nagore ili nadole dok je ispitanik bio u fazi leta i nije mogao da predvidi visinu platforme na koju doskače (Zuur et al., 2010). Mišićna aktivacija koja se pojavljivala nakon kontakta stopala sa podlogom je bila promenjena u zavisnosti od trenutka kada je noga osetila opterećenje (trenutak kada je stopalo napravilo kontakt sa podlogom i kada je proprioceptivna refleksna povratna veza pobuđena). Sa druge strane, aktivacija koja prethodi kontaktu stopala sa podlogom je vremenski fiksirana, nezavisno od trenutka kontakta sa podlogom. Ova faza preaktivacije ima važnu ulogu u DJ iz razloga što utiče na prilagođavanje mišićne krutosti tokom izvođenja ovih kretanja (Komi, 2003). Međutim, pri izvođenju kretanja predviđeni uslovi se mogu izmeniti u zavisnosti od neočekivanih situacija koje primoravaju mehanizme kontrole da izvođenja prilagode na te promenjene uslove, pa se velika važnost mora pridodati i ispitivanju načina na koji čovek modulira mišićnu aktivaciju tokom izvođenja pokreta, tj. tokom kontakta stopala sa podlogom.

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA



Slika 7. Prikaz interakcije prediktivne i fidbek kontrole kretanja koja u sebi sadrže SSC mišićni ciklus (preuzeto od Taube et al., 2012a).

Prikaz interakcije prediktivne i fidbek kontrole kretanja, koja u sebi sadrže mišićni SSC ciklus, prikazan je na slici 7. U fazi (1) prikazana je inicijalna motorna komanda koja započinje kretanje i prilagođava lokomotorni sistem na uslove u kojima se kretanje izvodi. Prediktivna ili unapred programirana aktivnost (1') podrazumeva deo izvođenja kretanja koji je unapred programiran u odnosu na predviđene okolnosti, i nije pod uticajem perifernih aferentnih informacija. Npr. pri izvođenju DJ skoka može se predvideti trenutak kontakta stopala sa podlogom, karakteristike podloge, ili unapred planirati kretanje u odnosu na instrukcije u zadatku (npr. odskoči najviše što možeš, ili odskoči što brže možeš). U fazi (2) može se uočiti da se u trenutku kontakta stopala sa podlogom pobuđuje aktivnost perifernih receptora koji se uključuju u proces kontrole izvođenja DJ skoka, gde se pod uticajem aktiviranja refleksa na istežanje (2') obezbeđuje pojačavanje i dodavanje mišićne aktivacije na već postojeći nivo aktivacije

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

ostvaren u fazama preaktivacije (Zuur et al., 2010), ili sa druge strane obezbeđuje korekciju kretanja ukoliko CNS nije adekvatno procenio trenutak kada stopalo treba da stupi u kontakt sa podlogom ili koriguje stepen mišićne aktivacije ukoliko nije adekvatno procenjena čvrstina podloge (Marquez et al., 2010). Povratna fidbek petlja može biti svedena na spinalni nivo (2'), ili se u procesu obrade informacija može završavati i na supraspinalnim nivoima CNS-a (2''). Prikaz pod brojem (3) ukazuje da ukoliko kontrola kretanja koja se zasnivala na predviđenim okolnostima u kojima se izvodi kretanje nije usaglašena sa realnim okolnostima izvođenja kretanja, neophodno je ažuriranje internog modela (3'). Ovo može biti slučaj u situacijama kada se uslovi izvođenja zadatka menjaju. Posledica toga može biti da interni model mora da se prilagodi na novonastalo stanje time što će prilagoditi set komandi u unapred programiranoj kontroli, i uz to modifikovati aferentnu aktivnost (npr. nivo presinaptičke inhibicije na spinalnom nivou). U ranijim istraživanjima je primećeno da je internom modelu dovoljan jedan pogrešan skok kako bi ažurirao nova podešavanja koja bi omogućila da se već naredni skok u seriji izvede na adekvatan način (Marquez et al., 2010). Najverovatnije da ispitanici koriste greške između predviđanja okolnosti i realnih okolnosti izvođenja koje je ispitanik doživeo, kako bi rekalibrisao parametre kontrole za potrebe izvođenje narednog skoka.

Smatra se da refleks izazvan istežanjem antigravitacionih mišića tokom kontakta stopala sa podlogom, odnosno tokom ekscentrične faze, utiče na uvećanje mišićne krutosti i samim tim na unapređenje ispoljene performanse tokom koncentrične faze (Dietz et al., 1979; Voigt et al., 1998). Primećeno je da je tokom sunožnih poskoka u mestu i DJ skokova aktivnost H-refleksa mala u fazi leta, ali kako se približava kontakt sa podlogom, aktivnost H-refleksa se uvećava, ostaje visoka tokom faze oslonca, i opet opada kako se bliži period napuštanja podloge u trenutku odskoka (Dyhre-Poulsen et al., 1991; Moritani et al., 1990; Voigt et al., 1998). Kako H-refleks predstavlja fiziološki odgovor mišićnih vretena na električni spoljni stimulus koji izaziva transmisiju Ia aferentnih signala ka spinalnom nivou, nakon čega se izaziva mišićni odgovor sličan refleksu na istežanje, uvećanje aktivnosti H-refleksa, kako se približava kontakt sa podlogom, potvrđuje pretpostavku o značaju spinalnog refleksa na istežanje na količinu početne EMG aktivnosti tokom izvođenja sunožnih poskoka u mestu i DJ skokova sa određene visine platforme. Pored toga, neke studije ukazuju na

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

---

to da se refleksna aktivnost koja se javlja neposredno nakon kontakta sa podlogom prilagođava na uslove izvođenja DJ skoka, gde je primećeno da se refleksna aktivnost uvećava kod skokova sa manjih visina (20–60 cm) u poređenju sa skokovima sa većih visina (75–80 cm) (Komi & Gollhofer, 1997; Leukel et al., 2007). Ova adaptacija refleksa na uslove u kojima se izvodi kretanje argumentuje činjenicu da su ova kretanja unapred programirali supraspinalni centri (Leukel et al., 2007). Slično tome, centralno programirana aktivnost se smatra značajnom u preinervaciji, modulaciji refleksa i regulaciji krutosti za vreme izvođenja kretanja sa SSC režimom mišićnog rada (Horita et al., 2002). Prema tome, smatra se da supraspinalni centri nisu odgovorni samo za inicijaciju pokreta i fazu preaktivacije pri izvođenju DJ skoka, već utiču i deo kontrole kretanja koji se ispoljava u fazama nakon kontakta stopala sa podlogom.

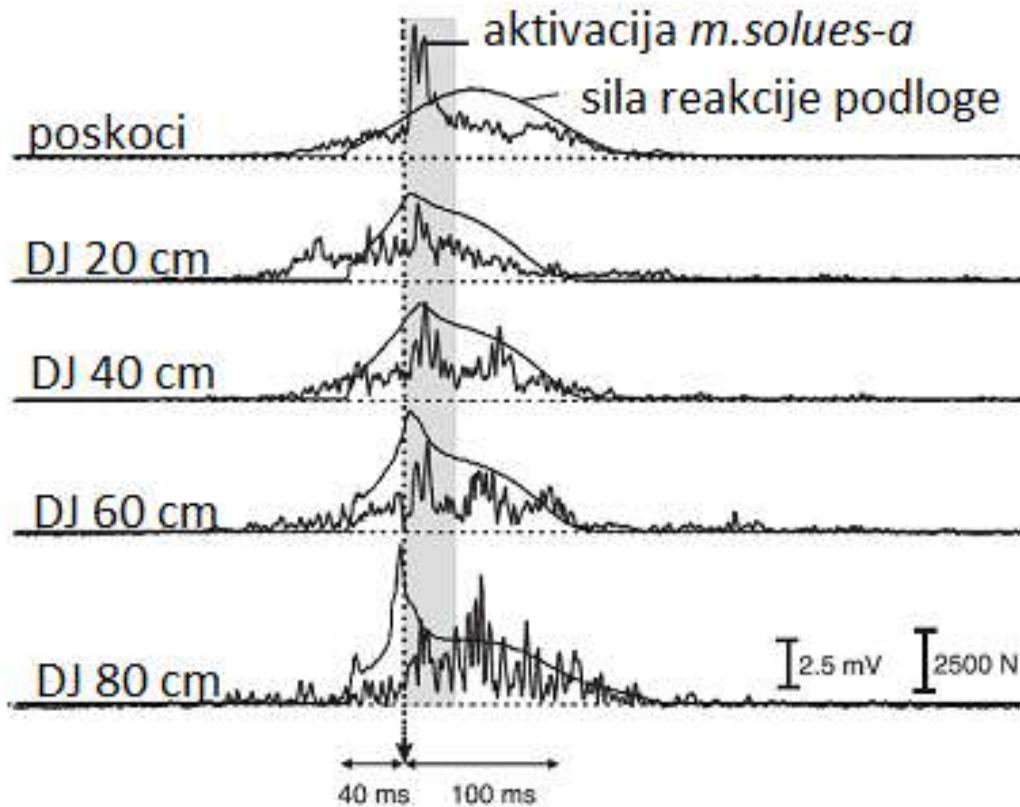
Rezultati studije Taube et al., (2008) pokazuju da kortikalni, spinalni i verovatno supkortikalni neuralni delovi CNS-a utiču na mišićnu aktivaciju u vremenski određenim intervalima. Prva EMG aktivnost nakon kontakta sa podlogom je u bliskoj vezi sa ekcitantom povratnom vezom Ia aferentnih signala, što je dokazano visoko facilitiranim H-refleksom u ovoj fazi izvođenja pokreta. Nakon te faze, spinalni uticaj opada, dok neki drugi izvori postaju relevantniji. Kako aktivnost kortikomotoneurona nije promenjena sve do faze koja je približna periodu od 120 ms od početka kontakta stopala sa podlogom, pretpostavlja se da je kortikalni uticaj u prvim intervalima kontakta stopala sa podlogom pri izvođenju DJ skoka veoma mali.

Kao što je ranije objašnjeno, u motornim zadacima koji u sebi sadrže doskok sa određene visine, unapred programirana aktivnost i refleks na istežanje imaju značajnu ulogu u motornoj kontroli izvođenja ovih kretanja. U ovom kontekstu je veoma važno navesti da su unapred programirani kontrolni mehanizmi nezavisni od **realnog vremena** koje je preostalo pre nastupanja kontakta stopala sa podlogom, već od subjektivno **očekivanog vremena** koje prethodi kontaktu sa podlogom. U studiji Zuur et al., (2010) istraživan je udeo refleksne i kortikalne kontrole u izvođenju vertikalnih sunožnih poskoka. Vremensko pomeranje kontakta stopala sa podlogom uzrokovano nepredvidivim pomeranjem podloge rezultiralo je pojačavanjem rane EMG aktivnosti u jednakom vremenskom intervalu, što je ukazalo da refleks na istežanje utiče na ranu pojavu EMG signala. Sa druge strane, inhibicija motornog korteksa transmagnetnom stimulacijom redukuje rani EMG signal, što ukazuje na to i da motorni korteks takođe



### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

utiče na rani EMG signal. Ovo ukazuje na činjenicu da nije moguće jasno razdvojiti refleksni i programirani deo aktivnosti tokom izvođenja ovih kretanja.



Slika 8. Na slici je prikazana promena rektifikovanog EMG signala *m.soleus-a* i vertikalne sile reakcije podloge u različitim kretanjima sa povratnim režimom mišićnog rada: sunožni poskoci u mestu i DJ sa visina platforme od 20 do 80 cm. Uočava se da se odgovor kratke latence, tj. prvi pik u EMG signalu nakon kontakta sa podlogom (vertikalna tačkasta linija) uvećava sa povećanjem visine platforme sa 20 na 60 cm, ali se drastično smanjuje sa daljim povećanjem visine platforme na 80 cm (preuzeto od Komi & Gollhofer, 1997).

Rezultat studije Leukel et al. (2012) ukazuje da postoji uvećana mišićna aktivacija pre kontakta sa podlogom kod DJ skokova u uslovima kada je ispitaniku poznato da neće menjati kretni zadatak tokom faze leta, u poređenju sa uslovima izvođenja kretnog zadatka koji su bili nepredvidivi i kada je bilo moguće da se ispitaniku na osnovu spoljnog signala promeni kretni zadatak sa DJ na isključivo doskok. U oba kretna zadatka ispitanici su bili instruirani da izvedu DJ, s tim što je u drugom zadatku bilo moguće da se ispitaniku zvučnim signalom tokom faze leta promeni zadatak i da umesto DJ pređe na realizaciju doskoka. Prilagođavanje mišićne preaktivacije na promenu ovih uslova može postojati samo sa promenom prediktivne

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

---

kontrole. Prema tome, može se primetiti da je prediktivna kontrola često povezana sa internim modelom CNS-a koji kontroliše motorni izlaz i senzorno predviđa konsekvence određenih akcija (Miall et al., 1993; Wolpert & Miall, 1996). Stoga, promena predikcije podrazumeva modifikaciju u okviru unutrašnjeg modela. Prema rezultatima ove studije (Leukel et al., 2012) pokazano je da su sve promene u mišićnoj aktivaciji u osnovi bazirane na prilagođavanju prediktivne kontrole (tj. internom modelu). Prilagođavanje ovih unapred programiranih kontrolnih varijabli modela može takođe izazvati niz modifikacija u procesuiranju povratne veze (refleksne aktivnosti) nakon kontakta sa podlogom, i prema tome na modulaciju u parametrima fidek motorne kontrole. Kao primer modulacije mišićne aktivacije tokom kontakta sa podlogom, može se prikazati rezultat uvećane mišićne aktivacije za *m.soleus* u periodu od 120 do 180 ms nakon kontakta sa podlogom (što predstavlja poslednju fazu izvođenja odskoka), kod kretnog zadatka, kada u nepredvidivim uslovima koji su podrazumevali da ispitanik može da očekuje da će se neposredno pre kontakta sa podlogom možda promeniti izvođenje DJ na izvođenje doskoka (Leukel et al., 2012). Kako je prethodno pomenuto da je *m.soleus* tokom izvođenja kretanja pokazao smanjenu preaktivaciju pri izvođenju kretnog zadatka u nepredvidivim uslovima, može se smatrati da je ova pojačana aktivacija u poslednjim fazama izvođenja odskoka posledica adaptacije sistema i stvaranje protivteže na smanjenu količinu preaktivacije, što je za posledicu imalo očuvanje identične visine odskoka u oba kretna zadatka. Shodno prethodnim istraživanjima, može se pretpostaviti da bi ispoljavanje različitih visina odskoka u DJ bila proizvod interakcije prediktivnog i fidek mišićnog odgovora, čiji su parametri kontrole komplementarni, gde bi dominacija jednog u odnosu na drugi mogla da zavisi od intenzitetskih uslova u kojima se DJ izvodi (visina platforme za DJ skok).

#### **3.4. Uticaj promene visine platforme pri izvođenju doskok-odskoka na neuromišićne i biomehaničke varijable**

U mnogim sportskim granama, skakačke performanse generalno, kao i visina odskoka i trajanje kontakta kao specifični parametri izvođenja skoka, smatrani su kao ključni faktori koji određuju nivo sposobnosti određenog sportiste. Trenažna sredstva koja u sebi sadrže SSC mišićni ciklus pokazala su značajne prednosti u poboljšanju

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

---

skakačkih performansi, u poređenju sa trenažnim sredstvima koja ne uključuju ovaj režim mišićnog rada (eksplozivni trening sa opterećenjem, vibracioni trening, elektrostimulacija itd.). Međutim, postoje različiti modaliteti trenažnih sredstava koji su zasnovani na ovom režimu mišićnog rada, koji se ogledaju pre svega u različitim tehnikama izvođenja i različitim intenzitetima opterećenja. Tehnika izvođenja i intenzitet opterećenja su u prethodnim istraživanjima pretežno odvojeno razmatrani, iako postoje rezultati koji ukazuju na to da i sama visina platforme sa koje se doskače (intenzitet opterećenja) utiče na tehniku izvođenja skoka (Bobbert et al., 1987).

U slučaju da kretni zadatak podrazumeva izvođenje DJ sa ciljem da se ostvari što kraći kontakt sa podlogom i ukoliko se izvodi bez dodatnog opterećenja koje je pridodato na telesnu težinu, intenzitet opterećenja u DJ skokovima je najčešće definisan visinom platforme sa koje se izvodi DJ (Ishikawa & Komi, 2004; Makaruk & Sacewicz, 2011). Povećanjem visine platforme za DJ se može direktno uticati na povećanje brzine istezanja ekstenzora nogu, i time na ispoljavanje većih momenata i produkovane snage u skočnom zglobu i zglobu kolena (Bobbert et al., 1987). Pomenuto uvećanje intenziteta DJ utiče na uvećanu aktivaciju mišića u fazama preaktivacije i ekscentrične kontrakcije kod mišića *m.soleus-a*, *m.vastu lateralis-a*, *m.gastrocnemius medialis-a*, dok se uvećana aktivacija *m.rectus femoris-a* pojavljuje samo u fazi ekscentrične kontrakcije (Ishikawa & Komi, 2004). Sa druge strane, povećanje visine platforme nije imalo uticaja na *m.biceps femoris* (Peng et al., 2011) koji ima ulogu dvozglavnog fleksora u zglobu kolena i ekstenzora u zglobu kuka. Pri izvođenju DJ skoka jedna od bitnih determinanti koja utiče na unapređenje sposobnosti vertikalnog skoka je uvećan odgovor spinalnog refleksa na istezanje koji nastaje u fazi ekscentrične kontrakcije (Dietz et al., 1979, Voigt et al., 1998, Komi, 2000). Refleksni odgovor kratke latence povećava se sa povećanjem visine platforme sa 20 cm na 40 cm, i sa 40 cm na 60 cm, dok dalje povećanje platforme na 80 cm umanjuje refleksni odgovor u cilju zaštitnog efekta koji umanjuje preveliki intenzitet ekscentričnog opterećenja mišićno-tetivnog sistema (Kyrolainen & Komi, 1995). Pomenuti rezultati ukazuju da sistem ima mogućnost da kontroliše ispoljavanje mišićne aktivacije, bilo da je ona unapred programirana ili predstavlja refleksni odgovor na spoljni stimulus, u zavisnosti od intenziteta mehaničkih uslova u kojima se izvode DJ skokovi. Sa druge strane, kada se u okviru DJ zadatka uključi još jedan faktor u vidu brzine zaleta koja prethodi DJ,

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

---

nije pokazano da visina DJ utiče na promene u mišićnoj aktivaciji, gde je uočen dominantan uticaj dužine zaleta koji je prethodio DJ skoku (Ruan & Li, 2010). Sagledavajući sve rezultate, nije do kraja utvrđen način na koji se mišićna aktivacija donjih ekstremiteta prilagođava na intenzitet DJ zadatka, ali se može pretpostaviti da i drugi kretni zadaci ili instrukcije koji se kombinuju sa visinom platforme, utiču na modulaciju mišićnog odgovora. Shodno tome, važno je voditi računa u kakvoj su međuzavisnosti faktori koji utiču na određene varijable kretanja, gde ukoliko za cilj imamo realizaciju različitih visina odskoka pri DJ skoku neophodno je odrediti adekvatne visine platforme sa kojih se započinje izvođenje DJ skoka sa kojih je moguće ostvariti benefite povratnog režima mišićnog rada.

Prethodne studije pokazuju da je mišićna aktivacija u periodu neposredno nakon kontakta stopala sa podlogom posebno zavisna od visine platforme sa koje se realizuje DJ (Komi & Gollhofer, 1997; Leukel et al., 2008b). Bazirano na transverzalnim studijama, pokazano je da se pomoću CNS-a refleksni odgovor na istežanje prilagođava na visinu platforme sa koje se izvodi DJ skok. Ukoliko su ispitanici imali zadatak da izvedu DJ sa različitih visina platforme, refleksni odgovor kratke latence je bio manje izražen u DJ sa viših visina (80 cm) u poređenju sa skokovima sa nižih visina platforme (30 cm) (Komi i Gollhofer, 1997). Praćenje H-refleksa tokom izvođenja DJ, pokazuje da u trenutku pojave refleksa kratke latence intenzitet H-refleksa opada sa povećanjem visine platforme (Leukel et al., 2008b). Osim toga, pokazano je smanjenje H-refleks aktivnosti sa povećanjem visine platforme u submaksimalnom izvođenju DJ, i bilo je povezano sa redukovanjem stepena ispoljene krutosti u skočnom zglobu (Taube et al., 2012b). Ova povezanost podržava postojeću tezu da spinalni refleks na istežanje utiče na modulaciju krutosti skočnog zgloba tokom SSC kretanja (Dietz et al., 1979; Dyhre-Poulsen et al., 1991, Voigt et al., 1998). Sa funkcionalnog aspekta, može se pretpostaviti da je redukovanje Ia aferentne aktivnosti (Leukel et al., 2008b) i stepena mišićne aktivacije u periodu pojave refleksa kratke latence (Komi, 2003, Komi & Gollhofer, 1997) u vezi sa preventivnim mehanizmom koji neutrališe prevelika opterećenja kod DJ sa većih visina platforme. Opadanje refleksne aktivnosti redukuje krutost sistema i samim tim umanjuje stepen opterećenja koji treba u kratkom vremenskom periodu da pretrpi tetivno-mišićni sistem (Dyhre-Poulsen et al., 1991). Pored toga, s obzirom da je ispoljavanje elastične komponente zavisno od

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

---

konzistentnog ispoljavanja spinalnog refleksa na istezanje (Lin & Rymer, 1993), može se pretpostaviti da se udeo mehaničkih komponenti u ispoljavanju mišićne sile menja sa povećanjem visine platforme kod DJ, gde se udeo komponente elastičnosti umanjuje a povećava ispoljavanje mišićne sile na račun viskozne komponente. Ovako drastična promena u funkcionalnoj ulozi refleksa na istezanje je najočiglednija u poređenju klasičnih doskoka sa doskok-odskocima. U uslovima isključivo doskoka, drastično opada aktivnost H-refleksa (Dyhre-Poulsen et al., 1991, Leukel et al., 2008a) gde uslovi ovog kretnog zadatka značajno potenciraju ispoljavanje viskozne komponente. U prilog tome postoje i rezultati, studije (Bobbert, 1990) gde je primećeno da sa uvećanjem visine sa koje se izvodi DJ čovek teži da izvede veću amortizacionu fazu tokom faze oslonca. U takvim uslovima mišićna aktivacija koja podržava ovo kretanje (smanjivanje amplitude EMG signala na kraju ekscentrične faze) više podseća na težnju ispitanika da izvede klasičan doskok nego na izvođenje doskok-odskoka (Dyhre-Poulsen et al., 1991).

Rezultati nekih od prethodnih studija pokazuju da se sa povećanjem visine platforme kod vrhunskih sportista troskokaša, kojima su DJ kretanja po strukturi izvođenja bliska i učestala u trenažnim aktivnostima, povećava amplituda EMG signala u fazi preaktivacije u poređenju sa kontrolnom grupom ispitanika gde ova promena nije uočena (Viitasalo et al., 1998). Sa druge strane, ne postoje promene u trajanju EMG signala u fazi preaktivacije sa promenom visine platforme. Ovakva tendencija ukazuje na to da učenje određene motorne veštine modulira pripremnu aktivnost neuromišićnog sistema za različite uslove izvođenja kretanja. Takođe, netrenirani ispitanici sa povećanjem intenziteta opterećenja usporavaju i ubrzavaju centar mase sa značajno većim uglovnim pomeranjem u zglobovima za razliku od treniranih ispitanika. Ovakvi rezultati ukazuju na to da trenažno adaptirani neuromišićni sistem poseduje bolji kapacitet da se odupre većoj brzini istezanja i ispoljenoj sili reakcije podloge. Bitna pretpostavka koja se iz pomenutih rezultata nameće je da i razlike u performansama ispitanika utiču na udeo prediktivnih i fidbek kontrolnih mehanizama u izvođenju DJ skoka.

Neuralna adaptacija, uključujući njene centralne i periferne komponente, igra ključnu ulogu u potencijaciji sile tokom izvođenja skokova koji uključuju povratni režim rada mišića. Od posebne važnosti je mišićna aktivacija koja prethodi kontaktu

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

---

stopala sa podlogom, tj. preaktivacija, kao i refleksna facilitacija tokom kasnije ekscentrične i rane koncentrične faze. Prema tome, na osnovu promena u šemi mišićne aktivacije i unapređenja nivoa performansi koje se izazivaju pliometrijskim treningom, razumno je pretpostaviti i očekivati promene u neuralnoj kontroli izvođenja ovih pokreta. Ukoliko se sagledaju rezultati istraživanja koja su u svom fokusu imala adaptacije u mišićnoj aktivaciji na sprovođenje pliometrijskog treninga primećeni su oprečni nalazi. Chimera et al. (2004) objavili su da je uvećana preaktivacija aduktora i koaktivacija aduktora i abduktora tokom izvođenja DJ promena izazvana pliometrijskim treningom. Nije detektovana nikakva promena u ekstenzorima kolena i mišićima zadnje lože. Kyrolainen et al. (1991) objavili su da je mišićna preaktivacija uvećana kod ekstenzora nogu tokom DJ. Međutim, kod svih studija uočena je uvećana aktivacija plantarnih fleksora u koncentričnoj fazi izvođenja DJ.

Rezultati studije Taube et al. (2012b) pokazuju da postoji različita adaptacija neuromišićnih i koordinacionih varijabli na upražnjavanje pliometrijskog treninga različitog intenziteta. Kod pliometrijskog treninga sa nižih visina (30 cm) primećena je uvećana mišićna aktivacija u fazi koja po vremenskim karakteristikama odgovara pojavi refleksa kratke latence (20–70 ms od početka kontakta), dok se kod četvoronedeljnog pliometrijskog treninga realizovanog sa većih visina (50 i 70 cm) pokazuje uvećana mišićna aktivacija u periodu otiskivanja od podloge, tj. fazi koja pripada koncentričnoj kontrakciji mišića ekstenzora (120–170 ms od početka faze kontakta stopala sa podlogom). Uz promene koje su pokazane na nivou neuromišićnih varijabli *m. soleus*, pokazano je da su različiti intenziteti pliometrijskog treninga doveli i do različitih adaptacija u koordinaciji izvođenja DJ skoka, gde se u prvom slučaju (pliometrijski trening u kome su primenjivane manje visine platforme) značajno skratio kontakt stopala sa podlogom, dok se u drugom slučaju značajno povećala faza amortizacije i produžilo trajanje kontakta stopala sa podlogom. Longitudinalne studije prikazuju rezultate da trenažne metode koje su unapredile visinu odskoka nisu, tj. ne moraju biti povezane sa promenama u krutosti donjih ekstremiteta, ali su imale značajniji efekat na svojstva elastičnosti mišićno-tetivnog sistema (Taube et al., 2012b). U pomenutoj studiji pliometrijski trening koji je podrazumevao DJ skokove sa različitih visina platformi je očekivano imao efekat na unapređenje visine odskoka, ali i na smanjenje krutosti skočnog zgloba, tj. krutosti celog sistema, i povećanje amortizacije

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

faze u zglobu kolena tokom kontakta sa podlogom (Taube et al., 2012b). Sa druge strane, nije postojala promena u stepenu mišićne aktivacije u trenutku pojave refleksa kratke latence prilikom izvođenja DJ zadatka. Prema tome, može se pretpostaviti da u cilju kontrole izvođenja SSC kretanja CNS teži ka smeru pronalaženja adekvatnog balansa između izrazito krutog sistema i nešto više elastičnijeg mišićno-tetivnog sistema koji treba da obezbedi kapacitet za akumuliranje energije elastične deformacije (Rabita et al., 2008; Taube et al., 2012b). Kao posledica te težnje, uloga refleksa na istezanje je usmerena ka specifičnom prilagođavanju krutosti sistema u cilju povezivanja neophodnih kriterijuma za realizovanje određenog kretanja (npr. trajanje kontakta i visina odskoka) i uslova u kojima se kretanje realizuje (različite visine platforme za DJ, karakteristike podloge itd.). Postavlja se pitanje šta je to što je kroz unapređenje određenih performansi bilo primarno u adaptaciji na trening. Da li je koordinaciona šema izvođenja kretanja gde je ispitanik radi mehaničkih benefita težio da obezbedi produženu fazu kontakta kako bi generisao mišićnu aktivaciju u dužem vremenskom intervalu i time povećao impuls sile i visinu odskoka? Ili je proces trenajne adaptacije obrnutog smera, gde su se primarno adaptirale neuromišićne varijable koje su uticale na ovako koordinaciono izvođenje DJ skoka. Uglavnom, uočene promene u kinematičkim, dinamičkim i neuromišićnim varijablama pod uticajem treninga ukazuju na promene u parametrima koji kontrolišu izvođenje DJ skoka, što može da ukaže na formiranje ili promenu određenih motornih progama za ovaj oblik kretanja.

#### **3.5. Uticaj promene visine odskoka pri izvođenju vertikalnog sunožnog skoka na neuromišićne i biomehaničke varijable**

Neka opšta koordinaciona šema izvođenja maksimalnog vertikalnog sunožnog skoka je veoma slična između različitih individualaca. Ovako univerzalno ispoljena koordinacija pri izvođenju maksimalnog vertikalnog skoka se ostvaruje sa ciljem da se optimizuje neuromišićna kontrola i postigne optimalno rešenje ili strategija za ispoljavanje maksimalnih performansi. Ovo optimalno rešenje podrazumeva proksimalno-distalno slaganje pokreta koje podrazumeva inicijaciju pokreta sa proksimalnim krajem kinetičkog lanca na koju se u kasnijem periodu po sukcesivnoj šemi uključuju distalni delovi lokomotornog sistema. Na taj način se obezbeđuje

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

nekoliko biomehaničkih benefita koji omogućavaju čoveku da unapredi ispoljavanje određene performanse:

a) ispitanik je u mogućnosti da održi kontakt stopala sa podlogom do trenutka skoro maksimalnog opružanja u zglobu kolena i kuka (van Ingen Schenau, 1989),

b) jednozglobni i dvozglojni mišići imaju optimalnu interakciju tokom kretanja (Bobbert & van Soest, 2001; van Ingen Schenau et al., 1987),

c) ograničenja u geometriji lokomotornog sistema i anatomskih struktura su minimalna (van Ingen Schenau, 1989),

d) količina neefektivne energije tokom odskoka je na najmanjem nivou (Bobbert & van Soest, 2001).

Za razliku od maksimalnih vertikalnih skokova, odskoci na visine koje su manje od maksimalnih kretanja (u naučnoj literaturi naslovljeni kao submaksimalni skokovi) teorijski mogu uključivati beskonačno veliki broj mogućih rešenja. Osnovno pitanje koje se postavlja je na koji način čovek kontroliše submaksimalne vertikalne skokove, i da li oni po nekim parametrima imaju povezanost sa maksimalnim. Prva pretpostavka je da će ispitanici za potrebe submaksimalnih performansi smanjiti amplitude u mišićnoj aktivaciji ali i produžiti trajanje pokreta. U uslovima plivanja, ovakav opis kontrole kretanja se može uzeti kao adekvatan, ali ne i u uslovima kada je potrebno savladati gravitacionu silu. U radu van Zandwijk et al. (2000) prikazano je da postoji razlika u relativnom tajmingu između skokova submaksimalnih i maksimalnih intenziteta. Činjenica da postoji razlika u relativnom tajmingu ukazuje na to da neuromišićna kontrola u submaksimalnim skokovima nije determinisana prostim usporenjem pokreta, već i nekim promenama u samom motornom obrascu.

Opšta koordinaciona šema izvođenja skokova je velikoj meri određena mišićnim i skeletnim karakteristikama lokomotornog sistema. U skladu sa tim uočeno je da ispitanici izvode amortizacionu fazu neposredno pre realizacije odskoka i da proksimalni segmenti poseduju značajno veći moment inercije u odnosu na distalne. Takođe, u okviru konfiguracije lokomotornog sistema uočava se horizontalna orijentacija stopala u poređenju sa drugim segmentima koji imaju vertikalnu orijentaciju, kao i različita struktura i funkcija mišićno-tetivnog tkiva kod grupa mišića lociranih oko distalnih zglobova u poređenju sa mišićima oko proksimalnih zglobova. Promene u koordinaciji kretanja kod izvođenja skokova najmanje visine odskoka, pa



### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

sve do maksimalne visine odskoka pokazuju smer uvećanja amortizacione amplitude i rotacije proksimalnih segmenata sa težnjom da se poveća visina skoka, kao i da je doprinos skočnog zgloba različit u zavisnosti od intenziteta u okviru kojih se izvodi vertikalni skok (Vanrenterghem et al., 2004).

Jedna od pretpostavki može biti da neuromišićni sistem kontroliše kretanja na bazi određenih kriterijuma. Jedan od takvih kriterijuma može biti da energetska zahtev kretnog zadatka prema ispoljenoj performansi ostane minimalan (mišićna efektivnost), pa u tom kontekstu postoji nekoliko koordinacionih parametara koji se prepodešavaju za te potrebe:

a) kako bi se potencijal kinetičke energije efikasno iskoristio, amortizaciona faza se povećava sa povećanjem visine odskoka;

b) pojačana rotacija proksimalnih segmenata dominira za potrebe povećanja visine odskoka, u poređenju sa distalnim segmentima;

c) udeo skočnog zgloba je zbog svoje anatomske lokacije značajan u kretnim zadacima kao što je izvođenje vertikalnog sunožnog skoka.

Pri izvođenju CMJ skoka primećeno je povećanje vertikalnog pomeranja centra mase u amortizacionoj fazi sa povećanjem visine odskoka (Vanrenterghem et al., 2004). Takvo izvođenje je trebalo da utiče na uvećavanje ispoljenog rada na nivou svakog zgloba donjih ekstremiteta. Međutim, primećeno je da udeo skočnog zgloba i zgloba kolena dostiže maksimum kod intenziteta ispoljenih performansi koji su manji od 100%, tj. najviše vrednosti su ostvarene pri intenzitetima izvođenja koji su oko 50% i 75% u odnosu na maksimum. Ukoliko isključimo amortizacionu fazu pri izvođenju odskoka, na osnovu čiste ekstenzije u skočnom zglobu do kraja odskoka, moguće je generisati silu koju ispitanik koristi za odskok na putu koji je približno 10 cm. Međutim, ekstenzori skočnog zgloba nemaju mogućnost da u potpunosti obezbede ukupan izvršen rad neophodan za realizaciju maksimalnog odskoka. Iz tog razloga je neophodno izvršiti određeni stepen amortizacije kako bi se stekla određena količina kinetičke energije neposredno pre realizacije odskoka. Tokom amortizacione faze (kao posledica spuštanja centra mase u odnosu na uspravan stav) umanjuje se potencijalna energija, i udeo izvršenog rada koji se uloži kako bi se potencijalna energija vratila na početne vrednosti koje telo poseduje u uspravnom stavu se povećava od 28%, 34%, 37%, do 41% od ukupno vertikalnog izvršenog rada, sa povećanjem intenziteta

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

---

izvođenja vertikalnog skoka od 25%, 50%, 75% do 100%, respektivno. Drugim rečima, u uslovima kada se izvodi skok na 25% od maksimalne visine skoka, 28% izvršenog rada se realizuje na račun vraćanja centra mase na početnu poziciju u uspravni stav, dok se 72% izvršenog rada utroši na realizaciju samog vertikalnog odskoka, gde se udeo izvršenog rada koji se direktno koristi za vertikalni odskok smanjuje kako se povećava intenzitet ispoljene performanse u vertikalnom skoku.

Pokazano je da se udeo neefektivne energije tokom vertikalnog skoka povećava sa povećanjem intenziteta izvođenja, i to od 3% do 14% kako intenzitet izvođenja povećavamo sa 25% na 100% (Vanrenterghem et al., 2004). Neefektivna energija tokom realizacije skoka predstavlja energiju koju ispitanik ne utroši na unapređenje vertikalne kinetičke i potencijalne energije tokom faze otiskivanja, već na izvođenje rotacione energije i horizontalne kinetičke energije. I u kasnijoj studiji pokazano je da optimalna koordinacija izvođenja maksimalnog vertikalnog skoka podrazumeva smanjivanje rotacione energije segmenata kako se približava faza odskoka (Bobbert & van Soest, 2001). Značajno uvećanje neefektivne energije sa povećanjem intenziteta izvođenja vertikalnog skoka može upućivati na kriterijume optimizacije izvođenja kretanja. Naime, ukoliko ispitanik ima mogućnost da na različite načine (tj. na osnovu različitih koordinacionih šema) dostigne neke submaksimalne visine vertikalnog skoka on, pre svega, odabira kriterijum ekonomičnosti koji podrazumeva što manje ispoljene neefektivne energije. Sa druge strane, kada su zahtevi kretnog zadatka postavljeni u cilju ispoljavanja maksimalne performanse, zbog kriterijuma efikasnosti sistema ne uzima se u obzir stepen uložene energije već ispitanik izvodi koordinacionu šemu koja po kriterijumu mehaničke efikasnosti omogućava ostvarivanje maksimalne visine vertikalnog skoka.

Još jedna mišićno-skeletna osobina koja je u relaciji sa efektivnim izvođenjem kretanja je inicijalna orijentacija stopala. Ovakva geometrijska prednost dorzi-fleksione pozicije stopala omogućava da se kroz plantarnu fleksiju izvrši rad u ovom zglobu od uspravnog stojećeg položaja pa sve do faze odskoka na putu od oko 10 cm. Međutim, udeo skočnog zgloba je značajan samo kod izvođenja kretanja malog intenziteta, gde je za intenzitet izvođenja vertikalnog skoka na 25% od maksimalnog intenziteta dobijeno da se 78% izvršenog rada realizuje u skočnom zglobu, dok se sa povećanjem ispoljene performanse ka maksimalnim nivoima značajno smanjuje udeo skočnog zgloba (na

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

---

intenzitetu od 50% udeo izvršenog rada na nivou skočnog zgloba iznosi 47%, dok za 75% i 100% udeo skočnog zgloba iznosi 34% i 23%, respektivno), dok se povećava udeo izvršenog rada na nivou zgloba kolena i zgloba kuka.

Rezultati studije van Zandwijk et al. (2000) pokazuju nekoliko interesantnih razlika u varijablama EMG signala između submaksimalnih (75% od maksimalne visine odskoka) i maksimalnih SJ skokova. Uočeno je da se amplituda EMG signala smanjila u submaksimalnim vertikalnim skokovima samo za dvozglobne mišiće, što ističe njihov značaj za koordinaciju višezglobnih pokreta s obzirom da združuju pokrete u različitim zglobovima. Može se smatrati da je specifična uloga ovih mišića podobna da se njihovim prilagođavanjem iskontrolišu različiti intenziteti izvođenja ovako složenog kretanja. Takođe, za submaksimalne skokove je karakterističan nešto raniji početak u aktivaciji kod proksimalnih mišića, i nešto kasniji početak u aktivaciji za distalne mišiće u poređenju sa maksimalnim skokovima. Međutim, analiza signala koji su predstavljeni u vidu ispoljenog obrasca EMG signala i koji su korišćeni da se izvrši submaksimalni SJ su blisko povezani sa realizacijom maksimalnog SJ. Značajna povezanost koja je dobijena između EMG signala kod maksimalnih i submaksimalnih skokova (van Zandwijk et al., 2000) podržava hipotezu da u okviru CNS-a postoji obrazac motornog programa za određenu vrstu kretanja, čiji je izlaz determinisan podešavanjem određenih parametara. U okviru ove studije, prosto pravilo koje se odnosi na to da se za različite intenzitete izvođenja vertikalnog skoka moduliraju samo parametri određenog obrasca motornog programa, bilo bi dovoljno da bi se obezbedila adekvatna realizacija ovih motornih zadataka. Ovakva zakonitost bi značajno uprostila proces kontrole izvođenja vertikalnog skoka, s obzirom da bi se na taj način storirao drastično manji broj motornih programa u CNS-u. Na bazi ovih rezultata, prava priroda određenih pravila i zakonitosti po kojima CNS realizuje kontrolu različitih intenziteta EMG signala ne može biti do kraja razjašnjena i zahteva još eksperimentalnih rezultata.

Rezultati studije Kai et al. (2004) ukazuju da kod izvođenja sunožnih vertikalnih skokova i skokova u dalj sa zatvorenim očima, a sa ciljem u kretnom zadatku da se dostignu određene visine i daljine skoka koje su na 25%, 50% ili 75% od maksimuma, postoji trend da se zadate distance na koje treba dozirati ispoljavanje skoka premašuju. U tom kontekstu se sagledava i uloga vizuelnog čula u kontroli izvođenja sunožnih skokova, gde se smatra da nedostatak informacija iz ovih receptora

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

---

opstruira kontrolu izvođenja ovakvih kretanja. U istoj studiji je primećeno da postoji korelacija između sposobnosti kontrole izvođenja submaksimalnih sunožnih skokova, sa sposobnostima stvaranja dobrog osećaja za poziciju ugla u zglobu kolena u stojećem položaju, kao i sa sposobnostima koje su u vezi sa dobrom percepcijom da se dostigne određeni nivo mišićne sile u izometrijskim uslovima. Dobijena povezanost između sposobnosti dobrog osećaja za poziciju ugla u zglobu kolena u stojećem položaju i sa sposobnostima podešavanja mišićne sile može imati fiziološku osnovu u funkciji mišićnih vretena koja regulišu ova svojstva kroz niz motornih funkcija iniciranih senzornim impulsom iz mišićnih vretena. Takođe, doziranje distance skoka kod vertikalnih skokova i skokova u dalj zavisi od ugla u zglobu kolena tokom faze izvođenja odskoka, i ta zadata distanca skoka se prilagođava u skladu sa promenama u zglobu kolena (Kai et al., 2006). Iz razloga što ugao u zglobu kolena zavisi od stepena ispoljene performanse u skoku, smatra se da promene i podešavanja u kolenom zglobu omogućavaju adekvatnu kontrolu izvođenja submaksimalnih skokova.

Različite tehnike izvođenja vertikalnog skoka, u kontekstu različite amortizacione faze, mogu uticati na ostvarenu visinu odskoka, pik u sili reakcije podloge i maksimalni ostvareni moment, ali ne i na ispoljenu maksimalnu snagu (Salles et al., 2011). Ovo je važna opservacija jer ukazuje na to da amortizaciona amplituda može da varira kod različitih ispitanika ili različitih vrsta studija, ali da bez obzira na to, mogu postojati uporedivi rezultati u ispoljenoj maksimalnoj snazi. Ovakav rezultat ukazuje na to da maksimalna snaga može biti validan pokazatelj neuromišićne funkcije koji je nezavisan od tehnike izvođenja sunožnih skokova. Konkretno, amplituda amortizacione faze pozitivno utiče na visinu odskoka i maksimalni moment ostvaren na nivou svakog zgloba, negativno korelira sa silom reakcije podloge, dok nema uticaja na ostvarenu maksimalnu snagu. Sa druge strane, u istoj studiji je pokazano da stepen uloženog voljnog napora direktno korelira sa sve pomenute četiri varijable koje se odnose na performanse skokova. Kao i u studiji Vanrenterghem et al. (2004) prikazan je i donekle paradoksalni rezultat da je veća sila reakcije podloge ostvarena kod submaksimalnih u odnosu na maksimalne skokove, što može biti u relaciji sa biomehaničkom konfiguracijom lokomotornog sistema. Kao što je primećeno u ranijim studijama, relativno visok nivo sile reakcije podloge kod vertikalnog odskoka može se ostvariti sa angažovanjem plantarnih fleksora (Zajac et al., 1984). Na kraju faze

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

odskoka uglovi u zglobu kolena i kuka su skoro potpuno opruženi, dok jedinoj grupi mišića kojima je zbog geometrije stopala (horizontalna orijentacija) omogućeno da kroz plantarnu fleksiju generišu silu reakcije podloge su mišići plantarni fleksori u zglobu kolena. Na taj način, sa jedne strane imamo značajan udeo kolenog zgloba i zgloba kuka pri ispoljavanju maksimalnih performansi kada udeo skočnog zgloba ne može doći do izražaja (23% od ukupnog izvršenog rada za realizaciju odskoka), dok sa druge strane, sa smanjenjem intenziteta izvođenja vertikalnog skoka, kada udeo skočnog zgloba zbog geometrije stopala dolazi do izražaja (78% od ukupnog izvršenog rada za realizaciju odskoka), mišići plantarni fleksori su jedini koji tokom faze otiskivanja mogu da generišu silu reakcije podloge.

U kontekstu ovih rezultata neophodno je sagledati regulatorne mehanizme koji utiču na ispoljavanje snage a nalaze se u prostoru neuromehaničkih svojstava mišićno-skeletnog sistema. Kao što je prikazano u rezultatima studije Salles et al. (2011) različite tehnike odskoka (različite amortizacione faze) uticale su na relativno slično proizvodnje pika u ispoljenoj snazi. Jasno je da se ova varijabla snage meri na nivou onoga što lokomotorni sistem ispolji na mernom uređaju (platformi sile) i da različit odnos činioca ispoljene snage (ispoljene brzine i sile reakcije podloge) može dati takve rezultate. Drugim rečima, sa povećanjem amortizacione faze smanjuje se nivo realizovane maksimalne sile reakcije podloge i povećava se nivo ostvarene maksimalne brzine centra mase u odnosu na tehnike vertikalnog skoka sa malim amortizacionim fazama (Salles et al., 2011). Međutim, interesantno je sagledati koji su mehanizmi kontrole u okviru internog modela koji omogućavaju ovakvu razmenu, pogotovu ukoliko sagledamo i rezultat da se nivo EMG aktivnosti određenih mišićnih grupa povećava sa povećanjem amortizacione faze, dok sa druge strane ostaje nerazjašnjeno koji su mehanizmi odgovorni za uvećanje pika u sili reakcije podloge kod tehnika odskoka sa malom amortizacionom fazom.

Rezultati studije Bobbert & Casius (2011), pokazuju da prilikom poređenja kinematičkog obrasca sunožnih poskoka maksimalnog i submaksimalnog intenziteta, (na određenoj frekvenci i bez instrukcija koje se odnose na dužinu trajanja kontakta i postavku tela prilikom doskoka) nema promena u postavci tela u trenutku samog doskoka i odskoka, dok se sa smanjenjem visine poskoka povećava vertikalni pomeraj u amortizacionoj fazi, tj. povećava fleksija u zglobovima kada je centar mase u najnižoj

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

---

tački. Ovaj rezultat je u suprotnosti sa rezultatima koji su dobijeni kod vertikalnog sunožnog skoka iz stojećeg stava u okviru kojih je uočeno da se sa povećanjem visine odskoka povećava i amortizaciona amplituda (Salles et al., 2011). Razloge ovako oprečnim rezultatima sigurno treba tražiti u uslovima izvođenja kretnog zadatka koji su poprilično različiti, iako u oba slučaja govorimo o vertikalnim sunožnim skokovima. Naime, vremenski zahtevi koji su definisani u poskocima, kao i činjenica da se svaki poskok realizuje sa određene visine gde sistem mora da savlada određenu količinu kretanja koja je stečena u fazi leta, uslovljavaju drugačije ispoljavanje kinematičkih i dinamičkih varijabli sistema sa promenom visine skoka, u odnosu na sunožni vertikalni skok iz stojećeg stava. Ukoliko se od ispitanika zahteva da ispoštuje frekvencu izvođenja nekog kretanja, a pritom da smanji intenzitet izvođenja tog kretanja (da se sa maksimalnih poskoka prebaci na izvođenje submaksimalnih poskoka), ispitanik mora da produži fazu kontakta stopala sa podlogom (tj. skрати fazu leta) i samim tim produži amortizacionu fazu tokom faze kontakta stopala sa podlogom. Samim tim, na ovaj način se ispitivanje neuromišićne kontrole izvođenja vertikalnih sunožnih skokova mora sagledati i u zavisnosti od mehaničkih uslova u kojima se izvodi kretanje. Ti uslovi se odnose na tip vertikalnog sunožnog skoka (CMJ, DJ ili poskoci) i intenzitet koji je prethodio samoj realizaciji odskoka (visina platforme za DJ).

Ukoliko se pri izvođenju sunožnih poskoka u mestu noga predstavi u vidu mehaničke opruge sa svim visko-elastičnim svojstvima, mogu se uočiti linearne promene u stepenu ispoljene krutosti, gde se sa smanjenjem visine poskoka smanjuje i stepen njene krutosti (Bobbert & Casius, 2011). Kinematičke i dinamičke karakteristike izvođenja nekog kretanja su rezultat šeme mišićne aktivacije i njene interakcije sa visko-elastičnim svojstvima mišića. Kod maksimalnog skoka primećen je karakterističan oblik EMG signala za većinu ekstenzora donjih ekstremiteta, i pojavljuje se u obliku pojedinačnog elektromiografskog pražnjenja. Bez obzira što je ispitivanjem karakteristika modela ovog sistema dobijeno da je moguće smanjiti visinu odskoka na način da mišić održi amplitudu aktivacije na istom nivou i pređe na šemu aktivacije sa dvostrukim pražnjenjem, rezultati studije pokazuju da se smanjenjem visine poskoka smanjuje stepen prirasta ili amplituda tog pojedinačnog pražnjenja (Bobbert & Casius, 2011). Kada ispitanik prelazi sa maksimalnog na submaksimalni nivo ispoljene performanse, postoji veliki broj mogućih rešenja tj. strategija mišićne

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

aktivacije. Pretpostavljeno je da se za submaksimalne nivoe izvođenja i dalje održava obrazac pojedinačnog pražnjenja u cilju ekonomičnije realizacije pokreta gde se smanjuje samo amplituda pražnjenja, gde je ovaj mehanizam u prednosti u odnosu na prelazak na obrazac dvostrukog pražnjenja. Na ovaj način, „mekana” amortizacija sa podlogom, kao i evidentno linearno ponašanje modela u tim uslovima, posledica su potrebe da se realizuje obrazac pojedinačnog pražnjenja u aktivaciji mišića ekstenzora i uprosti kontrola izvođenja ovih kretanja (Bobbert & Casius, 2011). Na osnovu linearnih promena modela i šema mišićne aktivacije sa promenom intenziteta izvođenja kretnog zadatka, može se pretpostaviti da sistem prilagođava samo parametre jednog motornog programa (ne i promenu motornog programa), što ukazuje na mogućnost da su vertikalni sunožni skokovi strukturirani po principu generalizovanog motornog programa unutar viših nivoa CNS-a.

U dosadašnjoj naučnoj literaturi postoje rezultati istraživanja koji opisuju modulaciju neuromehaničkih varijabli na progresivno povećanje uložene voljnog napora kod vertikalnih sunožnih skokova bez amortizacione primene i sa amortizacionom pripremom (SJ i CMJ skokovi) i vertikalnih sunožnih poskoka. Utvrđeno je da je progresivno povećanje visine odskoka kod CMJ skoka povezano sa značajnim uvećanim angažmanom u zglobu kuka u vidu izvršenog rada i ispoljenog maksimalnog momenta, što može biti posledica težnje da se poveća inklinacija trupa prema napred u trenutku započinjanja otiskivanja od podloge (Vanrenterghem et al., 2004; Lees et al., 2004). Povećanje rezultata maksimalne visine odskoka najčešće je praćeno uvećanim momentima u zglobu kolena ili u zglobu kuka, ali ne i momenta u skočnom zglobu (Ford et al., 2005; Vanrenterghem et al., 2008). Iz aspekta mišićne aktivacije, povećanje visine odskoka sa submaksimalnih na maksimalne visine praćeno je sa uvećanom mišićnom aktivacijom biceps femorisa u ranim fazama otiskivanja, i redukovanje aktivacije kvadricepsa u kasnijoj fazi otiskivanja (Lees et al., 2004; Salles et al., 2011). Takođe, istaknuta je uloga aktivnosti dvozglobnih mišića donjih ekstremiteta (RF, BF) za koje se pretpostavlja da imaju značajnu ulogu u kontroli izvođenja CMJ skokova na dozirane visine odskoka (van Zandwijk et al., 2000; Lees et al., 2004). Međutim, pri izvođenju DJ skoka postoje bitne razlike u odnosu na CMJ skok i odnose se na postojanje faze preaktivacije koja u značajnoj meri definiše motorni izlaz (Horita et al., 2002). Takođe, u DJ zadatku postoji uvećanje intenziteta

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

ekscentričnog opterećenja ekstenzora gde se ovim zahtevom utiče i na razliku u brzini SSC ciklusa gde CMJ predstavlja spori SSC ciklus, dok DJ predstavlja brzi SSC ciklus (Moran & Wallace, 2007). Kako se smatra da je jedan značajan deo mišićne aktivacije u SSC kretanju unapred programiran od viših centara CNS-a (Lekuel et al, 2008) i gde je stepen ispoljene preaktivacije zavisan od nivoa potrebnog motornog izlaza za savladavanje određenog kretnog zadatka (Dyhre-Poulsen et al., 1991; Moritani et al., 1991) neophodno je da se kontrola izvođenja submaksimalnih skokova ispituje uz praćenje varijabli koje opisuju prediktivne i fideb kontrolne mehanizme. To je jedino moguće ukoliko se različite faze mišićne aktivacije pre i tokom kontakta stopala prate prilikom promene uslova izvođenja DJ zadatka. U dosadašnjoj literaturi nema rezultata o tome koji su to neuromišićni i biomehanički faktori dominantni pri progresivnom povećanju visine odskoka u DJ. Utvrđeno je da visina platforme (kao faktor koji opisuje intenzitet spoljnog opterećenja) i progresivno povećanje visine odskoka (kao faktor koji opisuje intenzitet izvođenja) značajno utiču na modulaciju neuromišićnih, kinematičkih i dinamičkih varijabli, ali su u dosadašnjoj literaturi ovi faktori uvek odvojeno tretirani.

#### **3.6. Međuzavisnost performansi kretanja i krutosti sistema**

U ranijim istraživanjima je Houk (1979) predložio tezu da sistem reguliše ispoljavanje refleksnih mehanizama pomoću nivoa ispoljene mišićne krutosti, umesto da sistem odvojeno kontroliše mišićnu dužinu i silu. Ovaj „servo motorni“ sistem kontrole je baziran na ideji da se povratne informacije dobijaju u vidu kombinovanih informacija od strane mišićnih vretena koja ekscitiraju sistem, i Goldžijevih tetivnih organa koji teže da sistem dostigne adekvatnu krutost u mišiću (Houk, 1979). Pretpostavlja se da ovakva regulacija krutosti obezbeđuje odgovarajući mehanizam interakcije tela čoveka i spoljašnje sredine u cilju da se neutrališu efekti nagle promene uslova izvođenja kretanja tokom svakodnevnih kretnih aktivnosti.

Krutost sistema je definisana kao fizičko svojstvo lokomotornog sistema koje ima značajnu povezanost sa performansama kretanja i nastankom povreda kod sportista. Potreba za izdvajanjem nekog fizičkog svojstva postoji iz razloga da se definišu modaliteti trenajnih uticaja koji mogu unaprediti to svojstvo. Na osnovu toga, istraživači nastoje da selektivno ispituju na koji način se određeno svojstvo menja u



### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

zavisnosti od uslova u kojima se izvode kretanja. Definisanjem principa modulacije krutosti moguće je definisati principe i izdvojeno delovati na unapređenje datog svojstva u cilju unapređenja efikasnosti kretanja ili prevencije povreda. Kada ispitivana kretna aktivnost predstavlja vertikalne sunožne skokove, koji se u velikoj meri koriste u okviru pojedinih metoda treninga, definisano je više kretnih zadataka i instrukcija koji mogu modulirati krutost sistema. Izdvojeni su intenzitet opterećenja (visina platforme za DJ), intenzitet izvođenja skokova (visina odskoka), trajanje kontakta stopala sa podlogom tokom poskoka, kao i ostali faktori kao što su tvrdoća podloge, tvrdoća obuće i tehnika izvođenja kretanja.

Potreba za izučavanjem krutosti donjih ekstremiteta je u tome što određen stepen ispoljene krutosti determiniše sposobnost izvođenja određenih kretanja, dok neadekvatno prilagođavanje krutosti na zadate uslove kretanja dovodi do nastanka povreda lokomotornog aparata. Iz tih razloga, ispitivanje modulacija krutosti u različitim mehaničkim uslovima kretanja, kao i neposredno menjanje krutosti tokom određenog kretanja kako bi se uticalo na performanse tog kretanja, zaokuplja veliku pažnju istraživača u sportu. Na osnovu velikog broja istraživanja došlo se do određenih zakonitosti na koji način se krutost donjih ekstremiteta prilagođava na zadate uslove kretanja. Pored ovih utvrđenih zakonitosti postoji i niz kontradiktornih rezultata kada je u pitanju kakav stepen krutosti treba da se ispolji (veliki, optimalni ili mali stepen krutosti) za rad realizacije maksimalnih performansi. U osnovi uticaja krutosti sistema na performanse kretanja stoji efikasnost ispoljavanja povratnog režima rada. Očekuje se da bolje razumevanje uticaja unutrašnje krutosti na celokupnu krutost sistema, može da unapredi tumačenje veze između elastičnih karakteristika anatomskih struktura i sposobnosti izvođenja povratih pokreta koji u sebi sadrže SSC mišićni režim.

Različiti pristupi u ispitivanju ove pojave (pod tim se podrazumevaju različiti kretni zadaci i izbor različitih metoda izračunavanja varijabli krutosti) doveli su do različito ustanovljenih zakonitosti, tako da ova pojava i dalje podleže raspravi između istraživača. Na primer, Stefanyshyn & Nigg (1998) pretpostavili su da je moguće proizvoditi bolju sposobnost u sprintu sa većim stepenom krutosti skočnog zgloba. Bez obzira što sposobnost u sprintu zavisi od produkovane mehaničke snage u studiji Arampatzisa et al. (2001) koji je ispitivao DJ skokove sa različitim visina platforme, nije prikazana linearna međuzavisnost između krutosti skočnog zgloba i mehaničke

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

---

snage. Krutost skočnog zgloba je uticala na mehaničku snagu za vreme propulzivne faze DJ, ali veći stepen krutosti skočnog zgloba ne znači obavezno veću mehaničku snagu celog sistema. Generalno, pretpostavlja se da krutost noge utiče na vertikalnu brzinu odskoka, maksimalnu prosečnu mehaničku snagu tokom pozitivne faze izvođenja DJ (Arampatzis et al., 2001). Studija takođe pokazuje da je moguće maksimizovanje vertikalne brzine odskoka kroz različit stepen vertikalne krutosti, dok je maksimizovanje mehaničke snage dostignuto kroz optimalnu vertikalnu krutost i krutost skočnog zgloba, kao i kroz optimalnu količinu aktivacije mišića donjih ekstremiteta za vreme faze preaktivacije.

Suprotno od ostalih studija, ispitanici u studiji koji su realizovali odskok u vis jednom nogom nakon kratkog zaleta od 5 m smanjivali su krutost noge za približno 15% kada se visina odskoka povećavala sa 55 na 95% od maksimalne (Laffaye et al., 2005). Posledica smanjenja krutosti je bila malo umanjenje vertikalne sile reakcije podloge i značajno većeg sabijanja noge kako se visina odskoka povećavala. Ovakvi rezultati su u suprotnosti sa rezultatima Farley-a i Morgenroth-a (1999) koji su pokazali uvećanje krutosti donjih ekstremiteta sa povećanjem visine odskoka kod sunožnih poskoka u mestu. Jedno očigledno objašnjenje stoji u razlikama u kretnim zadacima kao što su skokovi jednom nogom nakon zaleta i sunožni poskoci. U prvom slučaju ispitanici moraju da konvertuju kinetičku energiju akumuliranu tokom zaleta u potencijalnu gravitacionu energiju. Pored nekoliko ograničenja koja se javljaju u fazi trčanja, velika količina kinetičke energije za vreme ove faze ne može biti akumulirana, što uzrokuje nešto duži kontakt sa podlogom (255 ms). Ovakvi uslovi naglašavaju ekscentričnu fazu i sabijanje noge što prevenira veliko uvećanje sile reakcije podloge (Komi & Gollhofer, 1997). Šta više, kratka faza zaleta onemogućava ispoljavanje punog mišićnog kapaciteta u režimu SSC, i ne dozvoljava efikasnu transformaciju kinetičke energije u potencijalnu gravitacionu energiju (Komi, 2000). Fiziološki i mehanički zahtevi ovakvog kretnog zadatka objašnjavaju umereno uvećanje vertikalne sile reakcije podloge, kao i značajno veće sabijanje noge, što dovodi do značajnog umanjenja krutosti noge sa povećanjem visine odskoka.

Smanjenje krutosti se može dovesti i u vezi sa intenzitetom kretanja koje je prethodilo neposrednom odskoku uvis. Ispitanici su brzinu zaleta prilagođavali onoj brzini koja je njima najviše odgovarala, i koja je bila usredsređena na realizaciju

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

---

odskoka. Drugim rečima, intenzitet zaleta nije bio determinisan brzinom zaleta. Bez obzira što ne postoji izmerena brzina zaleta može se pretpostaviti da ona nije bila velika (zbog neophodnosti da se izvrši konverzija kinetičke horizontalne u potencijalnu vertikalnu energiju), i da iz tog ugla posmatrano kretni zadaci koji su prethodili odskoku nisu bili previše zahtevni po aspektu intenziteta. Iz tog razloga, aktuelni rezultati mogu biti objašnjeni i kroz pretpostavku da je, kada za cilj imamo ispoljavanje maksimalnih performansi, a kada je intenzitet kretanja relativno mali, neophodno smanjenje krutosti noge.

U velikom broju prethodnih studija sa ovim ciljem različiti autori ističu različite nivoe krutosti kao benefite za efikasno izvođenje pokreta, pa su se tako izdvojile tvrdnje da je ili velika krutost (Farley & Morgenroth, 1999), ili optimalna krutost (Arampatzis et al., 2001), ili mala krutost (Bobbert et al., 2001; Laffaye et al., 2005) neophodna za ispoljavanje maksimalnih performansi. Ovako nedefinisano ispoljavanje krutosti sistema u cilju ispoljavanja maksimalnih performansi navodi na neophodno razlučivanje dva osnovna faktora u kojima se krutost sistema procenjuje. Prvo, neophodno je razmotriti u kojim kretanjima se krutost određenog sistema prati (trčanje, poskoci, DJ skokovi itd.), i drugo, stepen analitičnosti na kom se krutost sistema izučava (krutost mišićno-tetivnog kompleksa, zglobna krutost, krutost noge, krutost celog sistema itd.). Ono što se na osnovu rezultata prethodnih istraživanja može tvrditi je da određen stepen krutosti sistema definiše stepen ispoljene performanse kretanja koja sadrže režime mišićnog rada u vidu SSC ciklusa. Ovakva tvrdnja je zasnovana na tome da adekvatan stepen krutosti rezultira u efikasnom akumuliranju energije elastične deformacije u mišićno-tetivnom sistemu tokom amortizacione faze (Latash i Zatsiorsky, 1993).

Smatra se da se prilagođavanje krutosti donjih ekstremiteta u najvećoj meri odvija na osnovu modulacije krutosti skočnog zgloba (Farley & Morgenroth, 1999). Mehanizmi preko kojih se odvija uvećanje krutosti u skočnom zglobu se vezuju za uvećanje količine preaktivacije *m.triceps surae-a* tokom faze leta pre kontakta stopala sa podlogom (Melvill-Jones & Watt, 1971), koaktivaciju dorzalnih fleksora tokom kontakta sa podlogom (Komi & Gollhofer, 1997), kao i kratkim refleksom na istezanje koji se javlja neposredno nakon kontakta stopala sa podlogom (Voigt et al., 1998). Stefanyshyn & Nigg (1998) objavili su da postoje razlike u krutosti skočnog zgloba

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

---

između trčanja i sprinta. Oni su pretpostavili da je moguće ispoljiti bolju sposobnost sa većim stepenom krutosti u skočnom zglobu. Takođe je sugerisano da mišić mora da ima veliki stepen krutosti kako bi efikasno iskoristio energiju elastične deformacije (Avela & Komi, 1998). Na osnovu ovoga, može se zaključiti da krutost donjih ekstremiteta utiče na ispoljene sposobnosti u različitim sportskim granama. Ova međuzavisnost između krutosti noge i sposobnosti izvođenja eksplozivnih pokreta nije bila objavljena u literaturi u kontekstu unapređenja sposobnosti. Informacija o moduliranju mišićne krutosti je značajna u kontekstu razmatranja koliko takvo svojstvo može da optimizuje mišićnu sposobnost nakon aktivnog istezanja.

U istraživanjima je potvrđeno da su parametri koji karakterišu miodinamičke performanse skokova tokom izvođenja DJ visina skoka ili vertikalna brzina centra mase odskoku, izvršen mehanički rad i mehanička snaga za vreme pozitivne faze odskoka (Arampatzis et al., 2001). Rezultati studije (Arampatzis et al., 2001) pokazuju da je moguće maksimizovati vertikalnu brzinu odskoka za različite vrednosti krutosti noge, kao i da postoji optimalna vrednost krutosti noge za maksimizovanje mehaničke snage za vreme pozitivne faze DJ. Ovi rezultati su važni iz razloga što je sposobnost u mnogim sportovima determinisana produkcijom mehaničke snage (Fukunaga et al., 1981). Osim toga, pokazano je i da krutost donjih ekstremiteta može biti regulisana sa menjanjem vremena kontakta. U ovoj studiji nema visine odskoka koja u nekim sportovima, kao što su skok uvis ili odbojka, predstavlja osnovnu kriterijumsku varijablu za nivo ispoljene performanse. Kroz korišćenje različitih instrukcija za skokove, dostizane su vrednosti za krutost noge od 32 do 78 kN/m i za krutost skočnog zgloba od 25 do 80 Nm/°.

Uvećanje u mehaničkoj snazi celog sistema je postojalo sa malim skraćivanjem kontakta sa podlogom (Arampatzisa et al., 2001). U ovoj studiji uvećanje u mehaničkoj snazi celog sistema dostignuto je najviše kroz uvećanje mehaničke snage na nivou skočnog zgloba. Nakon dostignute maksimalne snage, još značajnije skraćivanje kontakta sa podlogom dovodi do umanjenja ispoljene snage celog sistema donjih ekstremiteta koje je posledica umanjenja mehaničke snage na nivou kolennog zgloba. Na osnovu pomenutog, jasno je da ispoljavanje mehaničke snage celog sistema zavisi od mehaničke snage i zgloba kolena i skočnog zgloba.

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

Studija Laffaye et al. (2005) pokazuje suprotne rezultate u odnosu na ostala istraživanja u kojima je ispitivan odnos krutosti noge i trajanja kontakta stopala sa podlogom. Za razliku od prethodno pomenutih istraživanja, u ovom se ispitalo kretanje vertikalnog skoka uvis nakon kraćeg zaleta od pet metara. U ranijim istraživanjima, skraćivanje trajanja kontakta sa podlogom je bilo u korelaciji sa uvećanjem stepena ispoljene krutosti donjih ekstremiteta (Arampatzis et al., 2001) ili skraćivanje amortizacione faze (Bridgett & Linthorne, 2006). Ova studija je pokazala da bez obzira što se sa povećanjem visine odskoka trajanje kontakta smanjivalo, krutost noge se takođe sve vreme smanjivala na račun značajno povećane amortizacione faze odskočne noge. Ovakve informacije o vezi između krutosti sistema i trajanja kontakta stopala sa podlogom služe za utvrđivanje načina optimizacije mišićne krutosti nakon aktivnog istezanja, a u cilju ispoljavanja maksimalnih performansi kretanja. U skladu sa pomenutim, može se sagledati da krutost skočnog zgloba nije karakteristika jedne individue, već da je karakteristika za određenu aktivnost ili zahteve kretanja koji su definisani opterećenjima koje sistem pretrpi iznad nivoa skočnog zgloba (Stefanyshyn & Nigg, 1998).

#### **3.7. Uticaj mehaničkih uslova izvođenja kretanja na ispoljenu krutost sistema**

Stepen ispoljene krutosti pri izvođenju nekog kretanja ima svoje izvorište u bazičnoj mehanici koja opisuje ovu pojavu kao količnik sile koja deluje na sistem (u ovom slučaju lokomotorni sistem) i stepen deformacije koji taj sistem pretrpi kao posledicu delovanja te sile. Veliki broj autora koji u svojem istraživačkom opusu obuhvataju analizu vertikalnih skokova, ali i drugih bazičnih kretanja kao što je trčanje i hodanje, usmerili su pažnju na ispitivanje stepena ispoljene krutosti sistema, ili dela sistema, pod uticajem različitih zahteva koji se postavljaju pri izvođenju ovih bazičnih kretanja. Postavlja se pitanje koji je razlog što jedna naizgled jednostavna i uprošćena varijabla može predstaviti jedan izrazito redundantan sistem poput lokomotornog sistema. Prva istraživanja pojave krutosti sistema su ukazala na činjenicu da postoji adaptacija ove varijable na promene zahteva u kojima se izvodi neki oblik kretanja. Tako je uočeno da se krutost povećava sa povećanjem frekvence izvođenja sunožnih poskoka u mestu (Farley et al., 1991; Granata et al., 2002), ili povećanjem visine

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

---

poskoka (Farley et al., 1991; Farley & Morgenroth, 1999), ili skraćanjem trajanja kontakta u DJ skoku (Arampatzis et al., 2001). Ovi rezultati su ukazivali na to da čovek poseduje neki određeni sistem kontrole krutosti sistema, ali neuralne strukture unutar CNS-a koje su zadužene za kontrolu varijabli krutosti nisu do kraja objašnjene. U nekim ranijim neurofiziološkim studijama postoje naznake o tome da je jedna specifična populacija neurona locirana na nivou kičmene moždine odgovorna za kontrolu kinematičkih varijabli modela lokomotornog sistema (Bosco & Poppele, 2000). Imajući u vidu da je sistem kontrole izvođenja skokova sagledan kao skup elemenata sistema izrazito kompleksan, gde je veliki broj segmenata koji učestvuju u izvođenju kretanja i gde mišići koji učestvuju u pokretanju tih segmenata mogu biti različite strukture i funkcije (perasti i vretenasti, jednozglobni i dvozglobni), malo je verovatno da sistem poseduje mehanizme kontrole koji pojedinačno upravljaju svakim delom sistema. Uzimajući u obzir da je ovakav vid kontrole izrazito redundantan, ali i da je na osnovu cilja kretnog zadatka bitno da efektorni aparat dovede segment tela ili telo u određenu poziciju (a ne da kontroliše pomeranje segmenata na pojedinačnom nivou), pruža podršku u nastojanju da se ispituju neuralni mehanizmi kontrole koji su odgovorni za integralno ponašanje modela. Iz tih razloga je neophodno utvrditi kako se određene mehaničke osobine sistema, predstavljene u vidu integralnog modela mase i opruge (tj. krutosti celokupnog sistema i zglobne krutosti), menjaju u zavisnosti od varijabli izvođenja zadatka, i u kojoj je celokupno ponašanje modela ispraćeno sa promenama u neuromišićnim mehanizmima kontrole. Pretpostavlja se da bi kontrolisanje promene modaliteta ovih kretnih zadataka (promena visine platforme i promena visine odskoka) iz aspekta neuromišićnih mehanizama trebalo da bude u prediktivnoj kontroli koja predstavlja unapred programiranu neuromišićnu aktivnost, kao i u okviru refleksnih mehanizama koji se procesiraju na različitim nivoima CNS-a.

Ukoliko je veća sila opteretila lokomotorni sistem, neophodno je proizvoditi veći otpor od strane mišićno-zglobnog sistema kako bi se ostvarilo kontrolisano kretanje. Kroz dosadašnja istraživanja koja su predstavljena u tabeli broj 2 pokazano je da se količina krutosti koja mora biti ispoljena menja sa zahtevima koji su definisani mehaničkim uslovima izvođenja kretanja (brzina kretanja, intenzitet spoljnog opterećenja itd.), kao i samom vrstom kretnog zadatka (poskoci u mestu, doskok-odskok, trčanje itd.).

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

U okviru velikog broja istraživanja ispitivane su relacije između ispoljene krutosti sistema donjih ekstremiteta i intenziteta izvođenja vertikalnih skokova (Farley et al., 1991; Granata et al., 2002; Arampatzis et al., 2001). Istraživanja Farley et al. (1991) i Granata et al. (2002) pokazala su da se krutost noge uvećava sa povećanjem frekvence poskoka. Arampatzis et al. (2001) ispitivali su DJ skokove sa određene visine i pokazali su da je sa povećanjem brzine odskoka uvećavana ispoljena krutost donjih ekstremiteta. Farley et al. (1991) zapazili su da se ispoljena vertikalna krutost uvećava kako se brzina izvođenja poskoka jednom nogom na tredmilu uvećava. Ove studije navode na zaključak da je razlog uvećanja krutosti donjih ekstremiteta sa uvećanjem intenziteta aktivnosti prevencija na prekomerno „propadanje“ zglobova donjih ekstremiteta u inicijalnoj fazi kontakta stopala sa podlogom (tj. tokom amortizacione faze), kao i stvaranje uslova za maksimalno ispoljavanje energije elastične deformacije za vreme propulzivne faze (Farley et al., 1991; Granata et al., 2002; Arampatzis et al., 2001).

Kod poskoka u mestu krutost noge se uvećava u cilju uvećanja frekvence poskoka ili uvećanja visine poskoka (Farley et al., 1991). Mehanizam prilagođavanja krutosti sistema kako bi se ostvarila maksimalna visina poskoka je u smeru dvostrukog uvećanja krutosti sistema u odnosu na ispoljenu krutost za optimalne poskoke (Farley et al., 1991). Ovakvi rezultati nameću pitanje da li je krutost noge koja je uvećana kod poskoka sa maksimalnom visinom posledica uvećanog impakta usled veće količine kretanja koje telo poseduje u tim uslovima i zaštite lokomotornog sistema, ili uvećana krutost podrazumeva stvaranje uslova da se realizuje viši odskok. Moduliranje krutosti skočnog zgloba je primarni mehanizam za adaptiranje krutosti noge kada ljudi vrše poskoke sa različitim visinama poskoka (Farley & Morgenroth, 1999).

Studije koje izučavaju ovu problematiku u trčanju pokazuju slične rezultate (Arampatzis et al., 1999; Kuitunen et al., 2002; Stefanyshyn & Nigg, 1998). Ustanovljeno je da se krutost noge i kod sprinta i kod trčanja uvećava sa uvećanjem brzine trčanja (Arampatzis et al., 1999. Kuitunen et al., 2002). U ispitivanjima na nivou zgloba Stefanyshyn & Nigg (1998) zabeležili su značajno uvećanje krutosti skočnog zgloba sa povećanjem brzine trčanja. Pomenuta istraživanja krutosti sistema u samom trčanju podržavaju mišljenje da, kada se fizički zahtevi kretne aktivnosti povećavaju i

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

---

krutost sistema se takođe uvećava (Arampatzis et al., 1999; Kuitunen et al., 2002; Seyfarth et al., 2002; Stefanyshyn & Nigg, 1998).

Može se pretpostaviti da lokomotorni sistem kontroliše ispoljenu krutost na osnovu procesa interakcije neuromišićnih aktivnosti i visko-elastičnih svojstava mišićno-tetivnog kompleksa, gde se pomenuti procesi prilagođavaju na uslove u kojima se kretanja izvode. Ukoliko postoji uvećanje zahteva da lokomotorni sistem savlada veliko opterećenje nastalo povećanjem intenziteta mehaničkih uslova u kojima se izvodi kretanje (npr. povećanje visine platforme za DJ) očekivano je uvećanje ispoljene krutosti. Sa druge strane, ne postoje jasni modaliteti koji ukazuju na to kako sistem kontroliše ispoljenu krutost pri uvećanju intenziteta ispoljene performanse (npr. povećanje visine odskoka u DJ), pa je sa tim u vezi neophodno dobiti rezultate koji će za različite oblike kretanja i različite mehaničke uslove u kojima se ta kretanja izvode ispitati adaptaciju opštih i specifičnih pokazatelja krutosti sistema.



Tabela 2. Moduliranje krutosti donjih ekstremiteta na promene uslova izvođenja kretanja kod različitih vidova aktivnosti (sunožni poskoci u mestu, doskok-odskoci, trčanje i sprint). (Krutost noge – K; Krutost skočnog zgloba – Ksko; Krutost kolenog zgloba – Kkol; Doskok-odskok – DJ; Sportisti trenirani po principu snage – SS; Sportisti trenirani po principu izdržljivosti – SI) (Mrdaković, 2010).

	<b>Krutost noge (K)</b>	<b>Krutost skočnog zgloba (Ksko)</b>	<b>Krutost kolenog zgloba (Kkol)</b>	Reference
<b>Poskoci u mestu</b>	- Sa povećanjem visine odskoka uz održanje iste frekvence poskoka 2x uvećana vrednost K (sa 14,5 na 29,3 KN/m).	- Sa povećanjem visine odskoka uz održanje iste frekvence poskoka – K uvećan na račun Ksko.	- Sa povećanjem visine odskoka uz održanje iste frekvence poskoka utiče se na uvećanje Kkol.	Farley et al., (1991)
	- Kod poskoka na 1,5 Hz, vrednost K izraženija kod SS u odnosu na SI. - Kod poskoka na 3,0 Hz, vrednost K izraženija kod SS u odnosu na SI.	- Kod poskoka na 3,0 Hz veće vrednosti Ksko kod SS u odnosu na SI.	- Kod poskoka na 1,5 Hz veće vrednosti Kkol kod SS u odnosu na SI.	Hobara et al., (2008)
	- Sa povećanjem frekvence izvođenja poskoka uvećava se vrednost K.			Farley et al., (1991); Granata et al., (2002)
<b>Doskok-odskok</b>	- Maksimalna brzina odskoka kod DJ korelira sa različitim vrednostima K. - Optimalne vrednosti K za ispoljavanje maksimalne mehaničke snage kod DJ.	- Ne postoji linearna veza između Ksko i mehaničke snage celog sistema kod DJ.		Arampatzis et al., (2001)
		- Ksko ne korelira sa visinom odskoka kod DJ.		Kubo et al., (2007)
			- Ne postoji povezanost Kkol sa performansama izvođenja u DJ i CMJ skokovima.	Owen et al., (2005)
	- SS pokazuju veće vrednosti K u odnosu na SI.			Harrison et al., (2004)
	- Vertikalni skok jednom nogom - SS pokazuju veće vrednosti K u odnosu na SI.			Laffaye et al., (2005)
	- Uvećanje vrednosti K sa povećanjem visine platforme za DJ.			Arampatzis et al., (2001)
	- Sa smanjenjem K dolazi do neznatnog uvećanja visine odskoka 0.37-0.39 m.	- Uvećanje vrednosti Ksko utiče na neznatno povećanje visine odskoka 0.37-0.39 m.	- Uvećanje vrednosti Kkol neznatno povećava visinu odskoka 0.37-0.39 m.	Moran & Wallace (2007)
	- Sa povećanjem intenziteta izvođenja skoka Ksko se uvećava gde se značajno uvećava visina odskoka 0.31-0.37 m.	- Sa povećanjem intenziteta izvođenja skoka Kkol se uvećava gde se značajno uvećava visina odskoka 0.31-0.37 m.	Moran & Wallace (2007)	

### 3. PREGLED DOSADAŠNJIH ISTRAŽIVANJA

<b>Trčanje</b>	- Značajan uticaj trajanja kontakta na K.			Morin et al., (2005)
		- Razlike u Ksko postoje kod trčanja i sprinta. - Bolja sposobnost izvođenja sa većim ispoljenim vrednostima Ksko.		Stefanyshyn & Nigg (1998)
		- Ksko se uvećava sa povećanjem brzine trčanja.	- Kkol se uvećava sa povećanjem brzine trčanja.	Kuitunen et al. (2002)
	- K nezavisna od brzine trčanja.			Farley et al. (1993)
	- K pozitivno korelira sa brzinom trčanja.			Mero & Komi (1986)
	- K pozitivno korelira sa brzinom trčanja.		- Uvećanje brzine trčanja do 6,5 m/s značajnije uvećava Kkol, u poređenju sa Ksko.	Arampatzis et al. (1999)
	- Uvećana K sa povećanjem brzine trčanja.			Seyfarth et al. (2002); Farley & Gonzalez (1996)
	- Uvećana K sa smanjenjem dužine koraka.			McMahon & Cheng (1990); Derrick et al. (2000)
	- Uvećanje K smanjuje energetske zahteve kretanja.			McMahon & Cheng (1990); Farley & Morgenroth (1999)
	- Ekonomičnost kretanja korelira sa kratkim trajanjem kontakta sa podlogom.			Nummela et al. (2007)
- Inverzna relacija između K i energetskog utroška.			Heise & Martin (1998); Dalleau et al. (1998)	
<b>Sprint</b>	- K procenjena na osnovu sunožnih poskoka u mestu pozitivno korelira sa maks. brzinom u sprintu.			Chelly & Dennis (2001)
	- Vrhunski sprinteri pokazuju značajno veću K u poređenju sa prosečnim.			Mero & Komi (1986)
	- K korelira sa maksimalnom brzinom na 40 m ali ne i sa fazom ubrzanja.			Chelly & Dennis (2001)
	- kod sprinta na distanci od 30 do 60 m K pokazuje veće vrednosti, u odnosu na 0-30 m, kod sprinta na 100 m.			Bret et al. (2002)
			- Nema povezanosti Kkol sa ubrzanjima na 5, 10 i 20 m.	Owen et al. (2005)
			- Sa povećanjem brzine sprinta povećava se Kkol.	Kuitunen et al. (2002)

## 4. PREDMET, CILJ I ZADACI ISTRAŽIVANJA

### **Predmet istraživanja**

Predmet istraživanja predstavlja ispitivanje neuromišićnih i biomehaničkih varijabli koje učestvuju u kontroli izvođenja vertikalnih sunožnih skokova.

### **Cilj istraživanja**

Cilj istraživanja je da se utvrde neuromišićni i koordinacioni mehanizmi koji učestvuju u kontroli izvođenja vertikalnih sunožnih skokova, sa težnjom da se ispituju upravljački mehanizmi koji su odgovorni za optimizaciju izvođenja kretanja sa povratnim režimom mišićnog rada.

Uže definisan cilj istraživanja je da se utvrdi kako se na promenu intenziteta izvođenja i intenziteta opterećenja vertikalnih sunožnih skokova prilagođavaju unapred programirane i fideb aktivnosti centralnog nervnog sistema, kao i određene biomehaničke varijable.

### **Zadaci istraživanja**

U skladu sa ciljem postavljeni su sledeći zadaci istraživanja:

Ispitivanje modulacije neuromišićnih, kinematičkih i dinamičkih varijabli pri promeni intenziteta opterećenja vertikalnih sunožnih skokova (izvođenje vertikalnih sunožnih skokova sa različitih visina platforme).

Ispitivanje modulacije neuromišićnih, kinematičkih i dinamičkih varijabli pri promeni intenziteta izvođenja vertikalnih sunožnih skokova (izvođenje vertikalnih sunožnih skokova na različite visine odskoka).

## 5. HIPOTEZE ISTRAŽIVANJA

Na osnovu teorijskih saznanja, predmeta, cilja i zadataka istraživanja postavljeno je pet hipoteza istraživanja.

1. Povećanje visine odskoka i visine platforme u doskok-odskoku će uticati na povećanje intenziteta preaktivacije, dok će vremenski interval pojave preaktivacije biti nesenzitivan na promenu visine odskoka i visine platforme.
2. Mišićna aktivacija koja nastaje nakon kontakta stopala sa podlogom i koja predstavlja fidbek kontrolne mehanizme nižih i viših centara CNS-a integralno će se povećavati sa povećanjem visine platforme, dok će povećanje visine odskoka imati uticaja na fidbek kontrolne mehanizme viših centara CNS-a koji su odgovorni za mišićnu aktivaciju koja nastaje u kasnijim fazama kontakta sa podlogom.
3. Povećanje visine odskoka će uticati na povećanje amortizacione faze, dok će povećanje visine platforme uticati na smanjenje amortizacione faze.
4. Povećanje visine odskoka će uticati na smanjenje vertikalne krutosti, dok će povećanje visine platforme uticati na povećanje vertikalne krutosti.
5. Promena visine odskoka će uticati na mehaniku zgloba kolena i zgloba kuka, koja je izražena preko ugaonih pomeraja i ispoljenih momenata, dok će mehanika skočnog zgloba biti nesenzitivna na promenu visine odskoka.

## 6. METODOLOGIJA ISTRAŽIVANJA

Istraživanje je realizovano eksperimentalnim metodom transverzalnog tipa. Kako bi se realizovali predmet, cilj i zadaci istraživanja neophodno je bilo sprovesti dve eksperimentalne celine. Prva eksperimentalna postavka (EKS-1) odnosila se na ispitivanje kontrole izvođenja submaksimalnih doskok-odskoka (DJ skokovi). Druga eksperimentalna postavka (EKS-2) bila je usmerena ka ispitivanju kontrole izvođenja submaksimalnih vertikalnih skokova sa amortizacionom pripremom (CMJ skokovi).

### 6.1. Uzorak ispitanika

U okviru EKS-1 ispitanici su bili 15 odbojkaša prve lige Republike Srbije, prosečnog broja godina ( $21,1 \pm 1,6$  god), prosečne visine ( $190,4 \pm 8,2$  cm) i mase ( $81,5 \pm 6,9$  kg). U EKS-2 je učestvovalo 8 ispitanika, takođe odbojkaša prve lige Republike Srbije, prosečnog broja godina ( $21,9 \pm 1,9$  god) prosečne visine ( $191,6 \pm 9,2$  cm) i težine ( $83,1 \pm 7,1$  kg). Svi ispitanici su bili unapred upoznati sa protokolom testiranja, imali su minimum osam godina iskustva u aktivnom bavljenju odbojkom. Ispitanici nisu imali povrede niti su imali teške povrede ili hirurške intervencije na lokomotornom sistemu u proteklih godinu dana. Svaki od ispitanika je potpisao formular za dobrovoljni pristanak da učestvuje u ovom eksperimentu. Uzorak odbojkaša seniora je selektiran za sprovođenje eksperimenata iz razloga što su oni izrazito familijarni sa izvođenjem vertikalnih skokova, koji su sastavni deo njihovih svakodnevnih trenažnih i takmičarskih aktivnosti.

### 6.2. Protokol eksperimenta

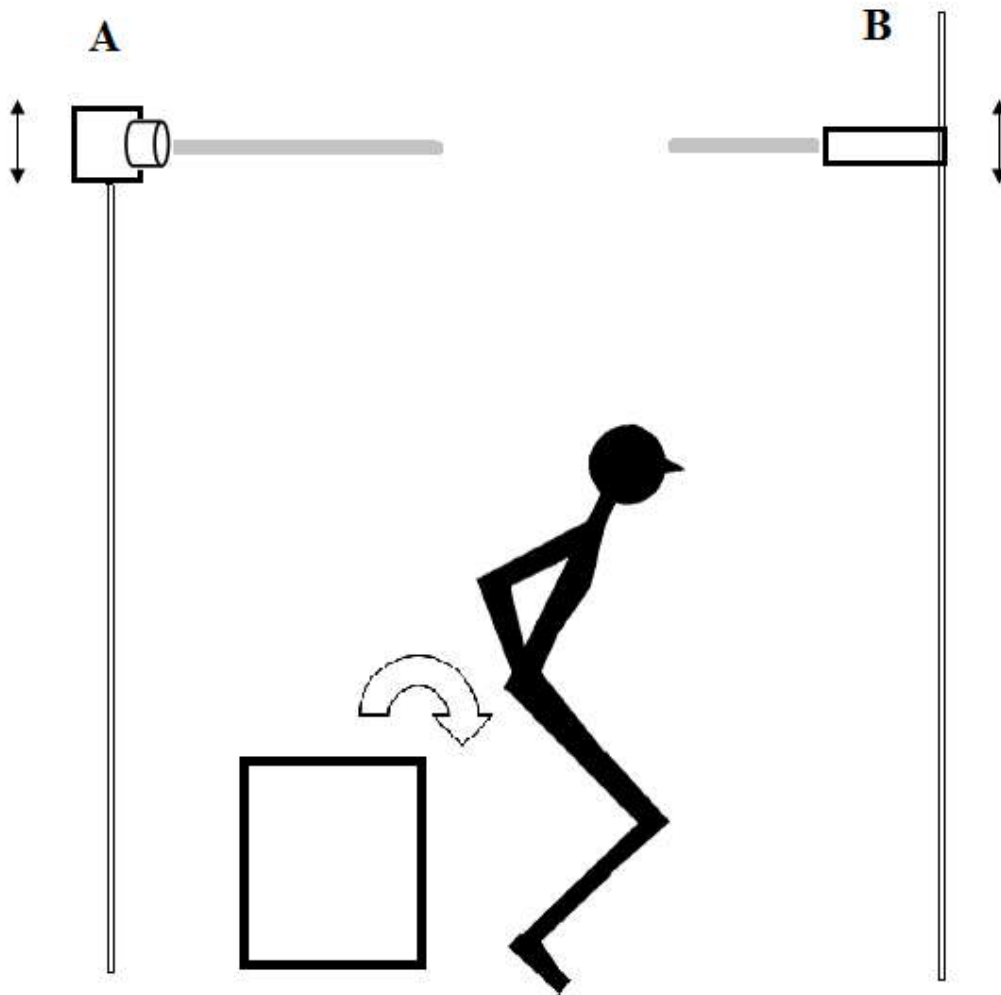
#### Eksperiment 1 (EKS-1)

Kako bi se realizovali cilj i zadaci istraživanja ispitanici su za potrebe EKS-1 realizovali DJ skokove sa različitih visinama platforme (20, 40 i 60 cm), dok su sa svake od visine platforme realizovali odskoke na tri različite visine odskoka koje su iznosile približno 65%, 80% i 95% od maksimalne visine odskoka. Treba napomenuti da su svi ispitanici imali iskustva u realizaciji DJ skokova, koje su primenjivali u okviru svojih trenažnih procesa. Eksperimentalni protokol se sastojao od dva dana, od kojih je prvi dan korišćen za familijarizaciju, dok je drugi predstavljao glavni dan za

prikupljanje podataka. **Prvi dan** eksperimentalnog protokola koristio se da se ispitanici upoznaju sa kretnim zadatkom. Posle uvodnog zagrevanja koje se sastojalo od vožnje bicikla od 10 min, aktivnog istezanja, izvođenja poskoka u mestu i izvođenja CMJ skokova pristupilo se familijarizaciji sa kretnim zadacima. Tokom familijarizacije ispitanici su izvodili po tri uspešna skoka za svaki modalitet visine platforme i visine odskoka DJ skoka, gde bi instrukcije za kretne zadatke bile identične sa onim koje su zadavane u glavnom danu testiranja koje treba da usledi. Prvog dana ispitanici nisu realizovali više od 60 DJ skokova. Nakon tri dana pauze usledio je **drugi dan** eksperimentalnog protokola, u kojem je rađena akvizicija EMG, kinematičkih i dinamičkih varijabli tokom izvođenja kretnih zadataka. Nakon zagrevanja koje se sastojalo od istih elemenata kao prvog dana testiranja, usledilo je nameštanje elektroda za EMG analizu i markera za kinematičku analizu na onu nogu koja je predstavljala dominantnu nogu ispitanika za realizaciju skoka. U cilju skraćivanja procedure pripreme ispitanika za testiranje, nameštanje markera je realizovano od strane dva eksperimentatora na markirane tačke koje su bile obeležene pre početka zagrevanja. Površinske elektrode su postavljane na površinu sedam mišića donjih ekstremiteta: *m.gluteus maximus* (GlutM), *m.rectus femoris* (RF), *m.biceps femoris* (BF), *m.vastus lateralis* (VL), *m.tibialis anterior* (TA), *m.gastrocnemius medialis* (GastM) i *m.soleus* (Sol). Elektrode su postavljane na telo mišića sa distancom između para elektroda tj. mišića ne manjom od 3 cm, kako bi nivo „*cross-talk*“ bio mali i neznačajan (Winter et al., 1994). Takođe, kako bi se pratile kinematičke varijable, postavljeno je osam retrofektivnih markera na dominantnu stranu ispitanika na pozicijama pete metatarzalne falange, pete, skočnog zgloba, zgloba kolena, zgloba kuka, zgloba ramena, zgloba lakta, zgloba ručja, sternoklavikularnog zgloba i glave. Prvi eksperimentalni zadatak glavnog dana testiranja je bio da se realizuje po tri maksimalna DJ skoka sa 20 cm, 40 cm i 60 cm. Instrukcija za DJ skokove je bila da ispitanik stane na ivicu platforme gde su ruke ispitanika postavljene na boku i fiksirane u toj poziciji tokom izvođenja skoka, zatim dominantnom nogom prednoži a stajnom nogom samo sklizne niz platformu gde bi nakon faze leta usledio maksimalni odskok sa što kraćim kontaktom stopala sa podlogom. Maksimalni DJ skokovi sa 60 cm su se koristili za normalizaciju EMG signala i kako bi se u odnosu na njih odredile submaksimalne visine odskoka koje bi u daljoj proceduri bile korišćene kao ciljane visine na koje

ispitanik treba da odskoči. Maksimalne visine odskoka su izmerene na osnovu maksimalnog vertikalnog pomeranja centra mase i kontrolnog markera koji je bio postavljen iznad gornje ivice slušne školjke i u ravni sa očnom dupljom. Maksimalno vertikalno pomeranje je realizovano u odnosu na uspravan stav ispitanika. Submaksimalne visine odskoka su određivane za svaku visinu platforme posebno i iznosile su 65%, 80% i 95% u odnosu na maksimalne visine odskoka. Nakon izvođenja maksimalnih skokova, kao drugi eksperimentalni kretni zadatak glavnog dana testiranja, usledilo je izvođenje submaksimalnih DJ skokova po nasumičnom redosledu. Markiranje visine na koju ispitanik treba da odskoči su odrađene na osnovu vizuelnog signala koji je bio u vidu kutije širine 20 cm, dužine 10 cm i visine 2 cm, koja je sa jedne uzdužne strane prema ispitaniku bila otvorena, dok su na unutrašnjoj strani koja se nalazila na suprotnoj strani od otvorene strane bile postavljene led sijalice. Kutija je bila prikačena na konstrukciju koja se sastojala od vertikalnog postavljenog metra po kojem je kutija preko klizajućeg mehanizma mogla biti postavljena na određenu visinu, i uvek je zauzimala pravilnu horizontalnu ravan u odnosu na podlogu. Instrukcija koju je ispitanik trebalo da ispoštuje pri izvođenju submaksimalnih DJ skokova je da ostvari ciljane visine odskoka sa što kraćim kontaktom sa podlogom, na način što visinom odskoka treba da dostigne horizontalnu ravan kutije i vizuelno uoči svetlosnu markaciju koja je postavljena na zadnjem zidu kutije. Pored toga, postojala je i eksterna vizuelna kontrola realizovanog zadatka od strane eksperimentatora, koja je podrazumevala puštanje linijskog lasera uz pomoć uređaja Bosh PCL20 koji se nalazio iza ispitanika (slika 9A). Uređaj je prostirao crveni linijski laser u horizontalnoj ravni koja je bila u visini ravni kutije koju je ispitanik koristio za potrebe vizuelne markacije (tj. na visini ciljane visine odskoka) (slika 9B). Tačnost uređaja je iznosila  $\pm 0,5$  mm/m. Uspešno izveden zadatak u kontekstu vizuelne kontrole od strane eksperimentatora podrazumevao je da ispitanik preseče snop u visini gornje ivice slušne školjke, tj. markacije koja se nalazi u ravni očne duplje. Od ispitanika se zahtevalo da izvede pet uspešnih pokušaja za svaku visinu platforme i visinu odskoka DJ, gde bi u proseku ispitanici izvodili sedam pokušaja od kojih bi u post obradi dva skoka u kojima nije adekvatno pogođena visina odskoka bila odstranjena. Prosečna vrednost od pet skova je uzeta za dalju analizu. U proseku su ispitanici izvodili ukupno 63 submaksimalna DJ skoka, 9 maksimalnih DJ skoka. Pauza između skokova koji su se izvodili sa iste visine

platforme i na iste visine odskoka bila je oko 30 sec. Pauza između skokova kada se na istoj visini platforme prelazilo na novu visinu odskoka je bila oko 60 sec. Pauza između skokova kada se prelazilo na novu visinu platforme je iznosila 120 sec.



Slika 9. Prikaz eksperimentalne postavke i dva načina na osnovu kojih je kontrolisano da li je ispitanik ostvario ciljanu visinu odskoka. Pomoću infracrvenog snopa koji se prostirao od strane uređaja A koji se nalazio iza ispitanika, eksperimentator je kontrolisao da li je kontrolna tačka koja je bila markirana na ispitaniku dostigla ciljanu visinu odskoka. Na osnovu svetlosne signalizacije koja se nalazila u kutiji B ispred ispitanika i sam ispitanik je imao povratnu informaciju da li je odskočio na ciljanu visinu odskoka.

### **Eksperiment 2 (EKS-2)**

Kako bi se realizovali cilj i zadaci istraživanja ispitanici su za potrebe EKS-2 realizovali CMJ skokove na tri različite visine odskoka koje su iznosile približno 65%, 80% i 95% od maksimalne visine odskoka. Eksperimentalni protokol EKS-2 je identičan sa protokolom testiranja u EKS-1. Jedina razlika koju treba napomenuti je da



je u EKS-2 postojao samo jedan eksperimentalni faktor – visina odskoka, s obzirom da se radilo o izvođenju CMJ skoka i kod kojih ne postoje različite visine platforme. Takođe, normalizacija EMG signala u EKS-2 je realizovana na osnovu maksimalnih CMJ skokova.

### 6.3. Uzorak varijabli

#### Elektromiografske varijable

Elektromiografske (EMG) varijable su praćene za sedam mišića: Sol, GastM, VL, RF, BF, GlutM i TA. EMG varijable korišćene za analizu su zavisile od eksperimentalne postavke, tj. da li je realizovan kretni zadatak u vidu DJ skoka, ili kretni zadatak u vidu CMJ skoka.

#### Elektromiografske varijable za EKS-1

U cilju da se analizira mišićna aktivacija tokom različitih faza izvođenja DJ skoka sa različitih visina platforme i na različite visine odskoka, korišćene su vrednosti *root mean square* (RMS) analize za svaki mišić posebno, i to u određenim vremenskim intervalima: faza preaktivacije (F1) u intervalu od -60 do 0 ms (vrednost 0 predstavlja trenutak kontakta sa podlogom), faza aktivacije u ekscentričnoj kontrakciji (F2) u intervalu od 0 do 60 ms, i faze aktivacije u ranoj koncentričnoj kontrakciji (F3) u intervalu od 60 do 120 ms, i kasnoj koncentričnoj kontrakciji (F4) u intervalu od 120 do 180 ms (Leukel et al., 2012). Prikaz sirovog EMG signala i podeljenih faza iz kojih se nakon filtriranja i obrade izračunavala vrednost RMS prikazan je na slici 11 u okviru poglavlja Rezultati. Vrednosti RMS su normalizovani u odnosu na maksimalne vrednosti RMS ostvarene pri izvođenju maksimalnog DJ skoka i izražene su kao procentualna vrednost (%) gde nivo 1 označava 100%. Pored RMS vrednosti, praćeni su i vremenski intervali prirasta mišićne aktivacije. Prvi vremenski interval prirasta je podrazumevao trenutak pojave EMG signala u fazi leta do trenutka kontakta stopala sa podlogom ( $t_{pre}$ ), dok je drugi vremenski interval predstavljao period od trenutka kontakta do pojave maksimalnog intenziteta RMS aktivacije ( $t_{prir}$ ), gde su vrednosti izražene u milisekundama (ms). Trenutak pojave EMG signala je detektovan kao prvi nagli prirast mišićne aktivacije iznad izoelektrične linije, dok je maksimalna aktivacija određena kao maksimalna RMS vrednost tokom faze kontakta stopala.

### Elektromiografske varijable za EKS-2

U cilju da se analizira mišićna aktivacija pri izvođenju CMJ skoka na različite visine odskoka korišćena je vrednost *root mean square* (RMS) analize za svaki mišić posebno, i to u dva vremenska intervala: faza amortizacije (Fam) i faza otiskivanja od podloge (Fot). Vrednosti RMS su normalizovane u odnosu na maksimalnu vrednost RMS ostvarene pri izvođenju maksimalnog CMJ skoka, i izražene su kao procentualna vrednost (%) gde nivo 1 označava 100%.

### Kinematičke i dinamičke varijable

Za svaki kretni zadatak izračunavane su zavisne varijable koje su iz prostora kinematike i dinamike, ali i varijable koje su nastale kombinovanjem podataka dobijenih kinematičkom i dinamičkom analizom. Pored kinematičkih i dinamičkih varijabli koje su direktno izračunavane na osnovu dobijenih rezultata kinematičke, odnosno dinamičke analize, vertikalna krutost je izračunavana po modelu mase i opruge, kao količnik ostvarene maksimalne sile reakcije podloge i vertikalnog pomeraja centra mase u amortizacionoj fazi (Blickhan, 1989; Farley & Morgenroth, 1999). Krutost zgloba je izračunavana kao količnik maksimalnog momenta u zglobu i maksimalnog ugaonog pomeraja u tom zglobu (Farley & Morgenroth, 1999). Momenti u zglobovima su određeni na osnovu modela međusobno povezanih krutih segmenata, zatim antropomorfoloških karakteristika segmenata, i na osnovu principa inverzne dinamike (Winter, 1990). Kao i kod vertikalne krutosti, i krutost zglobova je izračunavana na osnovu pretpostavke da se maksimalni moment i maksimalni ugaoni pomeraj jednog zgloba pojavljuju u sredini faze kontakta stopala sa podlogom. Sve vrednosti dinamičkih varijabli su relativizovane prema ispitanikovoju telesnoj masi. U okviru obe eksperimentalne postavke (EKS-1 i EKS-2) praćene su sledeće kinematičko-dinamičke varijable:

- maksimalna vertikalna sila reakcije podloge –  $N/kg$
- vertikalni pomeraj centra mase u amortizacionoj fazi –  $m$
- vertikalna krutost –  $kN/m/kg$
- krutost skočnog zgloba –  $Nm/rad/kg$
- krutost zgloba kolena –  $Nm/rad/kg$
- krutost zgloba kuka –  $Nm/rad/kg$
- moment skočnog zgloba –  $Nm/kg$

- moment zgloba kolena –  $Nm/kg$
- moment zgloba kuka –  $Nm/kg$
- vreme kontakta stopala sa podlogom –  $ms$
- visina odskoka –  $m$
- maksimalna mehanička snaga u pozitivnoj fazi –  $W/kg$
- ugaoni pomeraj u skočnom zglobu –  $rad$
- ugaoni pomeraj u zglobu kolena –  $rad$
- ugaoni pomeraj u zglobu kuka –  $rad$
- ugao u skočnom zglobu u trenutku doskoka –  $rad$
- ugao u zglobu kolena u trenutku doskoka –  $rad$
- ugao u zglobu kuka u trenutku doskoka –  $rad$
- ukupan izvršen rad u pozitivnoj fazi –  $J/kg$
- ukupan izvršen rad u negativnoj fazi –  $J/kg$

### 6.4. Aparatura za akviziciju EMG, dinamičkih i kinematičkih podataka

Za EMG analizu korišćen je telemetrijski aparat firme Myomonitor IV (DelSys Inc. Boston, MA, USA) sa pojedinačnim diferencijalnim srebro-hlorid elektrodama (DE-2.1), sa senzornim kontaktom od 2 srebrne ploče dužine 10 mm i širine 1 mm, kontaktnom površinom od 10 mm; sa karakteristikama: *comode mode rejection ratio* (CMRR) – 92 dB, 84 dB (slika 10a). Frekvencija uzorkovanja signala je bila setovana na 2000 Hz. Sirovi EMG signal je nakon usnimavanja prvo filtriran *band-pass* filterom u opsegu od 10 do 750 Hz, i zatim formiran linearan prirast uz pomoć *low pass* filtera na 10 Hz.

Tenziometrijska platforma firme AMTI (60x120) korišćena je za usnimavanje sile reakcije podloge i momenata sile u ortogonalnim pravcima, na frekvenci snimanja od 2000 Hz sa pojačivačem od  $\times 4000$  i *band-pass* filtriranjem 10–1050 Hz (slika 10b). Kinematičke varijable su praćene pomoću infracrvenih kamera firme Qualysis (ProReflex MCU 240) koje su usnimavale retrofektivne markere dijametra 32 mm, uz frekvenciju uzorkovanja signala od 240 Hz (slika 10c). Početak snimanja EMG, kinematičkih i dinamičkih podataka je realizovan pomoću interne sinhronizacije ova tri sistema.



Slika 10. Prikaz aparatura koje su korišćene za akviziciju rezultata: a) telemetrijski sistem za praćenje elektromiografskih varijabli; b) platforma sile za praćenje dinamičkih varijabli, c) sistem infracrvenih kamera za praćenje kinematičkih varijabli.

### 6.5. Statistička analiza

Rezultati deskriptivne analize (prosečne vrednosti i standardne devijacije) za sve praćene varijable su grafički predstavljani, dok su rezultati analize varijanse sa ponovljenim merenjima (*df*, *F*, *p*, *post-hoc*) predstavljani tabelarno, sa tekstualnim objašnjenjima u okviru poglavlja Rezultati.

Kako bi se odredio uticaj faktora visine platforme i uticaj visine odskoka, na elektromiografske, kinematičke i dinamičke varijable rezultati su analizirani dvostrukom analizom varijanse sa ponovljenim merenjima ANOVA).

U cilju utvrđivanja interakcije prediktivne i fdbek kontrole za potrebe kontrole izvođenja DJ skokova ispitivao se uticaj faze izvođenja DJ skoka, visine platforme i visine odskoka na elektromiografske vrednosti uz pomoć trostruke analize varijanse sa ponovljenim merenjima ANOVA).

Za potrebe ispitivanja uticaja visine odskoka i faze skoka na elektromiografske varijable CMJ skokova korišćena je dvostruka analiza varijable sa ponovljenim merenjima ANOVA).

Za potrebe ispitivanja uticaja visine odskoka na kinematičke i dinamičke varijable CMJ skokova korišćena je jednostruka analiza varijanse sa ponovljenim merenjima ANOVA).

Za svaku grupu varijabli prvo je utvrđivana pretpostavka sferičnosti rezultata pomoću *Mauchly's* testa. Ukoliko pretpostavka o sferičnosti nije bila zadovoljena, tj. ukoliko su vrednosti *Mauchly's* testa pokazale p vrednosti manje od 0,05 korišćena je *Greenhouse-Geisser* korekcija za *df* i *F* vrednosti.

Ukoliko je ANOVA statističkom analizom utvrđen značajan uticaj nekog od faktora i ukoliko taj faktor ima više od dva različita nivoa, usledile su *post-hoc* analize u cilju određivanja razlika između različitih nivoa unutar jednog faktora uz pomoć *Bonferroni post-hoc* analize ili T testa za zavisne uzorke sa *Holm-Bonferroni* korekcijom.

Ukoliko je ANOVA pokazala značajan uticaj interakcije dva faktora na neku od praćenih varijabli, pristupilo se analizi jednostavnih uticaja u okviru kojeg je analiziran uticaj visine odskoka, ali za svaki nivo visine platforme posebno.

Sve statističke analize su odrađene u programu za obradu rezultata SPSS verzije br.17. Vrednosti  $p < 0.05$  su odabrane za utvrđivanje nivoa statističke značajnosti.

## 7. REZULTATI

### 7.1. Uticaj različitih visina platforme i visine odskoka pri izvođenju doskok-odskoka na elektromiografske varijable

Rezultati elektromiografskih ispitivanja su razvrstani u dve kategorije. U okviru prve kategorije se analizira intenzitet mišićne aktivacije izražen preko RMS (*Root mean square*) vrednosti EMG signala (rmsEMG), koji je registrovan u četiri karakteristične faze izvođenja doskok-odskoka (DJ). Faze odgovaraju vremenskim intervalima u okviru kojih se aktiviraju različiti nivoi centralnog nervnog sistema u proces kontrole izvođenja kretanja (Leukel et al., 2012). Pomenute četiri faze su razvrstane na period preaktivacije u intervalu od 60 ms pre kontakta stopala sa podlogom [faza 1 / F1 (-60–0 ms, gde 0 predstavlja trenutak kontakta stopala sa podlogom)], zatim na intervale od po 60 ms nakon kontakta stopala sa podlogom koji odgovaraju vremenskim intervalima u kojima se odvija amortizaciona faza [faza 2 / F2 (0–60 ms)], i intervalima ranog [faza 3 / F3 (60–120 ms)] i kasnog [faza 4 / F4 (120–180 ms)] otiskivanja od podloge (slika 11). U okviru ovih faza se očekuju mišićni odgovori koji su pod uticajem refleksa kratke (u fazi F2), srednje (u fazi F3) i duge latence (u fazi F4). Svaka od ovih faza je praćena za 7 različitih mišića donjih ekstremiteta u uslovima kada su eksperimentalnim zadacima menjani mehanički uslovi izvođenja kretanja, tj. intenzitet opterećenja (visina platforme) i nivoi ispoljene performanse, tj. intenzitet izvođenja (visina odskoka). Druga kategorija rezultata iz područja elektromiografije je u domenu vremenskih šema mišićnih aktivacija, tj. vremenskih obrazaca po kojima se generiše mišićna aktivacija. Odabrane su varijable pomoću kojih je u daljoj proceduri utvrđivano da li se vremenski obrasci aktivacije mišića menjaju pod uticajem kretnih zadataka. Pomenute varijable su izražene u vidu vremenskog intervala od prvog najmanjeg prirasta EMG signala iznad izoelektrične linije pa sve do kontakta stopala sa podlogom [vreme preaktivacije ( $t_{pre}$ )], i vremenskim intervalom od kontakta stopala sa podlogom do pojave pika u rmsEMG-a analizi [vreme prirasta mišićne aktivacije ( $t_{prir}$ )].

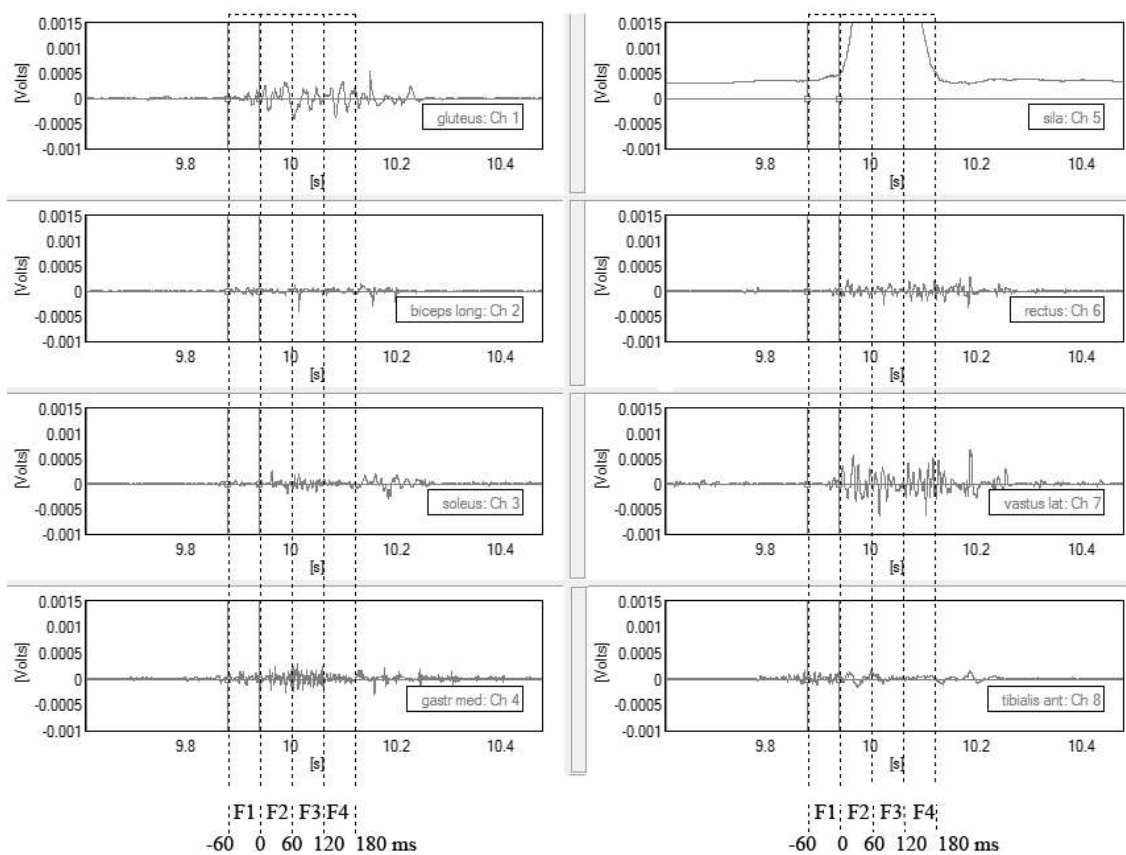
### 7.1.1. Intenzitet mišićne aktivacije u različitim fazama izvođenja doskok-odskoka

Promena rmsEMG (%) za sedam praćenih mišića donjih ekstremiteta, pod uticajem promene visine platforme i visine odskoka se može uočiti na slikama 12 i 13. Rezultati dvostrukog ANOVA testa sa ponovljenim merenjima, u kojima je prikazan uticaj visine platforme i visine odskoka, kao i uticaj interakcije visina platforme i visina odskoka na rmsEMG vrednosti u pojedinim fazama izvođenja DJ skoka (F1, F2, F3 i F4), prikazani su u tabeli 3. Rezultati ukazuju da je visina platforme značajno uticala na varijabilitet rmsEMG svih mišića donjih ekstremiteta i skoro svih praćenih faza ( $p \leq 0.05$ ), osim za F4\_GlutM, zatim F1\_BF, kao i za F1\_TA gde nije uočena promena pod uticajem visine platforme ( $p \geq 0.05$ ). Visina odskoka je takođe značajno uticala na varijabilitet svih mišića donjih ekstremiteta, ali samo u pojedinim fazama izvođenja DJ skoka. Tako je uočeno da se rmsEMG mišića BF, GlutM i TA tokom faze koje odgovara periodu preaktivacije (F1\_BF, F1\_GlutM i F1\_TA) značajno menjala pod uticajem promene visine odskoka ( $p \leq 0.05$ ), dok je tokom faze koja je odgovarala periodu amortizacije (F2) jedino mišić RF (F2\_RF) bio senzitivna na promene visine odskoka ( $p \leq 0.05$ ). Aktivacija (rmsEMG) svih praćenih mišića u periodima koji odgovaraju ranoj i kasnoj fazi otiskivanja (F3 i F4) pokazala je značajnu promenu pod uticajem visine odskoka ( $p \leq 0.05$ ), osim za F3\_TA ( $p \geq 0.05$ ). Rezultati *Bonferroni post-hoc* analize, kojom je utvrđena značajna razlika između različitih nivoa visine platforme i visine odskoka, prikazani su u tabeli 3.

Značajan uticaj interakcije je uočen za varijable F1\_VL, F2\_VL, F3\_VL, F1\_RF, F2\_RF, F3\_RF, zatim F2\_GastM, F2\_Sol, F3\_BF, kao i za F1\_GlutM i F2\_GlutM ( $p \leq 0.05$ ) (tabela 3). Usled dobijenih značajnih uticaja interakcije, urađen je test analize jednostavnih uticaja u okviru kojeg je analiziran uticaj visine odskoka, ali za svaki nivo visine platforme posebno (tj. izvedena je jednofaktorska ANOVA analiza sa ponovljenim merenjima za različite visine odskoka, i to za svaku visinu platforme posebno). Dobijeni rezultati ukazuju da je za varijable F3\_VL i F3\_RF izvor interakcije u tome što je pri izvođenju DJ skoka sa visina od 20 i 40 cm uočen značajan uticaj visine odskoka ( $p \leq 0.01$ ), dok to nije bio slučaj pri izvođenju DJ skoka sa visina od 60 cm. Kada je u pitanju F3\_BF i F1\_RF, izvor interakcije je u tome što postoji značajan uticaj visine odskoka na visinama platforme od 20 i 60 cm ( $p \leq 0.01$ ), ali ne i kod visina

## 7. REZULTATI

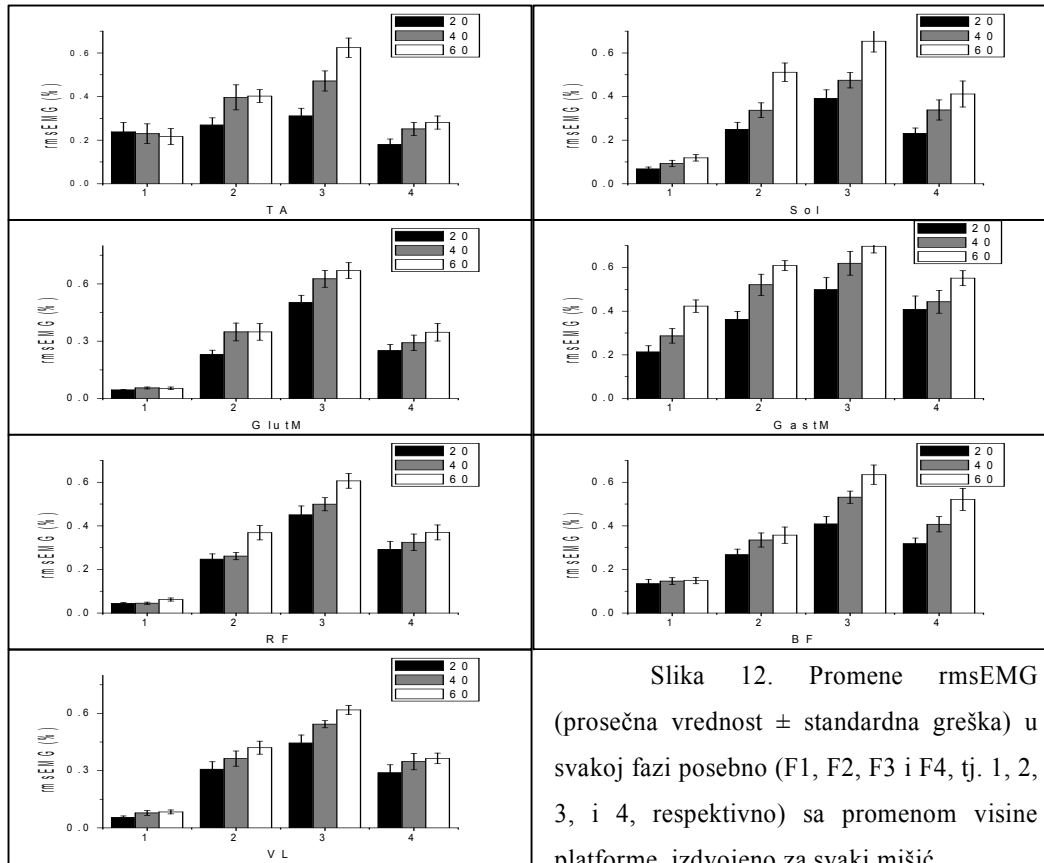
platforme od 40 cm ( $p \geq 0.05$ ). Izvor interakcije visine platforme i visine odskoka za F2\_Sol, F2\_GlutM, F2\_VL i F2\_RF je u tome što postoji značajan uticaj visine odskoka na visinama platforme od 20 cm ( $p \leq 0.01$ ), ali ne i kod visina platforme od 40 i 60 cm ( $p \geq 0.05$ ). Kada je u pitanju F1\_GlutM, izvor interakcije je u tome što ne postoji značajan uticaj visine odskoka na visinama platforme od 20 i 60 cm ( $p \geq 0.05$ ), dok kod visina platforme od 40 cm postoji značajan uticaj visine odskoka ( $p \leq 0.01$ ). Izvor interakcije visine platforme i visine odskoka na F2\_GastM i F1\_VL nije uočen pomoću analize jednostavnih uticaja, tj. testa pojedinačnog uticaja visine odskoka testiran za svaki nivo visine platforme.



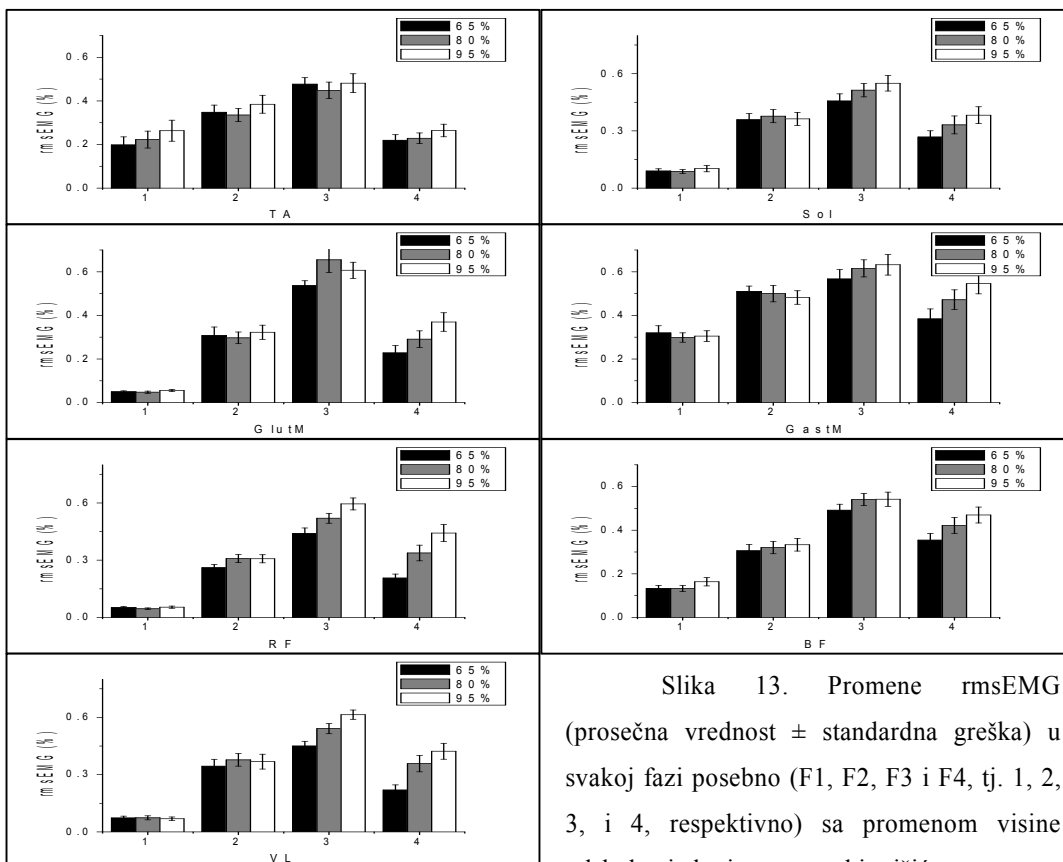
Slika 11. Prikaz sirovog EMG signala za sedam praćenih mišića, sa kanalom koji je registrovao kontakt stopala sa podlogom (prozor u gornjem desnom uglu). Signal je izdjeljen u četiri faze u odnosu na trenutak kontakta stopala sa podlogom: F1 (faza preaktivacije: -60–0 ms, gde je 0 vrednost predstavlja trenutak kontakta sa podlogom), F2 (faza amortizacije nakon kontakta sa podlogom: 0–60 ms), F3 (faza ranog otiskivanja od podloge: 60–120 ms) i F4 (faza kasnog otiskivanja o: 120–180 ms).



## 7. REZULTATI



Slika 12. Promene rmsEMG (prosečna vrednost  $\pm$  standardna greška) u svakoj fazi posebno (F1, F2, F3 i F4, tj. 1, 2, 3, i 4, respektivno) sa promenom visine platforme, izdvojeno za svaki mišić.



Slika 13. Promene rmsEMG (prosečna vrednost  $\pm$  standardna greška) u svakoj fazi posebno (F1, F2, F3 i F4, tj. 1, 2, 3, i 4, respektivno) sa promenom visine odskoka, izdvojeno za svaki mišić.

## 7. REZULTATI

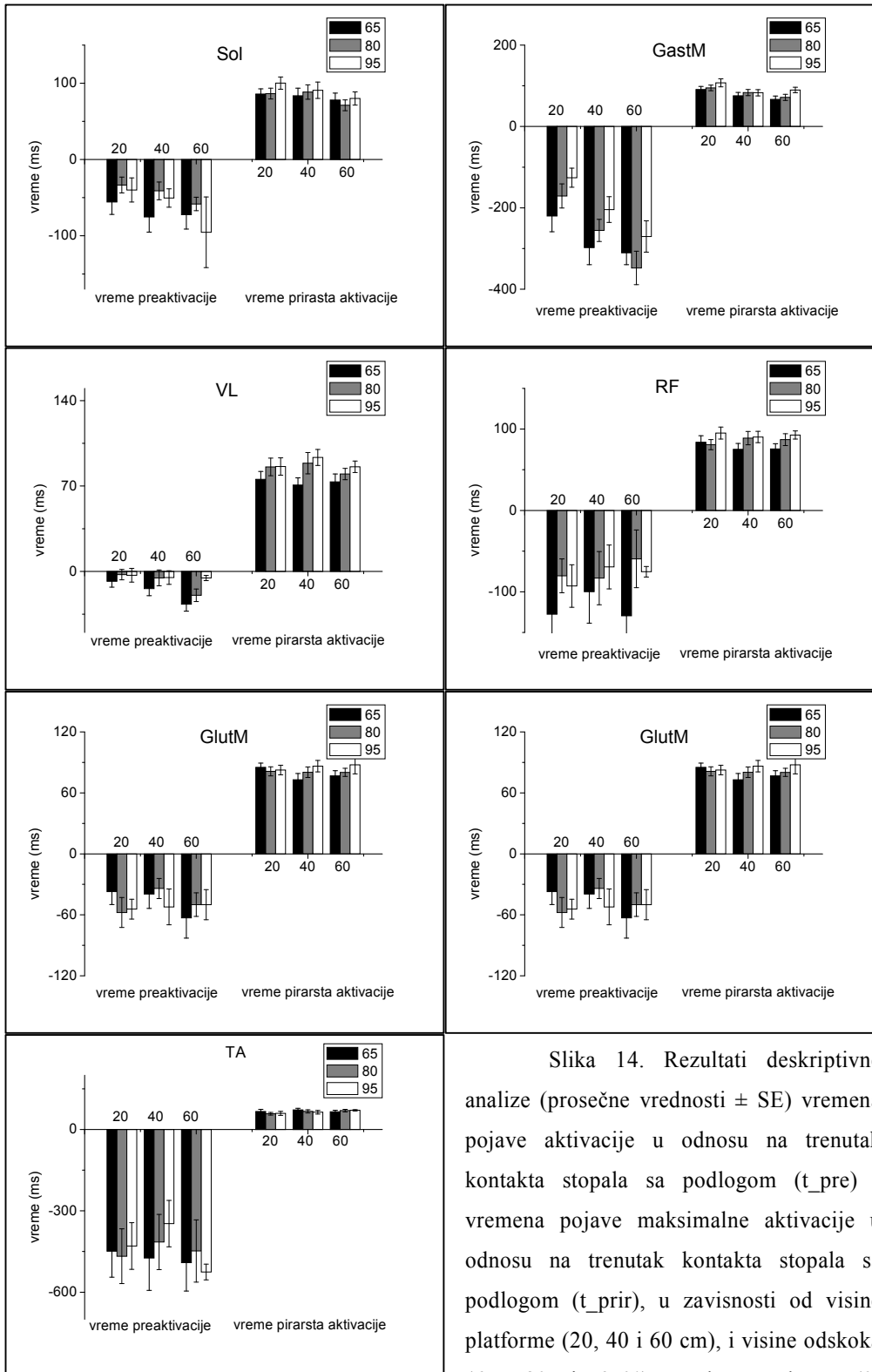
Tabela 3. Rezultati dvostruke ANOVA analize sa ponovljenim merenjima (visina platforme i visina odskoka) za rmsEMG varijable u svakoj od fazi izvođenja skoka (F1, F2, F3 i F4), sa *Bonferroni post-hoc* obradom. ( $p \leq 0.05$ ).

*Post-hoc (Bonferroni)*: (\*) značajna razlika između 20 i 40 cm; (#) značajna razlika između 40 i 60 cm; (&) značajna razlika između 20 i 60 cm; (a) značajna razlika između 65% i 80%; (b) značajna razlika između 80% i 95%; (c) značajna razlika između 65% i 95%; simboli (↑)(↓) označavaju da se vrednost povećava (↑) ili smanjuje (↓) na većim visinama platforme, odnosno odskoka.

		Visina platforme				Visina odskoka				Interakcija			
		F1	F2	F3	F4	F1	F2	F3	F4	F1	F2	F3	F4
VL	df <sub>error</sub>	2; 28	2; 28	1.35; 18.91	2; 28	2; 28	2; 28	2; 28	2; 28	4; 56	4; 56	4; 56	4; 56
	F	5.27	10.29	12.10	4.98	0.31	2.33	27.83	37.35	2.76	3.65	4.94	1.25
	p	<b>0.011</b>	<b>0.000</b>	<b>0.001</b>	<b>0.014</b>	0.736	0.116	<b>0.000</b>	<b>0.000</b>	<b>0.037</b>	<b>0.010</b>	<b>0.002</b>	0.299
	Post-hoc	*↑,&↑	#↑,&↑	*↑,#↑, &↑	*↑			a↑,b↑, c↑	a↑,b↑, c↑				
RF	df <sub>error</sub>	1.35; 18.93	1.46; 20.41	1.37; 19.21	2; 28	2; 28	2; 28	2; 28	2; 28	2.24; 31.34	2.79; 38.74	4; 56	4; 56
	F	6.73	10.09	7.63	4.98	2.09	11.19	33.32	39.06	4.86	4.42	6.07	1.87
	p	<b>0.012</b>	<b>0.002</b>	<b>0.007</b>	<b>0.014</b>	0.143	<b>0.000</b>	<b>0.000</b>	<b>0.000</b>	<b>0.012</b>	<b>0.011</b>	<b>0.000</b>	0.129
	Post-hoc	#↑	#↑,&↑	#↑,&↑			a↑,c↑	a↑,b↑, c↑	a↑,b↑, c↑				
BF	df <sub>error</sub>	1.13; 15.85	1.28; 17.97	1.23; 17.28	1.22; 17.07	1.41; 19.75	2; 28	2; 28	2; 28	2.25; 31.50	4; 56	2.31; 32.34	4; 56
	F	0.59	4.8	15.23	15.81	6.89	1.31	5.30	15.42	2.60	1.08	5.05	0.32
	p	0.475	<b>0.033</b>	<b>0.001</b>	<b>0.001</b>	<b>0.010</b>	0.286	<b>0.011</b>	<b>0.000</b>	0.084	0.374	<b>0.010</b>	0.865
	Post-hoc			*↑,#↑, &↑	*↑,#↑, &↑	b↑		a↑	a↑,c↑				
Sol	df <sub>error</sub>	2; 28	1.40; 19.65	1.44; 20.18	1.46; 20.41	1.39; 19.53	2; 28	2; 28	1.95; 27.36	2.74; 38.3	1.99; 27.83	4; 56	2.23; 31.14
	F	11.40	40.74	28.10	11.98	1.18	0.66	14.54	19.54	1.48	3.81	1.73	2.02
	p	<b>0.000</b>	<b>0.000</b>	<b>0.000</b>	<b>0.001</b>	0.310	0.527	<b>0.000</b>	<b>0.000</b>	0.236	<b>0.035</b>	0.158	0.145
	Post-hoc	*↑,&↑	*↑,#↑, &↑	*↑,#↑, &↑	*↑,&↑			a↑,c↑	a↑,b↑, c↑				
GastM	df <sub>error</sub>	1.32; 18.49	2; 28	1.34; 18.72	1.21; 16.96	2; 28	2; 28	2; 28	2; 28	2.48; 34.76	4; 56	4; 56	2.67; 36.76
	F	29.63	20.18	11.34	6.28	1.06	1.20	5.86	30.61	0.32	2.66	0.92	1.23
	p	<b>0.000</b>	<b>0.000</b>	<b>0.002</b>	<b>0.018</b>	0.360	0.316	<b>0.008</b>	<b>0.000</b>	0.773	<b>0.042</b>	0.458	0.311
	Post-hoc	*↑,#↑, &↑	*↑,&↑	*↑,&↑	#↑			a↑	a↑,b↑, c↑				
GlutM	df <sub>error</sub>	2; 28	2; 28	2; 28	2; 28	2; 28	1.44; 20.19	1.41; 19.71	2; 28	4; 56	4; 56	4; 56	2.47; 34.57
	F	2.55	5.47	8.92	5.48	4.26	0.70	4.07	22.57	4.46	3.25	0.71	1.78
	p	0.096	<b>0.010</b>	<b>0.001</b>	<b>0.010</b>	<b>0.024</b>	0.46	<b>0.045</b>	<b>0.000</b>	<b>0.003</b>	<b>0.018</b>	0.587	0.176
	Post-hoc		*↑	*↑,&↑	&↑	b↑		c↑	a↑,b↑, c↑				
TA	df <sub>error</sub>	2; 28	2; 28	2; 28	2; 28	1.241; 17.37	2; 28	2; 28	1.45; 20.27	2.43; 34.00	2.24; 31.42	4; 56	4; 56
	F	0.41	5.38	29.26	8.34	5.67	2.54	1.18	4.01	1.09	2.85	1.41	0.31
	p	0.669	<b>0.016</b>	<b>0.000</b>	<b>0.001</b>	<b>0.024</b>	0.097	0.322	<b>0.046</b>	0.356	0.067	0.242	0.867
	Post-hoc		*↑,&↑	*↑,#↑, &↑	*↑,&↑				c↑				

### 7.1.2. Vremenska šema prirasta mišićne aktivacije

Promena vremenskog intervala pojave mišićne aktivacije u periodu pre kontakta ( $t_{pre}$ ) i vremenskog intervala pojave maksimalne aktivacije nakon kontakta ( $t_{prir}$ ) za sedam praćenih mišića, pod uticajem različitih visina platforme i različitih visina odskoka se može uočiti na slici 14. Rezultati dvostrukog ANOVA testa sa ponovljenim merenjima u kojima je utvrđen uticaj visine platforme i visine odskoka, kao i uticaj njihove interakcije na varijable koje opisuju vremensku šemu prirasta EMG-a prikazani su u tabeli 4. Rezultati ukazuju da je visina odskoka značajno uticala na vremensku šemu prirasta mišićne aktivacije koja je praćena u fazi pre i tokom kontakta stopala sa podlogom, i to za skoro sve praćene mišiće ( $p \leq 0.05$ ) osim za TA i GlutM u oba perioda ( $t_{pre}$  i  $t_{prir}$ ), kao i za RF, BF i Sol u fazi pre kontakta stopala sa podlogom ( $t_{pre}$ ) ( $p \geq 0.05$ ). Trend promena vrednosti varijable  $t_{pre}$  za mišiće gde postoji uticaj visine odskoka u smeru smanjenja vrednosti sa povećanjem visine odskoka, dok je sa druge strane povećanje visine odskoka uticalo na povećanje vrednosti varijable  $t_{prir}$  (za detaljnu *post-hoc* analizu pogledati tabelu 4). Za razliku od visine odskoka koji je značajno uticao na varijable vremenske šeme mišićne aktivacije za većinu praćenih mišića, visina platforme je faktor koji je imao značajan efekat jedino na GastM u obe praćene faze ( $t_{pre}$  i  $t_{prir}$ ), kao i na VL i BF u fazi pre kontakta stopala sa podlogom ( $t_{pre}$ ). Trend promena vrednosti varijable  $t_{pre}$  za mišiće gde postoji uticaj visine platforme je u smeru povećanja vrednosti sa povećanjem visine platforme, dok je sa druge strane povećanje visine platforme uticalo na smanjenje vrednosti varijable  $t_{prir}$  (za detaljnu *post-hoc* analizu pogledati tabelu 4). Dvostruka ANOVA sa ponovljenim merenjima nije pokazala značajne uticaje interakcije na varijable vremenske šeme prirasta mišićne aktivacije.



Slika 14. Rezultati deskriptivne analize (prosečne vrednosti  $\pm$  SE) vremena pojave aktivacije u odnosu na trenutak kontakta stopala sa podlogom ( $t_{pre}$ ) i vremena pojave maksimalne aktivacije u odnosu na trenutak kontakta stopala sa podlogom ( $t_{prir}$ ), u zavisnosti od visine platforme (20, 40 i 60 cm), i visine odskoka (65, 80 i 95%). Nulta vrednost (0) predstavlja trenutak kontakta stopala sa podlogom.

## 7. REZULTATI

Tabela 4. Rezultati dvostruke ANOVA analize sa ponovljenim merenjima (visina platforme i visina odskoka) za varijable vremenskog prirasta EMG signala, sa *Bonferroni post-hoc* obradom. ( $p \leq 0.05$ ).

*Post-hoc (Bonferroni)*: (\*) značajna razlika između 20 i 40 cm; (#) značajna razlika između 40 i 60 cm; (&) značajna razlika između 20 i 60 cm; (a) značajna razlika između 65% i 80%; (b) značajna razlika između 80% i 95%; (c) značajna razlika između 65% i 95%; simboli (↑)(↓) označavaju da se vrednost povećava (↑) ili smanjuje (↓) na većim visinama platforme, odnosno odskoka.

		Visina platforme		Visina odskoka		Interakcija	
		t_pre	t_prir	t_pre	t_prir	t_pre	t_prir
VL	df;error	2;24	2;26	2;24	1.29;16.78	2.38;28.61	4;52
	F	12.758	0.374	12.783	15.681	1.247	1.181
	p	0.000	0.692	0.000	0.001	0.307	0.330
	Post-hoc	#↑,&↑		c↓	a↑,c↑		
RF	df;error	1.34;16.13	2;24	2;24	2;24	2.29;27.50	4;48
	F	1.018	0.270	2.577	9.885	1.426	1.000
	p	0.376	0.766	0.097	0.001	0.258	0.417
	Post-hoc				c↑		
BF	df;error	2;24	2;26	2;24	2;26	4;48	4;52
	F	4.360	0.205	1.587	4.835	0.685	0.376
	p	0.024	0.816	0.225	0.016	0.606	0.825
	Post-hoc				b↑,c↑		
Sol	df;error	2;22	2;26	1.08;11.89	2;26	1.33;14.62	4;52
	F	2.397	2.951	1.103	3.721	0.476	0.804
	p	0.114	0.070	0.321	0.038	0.554	0.528
	Post-hoc				b↑		
GastM	df;error	1.21;15.76	2;26	1.29;16.79	2;26	2.37;30.82	4;52
	F	13.059	7.977	10.218	10.659	1.098	0.685
	p	0.002	0.002	0.003	0.000	0.355	0.605
	Post-hoc	*↑,#↑,&↑	&↓	c↓	c↑		
GlutM	df;error	1.40;18.24	2;24	1.39;18.06	1.34;16.1	4;52	2.02;24.24
	F	0.285	0.880	0.002	2.441	1.628	1.294
	p	0.677	0.428	0.987	0.132	0.181	0.293
	Post-hoc						
TA	df;error	1.29;16.81	2;22	2;26	1.36;14.99	4;52	4;44
	F	1.292	2.260	0.694	0.531	0.864	0.959
	p	0.284	0.128	0.508	0.532	0.492	0.439
	Post-hoc						

### 7.2. Uticaj različitih visina platforme i visine odskoka pri izvođenju doskok-odskoka na kinematičke i dinamičke varijable

Rezultati dvostruke ANOVA analize sa ponovljenim merenjima pokazuju značajan uticaj visine platforme na varijabilitet maksimalne sile reakcije podloge ( $p \leq 0.001$ ), gde je uočen statistički značajan porast sile reakcije podloge između svakog nivoa visine platforme (20, 40 i 60 cm) (tabela 5, slika 17). Uticaj visine odskoka pokazuje tendenciju ka statističko značajnom povećanju maksimalne sile reakcije podloge sa povećanjem visine odskoka ( $p = 0.071$ ). Interakcija visine platforme i visine odskoka ne pokazuju značajan uticaj na varijablu maksimalne sile reakcije podloge.

Dvostrukom ANOVA analizom uočen je očekivan značajan uticaj visine odskoka ( $p \leq 0.001$ ) na rezultate visine odskoka izmerene pomoću maksimalnog vertikalnog pomeraja CM, gde je pokazana značajna razlika između svakog nivoa visine odskoka. Sa druge strane, i od visine platforme je značajno zavisila visina odskoka ( $p \leq 0.05$ ), gde *post-hoc* analiza pokazuje da je visina odskoka sa visine platforme od 40 cm bila značajno veća u odnosu na skokove sa visine od 20 cm. Nije postojala značajna razlika u visini odskoka sa platformi od 20 i 60 cm, kao ni između platformi 40 i 60 cm. Nema značajnog efekta interakcije visine platforme i visine odskoka na varijablu visine odskoka. Ispitanici su sa ciljem da dostignu određene visine skoka u proseku ostvarili vrednosti  $0.258 \pm 0.026$ ,  $0.340 \pm 0.0344$  i na  $0.427 \pm 0.044$  cm za visinu platforme od 20 cm, zatim  $0.271 \pm 0.033$ ,  $0.363 \pm 0.032$  i  $0.438 \pm 0.033$  za visinu platforme od 40 cm, i  $0.269 \pm 0.029$ ,  $0.356 \pm 0.033$  i  $0.424 \pm 0.035$  za visinu platforme od 60 cm.

Maksimalna ispoljena snaga je varijabla koja je pod značajnim uticajem i visine platforme i visine odskoka ( $p \leq 0.001$ ), kao i njihove interakcije ( $p \leq 0.05$ ) (tabela 5, slika 16). Svaki od modaliteta značajno utiče na ispoljenu maksimalnu snagu gde je *Bonferroni post-hoc* analizom utvrđeno značajno uvećanje ispoljene maksimalne snage sa povećanjem visine platforme i sa povećanjem visine odskoka. Kako je dobijen značajan uticaj interakcije određivan je uticaj visine odskoka u zavisnosti od svakog pojedinačnog nivoa visine platforme, gde je utvrđen izrazito snažan uticaj visine odskoka na maksimalno ispoljenu snagu pri DJ skoku na visini platforme od 60 cm, dok je na visinama platforme od 20 i 40 cm takođe uočen statistički značajan uticaj ali manjeg intenziteta u odnosu na 60 cm.

Vertikalni pomeraj centra mase (CM) u fazi kontakta stopala sa podlogom tj. amortizacija, pod značajnim je uticajem visine platforme i visine odskoka ( $p \leq 0.001$ ), kao i pod značajnim uticajem njihove interakcije ( $p \leq 0.01$ ). *Post-hoc* analiza pokazuje da se amortizacija smanjuje sa povećanjem visina platforme iznad 20 cm, dok nema razlika između visina platforme od 40 i 60 cm. Kada je u pitanju visina odskoka, *post-hoc* analiza pokazuje značajne razlike između svakog nivoa visine odskoka, gde je uočeno povećanje amortizacije sa povećanjem visine odskoka. Usled dobijenih značajnih uticaja interakcije, urađen je test analize jednostavnih uticaja u okviru koje je analiziran uticaj visine odskoka za svaki nivo platforme posebno, gde je uočeno da na visinama platforme od 20 i 40 cm postoji značajan uticaj visine odskoka ( $p \leq 0.001$ ), što nije uočeno na visinama platforme od 60 cm.

Varijabla vertikalne krutosti je pod značajnim uticajem i visine platforme i visine odskoka ( $p \leq 0.01$ ), kao i njihove interakcije ( $p \leq 0.05$ ) (tabela 5, slika 20). Sa povećanjem visine platforme, povećava se i stepen ispoljene vertikalne krutosti, dok je statistički značajna razlika primećena između skokova sa 20 cm prema skokovima sa 40 i 60 cm. *Bonferroni post-hoc* analiza pokazuje da se u okviru različitih visina odskoka statistički značajno smanjuje vertikalna krutost sa povećanjem visine odskoka, gde statistički značajna razlika postoji između DJ skokova na 65% u poređenju sa onima koji su izvedeni na 80%. Kako je utvrđen značajan uticaj interakcije faktora na varijablu vertikalne krutosti, urađen je test analize jednostavnih uticaja u okviru kojeg je analiziran uticaj visine odskoka, ali za svaki nivo visine platforme posebno, gde je utvrđeno da je izvor interakcije u tome što je uticaj visine odskoka postojao samo kod DJ skoka sa visine platforme od 40 cm, dok na visinama platforme od 20 i 60 cm nije uočena statistička značajnost uticaja visine odskoka. Neophodno je napomenuti da se deskriptivnom analizom uočava da je kod visina platforme od 60 cm uočeno i povećanje ispoljene vertikalne krutosti pri povećanje visine odskoka na 95%, što je suprotan trend promena u odnosu na promene koje su uočene na visinama platforme od 20 i 40 cm.

Oba faktora, visina platforme i visina odskoka, značajno utiču na varijabilitet ispoljenih momenata u skočnom zglobu, zglobu kolena i zglobu kuka ( $p \leq 0.05$ ) (tabela 5, slika 21). Značajan uticaj interakcije oba faktora je pokazan samo kod ispoljenog momenta u skočnom zglobu ( $p \leq 0.05$ ). Rezultati ispoljenih momenata u skočnom

zglobu i zglobu kolena prikazuju da postoji značajna razlika između svakog nivoa visine platforme, gde se sa povećanjem visine platforme povećava i vrednost ispoljenog momenta. Dobijeni rezultati momenta u zglobu kuka, pokazuju isti trend, s tim što je značajna razlika uočena između 20 i 60 cm, i 40 i 60 cm ( $p \leq 0.001$ ). Interesantno je zapaziti da se trend promena ispoljenog momenta pod uticajem visine odskoka menja u zavisnosti od zgloba koji se analizira, gde je kod skočnog zgloba i zgloba kuka uočeno značajno povećanje ispoljenog momenta sa povećanjem visine odskoka sa 65 na 95% kada je u pitanju skočni zglob, odnosno između svakog modaliteta visine odskoka kada je u pitanju zglob kuka, dok je kod zgloba kolena uočeno značajno smanjenje momenta sa povećanjem visine odskoka ( $65 > 80 = 90\%$ ).

Analizom varijabli koje se odnose na zglobnu krutost, uočava se značajan uticaj i visine platforme i visine odskoka na krutost skočnog zgloba i zgloba kuka ( $p \leq 0.01$ ), dok ne postoji značajan uticaj interakcije. Za varijablu krutosti u zglobu kolena dvostruka ANOVA je pokazala značajan uticaj oba faktora, kao i značajan uticaj njihove interakcije ( $p \leq 0.01$ ) (tabela 5, slika 24). *Post-hoc* analiza uticaja modaliteta visine platforme na zglobnu krutost pokazuje da za sve tri varijable zglobne krutosti (skočni zglob, zglob kolena i zglob kuka) postoji statistički značajan porast zglobne krutosti sa povećanjem visine platforme (20, 40 i 60 cm), osim za krutost skočnog zgloba gde nije uočena razlika između visina platforme od 40 i 60 cm. Kao i kod varijable vertikalne krutosti, *post-hoc* analizom je uočeno da se sa povećanjem visine odskoka značajno smanjuje krutost u skočnom zglobu i zglobu kolena između odskoka na 65 i 80%, kao i između 65 i 95%, dok ne postoji razlika između dobijenih vrednosti pri odskocima na 80 i 95%. *Post-hoc* analiza za varijablu krutosti u zglobu kuka pokazuje statistički značajne razlike između svakog nivoa visine odskoka (65, 80 i 95%). Usled dobijenog značajnog uticaja interakcije faktora na varijabilitet krutosti u zglobu kolena, urađena je analiza jednostavnih uticaja pomoću koje je utvrđen uticaj visine odskoka na varijabilitet krutosti u zglobu kolena, na svakom nivou visine platforme posebno. Utvrđeno je da uticaj visine odskoka ima najsnažniji efekat na varijablu krutosti u zglobu kolena na visinama platforme od 40 i 60 cm, dok na visinama od 20 cm ne postoji značajan uticaj visine odskoka na varijabilitet krutosti u zglobu kolena.

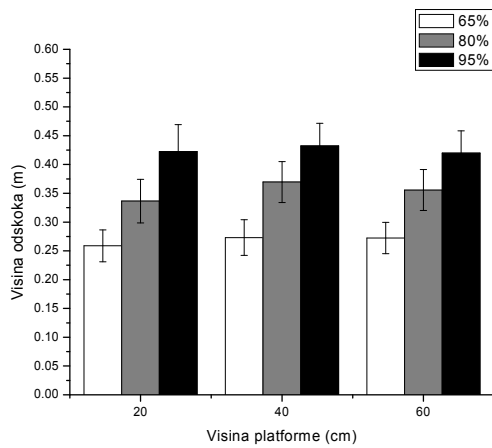


Dobijeni rezultati za ugaone pomeraje u skočnom zglobu, zglobu kolena i zglobu kuka su pod značajnim uticajem visine platforme ( $p \leq 0.05$ ), dok je visina odskoka značajno uticala na ugaone pomeraje u zglobu kolena i zglobu kuka ( $p \leq 0.01$ ) (tabela 5, slika 22). Uticaj interakcije je bio značajan za ugaone pomeraje u svim zglobovima ( $p \leq 0.05$ ). Rezultati *post-hoc* analize pokazuju da se ugaoni pomeraj u skočnom zglobu značajno povećavaju sa povećanjem visine platforme, i razlika je uočena između svakog nivoa visine platforme. Ugaoni pomeraj u zglobu kolena u *post-hoc* analizi pokazuje značajno veći ugaoni pomeraj pri izvođenju DJ skoka sa visine platforme od 60 cm u odnosu na visine platforme 20 i 40 cm. Povećanje visine odskoka značajno utiče na povećanje ugaonog pomeraja u zglobu kolena, gde je uočena statistički značajna razlika između svakog nivoa visine odskoka. *Bonferroni post-hoc* analiza ukazuje da je ugaoni pomeraj u zglobu kuka značajno veći kod DJ skoka sa visine platforme od 60 cm, u poređenju sa visinom platforme od 40 cm. Kao i kod rezultata koji su dobijeni za ugaoni pomeraj u zglobu kolena, vrednosti ugaonog pomeraja u zglobu kuka se značajno povećavaju sa povećanjem visine odskoka i statistički značajna razlika postoji između svakog nivoa visine odskoka. Ugaoni pomeraji u zglobovima su pokazali značajan uticaj interakcije, gde je izvor te interakcije utvrđivan na osnovu primene testa jednostavnog uticaja faktora visine odskoka u odnosu na svaki nivo visine platforme. Za skočni zglob, izvor interakcije je u značajnom uticaju visine odskoka koji je postojao kod DJ skoka sa visina od 40 i 60 cm ( $p \leq 0.01$ ), dok taj uticaj nije uočen na visinama platforme od 20 cm. Za zglob kolena, izvor interakcije je u značajnom uticaju visine odskoka koji je postojao kod visina platforme od 20 i 60 cm ( $p \leq 0.01$ ), dok taj uticaj nije uočen kod visine platforme od 40 cm. Za zglob kuka, izvor interakcije je u značajnom uticaju visine odskoka kod skokova sa visine platforme od 20 cm ( $p \leq 0.001$ ), dok je i na ostalim nivoima visine platforme (40 i 60 cm) uočen statistički značajan uticaj visine odskoka sa nešto manjim intenzitetom uticaja ( $p \leq 0.05$ ).

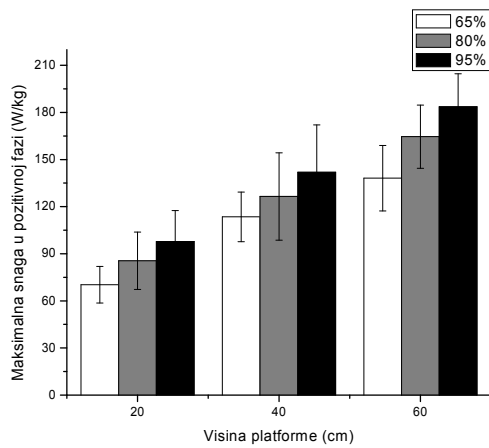
Uglovi u trenutku kontakta stopala sa podlogom za skočni zglob, zglob kolena i zglob kuka, pod značajnim su uticajem visine platforme i visine odskoka, ali rezultati ovih varijabli značajno zavise i od njihove interakcije ( $p \leq 0.001$ ) (tabela 5, slika 23). *Bonferroni post-hoc* analiza pokazuje da se svi nivoi i visine platforme i visine odskoka statistički značajno razlikuju, gde se može primetiti da se sa povećanjem visine

platforme značajno povećava ugao u trenutku kontakta stopala sa podlogom u svakom zglobu, dok se sa povećanjem visine odskoka primećuje značajno smanjenje ugla u svakom zglobu. Drugim rečima, što se više povećavala visina platforme ispitanici su doskakali sa većom ekstenzijom u zglobovima, tj. više opruženi, dok su ispitanici sa težnjom da se poveća visina odskoka doskakali na podlogu sa što većom fleksijom u zglobovima. Pokazalo se da su uglovi u trenutku kontakta stopala sa podlogom za zglobove donjih ekstremiteta značajne varijable pomoću kojih se adaptira strategija izvođenja kretanja pod uticajem različitih mehaničkih uslova u kojima se kretanje izvodi. Značajan uticaj interakcije ukazuje da uticaj visine odskoka na pomenute varijable zavisi od visine platforme. Analizom pojedinačnog uticaja faktora utvrđeno je da na visinama platforme od 20 i 40 cm postoji značajniji uticaj visine odskoka na uglove u trenutku kontakta stopala sa podlogom u poređenju sa visinama platforme od 60 cm, gde je takođe uočen značajan uticaj visine odskoka ali nešto manjeg intenziteta.

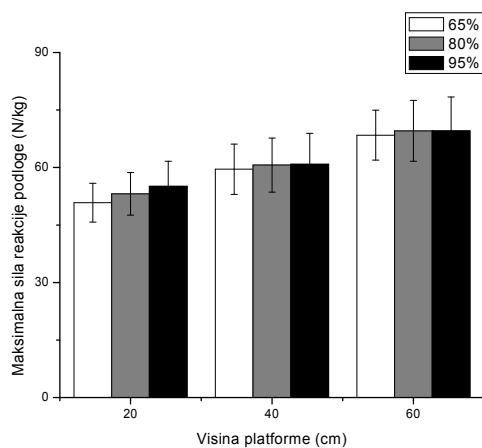
Obradeni rezultati izvršenog rada u negativnoj fazi, pokazuju značajan uticaj visine platforme ( $p \leq 0.001$ ), ali ne i uticaj visine odskoka (tabela 5). *Post-hoc* analizom je utvrđeno značajno povećanje izvršenog rada u negativnoj fazi sa povećanjem visine platforme između svakog nivoa visine platforme. Za razliku od varijable izvršenog rada u negativnoj fazi, rezultati varijable izvršenog rada u pozitivnoj fazi pokazuju značajan uticaj visine platforme ( $p \leq 0.05$ ) i visine odskoka ( $p \leq 0.001$ ), gde je *post-hoc* obradom utvrđeno značajno povećanje izvršenog rada u pozitivnoj fazi sa povećanjem visine platforme sa 40 na 60 cm, dok je vrednost ove varijable pri odskoku na 95% pokazivala značajno veće vrednosti u odnosu na 65 i 80%. Interakcija faktora pokazuje značajan efekat na varijabilitet izvršenog rada u pozitivnoj fazi. Analiza jednostavnog uticaja visine odskoka za svaki nivo visine platforme je pokazala da na visini platforme od 20 cm postoji značajan uticaj visine odskoka na varijabilitet izvršenog rada u pozitivnoj fazi ( $p \leq 0.001$ ), što nije slučaj sa skokovima sa visina platforme od 40 i 60 cm.



Slika 15. Prosečna vrednost  $\pm$  SD za ostvarenu visinu odskoka pri izvođenju doskok-odskoka sa različitim visina platforme (20, 40 i 60 cm) i na različite visine odskoka (65, 80 i 95%).



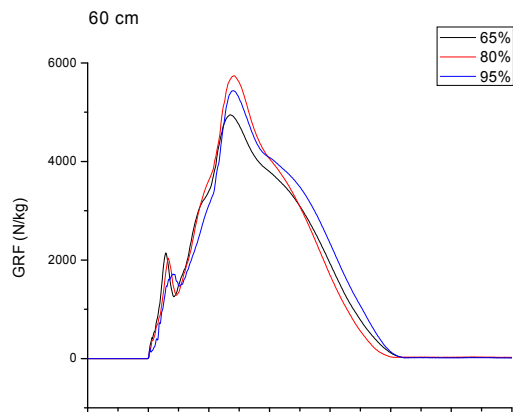
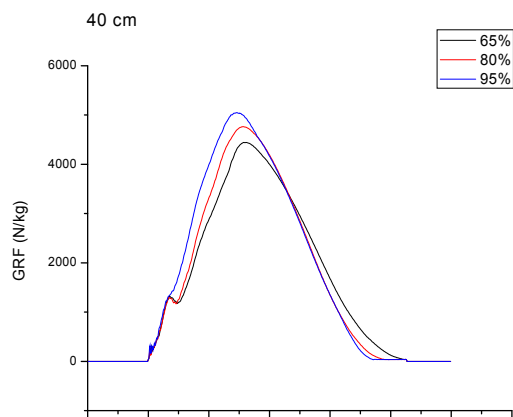
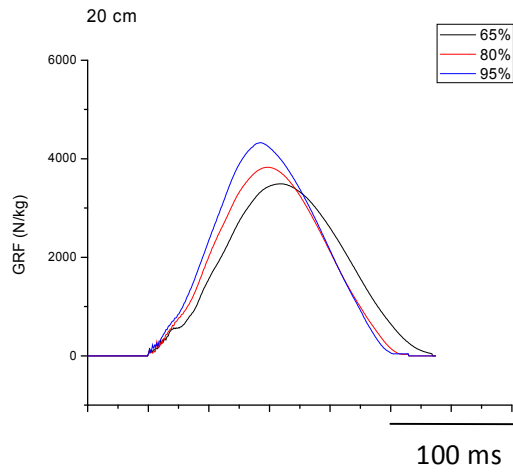
Slika 16. Prosečna vrednost  $\pm$  SD za maksimalnu snagu u pozitivnoj fazi pri izvođenju doskok-odskoka sa različitim visina platforme (20, 40 i 60 cm) i na različite visine odskoka (65, 80 i 95%).



Slika 17. Prosečna vrednost  $\pm$  SD maksimalne sile reakcije podloge pri izvođenju doskok-odskoka sa različitim visina platforme (20, 40 i 60 cm) i na različite visine odskoka (65, 80 i 95%).

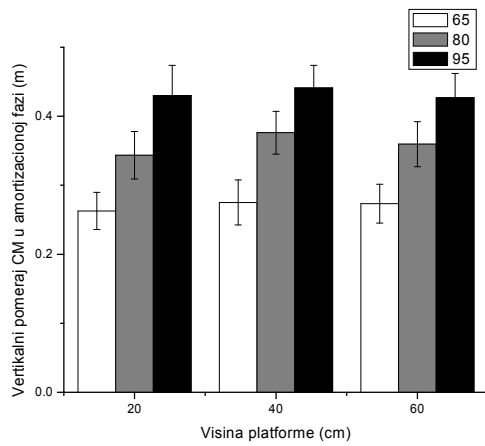
## 7. REZULTATI

---

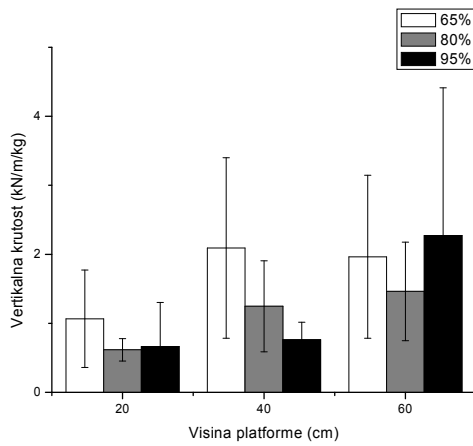


Slika 18. Prikaz promene dijagrama sile reakcije podloge sa promenom visine odskoka (65, 80 i 95%), za svaku visinu platforme (20, 40 i 60 cm).

## 7. REZULTATI

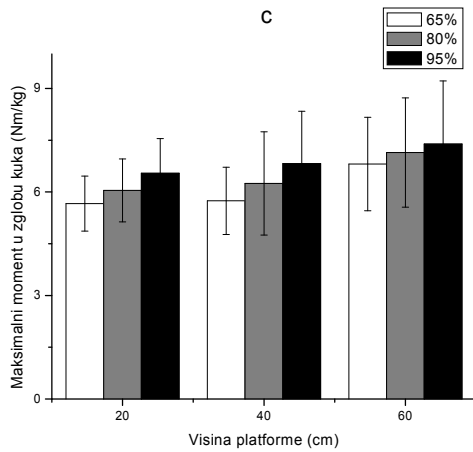
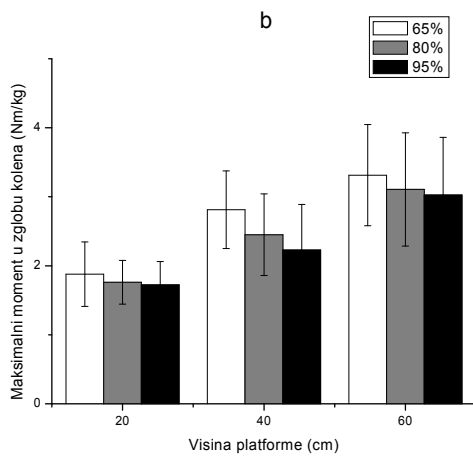
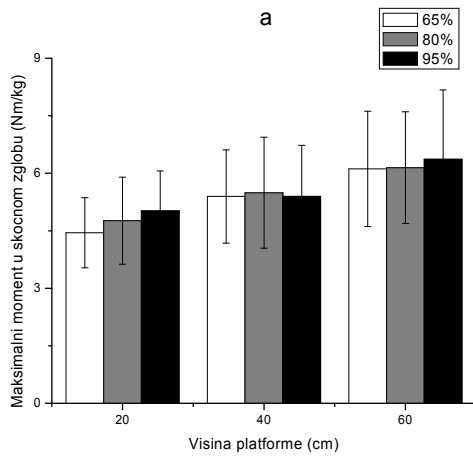


Slika 19. Prosečna vrednost  $\pm$  SD vertikalnog pomeraja centra mase u amortizacionoj fazi pri izvođenju doskok-odskoka sa različitih visina platforme (20, 40 i 60 cm) i na različite visine odskoka (65, 80 i 95%).



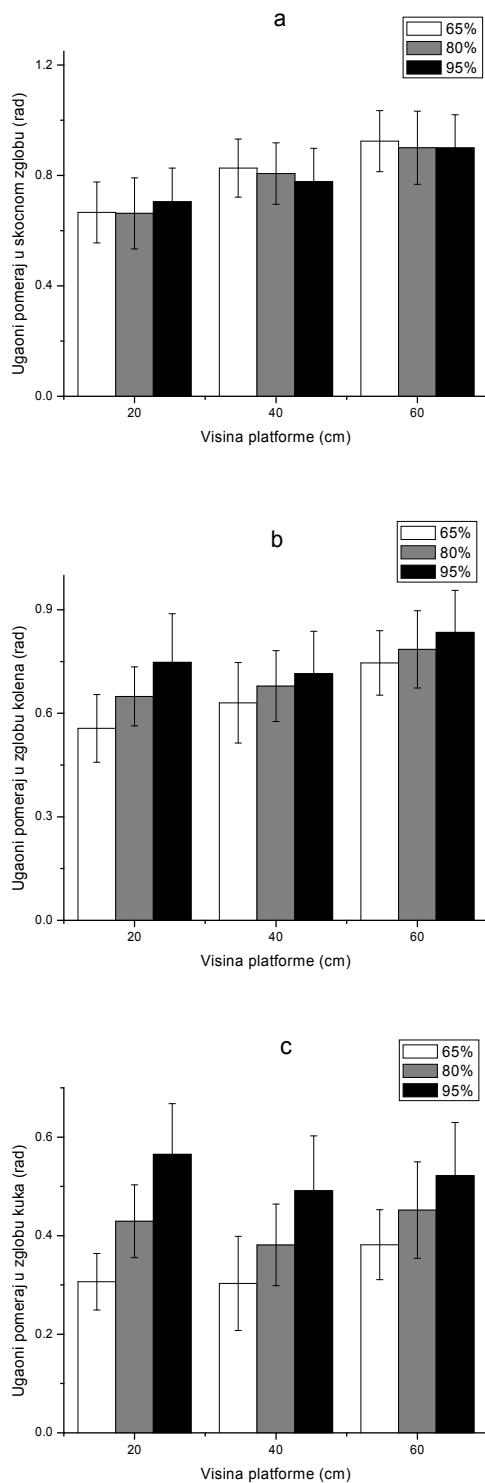
Slika 20. Prosečna vrednost  $\pm$  SD za vertikalnu krutost pri izvođenju doskok-odskoka sa različitih visina platforme (20, 40 i 60 cm) i na različite visine odskoka (65, 80 i 95%).

## 7. REZULTATI



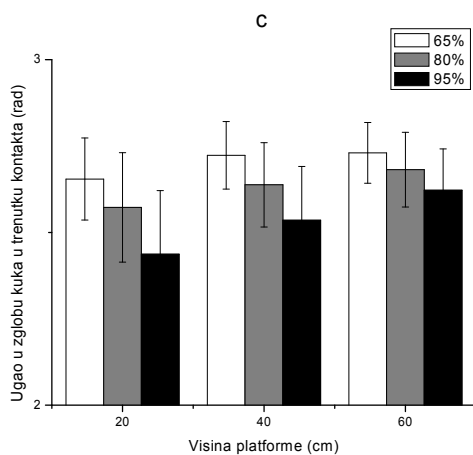
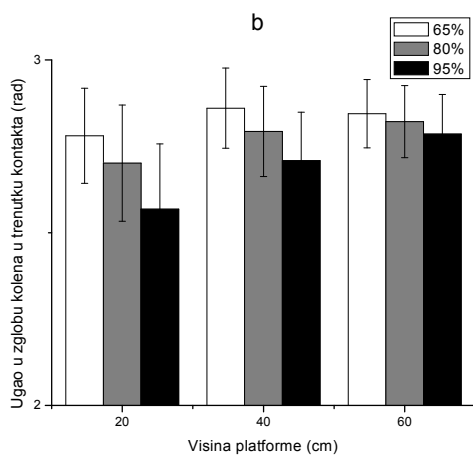
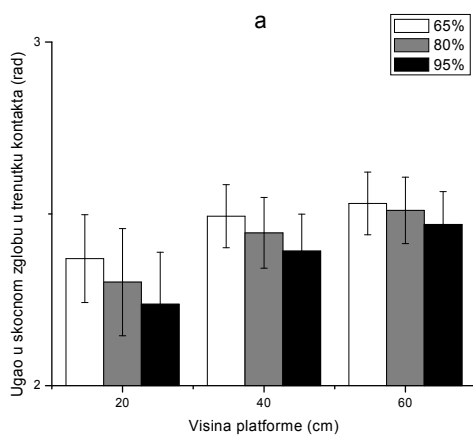
Slika 21. (a) Prosečna vrednost  $\pm$  SD maksimalnog momenta u skočnom zglobu pri izvođenju doskok-odskoka sa različitih visina platforme (20, 40 i 60 cm) i na različite visine odskoka (65, 80 i 95 %). (b) Prosečna vrednost  $\pm$  SD maksimalnog momenta u zglobu kolena. (c) Prosečna vrednost  $\pm$  SD maksimalnog momenta u zglobu kuka.

## 7. REZULTATI



Slika 22. (a) Prosečna vrednost  $\pm$  SD ugaonog pomeraja u skočnom zglobu pri izvođenju doskok-odskoka sa različite visine platforme (20, 40 i 60 cm) i na različite visine odskoka (65, 80 i 95%). (b) Prosečna vrednost  $\pm$  SD ugaonog pomeraja u zglobu kolena. (c) Prosečna vrednost  $\pm$  SD ugaonog pomeraja u zglobu kuka.

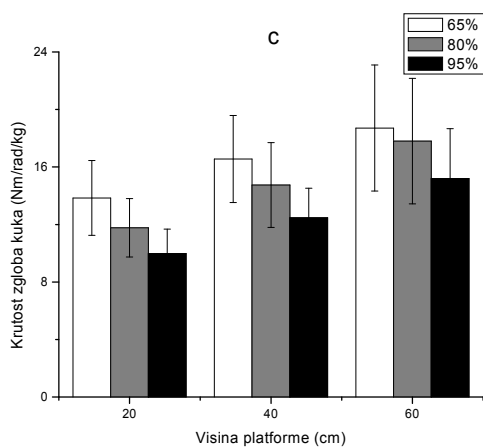
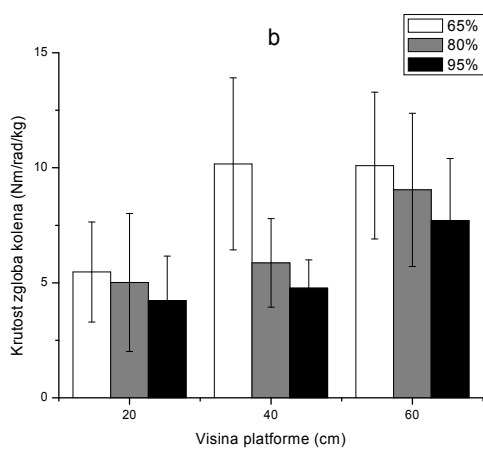
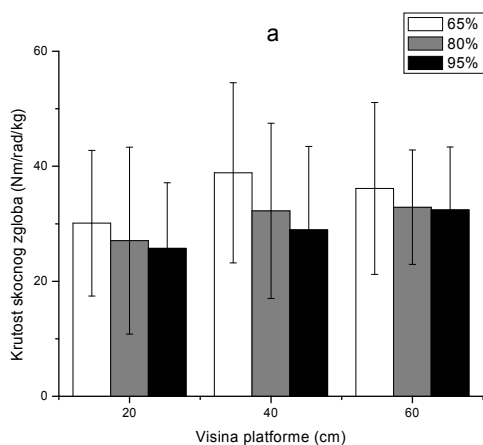
## 7. REZULTATI



Slika 23. (a) Prosečna vrednost  $\pm$  SD ugla u skočnom zglobo u trenutku kontakta sa podlogom pri izvođenju doskok-odskoka sa različitim visina platforme (20, 40 i 60 cm) i na različite visine odskoka (65, 80 i 95%). (b) Prosečna vrednost  $\pm$  SD ugla u zglobo kolena u trenutku kontakta sa podlogom. (c) Prosečna vrednost  $\pm$  SD ugla u zglobo kuka u trenutku kontakta stopala sa podlogom.



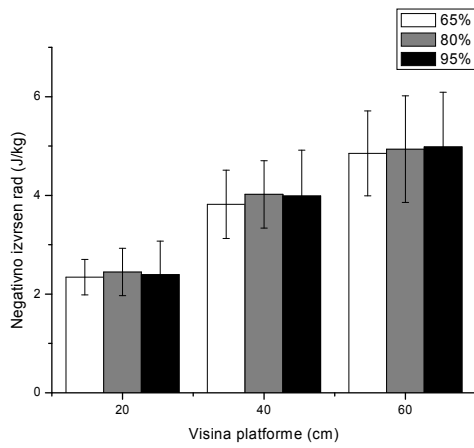
## 7. REZULTATI



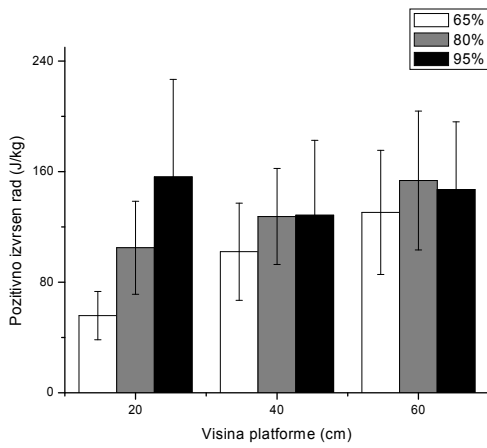
Slika 24. (a) Prosečna vrednost  $\pm$  SD za krutost u skočnom zglobu pri izvođenju doskok-odskoka sa različitim visina platforme (20, 40 i 60 cm) i na različite visine odskoka (65, 80 i 95%). (b) Prosečna vrednost  $\pm$  SD za krutost u zglobu kolena. (c) Prosečna vrednost  $\pm$  SD za krutost u zglobu kuka.

## 7. REZULTATI

---



Slika 25. Prosečna vrednost  $\pm$  SD za negativno izvršen rad pri izvođenju doskok-odskoka sa različitim visina platforme (20, 40 i 60 cm) i na različite visine odskoka (65, 80 i 95%).



Slika 26. Prosečna vrednost  $\pm$  SD za pozitivno izvršen rad pri izvođenju doskok-odskoka sa različitim visina platforme (20, 40 i 60 cm) i na različite visine odskoka (65, 80 i 95%).

## 7. REZULTATI

Tabela 5. Rezultati dvostruke ANOVA analize sa ponovljenim merenjima (visina platforme i visina odskoka) za kinematičke i dinamičke varijable, sa *Bonferroni post-hoc* obradom. ( $p \leq 0.05$ ).

*Post-hoc (Bonferroni)*: (\*) značajna razlika između 20 i 40 cm; (#) značajna razlika između 40 i 60 cm; (&) značajna razlika između 20 i 60 cm; (a) značajna razlika između 65% i 80%; (b) značajna razlika između 80% i 95%; (c) značajna razlika između 65% i 95%; simboli (↑)(↓) označavaju da se vrednost povećava (↑) ili smanjuje (↓) na većim visinama platforme, odnosno odskoka.

		Visina platforme	Visina odskoka	Interakcija
Maksimalna sila reakcije podloge	F (df;error); p Post-hoc	65.449 (1.468;23.492); p=.000 *↑,#↑,&↑	2.871 (2;32); p=.071	2.308 (2.339;37.417); p=.106
Trajanje kontakta	F (df;error); p Post-hoc	1.361 (1.286; 20.584); p=.267	0.732 (1.353; 21.651); p=.442	0.722 (2.419; 38.701); p=.517
Vertikalni pomeraj CM u amort. fazi	F (df;error); p Post-hoc	15.204 (2;32); p=.000 *↓,&↓	36.871 (2;32); p=.000 a↑,b↑,c↑	6.593 (4;64); p=.000
Visina odskoka	F (df;error); p Post-hoc	6.666 (1.485;23.759); p=.009 *↑	357.037 (2;32); p=.000 a↑,b↑,c↑	0.732 (4; 64); p=.574
Max snaga pri pozitivnoj fazi	F (df;error); p Post-hoc	141.274 (2;32); p=.000 *↑,#↑,&↑	77.362 (2;32); p=.000 a↑,b↑,c↑	5.003 (4;64); p=.001
Negativno izvršen rad (ukupan)	F (df;error); p Post-hoc	96.823 (1.426;22.815); p=.000 *↑,#↑,&↑	1.487 (1.311;20.975); p=.244	0.0184 (4;64); p=.946
Pozitivno izvršen rad (ukupan)	F (df;error); p Post-hoc	7.598 (2;32); p=.002 &↑	16.228 (2;32); p=.000 a↑,c↑	3.508 (2.823;45.173); p=.025
Ugao u skočnom zglobu u trenutku kontakta	F (df;error); p Post-hoc	53.939 (1.230;19.688); p=.000 *↑,#↑,&↑	42.289 (2;32); p=.000 a↓,b↓,c↓	3.575 (1.868;29.882); p=.043
Ugao u zglobu kolena u trenutku kontakta	F (df;error); p Post-hoc	36.304 (1.309;20.943); p=.000 *↑,#↑,&↑	40.633 (1.395;22.318); p=.000 a↓,b↓,c↓	8.926 (1.869;29.896); p=.001
Ugao u zglobu kuka u trenutku kontakta	F (df;error); p Post-hoc	39.899 (1.422;22.753); p=.000 *↑,#↑,&↑	57.996 (2;32); p=.000 a↓,b↓,c↓	11.187 (4;64); p=.000
Ugao u skočnom zglobu u trenutku odskoka	F (df;error); p Post-hoc	2.339 (2;32); p=.113	0.699 (2;32); p=.504	1.989 (4;64); p=.107
Ugao u zglobu kolena u trenutku odskoka	F (df;error); p Post-hoc	2.330 (2;32); p=.114	1.806 (2;32); p=.181	0.800 (4;64); p=.530
Ugao u zglobu kuka u trenutku odskoka	F (df;error); p Post-hoc	2.143 (2;30); p=.135	0.740 (2;30); p=.486	0.862 (4;60); p=.492
Ugaoni pomeraj u skočnom zglobu	F (df;error); p Post-hoc	93.931 (1.313;21.009); p=.000 *↑,#↑,&↑	2.083 (1.430;22.880); p=.157	5.844 (2.496;39.937); p=.003
Ugaoni pomeraj u zglobu kolena	F (df;error); p Post-hoc	21.012 (2;32); p=.000 #↑,&↑	13.501 (1.235;19.765); p=.001 a↑,b↑,c↑	3.626 (2.899;46.383); p=.021
Ugaoni pomeraj u zglobu kuka	F (df;error); p Post-hoc	6.522 (2;32); p=.004 #↑	60.615 (1.281;20.497); p=.000 a↑,b↑,c↑	5.147 (1.962;31.388); p=.012
Vertikalna krutost	F (df;error); p Post-hoc	10.726 (2;32); p=.000 *↑,&↑	6.476 (2;32); p=.004 a↓	3.086 (4;64); p=.022
Krutost u skočnom zglobu	F (df;error); p Post-hoc	5.780 (2;26); p=.008 *↑,&↑	4.910 (2;26); p=.016 a↓,c↓	0.525 (4;52); p=.718
Krutost u zglobu kolena	F (df;error); p Post-hoc	32.893 (2;28); p=.000 *↑,#↑,&↑	19.449 (2;28); p=.000 a↓,c↓	5.060 (2.751;38.512); p=.006
Krutost u zglobu kuka	F (df;error); p Post-hoc	38.174 (1.282;17.946); p=.000 *↑,#↑,&↑	35.516 (2;28); p=.000 a↓,b↓,c↓	0.311 (4;56); p=.869
Moment u skočnom zglobu	F (df;error); p Post-hoc	38.128 (1.339;20.083); p=.000 *↑,#↑,&↑	3.343 (2;30); p=.049 c↑	1.066 (2.182;32.723); p=.361
Moment u zglobu kolena	F (df;error); p Post-hoc	50.118 (1.492;20.892); p=.000 *↑,#↑,&↑	9.517 (2;28); p=.001 a↓,c↓	1.867 (4;56); p=.129
Moment u zglobu kuka	F (df;error); p Post-hoc	14.794 (1.427;19.978); p=.000 #↑,&↑	8.596 (2;28); p=.001 a↑,b↑,c↑	0.767 (4;56); p=.551

### 7.3. Interakcija prediktivne i fidbek kontrole pri izvođenju submaksimalnih doskok-odskoka

Na slici broj 27 prikazane su vrednosti za rmsEMG (%) *m. soleusa* tokom različitih faza izvođenja DJ skoka (F1, F2, F3 i F4 %) i različitih visina odskoka (65, 80 i 95%), izdvojeno za svaku visinu platforme (20, 40 i 60 cm).

Trostruka ANOVA sa ponovljenim merenjima (faza skoka x visina odskoka x visina platforme) pokazala je značajan uticaj faze izvođenja skoka ( $F_{(1.803; 25.244)} = 45.238$ ;  $p \leq 0.001$ ), visine odskoka ( $F_{(2; 28)} = 14.422$ ;  $p \leq 0.001$ ) i visine platforme ( $F_{(1.238; 17.335)} = 56.173$ ;  $p \leq 0.001$ ) na rmsEMG%. Rezultati su pokazali značajne uticaje dvostrukih interakcija za visinu platforme i fazu skoka ( $F_{(6; 84)} = 8.147$ ;  $p \leq 0.001$ ), za visinu odskoka i fazu skoka ( $F_{(2.798; 39.184)} = 7.189$ ;  $p \leq 0.001$ ), kao i za visinu platforme i visinu odskoka ( $F_{(4; 56)} = 5.591$ ;  $p \leq 0.001$ ) na rmsEMG%. Nije dobijen uticaj trostruke interakcije na rmsEMG% ( $F_{(4.016; 56.23)} = 1.631$ ;  $p = 0.179$ ). U daljoj statističkoj proceduri statistički model je razdvojen na 3 dvostruke ANOVA analize sa ponovljenim merenjima za visinu odskoka i fazu skoka, zatim za visinu platforme i visinu odskoka, kao i za visinu platforme i visinu odskoka.

*Post-hoc* analizom, koja je urađena T-testom za zavisne uzorke sa *Holm-Bonferroni* korekcijom, dobijeno je da u okviru faktora faze izvođenja skoka postoji statistički značajna razlika rmsEMG% ( $p \leq 0.001$ ) između različitih nivoa (F1<F4=F2<F3 ms), zatim da u okviru faktora visina odskoka postoji statistički značajna razlika rmsEMG% ( $p \leq 0.005$ ) između svakog nivoa (65<80<95%), kao i u okviru faktora visina platforme (20<40<60 cm) ( $p \leq 0.001$ ).

#### Visina odskoka vs Faza skoka

Rezultati pokazuju da postoji statistički značajan uticaj interakcija visine odskoka i faze skoka na rmsEMG% ( $F_{(4.182; 184.016)} = 6.929$ ;  $p \leq 0.001$ ). U *post-hoc* statističkoj analizi koja je izvršena T testom za zavisne uzorke sa *Holm-Bonferroni* korekcijom utvrđeno je da u fazi F3 i F4 postoji statistički značajna razlika rmsEMG% ( $p \leq 0.05$ ) između svakog nivoa visine odskoka (65<80<95 %), dok za faze F1 i F2 nema statistički značajnih razlika rmsEMG% između različitih nivoa visine odskoka. Dalje, za visine odskoka od 80 i 95% utvrđena je statistički značajna razlika rmsEMG% ( $p \leq 0.001$ ) između F1<F4=F2<F3 ms, dok je za visinu odskoka od 65% dobijena

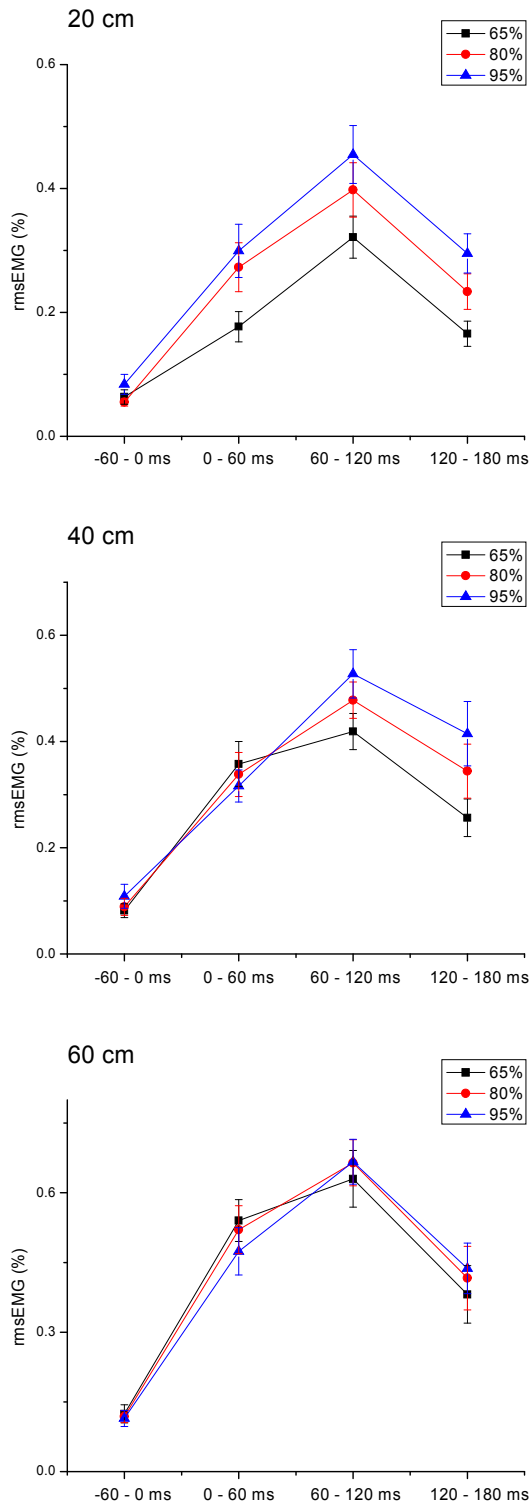
statistički značajna razlika rmsEMG% ( $p \leq 0.05$ ) između svakog nivoa F ( $F1 < F4 < F2 < F3$  ms).

### Visina odskoka vs Visina platforme

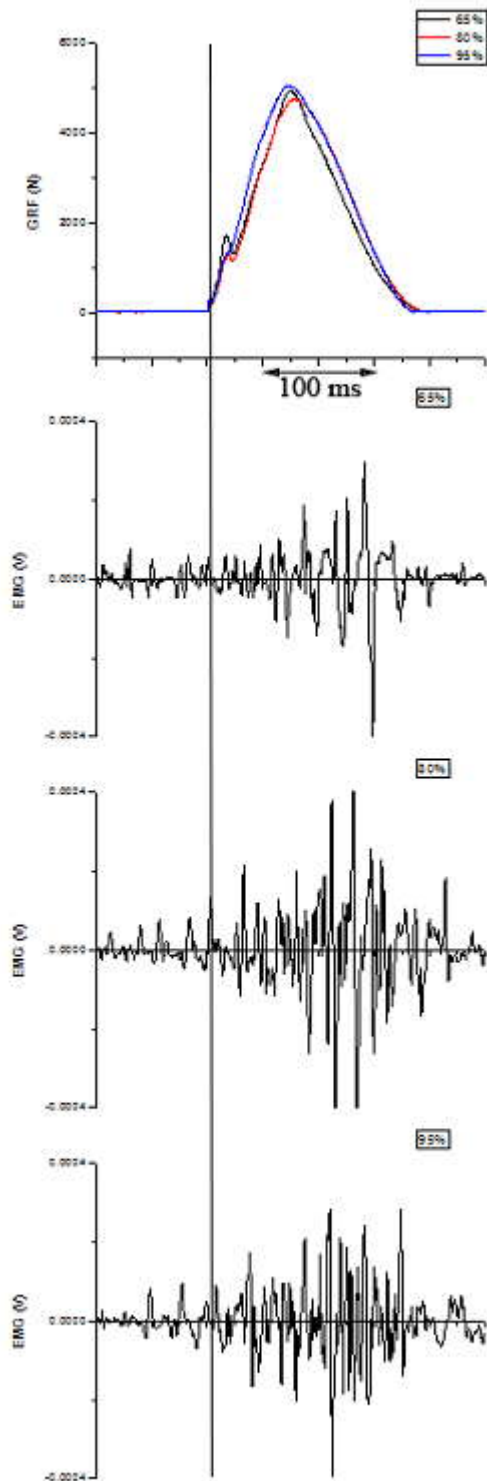
Rezultati pokazuju da postoji statistički značajan uticaj interakcije visine odskoka i visine platforme na rmsEMG% ( $F_{(3.217; 189.845)} = 6.209$ ;  $p \leq 0.001$ ). U *post-hoc* statističkoj analizi, koja je izvršena T testom za zavisne uzorke sa *Holm-Bonferroni* korekcijom, utvrđeno je da na visinama platforme od 20 i 40 cm postoji statistički značajna razlika rmsEMG% ( $p \leq 0.05$ ) između svakog nivoa visine odskoka ( $65 < 80 < 95\%$ ), dok na visini platforme od 60 cm nema statistički značajnih razlika rmsEMG% između različitih nivoa visine odskoka. Dalje, za sve visine odskoka (65, 80 i 95%) utvrđena je statistički značajna razlika rmsEMG% ( $p \leq 0.001$ ) između svakog nivoa visine platforme ( $20 < 40 < 60$ ).

### Visina platforme vs Faza skoka

Rezultati pokazuju da postoji statistički značajan uticaj interakcije visine platforme i faze skoka na rmsEMG% ( $F_{(3.852; 169.507)} = 13.394$ ;  $p \leq 0.001$ ). U *post-hoc* statističkoj analizi, koja je izvršena T testom za zavisne uzorke sa *Holm-Bonferroni* korekcijom, utvrđeno je da za sve faze F1, F2, F3 i F4 postoji statistički značajna razlika rmsEMG% ( $p \leq 0.01$ ) između svakog nivoa visine platforme ( $20 < 40 < 60$  cm). Dalje, za visine platforme od 20 i 40 cm, utvrđena je statistički značajna razlika rmsEMG% ( $p \leq 0.001$ ) između  $F1 < F4 = F2 < F3$  ms, dok je za visinu platforme od 60 cm dobijena statistički značajna razlika rmsEMG% ( $p \leq 0.05$ ) između svakog nivoa FS ( $F1 < F4 < F2 < F3$  ms).



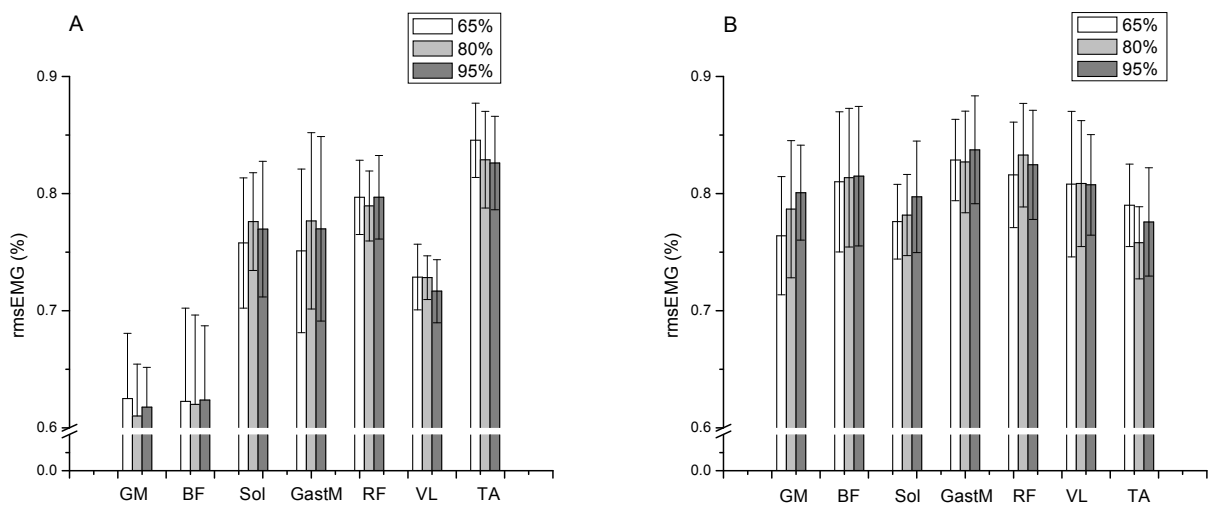
Slika 27. Promena vrednosti za rmsEMG (%) *m. soleusa* tokom različitih faza izvođenja DJ skoka (F1, F2, F3 i F4 %) i različitih visina odskoka (65, 80 i 95%), izdvojeno za svaku visinu platforme (20, 40 i 60 cm).



Slika 28. Ilustracija primera sile reakcije podloge i sirovog EMG signala *m. soleus* pri izvođenju DJ skoka sa visine platforme od 40 cm, na različite visine odskoka (60, 80 i 95%). Vertikalna linija predstavlja trenutak kontakta stopala sa podlogom.

#### 7.4. Uticaj promene visine odskoka pri izvođenju vertikalnog skoka sa amortizacionom pripremom na EMG varijable

Dvostruka ANOVA analiza sa ponovljenim merenjima je pokazala da za varijablu rmsEMG postoji značajna razlika između različitih faza izvođenja (amortizaciona faza vs faza otiskivanja) vertikalnog skoka sa amortizacionom pripremom (CMJ skok) kod mišića VL, BF, GlutM i TA ( $p \leq 0.01$ ) (tabela 6, slika 29). Uočena je veća količina aktivacije u fazi otiskivanja u poređenju sa amortizacionom fazom, osim za TA gde je trend promena obrnut. Promena visine odskoka (65, 80 i 95%) nije značajno uticala na aktivaciju mišića, osim za GastM gde je prikazan trend ka značajnom uticaju visine odskoka ( $p=0.066$ ). *Bonferroni post-hoc* analiza je pokazala da značajne razlike u rmsEMG za GastM postoje između odskoka na 65 i 95% ( $p \leq 0.01$ ), dok ne postoji razlika između ostalih nivoa visine odskoka. Dvostruka ANOVA analiza nije pokazala uticaj interakcije faze skoka i visine odskoka na rmsEMG.



Slika 29. Prosečne vrednosti rmsEMG ( $\pm$  SD) tokom amortizacione faze (A) i faze otiskivanja (B) kod izvođenja CMJ skoka na različite visine odskoka.



## 7. REZULTATI

Tabela 6. Rezultati dvostruke ANOVA analize sa ponovljenim merenjima (faze skoka i visina odskoka) za rmsEMG varijable, sa *Bonferroni post-hoc* obradom. ( $p \leq 0.05$ ).

*Post-hoc (Bonferroni)*: (a) značajna razlika između 65% i 80%; (b) značajna razlika između 80% i 95%; (c) značajna razlika između 65% i 95%; simboli (↑)(↓) označavaju da se vrednost povećava (↑) ili smanjuje (↓) na većim visinama odskoka.

		Faze skoka	Visina odskoka	Interakcija
<b>VL</b>	df,error	1; 7	2; 14	2; 14
	F	14.925	0.373	0.376
	p	0.006	0.696	0.693
	Post-hoc			
<b>RF</b>	df,error	1; 7	2; 14	2; 14
	F	3.811	0.157	0.733
	p	0.092	0.856	0.498
	Post-hoc			
<b>BF</b>	df,error	1; 7	2; 14	2; 14
	F	51.887	0.047	0.033
	p	0.000	0.954	0.967
	Post-hoc			
<b>Sol</b>	df,error	1; 7	2; 14	2; 14
	F	0.550	2.350	0.444
	p	0.483	0.132	0.650
	Post-hoc			
<b>GastM</b>	df,error	1; 7	2; 14	2; 14
	F	3.151	3.319	1.682
	p	0.119	0.066	0.221
	Post-hoc		c↑	
<b>GlutM</b>	df,error	1; 7	2; 14	2; 14
	F	105.883	0.742	3.525
	p	0.000	0.494	0.058
	Post-hoc			
<b>TA</b>	df,error	1; 7	1.129; 7.906	2; 14
	F	14.201	3.582	0.496
	p	0.007	0.093	0.619
	Post-hoc			

### **7.5. Uticaj promene visine odskoka pri izvođenju vertikalnog skoka sa amortizacionom pripremom na kinematičke i dinamičke varijable**

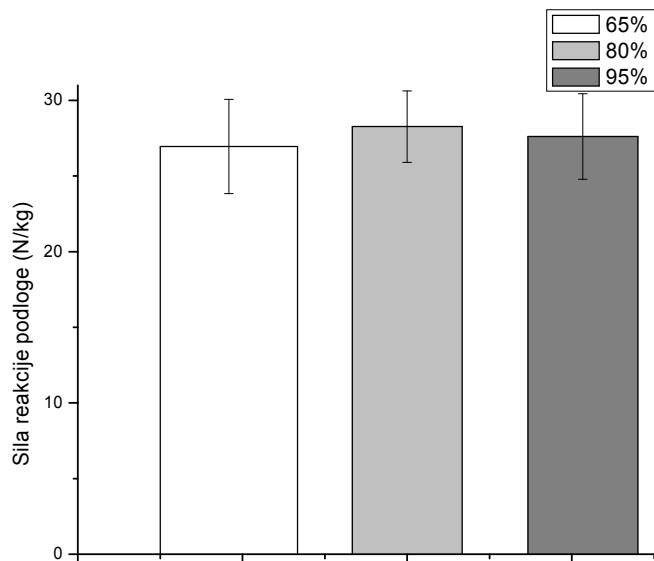
ANOVA analiza sa ponovljenim merenjima ukazuje da visina odskoka nije uticala na varijabilitet maksimalne sile reakcije podloge (tabela 7, slika 30).

Vrednosti vertikalnog pomeraja centra mase tokom amortizacione faze su se povećavale između svakog nivoa visine odskoka (65<80<95 %) ( $p \leq 0.05$ ), dok su vrednosti visine centra mase u trenutku odskoka takođe bile značajno veće kod odskoka na 95% u poređenju sa odskocima na 65% (tabela 7, slika 31). Vrednosti vertikalnog pomeraja centra mase tokom faze leta su se značajno povećavale sa povećanjem visine odskoka (65<80<95 %) ( $p \leq 0.05$ ), što je u skladu sa postavljenim eksperimentalnim kretnim zadatkom (tabela 7, slika 31).

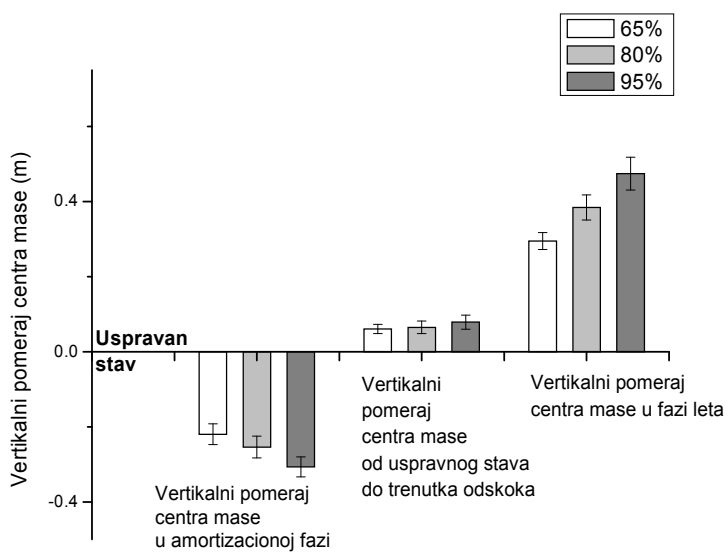
Vrednosti vertikalne krutosti se smanjuju sa povećanjem visine odskoka gde se značajne razlike uočavaju između odskoka na 80 i 95%, kao i odskoka na 65 i 95% (65=80<95%) ( $p \leq 0.05$ ) (tabela 7, slika 32). Varijable zglobne krutosti nisu bile senzitivne na promenu visine odskoka.

Vrednosti ugaonog pomeraja u skočnom zglobu nisu bile promenjene sa promenom visine odskoka, dok su vrednosti ugaonog pomeraja u zglobu kolena i kuka bile pod značajnim uticajem povećanja visine odskoka (tabela 7, slika 34). *Post-hoc* analizom je utvrđeno da su vrednosti ugaonog pomeraja u zglobu kuka povećavane između svakog nivoa visine odskoka (65<80<95%) ( $p \leq 0.05$ ), dok su vrednosti ugaonog pomeraja u zglobu kolena pri odskocima na visine od 95% bile veće u odnosu na odskoke na visine 65 i 80 % (65=80<95 %)( $p \leq 0.05$ ).

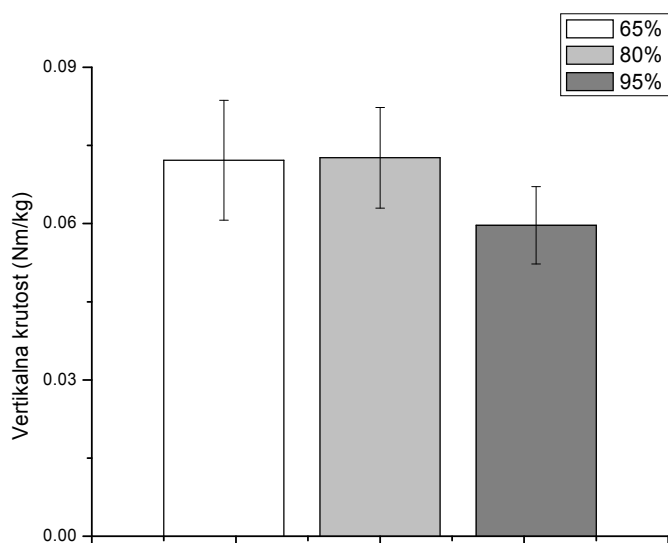
Kada su u pitanju momenti u zglobovima, jedino je varijabla momenta u zglobu kuka bila pod značajnim uticajem promene visine odskoka, dok na ostale dve varijable (moment u skočnom zglobu i moment u zglobu kolena) visina odskoka nije imala nikakvog značajnog efekta (tabela 7, slika 33). *Post-hoc* analizom je dobijeno da su vrednosti ispoljenog momenta u zglobu kuka značajno veće pri izvođenju odskoka na visine od 80 i 95%, u poređenju sa visinama odskoka na 65% (65<80=95%) ( $p \leq 0.05$ ).



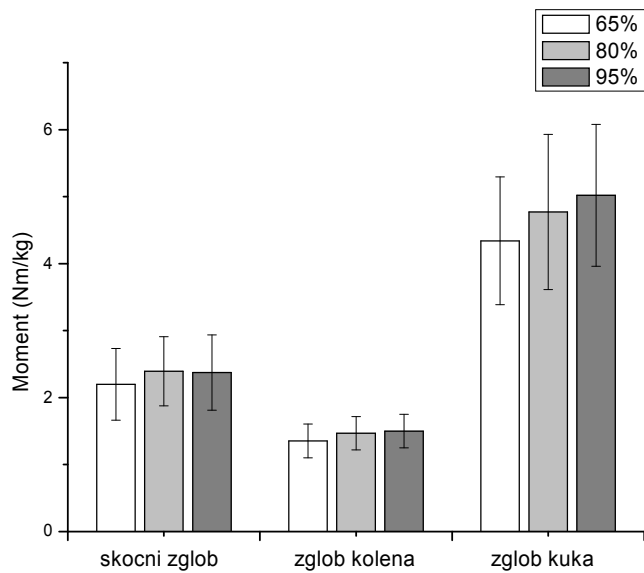
Slika 30. Prosečne vrednosti za silu reakciju podloge ( $\pm$  SD), tokom izvođenja CMJ skoka na različite visine odskoka.



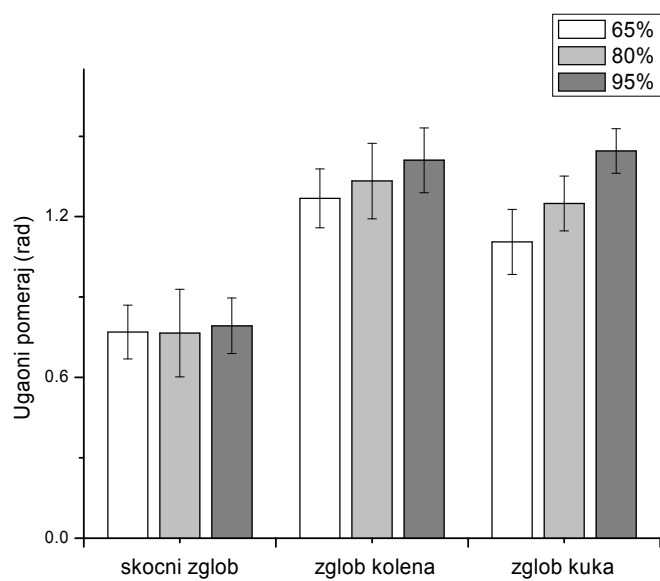
Slika 31. Prosečne vrednosti ( $\pm$  SD) za vertikalni pomeraj centra mase, tokom izvođenja CMJ skoka na različite visine odskoka.



Slika 32. Prosečne vrednosti ( $\pm$  SD) za vertikalnu krutost, tokom izvođenja CMJ skoka na različite visine odskoka.



Slika 33. Prosečne vrednosti ( $\pm$  SD) za momente u skočnom zglobu, zglobu kolena i zglobu kuka, tokom izvođenja CMJ skoka na različite visine odskoka.



Slika 34. Prosečne vrednosti ( $\pm$  SD) za ugaone pomeraje u skočnom zglobu, zglobu kolena i zglobu kuka, tokom izvođenja CMJ skoka na različite visine odskoka.

## 7. REZULTATI

Tabela 7. Rezultati ANOVA analize sa ponovljenim merenjima (visina odskoka) za kinematičke i dinamičke varijable, sa *Bonferroni post-hoc* obradom. ( $p \leq 0.05$ )

*Post-hoc (Bonferroni)*: (a) značajna razlika između 65% i 80%; (b) značajna razlika između 80% i 95%; (c) značajna razlika između 65% i 95%; simboli (↑)(↓) označavaju da se vrednost povećava (↑) ili smanjuje (↓) na većim visinama odskoka.

	df,error	F	p	Post-hoc
Maksimalna sila reakcije podloge	2; 14	1.061	0.372	
Amortizaciona faza	2; 14	34.890	0.000	a↑, b↑, c↑
Visina centra mase u trenutku odskoka	1.213; 8.494	4.888	0.051	c↑
Visina odskoka	2; 14	294.225	0.000	a↑, b↑, c↑
Brzina odskoka	2; 14	162.142	0.000	a↑, b↑, c↑
Ugaoni pomeraj u skočnom zglobu	2; 14	0.407	0.673	
Ugaoni pomeraj u zglobu kolena	2; 14	14.601	0.000	b↑, c↑
Ugaoni pomeraj u zglobu kuka	2; 14	32.551	0.000	a↑, b↑, c↑
Vertikalna krutost	2;14	6.135	0.012	b↓, c↓
Krutost u skočnom zglobu	1.126; 7.880	2.242	0.174	
Krutost u zglobu kolena	2; 14	0.305	0.742	
Krutost u zglobu kuka	2; 14	2.069	0.163	
Moment u skočnom zglobu	1.210; 8.470	2.708	0.134	
Moment u zglobu kolena	2; 14	1.274	0.310	
Moment u zglobu kuka	1.076; 7.530	7.261	0.028	a↑, c↑

## 8. DISKUSIJA

Osnovni cilj ove studije je bio da se na osnovu praćenja promena elektromiografskih (EMG), kinematičkih i dinamičkih varijabli, pri izvođenju vertikalnih sunožnih skokova sa različitih visina platforme i na različite visine odskoka, utvrdi koje neuromišićne i koordinacione varijable sistem adaptira za potrebe kontrole izvođenja vertikalnih sunožnih skokova. Rezultati istraživanja se mogu razvrstati u nekoliko celina u zavisnosti od grupe varijabli koje se koriste (elektromiografske i kinematičko-dinamičke), i u zavisnosti od tipa vertikalnog sunožnog skoka koji se ispituje (doskok-odskok – DJ ili vertikalni sunožni skok sa amortizacionom pripremom – CMJ), pa je diskusija rezultata podeljena u nekoliko celina. U prvoj celini je opisan uticaj visine platforme i visine odskoka kod DJ skoka na EMG varijable. Druga u nizu celina obrađuje uticaj visine platforme i visine odskoka kod DJ skoka na kinematičke i dinamičke varijable. U trećoj celini diskusije se razmatra o interreagovanju prediktivne i fidbek kontrole pri izvođenju kretanja u vidu DJ. Četvrtom celinom u diskusiji je obuhvaćena analiza promena EMG, kinematičkih i dinamičkih varijabli u zavisnosti od visine odskoka kod CMJ skoka.

### 8.1. Uticaj promene visine platforme i visine odskoka pri izvođenju doskok-odskoka na elektromiografske varijable

#### 8.1.1. Intenzitet mišićne aktivacije u različitim fazama izvođenja doskok-odskoka

Intenzitet mišićne aktivacije je izražen preko *Root mean square* vrednosti EMG signala (rmsEMG), koji je registrovan u četiri karakteristične faze izvođenja DJ skoka koje su razvrstane na period preaktivacije u intervalu od 60 ms pre kontakta stopala sa podlogom [faza 1 / **F1** (-60–0 ms, gde 0 predstavlja trenutak kontakta stopala sa podlogom)], zatim na intervale od po 60 ms nakon kontakta stopala sa podlogom koji odgovaraju vremenskim intervalima u kojima se odvija amortizaciona faza [faza 2 / **F2** (0–60 ms)], i intervalima ranog [faza 3 / **F3** (60–120 ms)] i kasnog [faza 4 / **F4** (120–180 ms)] otiskivanja od podloge (slika 11). U okviru ovih faza se očekuju mišićni odgovori koji su pod uticajem refleksa kratke (u fazi F2), srednje (u fazi F3) i duge latence (u fazi F4). Svaka od ovih faza je praćena za sedam mišića donjih ekstremiteta.

Najveći broj mišićnih grupa koje su praćene u ovoj studiji su za potrebe povećanja visine odskoka povećavale intenzitet aktivacije u fazama kada nastupi otiskivanje od podloge (faze F3 i F4). Ovakav trend promene aktivacije objašnjava da za potrebe povećanja intenziteta izvođenja vertikalnog skoka ne dolazi do proporcionalnog povećanja ispoljenog intenziteta mišićne aktivacije, što nije u skladu sa teorijom generalnog motornog programa koja predviđa da povećanje intenziteta utiče na proporcionalno povećanje mišićne sile tokom svih faza izvođenja nekog pokreta (Schmidt & Lee, 2005). Poslednja faza (F4) bila je najsenzitivnija na doziranje visine odskoka, gde je *post-hoc* analizom uočeno značajno povećanje aktivacije između svake susedne visine odskoka (65, 80 i 95%), i to za skoro sve praćene mišiće. U skladu sa tim može se predvideti da je kontinuirana kontrola dominantna u izvođenju ovakvih kretanja koja predviđa da se ispoljavanje mišićne aktivacije prepodešava i reprogramira od strane viših nivoa centralnog nervnog sistema (CNS) tokom samog izvođenja kretanja u cilju doziranja visine odskoka koja je definisana kretnim zadatkom. Nasuprot ovoj pretpostavci stoji impulsna teorija kojom se predviđa da je celo kretanje definisano setom kontrolisanih komandi koje su unapred zadate za potrebe ostvarivanja cilja kretnog zadatka (Schmidt & Lee, 2005), i mogu se ispoljiti u vidu pojedinačnog mišićnog pražnjenja na početku kontakta sa podlogom gde se taj intenzitet pražnjenja može pojačati ili smanjiti u zavisnosti od intenziteta izvođenja skoka (Bobbert & Casius, 2011). Sa druge strane, intenzitet opterećenja definisan visinom platforme je kod skoro svih mišića proporcionalno povećavao intenzitet mišićne aktivacije tokom većine faza izvođenja DJ skoka, što po kriterijumu sveukupnog parametra sile odgovara postavkama teorije generalizovanog motornog programa (Schmidt & Lee, 2005). Na osnovu pomenutih rezultata, pretpostavlja se da su intenzitet izvođenja i intenzitet opterećenja potpuno različite vrste opterećenja, koje na različit način moduliraju mišićni odgovor, što predviđa i eventualne različite adaptacije mišićnog sistema na kontinuirano upražnjavanje ovih metoda u trenažne svrhe. Kako su vrednosti intenziteta preaktivacije i prvog mišićnog odgovora u aktivaciji koji je nastao nakon kontakta stopala sa podlogom nepromenjene sa povećanjem visine odskoka za većinu mišićnih grupa, može se smatrati da se maksimalne vrednosti aktivacije u pomenutim fazama postižu i pri izvođenju skokova sa submaksimalnim odskocima. Sa druge strane, visina platforme se može označiti kao ključni faktor koji određuje intenzitet odgovora u



mišićnoj aktivaciji, gde za fazu preaktivacije i prvog mišićnog odgovora nakon kontakta sa podlogom, nije značajno da li će odskoci biti submaksimalne ili maksimalne visine ukoliko postoji adekvatna visina platforme sa koje se realizuje doskok-odskok.

Od svih ekstenzornih mišićnih grupa, rezultati istraživanja ukazuju da je visina odskoka značajno uticala na povećanje intenziteta preaktivacije jedino kod BF i GlutM (F1). Takođe, aktivacija ovih mišića se za potrebe doziranja visine odskoka povećavala i u kasnijim fazama otiskivanja od podloge (F3 i F4). Ovi rezultati su u skladu sa rezultatima koji su dobijeni kod SJ skokova (van Zandwijk et al., 2000) gde je isticana značajna uloga dvozglonog mišića BF u doziranju visine. Na osnovu značajne uloge segmenta trupa, ali i specifične uloge dvozglonih mišića u koordinaciji višezglobnih pokreta koji povezuju kretanje u različitim zglobovima (van Ingen Schenau, 1994) može se objasniti zašto je neophodno povećano angažovanje BF u fazi pripreme za doziranje intenziteta izvođenja DJ skoka. BF je dvozglonni mišić, ekstenzor u zglobu kuka i fleksor u zglobu kolena, i njegova uloga u kontroli izvođenja kretanja može biti višestruka. Prvo, jedna od uloga bi mogla da se odnosi na fazu pripreme posture tela, tj. dovođenje uglova u zglobu kolena i kuka u odgovarajuće položaje koji će omogućiti adekvatno ispoljavanje performanse. Drugo, povećanje intenziteta aktivacije BF u kasnijim fazama izvođenja (F3 i F4) utiče na stabilizaciju zgloba kolena u fazama kada se dostižu maksimalne amortizacione faze, kada je zglob kolena izrazito preopterećen na račun visokih vrednosti momenta ekstenzora u zglobu kolena. Visokom aktivacijom BF u tim periodima povećava se moment fleksora u zglobu kolena, što na osnovu mehaničkih principa jednakosti momenta sa suprotne strane zgloba može da utiče na smanjenje momenta ekstenzora u zglobu kolena. Treća važna funkcija mišića BF u doziranju visine odskoka je u domenu obezbeđenja stabilnosti pozicije uzdužne ose trupa, kojoj se pridružuje i aktivacija GlutM. Kinematičke varijable koje opisuju aktivnost uzdužne ose trupa ukazuju da se sa povećanjem visine odskoka značajno povećava inklinacija trupa i time obezbeđuju uslovi da se sa uvećanim izvršenim radom ispolji veći impuls sile na podlogu i samim tim uveća vrednosti visine odskoka. Na taj način povećana aktivacija BF i GlutM u pripremi za kontakt sa podlogom (F1) ali i kasnijim fazama odskoka (F3 i F4), u vezi je sa težnjom da se uvećava ekstenzioni momenat u zglobu kuka, i samim tim ostvari veća ispoljena snaga u odskoku.

Verovatno da su i težnja da se obezbede adekvatni uglovi za izvođenje skoka u fazi pripreme, kao i da se rastereti zglob kolena i izvede opružanje trupa u fazi otiskivanja, značajno uticali na pojavu visoke aktivacije BF i GlutM, ali da je teško odrediti koji od ovih faktora imaju presudnu ulogu na promenu mišićne aktivacije pod uticajem povećanja visine odskoka.

Rezultati ukazuju da je RF jedini mišić gde se tokom celokupne faze kontakta stopala sa podlogom (F2, F3 i F4) aktivacija značajno povećavala sa povećanjem visine odskoka. Pored toga, u fazama F3 i F4 značajne razlike u intenzitetu aktivacije postoje između svih nivoa visine odskoka, što ukazuje na njegovu izrazito značajnu ulogu u doziranju visine odskoka. Još u ranijim istraživanjima uočena je veoma važna uloga RF u transportu mehaničke energije produkovane pri ekstenziji u zglobu kuka na zglob kolena, što je omogućavalo da se rotaciono kretanje na nivou zgloba kuka transformiše u vertikalno pomeranje CM. Kao i većina kretnih zadataka, i pri izvođenju vertikalnog skoka postoje ograničenja koja su izazvana težnjom da se obezbedi pravac kretanja kojim CM treba da se kreće, što dodatno usložnjava mehanizme kontrole. Iz tih razloga neophodno je angažovanje dvozglobnih antagonističkih mišića koji svojom naizmeničnom ili združenom aktivacijom recipročno neutrališu aktivaciju jednog u odnosu na drugi. Na taj način se obezbeđuje pravac delovanja sile reakcije podloge koji bi trebalo da deluje kroz CM i time se izbegavaju efekti rotacije tela usled eventualnog ekscentričnog dejstva sile reakcije podloge na CM. Smatra se da je upravo ta dvozglobna funkcija mišića BF i RF neophodna kako bi se istakla značajna uloga trupa za potrebe ostvarivanja ciljane visine odskoka (van Ingen Schenau, 1989; Lees et al., 2004). Ukoliko bi postojala isključivo visoka aktivacija BF i GlutM koja je neophodna kako bi se naglasilo opružanje u zglobu kuka u cilju uvećanja visine odskoka, dogodilo bi se „zabacivanje“ trupa i celog tela u dorzalnom smeru ukoliko se simultano ne bi aktivirao RF, koji kao antagonist ekstenzora zgloba kuka usmerava pravac opružanja trupa vertikalno nagore. Neophodno je napomenuti da isključivo dvozglobni ekstenzor u zglobu kolena RF može imati ovakvu ulogu u mehanici izvođenja vertikalnog skoka (van Ingen Schenau, 1989), s obzirom da sa povećanjem visine odskoka utiče na uvećanje ekstenzornog momenta u zglobu kolena ali i da ta njegova uvećana aktivacija utiče i na uvećanje momenta fleksora u zglobu kuka, što jednim delom neutrališe aktivaciju BF i GlutM, i time sprečava hiperekstenziju u zglobu kuka. Iako u ovoj

studiji nije praćena aktivacija fleksora u zglobu kuka, malo je verovatno da bi jednozglobni fleksori u zglobu imali funkciju antagoniste ekstenzora trupa u ovim uslovima, s obzirom da ovi mišići po svojoj lokomotornoj funkciji nisu aktivni u fazi opružanja trupa pri izvođenju vertikalnog skoka.

Kako su BF i RF antagonistički mišićni par, uočava se strategija fine regulacije intenziteta aktivacije ova dva mišića u zavisnosti od vremenskih intervala izvođenja kretanja, a sve za potrebe prilagođavanja sistema na različite intenzitete izvođenja. Naime, uočeno je da su u fazi pripreme za kontakt stopala sa podlogom (F1) aktivacije BF i GlutM izrazito senzitivne na promene visine odskoka. U nastavku izvođenja kretanja, kada nastane prvi u nizu odgovor mišićne aktivacije od početka kontakta stopala sa podlogom (F2), RF se prilagođava na intenzitet izvođenja kretanja, dok nije uočen značajan odgovor mišića BF i GlutM. U poslednjoj fazi izvođenja skoka (faze otiskivanja od podloge, F3 i F4) sva tri mišića pokazuju da su pod značajnim uticajem visine odskoka. Aktivacija RF je neophodna radi stabilizacije i stvaranja dobrog „amortizera“ koji bi trebalo da neutrališe količinu kinetičke energije nastale tokom faze leta. Sa suprotne strane, u fazama preaktivacije uočava se uvećanje aktivacije BF sa povećanjem visine odskoka što je neophodan mišićni odgovor radi omogućavanja adekvatne pripreme zadnje lože natkolenice, čija aktivacija inače nije izrazito velika po apsolutnim vrednostima, i sa tim u vezi mora da ostvari adekvatnu pripremu radi produkovanja odgovarajućeg nivoa sile za potrebe realizacije zadatka. Ovim se ističe činjenica da dvozglobni mišići imaju složenu i koordinisanu aktivnost u cilju prilagođavanja na nametnute mehaničke uslove u kojima se kretanje izvodi, i da pre svega svoju ulogu ističu u doziranju ili uvećanju visine odskoka nezavisno od vrste skoka koji se realizuje (van Zandwijk et al., 2000; Lees et al., 2004).

Rezultati uvećane mišićne aktivacije Sol i GastM sa povećanjem visine platforme sa koje se realizuje DJ skok su u skladu sa dobijenim rezultatima u ranijim istraživanjima (Komi & Gollhofer, 1997; Sousa et al., 2007). Može se smatrati da se aktivacija ova dva plantarna fleksora slično adaptira na promenu visine platforme. Jedina razlika je u tome što je za GastM u fazi preaktivacije (F1) *post-hoc* analizom utvrđena razlika između svakog nivoa visine platforme, dok je takva promena uočena kod Sol ali u fazama kad nastane prvi mišićni odgovor kao posledica istežanja mišića ekstenzora neposredno po uspostavljanju kontakta stopala sa podlogom (F2 i F3), gde

je i u prethodnom istraživanju uočeno da postoji neka različita modulacija intenziteta preaktivacije Sol i GastM na promenu visine platforme (Mrdakovic et al., 2008). U ranijim istraživanjima je ukazano na to da uvećanje intenziteta ekscentričnog opterećenja ovog mišića, postignuto povećanjem visine platforme za DJ skok, i samim tim povećane brzine izduženja mišića, utiče na pojačanu aktivnost aferentnih neurona kao posledica aktiviranih refleksnih reakcija nižih, srednjih i viših nivoa CNS-a (Komi & Gollhofer, 1997; Leukel et al., 2012). Kako je ukazano na to da Sol poseduje tri puta više mišićnih vretena u odnosu na GastM (Kokkorogiannis, 2004), i da se kod Sol konzistentno pojavljuje refleksni odgovor kratke latence, što nije slučaj za GastM (Voigt et al., 1998), može se suditi o drugačijoj aferentnoj aktivnosti ovih mišića koja može uticati na nešto senzitivniji odgovor aktivacije Sol na promenu visine platforme u poređenju sa GastM. Sa tim u vezi, GastM mora da obezbedi dovoljni stepen aktivacije u periodu pre kontakta stopala sa podlogom kako bi obezbedio visok stepen mišićne krutosti, dok Sol usled izražene aferentne aktivnosti ima sposobnost da obezbedi visok stepen mišićne sile i po stvaranju kontakta stopala sa podlogom. Međutim, u radu autora Sousa et al. (2007) pokazano je da nema razlika u trendu promena električne aktivacije mišića između Sol i GastM sa promenom visine platforme sa koje se izvodi DJ skok, već se različito ponašanje ova dva mišića pronalazi u mehaničkim svojstvima fascije mišića. Sa druge strane, mehaničko svojstvo jednozglobnog mišića utiče na to da su Sol i VL kao jednozglobni mišići morali da adaptiraju svoju aktivaciju na promenu intenziteta uslova u kojima se izvodi kretanje s obzirom da su u lokomotornoj funkciji zaduženi za generisanje adekvatne sile za potrebe obezbeđivanja uslova za izvođenje kretanja, dok su dvozglobni mišići odgovorni za finu regulaciju ispoljavanja momenata u susednim zglobovima (Ingen Schenau et al., 1987).

Sve faze u okviru kojih je praćena aktivacija VL su pod uticajem promene visine platforme sa koje se realizuje DJ skok, gde se sa povećanjem visine platforme značajno povećava i količina aktivacije u VL. Prilagođavanje aktivacije VL na promene mehaničkih uslova u kojima se izvode kretanja je izrazito bitno sa aspekta lokomotorne funkcije VL. S obzirom da je VL najdominantniji mišić četvoroglavog mišića buta, a da svojom geometrijom, strukturom i lokomotornom funkcijom značajno utiče na stabilnost zgloba kolena, neophodno je istaći njegovu važnost da se prilagođava na različite visine platforme, i na taj način obezbedi adekvatnu stabilnost kolena koja

omogućava ostalim mišićima da adekvatno ispolje svoju funkciju u cilju ostvarivanja ciljane visine odskoka. Očigledno je da su veća mišićna zapremina, duža mišićna vlakna i kraće tetive prednost da se kroz uvećanje izvršenog mehaničkog rada voljno kontroliše amortizacija, u odnosu na neke jednozglobne mišiće potkolenice za koje je karakteristično da imaju duge tetive i veliku sposobnost da akumuliraju energiju elastične deformacije koja se koristi u fazi brzog povratnog režima rada mišića (Alexander & Ker, 1990). Međutim, za potrebe stabilizacije i stvaranja dobrog „amortizera“ koji će da neutrališe količinu kinetičke energije nastale tokom faze leta favorizuje se korišćenje VL koji je upravo na račun ekscentričnog angažovanja svoje aktivne komponente i mogućnosti da generiše visok intenzitet sile ima sposobnost da apsorbuje težinu tela. Faktor visine odskoka pokazuje uticaj na stepen mišićne aktivacije VL u fazama otiskivanja od podloge (F3 i F4), gde je *post-hoc* analizom utvrđeno da postoji razlika između svakog nivoa visine odskoka. Ukoliko na ovaj podatak pridodamo i rezultat koji ukazuje da je aktivacija RF takođe sistematski povećavana sa povećanjem visine odskoka može se suditi o značajnom povećanju opterećenja ekstenzora u zglobu kolena koje nastaje u fazi kada započinje faza opružanja, u trenucima kada je bilo neophodno usporiti ubrzanje CM tela nadole nakon stečene kinetičke energije u fazi leta i obezbediti uslove za promenu smera ubrzanja CM prema gore. Drugim rečima, nije samo visina platforme ta koja definiše opterećenje u ovim fazama, gde je logično očekivati da doskok sa veće visine platforme više ubrzava CM nadole i time značajno više opterećuje ekstenzore u zglobu kolena, već je opterećenje ekstenzora u zglobu kolena u fazi otiskivanja od podloge definisano i povećanjem visine odskoka. Sa jedne strane, moglo bi se pretpostaviti da je za potrebe adekvatnog mišićnog odgovora ekstenzora u zglobu kolena pri izvođenju pliometrijskih trenožnih sredstava neophodno realizovati maksimalni intenzitet izvođenja, dok se sa druge strane može napomenuti važnost dobre sposobnosti ekstenzora u zglobu kolena po kriterijumu ispoljene sile i snage, a za potrebe realizacije visine skoka (Hobara et al., 2009; Kuitunen et al., 2010).

### 8.1.2. Vremenska šema prirasta mišićne aktivacije

Rezultati vremenskog intervala preaktivacije mišića Sol, GastM i VL, tj. početak mišićne aktivacije meren od prvog prirasta EMG signala do trenutka kontakta

stopala sa podlogom, pokazuju da je ova varijabla senzitivna na promene visine odskoka tokom izvođenja DJ skoka. Rezultat koji zavređuje pažnju je da je preaktivacija za Sol, GastM i VL dužeg trajanja za odskoke na manje visine odskoka. Ovaj rezultat se može dovesti u vezu sa nešto kompleksnijom kontrolom izvođenja kretnog zadatka koja zahteva nešto dužu pripremu, što može biti posledica izvođenja nešto atipičnijeg kretnog zadatka kao što je izvođenje submaksimalnog skoka na određene niže visine odskoka. Kompleksnost zadatka se ogleda u tome što ispitanik mora ciljano da dozira određenu visinu odskoka koja je unapred određena, što značajno usložnjava kretni zadatak u odnosu na ispoljavanje maksimalnih visina u kojima sistem nema težnju da dozira ispoljavanje mišićne sile. Kao što je ranije napomenuto, skokovi maksimalnog intenziteta poseduju jedan univerzalan set kontrolisanih komandi koji se ispoljavaju u tim uslovima. Za razliku od kontrole kretanja maksimalnog intenziteta, kontrola izvođenja submaksimalnih kretanja može biti kompleksnija jer uvodi nekoliko načina na koje ispitanici mogu da optimizuju kretanja ovog tipa, što može da uzrokuje jedan vid povećane redundantnosti u sistem kontrole kretanja, pa je sa tim u vezi neophodno obezbediti nešto raniju pripremu mišićnog sistema za nešto zahtevnije zadatke iz aspekta kontrole izvođenja.

Rezultati studije koji opisuju vremenske obrasce generisanja mišićne aktivacije ukazuju da se za većinu praćenih mišića (BF, VL, RF, Sol i GastM) sa povećanjem visine odskoka produžava vremenski interval koji je potreban za generisanje maksimalne mišićne aktivacije i koji je meren od početka kontakta stopala sa podlogom do maksimalnog intenziteta rmsEMG-a. Kako trajanje kontakta stopala sa podlogom nije pod uticajem faktora VO moguće je konstatovati da postoji jedno vremensko pomeranje pika u aktivaciji nadesno, bliže periodu završetka kontakta sa podlogom, tj. fazi odskoka. Kada se uporede vrednosti ove varijable za različite mišiće, može se primetiti da se pojava maksimalnog intenziteta u aktivaciji od početka kontakta stopala sa podlogom za mišić BF povećava sa 43% do 59% (DJ skok sa 20 cm), 42% do 53% (40 cm) i 43% do 50% (60 cm) kako se visina odskoka povećava. Za ostale mišićne grupe taj vremenski pomeraj je u sličnom opsegu, s tim što je uočeno da se taj opseg promena pojavljuje u relativno ranijim vremenskim intervalima perioda kontakta stopala sa podlogom. Tako, može se uočiti da se pojava maksimalnog intenziteta u aktivaciji od početka kontakta stopala sa podlogom za mišić RF produžava sa 36% do

44% (visine platforme 20 cm), 34% do 42% (visine platforme 40 cm) i 36% do 41% (visine platforme 60 cm); za mišić VL sa 34% do 40% (visine platforme 20 cm), 33% do 44% (visine platforme 40 cm) i 34% do 42% (visine platforme 60 cm); za mišić Sol sa 39% do 49% (visine platforme 20 cm), 40% do 46% (visine platforme 40 cm) i 35% do 39% (visine platforme 60 cm); i za mišić GastM sa 44% do 51% (visine platforme 20 cm), 36% do 40% (visine platforme 40 cm) i 33% do 37% (visine platforme 60 cm); kako se visina odskoka povećava sa 65% na 95%. Ovakvo pomeranje vremenskog intervala pojave pika u aktivaciji nadesno sa povećanjem visine odskoka, izraženo i u relativnim vrednostima u odnosu na ukupno trajanje kontakta, ukazuje da se šema mišićne aktivacije značajno menja sa povećanjem intenziteta izvođenja. Ovim se narušava teza o postojanju generalnog motornog programa za ovu vrstu kretanja po kojoj bi se možda menjalo trajanje kontakta stopala sa podlogom, ali bi intervali pojave pika u mišićnoj aktivaciji trebalo da budu slični. Može se pretpostaviti da mišićni sistem u ovako brzo izvedenim pokretima u kojima je pre egzekutivne faze pretrpeo određeno opterećenje koje je pobudilo odgovarajuće refleksne mehanizme, uticao na modifikaciju internog modela CNS-a koji je formiran za izvođenje ovakvih kretanja, i na principu fine regulacije sa kontinuiranim upravljačkim mehanizmima produžavao vremenski interval u okviru kojeg je generisana mišićna sila, a da je pritom ostalo nepromenjeno trajanje kontakta stopala sa podlogom.

Kako je za mišiće VL, GastM i Sol uočeno skraćivanje vremena pripreme aktivacije kako se visina odskoka povećavala, tako je za iste ove mišićne grupe produžavano vreme potrebno da se dostigne maksimalan intenzitet u aktivaciji sa povećanjem visine odskoka. Pored VL, GastM i Sol, produženje vremenskog intervala potrebnog da se dostigne maksimalan intenzitet u aktivaciji pokazan je i kod dvozglobnog mišića natkolenica BF čija aktivacija u periodu pre kontakta stopala sa podlogom nije bila modulirana pod uticajem visine odskoka. Ovo proporcionalno povećanje vremenskog intervala potrebnog da se generiše maksimalna aktivacija sa težnjom da se ostvari veća visina odskoka, može biti u vezi sa postojanjem neke suptilne kontrolne strategije koja fino modulira šemu mišićne aktivacije u cilju da obezbedi duži interval generisanja sile i na taj način obezbedi određene mehaničke prednosti koje bi značile produkciju veće snage, većeg impulsa sile, i samim tim veću visinu odskoka. Mehanizmi suptilne kontrole primećeni su i kod mišića koji se sa

povećanjem visine odskoka kasnije uključuju u fazi preaktivacije, i imaju duži vremenski interval koji je potreban za ostvarivanje maksimalne aktivacije tokom izvođenja odskoka.

Kako je BF jedini od praćenih mišića donjih ekstremiteta koji svoje maksimalne vrednosti dostiže u drugoj polovini kontakta stopala sa podlogom, može se smatrati da je ova mišićna loža izrazito bitna u transferu energije koja se akumulira u amortizacionoj fazi izvođenja skoka, na generisanje sile otiskivanja u kasnijim fazama kontakta stopala sa podlogom. Značaj ovog dvozglavnog mišića, fleksora u zglobu kolena i ekstenzora u zglobu kuka, za kontrolu izvođenja vertikalnih skokova je opisan u prethodnom poglavlju.

Jedino su obe varijable GastM (vreme\_preaktivacije\_GastM i vreme\_prirasta\_GastM) bile pod uticajem faktora visine platforme, gde je uočeno da se sa povećanjem visine platforme značajno produžava vreme preaktivacije, dok se skraćuje vremenski interval prirasta u aktivaciji nakon kontakta stopala sa podlogom. Tako, uočava se da se pojava maksimalnog intenziteta u aktivaciji od početka kontakta stopala sa podlogom za mišić GastM skraćuje sa 44% do 33% (visine odskoka na 65%), 45% do 34% (visine odskoka na 80%) i 51% do 37% (visine odskoka na 95%), kako se visina platforme povećava sa 20 cm na 60 cm.

Sumiranjem rezultata koji opisuju efekat intenziteta opterećenja i intenziteta izvođenja doskok-odskoka na intenzitet EMG aktivnosti i šeme vremenskog prirasta u EMG aktivnosti se mogu uočiti različite strategije koje sistem koristi za potrebe kontrole izvođenja ovih kretanja tokom kontakta stopala sa podlogom. Intenzitet opterećenja ima značajan efekat na povećanje intenziteta EMG aktivnosti kod svih praćenih mišića, dok je isti faktor uticao na značajne promene u vremenskom intervalu od kontakta sa podlogom do maksimalnog intenziteta aktivacije samo kod mišića GastM. Sa druge strane, intenzitet izvođenja je imao efekat na intenzitet aktivacije samo na fazu otiskivanja od podloge za sve praćene mišiće, dok je za većinu praćenih mišića uočeno značajno povećanje vremenskog intervala od trenutka kontakta do pojave maksimalnog intenziteta aktivacije. Ovako uopšten rezultat za mišiće donjih ekstremiteta ukazuje da se stepen uložene mišićne sile, koja je praćena pomoću ispoljene mišićne aktivacije u svim fazama izvođenja pokreta, proporcionalno prilagođava na promenu intenziteta nametnutog opterećenja koje sistem treba da



savlada. Sa druge strane, promena intenziteta izvođenja utiče na proporcionalno povećanje intenziteta aktivacije samo u poslednjoj fazi izvođenja pokreta, gde se može pretpostaviti da vremenska šema pojave mišićne aktivacije ima odgovarajuću ulogu u kontroli izvođenja submaksimalnih skokova. Ova pretpostavka je potvrđena i u samim rezultatima istraživanja u kojima je dobijeno da se vremenski interval koji označava prirast u mišićnoj aktivaciji od kontakta sa podlogom do pojave maksimalnog intenziteta u aktivaciji fino adaptira, tj. povećava sa povećanjem težnje da se odskoči na veće visine. Ovi rezultati istraživanja ukazuju na različitu prirodu opterećenja koja deluje na sistem, gde bismo mogli da uvedemo tumačenje da bez obzira što se radi o istom kretnom zadatku (vertikalnom skoku nakon doskoka), različite vrste ispoljenih motornih programa su odgovorne za savladavanje ove dve vrste opterećenja. Sa druge strane, može se pretpostaviti da postoji identičan motorni program, gde bi dominantan faktor za prilagođavanje na intenzitet opterećenja bilo skaliranje parametara sile unutar motornog programa, dok bi za povećanje intenziteta izvođenja neophodno bilo skaliranje parametara vremena.

### **8.2. Uticaj promene visine platforme i visine odskoka pri izvođenju doskok-odskoka na kinematičke i dinamičke varijable**

Faktori visine platforme i visine odskoka su uzeti sa namerom da se razdvoje dve vrste opterećenja koje mogu opteretiti lokomotorni sistem pri izvođenju DJ skoka. Sa jedne strane, to je intenzitet opterećenje koje je nametnuto telu u vidu različitih visina platforme sa koje se doskače, dok je sa druge strane to uloženi intenzitet izvođenja koji je definisan odskokom na različite submaksimalne visine odskoka. Rezultati studije ukazuju na značajan uticaj visine platforme na promenu, tj. povećanje ostvarene sile reakcije podloge. Ovi rezultati su u saglasnosti sa ranijim istraživanjima koja su dobijena pri izvođenju DJ skoka (Wallace et al., 2010; Peng et al., 2011). Ovaj mehanički efekat se vezuje za činjenicu da će CM ispitanika posedovati određenu brzinu u trenutku kontakta stopala sa podlogom ukoliko doskače sa uzdignute platforme. Nakon doskoka, ova brzina mora biti svedena na nultu vrednost posle koje bi usledila faza otiskivanja od podloge, tj. pomeranje CM u smeru nagore. U skladu sa osnovnim mehaničkim zakonitostima koje važe za slobodan pad, brzina CM koja je stečena u fazi leta tokom doskoka sa platforme određene visine se povećava kako se i

visina platforme povećava. Vremenski period koji je neophodan da se CM zaustavi u kretanju nadole tj. period amortizacione faze, ograničen je samom tehnikom izvođenja DJ skoka, jer bi značajno produžavanje ove faze uticalo na to da se neutrališu efekti povratnog režima mišićnog rada i na taj način izgubi energija elastične deformacije koja je akumulirana u mišićno-tetivnim strukturama. Usled nemogućnosti da se enormno produži amortizaciona faza, uvećana brzina CM u fazi leta, koja je stečena povećanjem visine platforme, odražava se na povećanje ubrzanja tokom amortizacione faze i time je imala značajan efekat na povećanje sile reakcije podloge (Bobbert et al., 1987). Ovi rezultati ukazuju i na opravdanost korišćenja različite visine platforme u cilju doziranja različitih intenziteta opterećenja u DJ skoku.

Rezultati deskriptivne analize jednim delom objašnjavaju zašto je dobijen relativno slab uticaj faktora visine odskoka na maksimalnu silu reakcije podloge, s obzirom na to da ukazuju da je očigledan uticaj visine odskoka postojao samo pri izvođenju DJ skoka sa visine platforme od 20 cm (slika 17). Moguće objašnjenje ovakvog rezultata je da se otiskivanje od podloge, koje je neophodno realizovati kako bi se CM tela doveo do ciljane visine odskoka, realizuje samo u uslovima kada su nametnuti spoljašnji mehanički uslovi relativno malog intenziteta, i kada aktivno potiskivanje podloge može doći do izražaja. Obrnuto, kada su mehanički uslovi izvođenja kretanja nešto veći (40 i 60 cm), i usled preopterećenja mišića ekstenzora donjih ekstremiteta koji u takvim uslovima imaju tendenciju da zaštite sistem od prekomernog propadanja, nije moguće potiskivati podlogu i delovati aktivnom komponentom mišićne sile već je neophodno obezbediti dovoljno krut i stabilan sistem koji će se odupreti nametnutom opterećenju bez velikih vertikalnih oscilacija CM (pogledati dobijene rezultate interakcije visine platforme i visine odskoka za varijablu vertikalnog pomeranja CM, tabela 3) i pritom dostići ciljanu visinu odskoka na račun drugih komponenti mišićne sile koje se ispoljavaju u ovim kretanjima.

Trajanje kontakta je invarijantno na promene uslova izvođenja DJ skoka. Glavne instrukcije zadatka bile su da se ostvare određene visine odskoka, međutim, važan kriterijum u instrukcijama je bio i da postoji što kraći kontakt stopala sa podlogom kako se produžavanjem trajanja kontakta ne bi neutralisali efekti povratnog režima mišićnog rada. Kako je intenzitet izvođenja definisan vizuelnom markacijom koju je trebalo pogoditi time što će u fazi odskoka biti ispoljen određen intenzitet

mišićne sile (za razliku od intenziteta izvođenja koji može biti određen intenzitetom napreznja po subjektivnom osećaju), vrlo je verovatno da je tokom faze izvođenja dolazilo do kontinuirane kontrole izvođenja (što pokazuju i rezultati analize mišićne aktivacije), u okviru koje nije bilo važno trajanje kontakta, koliko da se određenim prepodešavanjem ispolji određena šema mišićne aktivacije koja bi dovela do realizacije zadatog cilja. Takođe, druge kinematičke varijable koje su definisale fazu pripreme pozicije tela za izvođenje, kao i kinematiku samog izvođenja, fino su se prilagođavale na varijable izvođenja kretnog zadatka, i sa tim u vezi predstavile se kao važniji faktor u prilagođavanju lokomotornog sistema na mehaničke uslove izvođenja kretanja.

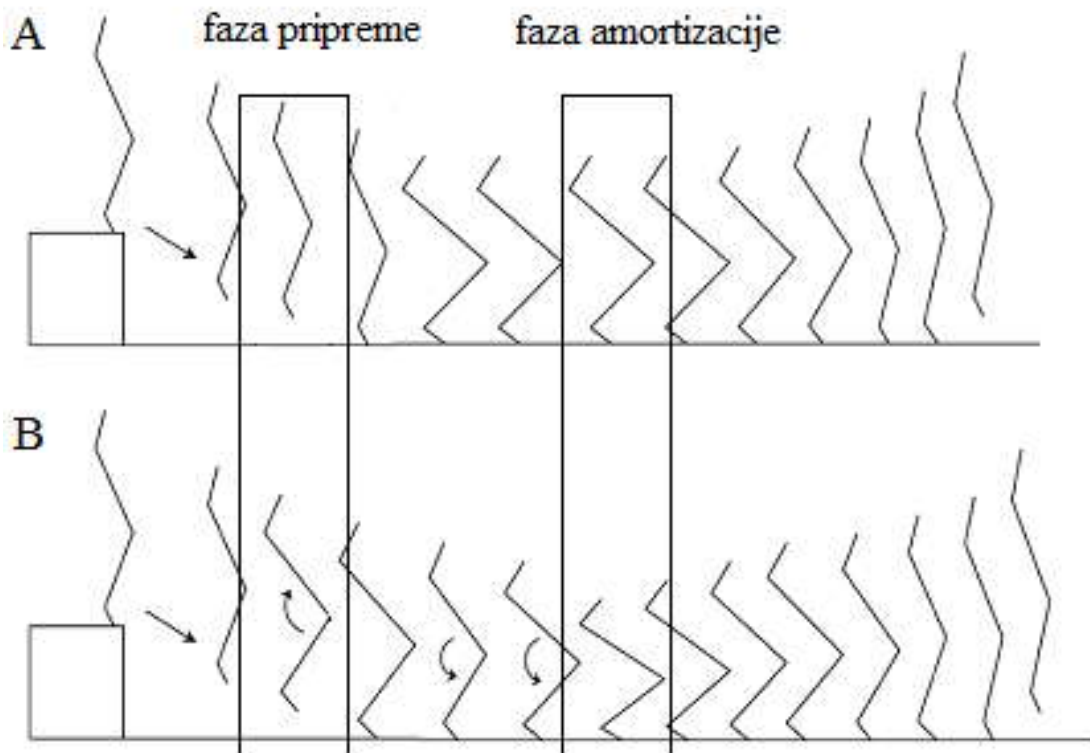
Rezultati studije ukazuju da sa progresivnim povećanjem visine platforme na svim zglobovima postoji progresivno uvećanje opterećenja izraženo preko ispoljenih momenata. Međutim, kada je u pitanju povećanje visine odskoka između svakog nivoa ovog faktora, neophodno je opisati modulaciju momenata za svaki zglob posebno. *Post-hoc* analiza uticaja visine odskoka na momenat u skočnom zglobu ukazuje da ovaj zglob nije značajno senzitivna na promene visine odskoka, gde su uočene razlike samo između odskoka na visine od 65 i 95%. Ovakav rezultat može biti objašnjen limitiranom funkcijom mišića plantarnih fleksora koja je prethodno opisana u radu. Sa druge strane, zglob kuka je jedini zglob čije su se vrednosti momenata povećavale između svakog nivoa visine odskoka, ukazujući na taj način da su ispoljeni mišićni momenti ekstenzora u zglobu kuka najznačajniji za fino doziranje visine odskoka, ali i ostvarivanje maksimalne visine odskoka, što je u skladu sa ranijim istraživanjima koja su dobijena pri ispitivanju drugih vrsta vertikalnih skokova (npr. CMJ skokovi) (Vanrenterghem, 2004; Lees et al., 2004). Uvećano opterećenje na nivou zgloba kuka može biti u vezi sa proksimalno-ditalnom strategijom koju ispitanici koriste u cilju povećanja visine odskoka, a odnosi se na tendenciju da se sa povećanjem visine odskoka uveća inklinacija trupa prema napred u težnji da se uveća rotacija proksimalnog segmenta što direktno utiče na neophodno uvećanje ispoljenog momenta ekstenzora zgloba kuka (Vanrenterghem, 2004). Takođe, rezultati prethodne studije u kojoj je progresivno povećavana visina odskoka pri izvođenju CMJ skoka, nisu uticali na proporcionalno povećano angažovanje u skočnom zglobu i zglobu kolena, dok su se ispoljen moment, snaga i rad u zglobu kuka sistematski povećavali sa povećanjem visine odskoka (Lees et al., 2004). Međutim, aktuelni rezultati ove studije koja ispituje

problematiku povećanja visine odskoka u DJ skoku ukazuju da se vrednosti momenta u zglobu kolena smanjuju sa povećanjem visine odskoka. Ostvareni moment u zglobu kolena je pod uticajem aktivnosti mišića ekstenzora u zglobu kolena VL i VM, kao i dvozglobnog RF. Nasuprot ovom dejstvu ekstenzora u zglobu kolena, deluje sila dvozglobnog mišića natkolenica BF, čija anatomska konfiguracija omogućava transfer ispoljene snage sa nivoa zgloba kuka na ispoljenu snagu na nivo zgloba kolena. Naime, u rezultatima ove studije je primećen značajan prirast u aktivaciji BF i to u fazama otiskivanja od podloge (faze F3 i F4). Kao posledica povećanja inklinacije trupa prema napred sa povećanjem visine odskoka događa se uvećana aktivacija dvozglobnih mišića zadnje lože natkolenice. S obzirom da BF ima funkciju ekstenzora u zglobu kuka ali i fleksora u zglobu kolena, njegova uvećana aktivacija može uticati na povećanje momenta fleksora u zglobu kolena i tim uticati na umanjenje ispoljenog ekstenzionog momenta u zglobu kolena. Ovi rezultati su u saglasnosti sa rezultatima Lees et al. (2004), gde su uočeni veći uglovi u zglobu kolena tokom amortizacione faze što prouzrokuje veću inklinaciju trupa prema napred i za posledicu ima uvećanje ispoljenog momenta i realizovane snage u zglobu kuka. Takođe, smanjivanje momenta u zglobu kolena sa povećanjem visine odskoka može biti rezultat povećanja momenta dvozglobnih fleksora u skočnom zglobu koji deluje sa dorzalne strane zgloba kolena, što takođe uvećava fleksioni momenat u zglobu kolena (Lees et al., 2004) i time smanjuje moment ekstenzora u zglobu kolena.

Na osnovu dobijenih rezultata u ovoj studiji može se uočiti da različito zadati eksperimentalni zadaci u vidu visine platforme i visine odskoka, na različite načine menjaju strategiju pripreme uglova u zglobovima donjih ekstremiteta za izvođenje DJ skoka. Sa povećanjem visine odskoka, tendencija ispitanika je bila da se povećava fleksija u svim zglobovima u trenutku kontakta stopala sa podlogom, što direktno utiče da mišići ekstenzori donjih ekstremiteta rade na većim dužinama mišića kako se povećava visina odskoka. Prethodne studije su pokazale da mišići pri koncentričnoj kontrakciji veći stepen aktivacije ispoljavaju na većim dužinama mišića (Babault et al., 2003). Na osnovu ovih rezultata, može se pretpostaviti da je izraženija fleksija u trenutku kontakta stopala sa podlogom u relaciji sa težnjom ispitanika da se zauzmu položaji u zglobovima koji će dovesti mišić na adekvatnu dužinu koja obezbeđuje visok nivo aktivacije u trenutku kontakta sa podlogom. Time mišić na samom početku

izvođenja skoka stiče uslove da ima veći nivo mišićne aktivacije koja podržava povećanje visine odskoka. Može se smatrati da povećana fleksija u zglobu kolena u trenutku kontakta stopala sa podlogom omogućava određene mehaničke prednosti time što sistem stiče mogućnost da realizuje veću amplitudu pokreta i time ispolji veći mehanički rad, ali takođe ima mogućnost da generiše veći moment ekstenzora tako što mišići rade bliže optimalnom zglobnog uglu (Kawakami et al., 2002). Na taj način, strategija koju ispitanici koriste kako bi se uvećala visina odskoka uključuje povećanu fleksiju u svim zglobovima u trenutku kontakta stopala sa podlogom, kao i veći ugaoni pomeraj u zglobu kolena i zglobu kuka što direktno utiče na povećanje pozitivno izvršenog rada koji je udružen sa uvećanom mišićnom aktivacijom ekstenzora (slika 35). Povećanje visine odskoka nije imalo efekta na ugaone pomeraje u skočnom zglobu, što na neki način može da opiše kinematičku šemu izvođenja vertikalnih skokova. Sa tim u vezi, uglovi u skočnom zglobu ostaju relativno stabilni, dok se ugao u skočnom zglobu u trenutku kontakta stopala sa podlogom smanjuje sa promenom intenziteta izvođenja. Na taj način može se suditi o tome da pri fazi otiskivanja od podloge nema potpune plantarne fleksije u skočnom zglobu, već se opružanje u ovom zglobu završava značajno ranije. Ovaj rezultat je u suprotnosti sa nekim opštim biomehaničkim principima koji opisuju lokomotornu funkciju skočnog zgloba. Naime, neki od ranijih autora smatraju da uloga skočnog zgloba može biti izrazito značajna u poslednjim fazama otiskivanja od podloge (Vanrenterghem et al., 2004). Ovakav benefit skočnog zgloba proizilazi iz horizontalne orijentacije stopala u odnosu na podlogu koja jedina, za razliku od segmenata potkolenice, natkolenice i trupa, ima mogućnost da odiže CM u fazama kada uglovi u zglobu kolena i kuka dostignu potpunu ekstenziju. Vrlo je verovatno da ograničenja koja postoje u mišićnoj mehanici, a koja se odnose na to da su *mm.gastrocnemii* sa kratkim telom mišića gde po relaciji sila–dužina nema mogućnosti ispoljavanja visokog nivoa sile pri malim mišićnim dužinama (aktivna insuficijencija), razlog izbegavanja pozicija koje podrazumevaju potpune plantarne fleksije u skočnom zglobu. Takođe, nepromenjeni ugaoni pomeraji u skočnom zglobu za potrebe uvećanja visine odskoka predstavljaju i težnju ispitanika da ne realizuje veliku amortizaciju u skočnom zglobu, već da se kroz energiju elastične deformacije obezbedi dovoljno kapaciteta u dugačkim tetivama *mm.gastrocnemii-a*, koje mogu da akumuliraju i vrate energiju samo u uslovima kratkog izduženja i nakon

toga skraćenja. Drugim rečima, efekat energije elastične deformacije za mišiće plantarne fleksije bi se izgubio ukoliko bi postojala velika amortizaciona faza u skočnom zglobu. Pored toga, održavanjem relativno stabilne pozicije uglova u skočnom zglobu na nekim optimalnim uglovima koji su manji od maksimalnih plantarnih fleksija, omogućava se stopalu da bude sa većom površinom oslonca i samim tim obezbedi stabilan oslonac za potrebe ispoljavanja svih efekata povratnog režima rada koji su aktuelni pri izvođenju DJ skoka.



Slika 35. Prikaz kinematičke šeme izvođenja DJ skoka pri različitim intenzitetima izvođenja sa iste visine platforme, gde je u panelu A prikazano izvođenje submaksimalnih odskoka, dok je u panelu B prikazano izvođenje maksimalnih odskoka. Uočavaju se dve tipične faze izvođenja u kojima se kinematičke varijable prilagođavaju na promenu visine odskoka. Pri težnji da se poveća visina odskoka ispitanici u fazi pripreme teže da povećaju fleksiju u zglobovima, kao i da tokom amortizacione faze povećaju ugaone pomeraje u zglobovima.

Drugi eksperimentalni faktor, tj. povećanje visine platforme, uticalo je na to da ispitanici doskaču sa većom ekstenzijom u zglobovima donjih ekstremiteta i da povećavaju amplitudne pomeraje u svim zglobovima, i time utiču da CM tela započinje amortizacionu fazu na većim visinama i produži vreme amortizacione faze pre započinjanja faze otiskivanja. Time što se produžava vreme amortizacione faze stižu se uslovi da se smanjuje ubrzanje centra mase u toj fazi što u krajnjoj liniji može uticati na

nešto manje intenzitete ekscentričnog opterećenje ekstenzora nogu. Bez obzira što rezultati ipak pokazuju da se sa povećanjem visine platforme povećava sila reakcije podloge, ovakva strategija izvođenja odskoka može da predstavlja protektivni mehanizam koji štiti meka tkiva od preteranog naprezanja i time izbegava mogućnost povređivanja time što neće doći do enormnog povećanja intenziteta ekscentričnog opterećenja ekstenzora. U prilog ovoj konstataciji su i rezultati značajnog uticaja interakcije faktora visine platforme i visine odskoka na uglove u trenutku kontakta stopala sa podlogom, kojima se ukazuje da modulacija ovih varijabli zavisi od visine platforme sa koje se realizuje DJ skok. Određivanjem uticaja visine odskoka za svaku visinu platforme posebno, utvrđeno je da kod skokova sa visina platforme od 20 i 40 cm postoji značajniji uticaj visine odskoka na uglove u trenutku kontakta stopala sa podlogom na zglobov kolena i kuka, dok ovakav trend nije uočen kod visine platforme od 60 cm. U ranijim istraživanjima (Bobbert et al., 1987; Peng et al., 2011) visina platforme od 60 cm je prikazana kao visina na kojoj nije moguće ostvariti benefite povratnog režima mišićnog rada u kojima se odvija SSC ciklus usled uključivanja inhibitornih mehanizama koji utiču na umanjenje funkcije refleksa na istežanje koji može imati značajan udeo u produkciji snage tokom faze otiskivanja (Ishikawa & Komi, 2004). Prema tome, moguće je smatrati da je kod DJ skoka sa visina od 60 cm pre svega bitno podesiti uglovne pozicije koje će obezbediti zaštitu lokomotornom sistemu i time se pripremiti da neutrališu veliku količinu kinetičke energije koja je stečena u fazi leta.

Iz definicije krutosti sistema kao fizičke veličine koja opisuje karakteristike modela mase i opruge, izdvajaju se faktori na koje treba obratiti pažnju pri zadavanju kretnih zadataka kojima se ispituje kontrola izvođenja određenih kretanja. Kako krutost sistema zavisi od sile koja deluje na sistem (u slučaju vertikalnog skoka ta sila predstavlja silu reakcije podloge) i stepena deformacije koju je taj sistem pretrpeo kao posledicu delovanja te sile (u slučaju vertikalnog skoka deformacija sistema je predstavljena vertikalnim pomerajem CM u amortizacionoj fazi), bitno je razlučiti koji su to faktori koji utiču na realizovanu silu reakcije podloge, s obzirom da vertikalno pomeranje CM u fazi amortizacije predstavlja odgovor sistema na delovanje te sile. Ispoljena sila reakcije podloge pri izvođenju DJ skoka definisana je uslovima u kojima se kretanje izvodi, a uslovi se odnose na visinu platforme sa koje započinje kretanje gde

je uočeno da se sila značajno povećava sa povećanjem visine platforme (Wallace et al., 2010; Peng et al., 2011), dok se sa druge strane ispoljena sila reakcije podloge povećava sa uvećanim voljnim naprežanjem ekstenzora trupa i nogu koji preko krutih poluga lokomotornog sistema deluju na podlogu pri vertikalnom skoku iz mesta (Salles et al., 2011). Na taj način postoje dva faktora koja mogu uticati na modulaciju ispoljene krutosti pri izvođenju nekog zadatka, a u domenu su intenziteta realizovane sile reakcije podloge koja se ostvaruje, i odnose sa na mehaničke uslove u kojima se kretanje izvodi (visina platforme), i sa druge strane stepen ispoljenosti performanse koja bi trebalo da se kontroliše uložnim voljnim naprežanjem (visina odskoka).

Rezultat koji ukazuje na povećanje vertikalne krutosti sa povećanje visine platforme, u skladu je sa rezultatima koji su dobijeni u ranijim istraživanjima (Arampatzis et al., 2001), i predstavljaju tendenciju ispitanika da se sa povećanjem intenziteta opterećenja (uvećanje visine platforme, i samim tim intenziteta sile reakcije podloge) uveća krutost sistema. Ovako dobijeni rezultati ne predstavljaju neku novu informaciju koja dodatno pojašnjava ponašanje modela mase i opruge sa povećanjem intenziteta mehaničkih uslova u kojima se kretanje izvodi, i jedina različitost u odnosu na ranije eksperimentalne postavke je ta da su ispitanici izvodili skokove na submaksimalne visine odskoka gde je postojala potreba da se ciljano dostigne određena submaksimalna visina koja je bila zadata vizuelnom markacijom (za razliku od dosadašnjih istraživanja, kada je instrukcijom zahtevano da se realizuje što veća maksimalna visina odskoka). Kako se ispitanicima u kretnom zadatku nisu postavljala ograničenja u trajanju kontakta stopala sa podlogom (kao što je to slučaj kada je u pitanju izvođenje poskoka na zadatoj frekvenci) i gde nisu imali zahtev da ostvare skokove sa maksimalnom visinom odskoka, kao i na osnovu pretpostavke da postoji optimalna krutost koju ispitanik preferira da ispolji u zadacima kada ne postoje neka dodatna ograničenja (Kuitunen et al., 2010), moglo bi da se pretpostavi da ispitanik neće menjati ispoljenu krutost sa promenom intenziteta opterećenja, tj. sa promenom visine platforme. Pretpostavlja se da je kao posledica nametnutog opterećenja u vidu visina platformi, koja u nekim slučajevima i prevazilazi optimalne uslove za izvođenje DJ skoka, bilo neophodno povećati stepen krutosti kako bi se optimalno ispoljili efekti povratnog režima mišićnog rada. Kako promene vertikalne krutosti, pod uticajem različitih intenziteta opterećenja u DJ skoku sa submaksimalnim intenzitetom



izvođenja, ukazuju na sličnost sa promenama ove varijable, koje su uočene i kod skokova koji se izvode maksimalnim intenzitetom (Arampatzis et al., 2001), može se smatrati da je i za uslove izvođenja zadatka u kojima se ispoljava submaksimalni nivo sposobnosti takođe premisa da se na račun uvećane mišićne aktivacije obezbedi krut sistem i na račun toga ispolji odgovarajuća sposobnost u povratnom režimu mišićnog rada.

Značajno smanjenje vertikalne krutosti sa povećanjem visine odskoka može biti posledica uvećanja amortizacione faze u kretnom zadatku koji zahteva povećanje visine odskoka. Na osnovu rezultata ove studije stiče se uvid da povećanje visine odskoka ne menja vrednosti vertikalne sile reakcije podloge, dok se može uočiti značajno uvećanje amortizacione faze. Kako stepen ispoljene krutosti predstavlja količnik ostvarene sile i vertikalnog pomeranja CM za to vreme, sa povećanjem visine odskoka značajno se smanjuje vertikalna krutost kao posledica povećanja vertikalnog pomeraja u amortizacionoj fazi. Ovaj rezultat može biti u kontradiktornosti sa rezultatima koji su ranije ispitivali uticaj vertikalne krutosti na visinu odskoka, gde je uočeno da sa povećanjem visine odskoka postoji značajno uvećanje vertikalne krutosti sa povećanjem visine poskoka (Farley et al., 1991), ili održanje vertikalne krutosti na nekom sličnom optimalnom nivou sa povećanjem visine poskoka (Kuitunen et al., 2010). Različiti pristupi u ispitivanju ove problematike mogu uticati na dobijanje ovako dijametralno suprotnih rezultata u prethodnim radovima, i nekoliko je aspekata koji na neki način mogu da ukažu na različit uticaj vertikalne krutosti na visinu odskoka. Prvi se odnosi na činjenicu da je pri prelasku sa submaksimalne na maksimalne poskoke, koji se izvode na zadatoj frekvenci, neophodno skratiti kontakt stopala sa podlogom u cilju uvećanje faze leta koje je neophodno kako bi se visina odskoka povećala. Skraćenje trajanja kontakta stopala sa podlogom je u direktnoj vezi sa povećanjem stepena ispoljene vertikalne krutosti (Arampatzis et al., 2001), pa su uslovi u kojima se izvodi kretni zadatak (zadate frekvence) značajniji faktor koji utiče na uvećanje krutosti u odnosu na visinu odskoka. Drugi aspekt podrazumeva da je u okviru studija u kojima se ispitivao uticaj vertikalne krutosti na visinu odskoka kod različitih ispitanika primećeno da ispitanici sa boljim sposobnostima ispoljavaju veći stepen vertikalne krutosti, što implicira da je veći stepen krutosti neophodan kako bi se unapredila performansa kretanja. Treće, količina kretanja, tj. stečena kinetička energija koja je

prethodila fazi odskoka, može značajno uticati na efikasnost ispoljavanja povratnog režima rada u vidu SSC ciklusa, što vodi ka pretpostavci da će i stepen ispoljene krutosti biti adaptiran u skladu sa tim (Laffaye et al., 2005). Rezime koji bi se odnosio na modulaciju krutosti je u domenu sublimacije nekoliko faktora koji su prethodno opisani. Naime u skladu sa rezultatima naše studije, gde je kod DJ skoka sa platforme uočeno povećanje vertikalnog pomeraja CM tokom amortizacione faze sa povećanjem visine odskoka, sličan obrazac promena je primećen kod vertikalnog sunožnog skoka iz mesta (Lees et al., 2004; Vanrenterghem et al., 2004) i vertikalnog skoka jednom nogom nakon kraćeg zaleta (Laffaye et al., 2005). Ovo se može objasniti relativno malom kinetičkom energijom koju treba preko mišićnog rada konvertovati u potencijalnu energiju (tj. podići CM do određene visine), gde se mišićna sila može ispoljiti preko različitih komponenti (pasivne, aktivne i viskozne), gde udeo svake od pomenutih zavisi od efikasnosti režima mišićnog rada koji se odvija u vidu SSC ciklusa. Deskriptivnom analizom uočavamo da je kod visina od 20 i 40 cm, primećeno povećanje amortizacione faze sa povećanjem visine odskoka sa 65, 80 i na 95%, što nije slučaj sa visinom platforme od 60 cm. Kao posledica toga, kod visina platforme od 60 cm nije primećen trend da se sa povećanjem visine odskoka smanjuje krutost. U ovom delu se može izvesti pretpostavka da je smanjenje vertikalne krutosti sa povećanjem visine odskoka u vezi sa težnjom da se kroz koordinativne šeme obezbede optimalniji mehanički uslovi koji podrazumevaju mogućnost da se za potrebe uvećanja visine odskoka izvrši veći rad tokom otiskivanja od podloge (a koji je posledica realizovane veće amortizacione faze), s obzirom na to da intenzitet mehaničkih uslova u kojima se izvode kretanja (visina platforme) nije dovoljan kako bi se iskoristili svi efekti povratnog režima mišićnog rada u vidu SSC ciklusa.

Iz aspekta ispoljene vertikalne krutosti neophodno je značajno razlikovati zahteve, tj. intenzitet mehaničkih uslova u kojima se kretanje realizuje i koji su postavljeni na osnovu zadate visine platforme sa koje se realizuje DJ skok, i zahteve intenziteta ispoljene performanse koji su određeni visinom na koju se odskaače. U oba slučajeva, povećavaju se zahtevi, tj. intenziteti kretnog zadatka, ali se prilagođavanje krutosti odvija po suprotnim principima, što u krajnjoj liniji potencira ispoljavanje različitih komponenti mišićne sile. U slučaju povećanja visine platforme može se smatrati da združeni efekat povećane mišićne aktivacije sa uvećanjem mišićne krutosti

dovodi do povećanog ispoljavanja viskozne komponente, dok povećanje visine odskoka (ali u uslovima kada je kinetička energija tela pre realizacije odskoka relativno mala) potencira aktivnost aktivne mišićne komponente. Sa tim u vezi, za potrebe definisanja intenziteta skokova u okviru trenažnih procesa neophodno je razlučiti intenzitet mehaničkih uslova u kojima se kretanje izvodi, kao i intenzitet izvođenja kretanja.

Izvođenje zaključaka na pitanje koji stepen optimalne krutosti je neophodan kako bi se uvećala visina odskoka nije moguće generalizovati. Kao što je prethodno pomenuto, različiti uslovi u kojima se izvode kretanja, kao i različiti kretni zadaci, utiču na ispoljavanje krutosti za potrebe povećanja visine odskoka. Nekoliko je bitnih faktora koji se mogu izdvojiti kao bitni u adaptaciji krutosti, i koji kao takvi moraju biti uzeti u razmatranje kada imamo za cilj da utvrdimo optimalno ponašanje modela koji dovodi do maksimalnih performansi. Sa tim u vezi, prvo je neophodno razlučiti da li postoji ograničenje trajanja u kontaktu stopala sa podlogom, iz razloga što ova varijabla izvođenja značajno determiniše ispoljen stepen krutosti (Arampatzis et al., 2001). Zatim, neophodno je definisati koja je to količina kretanja, tj. koja je to količina kinetičke energije stečena u fazi koja prethodi realizaciji neposrednog skoka i odnosi se na brzinu zaleta ili visinu platforme (Laffaye et al., 2005; Komi & Gollhofer 1997). I kao poslednje u nizu, da li su kretni zadaci postavljeni na taj način da se modulacija vertikalne krutost prati u izvođenju skokova gde se visina odskoka niveliše na submaksimalnim nivoima gde je ispitanicima zadato da izvode neki nivo odskoka u odnosu na njihov maksimum (npr. odskoci na 50, 60, 70, 80, 90% od maksimuma 100%) (Lees et al., 2004; Salles et al., 2011), ili će se krutost pratiti pri izvođenju maksimalnih visina odskoka (100%) i gde se faktor različitih performansi ispitanika u izvođenju skokova uzima kao kriterijum za određivanje različitih visina odskoka (Hobara et al., 2008; Harrison et al., 2004). Interelacijom ovih nekoliko faktora koji bi u nekim od narednih studija bili kontrolisani, verovatno je moguće utvrditi koji je način optimizacije vertikalne krutosti u cilju ostvarivanja maksimalnih performansi odskoka. Ukoliko želimo da generalizujemo ispoljavanje vertikalne krutosti pod uticajem različitih modaliteta nekog određenog kretnog zadatka, rezultati ove studije nalažu da je neophodno imati u vidu dva bitna rezultata ovog istraživanja. Prvi je da se vertikalna krutost modela mase i opruge povećava sa povećanjem intenziteta opterećenja koji su

definisani kao mehanički uslovi izvođenja kretanja (visinom platforme), dok je drugi važan rezultat da se vertikalna krutost smanjuje sa gradiranim povećanjem visine odskoka ukoliko je ta visina odskoka manja od maksimalnog. U tom smanjenju krutosti mora postojati određena granica koja podrazumeva da je neophodno da sistem poseduje neku minimalnu količinu ispoljene krutosti koja može da obezbedi transfer energije akumulirane u ekscentričnom režimu rada na koncentrični režim rada.

Interesantno zapažanje je da su se vrednosti izvršenog rada u negativnoj fazi sistematski povećavale sa povećanjem visine platforme, dok se ova varijabla ne menja značajno sa promenom visine odskoka. U literaturi je često pominjano da je negativni rad u direktnoj relaciji sa akumuliranom energijom elastične deformacije u ekscentričnoj fazi skoka i ekscentričnim opterećenjem koje miškulatura donjih ekstremiteta pretrpi tokom amortizacione faze (Asmussen & Bonde-Petersen 1974; Komi & Bosco, 1978). Činjenica da količina negativno izvršenog rada raste sa visinom platforme sa koje se doskače, ukazuje na to da je veći stepen energije apsorbovan tokom amortizacione faze. Ova količina energije koju je mišić utrošio je jednim delom utrošena na produkciju toplote, ali i jednim delom na istežanje serijske elastične komponente, tj. na akumuliranje energije elastične deformacije u okviru ovih struktura. U ranijim radovima je pokazana zavisnost između ispoljenog momenta u zglobovima i akumuliranja energije elastične deformacije u serijskoj elastičnoj komponenti (van Ingen Schenau, 1984). Kako je u ovoj studiji pokazano značajno povećanje realizovanih momenata sa povećanjem visine platforme, može se smatrati da je ovo uvećanje negativno izvršenog rada sa povećanjem visine platforme imalo uticaj na akumulaciju energije elastične deformacije u serijskim elastičnim elementima (Asmussen & Bonde-Petersen, 1974; Komi, 2003). Rezultati istraživanja koji su sprovedeni na izolovanom mišiću pokazuju da je mehanički izlaz u koncentričnoj fazi veći kada je intenzitet ekscentričnog opterećenja veći (Bobbert et al., 1987), međutim, pitanje koje stoji je da li je takav benefit moguće dobiti u okviru nekoliko prirodnih oblika kretanja kao što su skokovi. Složena konfiguracija lokomotornog aparata, kao i kompleksni koordinativni principi po kojima se izvode višezglobna kretanja onemogućavaju da se simuliraju uslovi dobijeni kao u laboratorijsko izolovanom mišiću. U rezultatima ove studije nije uočena veza da se sa smanjenjem visine odskoka smanjuje i negativno izvršen rad, već vrednosti ove varijable ostaju nepromenjene sa

promenom intenziteta ispoljene performanse. Značajan rezultat koji se može koristiti za trenажne potrebe koje uključuju pliometrijske metode, a koje za cilj imaju da se podstiče viskozna i pasivna komponenta mišićne sile, podrazumeva da je moguće dobiti maksimalni efekat u ekscentričnoj fazi i sa odskocima koji su na nivo ima manjim od maksimalnog intenziteta izvođenja, a koji su u ovoj studiji ispitivani do 65% od maksimalnog intenziteta izvođenja. Moguće je očekivati da je time što ispitanici neće težiti da realizuju maksimalne skokove omogućeno da se deo postojećeg energetskeg kapaciteta ekonomičnije troši, pogotovo imajući u vidu da se nivo uloženog rada (a time i uložene energije) u pozitivnoj fazi otiskivanja značajno povećava sa povećanjem visine odskoka. Na taj način, promenom visine platforme moguće je upravljati intenzitetom ekscentričnog opterećenja, nezavisno od instrukcije kojim intenzitetom ispitanik treba da izvede odskok.

Za razliku od rezultata koji se odnose na izvršeni rad u negativnoj fazi, koji su pokazali da se ne menjaju u zavisnosti od visine odskoka, izvršen rad u pozitivnoj fazi se značajno povećavao sa povećanjem intenziteta odskoka sa 65% na 80%, kao i sa 80% na 95%. Izvršen rad u pozitivnoj fazi se izračunavao u fazi kada ispitanik započinje otiskivanje od podloge, u okviru koje mišići ekstenzori donjih ekstremiteta rade u režimu koncentrične kontrakcije. Sa povećanjem visine odskoka kinematička slika izvođenja DJ skoka se menjala u smeru povećanja fleksije u zglobovima u trenutku kontakta stopala sa podlogom i povećanja ugaonog pomeraja u svim zglobovima donjih ekstremiteta sem skočnog zgloba. Na osnovu toga se pretpostavlja da je veći izvršeni rad u pozitivnoj fazi sa povećanjem visine odskoka obezbeđen upravo na račun nešto veće fleksione pozicije u zglobovima na početku kontakta stopala sa podlogom, što omogućava veći ugaoni pomeraj u fazi otiskivanja od podloge. Deskriptivnom analizom je uočeno da je intenzitet povećanja pozitivno izvršenog rada sa povećanjem visine odskoka mnogo veći kod visina platforme od 20 cm, dok je na ostalim visinama ova promena značajno manja. Kod visine platforme od 20 cm prilikom povećanja visine odskoka sa prvog na drugi nivo (sa 65% na 80%) pozitivno izvršen rad je uvećan za približno 46%, dok je pri prelasku sa drugog na treći nivo visine odskoka (sa 80% na 95%) pozitivno izvršen rad uvećan za približno 32%. Kod visina platforme od 40 cm uvećanje pozitivno izvršenog rada je iznosilo 20% i 0,1% pri prelasku sa 65% na 80%, tj. sa 80% na 95%, respektivno, odnosno kod visine

platforme od 60 cm povećanje visine odskoka sa 65% na 80% je uvećao pozitivan rad za 15%, dok je povećanje visine odskoka sa 80% na 95% umanjilo rad za 0,5%.. Ova neophodnost da se kod skokova sa platforme od 20 cm značajno uvećava pozitivno izvršen rad sa povećanjem visine odskoka, u vezi je sa neophodnim angažovanjem pogonske aktivne mišićne sile koja teži da uveća visinu realizovanog skoka. Kako je intenzitet u okviru kojeg se realizuje kretanje suviše mali (20 cm), i kako zadate visine nisu dovoljne za provokaciju ekscitatornih mehanizama i podsticanje elastične komponente mišićne sile koja bi se iskoristila u fazi otiskivanja. Iz tog razloga neophodan je uvećan angažman aktivne pogonske mišićne sile koja usled svojih ograničenja da ispolji maksimalnu silu isključivo u koncentričnoj kontrakciji mora da produžava fazu otiskivanja od podloge kako bi se uvećao impuls sile kojim stopalo deluje na podlogu i time uvećala visina odskoka. Može se smatrati da je uvećanje visine odskoka pri izvođenju DJ skoka sa nešto većih visina platformi (40 i 60 cm) pre svega bazirano na benefitima koji su ostvareni uz pomoć povratnog režima mišićnog rada u vidu brzog SSC ciklusa.

### **8.3. Prediktivna i fidbek kontrola izvođenja doskok-odskoka**

Interakcija prediktivne i fidbek kontrole izvođenja predstavlja ključni faktor u razjašnjavanju mehanizama koji utiču na kontrolu izvođenja kretanja kao što su vertikalni skokovi. Kako bi se efikasno ispoljio neki oblik kretanja neophodna je adekvatna priprema mišićnog sistema u fazi koja prethodni neposrednoj egzekuciji kretanja, i koja obezbeđuje posturalnu stabilnost i određen stepen mišićne krutosti koji je neophodan za efikasno ispoljavanje povratnog režima mišićnog rada. Sa druge strane, tokom same faze izvođenja kretanja uključuje se niz neuromišićnih aktivnosti koje se baziraju na interakciji unapred zadanog seta upravljačkih komandi i seta povratnih informacija koje su nastale kao efekat realnih okolnosti u kojima se kretanje izvodi. Set povratnih informacija nastaje pobuđivanjem završetaka mišićni vretena i povećanom aktivnošću Ia aferentnih veza, ali i niza drugih receptornih organa koji uključuju Ib aferentne puteve Goldžijevog tetivnog organa, kožne receptore, mehanoreceptore u drugim mišićima, kao i supraspinalne centre nervnog sistema (Cronin et al., 2011). Kako bi se prikupili adekvatni podaci o interakciji prediktivne i fidbek kontrole izvođenja kretanja, istraživači u eksperimentalnim postavkama često

pribejavaju praćenju mišićne funkcije Sol tokom izvođenja različitih kretnih zadataka (Leukel et al., 2012; Simonsen et al., 2012). Važno je napomenuti da je za sve kretne zadatke koji su testirani u okviru ove studije postojala ista količina senzornih informacija koje su ispitanici dobijali, pa se prema tome može tvrditi da su sve promene u mišićnoj aktivaciji nastale kao posledica promena u prediktivnoj motornoj kontroli, tj. promeni internog modela koji je baziran na interakciji supraspinalnih i spinalnih upravljačkih mehanizama, dok bi modulacija refleksnih kontrolnih mehanizama bila tumačena pre svega kao posledica modifikacije internog modela pod uticajem različitih uslova koji su definisani kretnim zadacima. Kako je ukazano na to da Sol poseduje tri puta više mišićnih vretena u odnosu na GastM (Kokkorogiannis, 2004), i da je kod Sol uočeno konzistentno pojačavanje refleksnog odgovora kratke latence tokom kretanja, što nije slučaj za GastM (Voigt et al., 1998), može se suditi o nešto senzitivnijem odgovoru Sol na promenu eksperimentalnih zadataka. Na taj način se opravdavaju razlozi zbog čega je pomoću ovog mišića moguće pratiti interakciju prediktivne i fdbek kontrole izvođenja DJ skoka.

Rezultati ove studije su utvrdili da postoji značajan efekat osnovna tri faktora koji su predstavljeni kao visina platforme, visina odskoka i faza skoka na varijabilitet aktivacije Sol. Međutim, značajni uticaj svih dvostrukih interakcija (visine platforme i visine odskoka, zatim visine platforme i faze izvođenja skoka, kao i visine odskoka i faze izvođenja skoka) ukazuju da promene između različitih nivoa prvog faktora zavise od nivoa drugog faktora na kojem se prvi faktor ispituje. Utvrđeno je da promena visine odskoka nema efekat na promenu nivoa preaktivacije, već isključivo na povećan odgovor mišićne aktivacije u kasnijim fazama izvođenja skoka (faze F3 i F4). Sa druge strane, visina platforme značajno utiče na povećanje mišićne preaktivacije, i svih ostalih faza izvođenja tokom kontakta stopala sa podlogom. Takođe, neophodno je napomenuti da se mišićna aktivacija u fazama F3 i F4 menja pod uticajem visine odskoka samo na visinama platforme od 20 i 40 cm, ali ne i na 60 cm.

Prvi važan rezultat ove studije predstavlja nepostojanje promena preaktivacije u cilju povećanja visine odskoka, za razliku od povećanja visine platforme koja je značajno uticala na povećanje intenziteta mišićne aktivacije u fazi pre kontakta stopala sa podlogom. U velikom broju studija preaktivacija je označena kao pojava koja ima izuzetno značajnu ulogu u pripremi mišićno-tetivnog kompleksa za potrebe realizacije

skokova (Dyhre-Poulsen et al., 1991; Horita et al., 2002; Ishikawa & Komi, 2004). Preaktivacijom se obezbeđuje određen stepen krutosti mišića koja je preduslov za adekvatan transfer akumulirane energije elastične deformacije pri režimima mišićnog rada u vidu SSC ciklusa. Na ovaj način, preaktivacija je označena kao deo unapred programirane ili prediktivne aktivnosti koja svoje izvorište ima u višim centrima nervnog sistema. Na osnovu činjenice da su ispitanici imali zadatke da izvedu skokove različitog intenziteta koji su unapred bili poznati i označeni, a da je ispoljavanje preaktivacije povezano sa aktivnostima viših partija CNS-a, može se smatrati da unapred programirana aktivnost ne igra značajnu ulogu u kontrolisanju doziranja intenziteta izvođenja vertikalnih skokova. Sa druge strane, ispitanici su prilagođavali preaktivaciju u zavisnosti od intenziteta opterećenja koje treba da se savlada, što na neki način izdvaja ulogu preaktivacije u prilagođavanju na mehaničke uslove izvođenja kretanja (visine platforme), ali ne i na intenzitet ispoljene performanse (visina odskoka). Mora se napomenuti da je prediktivna kontrola često povezana sa određenim internim modelom CNS-a koji kontroliše motorni izlaz i predviđa posledice određene aktivnosti (Wolpert & Miall, 1996). Shodno tome, promene u prediktivnoj kontroli podrazumevale bi promene unutar internog modela. Prilagođavanje ovih prediktivnih mehanizama može takođe izazvati promene u centralnom procesiranju senzorne povratne veze tokom izvođenja kretanja, i na osnovu toga da modulira fidbek kontrolne mehanizme izvođenja kretanja nakon kontakta stopala sa podlogom (Leukel et al., 2012). Na primer, veličina H-refleksa neposredno nakon kontakta sa podlogom menja se pod uticajem visine platforme za DJ skok (Leukel et al., 2008b). Pretpostavljeno je da postoji spinalna modulacija Ia aferentnog ulaza (gde je aferentni Ia ulaz aktiviran usled istežanja mišića u fazi doskoka) pod uticajem supraspinalnih centara koji utiču na prilagođavanje intenziteta refleksnog odgovora, i koji se skalira u odnosu na visinu platforme. Može se pretpostaviti i da je ovaj mehanizam aktuelan pri prilagođavanju mišićne aktivacije na različite visine platforme.

Drugi važan rezultat studije predstavlja efekat visine odskoka na intenzitet mišićne aktivacije u fazama F3 i F4. Ove faze odgovaraju vremenskim intervalima u okviru kojih postoje refleksni odgovori srednje i duge latence koje svoje izvorište imaju u višim partijama CNS-a. Sa druge strane, mišićni odgovor na refleks kratke latence nije pokazao senzitivnost na promenu intenziteta izvođenja. Neophodno je napomenuti



da su kasnije faze otiskivanja (F3 i F4) bile senzitivne na promene visine odskoka. Mišićna aktivacija u periodima od 60 do 120 ms, kao i od 120 do 180 ms se značajno povećavala kako se povećavala visina odskoka (65<80<95 %). Ovi rezultati se mogu tumačiti u kontekstu da su mišićni odgovori u kasnijim fazama kontakta sa podlogom, tj. fazi otiskivanja, odgovorni za kontrolu određene visine odskoka, što na neki način pravi protivtežu nedovoljne aktivacije mišića u fazi pripreme (faza preaktivacije – F1) za potrebe ostvarivanja različitih visina odskoka. Kako je eksperimentalna postavka podrazumevala ispitivanje efekata dva eksperimentalna faktora (promena visine platforme i visine odskoka), može se smatrati da su preaktivacija mišića i aktivacija mišića, koja nastaje pod uticajem refleksnog odgovora kratke latence, pre svega prilagođene na mehaničke uslove u kojima se izvodi kretanje i u okviru kojih nije moguće fino podešavati neuromišićne komande koje su u smeru doziranja visine odskoka. Dalje, kada se ispitanik adaptirao na intenzitet opterećenja koji je nametnut visinom platforme u prvim fazama izvođenja kretanja, stekli su se uslovi da se kroz fino moduliranje mišićne aktivacije u poslednjim fazama pre odskoka dozira adekvatan nivo motornog izlaza koji će omogućiti ostvarivanje ciljane visine odskoka.

Doziranje visine odskoka je uticalo na promene u mišićnoj aktivaciji kod izvođenja DJ skoka sa visina platforme od 20 i 40 cm, ali ne i kod visine platforme od 60 cm. U nekim od ranijih istraživanja visina platforme od 60 cm je prikazana kao visina na kojoj nije moguće ostvariti benefite SSC ciklusa usled uključivanja inhibitornih mehanizama koji utiču na umanjenje ispoljenog refleksa na istezanje, za koji je pokazano da može imati značajan udeo u produkciji snage tokom faze otiskivanja (Ishikawa & Komi, 2004; Peng et al., 2011). Prema tome, moguće je smatrati da je pri DJ skoku sa visina od 60 cm pre svega bitno proizvesti adekvatnu mišićnu aktivaciju kako bi se neutralisala velika količina kinetičke energije koja je stečena u fazi leta, i obezbedili uslovi za realizaciju povratnog režima rada. U tim uslovima intenzitet opterećenja neutrališe fino podešavanje mišićne aktivacije za potrebe doziranja visine odskoka, gde faktor visine platforme „preklapa“ efekte faktora visine odskoka. Rezultatima analize mišićne aktivacije Sol nije bilo moguće utvrditi koji su to faktori pomoću kojih se dozira visina odskoka, ali je logično pretpostaviti da neke druge komponente mišićne sile (npr. viskozna komponenta) imaju ulogu u produkciji snage pri izvođenju DJ skoka sa visine platforme od 60 cm. Takođe, s

obzirom da je ovde analizirana aktivacija jednozglobnog mišića plantarnog fleksora, vrlo je verovatno da neki od ostalih mišića, koji imaju svoju ulogu u izvođenju ovih kretanja, daju presudnu ulogu u doziranju visine odskoka. U prilog ovome stoje rezultati koji su dobijeni u ranijim istraživanjima, u kojima se pokazuje da mišići koji svoju funkciju ostvaruju u zglobu kolena imaju značajniju ulogu pri izvođenju kretanja sa većim intenzitetima, za razliku od mišića koji svoju funkciju ostvaruju u skočnom zglobu. S obzirom na to da je utvrđeno da je aktivnost plantarnih fleksora pre svega usmerena na kontrolu izvođenja skokova submaksimalnih visina (Farley and Morgenroth, 1999; Hobara et al., 2009), može se pretpostaviti da će angažovanje zgloba kolena u vidu produkovanih momenata i ispoljene aktivacije mišića koji imaju funkciju u ovom zglobu, imati značajnu ulogu u povećavanju intenziteta ispoljene performanse. U prilog ovome stoji činjenica da za razliku od plantarnih fleksora koji su limitirani da svoje maksimalno angažovanje ispoljavaju u submaksimalnim skokovima, elastične osobine ekstenzora zgloba kolena imaju najznačajniju ulogu u generisanju snage u maksimalnim intenzitetima (Horita et al., 2002; Kuitunen et al., 2010) i na osnovu toga se može pretpostaviti da ovi mišići mogu imati važnu ulogu u izvođenju maksimalnih skokova kod DJ skoka sa visine platforme od 60 cm.

### **8.4. Kontrola izvođenja submaksimalnih vertikalnih skokova sa amortizacionom pripremom**

Princip progresivnog povećanja ispoljene performanse CMJ skoka je korišćen za potrebe ispitivanja udela kontrole svakog zgloba i najznačajnijih mišića donjih ekstremiteta na povećanje visine odskoka od submaksimalnog do maksimalnog nivoa. Rezultati analize su pokazali da se ostvareno opterećenje na nivou svakog zgloba ne povećava proporcionalno sa povećanjem intenziteta ispoljene performanse, već se opterećenje na nivou skočnog zgloba i zgloba kolena izraženo preko ispoljenih momenata neznatno povećava sa povećanjem visine odskoka, dok je povećanje visine odskoka sa submaksimalnih na maksimalne vrednosti uticalo na značajno uvećanje vrednosti momenta u zglobu kuka. I rezultati prethodne studije su potvrdili ovakve rezultate (Lees et al, 2004), gde je ukazano da je progresivno povećanje visine odskoka pored uvećanog momenta u zglobu kuka, značajno uticalo i na povećanje ispoljene snage i rada na nivou zgloba kuka. Svim ovim rezultatima se ističe značaj aktivnosti

ekstenzora u zglobu kuka za potrebe ostvarivanja maksimalne visine odskoka, što implicira da adekvatna tehnika izvođenja vertikalnog skoka mora biti praćena sa adekvatnim aktivnostima koje se odnose na pravovremeno opružanje u zglobu kuka velikim intenzitetom, dok je sa druge strane moguće pretpostaviti da je za potrebe unapređenja performanse vertikalnog odskoka neophodna adekvatna sposobnost ekstenzora u zglobu kuka.

Jedini mišić gde je uočeno da postoji tendencija da se vrednosti aktivacije menjaju pod uticajem visine odskoka predstavlja GastM. Važno je napomenuti da je mišićna aktivacija možda i najznačajniji faktor koji opisuje intenzitet nekog voljnog naprezanja, ali se moraju istaći i neki drugi bitni faktori kao što su intramišićna, intermišićna koordinacija i međuzglobna koordinacija. Fino podešavanje aktivacije dvozglobnog mišića GastM za potrebe doziranja visine odskoka je pokazano i u nekim ranijim radovima, gde se opisuje važnost mišića koji koordiniše aktivnost u dva susedna zgloba (van Zandwijk et al., 2000). Produkovana snaga od strane skočnog zgloba i zgloba kolena se ispoljava u kasnijim fazama kontakta stopala sa podlogom neposredno pred sam odskok. Ova snaga je definisana ukupnim momentom od strane mišića ekstenzora kao i ugaonom brzinom ostvarenom u zglobu. Sa druge strane, ukupan moment je određen mišićnom silom koja deluje u samom zglobu, ali dvozglobnim mišićima koji imaju ulogu da prenose određene aktivnosti iz susednih zglobova do kojih se pružaju (Lees et al, 2004). Za skočni zglob, pokazano je da ispoljena snaga na nivou skočnog zgloba ima tri činioca: mišićna kontrakcija (27%), ispoljavanje akumulirane energije elastične deformacije u tetivama (53%), transfer ispoljene snage od strane zgloba kolena preko dvozglobnog mišića (Bobbert et al, 1986). Ovaj poslednji izvor iz koga se generiše snaga u skočnom zglobu je od posebnog interesa jer omogućava skočnom zglobu da isporuči veću snagu u poređenju sa tim ukoliko postoji isključivo angažovanje jednozglobnih mišića oko skočnog zgloba. Takav mehanizam proizilazi iz činjenice da se GastM izdužuje ukoliko postoji opružanje u zglobu kolena. Ukoliko dužina GastM ostane konstantna onda će ekstenzija u zglobu kolena izazvati plantarnu fleksiju u skočnom zglobu, što će omogućiti da se ispoljena snaga u zglobu kolena prenese na ispoljavanje snage u skočnom zglobu. Jedan od važnih faktora koji ističe značaj aktivnosti ostvarenih u skočnom zglobu predstavlja i orijentacija stopala koja je horizontalna, i koja za razliku od vertikalnih

orijentacija natkolenice i stopala, omogućava da se poslednje faze otiskivanja od podloge realizuju na osnovu ugaonog pomeraja u skočnom zglobu. Kako rezultati pokazuju značajno povećanje visine centra mase u trenutku odskoka se povećanjem težnje da se ostvari veća visina odskoka, dok ugaoni pomeraj u skočnom zglobu ne pokazuje nikakve promene pod uticajem visine odskoka, teško se može zaključiti da je upravo mehanika skočnog zgloba bila presudna za prilagođavanje visine centra mase u trenutku odskoka. Za razliku od ugaonog pomeraja u skočnom zglobu, ugaoni pomeraji u zglobu kolena i kuka su se značajno povećavali sa povećanjem visine odskoka. Sa tim u vezi, može se suditi o tome da je visoka aktivacija GastM za potrebe realizacije maksimalnih skokova u poređenju sa submaksimalnim, pre svega bila u smeru da se omogući adekvatan transfer ostvarenih aktivnosti u zglobu kolena na skočni zglob.

Vertikalni pomeraj centra mase tokom izvođenja vertikalnog skoka je varijabla koja je bila značajno senzitivna na intenzitet izvođenja CMJ skoka. Ispitanici su sa povećanjem visine odskoka značajno povećavali vertikalni pomeraj u amortizacionoj fazi, kao i vertikalni pomeraj od uspravnog stava do trenutka odskoka. Na taj način, kinematika centra mase je imala svoje promene u smeru dostizanja što niže tačke u fazi amortizacije i što više tačke u trenutku završetka otiskivanja od podloge. Sa povećanjem amortizacione faze dolazilo je do povećanja impulsa sile, što je uslovalo i povećanje intenziteta mišićne aktivacije i kao posledice toga, povećanje visine skoka. Kako su vrednosti sile reakcije podloge pod uticajem promene visine odskoka nepromenjene, samo povećanje amortizacione faze sa težnjom da se poveća visina odskoka je uticalo i da se ispoljena vertikalna krutost smanjuje. Za razliku od vertikalne krutosti, vrednosti zglobne krutosti nisu odreagovale na promenu visine odskoka. Kontrolisano podešavanje vertikalnog pomeraja centra mase i vertikalne krutost za potrebe doziranja visine odskoka se može objasniti tvrdnjama nekih autora koji su predvideli da CNS na određenim nivoima poseduje određene setove kontrolisanih komandi koji su, pre svega, usmereni na kontrolu globalnih varijabli izvođenja (Auyang et al., 2009). Na ovaj način, čovek ima mogućnost da se adaptira na sve očekivane i neočekivane promene nastale tokom faze izvođenja kretanja time što će simultanom koordinacijom između zglobova stabilizovati kinematiku izvođenja skoka. To takođe podržava pretpostavku da neuromišićna predstava lokomotornog sistema pomoću modela mase i opruge koji ima uprošćen i mali broj stepeni slobode može biti

varijabla koja je korišćena od strane nervnog sistema za kontrolu izvođenja vertikalnog skoka (Auyang et al., 2009).

Rezultati su pokazali da postoji značajna razlika u stepenu mišićne aktivacije VL, BF, GlutM i TA, između ekscentrične i koncentrične faze izvođenja CMJ skoka. Značajno povećanje vrednosti mišićne aktivacije GlutM i BF u fazi koncentrične kontrakcije ističe značajnu ulogu ekstenzora u zglobu kuka u ovoj fazi izvođenja vertikalnog skoka. Proksimalno-distalni obrazac izvođenja vertikalnog skoka podrazumeva slaganje pokreta na način da se inicijacija pokreta realizuje sa trupom koji ima mehaničku prednost da ostvari najveću kinetičku energiju, da bi se u kasnijim fazama uključivale rotacije oko zglobova u distalnim delovima lokomotornog sistema. Kako bi se sa jedne strane neutralisala količina kretanja trupa koja je stečena u fazi amortizacije, ali i kako bi se stekli uslovi za dobru inicijaciju pokreta iz pozicije kada je telo dostiglo najnižu tačku, neophodna je visoka aktivacija ekstenzora u zglobu kuka, koji su u ovoj studiji praćeni preko aktivacije mišića BF i GlutM. Na osnovu ovih rezultata ističe se važnost BF kao dvozglavnog mišića koji značajno utiče na izvođenje vertikalnih skokova, iako ne postoji značajna promena njegove aktivacije u odnosu na povećanje visine odskoka. Sama činjenica da se njegova aktivacija značajno uvećava u odnosu na pripremnu fazu ukazuje na važnost uključivanja ovog mišića za potrebe generisanja početnog mišićnog momenta na nivou zgloba kuka. Prvi u nizu susednih mišića, koji u tim uslovima mora da obezbedi opružanje u zglobu kolena u fazi otiskivanja od podloge, predstavlja VL, što bi moglo da utiče na uvećan intenzitet mišićne aktivacije u odnosu na ekscentričnu fazu. Aktivacija RF kao dvozglavnog mišića ekstenzora u zglobu kolena ne može biti izražena u ovim periodima iz razloga njegovog simultanog izduženja koje nastaje zbog ekstenzije u zglobu kuka, pa je i to jedan od razloga što ne postoji uvećana aktivacija RF u fazama koncentrične kontrakcije u poređenju sa aktivacijom u fazi ekscentrične kontrakcije. Aktivacija TA u fazama ekscentrične kontrakcije je bila izražena u odnosu na koncentričnu, što objašnjava ulogu ovog mišića kao važnog amortizera kinetičke energiju koje je telo steklo tokom faze amortizacije.

### 9. ZAKLJUČAK

Najbitniji rezultati ove studije ukazuju na sledeće: (1) mehanizmi prediktivne kontrole nemaju značajan uticaj na doziranje visine odskoka; (2) povećanje visine odskoka značajno utiče na povećanje aktivacije većine mišića donjih ekstremiteta u ranoj i kasnoj fazi otiskivanja od podloge (faze od 60 do 120 i od 120 do 180 ms od početka kontakta sa podlogom), što ukazuje da mehanizmi reprogramiranja i fidebke kontrole najviše utiču na doziranje visine odskoka; (3) povećanje visine platforme je dominantan faktor koji utiče na povećanu aktivaciju većine mišića donjih ekstremiteta tokom svih praćenih faza, gde je za fazu preaktivacije i fazu prvog mišićnog odgovora nakon kontakta sa podlogom nevažno kojim se intenzitetom izvodi odskok već je isključivo bitno sa koje visine platforme se izvodi doskok; (4) ekstenzioni moment u zglobu kuka je najvažnija mehanička varijabla koja doprinosi uvećanju visine odskoka kod DJ i CMJ skoka.

Povećanje intenziteta opterećenja pri izvođenju DJ skoka je značajno uticalo na povećanje intenziteta preaktivacije Sol, ali ne i na vremenski interval pojave preaktivacije, dok promena intenziteta izvođenja DJ skoka nije imala uticaja ni na jednu od varijabli preaktivacije Sol. Ovim je delimično potvrđena prva hipoteza s obzirom da je uočeno da prediktivna kontrola ima značajan uticaj na prilagođavanje mišićne aktivacije na promenu intenziteta opterećenja, što je očekivan rezultat, gde je takođe očekivano da prediktivna kontrola ima značajnog udela u pripremi intenziteta preaktivacije za potrebe doziranja visine odskoka na zadate visine koje su unapred bile zadate. Na ovaj način moguće je raščlaniti ulogu prediktivnih upravljačkih mehanizama koji su pre svega usmereni za potrebe pripreme mišićnog sistema za očekivani intenzitet opterećenja koji lokomotorni sistem treba da savlada, dok sa druge strane ne postoji veliki uticaj preaktivacije na intenzitet ispoljene performanse što ukazuje da prediktivni upravljački mehanizmi nemaju udela u doziranju ispoljavanja performanse, ili obrnuto, da nivo ispoljene preaktivacije ne može biti posledica aktivnosti prediktivnih upravljačkih mehanizama. Oba eksperimentalna faktora nisu imala uticaj na vreme pojave preaktivacije, što jeste u skladu sa prethodnim istraživanjima, koja ukazuju da je vremenski interval pojave preaktivacije vremenski zaključan, a da se preaktivacija prilagođava nekim promenjenim uslovima izvođenja kretanja time što se povećava ili smanjuje prirast u mišićnoj aktivaciji.

Mišićna aktivacija nastala u fazama kada se pojavljuje mišićni odgovor na refleks kratke latence nije senzitivna na promenu intenziteta izvođenja, dok je mišićni odgovor nastao u poslednje dve faze otiskivanja od podloge (60–120 i 120–180 ms od trenutka kontakta stopala sa podlogom) najvažniji za podešavanje mišićne aktivacije za potrebe doziranja visine odskoka. Sa druge strane, intenzitet spoljnog opterećenja je značajno uticao na pojačavanje mišićne aktivacije u svim fazama kontakta stopala sa podlogom. Ovime je u potpunosti potvrđena druga hipoteza kojom je pretpostavljeno da refleksni odgovor kratke latence nema značaj u kontrolisanju visine odskoka s obzirom da predstavlja spinalni odgovor na istežanje mišića bez udela viših centara CNS-a, ali da sa druge strane ima funkciju prilagođavanja aktivacije na promenu visine platforme, što obezbeđuje mišićnom sistemu određen stepen krutosti koja je neophodna za savladavanje spoljnog opterećenja i realizaciju kretanja sa povratnim režimom mišićnog rada.

Koordinaciona strategija koju ispitanici koriste za potrebe uvećanja visine odskoka pri izvođenju DJ skoka podrazumeva doskakanje sa većom fleksijom u svim zglobovima, realizovanje većeg ugaonog pomeraja u zglobu kolena i kuka, što rezultira povećanjem vertikalnog pomeraja centra mase tokom amortizacione faze. Kako su vrednosti maksimalne sile reakcije podloge ostale nepromenjene sa povećanjem intenziteta izvođenja vertikalnog skoka, povećanje vertikalnog pomeraja tokom amortizacione faze je uticalo na ukupno smanjenje vertikalne krutosti. Kako krutost sistema predstavlja globalnu varijablu koja integriše ispoljavanje svih pojedinačnih elemenata inače vrlo složenog lokomotornog sistema, smatra se da je mehanizam za kontrolu ukupne krutosti identifikovan na nekom globalnom nivou koji podrazumeva da se simultanom koordinacijom svih zglobova donjih ekstremiteta omogućava stabilna i kontrolisana kinematika centra mase. Za razliku od visine odskoka, povećanje visine platforme je uticalo da se pri uspostavljanju kontakta stopala sa podlogom povećava ekstenzija u svim zglobovima, kao i ugaoni pomeraj u svim zglobovima, gde je skočni zglob bio najsenzitivniji na promene nivoa visine platforme, zatim nešto manje zglob kolena i najmanje zglob kuka. Vertikalni pomeraj centar mase u amortizacionoj fazi se značajno smanjuje sa uvećanjem intenziteta opterećenja DJ skoka što je sa simultanim uvećanjem vrednosti maksimalne sile reakcije podloge rezultiralo povećanjem ispoljene krutosti. Ovakav rezultat ukazuje da ispitanici sa povećanjem intenziteta

spoljnog opterećenja teže da realizuju „tvrđi“ doskok radi obezbeđivanja benefita koji proizlaze iz povratnog režima rada mišića i korišćenja energije elastične informacije, ali i radi stvaranja dovoljno krutog sistema koji bi imao kapacitet da se odupre povećanoj količini kinetičke energije koja je nastala kao posledica povećane visine platforme sa koje ispitanik doskače. Suptilna kontrola kinematike centra mase i ispoljene krutosti sistema na različite intenzitete opterećenja i intenzitete izvođenja doskok-odskoka u potpunosti potvrđuju treću i četvrtu hipotezu.

Mehanika zgloba kuka i kolena u vidu ispoljenih ugaonih pomeraja i momenata se značajno menja pod uticajem intenziteta izvođenja vertikalnog skoka, što implicira da maksimalna performansa u vertikalnom skoku mora biti praćena značajnim angažovanjem i moduliranjem biomehaničkih parametara u okviru zgloba kuka i zgloba kolena. Rezultati ove studije bliže pojašnjavaju ulogu različitih mišića i zglobova pri izvođenju DJ skokva različitim intenzitetima. U zaključku se može napomenuti da se mehanika skočnog zgloba prilagođava na promenu intenziteta mehaničkih uslova u kojima se izvodi kretanje (visina platforme), ali ne i na promenu intenziteta izvođena čime se ukazuje na činjenicu da mehanika skočnog zgloba ne utiče na doziranje ispoljene performanse u vidu odskoka na određene submaksimalne visine, čime je jednim delom opravdana peta hipoteza. Mehanika skočnog zgloba je izopštena iz funkcije koje imaju zglob kolena i kuka, najverovatnije iz razloga anatomskih ograničenja koje se odnose na mehaniku skočnog zgloba, ali i mišića koji ostvaruju svoju funkciju u skočnom zglobu. Neophodno je napomenuti da je moment ekstenzora u zglobu kuka najznačajnija varijabla koja utiče na povećanje visine odskoka kod vertikalnog skoka, nezavisno od toga da li je u pitanju DJ ili CMJ skok. Sa druge strane, ugaoni pomeraj u zglobu kolena je u obe vrste skoka bio povećan za potrebe povećanja visine odskoka, dok su vrednosti momenata u zglobu kolena pri izvođenju CMJ skoka nepromenjeni, a pri izvođenju DJ skoka čak i smanjeni sa povećanjem visine odskoka. Ovim se još više ističe značaj ispoljenog momenta ekstenzora u zglobu kuka za potrebe povećanja visine vertikalnog odskoka, s obzirom da značajno uvećanje ispoljenog ekstenzionog momenta u zglobu kuka neutrališe efekte ekstenzionog momenta u zglobu kolena time što dvozglobni mišići ekstenzori zgloba kuka imaju i funkciju fleksora u zglobu kolena koja utiče na povećanje fleksionog momenta u zglobu kolena. Na taj način, može se izvesti zaključak da je povećanje ugaonog



pomeraja u zglobu kolena sa povećanjem visine odskoka u vezi sa potrebom da sistem obezbedi adekvatnu kinematiku centra mase koja podrazumeva uvećanje vertikalnog pomeraja u amortizacionoj fazi, gde bi zglob kolena trebalo da ima funkciju prenosioca značajno uvećane kinetičke energije segmenta trupa koja je nastala kao efekat značajno većih ispoljenih momenata ekstenzora u zglobu kuka.

### **Praktične implikacije**

U trenažnoj praksi DJ skokovi predstavljaju važno trenažno sredstvo za unapređenje neuromišićne sposobnosti koja se odnosi na ispoljavanje maksimalne sile u što kraćem vremenskom intervalu, čime se ističe značaj primene ovih vežbi za potrebe poboljšanja dinamičkih performansi sportiste. Adekvatna primena ovih trenažnih sredstava, u kontekstu intenziteta opterećenja i instrukcija koje se zadaju ispitanicima, predstavlja važan aspekt koji definiše dinamiku unapređenja ove sposobnosti. U isto vreme, u savremenoj trenažnoj praksi aktuelan je trend povećanja energetske zahteva treninga koji podrazumeva da je za potrebe razvijanja određenog tehničkog elementa ili fizičke sposobnosti neophodna višesatna trenažna aktivnost po jednom danu, gde su energetske kapacitete jednog sportiste limitirani i dovedeni do granice iscrpljivanja. Iz tih razloga, jedan od trendova razvoja nauke u sportu je usmeren ka unapređenju svrsishodnosti trenažnih sredstava koja bi sa jedne strane umanjila energetske zahteve vežbe, a sa druge strane obezbedila dovoljno mišićnog stimulusa koji podstiče razvoj sposobnosti. Kako je intenzitet opterećenja u izvođenju DJ skokova definisan visinom platforme, i koji je u dosadašnjim istraživanjima temeljno istražen, prostor za unapređenje trenažnih sredstava treba tražiti u tome da li se sa intenzitetom izvođenja DJ skoka koji je manji od maksimalnog (submaksimalni intenzitet izvođenja) postižu slični efekti na neuromišićne i biomehaničke varijable lokomotornog sistema kao pri izvođenju DJ skoka maksimalnim intenzitetom. Sa tim u vezi, prvo bi preko transverzalnih studija trebalo odrediti koje su to neuromišićne varijable kretanja koje pri submaksimalnim intenzitetima izvođenja imaju slično ispoljavanje kao i u maksimalnim, da bi se nakon toga, u okviru longitudinalnih studija, ispitalo i da li kontinuirana primena submaksimalnih ima iste ili slične efekte kao primena maksimalnih intenziteta.

U ovom kontekstu, važan rezultat ove studije predstavlja podatak da preaktivacija i aktivacija u amortizacionoj fazi pri izvođenju DJ skoka ne zavise od

intenziteta izvođenja, već isključivo od intenziteta opterećenja. Ukoliko je trenažnim sredstvom definisan cilj da se utiče na pripremne faze izvođenja kretanja, i time stvaraju adekvatni nivoi mišićne krutosti za nešto što treba da usledi u narednoj fazi izvođenja kretanja, intenzitet vežbe je definisan isključivo visinom platforme sa koje se doskače, dok visina odskoka može biti i submaksimalna. Ovim se značajno umanjuje angažovanje aktivne komponente mišićne sile koja svoj pun potencijal upravo ispoljava u fazi otiskivanja od podloge, što bi u krajnjem smislu trebalo da utiče na smanjenje energetskega zahteva ovog trenažnog sredstva. U prilog ovom rezultatu istraživanja stoji i premisa da je izvođenje kretanja u kojima je pre svega bitno zaustaviti kretanje (npr. doskok nakon smeča u odbojci) nevažna voljna kontrola i priprema u smislu unapred programirane aktivnosti, s obzirom da je u okviru rezultata ove studije pokazano da ova varijabla nije senzitivna na voljno uloženi napor koji je bio definisan intenzitetom izvođenja. Na taj način, ispitanik će na osnovu adekvatne interakcije supraspinalne i spinalne kontrole izvođenja adekvatno prilagoditi aktivaciju mišića za kontakt stopala sa podlogom u odnosu na visinu sa koje doskače, iako svesno ne razmišlja o tome. Ostavlja se otvoreno pitanje da li primena trenažnih sredstava sa submaksimalnim intenzitetom izvođenja u dužem vremenskom intervalu podstiče mehanizme adaptacije.

Na osnovu izdvojenih neuromišićnih i biomehaničkih varijabli koje su bile najsenzitivnije na promenu visine odskoka stiče se uvid u kriterijumske varijable kretanja koje dovode do povećanja ispoljene sposobnosti, gde postoji mogućnost da se određenim instrukcijama motornog zadatka moduliraju varijable kretanja u onom smeru za koji je uočeno da utiče na unapređenje performanse. Shodno ovome, instrukcije za izvođenje motornog zadatka kojima se povećava amortizaciona faza i ugaoni pomeraji u zglobu kuka i kolena, kao i instrukcije kojima se povećava fleksija u zglobovima u fazi pripreme za kontakt sa podlogom, trebalo bi da utiču na unapređenje ispoljene performanse skoka. Naravno, ovako "blanko" postavljene instrukcije ispitanik neće biti u mogućnosti da realizuje ukoliko mišićni sistem nema dovoljnu sposobnost da podnese uvećane intenzitete opterećenja koji su nastali time što se instrukcijom da se poveća fleksija u zglobovima značajno uticalo i na povećanje ispoljenih momenata u zglobovima. Na taj način, pri upotrebi ovih instrukcija mora se uračunati i aktuelna sposobnost u vidu nivoa mišićne sile i snage koju sistem može da ispolji, gde se ova sposobnost mišića mora unapređivati po kriterijumu specifičnosti trenažnih efekata iz

aspekta relacije sila-dužina odnosno moment-ugao, a koji bi podrazumevali razvoj mišićne sposobnosti u okviru onih zglobnih uglova u kojima je na osnovu kinematičke i dinamičke analize izvođenja DJ skoka uočeno da sistem trpi najveće opterećenje.

Kako je u okviru rezultata ove studije uočeno da promena visine odskoka ne utiče značajno na mehaniku skočnog zgloba, neophodno je istaći ulogu skočnog zgloba u obezbeđivanju dobrog oslonca za sve aktivnosti koje se odvijaju “iznad” njega, a koje se odnose se na mehaniku zgloba kolena i zgloba kuka. Sa tim u vezi, mehanika zgloba kuka u vidu ispoljenih momenata, izvršenog rada i ugaonih pomeraja bila je najsenzitivnija na promenu visine odskoka kod DJ i CMJ skokova, što uvodi značaj sposobnosti mišića ekstenzora kuka za potrebe unapređenja performanse skoka. Iako se mehanika zgloba kolena, u vidu ispoljenih momenata, ne prilagođava na promenu visine odskoka, ne može se suditi o tome da je aktivnost zgloba kolena neznčajna za performansu izvođenja, iz razloga što su mišići ekstenzori u zglobu kolena pokazali značajnu promenu u nivou električne aktivacije na promenjene uslove izvođenja. Samim tim što nema evidentiranih značajnih promena u momentu zgloba kolena pri različitim intenzitetima izvođenja, može se istaći uloga ekstenzora u zglobu kuka, ali onih dvozglonih, koji pored funkcije ekstenzije trupa imaju i funkciju fleksora u zglobu kolena kojom se neutrališu momenti ekstenzora u zglobu kolena. Ovim se ostavlja otvoreno pitanje za buduća istraživanja u kontekstu da li bi unapređenje sposobnosti dvozglonih mišića koji sparuju pokrete u susednim zglobovima dalo značajan doprinos u unapređenju kontrole i performanse izvođenja vertikalnog skoka.

## LITERATURA

Alexander RM, Ker RF. The architecture of leg muscles. In: Multiple muscle systems: biomechanics and movement organization. Winters JM, Woo SL-Y, eds. New York: Springer-Verlag, 1990: 568–77.

Arampatzis A, Schade F, Walsh M, Bruggemann GP. Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *J Electromyogr Kinesiol* 2001; 11:355–64.

Arampatzis A, Bruggemann G, Metzler V. The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *J Biomech* 1999; 32:1349–53.

Asmussen E, Bonde-Petersen F. Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol Scand* 1974; 91:385–92.

Auyang AG, Yen JT, Chang YH. Neuromechanical stabilization of leg length and orientation through interjoint compensation during human hopping. *Exp Brain Res* 2009; 192:253–64.

Avela J, Komi PV. Interaction between muscle stiffness and stretch reflex sensitivity after long-term stretch-shortening cycle (SSC) exercise. *Muscle Nerve* 1998; 21:1224–7.

Babault N, Pousson M, Michaut A, Van Hoecke J. Effect of quadriceps femoris muscle length on neural activation during isometric and concentric contractions. *J Appl Physiol* 2003; 94:983–90.

Bastian AJ. Learning to predict the future: the cerebellum adapts feedforward movement control. *Curr Opin Neurobiol* 2006; 16:645–9.

Bennet MB, Ker FR, Dimeny NJ, Alexander RM. Mechanical properties of various mammalian tendons. *J Zool Lond A* 1986; 209:537–48.

Blickhan R. The spring-mass model for running and hopping. *J Biomech* 1989; 22:1217–27.

Bobbert MF, Huijing PA, van Ingen Schenau GJ. Drop jumping II. The influence of dropping height on the biomechanics of drop jumping. *Med Sci Sports Exerc* 1987; 19:339–46.

Bobbert MF, Huijing PA, van Ingen Schenau GJ. An estimation of power output and work done by the human triceps surae muscle-tendon complex in jumping. *J Biomech* 1986; 19:899–906.

Bobbert MF, Richard Casius LJ. Spring-like leg behaviour, musculoskeletal mechanics and control in maximum and submaximum height human hopping. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci* 2011; 366:1516–29.

Bobbert MF, van Soest AJ. Why do people jump the way they do? *Exerc Sport Sci Rev* 2001; 29:95–102.

Bobbert, MF. Drop jumping as a training method for jumping ability. *Sports Med* 1990; 9:7–22.

Bosco G, Poppele RE. Reference frames for spinal proprioception: kinematics based or kinetics based? *J Neurophysiol* 2000; 83:2946–55.

Bosco C, Ito A, Komi PV, Luhtanen P, Rahkila P, Rusko H, Viitasalo JT. Neuromuscular function and mechanical efficiency of human leg extensor muscles during jumping exercises. *Acta Physiol Scand* 1982a; 114:543–50.

Bosco C, Komi PV, Ito A. Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiol Scand* 1981; 111:135–40.

Bosco C, Viitasalo JT, Komi PV, Luhtanen P. Combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening cycle exercise. *Acta Physiol Scand* 1982b; 114:557–65.

Bret C, Rahmani A, Dufour AB, Messonnier L, Lacour JR. Leg strength and stiffness as ability factors in 100 m sprint running. *J Sports Med Phys Fitness* 2002; 42:274–81.

Bridgett LA, Linthorne NP. Changes in long jump take-off technique with increasing run-up speed. *J Sports Sci* 2006; 24:889–97.

Brooks VB. Motor programs revisited. In: Talbott RE, Humphrey DR, eds. *Posture and movement*. Raven, New York 1979; 13–49.

Cavagna GA. Force platforms as ergometers. *J Appl Physiol* 1975; 39:174–9.

Cavagna GA, Franzetti P, Heglund NC, Willems P. The determinants of the step frequency in running, trotting and hopping in man and other vertebrates. *J Physiol* 1988; 399:81–92.

Cavagna GA. Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exerc Sports Sci Rev* 1977; 5:89–129.

Chelly SM, Denis C. Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance. *Med Sci Sport Exerc* 2001; 2:326–33.

Chimera NJ, Swanik KA, Swanik CB, Straub SJ. Effects of plyometric training on muscle-activation strategies and performance in female athletes. *J Athl Train* 2004; 39:24–31.

Cronin NJ, Carty CP, Barrett RS. Triceps surae short latency stretch reflexes contribute to ankle stiffness regulation during human running. *PLoS One* 2011; 6:e23917.

Cronin NJ, Ishikawa M, Af Klint R, Komi PV, Avela J, Sinkjaer T, Voigt M. Effects of prolonged walking on neural and mechanical components of stretch responses in the human soleus muscle. *J Physiol* 2009; 587:4339–47.

Dalleau G, Belli A, Bourdin M, Lacour JR. The spring–mass model and the energy cost of treadmill running. *Eur J Appl Physiol* 1998; 77:257–63.

Derrick TR, Cladwell GE, Hamill J. Modeling the stiffness characteristics of the human body while running with various stride lengths. *J Appl Biomech* 2000; 16:36–51.

Dietz V, Schmidtbleicher D, Noth J. Neuronal mechanisms of human locomotion. *J Neurophysiol* 1979; 42:1212–22.

Dyhre-Poulsen P, Simonsen EB, Voigt M. Dynamic control of muscle stiffness and H reflex modulation during hopping and jumping in man. *J Physiol* 1991; 437:287–304.

Farley CT, Morgenroth DC. Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *J Biomech* 1999; 32:267–73.

Farley CT, Blickhan R, Saito J, Taylor CR. Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *J Appl Physiol* 1991; 71:2127–32.

Farley CT, Ferris DP. Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action. *Exerc Sport Sci Rev* 1998; 26:253–85.

Farley CT, Glasheen J, McMahon TA. Running springs: speed and animal size. *J Exp Biol* 1993; 185:71–86.

Farley CT, Gonzalez O. Leg stiffness and stride frequency in human running. *J Biomech* 1996; 29:181–6.

Farley CT, Houdijk HHP, Van Strien C, Louie M. Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *J Appl Physiol* 1998; 85:1044–55.

Ford KR, Myer GD, Smith RL, Byrnes RN, Dopirak SE, Hewett TE. Use of an overhead goal alters vertical jump performance and biomechanics. *J Strength Cond Res* 2005; 19:394–9.

Fukunaga T, Kawakami Y, Kubo K, Kanehisa H. Muscle and tendon interaction during human movements. *Exerc Sport Sci Rev* 2002; 30:106–10.

Fukunaga T, Matsuo A, Ichikawa M. Mechanical energy output and joint movements in sprint running. *Ergonomics* 1981; 24:765–72.

Gollhofer A, Rapp W. Recovery of stretch reflex responses following mechanical stimulation. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1993; 66:415–20.

Granata KP, Padua DA, Wilson SE. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *J Electromyogr Kinesiol* 2002; 12:127–35.

Harrison AJ, Keane SP, Coglán J. Force-velocity relationship and stretch-shortening cycle function in sprint and endurance athletes. *J Strength Cond Res* 2004; 18:473–9.

Heise GD, Martin PE. „Leg spring“ characteristics and the aerobic demand of running. *Med Sci Sports Exerc* 1998; 30:750–4.

Herzog W, Leonard TR. The history dependence of force production in mammalian skeletal muscle following stretch-shortening and stretch-shortening cycles. *J Biomech* 2000; 33:531–42.

Hill AV. The series elastic component of muscle. *Proc R Soc Lond Series B* 1950; 137:273–80.

Hobara H, Kimura K, Omuro K, Gomi K, Muraoka T, Iso S, Kanosue K. Determinants of difference in leg stiffness between endurance- and power-trained athletes. *J Biomech* 2008; 41:506–14.

Hobara H, Muraoka T, Omuro K, Gomi K, Sakamoto M, Inoue K, Kanosue K. Knee stiffness is a major determinant of leg stiffness during maximal hopping. *J Biomech* 2009; 42:1768–71.

Hof AL. Muscle mechanics and neuromuscular control. *J Biomech* 2003; 36:1031–8.

Hoffren M, Ishikawa M, Komi PV. Age-related neuromuscular function during drop jumps. *J Appl Physiol* 2007; 103:1276–83.

Horita T, Komi PV, Nicol C, Kyröläinen H. Interaction between pre-landing activities and stiffness regulation of the knee joint musculoskeletal system in the drop jump: implications to performance. *Eur J Appl Physiol* 2002; 88:76–84.

Houk JC. Regulation of stiffness by skeletomotor reflexes. *Ann Rev Physiol* 1979; 41:99–114.

Hughlings Jackson J. On the evolution and dissolution of the nervous system. Croonian Lectures 3, 4 and 5 to the Royal Society of London. *Lancet* 1884; 1:555, 649, 739.

Huxley AF, Simmons RM. Mechanical properties of cross-bridges of frog striated muscle. *J Physiol* 1971; 218:59P–60P.

Ishikawa M, Komi PV. Effects of different dropping intensities on fascicle and tendinous tissue behavior during stretch-shortening cycle exercise. *J Appl Physiol* 2004; 96:848–52.

Ishikawa M, Komi PV. Muscle fascicle and tendon behavior during human locomotion revisited. *Exerc Sport Sci Rev* 2008; 36:193–9.

Ishikawa M, Niemelä E, Komi PV. Interaction between fascicle and tendinous tissues in short-contact stretch-shortening cycle exercise with varying eccentric intensities. *J Appl Physiol* 2005; 99:217–23.

Kai S, Nara I. Relationships among jump motion control ability, knee joint position sense, and adjusting muscle contraction in healthy subjects. *J Phys Ther Sci* 2004; 16:119–27.

Kai S, Nakahara M, Watari K, Murakami S, Yoshimoto R. Knee joint angle at the time of adjustment to submaximal jumping in healthy men. *J Phys Ther Sci* 2006; 18:11–3.

Kawakami Y, Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effect of series elasticity on isokinetic torque-angle relationship in humans. *Eur J Appl Physiol* 2002; 87:381–7.

Kokkoroogiannis T. Somatic and intramuscular distribution of muscle spindles and their relation to muscular angiotypes. *J Theor Biol* 2004; 229:263–80.

Komi PV. Elastic potentiation of muscle and its influence on sport performance. In Baumann W, ed. *Biomechanics and Performance in Sport*. Schorndorf, Verlag Karl Hofman 1983; 224–9.

Komi PV. Stretch-shortening cycle. In: Komi PV, ed. *Strength and Power in Sport*. Oxford UK: Blackwell Science 2003; 184–202.



Komi PV, Bosco C. Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Med Sci Sports* 1978; 10:261–5.

Komi PV, Gollhofer A. Stretch reflex can have an important role in force enhancement during SSC-exercise. *J Appl Biomech* 1997; 13:451–60.

Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T. Influences of tendon stiffness, joint stiffness, and electromyographic activity on jump performances using single joint. *Eur J Appl Physiol* 2007; 99:235–43.

Kuitunen S, Komi PV, Kyrolainen H. Knee and ankle stiffness during sprint running. *Med Sci Sports* 2002. 34: 166–73.

Kuitunen S, Ogiso K, Komi PV. Leg and joint stiffness in human hopping. *Scand J Med Sci Sports* 2010; 21:159–67.

Kyrolainen H, Komi PV. The function of neuromuscular system in maximal stretch-shortening cycle exercises: comparison between power- and endurance-trained athletes. *J Electromyogr Kinesiol* 1995; 5:15–25.

Kyrolainen H, Komi PV, Kim DH. Effects of power training on neuromuscular performance and mechanical efficiency. *Scand J Med Sci Sports* 1991; 1:78–87.

Laffaye G, Bardy BG, Durey A. Leg stiffness and expertise in men jumping. *Med Sci Sport Exerc* 2005; 37:536–43.

Lai Q, Shea CH, Wulf G, Wright DL. Optimizing generalized motor programs and parameter learning. *Res Q Exerc Sport* 2000; 71:10–24.

Latash ML, Zatsiorsky VM. Joint stiffness: Myth or reality? *Hum Movement Sci* 1993; 12:653–92.

Lees A, Vanrenterghem J, De Clercq D. The maximal and submaximal vertical jump: implications for strength and conditioning. *J Strength Cond Res* 2004; 18:787–91.

Leukel C, Gollhofer A, Keller M, Taube W. Phase- and task-specific modulation of soleus H-reflexes during drop-jumps and landings. *Exp Brain Res* 2008a; 190:71–9.

Leukel C, Lundbye-Jensen J, Gruber M, Zuur AT, Gollhofer A, Taube W. Short-term pressure induced suppression of the short-latency response: a new methodology for investigating stretch reflexes. *J Appl Physiol* 2009; 107:1051–8.

Leukel C, Taube W, Gruber M, Hodapp M, Gollhofer A. Influence of falling height on the excitability of the soleus H-reflex during drop-jumps. *Acta Physiol (Oxf)* 2008b; 192:569–76.

Leukel C, Taube W, Lorch M, Gollhofer A. Changes in predictive motor control in drop-jumps based on uncertainties in task execution. *Hum Mov Sci* 2012; 31:152–60.

Lin DC, Rymer WZ. Mechanical properties of cat soleus muscle elicited by sequential ramp stretches: implications for control of muscle. *J Neurophysiol* 1993; 70:997–1008.

Makaruk H, Sacewicz T. The effect of drop height and body mass on drop jump intensity. *Biol Sport* 2011; 28:63–7.

Marquez G, Aguado X, Alegre LM, Lago A, Acero RM, Fernandez-del-Olmo M. The trampoline aftereffect: the motor and sensory modulations associated with jumping on an elastic surface. *Exp Brain Res* 2010; 204:575–84.

McDonagh MJ, Duncan A. Interaction of pre-programmed control and natural stretch reflexes in human landing movements. *J Physiol* 2002; 544:985–94.

McMahon TA, Cheng GC. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *J Biomech* 1990; 23:65–78.

McMahon TA, Valiant G, Frederick EC. Groucho running. *J Appl Physiol* 1987; 62:2326–37.

Melvill-Jones G, Watt DGC. Observation on the control of stepping hopping movements in man. *J Physiol* 1971; 219:729–37.

Mero A, Komi PV. Force-, EMG-, and elasticity-velocity relationships at submaximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters. *Eur J Appl Physiol* 1986; 55:553–51.

Moran KA, Wallace ES. Eccentric loading and range of knee joint motion effects on performance enhancement in vertical jumping. *Hum Mov Sci* 2007; 26:824–40.

Morin JB, Dalleau G, Kyrolainen H, Jeannin T, Belli A. A simple method for measuring stiffness during running. *Journal of Applied Biomechanics* 2005; 21:167–180.

Moritani T, Oddsson L, Thorstensson A. Phase-dependent preferential activation of the soleus and gastrocnemius muscles during hopping in humans. *J Electromyogr Kinesiol* 1991; 1:34–40.

Mrdakovic V, Ilic DB, Jankovic N, Rajkovic Z, Stefanovic D. Pre-activity modulation of lower extremity muscles within different types and heights of deep jump. *J Sports Sci Med* 2008; 7:269–78.

Mrdakovic V. Modulacija krutosti donjih ekstremiteta u zavisnosti od različitih frekvenci i intenziteta skokova. Magistarski rad 2010; Univerzitet u Beogradu, Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja.

Nicol C, Komi PV. Quantification of Achilles tendon force enhancement by passively induced dorsiflexion stretches. *J Appl Biomech* 1999; 15:221–32.

Norman RW, Komi PV. Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta Physiol Scand* 1979; 106:241–248.

Nummela A, Keranen T, Mikkelsen LO. Factors related to top running speed and economy. *Int J Sports Med* 2007; 28:655–61.

Olsson CJ, Jonsson B, Larsson A, Nyberg L. Motor representations and practice affect brain systems underlying imagery: an fMRI study of internal imagery in novices and active high jumpers. *Open Neuroimag J* 2008a; 2:5–13.

Olsson CJ, Jonsson B, Nyberg L. Internal imagery training in active high jumpers. *Scand J Psychol* 2008b; 49:133–40.

Owen G, Cronin J, Gill N, McNair P. Knee extensor stiffness and functional performance. *Phys Ther Sport* 2005; 6:38–44.

Payne VG, Isaacs LD. Human motor development. A lifespan approach. New York: McGraw-Hill 2002.

Peng HT, Kernozek TW, Song CY. Quadriceps and hamstring activation during drop jumps with changes in drop height. *Phys Ther Sport* 2011; 12:127–32.

Prochazka A, Clarac F, Loeb GE, Rothwell JC, Wolpaw JR. What do reflex and voluntary mean? Modern views on an ancient debate. *Exp Brain Res* 2000; 130:417–32.

Rabita G, Couturier A, Lambertz D. Influence of training background on the relationships between plantarflexor intrinsic stiffness and overall musculoskeletal stiffness during hopping. *Eur J Appl Physiol* 2008; 103:163–71.

Ruan M, Li L. Approach run increases preactivation and eccentric phases muscle activity during drop jumps from different drop heights. *J Electromyogr Kinesiol* 2010; 20:932–8.

Salles A, Baltzopoulos V, Rittweger J. Differential effects of countermovement magnitude and volitional effort on vertical jumping. *Eur J Appl* 2011; 111:441–8.

Santello M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait Posture* 2005; 21:85–94.

Schmidt A. Control Processes in Motor Skills. *Exerc Sport Sci Rev* 1976; 4:229–62.

Schmidt A, Lee TD. *Motor Control and Learning: A Behavioral Emphasis*. Champaign, Ill: Human Kinetics 2005;

Seyfarth A, Geyer H, Gunther M, Blickhan RA. A movement criterion for running. *J Biomech* 2002; 35:649–55.

Sousa F, Ishikawa M, Vilas-Boas JP, Komi PV. Intensity- and muscle-specific fascicle behaviour during human drop jumps. *J Appl Physiol* 2007; 102:382–9.

Stefanyshyn DJ, Nigg BM. Dynamic angular stiffness of the ankle joint during running and sprinting. *J Appl Biomech* 1998; 14:292–9.

Taube W, Leukel C, Schubert M, Gruber M, Rantalainen T, Gollhofer A. Differential modulation of spinal and corticospinal excitability during drop jumps. *J Neurophysiol* 2008; 99:1243–52.

Taube W, Leukel C, Gollhofer A. How neurons make us jump: the neural control of stretch-shortening cycle movements. *Exerc Sport Sci* 2012a; 40:106–15.

Taube W, Leukel C, Lauber B, Gollhofer A. The drop height determines neuromuscular adaptations and changes in jump performance in stretch-shortening cycle training. *Scand J Med Sci Sports* 2012b; 22(5):671–83.

Teh J, Firth M, Sharma A, Wilson A, Reznick R, Chan O. Jumpers and fallers: a comparison of the distribution of skeletal injury. *Clin Radiol* 2003; 58:482–6.

van Ingen Schenau GJ. From rotation to translation: Constraints on multi-joint movements and the unique action of bi-articular muscles. *Hum Mov Sci* 1989; 8:301–37.

van Ingen Schenau GJ, Bobbert MF, Rozendal RH. The unique action of bi-articular muscles in complex movements. *J Anat* 1987; 155:1–5.

van Zandwijk JP, Bobbert MF, Munneke M, Pas P. Control of maximal and submaximal vertical jumps. *Med Sci Sport Exerc* 2000; 32:477–85.

Vanrenterghem J, Bobbert MF, Casius LJ, De Clercq D. Is energy expenditure taken into account in human sub-maximal jumping? – A simulation study. *J Electromyogr Kinesiol* 2008; 18:108–15.

Viitasalo J, Bosco C. Electromechanical behaviour of human muscles in vertical jumps. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1982; 48:253–61.

Viitasalo JT, Salo A, Lahtinen J. Neuromuscular functioning of athletes and non-athletes in the drop jump. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1998; 78:432–40.

Voigt M, Dyhre-Poulsen P, Simonsen EB. Modulation of short latency stretch reflexes during human hopping. *Acta Physiol Scand* 1998; 163:181–94.

Wallace BJ, Kernozek TW, White JM, Kline DE, Wright GA, Peng HT, Huang CF. Quantification of vertical ground reaction forces of popular bilateral plyometric exercises. *J Strength Cond Res* 2010; 24:207–12.

Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (2nd ed.). New York: Wiley-Interscience, 1990

Wolpert DM, Miall RC. Forward models for physiological motor control. *Neural Netw* 1996; 9:1265–79.

Zajac FE, Wicke RW, Levine WS. Dependence of jumping performance on muscle properties when humans use only calf muscles for propulsion. *J Biomech* 1984; 17:513–23.

Zuur AT, Lundbye-Jensen J, Leukel C, Taube W, Grey MJ, Gollhofer A, Nielsen JB, Gruber M. Contribution of afferent feedback and descending drive to human hopping. *J Physiol* 2010; 5:799–807.

## Biografija autora

**Mr Vladimir Mrdaković** je asistent na Fakultetu sporta i fizičkog vaspitanja, Univerziteta u Beogradu, na predmetima Biomehanika humane lokomocije, Motorna kontrola i Biomehanika sa osnovama motorne kontrole.

Datum i mesto rođenja: 14.06.1981. Smederevo

### Obrazovanje

- Diplomirao 2005. god. na Fakultetu sporta i fizičkog vaspitanja na temu: *Koordinativne šeme mišićne aktivacije donjih ekstremiteta u različitim uslovima doskoka* (Tokom osnovnih studija, 2001. 2003. i 2004. godine bio proglašavan za studenta generacije. Za uspehe u studiranju dobitnik svih prestižnih studentskih stipendija koje se dodeljuju Republici Srbiji.)
- Magistrirao 2010. god. na Fakultetu sporta i fizičkog vaspitanja na temu: *Modulacija krutosti donjih ekstremiteta u zavisnosti od različitih frekvenci i intenziteta skokova*

### Usavršavanje

- Nacionalna sportska akademija „Vassil Levski“ Sofija;
- Institut za sport Olimpijskog komiteta Italije (CONI Servizi) Rim;
- 8th FISU Forum, Abu Dhabi, United Arab Emirates;

### Nastavno angažovanje

- Od 2004. do 2005. demonstrator na predmetu Biomehanika, Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja, Univerzitet u Beogradu.
- Od 2006. god. izabran u zvanje asistenta pripravnika na predmetu Biomehanika, Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja, Univerzitet u Beogradu.
- Od 2010. god. izabran u zvanje asistenta na predmetu Biomehanika. Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja, Univerzitet u Beogradu.
- Učestvovao u organizaciji naučnog skupa Analitika i dijagnostika fizičke aktivnosti, koji je 2006. god. održan na Fakultetu sporta i fizičkog vaspitanja, Univerziteta u Beogradu.

### **Stručno angažovanje**

- Od 2004. god. intenzivno radi u sportskoj praksi u vidu dijagnostikovanja fizičkih, motoričkih i funkcionalnih sposobnosti sportista u okviru dijagnostičko-treznog centra Profex. U okviru ovih aktivnosti kontroliše dijagnostičke i trenažne procese sa nekoliko naših vrhunskih sportista, osvajača značajnih medalja za Republiku Srbiju (RS) na prestižnim takmičenjima.
- Od 2004. god. angažovan je na projektima individualne kontrole i korekcije razvojnih karakteristika mlađe i starije školske populacije na teritoriji RS, iz aspekta stepena zastupljenosti i korekcije deformiteta koštanog aparata.
- Od 2004. god. angažovan je na projektima individualne kontrole i korekcije gojaznosti kod klinički ugrožene školske i odrasle populacije na teritoriji RS.
- Od 2007. do 2009. god. angažovan od strane Teniskog saveza Srbije da sprovodi testiranja i prati razvoj najtalentovanijih teniseru mlađeg uzrasta u Srbiji.
- Od 2011. do 2012. god. kroz dijagnostičke procedure kontroliše i usmerava trenažne procese sa Milicom Mandić, osvajačicom zlatne medalje na OI u Londonu.

### **Angažovanje u naučnim projektima**

Projekti Ministarstva nauke i tehnološkog razvoja RS

- Efekti primenjene fizičke aktivnosti na lokomotorni, metabolički, psihosocijalni i vaspitni status populacije R. Srbije. Evid. br. 47015 (2011–2014)
- Primena biomedicinskog inženjeringa u pretkliničkoj i kliničkoj praksi. Evid. br. 41007 (2011–2014)

Projekti Fakulteta sporta i fizičkog vaspitanja, UB

- Motorno programiranje (preprogramiranje i reprogramiranje).
- Istraživanje kinematičkih varijabli u atletskim skokovima.
- Istraživanje veslačke tehnike kroz praćenje biomehaničkih varijabli zaveslaja.
- Šema mišićne aktivacije u službi trenažnih sredstava i varijabli kretanja u realnim trenažnim uslovima.
- Uticaj učenja veslačke tehnike na pojedine biomehaničke varijable.

Autor je dve monografije i sa velikim uspehom publikuje značajan broj naučnih radova u renomiranim međunarodnim i domaćim časopisima.

**Kontakt:**

[vladimir.mrdakovic@fsfv.bg.ac.rs](mailto:vladimir.mrdakovic@fsfv.bg.ac.rs)

---

**Prilog 1.**

**Izjava o autorstvu**

Potpisani **Vladimir Mrdaković**

**Izjavljujem**

da je doktorska disertacija pod naslovom

**NEUROMEHANIČKA KONTROLA IZVOĐENJA SUBMAKSIMALNIH SKOKOVA**

- rezultat sopstvenog istraživačkog rada,
- da predložena disertacija u celini, niti u delovima nije bila predložena za dobijanje bilo koje diplome prema studijskim programima drugih visokoškolskih ustanova,
- da su rezultati korektno navedeni i
- da nisam kršio autorska prava i koristio intelektualnu svojinu drugih lica.

U Beogradu, \_\_\_\_\_

**Potpis doktoranta**

\_\_\_\_\_



---

**Prilog 2.**

**Izjava o istovetnosti štampane i elektronske verzije doktorskog rada**

Ime i prezime autora **Vladimir Mrdaković**

Naslov rada **NEUROMEHANIČKA KONTROLA IZVOĐENJA  
SUBMAKSIMALNIH SKOKOVA**

Mentor **prof. dr Duško Ilić**

Potpisani **Vladimir Mrdaković**

Izjavljujem da je štampana verzija mog doktorskog rada istovetna elektronskoj verziji koju sam predao za objavljivanje na portalu **Digitalnog repozitorijuma Univerziteta u Beogradu.**

Dozvoljavam da se objave moji lični podaci vezani za dobijanje akademskog zvanja doktora nauka, kao što su ime i prezime, godina i mesto rođenja i datum odbrane rada.

Ovi lični podaci mogu se objaviti na mrežnim stranicama digitalne biblioteke, u elektronskom katalogu i u publikacijama Univerziteta u Beogradu.

U Beogradu, \_\_\_\_\_

**Potpis doktoranta**

\_\_\_\_\_

---

**Prilog 3.**

**Izjava o korišćenju**

Ovlašćujem Univerzitetsku biblioteku „Svetozar Marković“ da u Digitalni repozitorijum Univerziteta u Beogradu unese moju doktorsku disertaciju pod naslovom:

**NEUROMEHANIČKA KONTROLA IZVOĐENJA SUBMAKSIMALNIH SKOKOVA**

koja je moje autorsko delo.

Disertaciju sa svim priložima predao sam u elektronskom formatu pogodnom za trajno arhiviranje.

Moju doktorsku disertaciju pohranjenu u Digitalni repozitorijum Univerziteta u Beogradu mogu da koriste svi koji poštuju odredbe sadržane u odabranom tipu licence Kreativne zajednice (*Creative Commons*) za koju sam se odlučio.

1. Autorstvo
2. Autorstvo – nekomercijalno
3. Autorstvo – nekomercijalno – bez prerade
4. Autorstvo – nekomercijalno – deliti pod istim uslovima
5. Autorstvo – bez prerade
6. Autorstvo – deliti pod istim uslovima

(Molimo da zaokružite samo jednu od šest ponuđenih licenci, kratak opis licenci dat je na poledini lista).

U Beogradu, \_\_\_\_\_

**Potpis doktoranta**

---

1. Autorstvo – Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, i prerade, ako se navede ime autora na način određen od strane autora ili davaoca licence, čak i u komercijalne svrhe. Ovo je najslobodnija od svih licenci.
2. Autorstvo – nekomercijalno. Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, i prerade, ako se navede ime autora na način određen od strane autora ili davaoca licence. Ova licenca ne dozvoljava komercijalnu upotrebu dela.
3. Autorstvo – nekomercijalno – bez prerade. Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, bez promena, preoblikovanja ili upotrebe dela u svom delu, ako se navede ime autora na način određen od strane autora ili davaoca licence. Ova licenca ne dozvoljava komercijalnu upotrebu dela. U odnosu na sve ostale licence, ovom licencom se ograničava najveći obim prava korišćenja dela.
4. Autorstvo – nekomercijalno – deliti pod istim uslovima. Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, i prerade, ako se navede ime autora na način određen od strane autora ili davaoca licence i ako se prerada distribuira pod istom ili sličnom licencom. Ova licenca ne dozvoljava komercijalnu upotrebu dela i prerada.
5. Autorstvo – bez prerade. Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, bez promena, preoblikovanja ili upotrebe dela u svom delu, ako se navede ime autora na način određen od strane autora ili davaoca licence. Ova licenca dozvoljava komercijalnu upotrebu dela.
6. Autorstvo – deliti pod istim uslovima. Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, i prerade, ako se navede ime autora na način određen od strane autora ili davaoca licence i ako se prerada distribuira pod istom ili sličnom licencom. Ova licenca dozvoljava komercijalnu upotrebu dela i prerada. Slična je softverskim licencama, odnosno licencama otvorenog koda.