Pozadinski mehanizmi bilateralnoga deficita jakosti i snage pri izvedbi vertikalnoga skoka: živčana inhibicija nasuprot odnosa sile i brzine ekstenzora nogu

Šimić, Luka

Doctoral thesis / Disertacija

2017

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

Permanent link / Trajna poveznica: https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:117:724779

Rights / Prava: In copyright / Zaštićeno autorskim pravom.

Download date / Datum preuzimanja: **2024-03-28**

Repository / Repozitorij:

Repository of Faculty of Kinesiology, University of Zagreb - KIFoREP



Sveučilište u Zagrebu

KINEZIOLOŠKI FAKULTET

Luka Šimić

POZADINSKI MEHANIZMI BILATERALNOGA DEFICITA JAKOSTI I SNAGE PRI IZVEDBI VERTIKALNOGA SKOKA: ŽIVČANA INHIBICIJA NASUPROT ODNOSA SILE I BRZINE EKSTENZORA NOGU

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2017.



University of Zagreb

FACULTY OF KINESIOLOGY

Luka Šimić

UNDERLYING MECHANISMS OF THE BILATERAL STRENGTH AND POWER DEFICIT DURING VERTICAL JUMPING: NEURAL INHIBITION VERSUS FORCE-VELOCITY CHARACTERISTICS OF THE LEG EXTENSOR MUSCLES

DOCTORAL THESIS

Zagreb, 2017.

Sveučilište u Zagrebu

KINEZIOLOŠKI FAKULTET

Luka Šimić

POZADINSKI MEHANIZMI BILATERALNOGA DEFICITA JAKOSTI I SNAGE PRI IZVEDBI VERTIKALNOGA SKOKA: ŽIVČANA INHIBICIJA NASUPROT ODNOSA SILE I BRZINE EKSTENZORA NOGU

DOKTORSKI RAD

Mentor: prof. dr. sc. Goran Marković

Zagreb, 2017.



University of Zagreb

FACULTY OF KINESIOLOGY

Luka Šimić

UNDERLYING MECHANISMS OF THE BILATERAL STRENGTH AND POWER DEFICIT DURING VERTICAL JUMPING: NEURAL INHIBITION VERSUS FORCE-VELOCITY CHARACTERISTICS OF THE LEG EXTENSOR MUSCLES

DOCTORAL THESIS

Supervisor: Goran Marković, PhD.

Zagreb, 2017.

Zahvala

Moj put bio je iznimno zanimljiv, težak, turbulentan i nepredvidljiv (mislio sam da će završiti 2014. godine, prevario sam se). Put je alegorija za životni period od kraja 2009. godine kada sam upisao doktorski studij do danas kad je priveden kraju. Uz događaje, taj su put obilježili i ljudi kojima sam zahvalan jer su na mene utjecali, davali mi podršku, kritizirali me (iako ne volim kritike, hvala vam na njima), dizali me i hodali sa mnom (nadam se da vas ne bole noge).

Želim zahvaliti svom mentoru, prof. dr. sc. Goranu Markoviću na nesebičnoj i bezrezervnoj podršci tijekom rada na doktorskoj disertaciji, kao i tijekom mojeg cjelokupnog obrazovanja. Nesebičnim dijeljenjem znanja i savjeta, pronalaženjem vremena u svakom trenutku potrebe, kao i motivacijom i usmjeravanjem u trenucima krize značajno je doprinio mojem osobnom i profesionalnom razvoju. Neprocjenjivo je bilo imati mentora poput njega.

Zahvaljujem Sanji Šalaj koja mi je pokazala prve korake u pisanju još za vrijeme studentskih dana i pomogla u pisanju mojeg prvog, a našeg zajedničkog stručnog rada te me potakla na daljnji razvoj. Također zahvaljujem Antoniji, Ines i Andriji koji su mi pomogli u procesu rada na doktoratu.

Svojoj obitelji dugujem najveću zahvalnost. Moja supruga, majka i baka pružale su mi najveću podršku u radu na doktoratu, a moja kćer osigurala mi je motivaciju (neprestanim pitanjima i svraćanjem pozornosti na bitno, njezin je doprinos bio neprocjenjiv). Svojoj supruzi Ajli zahvaljujem na nesebičnom odricanju i žrtvi, bezrezervnoj podršci, toleranciji i razumijevanju u periodima nervoze (iako ih je bilo malo – samo jedan, trajao je 5 godina). Svojoj majci želim zahvaliti na potpori i odricanju kroz cjelokupni period mog školovanja, od fakultetskih dana pa do danas. Nesebičnim davanjem te poticanjem, strepnjom i željom za mojim uspjehom, unatoč svim životnim teškoćama osigurala mi je sve potrebno za miran rad na obrazovanju i razvoju i bez nje to ne bi bilo moguće. I na kraju, želim se zahvaliti svojoj baki, životnom uzoru i osloncu, s kojom sam u periodu pisanja doktorata prolazio i školu života. Nepokolebljivim duhom i vjerom u konačan dobar ishod pomogla mi je u radu na doktoratu, istovremeno se trudeći da od mene napravi čovjeka usađujući mi životne vrijednosti (unatoč trudu, vremenu i silnoj energiji potkrale su se sitne greške zbog zamora materijala).

Ispričavam se onima koje nisam spomenuo, a trebao sam (zaboravio sam, nenamjerno). Hvala vam.

Posvećeno mojoj obitelji

Ajli, Uni, Vlasti i Mariji

SAŽETAK

Bilateralni deficit (BLD) fenomen je koji dovodi do smanjenja motoričkog izlaza ekstremiteta prilikom izvedbe bilateralnog motoričkog zadatka u odnosu na motorički izlaz pri izvedbi zadatka unilateralno. Ne postoji jasno utvrđen mehanizam koji se nalazi u pozadini ovog fenomena, posebice u vertikalnim skokovima (VS). Dva mehanizma koja se spominju u VS-u jesu živčana inhibicija u bilateralnim kontrakcijama i promjena u odnosu sila-brzina ekstenzora nogu. Cilj ovog istraživanja bio je utvrditi je li bilateralni deficit (BLD) jakosti i snage u VS-u primarno posljedica: (1) živčane inhibicije u bilateralnim kontrakcijama ili (2) promjene u odnosu sila-brzina ekstenzora nogu. Rezultati ukazuju na postojanje BLD-a jakosti i snage. Prilikom izvedbe VS-a s vlastitom tjelesnom masom, BLD kod mehaničkog izlaza relativne prosječne sile iznosio je 37 %, dok je veličina BLD-a relativne prosječne snage iznosila 10 %. Kod relativnog obavljenog rada zabilježen je BLD od gotovo 31 %. Glavni nalaz pokazuje značajan utjecaj rasterećenja na veličinu BLD-a kod relativne prosječne sile. Također je utvrđen značajan utjecaj rasterećenja na mehanički izlaz sile i snage, kao i na obavljeni rad. Rezultati EMG aktivnosti mišića ukazuju na simultano opadanje mehaničkog izlaza sile i EMG aktivnosti mišića. Osim utvrđenog bilateralnog EMG deficita, u nekim mišićima utvrđena je i bilateralna EMG facilitacija. Ovo je istraživanje ukazalo na neuromehaničko izvorište fenomena BLD-a jakosti pri izvedbi prirodnih balističkih pokreta kao što je VS te je unaprijedilo razumijevanje živčano-mišićne funkcije čovjeka. S obzirom na dobivene rezultate utvrđen je naglašeni utjecaj karakteristika odnosa sila-brzina na fenomen BLD-a jakosti. Time je potvrđeno kako je u prirodnim VS-ovima važan mehanizam u pozadini BLD-a jakosti promjena odnosa sila-brzina u unilateralnim naspram bilateralnih skokova. To međutim ne znači da živčana inhibicija nije mehanizam u pozadini BLD-a jakosti. Bilateralni EMG deficit, a negdje i bilateralna EMG facilitacija zabilježena kod VS-a ukazuje da živčani čimbenici zasigurno utječu na BLD kod mehaničkog izlaza sile u VS-u. Sveukupno gledajući, dobiveni rezultati ukazuju na utjecaj biomehaničkih i živčanih faktora na nastanak fenomena BLD-a jakosti i snage u vertikalnim skokovima.

Ključne riječi: bilateralni deficit, vertikalni skok, živčana inhibicija, odnos sila-brzina

ABSTRACT

Bilateral deficit (BLD) is a phenomenon that leads to decrease of motor output from one limb in motor task that is performed bilaterally when compared with motor output from the same limb in motor task that is performed unilaterally. There is no clearly defined mechanism that lies behind this phenomenon. Previous research suggested two mechanisms in vertical jumping (VJ); neural inhibition in bilateral contractions and change of force-velocity relationship in leg extensor muscles. The purpose of this research was to determine whether the reason of BLD in force during VJ is neural inhibition in bilateral contractions or a change in force-velocity relationship in leg extensor muscles. Results are indicating occurrence of BLD in mechanical output of relative average force and power, but also in the relative work. In the performance od VJ with subject's own body mass BLD in relative average force was 37%, while the size of BLD in power was 10%. BLD in work was 31%. Main findings show significant impact of unloading on the size of BLD in relative average force. There was also a significant influence of unloading on mechanical output of force, power and work. Results of EMG activity showed simultaneous decreas of muscle activity and mechanical force output. While bilateral EMG deficit was found in the most of muscles, there was also a bilateral EMG facilitation found in some muscles. This research has indicated neuro-mechanical source of bilateral force deficit phenomenon in ballistic motor task like VJ, and it has improved our understanding of human neuromuscular function. Regarding the results of this research, there has been found a significant influence of the force-velocity properties of the muscles on the occurrence of BLD phenomenon in mechanical force output. It has been also confirmed that in the natural tasks like VJ a significant mechanism behind aforementioned phenomenon is change in force-velocity relationship between unilateral and bilateral performance of VJ. This conclusion does not discard influence of neural factors in the occurrence of investigated phenomenon. Bilateral EMG deficit and in some cases, bilateral EMG facilitation in VJ performance clearly shows the effect of neural factors on BLD in mechanical output of force. Altogether, the given results show two segmental BLD and divided role of biomechanical and neural factors behind the occurrence of bilateral force deficit.

Keywords: bilateral deficit, vertical jump, neural inhibition, force-velocity relationship

SADRŽAJ

1. UVOD 1
1.1. Kronološki pregled radova o fenomenu BLD-a jakosti pri izvedbi skokova 12
1.2. Pozadinski mehanizmi fenomena BLD-a jakosti 21
1.2.1. Odnos sila-brzina 22
1.2.2. Inhibicija na razinama živčanog sustava 27
a) Inhibicija na spinalnoj razini 27
b) Interhemisferna inhibicija 29
c) Smanjena aktivacija brzih motoričkih jedinica 34
d) Međumišićna koordinacija 36
e) Koaktivacija antagonista 36
f) Raspodjela pažnje ili koncentracije 37
2. PROBLEM 38
3. CILJ I HIPOTEZE ISTRAŽIVANJA 39
4. METODE ISTRAŽIVANJA 40
4.1. Uzorak ispitanika 40
4.2. Mjerni instrumenti 40
4.3. Podešavanje tjelesne mase 41
4.4. Protokol testiranja 42
4.4.1. Testiranje maksimalne voljne kontrakcije 43
4.4.2. Izvedba VS-a iz čučnja 43
4.5. Elektromiografsko mjerenje 45
4.6. Statistička analiza 48
5. REZULTATI 49
6. RASPRAVA 70
6.1. Glavni nalaz istraživanja pri izvedbi VS-a 70
6.2. Rezultati u mehaničkim varijablama prilikom izvedbe VS-a s vlastitom tjelesnom masom 73
6.3. Električna aktivnost mišića pri izvedbi VS-a s vlastitom tjelesnom masom 81
6.4. Rezultati mehaničkih varijabli i EMG aktivnosti mišića pod utjecajem rasterećenja 86
7. ZAKLJUČAK 93
8. LITERATURA 96
9. ŽIVOTOPIS AUTORA 106
10. OBJAVLJENI ZNANSTVENI I STRUČNI RADOVI AUTORA 107

1. UVOD

Čovjek pokretom savladava prostor i obavlja svakodnevne životne zadatke. Pokret je događaj koji se odvija u vremenu i prostoru (Enoka, 2002). Svaki je pokret motorički zadatak koji možemo definirati kao jednostavan ili složen, ovisno o broju ekstremiteta, zglobova i mišića uključenih u njegovu izvedbu. Izvedba motoričkog zadatka zahtijeva suradnju živčanog i mišićnog sustava. Pri izvedbi motoričkog zadatka postoji veliki broj pozitivnih i negativnih faktora koji neovisno o njegovoj složenosti utječu na tu suradnju. Svaki od dijelova živčanog sustava ima jasno određene zadaće koje moraju biti zadovoljene. Živčani sustav izdaje naredbu i nadzire provedbu određenog motoričkog zadatka. S druge strane, mišićni sustav u suradnji s kostima i zglobovima provodi naredbu i izvodi motorički zadatak. Osim interakcije manjeg ili većeg broja lokomotornih struktura koje sudjeluju u izvedbi pokreta, kompleksnost pokreta i živčano-mišićne interakcije također je određena i uvjetima izvedbe pokreta. Stoga je pokret moguće izvoditi u unilateralnim i bilateralnim uvjetima, a živčano-mišićna interakcija razlikuje se s obzirom na uvjete u kojima se pokret izvodi. U toku živčano-mišićne interakcije različiti faktori utječu na navedeni odnos te nastaju brojni fenomeni koji pozitivno ili negativno utječu na kvalitetu izvedbe pokreta.

Brojna istraživanja proučavala su različite vrste motoričkih zadataka i fenomena koji utječu na njihove kvantitativne i kvalitativne karakteristike. Neki fenomeni su uspješno objašnjeni, dok pozadina određenih fenomena i danas ostaje nerazjašnjena. Jedan od fenomena koji je predmet istraživanja brojnih znanstvenika posljednjih pedesetak godina jest *bilateralni deficit* (BLD). Navedeni fenomen podrazumijeva inhibicijske učinke na kvalitativne i kvantitativne karakteristike motoričkog zadatka prilikom bilateralne izvedbe u usporedbi s unilateralnom izvedbom istog motoričkog zadatka.

BLD je dobro poznati fenomen u području motoričke kontrole, a uzrokuje smanjeni mehanički izlaz kod istog ekstremiteta u bilateralnoj izvedbi motoričkog zadatka u odnosu na unilateralnu izvedbu istog zadatka. Radi se o relativno stabilnom fenomenu koji se javlja pri različitim motoričkim zadacima, a brojna istraživanja potvrdila su njegovo postojanje u voljnim (izometričnim i dinamičkim) i refleksnim mišićnim kontrakcijama (Secher, Rorsgaard i Secher, 1978; Khodiguian i sur., 2003; Rejc i sur., 2006). S druge strane, postoje i istraživanja koja nisu potvrdila njegovo postojanje (Hakkinen i sur., 1995; Kuruganti, 2005), ali je znatno veći broj

onih istraživanja koja su potvrdila njegovu prisutnost. Rezultati provedenih istraživanja pokazuju kako se BLD jakosti javlja kod gornjih i donjih ekstremiteta i različitih vrsta mišića, neovisno o njihovoj veličini (Henry i Smith, 1961; Kawakami i sur., 1998; Aune i sur., 2013; Donath i sur., 2014). BLD jakosti javlja se kod mladih i kod starijih (Kuruganti i Seaman, 2006), a više je izražen kod proksimalnih nego kod distalnih mišića (Aune i sur., 2013). Zanimljivo je to što BLD jakosti nema generalni učinak. Kako bi BLD jakosti nastao, nužna je aktivacija homolognih mišića na suprotnim stranama tijela, dok se prilikom simultanih kontrakcija ne-homolognih mišićnih skupina ne javlja (Howard i Enoka, 1991). Postojanje i veličina BLD-a kod mehaničkog izlaza sile prilikom izometričnih mišićnih kontrakcija (kod opružanja zgloba kuka i koljena) ne ovisi o vrsti i točnosti informacija o izlazu sile koje je ispitanik dobio prije izvedbe (Donath i sur., 2014). U vježbama koje zahtijevaju veću posturalnu stabilnost kao što je nožni potisak, BLD jakosti i aktivacija mišića trupa veći su u usporedbi s navedenim karakteristikama kod vježbi koje zahtijevaju manju posturalnu stabilnost kao što je stisak šake (Magnus i Farthing, 2008).

Sve navedene karakteristike ovog fenomena važne su karike za razumijevanje fenomena BLD-a jakosti i dobra polazna točka za daljnje proučavanje. Kako bismo dobili dublji uvid u postojanje navedenog fenomena pri izvedbi različitih motoričkih zadataka u Tablici 1. nalazi se detaljan pregled dosadašnjih istraživanja, s njihovim karakteristikama i dobivenim rezultatima. Navedena tablica adaptirana je i dopunjena prema Šalaj (2011).

Tablica 1. *Pregled dosadašnjih istraživanja o bilateralnom deficitu (adaptirano i dopunjeno prema Šalaj, 2011)*

Istraživanje	Ispitanici	Vrsta zadatka	Vrsta mišićne kontrakcije	BLD (F)	Veličina BLD-a (%)	BLD EMG
DONJI EKSTREMITETI						
Skokovi						
VanSoest i sur., 1985.	10 M; odbojka	Vertikalni skok s pripremom	Dinamička	Da	41,5	Da
Challis, 1998.	7 Ž; košarka	Vertikalni skok iz čučnja	Dinamička	Da	40,9	n/m
Vint i Hinrichs, 1998.	10 M; rekreacija	Vertikalni skok s pripremom	Dinamička	Da	n/m	n/m
Bobbert i sur., 2006.	8 M; odbojka, gimnastika	Vertikalni skok iz čučnja	Dinamička	Da	20 – 30	Da
Hay, de Souza i Fukashiro, 2006.	5 M	Skokovi na trenažeru za nožni potisak	Dinamička	Da	16,7	Da
Rejc i sur., 2009.	10 M; netrenirani	Skokovi na EXER-u	Dinamička	Da	30	Da
Samozino i sur., 2013.	14 M; ragbi, košarka, nogomet	Skokovi na EXER-u	Dinamička	Da	36.7	n/m
Pain, 2014.	7 sportaša – snaga (S) 7 sportaša – izdržljivost (I)	Dubinski skokovi 30 bl – 30 ul (S) Dubinski skokovi 15 bl – 15 ul (S) Dubinski skokovi 60 bl – 30 ul (S) Dubinski skokovi 30 bl – 15 ul (S) Dubinski skokovi 60 bl – 15 ul (S) Dubinski skokovi 30 bl – 30 ul (I) Dubinski skokovi 15 bl – 15 ul (I) Dubinski skokovi 60 bl – 30 ul (I) Dubinski skokovi 30 bl – 15 ul (I) Dubinski skokovi 60 bl – 15 ul (I)	Dinamička	Da	16,8 ± 10,1 25,1 ± 2,4 28,3 ± 15,8 21,8 ± 8,8 32,9 ± 15,8 28,2 ± 11,6 32,8 ± 8,6 34,2 ± 13,6 29,7 ± 13,3 35,5 ± 15,9	n/m
Rejc i sur., 2015.	10 M; n/m	Skokovi na EXER-u prije 35 dana odmora Skokovi na EXER-u poslije 35 dana odmora	Dinamička	Da	31 33	Da
Gutmann i Bertram, 2016.	5 M; sportaši 5 Ž; sportaši	Kontinuirani skokovi 15 s	Dinamička	Da GRF		n/m

Tablica 1. *nastavak*

Istraživanje	Ispitanici	Vrsta zadatka	Vrsta mišićne kontrakcije	BLD (F)	Veličina BLD (%)	BLD EMG
Opružanje i pregibanje koljena (izometrijsko)						
Shantz i sur., 1989.	8 Ž; studentice kineziologije 6 M; studenti kineziologije 5 Ž; netrenirani 5 M; netrenirani 5 Ž; studenti kineziologije 5 M; studentice kineziologije 5 Ž; balet 5 M; balet 5 M; odbojka 5 M; trening snage	Opružanje koljena	Izometrična	Ne		Ne
Roy i sur., 1990.	42 M; rekreativci	Opružanje koljena	Koncentrična	Da	≈ 12	n/m
Howard i Enoka, 1991.	6 M; netrenirani 6 M; biciklizam 6 M; dizanje utega	Opružanje koljena	Izometrična	Da Ne Ne	9,5 ± 6,8 6,6 ± 7,1	Ne Ne Da
Koh, Grabiner i Clough, 1993.	12 M; rekreacija	Opružanje koljena – brzo Opružanje koljena – postupno	Izometrična	Da Da	24,6 17,0	Da Da
Hakkinen i sur., 1995.	33 M	Opružanje koljena	Izometrična	Ne		Ne
Hakkinen i sur., 1996.	24 M 24 Ž	Opružanje koljena	Izometrična	Ne		Da
Hakkinen, Kraemer i Newton, 1997.	34 M 24 Ž 20 M	Opružanje koljena	Izometrična	Ne		Ne
Jakobi i Cafarelli, 1998.	20 M; rekreacija	Opružanje koljena 25, 50, 75, 100 %	Izometrična	Ne		Ne
Owings i Grabiner, 1998a	20 M	Opružanje koljena 30°/s Opružanje koljena 150°/s	Koncentrična	Da Da	- 13,65 ± 7,52 - 14,04 ± 12,57	n/m

Tablica 1. *nastavak*

Istraživanje	**Ispitanici**	**Vrsta zadatka**	**Vrsta mišićne kontrakcije**	**BLD (F)**	**Veličina BLD (%)**	**BLD EMG**
Owings i Grabiner, 1998b	12 M 23 Ž	Opružanje koljena 45° Opružanje koljena 90°	Izometrična	Da	- 11,1D/ - 12,9L - 6,5D/ - 8,9L	n/m
Sahaly i sur., 2001.	26; atletika	Opružanje koljena 120° – jako i brzo Opružanje koljena 120° – brzo	Izometrična	Da Da	-4,75 ± 12,1 -5,81 ± 12,3	n/m
Khodiguian i sur., 2003.	17 M	Opružanje koljena Opružanje koljena	Miotatički refleks Izometrična	Da Ne	9,26 ± 1,19	Da Ne
van Dieen, Ogita i Haan, 2003.	5 M 5 Ž	Opružanje koljena – postupno Opružanje koljena – brzo	Izometrična	Da Da	3,5 – 9,7 13	Da Ne
Kuruganti, 2005.	18 M	Opružanje koljena	Izometrična	Ne		
Kuruganti i Murphy, 2008.	6 M; sportaši	Opružanje koljena 25, 50, 75, 100 %	Izometrična	Da	11,7, 6,9, 5,6,18,5*	Da pri svim
Kuruganti, Murphy i Pardy, 2011.	10 M; tjelesno aktivni	Opružanje koljena 0, 45, 90°/s	Izometrična	Da	23,2	Da
Matkowski, Martin i Lepers, 2011.	13 M; tjelesno aktivni	Opružanje koljena K 70°	Izometrična	Da	≈ 8	Ne
Buckthorpe i sur., 2013.	12 M	Maksimalna voljna kontrakcija koljena K 120° Eksplozivno opružanje koljena K 120° 50 ms Eksplozivno opružanje koljena K 120° 100 ms Eksplozivno opružanje koljena K 120° 150 ms	Izometrična	Ne Ne Da Ne	11,2	Ne
Opružanje/pregibanje koljena (koncentrično)						
Hakkinen, Kraemer i Newton, 1997.	34 M 24 Ž	Opružanje koljena	Koncentrična	Ne		Ne
Cresswell i Ovendal, 2002.	15 M; studenti 13 Ž; studentice	Opružanje koljena 60°/s	Koncentrična	Da	17	Da
Behm, Power i Drinkwater, 2003.	10 M; treniranih 6 M; etreniranih	Opružanje koljena Čučanj	Koncentrična	Ne		Ne
Kuruganti, 2005.	55 – 75 M	Opružanje koljena	Dinamička	Ne		

Tablica 1. *nastavak*

Istraživanje	Ispitanici	Vrsta zadatka	Vrsta mišićne kontrakcije	BLD (F)	Veličina BLD (%)	BLD EMG
Dickin i Too, 2006.	18 Ž	Opružanje koljena 30, 60, 90, 120, 150, 180°/s	Koncentrična	Da	17 – 33	n/m
Kuruganti i Seaman, 2006.	8 Ž	Opružanje koljena, pregib koljena 45°/s	Koncentrična	Da	25,8 – 27,4	Ne
Kuruganti i Chester, 2009.	8 Ž	Opružanje i pregib koljena 45°/s, 180°/s	Koncentrična	Da	23,8 – 26,4	Ne
Opružanje/pregibanje koljena (ekscentrično)						
Weir i sur., 1995.	17 M	Opružanje koljena	Ekscentrična	Da	55,8 – 57,2	n/m
Dickin i Too, 2006.	18 Ž	Opružanje koljena 30, 60, 90, 120, 150, 180°/s	Ekscentrična	Da	18 – 25	n/m
Opružanje kuka i koljena						
Secher, Rorsgaard i Secher, 1978.	6 M	Opružanje koljena i kuka	Izometrična	Da	25	n/m
Vandervoort, Sale i Moroz, 1984.	9 M 4 M	Opružanje koljena i kuka Opružanje koljena i kuka 0 – 424°/s	Izometrična Koncentrična	Da	9 ± 2,5 20 – 40	Da
Secher, Rube i Elers, 1988.	90 M, Ž; netrenirani 18 M; netrenirani 38 M; trening snage 8 M; biciklizam 1 Ž; paraplegija	Opružanje koljena i kuka	Izometrična	Da	10 – 18	n/m
Shantz i sur., 1989.	8 Ž; netrenirani 6 M; netrenirani 5 Ž; studenti 5 M; studenti 5 Ž; ples 5 M; ples 5 Ž; odbojka 5 M; odbojka 5 M; 28 ± 1 god u treningu snage	Opružanje koljena i kuka	Izometrična	Da	10	Ne
Taniguchi, 1997.	9 M 9 Ž	Opružanje koljena i kuka	Koncentrična	Da	12,93	n/m

Tablica 1. *nastavak*

Istraživanje	Ispitanici	Vrsta zadatka	Vrsta mišićne kontrakcije	BLD (F)	Veličina BLD (%)	BLD EMG
Taniguchi, 1998.	32 M 7 Ž	Opružanje koljena i kuka	Koncentrična	Da	12,56	n/m
Donath i sur., 2014.	20 M; trenirani/različiti sportovi	Opružanje koljena i kuka bez informacija Opružanje koljena i kuka s lažnim informacijama Opružanje koljena i kuka s točnim informacijama	Izometrična	Da Da Da	7,2 ± 4,1 5,6 ± 4,8 6,2 ± 3,9	n/m
Plantarna fleksija						
Kawakami i sur., 1998.	6 M	Plantarna fleksija, koljeno 90° Plantarna fleksija, koljeno 0°	Izometrična	Da Da	6,6 13,9	Ne Da
Simoneau-Buessinger i sur., 2015.	20 M	Plantarna fleksija/otvoreni obrazac Plantarna fleksija/zatvoreni obrazac	Izometrična	Ne Da	 9,3	Ne Ne
GORNJI EKSTREMITETI						
Lakat						
Ohtsuki, 1983.	10 Ž	Pregib lakta Opružanje lakta	Izometrična	Da Da	6,3 – 7,6 18,8 – 24,6	Ne Da
Seki i Ohtsuki, 1990.	13 Ž 22 Ž	Pregib lakta Opružanje lakta	Izometrična	Da Da	8 – 13 5 – 6	n/m
Oda i Moritani, 1994.	11 M	Pregib lakta	Izometrična	Da	8 – 10	Da
Oda i Moritani, 1995a	25 M; veslanje	Pregib lakta	Izometrična	Da	6 – 10	Da
McLean, Vint i Stember, 2006.	15 M i 21 Ž(E1) 16 M i 26 Ž(E2)	Pregib lakta 25, 50, 75, 100 % (samoprocijenjena razina)	Izometrična	Da	10,2 – 16	Da
Šaka						
Henry i Smith, 1961.	30 M	Stisak šake	Izometrična	Da	3	n/m
Kroll, 1965.	15 M; studenti	Pregib u zglobu šake	Izometrična	Da	≈ 7 %	n/m
Ohtsuki, 1981a	16 M 8 Ž	Stisak šake Pregib prsta	Izometrična	Da Da	5 – 14	Da

Tablica 1. *nastavak*

Istraživanje	**Ispitanici**	**Vrsta zadatka**	**Vrsta mišićne kontrakcije**	**BLD (F)**	**Veličina BLD (%)**	**BLD EMG**
Seki i Ohtsuki, 1990.	21 Ž	Stisak šake	Izometrična	Ne	2	n/m
Oda i Moritani, 1995b	8 M	Stisak šake	Izometrična	Da	4,5 – 5	Da
Herbert i Gandevia, 1996.	5 M 6 Ž	Adukcija palca	Izometrična	Da	17,4	n/m
Taniguchi, 1997.	23 M	Stisak šake	Izometrična	Ne	≈ 0	n/m
Li i sur., 2001a	5 M 3 Ž	Pregib prsta	Izometrična	Da	3 – 22,7	Da
Li i sur., 2001b	8 M 4 Ž	Pregib prsta	Izometrična	Da	8 – 20	n/m
Taniguchi i sur., 2001.	6 M 6 Ž	Pregib prsta	Izometrična	Da	4,7	EEG
Zijdewind i Kernell, 2001.	2 M 3 Ž	Abdukcija kažiprsta	Izometrična	Da	≈ 5,1 ± 5,8 %	n/m
van Dieen, Ogita i Haan, 2003.	5 M 5 Ž	Pregib prsta	Izometrična	Da	20 – 26,9	Da
Magnus i Farthing, 2008.	3 M 5 Ž	Stisak šake	Izometrična	Ne		Ne
Cornwell, Khodiguian i Yoo, 2012.	31 M 49 Ž 40 dešnjaka i 40 ljevaka	Stisak šake dešnjaci Stisak šake ljevaci Stisak šake – desna snažnija Stisak šake – lijeva snažnija	Izometrična	Ne Da Ne Da	/ 1,3 ± 0,5 / 1,0 ± 0,4	BLF Ne Ne BLF
Aune i sur., 2013.	5 M 5 Ž	Pregib prsta	Izometrična	Da	5,1 ± 3,8	n/m
Cengiz, 2015.	10 M; tjelesno aktivni	Pregib šake – lijeva Pregib šake - desna	Izometrična	Da Ne	n/m	Da Da
OSTALI ZADACI GORNJIM I DONJIM EKSTREMITETIMA						
Secher, 1975.	40 M; veslanje	Veslanje	Izometrična	Ne		n/m
Vandervoort, Sale i Moroz, 1987.	9 M; studenti kineziologije	Potisak s klupe	Izometrična Brza i spora koncentrična 0 – 300°/s	Ne Da*		n/m

Tablica 1. *nastavak.*

Istraživanje	**Ispitanici**	**Vrsta zadatka**	**Vrsta mišićne kontrakcije**	**BLD (F)**	**Veličina BLD (%)**	**BLD EMG**
Secher, Rube i Elers, 1988.	90 M, Ž 30; netrenirani 18 M; netrenirani 38 M; trening snage 8 M; biciklizam 1 Ž; paraplegija	Potisak s klupe	Izometrična	Ne		n/m
Taniguchi, 1997.	17 M 4 Ž	Potisak s klupe	Koncentrična	Da	8,23	n/m
Taniguchi, 1998.	32 M 9 Ž	Potisak s klupe	Koncentrična	Da	6,23	n/m
Dunstheimer i sur. 2001.	20 M 20 Ž	Bicikl ergometar – Wingate test	Dinamička	Da	12,6	n/m
Aune i sur., 2013.	5 M 5 Ž	Pregib ramena	Izometrična	Da	20,5 ± 7,8	n/m

LEGENDA: *BLD (F) – bilateralni deficit kod mehaničkog izlaza sile, BLD (EMG) – bilateralni EMG deficit, M – muškarci, Ž – žene; n/m – nije mjereno*

Kao što je vidljivo iz prethodno navedene tablice, većina istraživanja proučavala je fenomen BLD-a jakosti pri izvedbi jednostavnih motoričkih zadataka. Takva vrsta motoričkog zadatka omogućila je dobar uvid u navedeni fenomen. Međutim, jednostavni motorički zadaci predstavljaju manji dio svakodnevnih životnih i sportskih aktivnosti. Kretanje u svakodnevnom životu, a posebice pokreti koji su sastavni dio sportova pretežno su složeni motorički zadaci jer podrazumijevaju istovremenu aktivaciju većeg broja lokomotornih struktura. U tim je pokretima nužna interakcija manjeg ili većeg broja kosti, zglobova i mišića. Pitanja koja se postavljaju jesu što se događa s fenomenom BLD-a jakosti i snage pri izvedbi kompleksnih pokreta u kojima istovremeno sudjeluje veći broj struktura i koji su to složeni pokreti koji bi omogućili procjenu navedenog fenomena?

Vertikalni skok (VS) primjer je složenog motoričkog zadatka koji je pogodan za proučavanje živčano-mišićne funkcije i motoričke kontrole čovjeka u području tzv. balističkih pokreta (Jarić i Marković, 2009). Navedeni zadatak predstavlja sastavni dio velikog broja sportskih aktivnosti, a njegova je primjena u treningu i natjecanju neizbježna. Također, zadovoljava prvi i osnovni preduvjet za analizu BLD-a jakosti – mogućnost izvedbe motoričkog zadatka u unilateralnim i bilateralnim uvjetima.

Koliko je autoru poznato, svega šest istraživanja proučavalo je fenomen BLD-a jakosti pri izvedbi vertikalnih skokova (VS iz čučnja, VS s pripremom, VS dubinski i kontinuirani skokovi) i sva su potvrdila njegovo postojanje kod mehaničkog izlaza sile (Van Soest i sur., 1985; Challis, 1998; Vint i Hinrichs, 1998; Bobbert i sur., 2006; Pain, 2014; Gutmann i Bertram, 2016). Objavljena su i istraživanja koja su proučavala navedeni fenomen pri izvedbi skokova s vanjskim opterećenjem na trenažerima. Od četiri ukupno objavljena istraživanja u ovom području, sva pokazuju njegovo postojanje kod mehaničkog izlaza sile (Hay i sur., 2006; Rejc i sur., 2009; Samozino i sur., 2013; Rejc i sur., 2015).

Nedvojbeno je da fenomen BLD-a postoji u mehaničkim varijablama pri izvedbi skokova i možemo govoriti o relativno stabilnom fenomenu u navedenom području. S druge strane, još uvijek ne postoji nedvosmisleni zaključak oko pozadinskih mehanizama koji uzrokuju njegovo nastajanje. Kao što je ranije navedeno, većina istraživanja proučavala je fenomen BLD-a jakosti i mehanizme koji ga uzrokuju pri izvedbi izometričnih i izokinetičkih mišićnih kontrakcija kod jednostavnih motoričkih zadataka. Na temelju objavljenih studija možemo zaključiti da je živčani mehanizam odgovoran za BLD jakosti kod izvedbe jednostavnih motoričkih zadataka.

Pri izvedbi složenih motoričkih zadataka, kao što je VS, pozadinski mehanizmi još uvijek ostaju nerazjašnjeni. Dosadašnja istraživanja proučavala su BLD jakosti i snage prilikom izvedbe skokova s vlastitom tjelesnom masom ili s dodatnim vanjskim opterećenjem. Sva istraživanja utvrdila su njegovo postojanje. Unatoč sličnim rezultatima prethodno objavljenih istraživanja, ne postoji unisoni zaključak oko pozadinskih mehanizama koji uzrokuju njegovo nastajanje. Većina autora kao glavni pozadinski mehanizam navodi živčanu inhibiciju koja je u skladu sa zaključcima istraživanja koja su proučavala fenomen BLD-a pri izvedbi jednostavnih motoričkih zadataka (Van Soest i sur., 1985; Challis, 1998; Hay i sur., 2006; Rejc i sur., 2009). S druge strane, zaključci manjeg broja objavljenih istraživanja protive se navedenom. Autori tih istraživanja smatraju kako je mehanizam koji je odgovoran za nastanak fenomena BLD-a jakosti pri izvedbi skokova promjena odnosa sila-brzina, iako ne odbacuju u potpunosti utjecaj živčane inhibicije (Vint i Hinrichs, 1998; Bobbert i sur., 2006; Samozino i sur., 2013). Autori navedenih studija time su doveli u pitanje prevladavajuću teoriju o živčanoj inhibiciji kao dominantnom mehanizmu koji objašnjava BLD jakosti kod izvedbe složenih motoričkih zadataka kao što je VS.

Važno je razumjeti rezultate na temelju kojih su autori navedenih studija donosili zaključke oko uzroka fenomena BLD-a jakosti i snage. Na sljedećih nekoliko stranica nalazi se pregled dosad objavljenih istraživanja koja su proučavala fenomen BLD-a jakosti i snage pri izvedbi skokova (bilo s vlastitom tjelesnom masom ili s dodatnim vanjskim opterećenjem). Uz glavne karakteristike provedenih istraživanja, navedeni su i pozadinski mehanizmi za koje autori smatraju da su uzrokom fenomena BLD-a jakosti i snage.

1.1. Kronološki pregled radova o fenomenu BLD-a jakosti pri izvedbi skokova

Fenomen BLD-a prvi se put spominje u istraživanju Henrya i Smitha 1961. godine u kojem su autori proučavali jakost stiska šake u unilateralnim i bilateralnim uvjetima. Navedeni autori željeli su utvrditi akutne facilitacijske efekte kod mirujućeg ekstremiteta na račun aktivacije suprotnog aktivnog ekstremiteta. Dobiveni su rezultati koji nisu bili u skladu s postavljenim hipotezama te je dobiven suprotan efekt. Prvi je put utvrđeno kako je mehanički izlaz sile u pojedinom mišiću manji prilikom bilateralnog stiska šake u usporedbi s mehaničkim izlazom sile istog mišića prilikom unilateralne izvedbe istog zadatka.

Nakon tog istraživanja, BLD jakosti bio je predmetom brojnih istraživanja posljednjih pedesetak godina. Unatoč konfliktnim rezultatima objavljenih istraživanja većina je potvrdila postojanje navedenog fenomena. U proučavanju BLD-a jakosti uglavnom su primjenjivane izometrične i izokinetičke mišićne kontrakcije u jednostavnim motoričkim zadacima. S druge strane, postojanje fenomena kod kompleksnijih motoričkih zadataka kao što je VS slabo je istraženo. Koliko je autoru poznato, dosad je iz ovog područja objavljeno svega deset istraživanja i u svima je potvrđeno postojanje BLD-a jakosti. Iako se svi autori slažu da je mehanički izlaz sile prilikom bilateralne izvedbe skoka u pojedinoj nozi manji u usporedbi s mehaničkim izlazom sile kod unilateralne izvedbe, ne mogu se složiti oko pozadine ovog fenomena. Dok se kod izometričnih i izokinetičkih mišićnih kontrakcija pozadina BLD jakosti uglavnom pripisuje živčanoj inhibiciji, kod izvedbe VS-a postoji dvojba između dvaju mogućih mehanizama. Prvi i u literaturi najčešće spominjani pozadinski mehanizam jest živčana inhibicija, dok se kao drugi (manje spominjani) uzrok navodi promjena odnosa sila-brzina u mišiću između uvjeta izvedbe.

Prvo istraživanje u kojem je VS korišten za proučavanje fenomena BLD-a jakosti i snage bilo je ono ***van Soesta i sur. 1985.*** godine. Autori su pri izvedbi VS-a s pripremom utvrdili postojanje BLD-a u mehaničkim varijablama. Time su potkrijepljeni rezultati većine prethodnih istraživanja provedenih na jednostavnim motoričkim zadacima s izometričnim i izokinetičkim mišićnim kontrakcijama. Autori su utvrdili BLD kod visine skoka, ali i kod drugih varijabli koje opisuju mehaničke karakteristike VS-a s pripremom. Trajanje odraza bilo je kraće prilikom bilateralne izvedbe, a to je bilo popraćeno i manjim mehaničkim izlazom maksimalne i prosječne sile u gotovo svim zglobovima (osim prosječne sile u zglobu koljena) kod bilateralne izvedbe. Ukupan obavljeni rad također je bio manji prilikom bilateralne izvedbe, dok kod maksimalne i prosječne snage nije postojala konzistentnost među zglobovima s obzirom na

uvjete izvedbe. Tako su kod maksimalne i prosječne snage prilikom bilateralne izvedbe vrijednosti bile veće u koljenom zglobu, a manje u skočnom zglobu. Važno je napomenuti kako opseg pokreta nije bio jednak između uvjeta izvedbe. Autori su također pratili EMG aktivnost mišića lijeve noge. Od ukupno sedam praćenih mišića vidljivo je kako je EMG razina *m. vastus medialis* i obje glave *m. gastrocnemius* bila niža u bilateralnoj izvedbi. Na temelju svih navedenih rezultata autori zaključuju kako je živčani mehanizam uzrok slabije mišićne aktivacije kod bilateralne izvedbe VS-a s pripremom.

Challis (1998) je proučavao postojanje BLD-a jakosti pri izvedbi VS-a iz čučnja. Osim eksperimentalnih rezultata, autor je koristio i simulacijski model kako bi usporedbom navedenih rezultata došao do konkretnijih zaključaka i pružio dublji uvid u fenomen BLD-a jakosti. Opseg pokreta bio je identičan između uvjeta izvedbe VS-a iz čučnja. Rezultati eksperimentalnog dijela pokazali su BLD u visini skoka. Kutne brzine prilikom odraza bile su veće u bilateralnoj izvedbi (s manjim razlikama u skočnom zglobu i koljenu), a to je koincidiralo s kraćim trajanjem odraza u bilateralnoj izvedbi. Manji maksimalni moment sile u sva tri zgloba utvrđen je pri bilateralnoj izvedbi VS-a iz čučnja. Zbog podudaranja većih kutnih brzina u zglobu kuka i manjeg momenta sile prilikom bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja, autor u jednom dijelu rasprave navodi mogućnost utjecaja odnosa sila-brzina na BLD jakosti u mišićima koji doprinose opružanju kuka. Ipak, taj isti navod kasnije odbacuje zato što mišići prilikom bilateralne izvedbe nisu potpuno aktivirani u usporedbi s unilateralnom izvedbom. Autor navodi kako je primarni uzrok razlika u maksimalnom momentu sile (između uvjeta izvedbe) ipak povećana mišićna aktivacija kod unilateralne izvedbe naspram bilateralne izvedbe. Sve navedeno autor potkrjepljuje navodom kako već stoljećima čovjek koristi jednu po jednu nogu kako bi premještao tijelo u prostoru.

Iste godine ***Vint i Hinrichs (1998)*** u svom su istraživanju željeli utvrditi jesu li mehanički faktori kao što su trajanje odraza i karakteristike odnosa sila-brzina u mišiću odgovorni za slabiju izvedbu kod bilateralnog VS-a s pripremom u usporedbi s unilateralnom izvedbom. Autori nisu utvrdili BLD, već BLF kod visine skoka. Unatoč tome, ostali pokazatelji mehaničkih karakteristika VS-a ukazivali su na postojanje BLD-a. Tako je trajanje odrazne faze bilo kraće prilikom bilateralne izvedbe. Utvrđene su i veće kutne brzine prilikom bilateralne izvedbe u svim zglobovima koji sudjeluju u opružanju prilikom izvedbe VS-a s pripremom. Momenti sile bili su manji prilikom bilateralne izvedbe VS-a s pripremom. Autori navode kako je vjerojatno da ekstenzori nogu prilikom bilateralne izvedbe iskuse smanjenje mehaničkog izlaza sile radeći u manje povoljnim uvjetima odnosa sila-brzina. Na temelju dobivenih

rezultata autori zaključuju kako su navedene razlike između uvjeta izvedbe VS-a s pripremom lakše objašnjive mehaničkim faktorima nego inhibitornim efektima BLD-a.

Bobbert i sur. (2006) u svom su istraživanju potvrdili postojanje BLD-a jakosti kod izvedbe VS-a iz čučnja. Autori su željeli utvrditi postoji li doprinos biomehaničkih faktora pri nastanku navedenog fenomena. Kako bi dobili pouzdanije rezultate i dublji uvid u pozadinske mehanizme BLD-a jakosti, koristili su simulacijski model skokova, a rezultate modela uspoređivali su s eksperimentalnim rezultatima. S obzirom na to da je podudaranje eksperimentalnih rezultata i rezultata modela bilo zadovoljavajuće, omogućena je detaljna analiza. Prilikom izvedbe VS-a iz čučnja postojala je razlika u opsegu pokreta između uvjeta izvedbe, a veći opseg pokreta zabilježen je kod unilateralne izvedbe. Brzina težišta tijela bila je veća kroz veći dio opsega pokreta pri bilateralnoj izvedbi, što se podudaralo s manjim mehaničkim izlazom sile u istom uvjetu izvedbe u usporedbi s unilateralnom izvedbom. Kako autori tvrde, navedeno je posljedica razlike u kontraktilnim uvjetima mišića, jer su se tijekom bilateralne izvedbe barem neki od ekstenzora skraćivali pri većim brzinama. Što se tiče ukupnog rada, desna noga je prilikom bilateralne izvedbe proizvela 78 % rada zabilježenog kod unilateralne izvedbe što jasno ukazuje na BLD u navedenoj varijabli. Autori navode kako se radi o direktnoj posljedici BLD-a u momentima sile. Autori su mjerili i EMG aktivnost mišića, a rezultati su pokazali kako su se razine EMG-a smanjile u prosjeku za 5 % prilikom bilateralne izvedbe, iako je smanjenje bilo statistički značajno samo kod *m. rectus femoris.* Na temelju modela autori su pokazali kako je brzina skraćivanja mišića najvažniji faktor koji determinira BLD u radu. Činjenica da su brzine skraćivanja mišića bile veće kod bilateralne izvedbe objašnjava, prema autorima, otprilike 75 % deficita u radu po nozi. Navode kako je na temelju odnosa sila-brzina jasno da u takvim nepovoljnim uvjetima mišić proizvodi manju silu. Ostatak BLD-a u radu objašnjavaju smanjenim aktivnim stanjem mišića tijekom bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja u inicijalnom položaju i u prvom dijelu pokreta. Kao zaključak autori navode da je BLD u skokovima primarno uzrokovan odnosom sila-brzina, radije nego živčanom inhibicijom.

Pain (2014) je istraživao fenomen BLD-a jakosti i snage pri izvedbi dubinskih skokova s različitih visina koje su izvodili ispitanici koji dolaze iz sportova snage i izdržljivosti. Ono što je zanimljivo jest da su ispitanici koji dolaze iz sportova izdržljivosti demonstrirali BLD, ali i BLF kod visine skoka. S druge strane, ispitanici koji dolaze iz sportova snage u navedenoj su varijabli demonstrirali samo BLD, no za proučavanje fenomena mnogo je važniji pokazatelj BLD utvrđen u mehaničkom izlazu maksimalne sile. Iz rezultata je također vidljivo kako je

trajanje kontakta kod dubinskih skokova bilo kraće prilikom bilateralne izvedbe. Kod ispitanika koji dolaze iz sportova snage i izdržljivosti utvrđen je i BLD i BLF kod mehaničkog izlaza snage, s tim da je kod ispitanika koji dolaze iz sportova izdržljivosti BLD u navedenoj varijabli bio malen, dok je BLF bio mnogo veći.

Gutmann i Bertram (2016) u svojoj su studiji utvrdili postojanje BLD-a kod sile reakcije podloge tijekom izvedbe kontinuiranih skokova u 15 sekundi. Eksperimentalni rezultati uspoređivani su s rezultatima modela, što je već rađeno u prethodnim studijama na drugačije načine. Na temelju dobivenih rezultata zaključuju kako interakcija između odnosa sila-brzina kod mišića nogu i zahtjeva za proizvodnjom sile prilikom izvedbe kontinuiranih skokova može objasniti smanjenje u proizvodnji sile prilikom bilateralne izvedbe (BLD-a) u odnosu na unilateralnu izvedbu. Autori također navode kako interakcija između odnosa sila-dužina kod mišića nogu i zahtjeva za proizvodnjom sile prilikom izvedbe kontinuiranih skokova može objasniti odnos između sile reakcije podloge i brzine odraza. Dakle, BLD kod sile reakcije podloge tijekom izvedbe kontinuiranih skokova autori objašnjavaju interakcijom mehaničkih zahtjeva za skakanje s odnosima sila-brzina i sila-duljina koji diktiraju kapacitet mišića nogu za proizvodnju sile.

Navedena istraživanja proučavala su postojanje fenomena BLD-a jakosti i snage, kao i pozadinske mehanizme koji ga uzrokuju pri izvedbi različitih tipova VS-a (VS s pripremom, VS iz čučnja, dubinski skok, kontinuirani skokovi). U dijelu koji slijedi opisana su istraživanja koja su primjenjivala dodatno vanjsko opterećenje prilikom izvedbe skokova na trenažerima kako bi se dobio bolji uvid u BLD jakosti i snage.

Hay i sur. (2006) utvrdili su da BLD u mehaničkim varijablama postoji pri izvedbi dinamičkih skokova na trenažeru s relativno jednakim vanjskim opterećenjem između unilateralne i bilateralne izvedbe. Skokovi su se izvodili u horizontalnom položaju na trenažeru za nožni potisak, a vanjsko opterećenje variralo je između uvjeta izvedbe (kod unilateralne izvedbe opterećenje je iznosilo 50 % vanjskog opterećenja bilateralne izvedbe). Rezultati istraživanja pokazuju da kutne brzine u zglobovima prilikom izvedbe skokova nisu pokazale konzistentan trend između uvjeta izvedbe. Trajanje skoka bilo je kraće samo u jednom uvjetu opterećenja prilikom bilateralne izvedbe, dok u drugom nije bilo statistički značajno. BLD je utvrđen kod momenta sile u svim zglobovima u gotovo svim uvjetima (osim kod koljena u jednom uvjetu opterećenja). S druge strane, kod maksimalne snage nije utvrđen konzistentan trend jer se BLD kod maksimalne snage razlikovao među zglobovima, a u jednom uvjetu javio se i BLF. Kod

obavljenog rada utvrđen je BLD u svim uvjetima i svim zglobovima. EMG aktivnost mišića pokazala je značajno smanjenje razine kod gotovo svih praćenih mišića tijekom bilateralne izvedbe, osim jednog mišića u jednom uvjetu opterećenja. Bilateralni EMG deficit kretao se u rasponu od 6 % do 21 %, ovisno o opterećenju i mišiću. Autori navode kako je uz smanjeni mehanički izlaz sile kod bilateralne izvedbe utvrđeno i simultano opadanje EMG aktivnosti mišića. Zaključuju kako razina aktivacije individualnih mišića i kinetika u zglobovima nisu jednako pogođeni BLD-om.

Slično istraživanje proveli su ***Rejc i sur. 2009.*** godine, a željeli su utvrditi je li BLD posljedica živčane inhibicije, različite međumišićne koordinacije ili promjena u odnosu sila-brzina u mišiću. Ispitanici su izvodili skokove na trenažeru s dodatnim vanjskim opterećenjem (koje je bilo relativno jednako između uvjeta). Istraživanje je pokazalo kako je BLD jakosti neovisan o brzini te prosječno iznosi 30 %. Također su utvrdili da ne postoji podudaranje vršne sile i brzine u vremenu. Prosječne vrijednosti maksimalne sile prilikom bilateralne izvedbe bile su značajno manje u usporedbi s unilateralnom izvedbom, s prosječnim BLD-om kod maksimalne sile od 30,5 %. Prosječni BLD kod mehaničkog izlaza maksimalne snage iznosio je 27,9 %. Nadalje, prosječne vršne brzine nisu se značajno razlikovale između bilateralne i unilateralne izvedbe, dok je prosječno vrijeme odraza bilo malo kraće kod bilateralne izvedbe u odnosu na unilateralnu. EMG aktivnost mišića pokazala je kako prilikom bilateralne izvedbe postoji niža aktivnost mišića u odnosu na unilateralnu izvedbu kod opružača koljena (*m. vastus lateralis* i *m. rectus femoris).* Autori su utvrdili kako pokazatelj vremenskog tijeka mišićne koordinacije kroz odraz pokazuje razliku u međumišićnoj koordinaciji između unilateralne i bilateralne izvedbe skoka. Rezultati ovog istraživanja također pokazuju da je prilikom bilateralnih kontrakcija odnos sila-brzina premješten na nižu razinu nego što je to slučaj kod unilateralnih kontrakcija. Dakle, pravac sila-brzina kod bilateralnih kontrakcija bila je značajno drugačiji od pravca sila-brzina kod unilateralnih kontrakcija. Autori smatraju da je BLD sile i snage, koji u prosjeku iznosi 30 %, rezultat premještanja odnosa sila-brzina, a ne pomaka duž istog pravca. Sukladno navedenom, oni odbacuju utjecaj odnosa sila-brzina. Pozadinu fenomena BLD-a jakosti i snage ne pripisuju samo živčanoj inhibiciji za koju nagađaju da je posljedica interhemisferne inhibicije, već i različitoj mišićnoj koordinaciji.

Samozino i sur. 2013. godine objavili su istraživanje u kojem su utvrdili i kvantificirali utjecaj karakteristika odnosa sila-brzina na BLD jakosti tijekom balističkih odraza donjim ekstremitetima. Autori su kombinirali eksperimentalne rezultate s biomehaničkim teoretskim modelom kako bi došli do konkretnijih zaključaka. Rezultati istraživanja pokazuju da je BLD

kod maksimalne sile iznosio 36,7 %. Na temelju toga izračunat je BLD jakosti koji nastaje samo zbog odnosa sila-brzina, a iznosio je 19,9 % te je značajno koreliran s maksimalnom silom, brzinom i maksimalnom snagom. S druge strane, kada je brzina bila statistički kontrolirana ni maksimalna snaga ni sila nisu zadržale svoju povezanost s BLD-om koji nastaje samo zbog odnosa sila-brzina. Konačno, relativni doprinos karakteristika odnosa sila-brzina BLD-a jakosti iznosio je 43,5 %. Ovo istraživanje jasno pokazuje kako karakteristike odnosa sila-brzina imaju važnu ulogu u nastajanju BLD-a jakosti prilikom balističkih odraza. Karakteristike odnosa sila-brzina objašnjavaju 43,5 % BLD-a jakosti (zbog pomaka duž odnosa sila-brzina koji je uzrokovan promjenom brzine kretanja), dok je ostatak objašnjen živčanim promjenama koje stvaraju razlike između unilateralne i bilateralne izvedbe. Autori također navode kako je segment BLD-a jakosti koji nastaje samo zbog odnosa sila-brzina povezan samo s maksimalnom neopterećenom brzinom To prema autorima znači da pojedinci sa slabijim brzinskim sposobnostima pokazuju veći BLD jakosti i obrnuto. Zaključuju kako doprinos odnosa sila-brzina ovisi o individualnom mehaničkom profilu odnosa sila-brzina neuromuskularnog sustava: što je profil odnosa sila-brzina više orijentiran prema brzinskim sposobnostima, manji je gubitak sile zbog promjene brzine kretanja.

Rejc i sur. (2015) objavili su istraživanje kojem je cilj bio istražiti utjecaj 35-dnevnog ležanja u krevetu na BLD jakosti i snage kod donjih ekstremiteta. Ispitanici su izvodili skokove na horizontalnom trenažeru za nožni potisak s vanjskim opterećenjem koje je bilo relativno jednako između uvjeta izvedbe (vrijednosti bilateralnog opterećenja prepolovljene su kod unilateralne izvedbe). Parametri mehaničkih varijabli mjereni su prije i nakon 35-dnevnog odmora. Rezultati istraživanja pokazuju kako je maksimalna snaga bila značajno manja prilikom bilateralnih kontrakcija u usporedbi s unilateralnim kontrakcijama, a BLD snage kretao se oko 18 % (i prije i nakon eksperimenta). Izlaz maksimalne sile također je bio manji prilikom bilateralne izvedbe, a BLD jakosti kretao se oko 30 % (prije i nakon eksperimenta). Važno je napomenuti kako je maksimalna brzina bila veća prilikom bilateralne izvedbe (prije i nakon eksperimenta). Niže razine sile i snage pratila je i smanjena EMG aktivnost mišića prilikom bilateralne izvedbe, gdje je aktivacija opružača koljena (*m. rectus femoris* i *m. vastus lateralis*) i *m. gastrocnemius caput mediale* bila manja u odnosu na unilateralne vrijednosti. Iako autori nisu analizirali pozadinu BLD-a jakosti i snage, navode kako je veća maksimalna brzina prilikom bilateralne izvedbe u usporedbi s unilateralnom u skladu s nalazom Bobberta i sur. (2006) koji navode da veća brzina skraćivanja prilikom bilateralnih pokušaja ima za posljedicu manji obavljeni rad u istom uvjetu u odnosu na unilateralnu izvedbu. S druge strane,

rezultati pokazuju simultano opadanje mehaničkog izlaza sile i snage i aktivacije mišića u bilateralnoj izvedbi u odnosu na unilateralnu, što sugerira živčanu inhibiciju. Autori na temelju rezultata sugeriraju kako se BLD jakosti i snage može smatrati intrinzičnim svojstvom neuromuskularnog sustava radije nego adaptacijom na dnevne motoričke aktivnosti. Zaključuju kako je utvrđeni BLD jakosti i snage bio popraćen bilateralnim EMG deficitom kod opružača koljena i *m. gatrocnemiusa.* Tridesetpetodnevno ležanje nije promijenilo BLD jakosti i snage što sugerira da faktori koji su u pozadini nisu promijenjeni prolongiranim nekorištenjem.

U tablicama 2. i 3. navedena su istraživanja koja su proučavala fenomen BLD-a jakosti i snage pri izvedbi složenog motoričkog zadatka kao što je VS. Prikazane su sve važne karakteristike i rezultati provedenih istraživanja i sukladno tome zaključci oko pozadinskih mehanizama. Takav pregled omogućava jednostavnu komparaciju provedenih istraživanja.

Tablica 2. *Kronološki pregled istraživanja u kojima su ispitanici izvodili VS s vlastitom tjelesnom masom*

Autor	**Van Soest i sur., 1985.**	**Challis, 1998.**	**Vint i Hinrichs, 1998.**	**Bobbert i sur., 2006.**	**Pain., 2014.**	**Gutmann i Bertram, 2016.**
Broj, spol i status ispitanika	10/M; odbojka	7/Ž; košarka	10/M; rekreacija	8/M; odbojka, gimnastika	14/M; sportovi snage i izdržljivosti	5/M i 5/Ž; različiti sportovi
Vrsta zadatka	Skok s pripremom	Skok iz čučnja	Skok s pripremom	Skok iz čučnja	Dubinski skokovi	Kontinuirani skokovi 15 s
Visina UL skoka u odnosu na visinu BL	58,5 % BLD	58,1 % BLD	47 % BLF	57 % (114 % od zbroja UL) BLD	n/a BLD (sportaši snage) BLD i BLF (sportaši izdržljivosti)	n/a
Mehanički izlaz sile	Veći kod UL izvedbe – maksimalna sila Veći kod UL izvedbe – prosječna sila (osim kod koljena)	Veći u svim zglobovima kod UL izvedbe (maksimalna sila)	Veći u svim zglobovima kod UL izvedbe	Veći u svim zglobovima kod UL izvedbe	Veći kod UL izvedbe kod obje grupe sportaša	Veći kod UL izvedbe – sila reakcije podloge
Mehanički izlaz snage	Manji u koljenu, veći u skočnom zlobu kod UL-a, bez značajne razlike u kuku (maksimalna i prosječna snaga)	n/a	n/a	n/a	Nekonzistentan kod obje grupe sportaša	n/a
Obavljeni rad	Ukupno obavljeni rad veći kod UL izvedbe	n/a	n/a	Ukupno obavljeni rad veći kod UL izvedbe	n/a	n/a
Mišići na kojima je mjeren EMG	*m. gluteus maximus, m. semitendinosus, m. rectus femoris, m. soleus, m. vastus medialis, m. gastrocnemius caput mediale, m. gastrocnemius caput laterale,*	n/a	n/a	*m. soleus, m. gastrocnemius caput mediale, m. vastus lateralis, m. rectus femoris, m. gluteus maximus, m. biceps femoris caput longum,*	n/a	n/a
Razina EMG-a	Veća aktivacija kod UL izvedbe kod *m. vastus medialis, m. gastrocnemius caput mediale, m. gastrocnemius caput laterale*	n/a	n/a	Veća aktivacija *m. rectus femoris* kod UL izvedbe	n/a	n/a
Opseg pokreta	Nejednak između uvjeta – manji kod UL izvedbe	Jednak u oba uvjeta	n/a	Veći kod UL izvedbe	n/a	n/a
Trajanje odrazne faze	Duža kod UL izvedbe	Duža kod UL izvedbe	Duža kod UL izvedbe	Duža kod UL izvedbe	Vrijeme kontakta s podlogom duže kod UL izvedbe	n/a
Kutne brzine	Niža u kuku i koljenu kod UL izvedbe, jednaka u skočnom zglobu	Niža kod UL izvedbe (manje razlike u skočnom zglobu i koljenu)	Niža kod UL izvedbe u svim zglobovima	n/a	n/a	n/a
Pozadinski mehanizmi	Živčani mehanizam koji je odgovoran za smanjenu mišićnu aktivaciju u bilateralnoj izvedbi	Smanjena mišićna aktivacija prilikom bilateralne izvedbe	Mehanički faktori objašnjavaju razliku između unilateralne i bilateralne izvedbe	75 % BLD-a u radu objašnjava odnos sila-brzina; 25 % BLD-a u radu objašnjava živčana inhibicija	n/a	BLD kod kontinuiranih skokova objašnjavaju interakcijom mehaničkih zahtjeva za skakanje s odnosima sila-brzina i sila-duljina koji diktiraju kapacitet mišića nogu za proizvodnju sile

Tablica 3. *Kronološki pregled istraživanja u kojima su ispitanici izvodili skok s dodatnim vanjskim opterećenjem*

Autor	Hay i sur., 2006.	Rejc i sur., 2009.	Samozino i sur., 2013.	Rejc i sur., 2015.
Broj i spol ispitanika	5/M; n/a	10/M; ne-sportaši	14/M; ragbi, košarka, nogomet	10/M; n/a
Vrsta zadatka	Skokovi bez pripreme – horizontalni nožni potisak s otporom	Skokovi bez pripreme na EXER-u s otporom	Skokovi bez pripreme na EXER-u s otporom	Skokovi bez pripreme na EXER-u s otporom
Visina UL skoka u odnosu na visinu BL	n/a	n/a	n/a	n/a
Mehanički izlaz sile	Veći u svim zglobovima kod UL izvedbe; osim kod koljena u jednom uvjetu opterećenja	Veći kod UL izvedbe	Veći kod UL izvedbe	Veći kod UL izvedbe
Mehanički izlaz snage	Razlikuje se između zglobova i uvjeta, nema konzistentnog trenda	Veći kod UL izvedbe	n/a	Veći kod UL izvedbe
Obavljeni rad	Veći u svim zglobovima kod UL izvedbe	n/a	n/a	n/a
Mišići na kojima je mjeren EMG	*m. soleus, m. gastrocnemius caput mediale, m. biceps femoris, m. vastus medialis, m. rectus femoris* i *m. gluteus maximus*	*m. vastus lateralis, m. rectus femoris*, *m. biceps femoris* i *m. gastrocnemius caput mediale*	n/a	*m. vastus lateralis, m. rectus femoris*, *m. biceps femoris* i *m. gastrocnemius caput mediale*
Razina EMG-a	Veća aktivacija kod UL izvedbe kod *m. soleus, m. gastrocnemius caput mediale, m. biceps femoris, m. vastus medialis, m. rectus femoris* (osim u jednom uvjetu opterećenja) *i m. gluteus maximus*	Veća aktivacija kod UL izvedbe kod *m. vastus lateralis* i *m. rectus femoris* kod UL izvedbe	n/a	Veća aktivacija kod UL izvedbe kod *m. vastus lateralis, m. rectus femoris* i *m. gastrocnemius caput mediale*
Opseg pokreta	Jednak u oba uvjeta	Jednak u oba uvjeta	Jednak u oba uvjeta	Jednak u oba uvjeta
Trajanje odrazne faze	Duža kod UL izvedbe u samo jednom uvjetu opterećenja	Duža kod UL izvedbe	n/a	n/a
Kutne brzine	Nisu pokazale konzistentan trend između uvjeta izvedbe i opterećenja	Nisu se značajno razlikovale između uvjeta	n/a	Niža kod UL izvedbe
Pozadinski mehanizmi	Nemaju definitivan prijedlog pozadinskog mehanizma	Kombinacija živčane inhibicije i različite mišićne koordinacije između unilateralne i bilateralne izvedbe	43 % BLD-a objašnjeno je odnosom sila-brzina, dok je 57 % BLD-a objašnjeno živčanom inhibicijom	Iako nisu istraživali pozadinske mehanizme autori u diskusiji navode rezultate koji potvrđuju utjecaj živčanae inhibicije, ali i odnosa sila-brzina

LEGENDA *za tablice 2. i 3.: M – muškarci; Ž – žene; UL – unilateralno; BL – bilateralno; EXER – trenažer na kojem se izvode skokovi s dodatnim vanjskim opterećenjem; n/a – nije poznato; BLD – bilateralni deficit; BLF – bilateralna facilitacija; s - sekunda*

1.2. Pozadinski mehanizmi fenomena BLD-a jakosti

Iz prethodno navedenih istraživanja vidljivo je kako BLD postoji u mehaničkim varijablama koje opisuju izvedbu skoka. Također je vidljivo kako je bilateralni EMG deficit prisutan kod praćenih mišića koji sudjeluju u propulziji tijela pri izvedbi skokova. Na temelju dvosmislenih zaključaka prethodno objavljenih istraživanja nemoguće je odrediti definitivni pozadinski mehanizam koji uzrokuje nastanak fenomena BLD-a jakosti. U preglednom članku literature o fenomenu BLD-a, Jakobi i Chillibeck (2001) navode kako prilikom izvedbe složenih dinamičkih aktivnosti kao što je vertikalni skok smanjenje izlaznog momenta sile može biti rezultat živčane inhibicije, promjene brzine kretanja ili promjene penacijskog kuta mišića.

Kod izvedbe izoliranih motoričkih aktivnosti jasno je da je pozadina navedenog fenomena živčane prirode, odnosno da dolazi do inhibicije na nekoj od razina živčanog sustava. S druge strane, pri izvedbi kompleksnih motoričkih aktivnosti kao što je VS to nije slučaj. U ovom istraživačkom području spominju se dva temeljna uzroka BLD-a jakosti oko kojih se vodi rasprava. Pozadina smanjenog mehaničkog izlaza sile koju svaki ekstremitet može proizvesti prilikom bilateralnog odraza može se podijeliti na dva glavna mehanizma: živčane promjene na nekoj od razina živčanog sustava i ulogu karakteristika odnosa sila-brzina (Bobbert i sur., 2006, Samozino i sur., 2013).

Dakle s jedne se strane nalazi živčana inhibicija koju kao temeljni faktor koji uzrokuje BLD jakosti spominje većina do sada objavljenih istraživanja u ovom području (Van Soest i sur., 1985; Challis i sur., 1998; Hay i sur., 2006; Rejc i sur., 2009). S druge strane, nekoliko je istraživanja dovelo ovu hipotezu u pitanje i pokazalo kako promjena odnosa sila-brzina predstavlja značajan faktor koji uzrokuje navedeni fenomen. Prvi koji su doveli u pitanje prevladavajuću teoriju o živčanoj inhibiciji kao jedinom ili primarnom faktoru koji uzrokuje BLD jakosti bili su Vint i Hinrichs (1998). Oni su utvrdili da se razlike u mehaničkom izlazu sile između unilateralne i bilateralne izvedbe VS-a s pripremom mogu lakše objasniti mehaničkim faktorima nego inhibitornim učincima fenomena BLD-a. Konkretnije objašnjenje slične teze dali su Bobbert i sur. (2006) koji su utvrdili kako je BLD u radu pri izvedbi VS-a iz čučnja primarno uzrokovan odnosom sila-brzina, koji objašnjava oko 75 % navedenog fenomena, dok je ostatak objašnjen živčanom inhibicijom. I jedno od recentnijih istraživanja, ono Samozina i sur. (2013), daje slično objašnjenje, samo s drugačijim omjerom utjecaja. Navedeni autori tvrde kako je 43 % BLD-a jakosti objašnjeno odnosom sila-brzina, dok ostalih 57 % objašnjava živčana inhibicija.

Sve navedeno ukazuje na to da pozadinski mehanizmi BLD-a jakosti i snage u VS-u nisu sasvim razjašnjeni. Za bolje razumijevanje nužno je objasniti karakteristike dvaju navedenih pozadinskih mehanizama.

1.2.1. Odnos sila-brzina

Tri su ključna pokazatelja u području mehaničkih varijabli na temelju kojih možemo procjenjivati utjecaj biomehaničkih faktora na nastajanje fenomena BLD-a jakosti. Radi se o ***mehaničkom izlazu sile***, ***brzini težišta tijela***, a posljedično o ukupnom ***obavljenom radu***. Sva tri faktora međusobno su zavisna. ***Jakost*** je sposobnost mišića da generira silu, a mehanički izlaz sile ovisan je o brzini izvedbe pokreta te samim time o brzini skraćivanja mišića. Uz ***brzinu kontrakcije***, dva su dodatna faktora odgovorna za mehanički izlaz sile: ***mišićna aktivacija i duljina mišića*** (vidi van Soest i sur., 1985). Brzina težišta tijela ovisna je o veličini opterećenja. S obzirom da je ***obavljeni rad*** umnožak sile i puta, on posljedično ovisi o odnosu sile i brzine.

Odnos sila-brzina jedan je od dva u literaturi spominjana uzroka BLD-a jakosti kod izvedbe VS-a. Pitanje koje se postavlja jest koliki je doprinos mehaničkih faktora (zajednički i pojedinačno) smanjenju mehaničkog izlaza sile prilikom bilateralne izvedbe VS-a. Faktori koji utječu na mehanički izlaz sile prethodno su navedeni, a brzina skraćivanja mišića najvažniji je i u literaturi najčešće spominjani mehanički faktor od kojeg ovisi izlazna mišićna sila (Jarić, 1997). Neumann (2010) uz brzinu skraćivanja/izduživanja mišića dodaje još jedan važan faktor koji je ranije naveden, a o kojem ovisi mehanički izlaz sile – vrstu mišićne aktivacije/kontrakcije.

Odnos sila-brzina moguće je promatrati kroz dvije vrste mišićne kontrakcije:

Koncentričnu mišićnu kontrakciju koja podrazumijeva aktivnost mišića u kojoj dolazi do skraćivanje aktiviranog mišića zato što je unutarnja sila veća od vanjske.

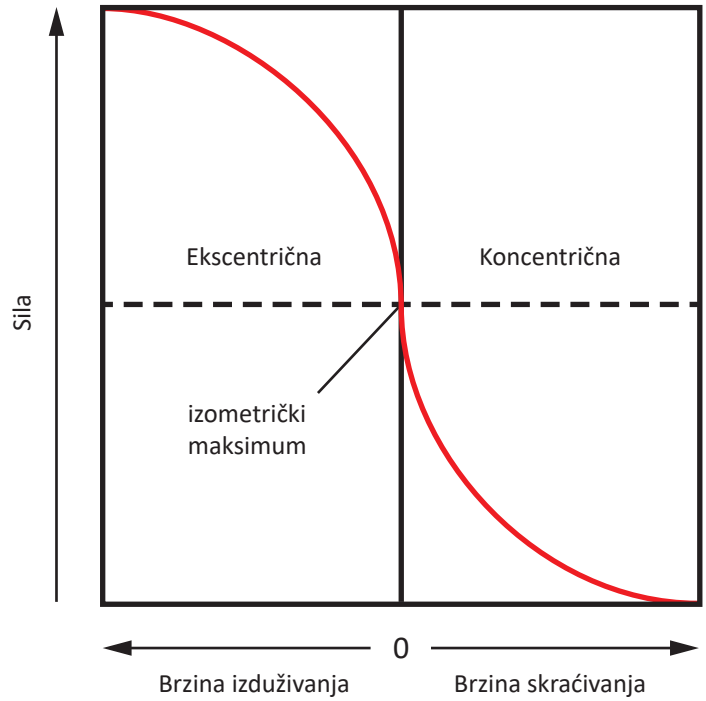
Ekscentričnu mišićnu kontrakciju koja podrazumijeva aktivnost mišića u kojoj dolazi do izduživanja aktiviranog mišića zato što je vanjska sila veća od unutarnje.

Odnos sile i brzine prikazuje se krivuljom koju je prvi opisao A. V. Hill 1938. godine, a nalazi se na Slici 1. Navedenu krivulju objašnjava Hillova jednadžba:

$$(\boldsymbol{F} + \boldsymbol{a}) \cdot \boldsymbol{v} = \boldsymbol{b} \cdot (\boldsymbol{F} - \boldsymbol{F_0})$$

gdje *F* označava silu, F_0 silu pri brzini nula (u izometričnim uvjetima), *v* je maksimalna brzina skraćivanja (negativna je za istegnuti mišić), dok su *a* i *b* konstante koje su specifične za dani mišić (Latash, 1998).

Odnos sile i brzine ne ponaša se jednako kod različitih tipova mišićne kontrakcije. U koncentričnoj kontrakciji mišića odnos sile i brzine obrnuto je proporcionalan pa povećanje jedne varijable posljedično uzrokuje smanjenje druge varijable. S druge strane, kod ekscentrične mišićne kontrakcije odnos sile i brzine postaje proporcionalan što znači da s povećanjem jedne varijable posljedično dolazi do povećanja druge varijable. Na Slici 1. prikazan je odnos između sile i brzine u koncentričnoj i ekscentričnoj kontrakciji pojedinog mišića.



Slika 1. *Odnos između sile i brzine u koncentričnoj i ekscentričnoj kontrakciji pojedinog mišića (preuzeto i adaptirano prema Neumann, 2010)*

Iz navedenog slikovnog prikaza vidljivo je da prilikom koncentrične kontrakcije mišića, sila koju mišić proizvodi raste sa smanjenjem brzine mišićne kontrakcije. S povećanjem brzine skraćivanja mišića kod koncentrične kontrakcije mišićna sila opada do maksimalne brzine pri kojoj mišić više ne može razviti silu (Jarić, 1997). Dok porast sile ovisi o brzini mišićne aktivacije, brzina skraćivanja/izduživanja ovisi o vanjskom opterećenju. Mišić se skraćuje maksimalnom brzinom kada je vanjsko opterećenje zanemarivo, a kako se vanjsko opterećenje povećava, maksimalna brzina skraćivanja se smanjuje (Neumann, 2010).

Mišićna kontrakcija u uvjetima u kojima se sprječava promjena duljine mišića naziva se izometrična mišićna kontrakcija (Latash, 1998). U tom su trenutku vanjska i unutarnja sila izjednačene. Iz prikaza je vidljivo da je sila koju mišić proizvodi u ovoj vrsti kontrakcije veća nego u bilo kojem dijelu koncentrične mišićne kontrakcije.

U sljedećem segmentu vidimo ponašanje mišića u ekscentričnoj kontrakciji, gdje dolazi do istezanja mišića kada je vanjska sila koja djeluje na mišić veća od sile koju taj mišić proizvodi. Pri ekscentričnoj kontrakciji, kada neka vanjska sila izdužuje mišić, unutarnja sila koju proizvodi mišić raste s povećanjem brzine, a kada sila prijeđe određenu vrijednost smanjuje razinu aktivacije mišića i time ga posredno štiti od prenaprezanja (Jarić, 1997). Mišići mogu proizvesti oko 1,8 puta više sile prilikom ekscentrične kontrakcije od proizvedene sile prilikom izometrične mišićne kontrakcije (Gasser i Hill, 1924; Cavagna i Citterio, 1974; Gutmann i Bertram, 2016).

Mišić proizvodi veću silu prilikom izduživanja mišića, nego prilikom skraćivanja mišića (Latash, 1998), a navedena razlika povećava se s povećanjem izduživanja, odnosno skraćivanja mišića (Jarić, 1997). Pozadinski fiziološki mehanizmi razlike u odnosu sile i brzine u mišiću u ekscentričnoj u odnosu na koncentričnu mišićnu aktivaciju jesu: (1) veća prosječna sila proizvedena po poprečnom mostu, zato što se svaki poprečni most nekoliko puta razdvaja i spaja prilikom aktivacije, (2) znatno brža faza spajanja poprečnih mostova, (3) veća pasivna napetost koju proizvode viskoelastična svojstva istegnutih paralelnih i serijalnih elastičnih komponenti mišića prilikom ekscentrične aktivacije mišića, (4) ekscentrični aktivirani mišići pohranjuju energiju kada se istežu, (5) odnos EMG amplitude i potrošnje kisika po razini sile manji je kod ekscentrično aktiviranih mišića u usporedbi s koncentrično aktiviranim mišićima pri istom ukupno obavljenom radu (Neumann, 2010). Razlog veće sile koja se proizvodi prilikom izometrične mišićne aktivacije u odnosu na koncentričnu jest maksimalni mogući broj spojenih poprečnih mostova u svakoj sarkomeri u određenom trenutku (Neumann, 2010).

Smanjenje sile u koncentričnoj aktivaciji nastaje zbog utjecaja viskozne komponente, koja s druge strane u ekscentričnoj aktivaciji povećava silu (Jarić, 1997).

Tri su studije ključne za promjenu paradigme oko samostalnog utjecaja živčane komponente na fenomen BLD-a jakosti (Vint i Hinrichs, 1998; Bobbert i sur., 2006; Samozino i sur., 2013). Navedene studije uvode biomehaničke faktore, preciznije odnos sila-brzina kao ravnopravni, ako ne i glavni faktori koji utječe na mehanički izlaz sile i posljedično obavljeni rad prilikom izvedbe složenog motoričkog zadatka kao što je VS. Manji mehanički izlaz sile prilikom bilateralne izvedbe u usporedbi s unilateralnom može nastati zbog razlike u kontraktilnim uvjetima mišića, jer je brzina težišta tijela veća kod bilateralne izvedbe kroz veći dio opsega pokreta, stoga se barem neki ekstenzori nogu skraćuju pri većim brzinama kod bilateralne izvedbe (Bobbert i sur., 2006). Ako u navedeni zaključak uključimo odnos sila-brzina koji je obrnuto proporcionalan, jasno je kako je nemoguće isključiti utjecaj navedenog biomehaničkog faktora na nastanak BLD-a jakosti.

Kao što je na početku spomenuto, mehanički izlaz sile, brzina težišta tijela i ukupni obavljeni rad tri su ključna pokazatelja koja ukazuju na utjecaj biomehaničkih faktora na BLD jakosti. Rad je umnožak sile i puta i shodno tome direktna posljedica mehaničkog izlaza sile, a mehanički izlaz sile modulira se s obzirom na međusobnu relaciju odnosa s brzinom. Činjenica je da je brzina izvedbe VS-a veća prilikom bilateralne izvedbe u odnosu na unilateralnu izvedbu što s obzirom na obrnuto proporcionalni odnos sila-brzina utječe na manji mehanički izlaz sile prilikom bilateralne izvedbe VS-a. Na temelju modela, Bobbert i sur. (2006) uspjeli su pokazati kako je upravo brzina skraćivanja mišića najvažniji faktor te su veće brzine skraćivanja mišića kod bilateralne izvedbe VS-a objasnile 75 % deficita u radu po ekstremitetu, dok je ostatak objašnjen smanjenim aktivnim stanjem mišića. Samozino i sur. (2013) također zagovaraju utjecaj odnosa sila-brzina na BLD jakosti, no zaključuju kako oba faktora (odnos sila-brzina i živčana inhibicija) gotovo jednako doprinose nastanku navedenog fenomena, no ipak s nešto većim utjecajem živčane komponente. Na temelju dvaju navedenih zaključaka očito je kako postoji utjecaj biomehaničkih faktora te kako se odnosom sila-brzina, točnije njegovom modulacijom, mijenja i BLD jakosti. Promjena u mehaničkom izlazu sile s obzirom na karakteristike odnosa sila-brzina jest pod utjecajem individualnih mehaničkih karakteristika živčano-mišićnog sustava donjih ekstremiteta (Samozino i sur., 2013). Rezultati Samozina i sur. (2013) pokazali su kako je kod osoba s individualnim mehaničkim profilom odnosa sila-brzina orijentiranim prema brzinskim sposobnostima segment BLD-a jakosti koji ovisi o utjecaju odnosa sila-brzina manji. Ranije spomenuti autori također navode kako je kod takvih

profila smanjenje sposobnosti proizvodnje sile s povećanjem brzine opružanja smanjeno, što posljedično limitira BLD jakosti koji ovisi o utjecaju odnosa sila-brzina. Profil odnosa sila-brzina, a posljedično ravnoteža između sposobnosti za proizvodnjom sile i brzine, predstavlja, čini se, glavne individualne mehaničke karakteristike živčano-mišićnog sustava koje utječu na segment BLD-a jakosti koji ovisi o odnosu sila-brzina (Samozino i sur., 2013).

Upravo istraživanje Samozina i sur. (2013) pokazuje kako je segment BLD-a jakosti koji ovisi o odnosu sila-brzina povezan s maksimalnom brzinom bez opterećenja (negativna korelacija). S obzirom na visoku direktnu korelaciju s brzinom, navedeni autori smatraju kako pojedinci sa slabijim brzinskim sposobnostima pokazuju visoki BLD jakosti i obrnuto. Jedan od načina na koji je moguće utvrditi je li odnos sila-brzina važan faktor u nastajanju BLD-a jakosti i njegovoj veličini jest modulacija brzine prilikom izvedbe skokova. Rasterećenjem tijela moguće je mehanički mijenjati odnos sila-brzina, što je primijenjeno u ovom istraživanju i detaljno opisano u metodama.

1.2.2. Inhibicija na razinama živčanog sustava

Gazzaniga (2000) navodi kako je ljudski mozak bizaran uređaj, a to potvrđuju brojni inhibicijski i facilitacijski fenomeni koji utječu na performanse živčano-mišićnog sustava kod izvedbe različitih motoričkih zadataka. Istraživanja koja su proučavala BLD u mehaničkim varijablama prilikom izvedbe jednostavnih, ali i nekih složenih motoričkih zadataka pozadinu navedenog fenomena pripisuju upravo živčanim mehanizmima (Ohtsuki, 1983; Van Soest, 1985; Howard i Enoka, 1991; Kawakami 1998; Khodiguian i sur, 2003; van Dieen, Ogita i Haan, 2003; Kuruganti i Murphy, 2008; Aune i sur., 2013). Do sada nije utvrđeno točno ishodište pozadinskog mehanizma fenomena BLD-a jakosti u živčanom sustavu, no postoje različita nagađanja. Dvoji se između viših razina živčanog sustava ili refleksnih putova na razini leđne moždine. Kao mogući mehanizmi koji nastaju kao posljedica dvaju prethodno navedenih, možemo reći temeljnih mehanizama, također se spominju i koaktivacija antagonista, promjena međumišićne koordinacije, raspodjela pažnje te smanjena aktivacija brzih motoričkih jedinica.

a) Inhibicija na spinalnoj razini

Kada govorimo o ishodištu BLD-a jakosti, jedan od mogućih uzroka jest ***recipročna inhibicija na razini leđne moždine*** gdje je moguće da aferentni senzorni input jednog ekstremiteta inhibira motoričke neurone koji kontroliraju kontralateralni ekstremitet na razini leđne moždine (Khodiguian i sur., 2003). Ohtsuki (1983) u svom istraživanju spominje da uzrok može biti smješten na bilo kojem segmentu živčanog sustava (od leđne moždine do motoričke kore) te da je moguće da jednim od uzroka na razini živčanog sustava budu i inhibicijski spinalni refleksi. Jedan od načina utvrđivanja uključenosti leđne moždine u nastanak BLD-a jakosti jest mjerenje ***H-refleksa ili Hoffmannova refleksa***. H-refleks je koristan alat u evaluaciji promjena u refleksnim putovima kod ljudi i plastičnosti živčano-mišićnog sustava (Zehr, 2002). Radi se o procjeni ekscitabilnosti alfa-motoneurona kada je presinaptička inhibicija i intrinzična ekscitabilnost alfa-motoneurona konstantna (Palmieri, Ingersoll i Hoffmann, 2004). H-refleks prvi je opisao Paul Hoffmann, po kome je i dobio ime (Hoffmann, 1910). Radi se o električno induciranom refleksu koji je analogan mehanički induciranom spinalnom refleksu istezanja, a primarna razlika jest u tome što H-refleks zaobilazi mišićno vreteno. Shodno tome vrijedan je alat za procjenu modulacije monosinaptičke refleksne aktivnosti u leđnoj moždini (Palmieri, Ingersoll i Hoffmann, 2004). H-refleks ne treba gledati samo kao monosinaptički odgovor, jer zbog direktnog anatomskog sinaptičkog kontakta između Ia aferentnih senzornih vlakana i alfa-

motoneurona pokazuje i Ia presinaptičku inhibiciju (Zehr, 2002). Ukrižena inhibicija kao pozadinski mehanizam utvrđuje se mjerenjem veličine H-refleksa na mišićima jednog ekstremiteta dok je kontralateralni ekstremitet pasivan ili izvodi aktivne motoričke zadatke (Khodiguian i sur., 2003). Mjerenje H-refleksa pomaže utvrditi da li smanjenje mišićne aktivacije kod bilateralne izvedbe može biti povezano sa smanjenom ekscitabilnošću motoričkih neurona (Kawakami, 1998).

Kawakami i sur. (1998) utvrdili su da je BLD kod izlaza sile prilikom izometrične plantarne fleksije veći kada je koljeno opruženo nego kada je zgrčeno što upućuje na veći utjecaj *m. gastrocnemius* (koji ima veći postotak brzih mišićnih vlakana) na BLD jakosti. BLD kod izlaza sile bio je popraćen značajnim bilateralnim EMG deficitom kod *m. gastrocnemius*. Autori su također mjerili H-refleks kod *m. soleusa (*kod *m. gastrocnemius* nisu mjerili*)* na desnoj nozi koja je bila pasivna, dok je kontralateralna noga bila pasivna ili izvodila maksimalnu plantarnu fleksiju. Utvrdili su kako H-refleks *m. soleusa* pokazuje smanjenu ekscitabilnost motoričkih neurona u bilateralnim uvjetima, a smanjena ekscitabilnost motoričkih neurona otežava voljnu aktivaciju mišića. Autori nagađaju kako maksimalna voljna plantarna fleksija jedne noge može rezultirati senzornim inputom u leđnu moždinu, što bi moglo inducirati inhibiciju motoričkih neurona plantarnih fleksora kontralateralne noge. Zaključuju kako je živčani mehanizam nedvojbeno u pozadini BLD-a jakosti te da može biti povezan sa smanjenom ekscitabilnošću motoričkih neurona. Smatraju kako je navedeni mehanizam potentniji kod mišića s većim udjelom brzih mišićnih vlakana te da je potencija mehanizma pod utjecajem položaja zgloba.

Postojanje BLD-a prilikom refleksa indicira postojanje ukrižene inhibicije živčanih putova na razini leđne moždine, jer supraspinalni centri nemaju dovoljno vremena da utječu na razvoj sile pod takvim uvjetima (Khodiguian i sur., 2003). Navedeni autori utvrdili su postojanje BLD-a kod izlaza sile uslijed miotatičnog patelarnog refleksa koji je bio popraćen bilateralnim EMG deficitom u praćenim mišićima. Između dvaju navedenih BLD-ova utvrđena je srednje jaka korelacija. Navedeni rezultati nisu bili popraćeni BLD-om u mehaničkom izlazu sile kod maksimalne voljne izometrične kontrakcije pa autori nisu mogli sa sigurnošću zaključiti da je riječ o inhibitornom mehanizmu koji je smješten na razini leđne moždine, iako ga ne odbacuju. Pretpostavljaju kako je utvrđeni BLD u izlazu sile prilikom refleksnih kontrakcija rezultat aktivacije recipročnih inhibitornih živčanih putova leđne moždine sličnih onima odgovornim za *crossed-extensor* refleks. Autori zaključuju da BLD u izlazu sile prilikom refleksnih kontrakcija može biti rezultat inhibicije živčanih sklopova koji djeluju na razini leđne moždine. Smatraju kako je to vjerojatno jer je proizvedena sila povezana s refleksom istezanja na što

upućuje mnogo kraće utvrđeno latentno vrijeme refleksa nego kod bilo koje voljne aktivnosti. Dakle, supraspinalna razina nije imala nikakav utjecala ili je taj utjecaj bio minimalan na izlaz sile prilikom miotatičkog refleksa.

U navedenom području objavljen je premali broj istraživanja kako bi se mogli donijeti pouzdani zaključci oko razine utjecaja leđne moždine na BLD jakosti.

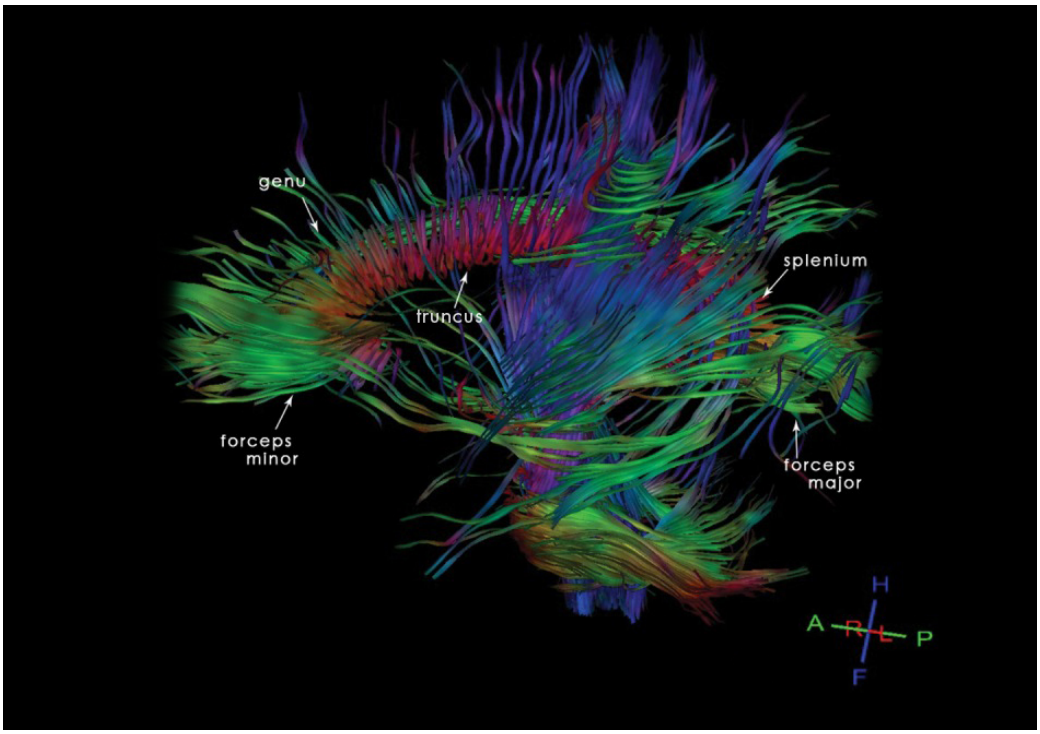
b) Interhemisferna inhibicija

Poznato je kako je mišićna kontrakcija jedne strane tijela većinski kontrolirana kontralateralnom cerebralnom hemisferom, a simultani bilateralni pokret zahtijeva simultanu aktivaciju obje hemisfere (Ohtsuki, 1983). Komunikacija između kortikalnih područja mozga može se odvijati intrahemisferno i interhemisferno. Intrahemisferna komunikacija odvija se pomoću projekcija aksona koje povezuju korteks frontalnog, parijetalnog, okcipitalnog i temporalnog režnja, pomoću kortiko-kortikalnih i kortiko-subkortikalnih putova. Interhemisferna komunikacija odvija se kroz komisure mozga – snopove živčanih vlakana koji spajaju dvije cerebralne hemisfere (van der Knaap i van der Ham, 2011). Postoje tri komisurna sustava telencefalona: *corpus callosum*, *commissura anterior i commissura hippocampi* (Judaš i Kostović, 2001).



Slike 2.a i 2.b *Prikaz* corpus callosuma *na slici 2.a, te motorički spojevi nogu* corpus callosuma *na slici 2.b., označeni bijelim i crnim trokutom (preuzeto iz Naets i sur., 2015)*

Corpus callosum je nakupina bijele tvari koja se nalazi u središtu mozga, a navedeni dio prikazan je na slikama 2.a i 2.b. Njegova je uloga integracija informacija između lijeve i desne cerebralne hemisfere te se sastoji od mijelinskih aksona koji križaju središnje linije u mozgu i spajaju homologne regije dviju hemisfera (Fitsiori i sur., 2011). *Corpus callosum* spaja veliki broj kortikalnih područja u mozgu (van der Knaap i van der Ham, 2011), a sastoji se od 5 anatomskih subregija *rostrum, genu, truncus, isthmus* i *splenium* (Velut i sur., 1998). Komisurna vlakna koja spajaju motorička područja nogu obje hemisfere nalaze se u posteriornom području *corpus callosuma*, preciznije u dijelu koje se zove *isthmus* (Naets i sur., 2015).



Slika 3. *Prikaz organizacije i orijentacije putova aksona* corpus callosuma *s pripadajućim anatomskim regijama kod zdrave osobe (preuzeto iz Fitsiori i sur., 2011)*

Corpus callosum uključen je u intehemisferni transfer (van der Knaap i van der Ham, 2011), a s obzirom na to da razmjenjuje informacije između dviju hemisfera, mutacije se mogu dogoditi u jednom lateraliziranom kortikalnom području, a drugo ostaviti netaknuto, te i dalje osiguravati kortikalnu funkciju od homolognog područja na cijeli kognitivni sustav (Gazzaniga, 2000). Zbog njegova učešća u procesiranju informacija kortikalnih područja, smatra se da doprinosi lateralizaciji funkcija mozga (radi se o dijeljenju obrade informacija na lijevu i desnu

cerebralnu hemisferu) selekcijom tlaka kojim zahtijeva kortikalni prostor (van der Knaap i van der Ham, 2011).

Jedan od trajnih nalaza istraživanja transekcije *corpus callosuma* jest razlika u kapacitetu između dvije razdvojene hemisfere za kontrolu proksimalnih naspram distalnih mišića (Gazzaniga, 2000). Motorički putovi koji imaju ishodište u jednoj hemisferi imaju snažne kontralateralne projekcije koje kontroliraju i proksimalnu i distalnu muskulaturu, a ipsilateralne projekcije nisu tako snažne kao kontralateralne i uključene su samo u proksimalne odgovore (Gazzaniga, 2000). S obzirom na pokret i motoričku kontrolu, kalozalna nepovezanost ne uzrokuje kompletnu lateralizaciju motoričke kontrole. Motorički putovi mogu izlaziti iz obje hemisfere, a sekcija *corpus callosuma* narušava samo ipsilateralnu senzomotoričku kontrolu (van der Knaap i van der Ham, 2011). Obje hemisfere mogu voditi i kontrolirati ipsilateralne i kontralateralne pokrete, uključujući proksimalnu muskulaturu ramena, nadlaktice i noge (Gazzaniga, 2000).

Koordinirani pokreti rukama zahtijevaju proksimalne i distalne pokrete, za dohvatiti ili uhvatiti, što zahtijeva interakciju između ipsilateralne i kontralateralne hemisfere i netaknuti (posteriorni dio) *corpus callosuma* (Eliassen, Baynes i Gazzaniga, 1999). S obzirom na to da je posteriorni dio *corpus callosuma* odgovoran i za motoričku kontrolu pokreta nogu, moguće je da su zahtjevi isti za koordinirane pokrete nogu. Zaključni dokazi oko ekscitatorne ili inhibitorne funkcije *corpus callosuma* još uvijek nedostaju (van der Knaap i van der Ham, 2011). Osnovni ekscitatorni model pretpostavlja da *corpus callosum* služi dijeljenju informacija između cerebralnih hemisfera. U tom pogledu efekti lateralizacije trebali bi se smanjiti s većom kalozalnom povezanosti s obzirom na to da bi interhemisferno dijeljenje informacija tendiralo maskirati pozadinske hemisferne razlike u zadacima koji zahtijevaju interhemisfernu razmjenu. Inhibitorni model predstavlja ulogu *corpus callosuma* u održavanju nezavisnog procesiranja između dvije hemisfere, štiteći jednu hemisferu od utjecaja druge hemisfere. U ovom slučaju efekti lateralizacije mogu biti pojačani prisutnošću veće kalozalne povezanosti, s obzirom na to da bi interhemisferna inhibicija naglasila razlike između hemisfera (Clarke i Zaidel, 1994). Taniguchi (1998) smatra kako je BLD kod gornjih i donjih ekstremiteta barem parcijalno pod utjecajem nekog zajedničkog mehanizma na supraspinalnoj razini.

Kao pozadinski mehanizam velikog broje istraživanja navodi se upravo ***interhemisferna inhibicija*** i utjecaj *corpus callosuma* u navedenoj inhibiciji. Ohtsuki (1983) sugerira da postoji interhemisferna interakcija kod simultane bilateralne izvedbe te smatra da smanjenje jakosti

može biti uzrokovano transkalozalnom, odnosno interhemisfernom inhibicijom. Prilikom bilateralnih maksimalnih kontrakcija postoji zajednički pogon od središnjeg živčanog sustava na desne i lijeve mišiće, a BLD jakosti vjerojatno je rezultat smanjene živčane aktivacije precentralne (primarne) motoričke kore obiju hemisfera (Oda, 1997). Utvrđeno je kako transkranijalna stimulacija lateralnog dijela motoričke kore jedne hemisfere inhibira ekscitabilnost kontralateralne motoričke kore (Di Lazzero i sur., 1999).

Ferbert i sur. (1992) upotrebom su metode transkranijalne magnetske stimulacije (TMS) utvrdili da magnetski stimulus jedne hemisfere inhibira EMG odgovor evociran magnetskom stimulacijom suprotne hemisfere. Rezultati istraživanja pokazuju kako je inhibicija izvršena na kortikalnoj razini. Kod relaksiranih ispitanika stimulacija jedne hemisfere nije imala utjecaj na veličinu H-refleksa kod ipsilateralnih mjerenih mišića podlaktice. To implicira da inhibicija kortikalno evociranih odgovora nije uzrokovana aktivacijom direktnih ipsilateralnih inhibitornih putova motoričkih neurona leđne moždine. Također je izostao inhibitorni efekt kod električno uzrokovanih odgovora, što također sugerira odgovornost kortikalne razine. Autori smatraju da je riječ o promjenama u transkalozalnoj ekscitabilnosti jer je veličina transkalozalne inhibicije kod relaksiranog mišića povećana voljnom kontrakcijom kontralateralnog homolognog mišića. Archontides i Fazey (1993) podupiru teoriju interhemisferne inhibicije i smatraju kako smanjenje sile kod bilateralnih kontrakcija može biti uzrokovano preklapanjem inhibitornih signala. Takav zaključak temelje na zahtjevu bilateralne kontrakcije homolognih mišića za visokom razinom aktivacije pripadajućih cerebralnih kontrolnih područja. Kod aktivacije svako cerebralno kontrolno područje inhibira kontralateralno cerebralno područje pa navedena „zajednička inhibicija“ sprječava maksimalnu aktivaciju homolognih mišića.

Oda i Moritani (1995) također smatraju da je interhemisferna inhibicija mehanizam koji je odgovoran za BLD jakosti. Osim BLD-a sile koji je popraćen bilateralnim EMG deficitom, utvrdili su i BLD kod kortikalnih potencijala (koji utječu na pokret). Smatraju da je BLD kod kortikalnih potencijala uzrokovan interaktivnom inhibicijom mehanizama kroz transkalozalne putove. Podupiru tezu koju su naveli Archontides i Fazey (1993), koja objašnjava da kod maksimalnih bilateralnih kontrakcija kortikalna ekscitacija jedne hemisfere koja prethodi kontralateralnoj mišićnoj kontrakciji prima supresiju od suprotne hemisfere i obrnuto. Smatraju kako su BLD kod mehaničkog izlaza sile i bilateralni EMG deficit posljedica smanjene kortikalne aktivnosti, a smanjenje kortikalne aktivnosti posljedica je interhemisferne inhibicije, što posljedično dovodi do smanjenja živčane aktivacije brzih motoričkih jedinica.

Taniguchi i sur. (2001) podupiru prethodno navedene zaključke kako je BLD posljedica interhemisferne inhibicije. Svoj zaključak temelje na nalazima EEG-a koji su pokazali kako su motorički potencijali bili manji kod bilateralnih odgovora u usporedbi s unilateralnim. BLD je utvrđen u električnoj aktivnosti koja je povezana s motoričkim naredbama pa smatraju kako je smanjenje amplitude motoričkog potencijala uzrok navedenog fenomena u njihovu istraživanju. Autori smatraju da to sugerira smanjeni intenzitet kortikospinalnih naredbi koji vode do smanjenja EMG aktivnosti. Tijekom vremena odgovora, preko senzomotoričke kore uključene kontralateralne hemisfere, bila je povećana aktivacija struktura koje su zadužene za točan odgovor. Kod ipsilateralne hemisfere zabilježena je pojačana inhibicija, što odražava povećanu inhibiciju za alternativni netočan odgovor, a takva inhibitorna aktivnost može biti rezultat interhemisferne inhibicije. Autori smatraju kako je BLD u vremenu reakcije i sili prilikom izvedbe motoričkih zadataka prstima rezultat smanjenih motoričkih naredbi te je shodno tome BLD po svojoj prirodi motorički.

Post i sur. (2007) otišli su korak dalje pri objašnjenju interhemisferne inhibicije i magnetskom rezonancijom (MR) utvrdili kako su aktivirana područja mozga prilikom kontrakcija bili senzomotorni korteks (precentralni i postcentralni *gyrus*), *cerebellum*, premotorni korteks i suplementarno motoričko područje uslijed kontrakcija kažiprsta. Opadanje sile u bilateralnoj izvedbi bilo je popraćeno smanjenjem EMG-a, a to je bilo popraćeno smanjenjem u aktivaciji precentralnog *gyrusa*, važnog motoričkog izlaznog područja. Rezultati sugeriraju kako je BLD rezultat smanjenja inputa u primarno motoričko područje i pokazuje da glavni izvor proučavanog fenomena leži uzvodno od primarne motoričke kore.

Aune i sur. (2013) utvrdili su kako je BLD jakosti veći kod proksimalnih nego kod distalnih mišića gornjih ekstremiteta. To pripisuju većem broju transkalozalnih projekcija koje spajaju proksimalne mišiće od broja onih koje spajaju distalne mišiće te manjem broju monosinaptičkih poveznica između korteksa i proksimalnih mišića u usporedbi s distalnim mišićima (inhibicijska teorija). Autori smatraju da putovi komisurnih vlakana u *corpus callosumu* koji su odgovorni za interhemisferni transfer informacija imaju funkcionalni inhibitorni efekt na simultane sinkronizirane kontrakcije homonimnih ekstremiteta.

Vieluf i sur. (2013) utvrdili su kako se BLD kod inicijacije sile povećava s godinama i kako je manji kod eksperata nego kod novaka tijekom izvedbe manualnih zadataka. Autori smatraju kako je manji BLD u navedenoj varijabli kod eksperata rezultat efikasnije koordinacije između

ekstremiteta i kontrole interhemisferne inhibicije, dok je raspodjela pažnje krucijalni mehanizam za porast BLD-a u inicijaciji sile s godinama.

U području istraživanja koja su se bavila proučavanjem interhemisferne inhibicije kao ključnog živčanog mehanizma u pozadini fenomena BLD-a jakosti vidljivo je kako postoje čvrsti dokazi oko uključenosti viših razina mozga. Korištene su različite metode i teorije (MR, TMS, EEG, EMG, mjerenje kortikalnih potencijala, inhibicijska teorija) kako bi se došlo do što je moguće čvršćih dokaza oko pozadinskog mehanizma. Unatoč uvjerljivim dokazima potrebna su daljnja istraživanja koja bi potvrdila utjecaj i ulogu interhemisferne inhibicije u nastanku BLD jakosti.

c) Smanjena aktivacija brzih motoričkih jedinica

Kako se nagađa u mnogim studijama, živčani mehanizam u pozadini je fenomena BLD-a jakosti. Priroda živčanih mehanizama u konačnici mora uključivati promijenjenu frekvenciju pražnjenja motoričkih jedinica i/ili regrutaciju motoričkih jedinica prilikom maksimalnih bilateralnih kontrakcija (Owings i Grabiner, 1998).

Vandervoort, Sale i Moroz (1984) smatraju kako je BLD jakosti posljedica smanjene aktivacije brzih motoričkih jedinica u bilateralnom opružanju donjih ekstremiteta. Zaključak temelje na većem relativnom smanjenju jakosti pri većim brzinama mišićne kontrakcije u usporedbi s mišićnim kontrakcijama pri manjim brzinama te na pojavi manjeg umora u bilateralnim uvjetima izvedbe motoričkog zadatka. Sve navedeno popraćeno je i rezultatima EMG aktivnosti koji su pokazali značajno smanjenje aktivacije motoričkih jedinica uključenih mišića prilikom bilateralne izvedbe što je autore dovelo do navedenog zaključka. Koh, Grabiner i Clough (1993) također podupiru tezu da je proučavani fenomen posljedica smanjene aktivacije brzih motoričkih jedinica. Utvrdili su kako je prilikom izometrične ekstenzije koljena veći BLD kod momenta sile kada se sila generira što je brže moguće naspram BLD-a kod momenta sile kada se sila stupnjevito generira kroz tri sekunde. Navedeno je bilo popraćeno i značajno sporijim stupnjem proizvodnje momenta sile kod bilateralne izvedbe u usporedbi s unilateralnom izvedbom, što je dodatno potkrijepilo navedeni zaključak. Kawakami i sur. (1998) smatraju kako je BLD jakosti potentniji kod mišića s većim udjelom brzih mišićnih vlakana (primjer *m. gastrocnemius*) podupirući tezu o utjecaju smanjene aktivacije brzih motoričkih jedinica na BLD jakosti. Zaključak temelje na činjenici da je BLD kod sile i bilateralni EMG deficit bio veći kod položaja u kojem je *m. gastrocnemius* imao veći utjecaj na proizvodnju sile nego kod

položaja u kojem je njegov utjecaj bio smanjen. Kako je i ranije spomenuto u tekstu, H-refleks je indicirao smanjenu ekscitabilnost motoričkih neurona kod soleusa, no pretpostavljaju da je gastrocnemius jednako pogođen, iako na njemu nije mjerena. Khodiguian i sur. (2002) također podupiru ideju o preferencijalnoj inhibiciji brzih motoričkih jedinica. Prilikom utvrđivanja BLD-a kod izlaza sile uslijed miotatičkog patelarnog refleksa utvrdili su razlike u premotoričkom vremenu između dva uvjeta – radi se o vremenu između trenutka kada čekić udari ispod patele do prvog znaka električne aktivnosti mišića. Autori navode kako su brze motoričke jedinice inervirane debljim aksonima, koji vode impulse pri većim brzinama, te je razumno očekivati povećanje u premotornom vremenu ukoliko su brze motoričke jedinice selektivno inhibirane. Premotorna vremena bila su značajno dulja za oba ekstremiteta kod bilateralne izvedbe u usporedbi s unilateralnom što daje potporu preferencijalnoj inhibiciji brzih motoričkih jedinica prilikom refleksnih bilateralnih kontrakcija. Nadalje, stupanj promjene sile bio je značajno niži prilikom bilateralne nego kod unilateralne refleksne kontrakcije podupirući navedeni mehanizam.

Oda i Moritani (1995) smatraju kako se radi o kombinaciji dvaju mehanizama te da interhemisferna inhibicija posljedično vodi do smanjene živčane aktivacije brzih motoričkih jedinica, što za posljedicu ima BLD jakosti.

Nekoliko je istraživanja odbacilo utjecaj preferencijalne inhibicije brzih motoričkih jedinica. Archontides i Fazey (1993) smatraju kako ne postoji holističko obrazloženje fundamentalnih mehanizama u pozadini regrutiranja motoričkih jedinica. Kao rezultat, bilateralni i ipsilateralni obrasci inhibicije tretirani su kao izolirani fenomeni koji su specifični samo za obrasce pokreta koji se istražuju te nije učinjen sistematični pokušaj da se utvrdi je li inhibicija među ekstremitetima generalna funkcionalna kvaliteta neuromotornog sustava. Owings i Grabiner (1998) smatraju da smanjena aktivacija brzih motoričkih jedinica nije primarni pozadinski mehanizam BLD-a jakosti. Autori nisu utvrdili značajnu razliku u veličini BLD-a jakosti između spore i brze izokinetičke ekstenzije koljena, a očekivano je da BLD jakosti bude veći kod veće brzine s obzirom da su brze motoričke jedinice odgovorne za takve kontrakcije. Kao dodatan argument navode činjenicu da se nakon protokola umaranja veličina BLD-a jakosti povećala kod spore ekstenzije, dok je kod brze ostala nepromijenjena, a očekivano je bilo da će nakon protokola umaranja veličine BLD-a jakosti biti usporedive jer će se brze motoričke jedinice umoriti. Šalaj (2011) podupire tezu da smanjena aktivacija brzih motoričkih jedinica nije odgovorna za BLD jakosti, a svoj zaključak temelji na nekoliko argumenata: BLD jakosti u navedenom istraživanju nije utvrđen ili je bio vrlo nizak kod vrlo brzih koncentričnih

kontrakcija, ekscentričnih kontrakcija i u uvjetima umora u zglobu koljena, a bio je niži kod brzih koncentričnih kontrakcija nego kod sporih koncentričnih kontrakcija. Također, veličina BLD-a jakosti bila je jednaka kod pregibača i opružača unatoč većem broju brzih motoričkih jedinica kod opružača potkoljenice. Treba dodati i frekvencije koje se koriste za utvrđivanje aktivnih motoričkih jedinica kod analize EMG signala koje su bile gotovo identične u navedenom istraživanju. Jedini argument koji ide u prilog preferencijalnoj inhibiciji brzih motoričkih jedinica jest nestanak BLD-a jakosti kod opužača koljena nakon protokola umora, što sugerira umor brzih motoričkih jedinica i posljedično nestanak BLD-a jakosti.

d) Međumišićna koordinacija

Međumišićna koordinacija malo je spominjani i neistraženi mehanizam koji bi mogao biti u pozadini BLD-a jakosti. Koliko je autoru poznato, u literaturi samo jedno istraživanje konkretno spominje navedeni mehanizam u pozadini navedenog fenomena uz čvrste dokaze. Hay i sur. (2006) u istraživanju u kojem su proučavali fenomen BLD-a jakosti i snage prilikom izvedbe odraza na horizontalno postavljenom nožnom potisku s dodatnim vanjskim opterećenjem navode kako je razina individualne mišićne aktivacije i kinetika zglobova različito pogođena između unilateralne i bilateralne izvedbe, ali ne spominju konkretno mehanizam različite međumišićne koordinacije kao pozadinu BLD-a jakosti i snage. Rejc i sur. (2009) idu korak dalje i zaključuju kako je BLD u mjerenim varijablama kod odraza na trenažeru s vanjskim opterećenjem uglavnom posljedica različite mišićne koordinacije agonista i antagonista prilikom izvedbe odraza. Svoj zaključak temelje na pokazateljima međumišićne koordinacije koji su se razlikovali između unilateralne i bilateralne izvedbe. Utvrđen je različit vremenski tijek aktivacije mišića između unilateralne i bilateralne izvedbe odraza koja je mjerena EMG-om.

e) Koaktivacija antagonista

Koaktivacija antagonista kao mogući mehanizam koji uzrokuje fenomen BLD-a jakosti odbačena je u određenom broju istraživanja zato što nije utvrđena značajna razlika, odnosno postoji zanemariva razlika u razini aktivacije antagonista između unilateralne i bilateralne izvedbe (Koh i sur., 1993; Kawakami i sur., 1998; Kuruganti i sur., 2010; Šalaj, 2011).

f) Raspodjela pažnje ili koncentracije

Raspodjela pažnje ili koncentracije se kao mogući pozadinski mehanizam BLD-a jakosti spominje u nekoliko dosada objavljenih istraživanja (Henry i Smith, 1961; Vandervoort, Sale i Moroz, 1984; Vieluf i sur., 2013). Vieluf i sur. (2013) pretpostavljaju kako je presudan razlog povećanja navedenog fenomena sa starenjem raspodjela pažnje.

Veliki broj istraživanja odbacuje mogućnost utjecaja raspodjele pažnje na BLD jakosti. Iako ga spominju kao mogući pozadinski mehanizam, Henry i Smith (1961) ipak ga smatraju nekonzistentnim zato što je BLD jakosti izostao kod nedominantnog ekstremiteta. Postoji veliki problem povezan s korištenjem modela generalnog kapaciteta pažnje, a odnosi se na to da on ne može biti odgovoran za izostajanje bilateralne inhibicije prilikom simultanih bilateralnih recipročnih kontrakcija (Ohtsuki, 1983; Archontides i Fazey; 1993). Archontides i Fazey (1993) smatraju da je vrlo teško definirati pažnju te da prisutna objašnjenja ovise o središnjoj ideji fiksnog i/ili limitiranog kapaciteta. Kawakami i sur. (1998) odbacuju raspodjelu pažnje kao pozadinski mehanizam BLD-a jer smatraju da bi smanjena aktivacija mišića bila jednaka u različitom položaju zgloba koljena (fleksija/ekstenzija). Taniguchi i sur. (2001) također odbacuju raspodjelu pažnje kao mogući pozadinski mehanizam zato što se EEG rezultati, odnosno segmenti koji su pokazatelj specifične motoričke pripreme, nisu razlikovali između unilateralne i bilateralne izvedbe motoričkog zadatka.

Shodno dosada navedenom nedvojbeno je da postoji utjecaj živčane komponente na BLD jakosti. Jednostavan način utvrđivanja utjecaja živčanog mehanizma na BLD jakosti jest elektromiografsko mjerenje mišićne aktivnosti. Elektromiografija (EMG) je rezultat naredbi koje dolaze iz središnjeg živčanog sustava u mišić te kao takve osiguravaju dokaze o živčanim mehanizmima koji se nalaze u pozadini BLD-a (Rejc, 2009). S obzirom na to da karakteristike površinskog elektromiograma kao što su amplituda i spektralna snaga ovise o svojstvima membrane mišićnih vlakana, kao i o usklađenosti akcijskih potencijala motoričke jedinice, može se zaključiti da površinski EMG odražava i periferne i centralne karakteristike živčano-mišićnog sustava (Šalaj, 2011). Ukoliko BLD ima živčanu pozadinu, razumno je očekivati da će EMG opadati paralelno sa silom (Howard i Enoka, 1991). Paralelno opadanje jakosti i električne aktivnosti mišića prilikom bilateralne izvedbe motoričkog zadatka sugerira kako je neurofiziološki mehanizam u pozadini deficita jakosti (Ohtsuki, 1981). S druge strane, rezultate EMG aktivnosti mišića treba uzimati s oprezom. EMG rezultati mogu biti pod utjecajem aktivnosti sinergista koji su smješteni blizu, pa čak i antagonista (Post i sur., 2007).

2. PROBLEM

BLD jakosti relativno je postojan fenomen u području motoričke kontrole koji se manifestira smanjenim mehaničkim izlazom sile kod istog ekstremiteta prilikom bilateralne izvedbe motoričkog zadatka u usporedbi s unilateralnom izvedbom istog zadatka. Kod izvedbe složenih motoričkih zadatka kao što je VS sva su istraživanja potvrdila njegovo postojanje. Ne postoji konsenzus oko pozadinskih mehanizama koji uzrokuju njegov nastanak.

Dok kod izvedbe jednostavnih motoričkih zadataka postoji navedeni konsenzus i istraživači se međusobno slažu kako se BLD jakosti javlja kao posljedica inhibicije na nekoj od razina živčanog sustava, kod izvedbe složenih motoričkih zadataka kao što je VS taj konsenzus ne postoji. Veliki dio istraživanja u kojima je kao metoda korišten VS ili odraz na trenažeru s vanjskim opterećenjem navodi upravo živčanu komponentu kao ishodište BLD-a jakosti i dominantni mehanizam njegove manifestacije. S druge strane, manji broj istraživanja pokazuje kako je i biomehanička komponenta, koju predstavlja odnos sila-brzina, jednako važna ako ne i važnija komponenta u nastanku fenomena BLD-a jakosti i njegovu manifestiranju. Time je paradigma o živčanoj inhibiciji kao dominantnom mehanizmu iza fenomena BLD-a jakosti dovedena u pitanje.

S obzirom na dosadašnju dvosmislenost objavljenih istraživanja, važno je utvrditi postoji li utjecaj odnosa sila-brzina u navedenom fenomenu. Također je važno utvrditi koliko je njegov utjecaj značajan s obzirom na promjene u mehaničkim varijablama tijekom izvedbe VS-a. Jednostavan model za testiranje utjecaja živčane inhibicije nasuprot odnosa sila-brzina jest izvedba unilateralnih i bilateralnih skokova s rasterećenjem. Do sada su sva istraživanja izvodila odraze s vlastitom tjelesnom masom ili s dodatnim vanjskim opterećenjem kako bi proučavali pozadinske mehanizme. Ovo je prvo istraživanje koje koristi rasterećenje kako bi na originalan način utvrdilo nalazi li se utjecaj odnosa sila-brzina u pozadini navedenog fenomena. Namjera ove doktorske disertacije jest testirati navedene hipoteze na uzorku vještih skakača.

3. CILJ I HIPOTEZE ISTRAŽIVANJA

Temeljni cilj ovog istraživanja jest utvrditi je li bilateralni deficit (BLD) jakosti i snage u vertikalnim skokovima (VS) primarno posljedica: (1) živčane inhibicije u bilateralnim kontrakcijama ili (2) promjene u odnosu sila-brzina ekstenzora nogu.

H1 – BLD jakosti i snage u vertikalnim skokovima primarno je posljedica živčane inhibicije u bilateralnim kontrakcijama

H2 - BLD jakosti i snage u vertikalnim skokovima primarno je posljedica promjene u odnosu sila-brzina ekstenzora nogu.

Ako se utvrdi postojanje statistički značajnih razlika u veličini BLD-a jakosti kod VS-a s različitim rasterećenjem, to bi bila indirektna potvrda naglašenog utjecaja promjene odnosa sila-brzina ekstenzora nogu kao mehanizma u pozadini BLD-a jakosti u izvedbi VS-a. Nasuprot tome, ukoliko BLD jakosti u VS-u bude neovisan o rasterećenju, a istovremeno se utvrdi postojanje BLD-a u aktivaciji mišića koji sudjeluju u propulziji tijela pri odrazu, to bi bio indirektan dokaz živčane inhibicije u pozadini tog fenomena.

4. METODE ISTRAŽIVANJA

4.1. Uzorak ispitanika

U istraživanju je sudjelovalo 15 zdravih, mladih ispitanika muškog spola iz tri različita sporta u kojima su skokovi sastavni dio trenažnog i natjecateljskog dijela; atletika (8 ispitanika), gimnastika (4 ispitanika) i odbojka (3 ispitanika). Ispitanici koji su sudjelovali u eksperimentu imali su natjecateljsku povijest u pripadajućem sportu u trajanju od minimalno pet godina. Ispitanici su bili upoznati s ciljem i rizicima istraživanja te su sudjelovanje u eksperimentu potvrdili pismenim pristankom. Istraživanje je provedeno u skladu s Helsinškom deklaracijom. Eksperimentalni protokol potvrdila je Znanstvena i Etička komisija Kineziološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. Svi ispitanici bili su zdravi u trenutku provedbe eksperimenta. U Tablici 4. prikazane su osnovne karakteristike ispitanika.

***Tablica 4**. Karakteristike ispitanika*

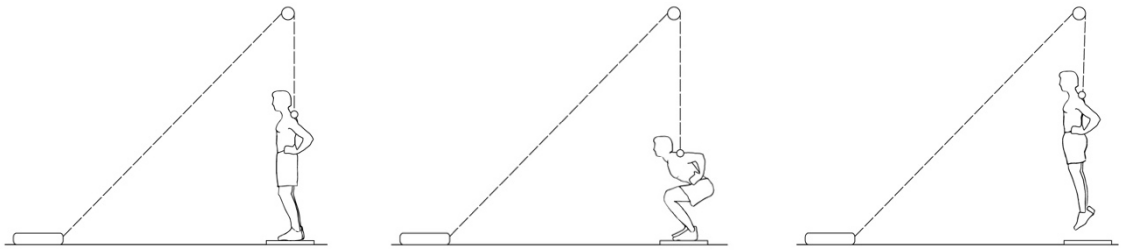
Varijable	**Parametri**
Broj ispitanika	15
Dob (god.)	23,07 ± 4,27
Spol	Muškarci
Masa (kg)	80,48 ± 8,42
Masa -10 % (kg)	72,44 ± 7,58
Masa -20 % (kg)	64,39 ± 6,74
Visina (cm)	180,27 ± 7,84
Odrazna/dominantna noga	Lijeva

***LEGENDA:** god. – godina; kg – kilogram; cm - centimetar*

4.2. Mjerni instrumenti

Sustav za rasterećenje konstruiran je za ovaj eksperiment kako bi se omogućilo smanjenje tjelesne mase prilikom izvedbe VS-a iz čučnja. Kao što je ranije navedeno, smanjenje tjelesne mase mijenja odnos sile i brzine kod mišića koji sudjeluju u propulziji tijela što omogućava testiranje postavljenih hipoteza. Sustav je jednostavan i sastavljen je od nekoliko segmenata koji su spojeni u cjelinu. Iznad platforme za mjerenje sile, na plafonu prostorije, bio je fiksiran *kolotur* koji je omogućavao nesmetano klizanje. *Penjački pojas* (Petzl) bio je segment koji je ispitanik stavljao na sebe, a koji je bio privezan kombinacijom čvrste gurtne i dvije paralelne

elastične gume (Thera-band®, opuštene duljine 2,20 m). *Gurtna* je jednim krajem spojena za penjački pojas i prelazi preko kolotura kako bi omogućila čvrstu fiksaciju i olakšala klizanje preko kolotura, dok je drugim krajem povezana s elastičnim gumama. *Elastične gume* na kraju su pričvršćene na uteg koji se pomiče naprijed-nazad u istoj ravnini kako bi se osiguralo povećanje napetosti gume, a posljedično i smanjenje tjelesne mase ispitanika. Povlačenjem guma ispitanik se rasterećuje i omogućuje mu se izvedba skoka sa smanjenom tjelesnom masom na nesmetan način, zato što gume proizvode približno konstantnu silu za vrijeme odraza. Grafički prikaz izvedbe VS-a iz čučnja na sustavu za rasterećenje nalazi se na Slici 4.



Slika 4. *Grafički prikaz izvedbe VS-a iz čučnja na sustavu za rasterećenje*

4.3. Podešavanje tjelesne mase

Podešavanje tjelesne mase provodilo se uz pomoć vage (Tefal) prije same izvedbe serije skokova u određenom uvjetu rasterećenja. Kako bi se smanjila tjelesna masa ispitanika, gume su istezane dok se ne bi ostvarila željena vrijednost koja je prethodno utvrđena izračunom.

4.4. Protokol testiranja

Mjerenje je provedeno u travnju 2014. godine i ispitanici su jednom posjetili laboratorij. Po dolasku u laboratorij ispitanicima je izmjerena tjelesna masa na temelju čega je odmah izračunata masa umanjena za 10 % i 20 % od ukupne vrijednosti (vrijednosti koje su korištenje prilikom izvedbe vertikalnih skokova s rasterećenjem).

Manualnim goniometrom utvrđena je dubina spuštanja u čučanj od 90° u koljenom zglobu za svakog ispitanika. Pri određenom kutu u zglobu podešena je elastična guma u razini sjedne kvrge (*tuber ischiadicum*). Ispitanici su se spuštali do definirane razine, a sjednom kvrgom (*tuber ischiadicum*) morali su doticati gumu prije izvedbe odraza.

Nakon podešavanja dubine spuštanja u čučanj ispitanici su krenuli sa specifičnim zagrijavanjem koje je bilo identično za svakog ispitanika. Detaljan prikaz zagrijavanja nalazi se u Tablici 5.

Tablica 5. *Detaljan prikaz protokola zagrijavanja*

SEGMENT	**VJEŽBA**	**BROJ PONAVLJANJA**
DINAMIČKO ISTEZANJE	Istezanje trupa u iskoraku	3
	Istezanje opružača koljena u vagi	3
	Istezanje pregibača koljena u vagi	3
	Istezanje opružača kuka u zakoraku	3
	Istezanje mišića leđa u hokejskom čučnju	3
VJEŽBE JAKOSTI (s vlastitom tjelesnom masom)	Čučanj s rukama prekriženim ispred tijela	10
	Sklek	10
	Pregib trupa iz ležećeg u sjedeći položaj	10
	Opružanje trupa iz ležanja na trbuhu	10
VERTIKALNI SKOKOVI IZ ČUČNJA	Bilateralni VS iz čučnja	10
	Unilateralni VS iz čučnja lijevom nogom	5
	Unilateralni VS iz čučnja desnom nogom	5

Poslije standardiziranog zagrijavanja na ispitanike su postavljeni elektromiografski (EMG) senzori (DELSYS Inc. USA) na ukupno petnaest skeletnih mišića relevantnih za izvedbu VS-a iz čučnja. Detaljan opis EMG protokola mjerenja aktivacije mišića nalazi se u sljedećem poglavlju.

4.4.1. Testiranje maksimalne voljne kontrakcije

Nakon postavljanja EMG senzora, a prije izvedbe samih skokova ispitanici su izvodili test maksimalne voljne izometrične kontrakcije u položaju koji je bio identičan onome pri izvedbi VS-a iz čučnja. Ispitanici su sjednom kvrgom (*tuber ischiadicum*) dotakli gumu pri čemu su ostvarili kut od 90° u zglobu koljena. Rukama su hvatali ručke TRX-a koje su bile smještene sa strane s trakom koja je prolazila ispod platforme za mjerenje sile. Na taj način vršio se pritisak na platformu i dobivene su EMG vrijednosti koje su zabilježene tijekom maksimalne voljne izometrične kontrakcije. Takve vrijednosti koriste se kako bi se reducurala varijabilnost zbog promjena u uvjetima mjerenja, pa se amplituda izmjerenog EMG signala izražava relativno na neku standardnu vrijednost, a postupak se naziva *normalizacija* (Enoka, 2002). Na znak eksperimentatora ispitanici su postepeno povlačili ručke sve dok ne bi dostigli maksimum voljne kontrakcije koju su zadržavali u prosjeku dvije sekunde.

4.4.2. Izvedba VS-a iz čučnja

Prilikom izvedbe VS-a iz čučnja moralo je biti zadovoljeno nekoliko temeljnih uvjeta kako bi se ponavljanje smatralo pravilnim i kako bi moglo biti korišteno za daljnju analizu. Stopala ispitanika bila su prilikom bilateralne izvedbe udaljena za širinu ramena. Ruke ispitanika bile su tijekom cijele izvedbe na kukovima i nisu se smjele odvajati. Pogled je tijekom skoka bio usmjeren ispred tijela u visini očiju. Leđa su morala biti ravna. Kod unilateralne izvedbe VS-a iz čučnja noga koja nije sudjelovala u izvedbi bila je savinuta u zglobu kuka i koljena. Kako bi se ponavljanje smatralo pravilnim i koristilo za daljnju analizu, nije smjelo biti zabilježeno micanje noge koja ne sudjeluje u pokretu kako bi se isključio doprinos navedene noge pri proizvodnji sile. Ponavljanje se smatralo pravilnim ako vizualno nije zabillježeno pomicanje tijela prema dolje prije koncentrične faze VS-a iz čučnja. To je dodatno provjereno veličinom sile kojom je ispitanik djelovao na platformu prije koncentrične faze VS-a iz čučnja, a velična sile nije smjela prelaziti 5 % tjelesne težine ispitanika. Kao što je ranije navedeno, specifična dubina spuštanja u čučanj za svakog ispitanika bila je definirana elastičnom gumom, a kada bi ispitanik osjetio kontakt s gumom u području sjedne kvrge zaustavio bi se i zadržao položaj minimalno jednu sekundu prije izvedbe VS-a iz čunja.

Nakon testiranja maksimalne voljne kontrakcije ispitanici su unaprijed utvrđenim redoslijedom izvodili seriju maksimalnih VS-ova iz čučnja na platformi za mjerenje sile (S2P, Ljubljana, Slovenija) i to u bilateralnim i unilateralnim uvjetima.

Protokol eksperimenta podrazumijevao je izvedbu skokova u tri uvjeta:

a) izvedba skokova s vlastitom tjelesnom masom,
b) izvedba skokova s tjelesnom masom smanjenom za 10 % od ukupne mase tijela,
c) izvedba skokova s tjelesnom masom smanjenom za 20 % od ukupne mase tijela.

Svi ispitanici prolazili su protokol prema unaprijed utvrđenom redoslijedu:

1. izvedba VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom
    a. bilateralna izvedba VS-a iz čučnja – 15 ponavljanja
    b. unilateralna izvedba VS-a iz čučnja s dominantnom nogom – 15 ponavljanja
    c. unilateralna izvedba VS-a iz čučnja s ne-dominantnom nogom – 5 ponavljanja
2. izvedba VS-a iz čučnja s rasterećenjem od 10 % tjelesne mase
    a. bilateralna izvedba VS-a iz čučnja – 15 ponavljanja
    b. unilateralna izvedba VS-a iz čučnja s dominantnom nogom – 15 ponavljanja
    c. unilateralna izvedba VS-a iz čučnja s ne-dominantnom nogom – 5 ponavljanja
3. izvedba VS-a iz čučnja s rasterećenjem od 20 % tjelesne mase
    a. bilateralna izvedba VS-a iz čučnja – 15 ponavljanja
    b. unilateralna izvedba VS-a iz čučnja s dominantnom nogom – 15 ponavljanja
    c. unilateralna izvedba VS-a iz čučnja s ne-dominantnom nogom – 5 ponavljanja.

Kod svakog skoka ispitanici su minimalno jednu sekundu morali zadržati miran položaj tijela prije izvedbe. VS iz čučnja izvođen je na znak eksperimentatora. Svaki skok koji nije izveden na odgovarajući način ponovljen je. Odmor između skokova iznosio je 20 sekundi, odmor između uvjeta lateralnosti trajao je 2 minute, dok je odmor između uvjeta rasterećenja trajao 5 minuta.

4.5. Elektromiografsko mjerenje

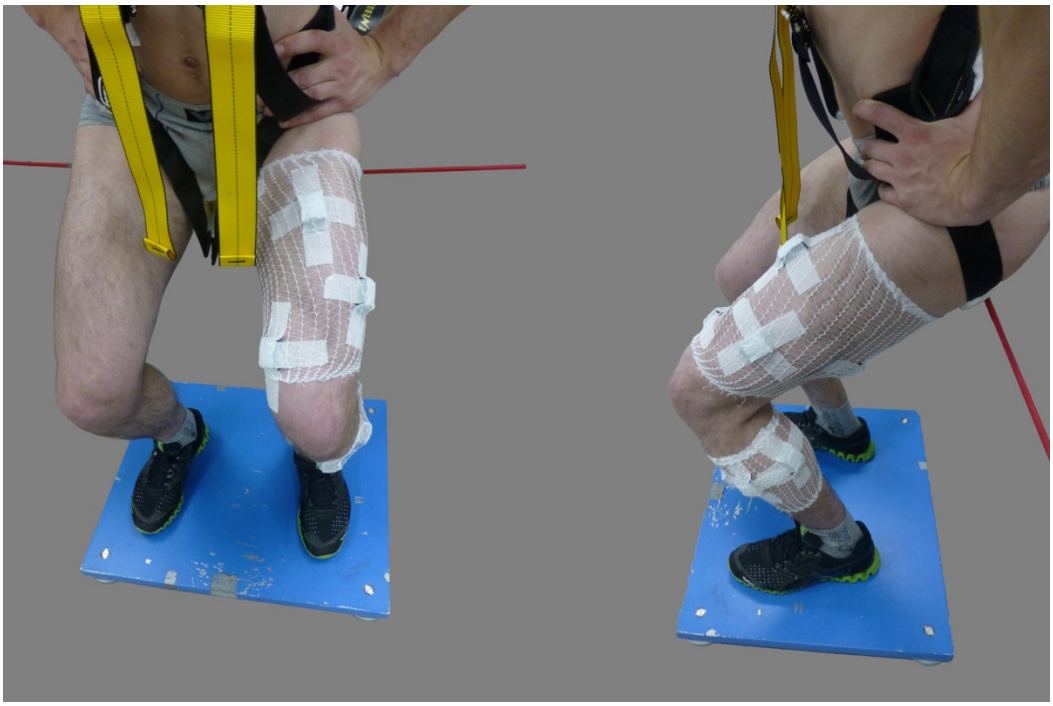
Priprema za elektromiografsko mjerenje podrazumijevala je pripremu kože i postavljanje EMG senzora, a provodila se prema preporukama SENIAM-a. Na mišićima ispitanika koji su određeni za mjerenje i koji sudjeluju u propulziji tijela prilikom izvedbe VS-a iz čučnja postavljene su oznake vodootpornim markerom. Nakon toga koža je na označenim mjestima obrijana, tretirana brusnim papirom (granulacije 600) i obrisana 70 %-tnim alkoholom. Poslije pripreme postavljani su EMG senzori preko trbuha sljedećih mišića: *m. gluteus maximus, m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. rectus femoris, m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. adductor, m. tibialis anterior, m. peroneus longus*. *m. gastrocnemius lateralis, m. soleus, m. erector spinae longissimus ipsilaterale, m. multifidus* na dominantnoj strani, a za dva mišića na nedominantnoj strani *m. obliquus externus i m. erector spinae longissimus contralaterale*. Bežični EMG senzori postavljeni su za prikupljanje površinskih EMG signala, a koristio se bežični 16-kanalni elektromiograf (Trigno Wireless, Delsys, Boston, USA).

Postavljanje EMG senzora provođeno je u ***sjedećem položaju*** za sljedeće mišiće: *m. tibialis anterior, m. peroneus longus, m. soleus, m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. rectus femoris, m. adductor, m. erector spinae longissimus contralaterale, m. erector spinae longissimus ipsilaterale, m. multifidus*, u ***ležećem položaju*** na trbuhu za: *m. gluteus maximus, m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. gastrocnemius lateralis* te u ***stojećem položaju*** za *m. obliquus externus*.

Svi EMG senzori postavljeni su prema naputcima SENIAM-a kako slijedi: *m. gluteus maximus* na polovici linije između intervertebralnog prostora L5/S1 i velikog *trochantera, m. vastus medialis* na 4/5 linije između *spina iliaca anterior superior* i zglobnog prostora ispred anteriorne granice medijalnog ligamenta, *m. vastus lateralis* na 2/3 linije između *spine iliace anterior superior* i lateralne strane *patele*, *m. rectus femoris* na polovicu linije između *spine iliace anterior superior* i baze *patele* (gornja strana)*, m. biceps femoris* na polovici linije između *tuberositas ischii* i lateralnog *epikondila tibie*, *m. semitendinosus* na polovici linije između *tuberositas ischii* i medijalnog *epikondila tibie*, *m. adductor* na 1/3 linije od *tuberculum pubicuma* do hvatišta na *femuru, m. tibialis anterior* na 1/3 linije između vrha *fibule* i vrha medijalnog *malleolusa, m. peroneus longus* na 1/4 linije između vrha glave *fibule* i vrha lateralnog *malleolusa*, *m. gastrocnemius lateralis* na 1/3 linije između glave *fibule* i vrha pete, *m. soleus* na 2/3 linije između medijalnog kondila *femura* i medijalnog *malleolusa, m. erector spinae longissimus contralaterale* 2 centimetra lateralno od *processus spinosus* L1*, m. erector*

spinae longissimus ipsilaterale 2 centimetra lateralno od *processus spinosus* L1, *m. multifidus* na liniji između kaudalnog vrha *spine iliace posterior superior* i međuprostora između kralješaka L1 i L2, ali u razini *processus spinosusa* L5 i *m. obliquus externus* na liniji vrha *spine iliace anterior superior* u ravnini *umbilicusa*.

Elektrode su postavljene na definirane točke dvostranom ljepljivom trakom (Delsys Adhesive Interface for Trigno Sensor SC-F03) i dodatno su osigurane ljepljivom trakom (Vivafix, Tosama, Slovenija). Na natkoljenicu i potkoljenicu postavljana je i sanitetska mrežica kako bi se dodatno učvrstili EMG senzori (natkoljenica Virifix veličina 5, Tosama, Slovenija i potkoljenica Virifix veličina 3 ili 4 (ovisno o ispitaniku), Tosama, Slovenija). Navedeno je prikazano na slikama 5.a. i 5.b.



***Slika 5.a i 5.b**. Prikaz postavljenih EMG senzora*

U prostoru analize EMG signala, posebno nas je zanimala (1) uključenost proksimalnih stabilizatora i (2) razlika u intenzitetu aktivacije promatrano po pojedinom mišiću te kroz aspekt generalnog indeksa aktivacije svih praćenih mišića. EMG signali su se *post hoc* filtrirali *band-pass* filterom (10 Hz – 1 kHz) nakon čega su se uz upotrebu RMS transformacije apsolutirali. Takvi signali poravnati su po referentnom mehaničkom trenutku (početak rasta vertikalne sile

reakcije podloge) i uprosječeni (petnaest ponavljanja za svaki tip skoka bilateralno i unilateralno pri dominantnoj nozi, te pet ponavljanja za unilateralne skokove na ne-dominantnoj nozi). Na taj su način pripremljeni za kvantifikaciju. Normalizacija EMG signala radila se na dva načina: (1) u odnosu na maksimum amplitude signala tijekom skoka i (2) u odnosu na aktivaciju tijekom maksimalnih statičkih voljnih kontrakcija napravljenih sa svakom od analiziranih mišićnih grupa. Normalizirana RMS vrijednost svakog mišića korištena je za izračun bilateralnog deficita prema sljedećoj jednadžbi:

$$\mathbf{1} - \left(\frac{\boldsymbol{EMG\ UL\ lijeva\ noga}}{\boldsymbol{EMG\ bilateralno}}\right) \times \mathbf{100}$$

4.6. Statistička analiza

Glavne zavisne mehaničke varijable koje definiraju biomehaničke faktore koji determiniraju izvedbu VS-a iz čučnja jesu relativna prosječna sila, prosječna brzina težišta tijela, relativna prosječna snaga te relativna energija tijekom koncentrične faze izvedbe skoka. Druge varijable koje su se također mjerene jesu visina skoka, relativna maksimalna sila i relativna maksimalna snaga.

Bilateralni deficit (BLD) za svaku od navedenih mehaničkih varijabli u VS-u s različitim opterećenjem izračunati su prema sljedećoj formuli:

$$\boldsymbol{BLD = \left[100 \cdot \frac{bilateralni\ vršni\ moment\ sile}{suma\ unilateralnih\ vršnih\ momenata\ sile} - 100\right]}$$

Razlike u veličini BLD-a u mehaničkim varijablama te u EMG aktivnosti mišića između različitih veličina opterećenja, a unutar svake vrste vertikalnog skoka, obrađene su univarijatnom analizom varijance za ponovljena mjerenja i T-testom. Razina statističke značajnosti postavljena je na p = 0,05.

5. REZULTATI

Za analizu mehaničkih karakteristika razlike između jednonožne i sunožne izvedbe VS-a iz čučnja odabrano je sedam varijabli koje opisuju izvedbu spomenutog motoričkog zadatka. Rezultati istraživanja utjecaja rasterećenja na odabrane mehaničke varijable prikazani su u Tablici 6., dok su rezultati istraživanja vezani za utjecaj rasterećenja na BLD kod mehaničkog izlaza relativne prosječne sile, relativne prosječne snage te relativnog ukupno obavljenog rada prikazani na slikama 6., 7. i 8.

***Tablica 6**. Utjecaj različitog opterećenja na VS u odabranim mehaničkim varijablama*

	H (m)	v_{mean} (m/s)	F_{mean} (N/kg)	F_{max} (N/kg)	P_{mean} (W/kg)	P_{max} (W/kg)	E (J/kg)
L 100 %	0,11 ± 0,03	0,75 ± 0,05	13,12 ± 0,77	18,03 ± 1,29	9,83 ± 1,36	25,60 ± 3,66	4,33 ± 0,52
L 90 %	0,17 ± 0,05	0,90 ± 0,07	12,13 ± 0,66	17,04 ± 1,10	10,96 ± 1,45	28,55 ± 4,16	4,73 ± 0,82
L 80 %	0,23 ± 0,06	1,05 ± 0,06	11,52 ± 0,68	16,45 ± 1,25	12,16 ± 1,52	31,35 ± 4,49	5,07 ± 0,79
D 100 %	0,11 ± 0,03	0,75 ± 0,07	13,22 ± 0,80	17,86 ± 1,18	9,87 ± 1,49	24,87 ± 3,02	4,18 ± 0,47
D 90 %	0,17 ± 0,04	0,89 ± 0,08	12,25 ± 0,83	16,88 ± 1,11	11,00 ± 1,77	28,03 ± 3,74	4,66 ± 0,71
D 80 %	0,23 ± 0,06	1,00 ± 0,10	11,45 ± 0,85	16,29 ± 1,27	11,68 ± 1,99	30,52 ± 4,55	4,98 ± 0,76
BL 100 %	0,27 ± 0,05	0,98 ± 0,12	16,71 ± 1,52	25,22 ± 2,13	17,74 ± 3,29	49,07 ± 6,95	5,89 ± 0,76
BL 90 %	0,39 ± 0,08	1,14 ± 0,11	15,33 ± 1,15	23,68 ± 1,80	19,15 ± 3,01	54,15 ± 7,64	6,61 ± 1,00
BL 80 %	0,51 ± 0,11	1,33 ± 0,12	14,88 ± 1,01	23,34 ± 1,72	21,66 ± 2,98	60,15 ± 7,72	7,17 ± 1,15
L + D 100 %	0,22 ± 0,05	1,49 ± 0,12	26,34 ± 1,48	35,89 ± 2,29	19,71 ± 2,65	50,47 ± 6,28	8,51 ± 0,92
L + D 90 %	0,34 ± 0,09	1,79 ± 0,14	24,38 ± 1,42	33,92 ± 2,02	21,96 ± 3,08	56,58 ± 7,53	9,39 ± 1,45
L + D 80 %	0,46 ± 0,11	2,04 ± 0,14	22,97 ± 1,45	32,74 ± 2,34	23,84 ± 3,26	61,86 ± 8,42	10,04 ± 1,45
BLD 100 %	25,90 ± 21,76	-34,25 ± 5,52	-37,16 ± 2,99	-29,73 ± 3,69	-10,31 ± 9,25	-2,68 ± 7,98	-30,67 ± 6,37
BLD 90 %	18,86 ± 22,58	-36,25 ± 4,32	-36,62 ± 2,36	-30,21 ± 2,59	-12,63 ± 7,77	-4,05 ± 7,72	-29,32 ± 5,00
BLD 80 %	14,84 ± 19,31	-35,00 ± 3,85	-35,23 ± 1,86	-28,68 ± 1,79	-8,96 ± 6,31	-2,41 ± 6,14	-28,53 ± 5,03

Vrijednosti u tablici izražene su kao aritmetička sredina ± standardna devijacija.
***LEGENDA:** H – visina skoka; m – metar; V_{mean} – prosječna brzina težišta tijela; m/s – metara u sekundi; F_{mean} – relativna prosječna sila; N/kg – njutna po kilogramu tjelesne mase; F_{max} – relativna maksimalna sila; P_{mean} – relativna prosječna snaga; W/kg – vata po kilogramu tjelesne mase; P_{max} – relativna maksimalna snaga; E – relativna energija; J/kg - džula po kilogramu tjelesne mase; L 100 % - izvedba VS-a lijevom nogom sa 100 % tjelesne mase; L 90 % - izvedba VS-a lijevom nogom s 90 % tjelesne mase; L 80 % - izvedba VS-a lijevom nogom s 80 % tjelesne mase; D 100 % - izvedba VS-a desnom nogom sa 100 % tjelesne mase; D 90 % - izvedba VS-a desnom nogom s 90 % tjelesne mase; D 80 % - izvedba VS-a desnom nogom s 80 % tjelesne mase; BL 100 % - izvedba VS-a bilateralno sa 100 % tjelesne mase; BL 90 % - izvedba VS-a bilateralno s 90 % tjelesne mase; BL 80 % - izvedba VS-a bilateralno s 80 % tjelesne mase; L + D 100 % - zbroj vrijednosti lijeve i desne noge pri izvedbi VS-a sa 100 % tjelesne mase; L + D 90 % - zbroj vrijednosti lijeve i desne noge pri izvedbi VS-a s 90 % tjelesne mase; L + D 80 % - zbroj vrijednosti lijeve i desne noge pri izvedbi VS-a s 80 % tjelesne mase; BLD 100 % - bilateralni deficit pri izvedbi VS-a sa 100 % tjelesne mase; BLD 90 % - bilateralni deficit pri izvedbi VS-a s 90 % tjelesne mase; BLD 80 % - bilateralni deficit pri izvedbi VS-a s 80 % tjelesne mase;*

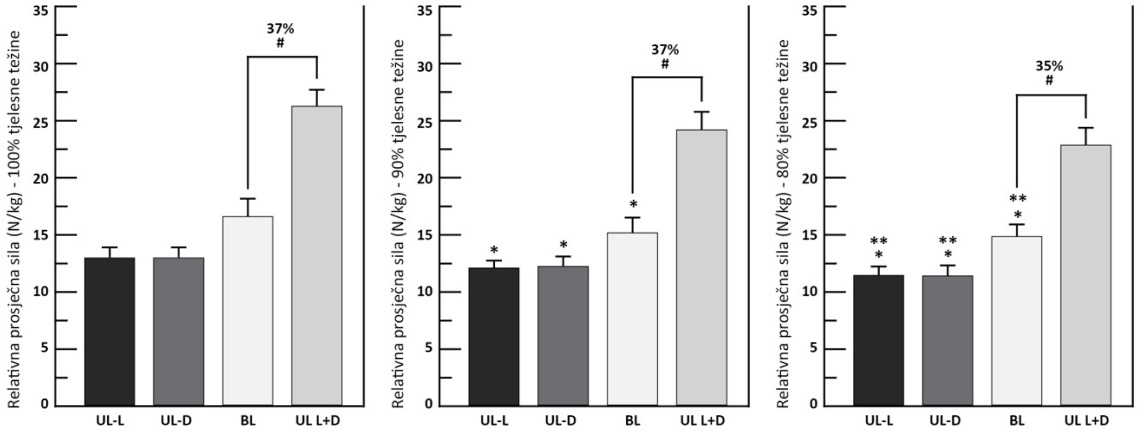
Iz navedenih rezultata jasno je vidljiv utjecaj rasterećenja na mehaničke varijable u unilateralnim i bilateralnim uvjetima izvedbe VS-a. Analiza varijance za ponovljena mjerenja pokazala je značajan utjecaj rasterećenja kod svih mehaničkih varijabli i u svim uvjetima izvedbe skoka, bilateralno i unilateralno ($p < 0,001$). Navedeni rezultati pokazuju trend

povećanja kod visine skoka, prosječne brzine težišta tijela, relativne prosječne i relativne maksimalne snage, kao i kod relativnog ukupno obavljenog rada s obzirom na rasterećenje. S druge strane, kod relativne prosječne i relativne maksimalne sile zabilježen je opadajući trend s obzirom na rasterećenje.

Analiza varijance za ponovljena mjerenja pokazala je značajan utjecaj rasterećenja kod mehaničkog izlaza relativne prosječne sile u svim uvjetima izvedbe VS-a, bilateralno i unilateralno ($p < 0{,}001$).

Izvedba VS-a s obzirom na mehanički izlaz relativne prosječne sile statistički se značajno razlikuje između uvjeta rasterećenja. Iz rezultata se može vidjeti kako s rasterećenjem u unilateralnim i bilateralnim uvjetima izvedbe dolazi do značajnog smanjenja relativne prosječne sile pri izvedbi VS-a.

BLD kod relativne prosječne sile postoji u svim uvjetima izvedbe VS-a. BLD relativne prosječne sile varira s obzirom na rasterećenje od 35 % do 37 %. Glavni nalaz pokazuje statistički značajan utjecaj rasterećenja na veličinu BLD-a relativne prosječne sile. *Post hoc* analize pokazale su statistički značajnu razliku u BLD-u relativne prosječne sile između izvedbe VS-a iz čučnja s 90 % i 80 % tjelesne mase.



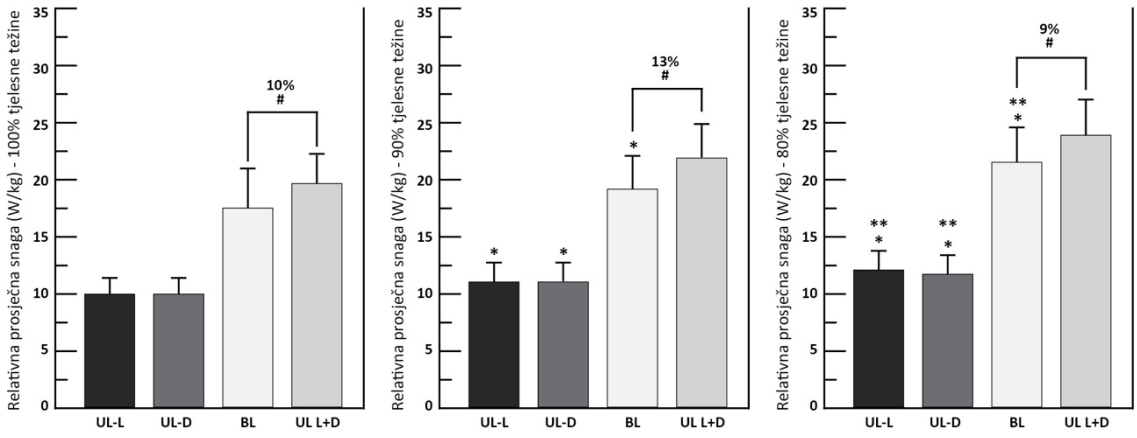
Slika 6. *Grafički prikaz promjene relativne prosječne sile s obzirom na rasterećenje i način izvedbe*

LEGENDA: *UL-L – izvedba VS-a lijevom nogom; UL-D – izvedba VS-a desnom nogom; BL – bilateralna izvedba VS-a; UL L+D – zbroj lijeve i desne noge; N/kg – njutna po kilogramu tjelesne mase *statistički značajna razlika u odnosu na uvjete izvedbe 100 % tjelesne težine; **statistički značajna razlika u odnosu na uvjete izvedbe 90 % tjelesne težine; # – veličina BLD-a. Razina statističke značajnosti iznosi p < 0,05*

Analiza varijance za ponovljena mjerenja pokazala je značajan utjecaj rasterećenja kod mehaničkog izlaza relativne prosječne snage u svim uvjetima izvedbe VS-a, bilateralno i unilateralno ($p < 0{,}001$).

Izvedba VS-a s obzirom na mehanički izlaz relativne prosječne snage statistički se značajno razlikuje između uvjeta rasterećenja. Iz rezultata se može iščitati kako u unilateralnim i bileteralnim uvjetima izvedbe dolazi do značajnog povećanja mehaničkog izlaza relativne prosječne snage s rasterećenjem.

Kod mehaničkog izlaza relativne prosječne snage BLD postoji u svim uvjetima izvedbe VS-a. BLD kod relativne prosječne snage varira s obzirom na rasterećenje od 9 % do 13 %, ali ne pokazuje konzistentan trend.



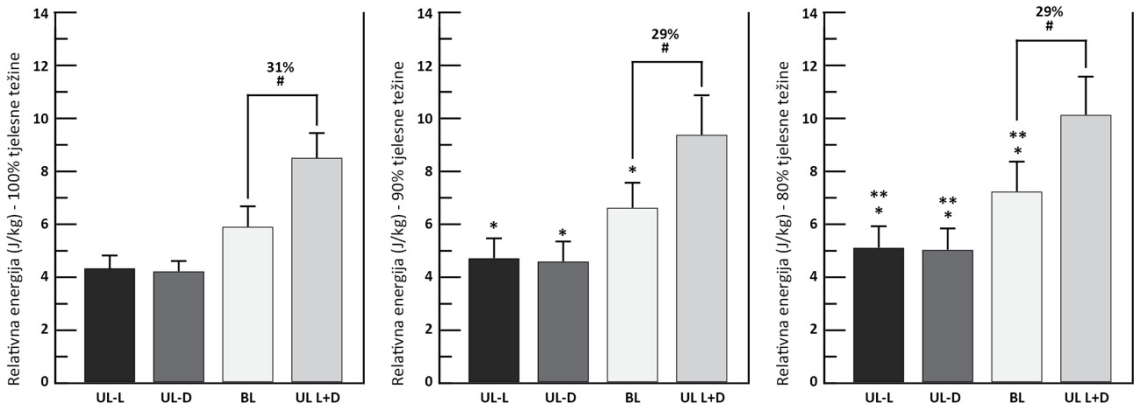
Slika 7. *Grafički prikaz promjene relativne prosječne snage s obzirom na rasterećenje i način izvedbe*

LEGENDA: *UL-L – izvedba VS-a lijevom nogom; UL-D – izvedba VS-a desnom nogom; BL – bilateralna izvedba VS-a; UL L+D – zbroj lijeve i desne noge; W/kg – vata po kilogramu tjelesne mase; *statistički značajna razlika u odnosu na uvjete izvedbe 100 % tjelesne težine; **statistički značajna razlika u odnosu na uvjete izvedbe 90 % tjelesne težine; # – veličina BLD-a. Razina statističke značajnosti iznosi (p < 0,05)*

Kao i kod dvije prethodno navedene varijable analiza varijance za ponovljena mjerenja pokazala je značajan utjecaj rasterećenja kod relativnog obavljenog rada u svim uvjetima izvedbe VS-a, bilateralno i unilateralno ($p < 0,001$).

Pri izvedbi uz rasterećenje vidljivo je da se izvedba VS-a razlikuje s obzirom na relativni ukupno obavljeni rad, kako kod lijeve i desne noge tako i u bilateralnoj izvedbi. Iz rezultata se vidi da u unilateralnim i bilateralnim uvjetima dolazi do značajnog povećanja relativne energije s rasterećenjem.

Kod obavljenog rada BLD postoji u svim uvjetima izvedbe VS-a. BLD kod obavljenog rada varirao je s obzirom na rasterećenje od 29 % do 31 % te je opadao sa smanjenjem tjelesne mase.



Slika 8. *Grafički prikaz promjene relativne energije s obzirom na rasterećenje i način izvedbe*

LEGENDA: *UL-L – izvedba VS-a lijevom nogom; UL-D – izvedba VS-a desnom nogom; BL – bilateralna izvedba VS-a; UL L+D – zbroj lijeve i desne noge; J/kg - džula po kilogramu tjelesne mase; *statistički značajan nalaz u odnosu na uvjete izvedbe 100 % tjelesne težine; **statistički značajan nalaz u odnosu na uvjete izvedbe 90 % tjelesne težine; # – veličina BLD-a. Razina statističke značajnosti iznosi (p < 0,05)*

Osim u prethodno navedenim varijablama BLD je također utvrđen kod prosječne brzine težišta tijela, relativne maksimalne sile i relativne maksimalne snage u svim uvjetima. Jedina varijabla u kojoj nije utvrđen BLD jest visina VS-a.

Za analizu razlike u aktivaciji mišića te razlike u veličini bilateralnog EMG deficita mjerena je električna aktivnost 15 mišića lijeve noge pri izvedbi VS-a iz čučnja u unilateralnim i bilateralnim uvjetima. Rezultati istraživanja utjecaja rasterećenja na aktivaciju mišića prikazani su u tablicama 7. do 21., dok su rezultati istraživanja vezani za utjecaj rasterećenja na veličinu bilateralnog EMG deficita/facilitacije prikazani na slikama 9. i 10. Rezultati su normalizirani na dva načina – u odnosu na maksimalnu izometričnu voljnu kontrakciju (izometrični čučanj) te u odnosu na standardnu bilateralnu izvedbu VS-a iz čučnja. Obje normalizacije dale su jednake rezultate. S obzirom na prirodu zadatka u eksperimentu, koristili su se rezultati koji su normalizirani u odnosu na bilateralnu izvedbu VS-a iz čučnja.

Za mišić *tibialis anterior* nisu utvrđene statistički značajne razlike ($p > 0,05$) u razini aktivacije mišića s obzirom na uvjete rasterećenja (Tablica 7). Kod mišića *tibialis anterior*, uočena je bilateralna EMG facilitacija (viša razina aktivacije mišića u bilateralnim naspram unilateralnih uvjeta), a kretala se u rasponu od 36,9 % do 47,1 % (Tablica 7). Rasterećenje nije statistički značajno utjecalo na razinu bilateralne EMG facilitacije kod mišića *tibialis anteriora* (Tablica 7; $p > 0,05$).

Tablica 7. *Normalizirana EMG aktivnost* tibialis anteriora *lijeve noge u BL i UL uvjetima*

Varijabla	AS	SD
Tibialis anterior – UL-L100	15,08	5,08
Tibialis anterior – UL-L90	13,64	4,46
Tibialis anterior – UL-L80	13,37	3,66
Tibialis anterior – BL100	25,51	7,27
Tibialis anterior – BL90	26,04	4,72
Tibialis anterior – BL80	23,31	6,00
Tibialis anterior – BLD100	36,88	24,98
Tibialis anterior – BLD90	47,13	16,12
Tibialis anterior – BLD80	41,05	17,39

LEGENDA: *AS – aritmetička sredina; SD – standardna devijacija; UL-L100 – izvedba VS-a lijevom nogom sa 100 % tjelesne mase; UL-L90 – izvedba VS-a lijevom nogom s 90 % tjelesne mase; UL-L80 – izvedba VS-a lijevom nogom s 80 % tjelesne mase; BL100 – bilateralna izvedba VS-a sa 100 % tjelesne mase; BL90 – bilateralna izvedba VS-a s 90 % tjelesne mase; BL80 – bilateralna izvedba VS-a s 80 % tjelesne mase; BLD100 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a sa 100 % tjelesne mase; BLD90 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 90 % tjelesne mase; BLD80 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 80 % tjelesne mase.*

Za mišić *peroneus longus* utvrđeno je statistički značajno smanjenje razine aktivacije ($p < 0,05$) u unilateralnoj izvedbi VS s rasterećenjem tijela (Tablica 8). Usporedbom po parovima utvrđena je statistički značajno niža razina aktivacije lijevog *peroneus longusa* ($p < 0,05$) u uvjetima izvedbe unilateralnog VS-a s 80 % naspram 100 % tjelesne mase. Uvjeti rasterećenja nisu statistički značajno utjecali na razinu bilateralnog EMG deficita *peroneus longusa* ($p > 0,05$), premda je uočen trend njegova opadanja s rasterećenjem s 29,5 % prema 15,6 % (Tablica 8).

Tablica 8. *Normalizirana EMG aktivnost* peroneus longusa *lijeve noge u BL i UL uvjetima*

Varijabla	AS	SD
Peroneus longus – UL-L100*	42,55	7,77
Peroneus longus – UL-L90	39,33	8,79
Peroneus longus – UL-L80	36,85	8,28
Peroneus longus – BL100	33,93	6,59
Peroneus longus – BL90	31,20	6,24
Peroneus longus – BL80	32,33	7,79
Peroneus longus – BLD100	-29,53	35,44
Peroneus longus – BLD90	-26,62	16,30
Peroneus longus – BLD80	-15,55	15,52

LEGENDA: *AS – aritmetička sredina; SD – standardna devijacija; UL-L100 – izvedba VS-a lijevom nogom sa 100 % tjelesne mase; UL-L90 – izvedba VS-a lijevom nogom s 90 % tjelesne mase; UL-L80 – izvedba VS-a lijevom nogom s 80 % tjelesne mase; BL100 – bilateralna izvedba VS-a sa 100 % tjelesne mase; BL90 – bilateralna izvedba VS-a s 90 % tjelesne mase; BL80 – bilateralna izvedba VS-a s 80 % tjelesne mase; BLD100 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a sa 100 % tjelesne mase; BLD90 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 90 % tjelesne mase; BLD80 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 80 % tjelesne mase. *statistički značajna razlika ($p < 0,05$) u razini aktivacije mišića.*

Za mišić *gastrocnemius* utvrđeno je statistički značajno smanjenje razine aktivacije ($p < 0,05$) u unilateralnoj izvedbi VS-a s rasterećenjem tijela (Tablica 9). Usporedbom po parovima utvrđena je statistički značajno niža razina aktivacije lijevog *gastrocnemiusa* ($p < 0,05$) u uvjetima izvedbe unilateralnog VS-a s 90 % naspram 100 % tjelesne mase i 80 % naspram 100 % tjelesne mase. Uvjeti rasterećenja nisu statistički značajno utjecali na razinu bilateralnog EMG deficita *gastrocnemiusa* ($p > 0,05$), koji se kretao u rasponu od 18,5 % do 24,3 % (Tablica 9).

Tablica 9. *Normalizirana EMG aktivnost* gastrocnemiusa *lijeve noge u BL i UL uvjetima*

Varijabla	AS	SD
Gastrocnemius – UL-L100 *	35,92	8,04
Gastrocnemius – UL-L90	30,23	12,51
Gastrocnemius – UL-L80	28,19	12,41
Gastrocnemius – BL100	31,59	7,34
Gastrocnemius – BL90	25,48	12,47
Gastrocnemius – BL80	24,85	11,85
Gastrocnemius – BLD100	-20,31	40,13
Gastrocnemius – BLD90	-24,26	30,19
Gastrocnemius – BLD80	-18,45	29,87

LEGENDA: *AS – aritmetička sredina; SD – standardna devijacija; UL-L100 – izvedba VS-a lijevom nogom sa 100 % tjelesne mase; UL-L90 – izvedba VS-a lijevom nogom s 90 % tjelesne mase; UL-L80 – izvedba VS-a lijevom nogom s 80 % tjelesne mase; BL100 – bilateralna izvedba VS-a sa 100 % tjelesne mase; BL90 – bilateralna izvedba VS-a s 90 % tjelesne mase; BL80 – bilateralna izvedba VS-a s 80 % tjelesne mase; BLD100 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a sa 100 % tjelesne mase; BLD90 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 90 % tjelesne mase; BLD80 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 80 % tjelesne mase. *statistički značajna razlika ($p < 0,05$) u razini aktivacije mišića.*

Za mišić *vastus lateralis* utvrđeno je statistički značajno smanjenje razine aktivacije ($p < 0,05$) u unilateralnoj izvedbi VS-a s rasterećenjem tijela (Tablica 10). Usporedbom po parovima nije utvrđena statistički značajno niža razina aktivacije lijevog *vastus lateralisa* ($p < 0.05$) u uvjetima izvedbe unilateralnog VS-a između rasterećenja. Uvjeti rasterećenja nisu statistički značajno utjecali na razinu bilateralnog EMG deficita *vastus lateralisa* ($p > 0,05$), premda je uočen trend njegova opadanja s rasterećenjem s 19,8 % prema 11,4 % (Tablica 10).

Tablica 10. *Normalizirana EMG aktivnost* vastus lateralisa *lijeve noge u BL i UL uvjetima*

Varijabla	AS	SD
Vastus lateralis – UL-L100 *	48,68	10,69
Vastus lateralis – UL-L90	47,73	10,03
Vastus lateralis – UL-L80	45,51	9,71
Vastus lateralis – BL100	40,99	5,47
Vastus lateralis – BL90	41,52	7,79
Vastus lateralis – BL80	40,74	7,31
Vastus lateralis – BLD100	-19,76	29,28
Vastus lateralis – BLD90	-15,14	13,06
Vastus lateralis – BLD80	-11,44	10,78

LEGENDA: *AS – aritmetička sredina; SD – standardna devijacija; UL-L100 – izvedba VS-a lijevom nogom sa 100 % tjelesne mase; UL-L90 – izvedba VS-a lijevom nogom s 90 % tjelesne mase; UL-L80 – izvedba VS-a lijevom nogom s 80 % tjelesne mase; BL100 – bilateralna izvedba VS-a sa 100 % tjelesne mase; BL90 – bilateralna izvedba VS-a s 90 % tjelesne mase; BL80 – bilateralna izvedba VS-a s 80 % tjelesne mase; BLD100 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a sa 100 % tjelesne mase; BLD90 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 90 % tjelesne mase; BLD80 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 80 % tjelesne mase. *statistički značajna razlika ($p < 0,05$) u razini aktivacije mišića.*

Za mišić *rectus femoris* utvrđeno je statistički značajno smanjenje razine aktivacije ($p < 0,05$) u unilateralnoj izvedbi VS-a s rasterećenjem tijela (Tablica 11). Usporedbom po parovima utvrđena je statistički značajno niža razina aktivacije lijevog *rectus femorisa* ($p < 0,05$) u uvjetima izvedbe unilateralnog VS-a s 80 % naspram 100 % tjelesne mase. Uvjeti rasterećenja nisu statistički značajno utjecali na razinu bilateralnog EMG deficita *rectus femorisa* ($p > 0,05$), koji se kretao u rasponu od 2,4 % do 7,4 % (Tablica 11).

Tablica 11. *Normalizirana EMG aktivnost* rectus femorisa *lijeve noge u BL i UL uvjetima*

Varijabla	AS	SD
Rectus femoris – UL-L100 *	35,06	9,12
Rectus femoris – UL-L90	33,30	10,78
Rectus femoris – UL-L80	30,94	11,44
Rectus femoris – BL100	34,98	9,33
Rectus femoris – BL90	34,29	14,17
Rectus femoris – BL80	30,39	12,61
Rectus femoris – BLD100	-5,15	29,85
Rectus femoris – BLD90	-2,40	19,72
Rectus femoris – BLD80	-7,38	25,04

LEGENDA: *AS – aritmetička sredina; SD – standardna devijacija; UL-L100 – izvedba VS-a lijevom nogom sa 100 % tjelesne mase; UL-L90 – izvedba VS-a lijevom nogom s 90 % tjelesne mase; UL-L80 – izvedba VS-a lijevom nogom s 80 % tjelesne mase; BL100 – bilateralna izvedba VS-a sa 100 % tjelesne mase; BL90 – bilateralna izvedba VS-a s 90 % tjelesne mase; BL80 – bilateralna izvedba VS-a s 80 % tjelesne mase; BLD100 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a sa 100 % tjelesne mase; BLD90 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 90 % tjelesne mase; BLD80 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 80 % tjelesne mase. *statistički značajna razlika ($p < 0,05$) u razini aktivacije mišića.*

Za mišić *vastus medialis* utvrđeno je statistički značajno smanjenje razine aktivacije ($p < 0,05$) u unilateralnoj izvedbi VS-a s rasterećenjem tijela (Tablica 12). Usporedbom po parovima utvrđena je statistički značajno niža razina aktivacije lijevog *vastus medialisa* ($p < 0,05$) u uvjetima izvedbe unilateralnog VS-a s 80 % naspram 100 % tjelesne mase i 80 % naspram 90 % tjelesne mase. Uvjeti rasterećenja nisu statistički značajno utjecali na razinu bilateralnog EMG deficita *vastus medialisa* ($p > 0,05$), premda je uočen trend njegova opadanja s rasterećenjem s 22,8 % prema 11,9 % (Tablica 12).

Tablica 12. *Normalizirana EMG aktivnost* vastus medialisa *lijeve noge u BL i UL uvjetima*

Varijabla	AS	SD
Vastus medialis – UL-L100 *	47,95	9,20
Vastus medialis – UL-L90	45,45	9,54
Vastus medialis – UL-L80	42,64	10,25
Vastus medialis – BL100	40,88	11,31
Vastus medialis – BL90	39,88	11,07
Vastus medialis – BL80	38,71	10,41
Vastus medialis – BLD100	-22,75	26,43
Vastus medialis – BLD90	-17,31	20,14
Vastus medialis – BLD80	-11,89	14,24

LEGENDA: *AS – aritmetička sredina; SD – standardna devijacija; UL-L100 – izvedba VS-a lijevom nogom sa 100 % tjelesne mase; UL-L90 – izvedba VS-a lijevom nogom s 90 % tjelesne mase; UL-L80 – izvedba VS-a lijevom nogom s 80 % tjelesne mase; BL100 – bilateralna izvedba VS-a sa 100 % tjelesne mase; BL90 – bilateralna izvedba VS-a s 90 % tjelesne mase; BL80 – bilateralna izvedba VS-a s 80 % tjelesne mase; BLD100 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a sa 100 % tjelesne mase; BLD90 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 90 % tjelesne mase; BLD80 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 80 % tjelesne mase. *statistički značajna razlika ($p < 0,05$) u razini aktivacije mišića.*

Za mišić *biceps femoris* nisu utvrđene statistički značajne razlike ($p > 0,05$) u razini aktivacije mišića s obzirom na uvjete rasterećenja (Tablica 13). Kod mišića *biceps femoris* uočen je bilateralni EMG deficit (Tablica 13). Bilateralni EMG deficit kretao se u rasponu od 21,1 % do 25,6 % (Tablica 13). Rasterećenje nije statistički značajno utjecalo na razinu bilateralnog EMG deficita kod mišića *biceps femorisa* ($p > 0,05$).

Tablica 13. *Normalizirana EMG aktivnost* biceps femorisa *lijeve noge u BL i UL uvjetima*

Varijabla	AS	SD
Biceps femoris – UL-L100	34,66	9,18
Biceps femoris – UL-L90	32,73	7,33
Biceps femoris – UL-L80	35,63	7,30
Biceps femoris – BL100	28,94	8,57
Biceps femoris – BL90	27,59	6,40
Biceps femoris – BL80	29,96	5,75
Biceps femoris – BLD100	-25,59	43,16
Biceps femoris – BLD90	-21,06	26,27
Biceps femoris – BLD80	-21,84	29,39

LEGENDA: *AS – aritmetička sredina; SD – standardna devijacija; UL-L100 – izvedba VS-a lijevom nogom sa 100 % tjelesne mase; UL-L90 – izvedba VS-a lijevom nogom s 90 % tjelesne mase; UL-L80 – izvedba VS-a lijevom nogom s 80 % tjelesne mase; BL100 – bilateralna izvedba VS-a sa 100 % tjelesne mase; BL90 – bilateralna izvedba VS-a s 90 % tjelesne mase; BL80 – bilateralna izvedba VS-a s 80 % tjelesne mase; BLD100 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a sa 100 % tjelesne mase; BLD90 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 90 % tjelesne mase; BLD80 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 80 % tjelesne mase.*

Za mišić *semitendinosus* nisu utvrđene statistički značajne razlike ($p > 0,05$) u razini aktivacije mišića s obzirom na uvjete rasterećenja (Tablica 14). Kod mišića *semitendinosus* uočen je pad bilateralnog EMG deficita uslijed rasterećenja (od 22,7 % do samo 2,6 %; Tablica 14). No zbog velikog varijabiliteta u bilateralnom EMG deficitu utjecaj rasterećenja nije bio statistički značajan ($p > 0,05$).

Tablica 14. *Normalizirana EMG aktivnost* semitendinosusa *lijeve noge u BL i UL uvjetima*

Varijabla	AS	SD
Semitendinosus – UL-L100	35,04	12,90
Semitendinosus – UL-L90	33,66	12,70
Semitendinosus – UL-L80	34,54	11,98
Semitendinosus – BL100	29,75	7,04
Semitendinosus – BL90	30,22	6,95
Semitendinosus – BL80	33,48	8,11
Semitendinosus – BLD100	-22,71	53,90
Semitendinosus – BLD90	-10,40	26,85
Semitendinosus – BLD80	-2,59	23,23

LEGENDA: *AS – aritmetička sredina; SD – standardna devijacija; UL-L100 – izvedba VS-a lijevom nogom sa 100 % tjelesne mase; UL-L90 – izvedba VS-a lijevom nogom s 90 % tjelesne mase; UL-L80 – izvedba VS-a lijevom nogom s 80 % tjelesne mase; BL100 – bilateralna izvedba VS-a sa 100 % tjelesne mase; BL90 – bilateralna izvedba VS-a s 90 % tjelesne mase; BL80 – bilateralna izvedba VS-a s 80 % tjelesne mase; BLD100 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a sa 100 % tjelesne mase; BLD90 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 90 % tjelesne mase; BLD80 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 80 % tjelesne mase.*

Za mišić *adductor* nisu utvrđene statistički značajne razlike ($p > 0,05$) u razini aktivacije mišića s obzirom na uvjete rasterećenja (Tablica 15). Kod mišića *adductor* uočena je bilateralna EMG facilitacija, a kretala se u rasponu od 6,7 % do 11,3 % (Tablica 15). Rasterećenje nije statistički značajno utjecalo na razinu bilateralne EMG facilitacije kod mišića *adductor* (Tablica 15; $p > 0,05$).

Tablica 15. *Normalizirana EMG aktivnost* adductora *lijeve noge u BL i UL uvjetima*

Varijabla	AS	SD
Adductor – UL-L100	23,36	12,03
Adductor – UL-L90	23,34	13,22
Adductor– UL-L80	22,42	12,64
Adductor – BL100	26,09	7,32
Adductor – BL90	26,85	9,16
Adductor – BL80	25,24	9,58
Adductor – BLD100	9,17	37,58
Adductor – BLD90	11,32	39,33
Adductor – BLD80	6,69	41,60

LEGENDA: *AS – aritmetička sredina; SD – standardna devijacija; UL-L100 – izvedba VS-a lijevom nogom sa 100 % tjelesne mase; UL-L90 – izvedba VS-a lijevom nogom s 90 % tjelesne mase; UL-L80 – izvedba VS-a lijevom nogom s 80 % tjelesne mase; BL100 – bilateralna izvedba VS-a sa 100 % tjelesne mase; BL90 – bilateralna izvedba VS-a s 90 % tjelesne mase; BL80 – bilateralna izvedba VS-a s 80 % tjelesne mase; BLD100 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a sa 100 % tjelesne mase; BLD90 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 90 % tjelesne mase; BLD80 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 80 % tjelesne mase.*

Za mišić *soleus* utvrđeno je statistički značajno smanjenje razine aktivacije ($p < 0.05$) u unilateralnoj izvedbi VS-a, kao i u bilateralnoj izvedbi VS-a s rasterećenjem tijela (Tablica 16). Usporedbom po parovima utvrđena je statistički značajno niža razina aktivacije lijevog *soleusa* ($p < 0,05$) u uvjetima izvedbe unilateralnog i bilateralnog VS-a s 80 % naspram 100 % tjelesne mase i 80 % naspram 90 % tjelesne mase. Uvjeti rasterećenja nisu statistički značajno utjecali na razinu bilateralnog EMG deficita *soleusa* ($p > 0,05$), koji se kretao u rasponu od 20,3 % do 32,6 % (Tablica 16).

Tablica 16. *Normalizirana EMG aktivnost* soleusa *lijeve noge u BL i UL uvjetima*

Varijabla	AS	SD
Soleus – UL-L100 *	41,42	12,09
Soleus – UL-L90	37,74	13,70
Soleus – UL-L80	31,05	10,27
Soleus – BL100 *	32,89	9,68
Soleus – BL90	28,37	8,38
Soleus – BL80	25,52	7,78
Soleus – BLD100	-28,91	26,87
Soleus – BLD90	-32,58	19,25
Soleus – BLD80	-20,30	13,29

LEGENDA: *AS – aritmetička sredina; SD – standardna devijacija; UL-L100 – izvedba VS-a lijevom nogom sa 100 % tjelesne mase; UL-L90 – izvedba VS-a lijevom nogom s 90 % tjelesne mase; UL-L80 – izvedba VS-a lijevom nogom s 80 % tjelesne mase; BL100 – bilateralna izvedba VS-a sa 100 % tjelesne mase; BL90 – bilateralna izvedba VS-a s 90 % tjelesne mase; BL80 – bilateralna izvedba VS-a s 80 % tjelesne mase; BLD100 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a sa 100 % tjelesne mase; BLD90 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 90 % tjelesne mase; BLD80 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 80 % tjelesne mase. *statistički značajna razlika ($p < 0,05$) u razini aktivacije mišića.*

Za mišić *gluteus maximus* nisu utvrđene statistički značajne razlike ($p > 0,05$) u razini aktivacije mišića s obzirom na uvjete rasterećenja (Tablica 17). Kod mišića *gluteus maximus* uočen je visok bilateralni EMG deficit, a kretao se u rasponu od 49,1 % do 51,8 % (Tablica 17). Rasterećenje nije statistički značajno utjecalo na razinu bilateralnog EMG deficita kod mišića *gluteus maximus* (Tablica 17; $p > 0,05$).

Tablica 17. *Normalizirana EMG aktivnost* gluteus maximusa *lijeve noge u BL i UL uvjetima*

Varijabla	AS	SD
Gluteus maximus – UL-L100	43,82	7,89
Gluteus maximus – UL-L90	45,12	8,29
Gluteus maximus – UL-L80	43,42	8,23
Gluteus maximus – BL100	31,80	9,33
Gluteus maximus – BL90	31,40	8,57
Gluteus maximus – BL80	30,28	7,80
Gluteus maximus – BLD100	-51,38	58,26
Gluteus maximus – BLD90	-51,75	39,01
Gluteus maximus – BLD80	-49,09	31,03

LEGENDA: *AS – aritmetička sredina; SD – standardna devijacija; UL-L100 – izvedba VS-a lijevom nogom sa 100 % tjelesne mase; UL-L90 – izvedba VS-a lijevom nogom s 90 % tjelesne mase; UL-L80 – izvedba VS-a lijevom nogom s 80 % tjelesne mase; BL100 – bilateralna izvedba VS-a sa 100 % tjelesne mase; BL90 – bilateralna izvedba VS-a s 90 % tjelesne mase; BL80 – bilateralna izvedba VS-a s 80 % tjelesne mase; BLD100 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a sa 100 % tjelesne mase; BLD90 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 90 % tjelesne mase; BLD80 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 80 % tjelesne mase.*

Za mišić *multifidus* nisu utvrđene statistički značajne razlike ($p > 0,05$) u razini aktivacije mišića s obzirom na uvjete rasterećenja (Tablica 18). Kod mišića *multifidus* uočen je bilateralni EMG deficit kod izvedbe VS-a sa 100 % i 90 % tjelesne mase, a kretao se u rasponu od 0,6 % do 7,5 % (Tablica 18), dok je kod izvedbe VS-a s 80 % tjelesne mase uočena bilateralna EMG facilitacija, a iznosila je 2,2 %. Zbog naglašenog varijabiliteta rasterećenje nije statistički značajno utjecalo na razinu bilateralnog EMG deficita/facilitacije kod mišića *multifidus* (Tablica 18; $p > 0,05$).

Tablica 18. *Normalizirana EMG aktivnost* multifidusa *lijeve noge u BL i UL uvjetima*

Varijabla	AS	SD
Multifidus – UL-L100	29,38	14,61
Multifidus – UL-L90	29,05	12,34
Multifidus – UL-L80	28,48	13,66
Multifidus – BL100	28,28	11,93
Multifidus – BL90	29,54	12,26
Multifidus – BL80	29,12	13,25
Multifidus – BLD100	-7,54	38,55
Multifidus – BLD90	-0,59	21,25
Multifidus – BLD80	2,19	24,72

LEGENDA: *AS – aritmetička sredina; SD – standardna devijacija; UL-L100 – izvedba VS-a lijevom nogom sa 100 % tjelesne mase; UL-L90 – izvedba VS-a lijevom nogom s 90 % tjelesne mase; UL-L80 – izvedba VS-a lijevom nogom s 80 % tjelesne mase; BL100 – bilateralna izvedba VS-a sa 100 % tjelesne mase; BL90 – bilateralna izvedba VS-a s 90 % tjelesne mase; BL80 – bilateralna izvedba VS-a s 80 % tjelesne mase; BLD100 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a sa 100 % tjelesne mase; BLD90 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 90 % tjelesne mase; BLD80 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 80 % tjelesne mase.*

Za mišić *erector spinae ipsilaterale* nisu utvrđene statistički značajne razlike ($p > 0,05$) u razini aktivacije mišića s obzirom na uvjete rasterećenja (Tablica 19). Kod mišića *erector spinae ipsilaterale* uočena je bilateralna EMG facilitacija, a kretala se u rasponu od 27,1 % do 35,8 % (Tablica 19). Uvjeti rasterećenja utjecali su statistički značajno na razinu bilateralne EMG facilitacije *erector spinae ipsilaterale* ($p > 0,05$). Usporedbom po parovima utvrđena je statistički značajno viša razina bilateralne EMG facilitacije lijevog *erector spinae ipsilaterale* ($p < 0,05$) u uvjetima izvedbe VS-a s 80 % naspram 100 % tjelesne mase.

Tablica 19. *Normalizirana EMG aktivnost* erector spinae ipsilaterale *lijeve noge u BL i UL uvjetima*

Varijabla	AS	SD
Erector spinae i – UL-L100	23,19	4,04
Erector spinae i – UL-L90	21,80	5,12
Erector spinae i – UL-L80	21,93	4,48
Erector spinae i – BL100	31,80	4,42
Erector spinae i – BL90	34,14	6,01
Erector spinae i – BL80	34,81	6,33
Erector spinae i – BLD100 *	27,07	8,51
Erector spinae i – BLD90	35,48	14,86
Erector spinae i – BLD80	35,83	14,22

LEGENDA: *AS – aritmetička sredina; SD – standardna devijacija; UL-L100 – izvedba VS-a lijevom nogom sa 100 % tjelesne mase; UL-L90 – izvedba VS-a lijevom nogom s 90 % tjelesne mase; UL-L80 – izvedba VS-a lijevom nogom s 80 % tjelesne mase; BL100 – bilateralna izvedba VS-a sa 100 % tjelesne mase; BL90 – bilateralna izvedba VS-a s 90 % tjelesne mase; BL80 – bilateralna izvedba VS-a s 80 % tjelesne mase; BLD100 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a sa 100 % tjelesne mase; BLD90 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 90 % tjelesne mase; BLD80 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 80 % tjelesne mase. *statistički značajna razlika ($p < 0,05$) u razini aktivacije mišića.*

Za mišić *erector spinae contralaterale* nisu utvrđene statistički značajne razlike ($p > 0,05$) u razini aktivacije mišića s obzirom na uvjete rasterećenja (Tablica 20). Kod mišića *erector spinae contralaterale* uočen je bilateralni EMG deficit kod izvedbe VS-a sa 100 % i 90 % tjelesne mase, a kretao se u rasponu od 0,2 % do 12,6 % (Tablica 20), dok je kod izvedbe VS-a s 80 % tjelesne mase uočena bilateralna EMG facilitacija, a iznosila je 1,2 %. Uvjeti rasterećenja utjecali su statistički značajno ($p > 0,05$) na razinu bilateralnog EMG deficita/facilitacije kod *m. erector spinae contralaterale*. Usporedbom po parovima nije utvrđena statistički značajno niža razina bilateralnog EMG deficita odnosno viša razina bilateralne EMG facilitacije kod *m. erector spinae contralaterale* ($p < 0,05$) u uvjetima izvedbe VS-a između rasterećenja.

Tablica 20. *Normalizirana EMG aktivnost* erector spinae contralaterale *lijeve noge u BL i UL uvjetima*

Varijabla	AS	SD
Erector spinae c – UL-L100	37,94	11,36
Erector spinae c – UL-L90	36,54	11,45
Erector spinae c – UL-L80	35,84	10,00
Erector spinae c – BL100	33,67	5,05
Erector spinae c – BL90	36,82	8,51
Erector spinae c – BL80	36,95	9,56
Erector spinae c – BLD100 *	-12,58	27,87
Erector spinae c – BLD90	-0,19	24,84
Erector spinae c – BLD80	1,23	20,93

LEGENDA: *AS – aritmetička sredina; SD – standardna devijacija; UL-L100 – izvedba VS-a lijevom nogom sa 100 % tjelesne mase; UL-L90 – izvedba VS-a lijevom nogom s 90 % tjelesne mase; UL-L80 – izvedba VS-a lijevom nogom s 80 % tjelesne mase; BL100 – bilateralna izvedba VS-a sa 100 % tjelesne mase; BL90 – bilateralna izvedba VS-a s 90 % tjelesne mase; BL80 – bilateralna izvedba VS-a s 80 % tjelesne mase; BLD100 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a sa 100 % tjelesne mase; BLD90 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 90 % tjelesne mase; BLD80 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 80 % tjelesne mase. *statistički značajna razlika ($p < 0,05$) u razini aktivacije mišića.*

Za mišić *obliquus externus* utvrđeno je statistički značajno smanjenje razine aktivacije ($p < 0.05$) u unilateralnoj i bilateralnoj izvedbi VS-a s rasterećenjem tijela (Tablica 21). Usporedbom po parovima utvrđena je statistički značajno niža razina aktivacije *obliquus externusa* ($p < 0,05$) u uvjetima izvedbe bilateralnog VS-a s 90 % naspram 100 % tjelesne mase i 80 % naspram 100 % tjelesne mase, dok kod unilateralne izvedbe VS-a nije utvrđena statistički značajno niža razina aktivacije *obliquus externusa* između rasterećenja ($p < 0,05$). Uvjeti rasterećenja nisu statistički značajno utjecali na razinu bilateralnog EMG deficita *obliquus externus* ($p > 0,05$), koji se kretao u rasponu od 5,4 % do 18,2 % (Tablica 21).

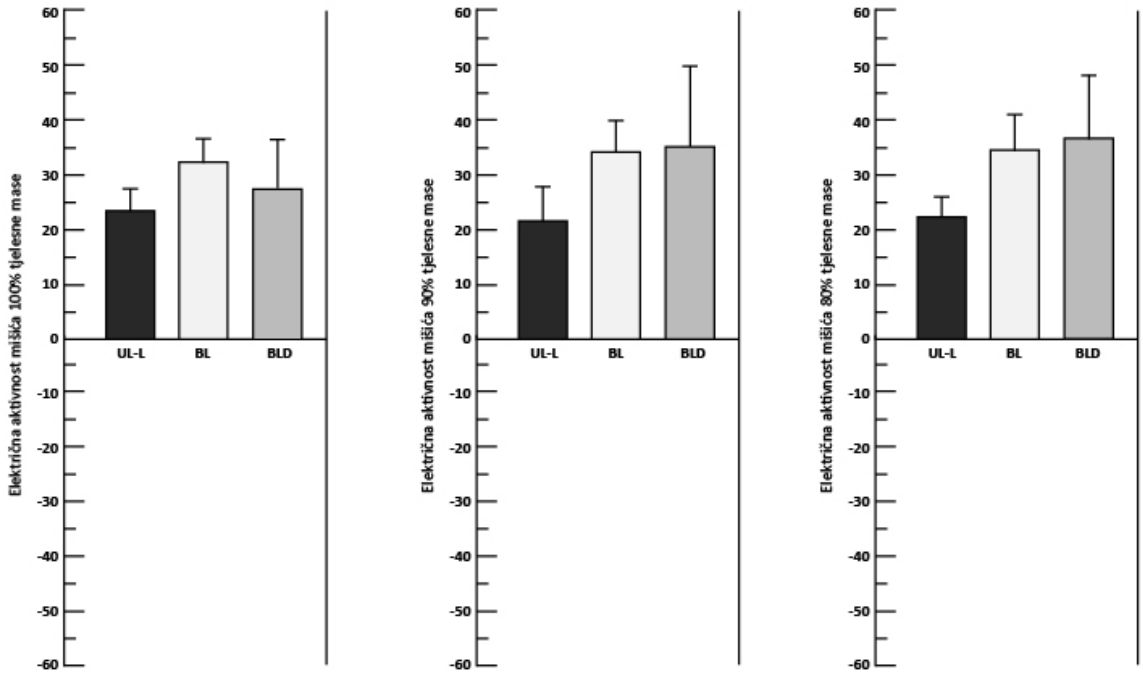
Tablica 21. *Normalizirana EMG aktivnost* obliquus externus *lijeve noge u BL i UL uvjetima*

Varijabla	AS	SD
Obliquus externus – UL-L100*	21,65	8,18
Obliquus externus – UL-L90	19,23	7,95
Obliquus externus – UL-L80	18,24	7,79
Obliquus externus – BL100 *	22,00	8,35
Obliquus externus – BL90	17,51	5,43
Obliquus externus – BL80	17,49	5,00
Obliquus externus – BLD100	-5,40	39,27
Obliquus externus – BLD90	-18,22	54,94
Obliquus externus – BLD80	-9,78	51,85

LEGENDA: *AS – aritmetička sredina; SD – standardna devijacija; UL-L100 – izvedba VS-a lijevom nogom sa 100 % tjelesne mase; UL-L90 – izvedba VS-a lijevom nogom s 90 % tjelesne mase; UL-L80 – izvedba VS-a lijevom nogom s 80 % tjelesne mase; BL100 – bilateralna izvedba VS-a sa 100 % tjelesne mase; BL90 – bilateralna izvedba VS-a s 90 % tjelesne mase; BL80 – bilateralna izvedba VS-a s 80 % tjelesne mase; BLD100 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a sa 100 % tjelesne mase; BLD90 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 90 % tjelesne mase; BLD80 – bilateralni EMG deficit pri izvedbi VS-a s 80 % tjelesne mase. *statistički značajna razlika ($p < 0,05$) u razini aktivacije mišića.*

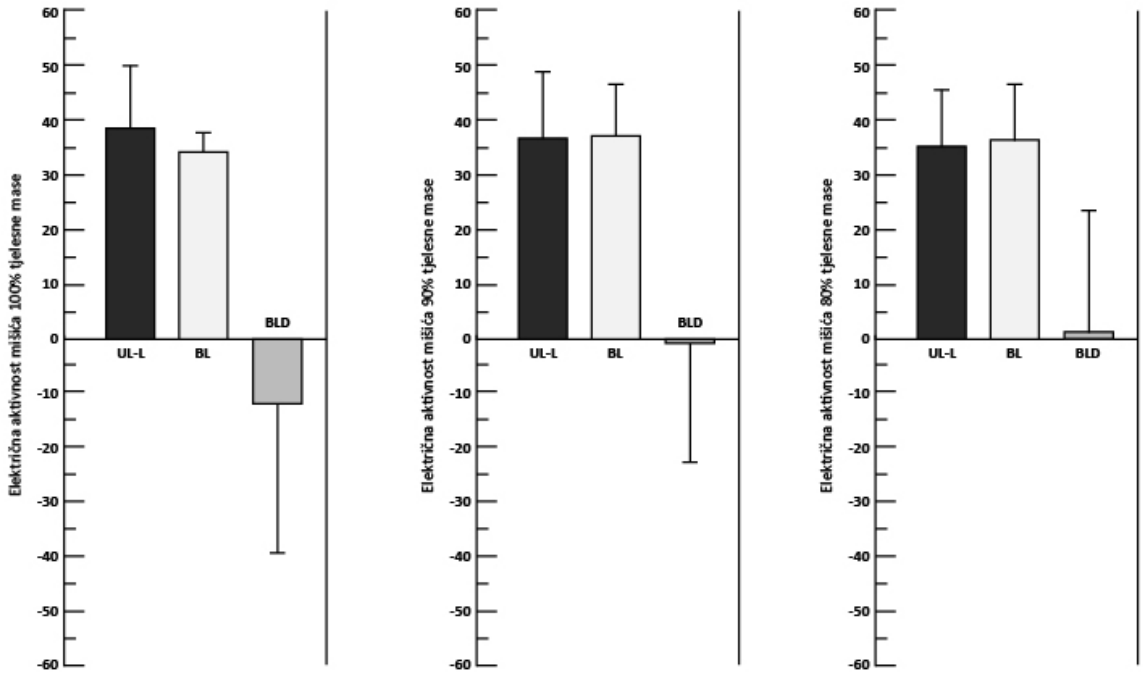
Glavni nalazi gore predstavljenih EMG rezultata BL i UL skokova u tri različita uvjeta opterećenja prikazani su na slikama 9. i 10. Konkretno, statistički značajan utjecaj rasterećenja na veličinu bilateralnog EMG deficita/facilitacije utvrđen je samo u dva mišića trupa: *erector spinae ipsilaterale* (Slika 9) i *erector spinae contralaterale* (Slika 10).

Rezultati za *erector spinae ipsilaterale* pokazuju kako uvjeti rasterećenja statistički značajno utječu na razinu bilateralne EMG facilitacije ($p < 0,05$) kod navedenog mišića (Tablica 19). S rasterećenjem dolazi do porasta bilateralne EMG facilitacije kod mišića *erector spinae ipsilaterale*. Usporedbom po parovima utvrđena je statistički značajno viša razina bilateralne EMG facilitacije *erector spinae ipsilaterale* ($p < 0,05$) u uvjetima izvedbe VS-a s 80 % naspram 100 % tjelesne mase.



Slika 9. *Grafički prikaz električne aktivnosti mišića* erector spinae ipsilaterale *s obzirom na rasterećenje i način izvedbe*
LEGENDA: *UL-L – izvedba VS-a lijevom nogom; BL – bilateralna izvedba VS-a; BLD – bilateralni EMG deficit*

Rezultati za *erector spinae contralaterale* pokazuju da uvjeti rasterećenja statistički značajno utječu na razinu bilateralnog EMG deficita/bilateralne EMG facilitacije ($p < 0,05$) kod navedenog mišića (Tablica 20). S rasterećenjem dolazi do opadanja bilateralnog EMG deficita te do facilitacije kod mišića *erector spinae contralaterale*. Usporedbom po parovima nije utvrđena statistički značajno niža razina bilateralnog EMG deficita odnosno viša razina bilateralne EMG facilitacije kod *erector spinae contralaterale* ($p < 0,05$) u uvjetima izvedbe VS-a između rasterećenja.



Slika 10. *Grafički prikaz električne aktivnosti mišića* erector spinae contralaterale *s obzirom na rasterećenje i način izvedbe*

LEGENDA: *UL-L – izvedba VS-a lijevom nogom; BL – bilateralna izvedba VS-a; BLD – bilateralni EMG deficit*

6. RASPRAVA

Mali je broj znanstvenih istraživanja koja su proučavala fenomen BLD-a jakosti pri izvedbi kompleksnih motoričkih zadataka poput skokova, koji uključuju veliki broj mišića i zglobova prilikom izvedbe. U objavljenim istraživanjima primjenjivani su različiti oblici skokova kako bi se detaljnije istražio i objasnio fenomen BLD-a jakosti: vertikalni skokovi iz čučnja, vertikalni skokovi s pripremom, dubinski skokovi i kontinuirani skokovi, ali i skokovi s dodatnim vanjskim opterećenjem koji su izvođeni na trenažeru (van Soest i sur., 1985; Challis, 1998; Vint i Hinrichs, 1998; Bobbert i sur., 2006; Hay i sur., 2006; Rejc i sur., 2009; Samozino i sur., 2013; Pain, 2014; Rejc i sur., 2015; Gutmann i Bertram 2016). Ovo je prvo istraživanje u kojem se fenomen BLD-a jakosti proučavao prilikom izvedbi VS-ova s rasterećenjem, pri čemu se tjelesna masa smanjivala za 10 % i 20 % od ukupne vrijednosti. Rasterećenjem je moguće utjecati na odnos sila-brzina u mišiću na način da se smanjenjem opterećenja povećava brzina izvedbe pokreta. S obzirom na navedeno, ova je metoda na originalan način omogućila mjerenje utjecaja biomehaničkih karakteristika, sile i brzine na navedeni fenomen. Kao i u mnogim istraživanjima dosad, praćenje EMG aktivnosti mišića dalo je uvid u doprinos živčane inhibicije nastanku fenomena BLD-a jakosti. Upravo inhibiciju na nekoj od razina živčanog sustava mnogi autori navode kao dominantni uzrok BLD-a jakosti. Kombinacijom dobivenih rezultata iz područja mehaničkih varijabli i EMG aktivnosti mišića definiran je utjecaj pozadinskih mehanizama na BLD jakosti pri izvedbi VS-a iz čučnja.

6.1. Glavni nalaz istraživanja pri izvedbi VS-a

Rezultati ovog istraživanja pokazuju da je mehanički izlaz relativne prosječne sile pri izvedbi VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom bio značajno manji kod bilateralne izvedbe naspram unilateralne izvedbe. To je rezultiralo velikim BLD-om kod relativne prosječne sile, a on je iznosio 37 %. Istovremeno je prosječna brzina težišta tijela bila veća prilikom bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom. To je logično jer je prilikom bilateralne izvedbe masa tijela ravnomjerno raspoređena na obje noge, što doprinosi većoj brzini kontrakcije s obzirom na manje opterećenje po ekstremitetu u odnosu na unilateralnu izvedbu, a samim time doprinosi i većoj brzini pokreta. Posljedica veće prosječne brzine težišta tijela i

smanjenog mehaničkog izlaza relativne prosječne sile pri bilateralnoj izvedbi VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom jest BLD kod ukupno obavljenog rada koji je iznosio gotovo 31 %. Kako bi se dobila cjelovita slika, navedenim rezultatima nužno je dodati i rezultate EMG aktivnosti mišića. Kod dvanaest od ukupno petnaest praćenih mišića koji sudjeluju u propulziji tijela pri izvedbi VS-a iz čučnja bez rasterećenja utvrđen je bilateralni EMG deficit. U preostala tri mišića utvrđena je bilateralna EMG facilitacija. S obzirom na simultano opadanje mehaničkog izlaza relativne prosječne sile i EMG aktivnosti mišića koji sudjeluju u propulziji tijela prilikom bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom, logično se nameće zaključak kako je riječ o inhibiciji na jednoj od razina živčanog sustava (Howard i Enoka, 1991). S druge strane, manji mehanički izlaz sile kod bilateralne izvedbe (veliki BLD kod relativne prosječne sile) posljedica je veće brzine težišta tijela, što ukazuje na doprinos odnosa sile i brzine (Bobbert i sur., 2006; Samozino i sur., 2013). Prije nego što se donese zaključak da je dominantni mehanizam u pozadini fenomena BLD-a jakosti inhibicija na nekoj od razina živčanog sustava ili pak promjena odnosa biomehaničkih faktora sile i brzine, moramo sagledati utjecaj rasterećenja na mehaničke varijable i EMG aktivnost mišića. To će osigurati dublji uvid u navedene mehanizme u pozadini BLD-a jakosti.

U ovom istraživanju utvrđen je statistički značajan utjecaj rasterećenja na mehanički izlaz relativne prosječne sile. U oba uvjeta izvedbe VS-a iz čučnja zabilježeno je smanjivanje relativne prosječne sile s rasterećenjem. Veličina BLD-a jakosti također se blago smanjivala s rasterećenjem, a važno je napomenuti kako je utvrđen statistički značajan utjecaj rasterećenja na veličinu BLD-a kod relativne prosječne sile. Utvrđena je statistički značajna razlika u BLD-u relativne prosječne sile između izvedbe VS-a iz čučnja s 90 % i 80 % tjelesne mase. S obzirom na to da je brzina usko povezana s mehaničkim izlazom sile, iz rezultata je vidljivo da se i prosječna brzina težišta tijela povećavala s rasterećenjem u unilateralnim i bilateralnim uvjetima izvedbe VS-a iz čučnja. Utjecaj rasterećenja na prosječnu brzinu težišta tijela bio je također značajan u svim uvjetima izvedbe VS-a iz čučnja. *Veća brzina težišta tijela prilikom bilateralne izvedbe u odnosu na unilateralnu izvedbu VS-a iz čučnja s rasterećenjem i bez njega ključan je pokazatelj da je BLD jakosti posljedica mehaničkih karakteristika VS-a*. Ako je brzina težišta tijela veća kod bilateralne izvedbe u odnosu na unilateralnu izvedbu, barem se neki ekstenzori nogu skraćuju pri većim brzinama u bilateralnoj izvedbi, te posljedično proizvode nižu silu zbog odnosa sila-brzina (Bobbert i sur., 2006). S druge strane, značajan utjecaj rasterećenja na veličinu bilateralnog EMG deficita/facilitacije utvrđen je samo kod dva

mišića trupa: *erector spinae ipsilaterale* i *erector spinae contralaterale*, dok kod svih ostalih mišića to nije bio slučaj.

Glavni nalaz ovog istraživanja ukazuje na postojanje značajnog utjecaja karakteristika odnosa sila-brzina na BLD jakosti s obzirom na to da je BLD relativne prosječne sile velik i blago, ali statistički značajno opada s rasterećenjem. To ne isključuje utjecaj inhibicije na nekoj od razina živčanog sustava na nastanak BLD-a jakosti s obzirom na postojanje bilateralnog EMG deficita kod većine praćenih mišića.

Samo tri do sada objavljena istraživanja podupiru zaključak da je odnos sila-brzina u velikoj mjeri zaslužan za pojavu BLD-a jakosti kod izvedbe skokova (Vint i Hinrichs, 1998; Bobbert i sur., 2006; Samozino i sur., 2013). U istraživanju Bobberta i sur. (2006) 75 % BLD-a kod obavljenog rada objašnjeno je kroz utjecaj odnosa sila-brzina, dok je ostatak objašnjen smanjenom živčanom aktivacijom, odnosno nižim aktivnim stanjem mišića kod bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja. Slično, Samozino i sur. (2013) zaključuju kako odnos sila-brzina ima veliki utjecaj na BLD jakosti, no ipak nešto manji u usporedbi sa zaključkom Bobberta i sur. (2006). Navedeni autori navode kako je 43 % BLD-a jakosti objašnjivo promjenom odnosa sila-brzina, a preostalih 57 % pripisuje se živčanoj komponenti. Autori oba istraživanja navode ***brzinu pokreta kao presudan faktor za smanjenje mehaničkog izlaza sile, odnosno glavni faktor koji utječe na promjenu odnosa sila-brzina.*** Mnogi drugi odbacili su utjecaj odnosa sila-brzina na nastanak fenomena BLD-a jakosti te pozadinu navedenog fenomena pripisuju živčanim mehanizmima koji su odgovorni za nižu aktivaciju mišića kod bilateralne izvedbe skokova naspram unilateralne izvedbe (van Soest i sur., 1985; Challis, 1998; Hay i sur., 2006; Rejc i sur., 2009).

Kako bi objasnili zaključak ovog istraživanja koji odnos sila-brzina predstavlja kao mehanizam odgovoran za nastanak fenomena BLD-a jakosti pri izvedbi VS-a, nužno je interpretirati rezultate u svim mehaničkim varijablama i rezultate u području EMG aktivnosti mišića pri izvedbi VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom. Također je važno vidjeti kako je rasterećenje utjecalo na navedene varijable.

6.2. Rezultati u mehaničkim varijablama prilikom izvedbe VS-a s vlastitom tjelesnom masom

Skeletni mišići aktivno proizvode silu koja vodi do funkcionalnog izlaza, a taj izlaz obično se procjenjuje mehaničkim varijablama koje određuju izvedbu pokreta (Marković i Jarić, 2007). Za analizu razlika mehaničkih karakteristika između izvedbe unilateralnih i bilateralnih VS-ova iz čučnja korišteni su rezultati mehaničkih varijabli koje opisuju spomenuti motorički zadatak. Radi se o visini skoka, prosječnoj brzini težišta tijela, relativnoj prosječnoj sili, relativnoj maksimalnoj sili, relativnoj prosječnoj snazi, relativnoj maksimalnoj snazi i relativnoj energiji. Rezultati pokazuju postojanje fenomena BLD-a u gotovo svim mehaničkim varijablama, a jedina varijabla u kojoj navedeni fenomen nije utvrđen jest visina VS-a. Ovi rezultati u skladu su s rezultatima prethodno provedenih istraživanja (osim visine skoka) koja su proučavala postojanje fenomena BLD-a jakosti pri izvedbi VS-a. Oni pokazuju manji mehanički izlaz po nozi prilikom bilateralne izvedbe VS-a u usporedbi s mehaničkim izlazom istog ekstremiteta prilikom unilateralne izvedbe istog motoričkog zadatka (van Soest et al., 1985; Challis, 1998; Vint i Hinrichs, 1998; Bobbert et al., 2006).

Kod izvedbe VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom dobiveni su rezultati ***visine skoka*** koji su bili suprotni od očekivanih. U navedenoj je varijabli utvrđen BLF od gotovo 26 %. Iako ovo nije prvo istraživanje u kojem je umjesto BLD-a utvrđen BLF u visini skoka (Vint i Hinrichs, 1998; Ebben i sur, 2009; Pain 2014), istraživanja koja su proučavala fenomen BLD-a obično su potvrđivala njegovo postojanje u navedenoj varijabli. Primjerice, u istraživanju van Soesta i sur. (1985) visina unilateralnog VS-a s pripremom iznosila je 58,5 % visine skoka u bilateralnoj izvedbi. Challis (1998) je dobio gotovo identične rezultate kao van Soest i sur. (1985), bez obzira na razlike u istraživanju (drugačiji motorički zadatak, spol ispitanika, sport iz kojeg dolaze ispitanici, razlika u opsegu pokreta). U istraživanju Challisa (1998) visina unilateralnog VS-a iz čučnja iznosila 58,1 % visine bilateralnog VS-a iz čučnja. Rezultati oba navedena istraživanja jasno ukazuju na postojanje BLD-a kod visine skoka bez obzira na vrstu VS-a koji je izveden.

Visine VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom u ovom istraživanju bile su relativno male (11 cm pri unilateralnoj izvedbi kod obje noge te 27 cm pri bilateralnoj izvedbi). Niske razine VS-a karakterizirale su i istraživanje Challisa (1998), ali su u istraživanju sudjelovale ispitanice pa s obzirom na spolne razlike nije moguće uspoređivati visine skokova (visine VS-a iz čučnja iznosile su 9,6 cm kod unilateralne izvedbe te 17 cm kod bilateralne izvedbe). Uzrok malih

visina skokova u unilateralnim i bilateralnim uvjetima i nastanka BLF-a u navedenoj varijabli mogao bi biti ograničen obrazac pokreta. Pri izvedbi VS-a ispitanik je morao postići određeni kut u zglobu koljena (u oba uvjeta izvedbe 90º) kako se opseg pokreta ne bi razlikovao između uvjeta izvedbe, a u navedenom se položaju morao zadržati minimalno jednu sekundu (vidi Metode). To je bilo posebno iscrpljujuće prilikom unilateralne izvedbe VS-a iz čučnja jer je u navedenom položaju svaki ispitanik ostajao 1-2 sekunde (ovisno o tome koliko mu je trebalo da se stabilizira). Cjelokupna masa tijela opteretila je samo jedan ekstremitet, za razliku od bilateralne izvedbe gdje je masa bila ravnomjerno raspoređena na obje noge. Challis (1998) također navodi ograničenu prirodu VS-a iz čučnja kao djelomično objašnjenje relativno malih visina skokova. Također, nespecifičnost skokova s obzirom na sport iz kojih su ispitanici dolazili (gimnastika, odbojka, atletika) može biti jedan od razloga manjih visina odraza i nastanka BLF-a kod visine skoka. Ispitanici koji su sudjelovali u ovom istraživanju u svojoj su dugogodišnjoj trenažnoj i natjecateljskoj praksi navikli na izvedbu skokova s pripremnim pokretom. Treći razlog izostanka BLD-a kod visine skoka može biti dvostruka zadaća mišića prilikom izvedbe VS-a iz čučnja. Naime, prilikom unilateralne izvedbe VS-a iz čučnja neki propulzori rade i kao stabilizatori pa mehanički izlaz sile nije samo u funkciji izvedbe skoka i veličine odraza već i u funkciji održavanja ravnoteže.

Visina skoka nije ključan pokazatelj mehaničkih karakteristika VS-a, mnogo su važniji pokazatelji prosječna brzina težišta tijela te mehanički izlaz prosječne sile i obavljeni rad. Ovu tezu podupiru i Bobbert i sur. (2006), koji tvrde da koncentracija samo na vertikalni pomak težišta tijela nije dobar pokazatelj mehaničkog izlaza mišića zato što zanemaruje obavljeni rad koji je nužan da se težište tijela podigne tijekom odraza.

Upravo je ***prosječna brzina težišta tijela*** ključan pokazatelj u području mehaničkih varijabli, što ističu i dva ranije objavljena istraživanja (Bobbert i sur., 2006; Samozino i sur., 2013). Prosječna brzina težišta tijela bila je veća prilikom bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom u usporedbi s unilateralnom izvedbom. Navedenom rezultatu treba pridodati i kraće trajanje odrazne faze prilikom bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom. Trajanje odrazne faze prilikom bilateralne izvedbe skoka bilo je također kraće u prethodno objavljenim istraživanjima, bez obzira na to jesu li se skokovi izvodili s vlastitom tjelesnom masom ili s dodatnim vanjskim opterećenjem. (van Soest i sur., 1985; Challis, 1998; Vint i Hinrichs, 1998; Bobbert i sur., 2006; Hay i sur., 2006; Rejc i sur., 2009). Veća brzina rezultat je manjeg opterećenja prilikom bilateralne izvedbe, što kao zaključak navode i Vint i Hinrichs (1998) pa je takav rezultat i očekivan. Opterećenje na svaki ekstremitet

je manje prilikom bilateralne izvedbe u odnosu na unilateralnu izvedbu VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom jer je masa ravnomjerno raspoređena na obje noge. Sukladno navedenom, svaki ekstremitet mora savladati 50 % manje opterećenje u usporedbi s unilateralnom izvedbom gdje ista masa opterećuje samo jedan ekstremitet.

Navedeni rezultati u skladu su s rezultatima prethodno objavljenih istraživanja koja su na VS-ovima ispitivala pozadinske mehanizme BLD-a jakosti (van Soest i sur., 1985; Challis, 1998; Bobert i sur., 2006). Tako je primjerice u istraživanju van Soesta i sur. (1985) u bilateralnoj izvedbi VS-a s pripremom trajanje odrazne faze bilo kraće, s većim kutnim brzinama u zglobu kuka i koljena, dok su kutne brzine u skočnom zglobu bile podjednake. Slične rezultate dobio je i Challis (1998), gdje je značajno kraće trajanje odraza u bilateralnoj izvedbi VS-a iz čučnja bilo popraćeno većom maksimalnom kutnom brzinom u zglobu kuka u istoj fazi, dok su u skočnom zglobu i koljenu maksimalne kutne brzine također bile veće iako je navedena razlika bila mala. Rezultati Bobberta i sur. (2006) pokazuju također značajno kraće trajanje odrazne faze u bilateralnoj izvedbi VS-a iz čučnja, a ono je popraćeno značajno većom brzinom težišta tijela kroz veći dio opsega pokreta. Prethodno objavljena istraživanja pokazuju da je prosječno vrijeme odraza također kraće kod bilateralne izvedbe prilikom odraza s vanjskim opterećenjem, dok kutne brzine ne pokazuju razlike ili nema konzistentnog trenda u razlikama između uvjeta izvedbe (Hay i sur., 2006; Rejc i sur., 2009).

Kao što je vidljivo iz dobivenih rezultata, direktna posljedica manjeg opterećenja (nastalog kao rezultat raspoređivanja vlastite mase s obzirom na uvjet izvedbe) u bilateralnoj izvedbi VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom naspram unilateralne izvedbe jesu veća prosječna brzina težišta tijela i kraće trajanje odrazne faze. S obzirom na povezanost brzine težišta tijela i trajanja odrazne faze s brzinom skraćivanja mišića koji sudjeluju u izvedbi VS-a iz čučnja, može se zaključiti da su se određeni ekstenzori nogu skraćivali pri većoj brzini prilikom bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom u usporedbi s unilateralnom izvedbom. Kao rezultat toga došlo je i do smanjenog mehaničkog izlaza sile što će biti detaljnije objašnjeno u daljnjem tekstu.

Rezultati su jasno pokazali da je mehanički izlaz ***relativne prosječne sile*** niži prilikom bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom u usporedbi s unilateralnom izvedbom istog motoričkog zadatka, a BLD u navedenoj varijabli iznosi 37 %. Također je utvrđen manji mehanički izlaz ***relativne maksimalne sile*** kod bilateralne izvedbe, s pripadajućim BLD-om od gotovo 30 %. Smanjeni mehanički izlaz sile kod bilateralne izvedbe

potvrđuju sva prethodno objavljena istraživanja koja su proučavala fenomen BLD-a jakosti pri izvedbi skokova, ali se interpretacija dobivenih rezultata razlikuje između istraživanja.

Tako je istraživanje van Soesta i sur. (1985) pokazalo manji prosječni moment sile u zglobu kuka i skočnom zglobu prilikom bilateralne izvedbe VS-a s pripremom, dok u zglobu koljena nisu utvrđene značajne razlike. Navedeni rezultati jasno ukazuju na postojanje BLD-a u mehaničkom izlazu prosječne sile. Slična situacija bila je i kod maksimalnog momenta sile. Autori su utvrdili veći maksimalni moment sile prilikom unilateralne izvedbe u zglobu kuka i skočnom zglobu, kao i u zglobu koljena (no navedena razlika u koljenu je bila mala). Razlike u momentu sile između unilateralne i bilateralne izvedbe navedeni autori objašnjavaju faktorima koji determiniraju izlaz sile, a radi se o mišićnoj aktivaciji, duljini mišića i brzini kontrakcije. Autori ne mogu definirati točan doprinos pojedine varijable na mehanički izlaz sile. Također, smatraju kako je veći moment sile rezultat više razine aktivacije *m. gastrocnemiusa* kod unilateralne izvedbe, koji je prenio snagu ekstenzora koljena na skočni zglob. Challis (1998) na određeni način podupire zaključke navedene studije jer u vlastitom istraživanju utvrđuje veće maksimalne momente sile pri unilateralnoj izvedbi kod sva tri zgloba koji sudjeluju u propulziji tijela prilikom izvedbe VS-a iz čučnja. Objašnjenje je identično kao ono van Soesta i sur. (1985) – duljina mišića, brzina skraćivanja mišića i stupanj aktivacije faktori su koji utječu na razlike u mehaničkom izlazu sile između uvjeta izvedbe. Kao ni van Soest i sur. (1985), ni on ne može definirati doprinos pojedinog faktora. Autor navodi kako je brzina skraćivanja mišića povezana s kutnom brzinom u zglobovima. Sukladno navedenom smatra da zbog male razlike u kutnim brzinama između unilateralne i bilateralne izvedbe u skočnom zglobu i koljenu razlike u maksimalnom momentu sile ne mogu biti objašnjene razlikom u brzini skraćivanja mišića. S druge strane, kod kuka je utvrđena razlika u kutnoj brzini između uvjeta izvedbe. Kutna brzina u zglobu kuka bila je veća prilikom bilateralne izvedbe što je korespondiralo s manjim maksimalnim momentom sile. Autor smatra kako se u tom zglobu manji mehanički izlaz sile možda i može objasniti karakteristikama odnosa sila-brzina, ali samo onih mišića koji prelaze preko kuka i doprinose njegovoj ekstenziji, iako kasnije navodi kako je ipak primaran razlog smanjena aktivacija mišića kod bilateralne izvedbe, odnosno živčani mehanizam. Rejc i sur. (2009) također su utvrdili BLD kod prosječnih vrijednosti vršne sile pri izvedbi odraza na trenažeru s vanjskim opterećenjem u iznosu od 30,5 %. To je u skladu s prethodno navedenim rezultatima. Autori smatraju da je BLD jakosti i snage rezultat premještanja cijelog odnosa sila-brzina (prilikom bilateralne izvedbe odnos sila-brzina premješten je na nižu razinu u usporedbi s unilateralnom izvedbom), a ne pomaka na

pravcu sila-brzina. Rezultati njihova istraživanja pokazuju da se linearna zavisnonst sile i brzine značajno razlikuje između unilateralne i bilateralne izvedbe, s obzirom na to da na istim brzinama bilateralne i unilateralne kontrakcije proizvode različite sile što dovodi do BLD-a. Također su utvrdili da su prosječna vremena odraza kraća prilikom bilateralne izvedbe, a brzine skraćivanja slične između bilateralne i unilateralne izvedbe. Prema autorima, smanjenje nastaje zbog živčane inhibicije ekstenzora koljena što je slično zaključcima van Soesta (1985) i Challisa (1998). Ipak, dodaju i da postoji doprinos različite međumišićne koordinacije.

Još jedno istraživanje koje je potvrdilo navedene rezultate smanjenog mehaničkog izlaza prosječne sile u bilateralnim uvjetima naspram unilateralnih jest ono Vinta i Hinricsa (1998) pri izvedbi VS-a s pripremom. Navedeni rezultati bili su popraćeni kraćim trajanjem odraza i većim kutnim brzinama ekstenzije u svim zglobovima kod bilateralne izvedbe. Ovi autori zapravo su prvi koji su doveli u pitanje prevladavajuću teoriju o živčanoj inhibiciji kao dominantnom mehanizmu u području BLD-a jakosti. Na temelju prethodno navedenih parametara zaključuju da su mišići koji sudjeluju u ekstenziji nogu prilikom VS-a s pripremom iskusili smanjenje mehaničkog izlaza sile kod bilateralne izvedbe zato što su radili u manje povoljnim uvjetima odnosa sila-brzina. Smatraju kako su upravo biomehanički faktori odgovorni za BLD jakosti. Autori koji također zagovaraju utjecaj biomehaničkih faktora na mehanički izlaz sile jesu Bobbert i sur. (2006), koji su utvrdili postojanje BLD-a kod maksimalnih momenata sile u iznosu od 20 % do 30 %. Smanjenje mehaničkog izlaza sile prilikom bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja objašnjavaju razlikama u kontraktilnim uvjetima mišića, ali na drugačiji način od van Soesta i sur. (1985) i Challisa (1998). Preciznije, brzina težišta tijela veća je prilikom bilateralne izvedbe nego kod unilateralne izvedbe kroz veći dio opsega pokreta, pa autori smatraju da su se barem neki ekstenzori skraćivali pri većim brzinama kod bilateralne izvedbe i zbog toga proizveli manju silu s obzirom na odnos sila-brzina. Također, početno aktivirano stanje mišića nogu bilo je manje (polovično) prilikom bilateralne izvedbe zato što je tjelesna masa bila ravnomjerno raspoređena na obje noge te su postojala ograničenja u stupnju povećanja živčanih inputa i aktivnog stanja. Autori smatraju kako je brzina skraćivanja mišića najvažniji faktor, koji objašnjava 75 % BLD-a u obavljenom radu. Samozino i sur. (2013) također su utvrdili BLD prilikom mehaničkog izlaza maksimalne sile od oko 35 % pri izvedbi odraza na trenažeru s vanjskim opterećenjem. Navedeni autori smatraju da je uzrok gotovo ravnomjerno podijeljen između utjecaja odnosa sila-brzina i živčane inhibicije. Zaključci koje navode sliče onima Vinta i Hinrichsa (1998) i Bobberta i sur. (2006). Segment BLD-a jakosti koji je ovisan samo o odnosu sile i brzine negativno je koreliran s

brzinom. Dakle brzina je, prema navedein autorima, ključna za mehanički izlaz sile, a BLD jakosti može se smanjiti ako se unaprijedi brzina.

Rejc i sur. (2015) proučavali su BLD kod mehaničkog izlaza maksimalne sile u gotovo istom eksperimentalnom postupku kao i Rejc i sur. (2009) i Samozino i sur. (2013) prije i nakon 35 dana ležanja u krevetu. Utvrdili su da nema velikih razlika i promjena BLD-a maksimalne sile koji je iznosio 31 % prije ležanja i 33 % nakon ležanja. Navedeni rezultati bili su popraćeni većom maksimalnom brzinom kod bilateralne izvedbe, a autori navode da je to u skladu s zaključcima Bobberta i sur. (2006) i Samozina i sur. (2013) iako navode i faktore koji idu u prilog živčanoj pozadini fenomena BLD-a.

Iz prethodno navedenih istraživanja može se iščitati da su gotovo sva istraživanja pokazala slične rezultate iz kojih su doneseni različiti zaključci. Bilateralni odraz karakterizira veća brzina pokreta (a samim time i veća brzina skraćivanja mišića) u usporedbi s unilateralnim odrazom zbog ukupno većeg mehaničkog izlaza sile naspram istog opterećenja. Posljedično je (s obzirom na obrnuto proporcionalni odnos sila-brzina) sposobnost mišića svake noge za proizvodnju sile niža prilikom bilateralne ekstenzije u usporedbi s unilateralnom, što dovodi do BLD-a (Samozino i sur., 2013). Kao što je prethodno navedeno, u ovom istraživanju prosječna brzina težišta tijela bila je veća prilikom bilateralne izvedbe uz, naravno, kraće trajanje odrazne faze. Kada povežemo dva prethodno navedena faktora i pripadajuće smanjenje mehaničkog izlaza relativne prosječne sile/relativne maksimalne sile, možemo zaključiti, jednako kao i autori prethodno objavljenih studija (Bobbert i sur., 2006), da su se određeni ekstenzori nogu skraćivali pri većoj brzini prilikom bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja u usporedbi s unilateralnom izvedbom VS-a iz čučnja. S obzirom na inverznu prirodu odnosa sila-brzina, moguće je zaključiti i da je mehanički izlaz relativne prosječne sile prilikom bilateralne izvedbe bio manji zbog veće brzine skraćivanja mišića koji sudjeluju u propulziji tijela prilikom izvedbe VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom. U dva prethodno objavljena istraživanja autori navode da je upravo brzina pokreta presudan faktor za smanjenje mehaničkog izlaza sile, odnosno glavni faktor koji utječe na promjenu odnosa sila-brzina (Bobbert i sur., 2006, Samozino i sur., 2013). Navedeno ukazuje na doprinos odnosa sila-brzina nastanku BLD-a jakosti, no važno je razmotriti rezultate ostalih mehaničkih varijabli i rezultate EMG aktivnosti mišića.

Kod mehaničkog izlaza ***relativne prosječne snage*** i ***relativne maksimalne snage*** utvrđeno je postojanje BLD-a pri izvedbi VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom. BLD kod relativne

prosječne snage iznosio je 10 %, dok je kod relativne maksimalne snage iznosio manje od 3 %. Rezultati ovih varijabli ne pokazuju konzistentnost između istraživanja zato što se mehanički izlaz snage razlikuje između zglobova i uvjeta izvedbe, a samim time i BLD u navedenim varijablama varira. Ranije objavljena istraživanja pokazuju kako se BLD u području mehaničkog izlaza snage (prosječne i maksimalne) kreće između 14 % i 35 %.

U istraživanju van Soesta i sur. (1985) nije utvrđena konzistentnost između zglobova u navedenoj varijabli. Tako je u zglobu koljena utvrđen BLF kod mehaničkog izlaza maksimalne i prosječne snage, dok je u skočnom zglobu utvrđen BLD u istoj varijabli, a kod kuka nema značajnih razlika što autori objašnjavaju manjom kutnom brzinom u tom zglobu kod unilateralne izvedbe. Brzina je također bila manja u zglobu koljena, a u tom je zglobu utvrđen BLF maksimalne i prosječne snage. Kod skočnog zgloba brzine su bile podjednake i veći mehanički izlaz snage utvrđen je prilikom unilateralne izvedbe. Hay i sur. (2006) također nisu utvrdili konzistentnost između zglobova kod mehaničkog izlaza maksimalne snage. Tako je u zglobu kuka utvrđen BLD kod maksimalne snage koji se ovisno o opterećenju kretao od 25 % do 35 %, dok je kod skočnog zgloba BLD u istoj varijabli utvrđen pri samo jednoj razini opterećenja i iznosio je oko 14 %. Kao i u istraživanju van Soesta i sur. (1985), kod koljena je utvrđen BLF kod maksimalne snage u oba uvjeta opterećenja, a značajna razlika utvrđena je samo kod jedne razine vanjskog opterećenja, dok je BLF u navedenoj varijbli iznosio 9 %. Autori ne objašnjavaju razloge takvih rezultata. U istraživanju Rejca i sur. (2009) prosječni BLD kod maksimalne snage pri izvedbi odraza na trenažeru s vanjskim opterećenjem kretao se oko 28 %. S obzirom na to da su prosječno vrijeme odraza (malo kraće u bilateralnoj izvedbi) i brzine skraćivanja bile slične između bilateralnih i unilateralnih uvjeta izvedbe, smatraju kako je BLD u navedenoj varijabli nastao uglavnom zbog različitog izlaza sile između dva uvjeta. Rejc i sur. (2015) u drugom su istraživanju utvrdili BLD maksimalne snage prilikom izvedbe odraza na trenažeru s dodatnim vanjskim opterećenjem koji se kretao oko 18 %, no nisu objasnili razlog takve veličine BLD-a maksimalne snage.

Iz istraživanja Samozina i sur. (2013) vidljivo je kako je segment BLD-a jakosti koji je ovisan o odnosu sila-brzina bio značajno koreliran s mehaničkim izlazom maksimalne snage te sa silom i brzinom. S druge strane, analiza parcijalnih korelacija u navedenom istraživanju pokazala je kako je BLD koji ovisi o odnosu sila-brzina povezan samo s maksimalnom brzinom bez opterećenja, kada je brzina statistički kontrolirana. Snaga predstavlja obavljeni radu u jedinici vremena, a rad je umnožak sile i puta na kojem se sila manifestira pa posljedično snaga predstavlja umnožak sile i brzine. S obzirom na navedeno moguće je objasniti relativno mali

BLD kod snage u odnosu na prijašnja istraživanja. Mehanički izlaz relativne sile (prosječne i maksimalne) bio je veći prilikom unilateralne izvedbe VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom, no prosječna brzina težišta tijela bila je manja u istom uvjetu naspram bilateralne izvedbe. Pojavom većeg mehaničkog izlaza sile prilikom unilateralne izvedbe stvoren je preduvjet da mehanički izlaz snage također bude veći što je i bio slučaj. No brzina težišta tijela bila je manja prilikom unilateralne izvedbe pa je smanjila navedenu razliku u mehaničkom izlazu snage između uvjeta izvedbe. Ipak, razlika je bila dovoljno velika da nastane BLD koji je u prosječnim relativnim vrijednostima iznosio 10 %. S druge strane, navedena razlika između uvjeta kod mehaničkog izlaza maksimalne snage bila je znatno manja i BLD je iznosio samo 3 %.

Iz rezultata je jasno vidljivo kako je ***obavljeni rad*** bio veći prilikom unilateralne izvedbe VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom. Sukladno tome, utvrđeni BLD kod relativnog rada iznosio je gotovo 31 % kod izvedbe VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom. Prethodno objavljena istraživanja podupiru rezultate smanjenog rada po ekstremitetu kod bilateralne izvedbe u usporedbi s unilateralnom izvedbom istog zadatka (van Soest i sur., 1985; Bobbert i sur., 2006; Hay i sur., 2006). Bobbert i sur. (2006) u svom su istraživanju pokazali kako je ukupno obavljeni rad desne noge kod bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja iznosio 78 % obavljenog rada kod iste noge prilikom unilateralne izvedbe istog motoričkog zadatka. Autori navode kako je to bila posljedica smanjenog rada u koljenu i skočnom zglobu prilikom bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja. Kod skokova s vanjskim opterećenjem obavljeni je rad također manji prilikom bilateralne izvedbe u usporedbi s unilateralnom izvedbom. BLD obavljenog rada kreće se u rasponu od 5,7 % do 38,5 % te ovisi o zglobu u kojem je mjeren i veličini vanjskog opterećenja (Hay i sur., 2006).

BLD u relativnom ukupno obavljenom radu kod izvedbe VS-a iz čučnja posljedica je manjeg mehaničkog izlaza sile prilikom bilaterane izvedbe VS-a iz čučnja. I Bobbert i sur. (2006) u svom istraživanju navode kako je deficit u obavljenom radu u zglobovima desne noge u bilateralnoj izvedbi VS-a iz čučnja u usporedbi s unilateralnom izvedbom primarno posljedica deficita u momentima sile koji su proizvedeni u tim zglobovima. U ovom je istraživanju BLD utvrđen kod relativne prosječne i relativne maksimalne sile, a nastao je kao posljedica veće brzine skraćivanja mišića koji sudjeluju u propulziji tijela prilikom bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja. S obzirom na to da je rad umnožak sile i puta, prilikom izvedbe skoka ispitanici su prolazili isti opseg pokreta bez obzira na uvjet izvedbe, a mehanički izlaz sile razlikovao se između uvjeta u korist unilateralne izvedbe što je rezultiralo BLD-om jakosti. Dakle, BLD kod

relativnog ukupno obavljenog rada nije posljedica smanjene živčane aktivacije već odnosa sila-brzina. Navedeno je u skladu sa zaključkom Bobberta i sur. (2006).

Kada bi mišićna sila ovisila samo o živčanoj aktivaciji i kada bi opseg pokreta bio jednak između uvjeta, ispitanik bi proizveo dvostruki mišićni rad prilikom odraza u bilateralnoj izvedbi u usporedbi s unilateralnom izvedbom. A kada bi sav mišićni rad bio pretvoren u potencijalnu energiju ispitanik bi postigao vertikalni odraz više nego dvostruko veći u usporedbi s unilateralnom izvedbom (Bobbert i sur., 2006). Iz svega navedenog jasno je vidljivo kako biomeahanički faktori imaju značajnu ulogu u nastanku proučavanog fenomena jer je u ovom istraživanju utvrđen BLF kod visine skoka, a kod rada je utvrđen BLD veći od 30 %. Iako su Bobbert i sur. (2006) u svom istraživanju imali nejednak opseg pokreta između unilateralne i bilateralne izvedbe (bio je manji prilikom bilateralne izvedbe), smatraju da je negativan utjecaj različitog opsega pokreta na obavljeni rad tek sekundarni uzrok pojave BLD-a kod obavljenog rada. Primarni uzrok BLD-a kod obavljenog rada, kako navode, razlike su u mehaničkom izlazu sile. Bobbert i sur. (2006) 75 % deficita u radu objašnjavaju većim brzinama skraćivanja mišića u bilateralnoj izvedbi, dok ostatak objašnjavaju smanjenim aktivnim stanjem pojedinih mišića. Kao što je i ranije navedeno, u ovom istraživanju veća prosječna brzina težišta tijela kod bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom naspram unilateralne izvedbe upućuje na zaključak kako su biomehanički faktori važan mehanizam u pozadini proučavanog fenomena.

Navedenim rezultatima u području mehaničkih varijabli svakako treba dodati rezultate u području EMG aktivnosti mišića, koji će omogućiti donošenje kvalitetnijih i pouzdanijih zaključaka.

6.3. Električna aktivnost mišića pri izvedbi VS-a s vlastitom tjelesnom masom

Analizirana EMG aktivnost petnaest mišića lijeve noge i trupa koji sudjeluju u propulziji tijela bila je manja kod bilateralne izvedbe naspram unilateralne izvedbe VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom. Bilateralni EMG deficit utvrđen je kod dvanaest od ukupno petnaest praćenih mišića pri izvedbi VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom (u zagradama je navedena veličina bilateralnog EMG deficita): m. *peroneus longus* (29,5 %), *m. gastrocnemius* (20,3 %), *m. vastus lateralis* (19,8 %), *m. rectus femoris* (5,2 %), *m. vastus medialis* (22,8 %), *m. biceps femoris* (25,6 %), *m. semitendinosus* (22,7 %), *m. soleus* (28,9 %), *m. gluteus maximus* (51,4 %),

m. multifidus (7,5 %), *m. erector spinae contralaterale* (12,6 %), te kod *m. obliquus externus* (5,4 %). Raspon bilateralnog EMG deficita između mišića bio je velik te se kretao od 5 % do 51 %.

Kod svih praćenih mišića koji sudjeluju u ***plantarnoj fleksiji*** (*m. peroneus longus, m. soleus, m. gastrocnemius*) utvrđen je bilateralni EMG deficit koji se kretao u rasponu od 20 % do 30 %. Bilateralni EMG deficit kod *m. gastrocnemius* (20 %) bio je manji u odnosu na isti parametar kod *m. peroneus longus* i *m. soleus* (oko 30 %). Navedena razlika posljedica je nižeg stupnja aktivacije *m. gastrocneimus* prilikom unilateralne izvedbe u odnosu na dva prethodno navedena mišića jer je kod bilateralne izvedbe razina aktivacije sva tri mišića bila slična. Jedan od mogućih razloga navedene razlike u aktivnosti mišića i veličini bilateralnog EMG deficita jest fleksija u zglobu koljena u početnom položaju izvedbe VS-a iz čučnja. Mišić *gastrocnemius* radio je u nepovoljnim uvjetima za proizvodnju sile u prvoj polovici pokreta u odnosu na *m. peroneus longus* i *m. soleus*. U prilog razlici, a i samom bilateralnom EMG deficitu, ide i velika bilateralna EMG facilitacija (37 %) kod antagonističkog *m. tibialis anterior.* Povećana aktivacija antagonista u plantarnoj fleksiji prilikom bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom mogla je pridonijeti bilateralnom EMG deficitu kod plantarnih fleksora. Pet istraživanja do sada pratilo je EMG aktivnost barem jednog od plantarnih fleksora (van Soest i sur., 1985; Bobbert i sur., 2006; Hay i sur., 2006; Rejc i sur., 2009; Rejc i sur., 2015) pri izvedbi skokova s vlastitom tjelesnom masom ili s dodatnim vanjskim opterećenjem, a tri su utvrdila postojanje bilateralnog EMG deficita kod navedenih mišića (van Soest i sur., 1985; Hay i sur., 2006; Rejc i sur., 2015). Vrijednosti bilateralnog EMG deficita kod plantarnih fleksora u prethodno objavljenim istraživanjima kreću se od 6 % do 25 % ovisno o načinu izvedbe skokova (jesu li se skokovi izvodili s vlastitom tjelesnom masom ili s dodatnim vanjskim opterećenjem). Primjerice, u istraživanju van Soesta i sur. visoka razina aktivacije *m. gastrocnemius* kod unilateralne izvedbe VS-a s pripremom rezultirala je bilateralnim EMG deficitom od oko 20 % kod navedenog mišića, što je slično veličini bilateralnog EMG deficita dobivenog u ovom istraživanju. Veći moment sile kod unilateralne izvedbe VS-a s pripremom autori objašnjavaju upravo većom aktivacijom *m. gastrocnemius*, što je posljedično utjecalo i na veliki mehanički izlaz snage u skočnom zglobu. U kompleksnim pokretima taj biartikularni mišić može transportirati snagu opružača koljena na skočni zglob (van Soest i sur., 1985). Dva istraživanja koja su proučavala fenomen BLD-a jakosti pri izvedbi odraza s vanjskim opterećenjem utvrdila su bilateralni EMG deficit kod *m. gastrocnemius* u rasponu od 6 % do 12 % ovisno o veličini vanjskog opterećenja (Hay i sur., 2006; Rejc i sur., 2015), što je niže od

bilateralnog EMG deficita utvrđenog u ovom istraživanju. EMG aktivnost *m. soleus* analizirana je u tri istraživanja (van Soest i sur., 1985; Bobbert i sur., 2006; Hay i sur., 2006). Samo su Hay i sur. (2006) utvrdili postojanje bilateralnog EMG deficita kod navedenog mišića, čija je veličina varirala od 15 % do 20 % ovisno o veličini vanjskog opterećenja. Dobivene vrijednosti dvaju navedenih istraživanja niže su u odnosu na rezultate ovog istraživanja (iako u obzir treba uzeti i razlike u motoričkom zadatku između nekih istraživanja). EMG aktivnost *m. peroneus longus* nije mjerena ni u jednom prethodno objavljenom istraživanju.

Bilateralni EMG deficit utvrđen je i kod svih ***ekstenzora koljena*** koji su praćeni u ovom istraživanju. Velika razlika u veličini bilateralnog EMG deficita uočena je između *m. rectus femoris* kod kojeg je bilateralni EMG deficit iznosio samo 5 % te medijalne i lateralne glave *m. quadriceps femoris* gdje se bilateralni EMG deficit kretao oko 20 %. Vidljivo je da je aktivacija *m. rectus femoris* bila niža u odnosu na dva navedena mišića prilikom unilateralne izvedbe VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom. Razlika u aktivaciji između navedenih mišića kod bilateralne izvedbe također je postojala, ali je bila manja. Mišić *rectus femoris* predstavlja jedinu glavu mišića *quadriceps femoris* koja osim preko zgloba koljena prelazi i preko zgloba kuka. S obzirom na to da je u početnom položaju kuk bio u fleksiji, navedeni mišić inicijalno je bio skraćen i u nepovoljnom položaju za proizvodnju sile pa su opružanje u zglobu koljena dominantno izvodile preostale tri glave *m. quadriceps femoris*. Upravo je kod *m. vastus lateralis i m. vastus medialis* utvrđena podjednaka aktivacija i podjednak bilateralni EMG deficit kod izvedbe VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom koji se kretao oko 20 %. Sva prethodno objavljena istraživanja (van Soest i sur., 1985; Bobbert i sur., 2006; Hay i sur., 2006; Rejc i sur., 2009; Rejc i sur., 2015) koja su mjerila EMG aktivnost mišića utvrdila su postojanje bilateralnog EMG deficita u barem jednom mišiću koji sudjeluje u opružanju zgloba koljena prilikom izvedbe skoka (bilo s vlastitom tjelesnom masom, bilo s dodatnim vanjskim opterećenjem). Sva istraživanja mjerila su EMG aktivnost kod *m. rectus femoris*, a samo istraživanje van Soesta i sur. (1985) nije potvrdilo postojanje bilateralnog EMG deficita kod navedenog mišića. Bilateralni EMG deficit kod *m. rectus femoris* varirao je u prethodno objavljenim istraživanjima u intervalu od 10 % do 30 %. Vidljivo je kako je bilateralni EMG deficit *m. rectus femorisa* u ovom istraživanju bio niži u odnosu na rezultate prethodno provedenih istraživanja. Bobbert i sur. (2006) smatraju kako relativno male razlike u aktivaciji mišića u njihovu istraživanju ne mogu objasniti BLD od 20 % do 30 % u maksimalnom momentu sile. Dva su istraživanja mjerila EMG aktivnost *m. vastus medialis* (van Soest i sur., 1985; Hay i sur., 2006). Oba su potvrdila postojanje bilateralnog EMG deficita u iznosu od oko

10 % iako su se zadaci razlikovali s obzirom na to da je u istraživanju van Soesta i sur. (1985) VS s pripremom izveden s vlastitom tjelesnom masom dok je u istraživanju Hay i sur. (2006) odraz izveden na trenažeru s dodatnim vanjskim opterećenjem. U ovom istraživanju bilateralni EMG deficit u navedenom mišiću bio je dvostruko veći. Tri istraživanja mjerila su EMG aktivnost *m. vastus lateralis*. Prilikom izvedbe VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom (Bobbert i sur., 2006) nije utvrđen značajan bilateralni EMG deficit kod navedenog mišića, dok je u dva istraživanja koja su mjerila BLD jakosti i snage pri izvedbi skoka na trenažeru s dodatnim vanjskim opterećenjem (Rejc i sur., 2009; Rejc i sur., 2015) potvrđeno postojanje bilateralnog EMG deficita koji je bio nešto manji od 20 % što se podudara s rezultatima ovog istraživanja bez obzira na razlike u motoričkom zadatku. Opružači koljena u različitim istraživanjima pokazuju konzistentnost s obzirom na postojanje bilateralnog EMG deficita i njegovu veličinu.

Kod primarnog ***opružača kuka***, *m. gluteus maximus,* utvrđen je bilateralni EMG deficit koji je bio nešto veći od 50 %. To je ujedno i najveći bilateralni EMG deficit zabilježen u ovom istraživanju. Bilateralni EMG deficit također je zabilježen i kod *m. erector spinae contralaterale* koji se aktivira prilikom ekstenzije kuka, a bio je nešto niži od 13 %. Smanjena aktivacija kod bilateralne izvedbe zabilježena je i u ostalim mišićima koji sudjeluju u ekstenziji kuka. Tako je kod pregibača potkoljenice (*m. biceps femoris* i *m. semitendinosus*) zabilježen bilateralni EMG deficit koji je iznosio oko 25 %. Na temelju navedenih rezultata vidljiva je mnogo veća razlika između *m. gluteus maximus* i svih ostalih mišića koji sudjeluju u propulziji tijela, a mogući razlog jest pojačana aktivacija *m. gluteus maximus* na račun stabilizacije tijela kod unilateralne izvedbe. Naime, navedeni je mišić osim propulzije prilikom unilateralne izvedbe morao osigurati i stabilnost tijela s obzirom na to da je ravnoteža narušena. Ovo je jedno od rijetkih istraživanja koje je pokazalo postojanje bilateralnog EMG deficita kod mišića koji sudjeluju u opružanju zgloba kuka. Još je samo istraživanje Hay i sur. (2006) utvrdilo postojanje bilateralnog EMG deficita kod iste skupine mišića. U navedenom istraživanju utvrđen je bilateralni EMG deficit prilikom izvedbe skoka na trenažeru s vanjskim opterećenjem kod *m. gluteus maximus,* a iznosio je gotovo 21 % bez obzira na veličinu vanjskog opterećenja (što je više nego dvostruko manje od bilateralnog EMG deficita utvrđenog u ovom istraživanju), iako u obzir treba uzeti i razlike u izvedbi motoričkih zadataka. Još su dva istraživanja mjerila EMG aktivnost *m. gluteus maximus,* ali nisu utvrdila značajne razlike između uvjeta izvedbe (van Soest i sur., 1985; Bobbert i sur., 2006). U istraživanju Haya i sur. (2006) bilateralni EMG deficit također je utvrđen kod *m. biceps femoris*, a kretao se od 8 % do

18 % ovisno o veličini vanjskog opterećenja. EMG aktivnost *m. biceps femorisa* analizirala su još tri istraživanja, no nisu utvrđene razlike između uvjeta izvedbe (Bobbert i sur., 2006; Rejc i sur., 2009; Rejc i sur., 2009). Samo je jedno istraživanje prije ovog mjerilo EMG aktivnost *m. semitendinosus*, ono van Soest i sur. (1985), ali nisu utvrdili razlike između unilateralne i bilateralne izvedbe. Najveći bilateralni EMG deficit u ovom istraživanju utvrđen je kod *m. gluteus maximus.* Hay i sur. (2009) također su utvrdili kako je *m. gluteus maximus* imao veći bilateralni EMG deficit u odnosu na opružače koljena, iako je u ovom istraživanju utvrđeni bilateralni EMG deficit bio više nego dvostruko veći (50 % naspram 20 %). Autori smatraju da je navedena smanjena aktivacija u njihovu istraživanju rezultat razlika u početku pokreta, jer su unilateralni skokovi počinjali ranije.

Stabilizatori trupa, *m. multifidus* i *m. obliquus externus* pokazali su manji bilateralni EMG deficit prilikom izvedbe VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom u usporedbi s aktivnošću ostalih mišića koji su praćeni. Raspon deficita kretao se između 5 % i 7,5 %. Ovo je prvo istraživanje koje je mjerilo EMG aktivnost navedenih mišića.

Osim bilateralnog EMG deficita, kod tri mišića utvrđena je ***bilateralna EMG facilitacija***. Kao što je ranije navedeno, ona je utvrđena kod *m. tibialis anterior*, a preostala dva mišića jesu *m. adductor* i *m. erector spinae ipsilaterale*. Primarni ekstenzori kuka su *m. gluteus maximus, m. biceps femoris* (duga glava), *m. semitendinosus, m. semimembranosus* i posteriorna glava *m. adductor magnus*, dok su posteriorna vlakna *m. gluteus mediusa* i anteriorna vlakna *m. adductor magnus* sekundarni ekstenzori (Neumann, 2010). Kada su kukovi blizu pune fleksije, *m. adductores* mehanički povećavaju ekstenziju, a kada je kuk blizu pune ekstenzije mehanički povećavaju fleksiju (Neumann, 2010). Prema tome, moguće je da je bilateralna EMG facilitacija rezultat nepovoljnog položaja koji je do izražaja više došao prilikom unilateralne izvedbe VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom. Kao što je slučaj i sa stabilizatorima, ovo je prvo istraživanje koje je analiziralo EMG aktivnost *m. tibialis anterior* i *m. adductor* pri izvedbi složenog motoričkog zadatka kao što je VS.

Aktivacija ekstenzora donjeg dijela leđa pomaže u potpori flektiranog trupa, kao i u stabilizaciji zdjelice kod snažne aktivacije mišića koji opružaju kuk (Neumann, 2010). S obzirom na to da prilikom odraza s jedne noge zahtjevi za stabilnošću i ravnotežom postaju veći, ne čudi veći bilateralni EMG deficit kod *m. gluteus maximus* te njegovo postojanje kod *m. erector spinae contralaterale* i *m. multifidus*. Bilateralna kontrakcija grupe mišića *erector spinae* opruža trup, a navedeni mišići generiraju veliki moment sile prilikom opružanja trupa (Neumann, 2010), što

je i vidljivo iz rezultata. S druge strane, prilikom unilateralne izvedbe VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom aktivacija *m. erector spinae contralaterale* povećala se u odnosu na bilateralnu aktivaciju, dok se aktivacija *m. erector spinae ipsilaterale* smanjila, što je posljedično dovelo do bilateralne EMG facilitacije.

Iz svega navedenog vidljivo je kako su i prethodno objavljena istraživanja zabilježila opadanje EMG aktivnosti mišića prilikom bilateralne izvedbe skokova, no niti jedno istraživanje nije pratilo ovako širok spektar mišića. Jasno je vidljivo da je u svim istraživanjima koja su pratila EMG aktivnost mišića prilikom izvedbe skokova, neovisno o tome jesu li izvođeni s vlastitom tjelesnom masom ili s vanjskim opterećenjem, utvrđen bilateralni EMG deficit u mišićima koji sudjeluju u propulziji tijela, iako vrijednosti bilateralnog EMG deficita variraju između istraživanja. Ukupno gledano, na temelju dobivenih rezultata očito je da i u ovom istraživanju postoji simultano opadanje mehaničkog izlaza sile i aktivacije mišića koji sudjeluju u propulziji tijela. Howard i Enoka (1991) u svom istraživanju navode da takvi rezultati upućuju na postojanje živčane inhibicije. S obzirom na to da je u svim mišićima koji sudjeluju u propulziji tijela, a koji su praćeni u ovom istraživanju, utvrđen bilateralni EMG deficit, nedvojbeno je kako postoji utjecaj navedene inhibicije na nekoj od razina živčanog sustava. Kako bismo dobili uvid u pojedinačni doprinos pojedinog mehanizma (odnos sila-brzina naspram živčane inhibicije), nužno je analizirati rezultate mehaničkih varijabli i aktivacije mišića s rasterećenjem. Oni daju još dublji uvid u fenomen BLD-a jakosti i njegove pozadinske mehanizme pri izvedbi VS-a iz čučnja.

6.4. Rezultati mehaničkih varijabli i EMG aktivnosti mišića pod utjecajem rasterećenja

Sukladno očekivanjima, ***visina skoka*** povećavala se s rasterećenjem u oba uvjeta izvedbe VS-a iz čučnja, iako su visine skoka, kao što je i ranije navedeno, bile relativno male. Sukladno tome, s rasterećenjem se stupnjevito smanjivao BLF kod visine skoka koji je utvrđen pri izvedbi VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom. BLF kod visine skoka s početnih je 26 % pao na 15 % pri izvedbi VS-a s tjelesnom masom smanjenom za 20 %. Smanjenje BLF-a visine skoka rezultat je većeg porasta visine skoka kod unilateralne izvedbe u odnosu na bilateralnu. Prilikom unilateralne izvedbe VS-a iz čučnja tjelesna masa ispitanika opterećuje samo jednu nogu, dok je kod bilateralne izvedbe ista tjelesna masa ravnomjerno raspoređena na obje noge. Zbog toga smanjenje tjelesne mase u istoj vrijednosti kod oba uvjeta izvedbe ima veći utjecaj kod unilateralne izvedbe, što se manifestira kroz smanjenje razlika u visini VS-ova iz čučnja. Kao

što je navedeno ranije u tekstu, prilikom unilateralne izvedbe VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom neki propulzori rade i kao stabilizatori pa mehanički izlaz sile nije samo u funkciji izvedbe skoka i visine odraza, već je proizvodnja sile, odnosno jedan njen dio, u funkciji održavanja ravnoteže. Iako postoji utjecaj navedenog faktora na izvedbu VS-a iz čučnja bez rasterećenja i s njim, taj je utjecaj nešto manji pri izvedbi skokova s rasterećenjem zato što sustav za rasterećenje pomaže u održavanju stabilizacije ispitanika prilikom izvedbe navedenog motoričkog zadatka. Vjerojatno su smanjenje aktivnosti mišića u svrhu stabilizacije tijela te veća koncentracija na propuziju tijela prema gore pridonijeli smanjenju BLF-a kod visine skoka.

Porast ***prosječne brzine težišta tijela*** s rasterećenjem logičan je ishod s obzirom na to da se tjelesna masa smanjila, a samim time i otpor koji su mišići morali savladati. Prosječna brzina težišta tijela progresivno se povećavala s rasterećenjem kako u unilateralnoj, tako i u bilateralnoj izvedbi VS-a iz čučnja. Bez obzira na rasterećenje prosječna brzina težišta tijela i dalje je bila veća prilikom bilateralne izvedbe naspram unilateralne izvedbe VS-a iz čučnja. Navedenim rezultatima treba pridodati i kraće trajanje odrazne faze prilikom bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja, neovisno o rasterećenju. S obzirom na to da je prosječna brzina težišta tijela bila veća prilikom bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja u usporedbi s unilateralnom izvedbom, te da je rasla s rasterećenjem u oba uvjeta, pokazatelji mehaničkog izlaza ***relativne prosječne sile*** iznimno su važni jer omogućavaju dublji uvid u utjecaj odnosa sila-brzina na nastanak fenomena BLD-a jakosti. Rezultati u navedenoj varijabli pokazuju kako se mehanički izlaz relativne prosječne sile smanjivao s rasterećenjem u oba uvjeta izvedbe, a utjecaj rasterećenja na mehanički izlaz sile bio je statistički značajan. Dakle, s rasterećenjem je smanjena tjelesna masa i povećana prosječna brzina težišta tijela u oba uvjeta izvedbe te je smanjen mehanički izlaz relativne prosječne sile. Sve navedeno u skladu je s obrnuto proporcionalnom prirodom odnosa sila-brzina. Sukladno navedenim rezultatima trajanje odrazne faze bilo je kraće, što je očekivano i razumljivo, prilikom bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja s rasterećenjem. Sustav za rasterećenje na jedinstven način omogućuje promjenu odnosa sila-brzina. Kada sagledamo sva tri navedena faktora (prosječna brzina težišta tijela, mehanički izlaz sile i trajanje odrazne faze) nedvojbeno je da su se barem neki ekstenzori skraćivali pri većoj brzini. S obzirom na inverznu prirodu odnosa sile i brzine, rezultat bržeg skraćivanja bio je upravo utvrđeni manji mehanički izlaz sile prilikom bilaterane izvedbe VS-a iz čučnja s rasterećenjem, odnosno utvrđeni BLD kod relativne prosječne sile koji se također smanjivao (stupnjevito) s rasterećenjem od 37 % do 35 %. Utvrđeni BLD u navedenoj varijabli bio je velik

i blago je, ali statistički značajno opadao s rasterećenjem, što ukazuje na doprinos odnosa sila-brzina. Mehanički izlaz ***relativne maksimalne sile*** smanjen je s rasterećenjem kod oba uvjeta izvedbe. BLD kod mehaničkog izlaza relativne maksimalne sile nije pokazao konzistentan trend s obzirom na rasterećenje, a kretao se u rasponu od 28,7 % do 30,2 %.

Rezultati pokazuju da je rasterećenje značajno utjecalo na mehanički izlaz ***relativne prosječne snage***. Jasno je vidljivo kako se mehanički izlaz u navedenoj varijabli značajno povećavao s rasterećenjem (stupnjevito). Kada se vratimo na rezultate u dvije prethodno opisane varijable, vidljivo je da se s rasterećenjem mehanički izlaz relativne prosječne sile smanjivao, dok je prosječna brzina težišta tijela rasla u oba uvjeta izvedbe VS-a iz čučnja. U skladu s navedenim, porast mehaničkog izlaza relativne prosječne snage rezultat je veće prosječne brzine kod izvedbe VS-a iz čučnja. BLD kod mehaničkog izlaza snage varirao je s rasterećenjem od 9 % do gotovo 13 % bez konzistentnog trenda. S prvim rasterećenjem (10 % tjelesne mase) BLD kod relativne prosječne snage povećao se u odnosu na izvedbu VS-a s vlastitom tjelesnom masom, dok je s drugim rasterećenjem pao ispod razine BLD-a relativne prosječne snage pri izvedbi VS-a s vlastitom tjelesnom masom. Kod unilateralne i bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja također je vidljivo da se mehanički izlaz ***relativne maksimalne snage*** stupnjevito povećavao s rasterećenjem u oba uvjeta. Sukladno navedenom relativna maksimalna snaga bila je manja prilikom bilateralne izvedbe u usporedbi s unilateralnom izvedbom, no razlike između uvjeta izvedbe su male. BLD relativne maksimalne snage kretao od 2,4 % do 4,1 % i varirao bez konzistentnog padajućeg ili rastućeg trenda. Razlozi manjeg BLD-a u ovoj varijabli naspram BLD-a kod relativne prosječne snage jesu veće maksimalne vrijednosti mehaničkog izlaza snage kod bilateralne izvedbe.

Rezultati su pokazali da se ***relativni obavljeni rad*** povećavao s rasterećenjem, a utjecaj rasterećenja na navedeno povećanje bio je statistički značajan. Obavljeni rad bio je veći prilikom unilateralne izvedbe naspram bilateralne, a BLD u navedenoj varijabli kretao se oko 30 %. Kod izvedbe VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom veličina BLD-a relativnog obavljenog rada iznosila je 30,7 %, dok se s rasterećenjem od 20 % tjelesne mase spustila na 28,5 %. Kao što je navedeno i u dijelu rada gdje je analizirana izvedba VS-a iz čučnja s vlastitom tjelesnom masom, BLD u radu posljedica je manjeg mehaničkog izlaza sile kod bilateralne izvedbe u odnosu na unilateralnu izvedbu.

Rezultatima koji su dobiveni u mehaničkim varijablama treba dodati i rezultate EMG aktivnosti mišića s obzirom na rasterećenje.

Kada gledamo ***utjecaj rasterećenja na EMG aktivnost mišića***, vidljiv je veći utjecaj, odnosno veće smanjenje EMG aktivnosti mišića kod unilateralne izvedbe VS-a iz čučnja nego kod bilateralne izvedbe. Kod nekih mišića nije utvrđena razlika u EMG aktivnosti između uvjeta izvedbe s obzirom na rasterećenje. Rezultati EMG aktivnosti mišića pokazuju kako je rasterećenje značajno smanjilo razinu aktivnosti u unilateralnoj izvedbi VS-a iz čučnja kod mišića koji opružaju skočni zglob i koljeno te kod jednog mišića koji stabilizira trup (*m. peroneus longus, m. gastrocnemius, m. soleus, m. vastus lateralis, m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. obliquus externus*). S druge strane, kod bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja razina EMG aktivnosti s rasterećenjem je smanjena samo kod *m. soleus* i *m. obliquus externus,* dakle kod jednog mišića koji sudjeluje u plantarnoj fleksiji i jednog mišića koji stabilizira trup. Rasterećenje nije značajno utjecalo na razinu aktivacije stabilizatora trupa, opružača kuka i dorzalnih pregibača stopala (*m. biceps femoris, m. semitendinosus , m. adductor, m. gluteus maximus, m. multifidus, m. erector spinae ipsilaterale, m. erector spinae contralaterale, m. tibialis anterior*). Veći utjecaj rasterećenja na EMG aktivnost mišića kod unilateralne izvedbe naspram bilateralne razumljiv je s obzirom na to da je opterećenje koje savladavaju mišići koji sudjeluju u propulziji tijela prilikom unilateralnog VS-a iz čučnja dvostruko u odnosu na svaku pojedinačnu nogu kod bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja. Stoga je rasterećenje veće kod unilateralne izvedbe i samim time ima veći utjecaj na EMG aktivnost mišića, odnosno na njihovo aktivno stanje u startnom položaju prilikom izvedbe navedenog motoričkog zadatka.

Rasterećenje je značajno utjecalo na razliku u razini aktivacije u pojedinim mišićima i uvjetima izvedbe s obzirom na tjelesnu masu. Tako je kod *m. gastrocnemius* u unilateralnoj izvedbi i kod *m. obliquus externus* u bilateralnoj izvedbi utvrđena značajno niža razina aktivacije kod izvedbe VS-a iz čučnja s 90 % tjelesne mase naspram izvedbe istog zadatka sa 100 % tjelesne mase. Kod *m. peroneus longus, m. gastrocnemius, m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. soleus* u unilateralnim uvjetima te kod *m. soleus i m. obliquus externus* u bilateralnim uvjetima utvrđena je značajno niža razina aktivacije navedenih mišića kod izvedbe navedenog zadatka s 80 % tjelesne mase u usporedbi s izvedbom sa 100 % tjelesne mase. Kod *m. vastus medialis* i *m. soleus* u unilateralnoj izvedbi te kod *m. soleus* u bilateralnoj izvedbi utvrđena je značajno niža razina aktivacije navedenih mišića kod izvedbe zadatka s 80 % tjelesne mase naspram izvedbe istog zadatka s 90 % tjelesne mase. Iako je utvrđen značajan utjecaj rasterećenja na aktivaciju mišića, razlika u razini aktivacije između uvjeta rasterećenja nije utvrđena kod *m. vastus lateralis*.

Kod dvanaest mišića od ukupno petnaest praćenih utvrđen je bilateralni EMG deficit: *m. peroneus longus, m. gastrocnemius, m. vastus lateralis, m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. soleus, m. gluteus maximus, m. multifidus* (u izvedbi s vlastitom tjelesnom masom i s rasterećenjem od 10 %), *m. erector spinae contralaterale (*u izvedbi s vlastitom tjelesnom masom i s rasterećenjem od 10 %*)* te kod *m. obliquus externus*. Bilateralni EMG deficit stupnjevito je opadao s rasterećenjem kod *m. peroneus longus, m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. semitendinosus, m. multifidus* (u izvedbi s vlastitom tjelesnom masom i s rasterećenjem od 10 %*), m. erector spinae contralaterale* (u izvedbi s vlastitom tjelesnom masom i s rasterećenjem od 10 %*)*. Kod *m. biceps femoris* bilateralni EMG deficit opadao je bez konzistentnog trenda. U samo jednom mišiću utvrđen je porast bilateralnog EMG deficita u oba uvjeta rasterećenja bez konzistentnog trenda i to kod *m. obliquus externus*, dok je kod *m. gastrocnemius, m. rectus femoris, m. soleus, m. gluteus maximus* s rasterećenjem bilateralni EMG deficit varirao, što znači da je s jednim rasterećenjem bio veći, a s drugim manji od bilateralnog EMG deficita bez rasterećenja. Osim bilateralnog EMG deficita, utvrđena je i bilateralna EMG facilitacija i to kod sljedećih mišića: *m. tibialis anterior, m. adductor, m. multifidus* (kod rasterećenja od 20 %*), m. erector spinae ipsilaterale, m. erector spinae contralaterale* (kod rasterećenja od 20 %*)*. Kao i kod bilateralnog EMG deficita, ne postoji obrazac ponašanja bilateralne EMG facilitacije. Bilateralna EMG facilitacija stupnjevito je rasla s rasterećenjem kod *m. erector spinae ipsilaterale.* Facilitacija je također rasla kod *m. tibialis anterior*, no bez konzistentnog trenda. Kod *m. adductor* bilateralna EMG facilitacija je varirala, što znači da je s jednim rasterećenjem bila veća, a s drugim manja od bilateralne EMG facilitacije bez rasterećenja.

Glavni nalaz ovog dijela istraživanja jest statistički značajan utjecaj rasterećenja na veličinu bilateralnog EMG deficita/facilitacije samo kod dva mišića trupa: m. erector spinae ipsilaterale i m. erector spinae contralaterale. Rasterećenje je značajno utjecalo na povećanje razine bilateralne EMG facilitacije kod *m. erector spinae ipsilaterale*. Također je utvrđeno kako postoji značajno viša razina bilateralne EMG facilitacije kod *m. erector spinae ipsilaterale* u uvjetima izvedbe VS-a s 80 % naspram 100 % tjelesne mase. Rasterećenje je značajno utjecalo i na razinu bilateralnog EMG deficita/bilateralne EMG facilitacije kod *m. erector spinae contralaterale*. Bilateralni EMG deficit kod navedenog mišića opadao je s rasterećenjem te je došlo do bilateralne EMG facilitacije kod rasterećenja od 20 % tjelesne mase. Usporedbom po parovima, nije utvrđena značajno niža razina bilateralnog EMG deficita, odnosno viša razina

bilateralne EMG facilitacije kod *m. erector spinae contralaterale* u uvjetima izvedbe VS-a između rasterećenja.

Ovo je istraživanje na originalan način testiralo hipotezu o dominaciji mehanizma odnosa sila-brzina nad živčanim mehanizmom pri nastanku BLD-a jakosti pomoću sustava za rasterećenje uz pomoć kojeg je mijenjan odnos sila-brzina. Utvrđen je utjecaj rasterećenja na mehaničke varijable i EMG aktivnost mišića. U području mehaničkih varijabli utvrđen je veliki BLD kod relativne prosječne sile koji je blago, ali statistički značajno opadao s rasterećenjem. Također je važno spomenuti kako je prosječna brzina težišta tijela bila veća, a trajanje odrazne faze kraće prilikom bilaterane izvedbe VS-a iz čučnja, što upućuje na brže skraćivanje mišića u usporedbi s unilateralnom izvedbom spomenutog motoričkog zadatka. Pozivajući se na prethodno navedene, ali i ostale dobivene rezultate, možemo zaključiti da, na tragu istraživanja Samozina i sur. (2013) koji su utvrdili da postoji naglašeni utjecaj karakteristika odnosa sila-brzina na fenomen BLD-a jakosti, i ovo istraživanje potvrđuje da u prirodnim VS-ovima važan mehanizam u pozadini nastanka BLD-a jakosti jest promjena odnosa sila-brzina u unilateralnim naspram bilateralnih skokova. To međutim ne znači da živčana inhibicija uopće ne postoji kao mehanizam u pozadini BLD-a jakosti. Budući da su bilateralni EMG deficit, a ponegdje i bilateralna EMG facilitacija, bili zabilježeni kod VS-a iz čučnja, živčani čimbenici zasigurno utječu na BLD kod mehaničkog izlaza sile u VS-u. Na temelju dobivenih rezultata u području EMG aktivnosti mišića jasno je kako postoji utjecaj inhibicije na nekoj od razina živčanog sustava, s obzirom na to da je bilateralni EMG deficit utvrđen u dvanaest od ukupno petnaest praćenih mišića. S opadanjem EMG aktivnosti mišića koji sudjeluju u propulziji tijela, utvrđeno je i simultano opadanje relativne prosječne sile, što podupire tezu da je živčana inhibicija u pozadini navedenog fenomen (Howard i Enoka, 1991). Ono što nije jasno jest u kojoj je mjeri to posljedica posturalne nestabilnosti pri unilateralnom skoku naspram bilateralnog skoka. Naime, ako je tijelo nestabilno, tada neki propulzori mogu raditi s ciljem pomaganja stabilizatorima, a ne s ciljem proizvodnje mehaničkog izlaza. Bilateralni EMG deficit uočen je kod propulzora koji djeluju u sva tri zgloba. Najveći zabilježeni bilateralni EMG deficit u ovom istraživanju uočen je kod *m. gluteus maximus*, a iznosio je 50 %. Ovo je drugo istraživanje koje je utvrdilo bilateralni EMG deficit u navedenom mišiću. U istraživanju Hay i sur. (2006) ispitanici su izvodili skok na trenažeru s vanjskim opterećenjem, a bilateralni EMG deficit iznosio je gotovo 21 %. S obzirom na to da je zadatak u navedenom istraživanju bio ograničen konstrukcijom koja je osiguravala stabilnost prilikom izvedbe, zahtjevi za stabilnošću nisu postojali. U ovom istraživanju zahtjevi za održavanjem ravnotežnog položaja bili su veliki jer

je trebalo zadržati određeni kut u zglobu. S obzirom na navedeno, mnogo veći bilateralni EMG deficit kod *m. gluteus maximus* vjerojatno je rezultat veće aktivacije navedenog mišića zbog održavanja posturalne stabilnosti. Zabilježena je veća aktivnost kod mišića koji sudjeluju u opružanju koljena prilikom unilateralne izvedbe: *m. vastus medialis* i *m. vastus lateralis.* S obzirom na prethodno objavljenja istraživanja koja su mjerila EMG aktivnost navedenih mišića kod izvedbe VS-a s vlastitom tjelesnom masom (a u jednom istraživanju i s dodatnim vanjskim opterećenjem), vrijednosti bilateralnog EMG deficita kretale su se oko 10 %, što može upućivati na to da veći bilateralni EMG deficit kod navedenih mišića može biti posljedica održavanja posturalne stabilnosti. U skočnom zglobu razina EMG aktivnosti i bilateralnog EMG deficita veća je kod *m. soleus*, koji je posturalni mišić, u odnosu na *m. gastrocnemius*, a navedena razlika nastala je, osim zbog nepovoljnog položaja *m. gastrocnemius* u prvom dijelu pokreta za proizvodnju sile, i zbog veće EMG aktivnost *m. soleus* koja nastaje da bi mišić osigurao stabilnost. I kontralateralni *m. erector spinae* u odnosu na ipsilateralni pokazuje veću EMG aktivnost kod unilateralne izvedbe što indicira povećanu aktivnost zbog uspostavljanja i održavanja posturalne stabilnosti.

7. ZAKLJUČAK

Na početku istraživanja postavljene su dvije hipoteze. Prva hipoteza pretpostavljala je kako je BLD jakosti i snage u VS-u primarno posljedica živčane inhibicije u bilateralnim kontrakcijama, a indirektan dokaz toga bio bi BLD jakosti u VS-u neovisan od rasterećenja te istovremeno postojanje bilateralnog EMG deficita kod mišića koji sudjeluju u propulziji tijela pri odrazu. Druga je hipoteza pretpostavljala kako je BLD jakosti i snage u VS-u primarno posljedica promjene u odnosu sila-brzina ekstenzora nogu. Indirektna potvrda navedene hipoteze bile bi statistički značajne razlike u veličini BLD-a jakosti kod VS-a s različitim rasterećenjem. To bi potvrdilo naglašeni utjecaj promjene odnosa sila-brzina ekstenzora nogu kao pozadinskog mehanizma BLD-a jakosti i snage u izvedbi VS-a. U ovom je istraživanju po prvi put u proučavanju fenomena BLD-a jakosti korišten tzv. *sustav za rasterećenje*, koji je na jedinstven način omogućio mijenjanje odnosa sile i brzine, a posljedično i utvrđivanje doprinosa navedenog mehanizma nastanku fenomena BLD-a jakosti. Istovremeno je mjerena EMG aktivnost mišića kako bi se utvrdio doprinos živčane inhibicije nastanku prethodno navedenog fenomena.

Rezultati su pokazali kako je prosječna brzina težišta tijela veća prilikom bilateralne izvedbe VS-a iz čučnja (uz kraće trajanje odrazne faze), što upućuje na to da su se neki mišići koji sudjeluju u propulziji skraćivali pri većim brzinama. To je potvrđeno manjim mehaničkim izlazom sile prilikom bilateralne izvedbe, odnosno dobivenim BLD-om jakosti. BLD kod relativne prosječne sile bio je velik (35 % do 37 % ovisno o rasterećenju) te je utvrđen statistički značajan utjecaj rasterećenja na veličinu BLD-a u navedenoj varijabli. Također, značajan utjecaj rasterećenja na mehanički izlaz relativne prosječne sile, relativne prosječne snage i relativne energije ide u prilog drugoj hipotezi. Sve navedeno u skladu je s obrnuto proporcionalnom prirodom odnosa sila-brzina te jasno ukazuje na to da su karakteristike odnosa sila-brzina ekstenzora nogu čimbenik koji je odgovoran za nastanak fenomena BLD-a jakosti pri izvedbi VS-a. Ovaj zaključak nikako ne isključuje utjecaj živčane inhibicije na nastanak fenomena BLD-a jakosti jer je bilateralni EMG deficit utvrđen kod većine mišića koji su mjereni, a navedeno smanjenje EMG aktivnosti mišića analogno je opadanju mehaničkog izlaza sile što jasno upućuje na utjecaj živčane inhibicije. Ukoliko se utvrdi smanjeni izlaz sile koji je popraćen smanjenom električnom aktivnosti mišića, BLD se pripisuje živčanoj inhibiciji

(Howard i Enoka, 1991). Ovim istraživanjem nije bilo moguće utvrditi egzaktan živčani mehanizam koji doprinosi smanjenom motoričkom izlazu i aktivaciji mišića u bilateralnom VS-u. U literaturi se najčešće spominju interhemisferna inhibicija i inhibicija na spinalnoj razini, a moguće je i da se radi o kombinaciji dvaju navedenih mehanizama. Khodiguian i sur. (2003) spekuliraju da spinalna inhibicija ima veći utjecaj onda kada su maksimalne kontrakcije izvođene prilikom dinamičkih višezglobnih pokreta. Također, kod bilateralne izvedbe VS-a tjelesna masa raspoređena je na dvije noge pa će mišići pojedine noge imati smanjeno aktivno stanje u inicijalnom ravnotežnom položaju. Drugim riječima, inicijalno su udaljeniji od svog maksimalnog aktivnog stanja u bilateralnoj izvedbi u usporedbi s unilateralnom izvedbom, a s obzirom na činjenicu da je potrebno vrijeme da bi se dostiglo aktivno stanje, vjerojatno je da se u bilateralnoj izvedbi ekstenzori skraćuju veći dio opsega pokreta u submaksimalnom aktivnom stanju i shodno tome proizvode submaksimalnu silu i rad (Bobbert i sur.,2006). Dakle, sve navedeno upućuje na zaključak kako postoji podijeljen utjecaj dvaju navedenih mehanizama koji uzrokuju nastanak fenomena BLD-a jakosti te kako ga je moguće podijeliti na dva segmenta: jedan segment predstavlja BLD jakosti koji je ovisi o živčanim čimbenicima (interhemisferna inhibicija, spinalna inhibicija), dok drugi segment ovisi o odnosu sile i brzine. Ovaj zaključak u skladu je sa zaključkom istraživanja Samozina i sur. (2013), koji su utvrdili kako postoji naglašeni utjecaj karakteristika odnosa sila-brzina ekstenzora nogu na fenomen BLD-a jakosti (43 %) uz nešto veći utjecaj živčane inhibicije (57 %), te potvrđuje kako je u prirodnim VS-ovima značajan mehanizam u pozadini BLD-a jakosti promjena odnosa sila-brzina u unilateralnim naspram bilateralnih skokova. To međutim ne znači da živčana inhibicija nije mehanizam u pozadini BLD-a jakosti. Budući da su bilateralni EMG deficit, a ponegdje i bilateralna EMG facilitacija, bili zabilježeni kod VS-a, živčani čimbenici zasigurno utječu na BLD jakosti u VS-u. Ono što nije jasno jest, kao što je ranije navedeno, koliko je to posljedica posturalne nestabilnosti pri jednonožnom skoku naspram bilateralnog skoka. Naime, ako je tijelo nestabilno, tada neki propulzori mogu raditi s ciljem pomaganja stabilizatorima, a ne s ciljem proizvodnje mehaničkog izlaza.

Većina istraživanja odbacivala je utjecaj odnosa sila-brzina na BLD jakosti, a podržavala i zagovarala paradigmu kako BLD kod mehaničkog izlaza sile ovisi isključivo o živčanim čimbenicima. Iako utjecaj živčanih čimbenika nedvojbeno postoji, nemoguće je odbaciti utjecaj odnosa sila-brzina. S obzirom na navedeno, ovo istraživanje ukazalo je na značajan utjecaj odnosa sila-brzina, što omogućuje definiranje trenažnih programa koji bi mogli smanjiti negativan utjecaj proučavanog fenomena. BLD ovisi o individualnom profilu karakteristika

odnosa sila-brzina i može se smanjiti poboljšanjem izvedbe pri većoj brzini (Samozino i sur., 2013). Ovi rezultati značajni su zato što su pokazali kako postoji utjecaj rasterećenja na mehanički izlaz sile i veličinu BLD-a jakosti i kako s rasterećenjem dolazi do akutnog smanjenja BLD-a jakosti. To ukazuje na to da bi se određenim trenažnim procesima koji uključuju izvedbu vježbi s rasterećenjem BLD kod mehaničkog izlaza sile mogao smanjiti. Samozino i sur. (2013) također smatraju kako se BLD može reducirati povećanjem sposobnosti za proizvodnju sile na onom dijelu odnosa sila-brzina gdje je velika brzina, a to se može postići balističkim treningom ili treningom snage uz korištenje laganog opterećenja (<30 % od 1RM) ili negativnog opterećenja (rasterećenja).

Limit ovog istraživanja jest vrsta motoričkog zadatka koja zahtijeva veliku posturalnu stabilizaciju zbog čega je kasnije teško definirati koji je dio BLD-a jakosti vezan uz aktivnost mišića u propulziji, a koji se dio odnosi na BLD jakosti koji je nastao zbog uspostavljanja i održavanja posturalne stabilnosti.

Na temelju rezultata ovog istraživanja bilo bi važno dodatno istražiti koji su točno živčani mehanizmi, odnosno koja je razina živčanog sustava odgovorna za nastanak dijela BLD-a jakosti koji ovisi o navedenim faktorima pri izvedbi složenog motoričkog zadatka kao što je VS. Također, s obzirom na dokazan utjecaj rasterećenja na mehanički izlaz sile i na BLD jakosti, istraživanje se može nastaviti i u smjeru proučavanja načina prilagodbe trenažnih procesa (s obzirom na intenzitet i ekstenzitet treninga) na način da smanje inhibitorni utjecaj fenomena BLD-a jakosti.

8. LITERATURA:

1. Archontides, C., Fazey, J. A. (1993). Inter-limb interactions and constraints in the expression of maximum force: a review, some implications and suggested underlying mechanisms. *Journal of Sports Sciences*. 11(2):145-158.

2. Aune, T. K., Aune, M. A., Ettema, G., Vereijken, B. (2013). Comparison of bilateral force deficit in proximal and distal joints in upper extremities. *Human Movement Science.* 32(3):436-444.

3. Behm, D. G., Power, K. E., Drinkwater, E. J. (2003). Muscle activation is enhanced with multi – and uni-articular bilateral versus unilateral contractions. *Canadian Journal of Applied Physiology.* 28(1):38-52.

4. Bobbert, M. F., de Graaf, W. W., Jonk, J. N., Casius, L. J. (2006). Explanation of the bilateral deficit in human vertical squat jumping. *Journal of Applied Physiology*. 100(2):493-499.

5. Buckthorpe, M. W., Pain, M. T., Folland, J.P. (2013). Bilateral deficit in explosive force production is not caused by changes in agonist neural drive. *PLoS One*. 8(3):e57549.

6. Cavagna, G. A., Citterio, G. (1974). Effect of stretching on the elastic characteristics and the contractile component of frog striated muscle. *The Journal of Physiology*. 239(1):1-14.

7. Cengiz, A. (2015). EMG and peak force responses to PNF stretching and the relationship between stretching-induced force deficits and bilateral deficits. *Journal of Physical Therapy Science*. 27(3):631-634.

8. Challis, J. H. (1998). An investigation of the influence of bi-lateral deficit on human jumping. *Human Movement Science*. 17:307-325.

9. Clarke, J. M., Zaidel, E. (1994). Anatomical-behavioral relationships: corpus callosum morphometry and hemispheric specialization. *Behavioural Brain Research*. 64:185-202.

10. Cornwell, A., Khodiguian, N., Yoo, E. J. (2012). Relevance of hand dominance to the bilateral deficit phenomenon. *European Journal of Applied Physiology*. 112(12):4163-4172.

11. Cresswell, A. G., Ovendal, A. H. (2002). Muscle activation and torque development during maximal unilateral and bilateral isokinetic knee extensions. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 42(1):19-25.

12. Dickin, D. C., Too, D. (2006). Effects of movement velocity and maximal concentric and eccentric actions on the bilateral deficit. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 77(3):296-303.

13. Di Lazzaro, V., Oliviero, A., Profice, P., Insola, A., Mazzone, P., Tonali, P., Rothwell, J. C. (1999). Direct demonstration of interhemispheric inhibition of the human motor cortex produced by transcranial magnetic stimulation. *Experimental Brain Research.* 124(4):520-524.

14. Donath, L., Siebert, T., Faude, O., Puta, C. (2014). Correct, fake and absent pre-information does not affect the occurrence and magnitude of the bilateral force deficit. *Journal of Sports Science & Medicine*. 13(2):439-443.

15. Dunstheimer, D., Hebestreit, H., Staschen, B., Strassburg, H. M., Jeschke, R. (2001). Bilateral deficit during short-term, high-intensity cycle ergometry in girls and boys. *European Journal of Applied Physiology*. 84(6):557-561.

16. Ebben, W. P., Flanagan, E., Jensen, R. L. (2009). Bilateral facilitation and laterality during the countermovement jump. *Perceptual and Motor Skills*. 108(1):251-258.

17. Eliassen J. C., Baynes, K., Gazzaniga, M. S. (1999). Direction information coordinated via the posterior third of the corpus callosum during bimanual movements. Experimental Brain Research. 128(4):573-577.

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

19. Ferbert, A., Priori, A., Rothwell, J. C., Day, B. L., Colebatch, J. G., Marsden, C. D. (1992). Interhemispheric inhibition of the human motor cortex. *The Journal of Physiology*. 453:525-546.

20. Fitsiori, A., Nguyen, D., Karentzos, A., Delavelle, J., Vargas, M. I. (2011). The corpus callosum: white matter or terra incognita. *The British Journal of Radiology*. 84(997):5-18.

21. Gasser, H. S., Hill, A. V. (1924). The dynamics of muscular contraction. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B*. 96 (678): 398-437.

22. Gazzaniga, M. S., Bogen, J. E., Sperry, R. W. (1967). Dyspraxia following division of the cerebral commissures. *Archives of Neurology*. 16(6):606-612.

23. Gazzaniga, M.S. (2000). Cerebral specialization and interhemispheric communication: does the corpus callosum enable the human condition? Brain. 123(Pt 7):1293-1326.

24. Gazzaniga, M. S. (2001). Cerebral specialization and interhemispheric communication: does the corpus callosum enable the human condition? *Brain*. 123(Pt 7):1293-1326.

25. Gutmann, A. K., Bertram, J. E. (2016). The dynamic limits of hop height: Biological actuator capabilities and mechanical requirements of task produce incongruity between one- and two-legged performance. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine*. 230(3):191-200.

26. Häkkinen, K., Pastinen, U. M., Karsikas. R., Linnamo. V. (1995). Neuromuscular performance in voluntary bilateral and unilateral contraction and during electrical stimulation in men at different ages. *European Journal of Applied Physiology*. 70(6):518-27.

27. Häkkinen, K., Kraemer, W. J., Kallinen, M., Linnamo, V., Pastinen, U. M., Newton, R. U. (1996). Bilateral and unilateral neuromuscular function and muscle cross-sectional area in middle-aged and elderly men and women. *Journal of Gerontology*. 51(1):B21-29.

28. Häkkinen, K., Kraemer, W. J., Newton, R. U. (1997). Muscle activation and force production during bilateral and unilateral concentric and isometric contractions of the knee extensors in men and women at different ages. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*. 37(3):131-142.

29. Hay, D., de Souza, V. A., Fukashiro, S. (2006) Human bilateral deficit during a dynamic multi-joint leg press movement. *Human Movement Science*. 25(2):181-191.

30. Henry, F. M., Smith, L. E. (1961). Simultaneous vs. Separate bilateral muscular contractions in relation to neural overflow theory and neuromotor specificity. *Research Quarterly*. 32:42-46.

31. Herbert, R. D., Gandevia, S. C. (1996). Muscle activation in unilateral and bilateral efforts assessed by motor nerve and cortical stimulation. *Journal of Applied Physiology*. 80(4):1351-1356.

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

33. Hoffmann, P. (1910). Beitrag zur Kenntnis der menschlichen Reflexe mit besonderer Berucksichtigung der elektrischen Erscheinungen. *Archiv für Anatomie und Physiologie*. 1:223–246.

34. Howard, J. D., Enoka, R. M. (1991). Maximum bilateral contractions are modified by neurally mediated interlimb effects. *Journal of Applied Physiology*. 70(1):306-316.

35. Jakobi, J. M., Cafarelli, E. (1998). Neuromuscular drive and force production are not altered during bilateral contractions. *Journal of Applied Physiology*. 84(1):200-206.

36. Jakobi, J. M., Chilibeck, P. D. (2001). Bilateral and unilateral contractions: possible differences in maximal voluntary force. *Canadian Journal of Applied Physiology*. 26(1):12-33.

37. Jaric, S. (1997). Biomehanika humane lokomocije sa biomehanikom sporta. *Dosije* Beograd.

38. Jaric, S., Markovic, G. (2009). Leg muscles design: the maximum dynamic output hypothesis. Medicine and Science in Sports and Exercise. 41(4):780-787.

39. Judaš, M., Kostović, I. (2001). Temelji neuroznanosti, 1. online izdanje. Medicinski fakultet Zagreb – HIIM web stranica. [citirano: 15.2.2016.] Dostupno na: http://www.hiim.unizg.hr/index.php/udzbenik-temelji-neuroznanosti.

40. Kawakami, Y., Sale, D. G., MacDougall, J. D., Moroz, J. S. (1998). Bilateral deficit in plantar flexion: relation to knee joint position, muscle activation, and reflex excitability. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 77(3):212-216.

41. Khodiguian, N., Cornwell, A., Lares, E., Di Caprio, P. A., Hawkins, S. A. (2003). Expression of the bilateral deficit during reflexively evoked contractions. *Journal of Applied Physiology*. 94(1):171-178.

42. Koh, T. J., Grabiner, M. D., Clough, C. A. (1993). Bilateral deficit is larger for step than for ramp isometric contractions. *Journal of Applied Physiology*. 74(3):1200-1205.

43. Kroll, W. (1965). Isometric cross-transfer effects under conditions of central facilitation. *Journal of Applied Physiology*. 20: 297-300.

44. Kuruganti, U. (2005). An investigation of the bilateral limb deficit phenomenon in lower limbs (PhD Abstract). Canadian Journal of Applied Physiology. 30(4).

45. Kuruganti, U., Chester, V. (2009) Force production and neuromuscular function in bilateral movements among young females at low and high speeds. IFMBE Proceedings, 1(24), 25th Southern Biomedical Engineering Conference 2009, Miami, Florida, Part 4, 51-54.

46. Kuruganti, U., Murphy, T. (2008). Bilateral deficit expressions and myoelectric signal activity during submaximal and maximal isometric knee extensions in young, athletic males. *European Journal of Applied Physiology*. 102(6):721-726.

47. Kuruganti, U., Murphy, T., Pardy, T. (2010). Bilateral deficit phenomenon and the role of antagonist muscle activity during maximal isometric knee extensions in young, athletic men. European Journal of Applied Physiology. 111(7):1533-1539.

48. Kuruganti, U., Seaman, K. (2006). The bilateral leg strength deficit is present in old, young and adolescent females during isokinetic knee extension and flexion. *European Journal of Applied Physiology*. 97(3):322-326.

49. Latash, M. L. (1998). Neurophysiological basis of movement. Human Kinetics.

50. Li, Z. M., Zatsiorsky, V. M., Li, S., Danion, F., Latash, M. L. (2001). Bilateral multifinger deficits in symmetric key-pressing tasks. Experimental brain research. 140(1):86-94.

51. Li, S., Danion, F., Latash, M. L., Li, Z. M., Zatsiorsky, V. M. (2001). Bilateral deficit and symmetry in finger force production during two-hand multifinger tasks. *Experimental Brain Research*. 141(4):530-540.

52. Magnus, C. R., Farthing, J. P. (2008). Greater bilateral deficit in leg press than in handgrip exercise might be linked to differences in postural stability requirements. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*. 33(6):1132-1139.

53. Markovic, G., Jaric, S. (2007). Positive and negative loading and mechanical output in maximum vertical jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 39(10):1757-1764.

54. Matkowski, B., Martin, A., Lepers, R. (2011). Comparison of maximal unilateral versus bilateral voluntary contraction force. *European Journal of Applied Physiology*. 111(8):1571-1578.

55. McLean, S. P., Vint, P. F., Stember, A. J. (2006) Submaximal expression of the bilateral deficit. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 77(3):340-350.

56. Naets, W., Van Loon, J., Paglioli, E., Van Paesschen, W., Palmini, A., Theys, T. (2015). Callosotopy: leg motor connections illustrated by fiber dissection. *Brain Structure & Function.* [Epub ahead of print].

57. Neumann, D. A. (2010). Kinesiology of the musculoskeletal system. Mosby Elsevier.

58. Oda, S., Moritani, T. (1994). Maximal isometric force and neural activity during bilateral and unilateral elbow flexion in humans. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 69(3):240-243.

59. Oda, S., Moritani, T. (1995). Cross-correlation of bilateral differences in fatigue during sustained maximal voluntary contraction. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 70(4):305-310.

60. Oda, S., Moritani, T. (1995). Movement-related cortical potentials during handgrip contractions with special reference to force and electromyogram bilateral deficit. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 72(1-2):1-5.

61. Oda, S. (1997). Motor control for bilateral muscular contractions in humans. *The Japanese Journal of Physiology*. 47(6):487-498.

62. Ohtsuki, T. (1981). Decrease in grip strength induced by simultaneous bilateral exertion with reference to finger strength. *Ergonomics*. 24(1):37-48.

63. Ohtsuki, T. (1983). Decrease in human voluntary isometric arm strength induced by simultaneous bilateral exertion. *Behavioural Brain Research*. 7(2):165-178.

64. Owings, T. M., Grabiner, M. D. (1998). Fatigue effects on the bilateral deficit are speed dependent. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 30(8):1257-1262.

65. Owings, T. M., Grabiner, M. D. (1998). Normally aging older adults demonstrate the bilateral deficit during ramp and hold contractions. *Journal of Gerontology*. 53(6):B425-429.

66. Pain, M. T. (2014). Considerations for single and double leg drop jumps: bilateral deficit, standardizing drop height, and equalizing training load. *Journal of Applied Biomechanics*. 30(6):722-727.

67. Palmieri, R. M., Ingersoll, C. D., Hoffman, M. A. (2004). The Hoffmann reflex: methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. *Journal of Athletic Training*. 39(3):268-277.

68. Post, M., van Duinen, H., Steens, A., Renken, R., Kuipers, B., Maurits, N., Zijdewind, I. (2007). Reduced cortical activity during maximal bilateral contractions of the index finger. *NeuroImage*. 35(1):16-27.

69. Rejc, E., di Prampero, P. E., Lazzer, S., Grassi, B., Simunic, B., Pisot, R., Antonutto, G., Narici, M. (2015). A 35-day bed rest does not alter the bilateral deficit of the

lower limbs during explosive efforts. *European Journal of Applied Physiology*. 115(6):1323-1330.

70. Rejc, E., Lazzer, S., Antonutto, G., Isola, M., di Prampero, P. E. (2010). Bilateral deficit and EMG activity during explosive lower limb contractions against different overloads. *European Journal of Applied Physiology*. 108(1):157-165.

71. Roy, M. A., Sylvestre, M., Katch, F. I., Katch, V. L., Lagassé, P. P. (1990). Proprioceptive facilitation of muscle tension during unilateral and bilateral knee extension. *International Journal of Sports Medicine*. 11(4):289-292.

72. Sahaly, R., Vandewalle, H., Driss, T., Monod, H. (2001). Maximal voluntary force and rate of force development in humans - importance of instruction. *European Journal of Applied Physiology*. 85(3-4):345-350.

73. Samozino, P., Rejc, E., di Prampero, P. E., Belli, A., Morin, J. B. (2014). Force-velocity properties' contribution to bilateral deficit during ballistic push-off. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 46(1):107-114.

74. Schantz, P. G., Moritani, T., Karlson, E., Johansson, E., Lundh, A. (1989). Maximal voluntary force of bilateral and unilateral leg extension. *Acta Physiologica Scandinavica*. 136(2):185-192.

75. Secher, N. H. (1975). Isometric rowing strength of experienced and inexperienced oarsmen. *Medicine and Science in Sports*. 7(4):280-283.

76. Secher, N. H., Rørsgaard, S., Secher, O. (1978). Contralateral influence on recruitment of curarized muscle fibres during maximal voluntary extension of the legs. *Acta Physiologica Scandinavica*. 103(4):456-462.

77. Secher, N. H., Rube, N., Elers, J. (1988). Strength of two- and one-leg extension in man. Acta Physiologica Scandinavica. 134(3):333-339.

78. Seki, T., Ohtsuki, T. (1990). Influence of simultaneous bilateral exertion on muscle strength during voluntary submaximal isometric contraction. *Ergonomics*. 33(9):1131-1142.

79. Seniam – preporuke lokacija za postavljenje EMG senzora. web stranica. [citirano: travanj 2016.] Dostupno na:http://seniam.org/sensor_location.htm

80. Simoneau-Buessinger, E., Leteneur, S., Toumi, A., Dessurne, A., Gabrielli, F., Barbier, F., Jakobi, J. M. (2015). Bilateral strength deficit is not neural in origin; rather due to dynamometer mechanical configuration. *PLoS One*. 10(12):e0145077.

81. Šalaj, S. (2011) Bilateralni deficit jakosti donjih ekstremiteta: utjecaj umora, vrste i brzine mišićne kontrakcije. Doktorski rad. Zagreb. Kineziološki fakultet. Sveučilište u Zagrebu.

82. Taniguchi, Y. (1997). Lateral specificity in resistance training: the effect of bilateral and unilateral training. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 75(2):144-150.

83. Taniguchi, Y. (1998). Relationship between the modifications of bilateral deficit in upper and lower limbs by resistance training in humans. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 78(3):226-230.

84. Taniguchi, Y., Burle, B., Vidal, F., Bonnet, M. (2001). Deficit in motor cortical activity for simultaneous bimanual responses. *Experimental Brain Research*. 137(3-4):259-268.

85. van der Knaap, L. J., van der Ham, I. J. (2011). How does the corpus callosum mediate interhemispheric transfer? A review. *Behavioural Brain Research*. 223(1):211-221.

86. Vandervoort, A. A., Sale, D. G., Moroz, J. (1984). Comparison of motor unit activation during unilateral and bilateral leg extension. *Journal of Applied Physiology*: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology. 56(1):46-51.

87. Vandervoort, A. A., Sale, D. G., Moroz, J. R. (1987). Strength-velocity relationship and fatigability of unilateral versus bilateral arm extension. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 56(2):201-205.

88. Van Dieën, J. H., Ogita, F., De Haan, A. (2003). Reduced neural drive in bilateral exertions: a performance-limiting factor? *Medicine and Science in Sports and Exercise.* 35(1):111-118.

89. van Soest, A. J., Roebroeck, M. E., Bobbert, M. F., Huijing, P. A., van Ingen Schenau, G. J. (1985). A comparison of one-legged and two-legged

countermovement jumps. Medicine and science in sports and exercise. 17(6):635-639.

90. Velut, S., Destrieux, C., Kakou, M. (1998). Morphologic anatomy of the corpus callosum. *Neurochirurgie.* 44(1 Suppl):17-30.

91. Vieluf, S., Godde, B., Reuter, E. M., Voelcker-Rehage, C. (2013). Effects of age and fine motor expertise on the bilateral deficit in force initiation. *Experimental Brain Research.* 231(1):107-116.

92. Vint, P. F., Hinrichs, R. N. (1998). The bilateral deficit is not solely responsible for the relative decrements in two-legged vertical jumping performances. Presented at the North American Congress on Biomechanics, Waterloo, Ontario, Canada

93. Weir, J. P., Housh, D. J., Housh, T. J., Weir, L. L. (1995). The effect of unilateral eccentric weight training and detraining on joint angle specificity, cross-training, and the bilateral deficit. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 22(5):207-215.

94. Zehr, E. P. (2002). Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. European Journal of Applied Physiology. 86(6):455-468.

95. Zijdewind, I., Kernell, D. (2001). Bilateral interactions during contractions of intrinsic hand muscles. *Journal of Neurophysiology*. 85(5):1907-1913.

9. ŽIVOTOPIS AUTORA:

Luka Šimić rođen je 16. svibnja 1984. godine u Varaždinu gdje je završio osnovnu i srednju školu. Kineziološki fakultet u Zagrebu upisao je 2003. godine, a diplomirao je 18. ožujka 2009. godine eksperimentalnim diplomskim radom „Akutni efekti statičkog istezanja na visinu vertikalnog skoka: meta analiza" pod mentorstvom prof. dr. sc. Gorana Markovića. Diplomirao je s prosjekom ocjena 4,40 i nalazi se u 5 % najboljih studenata diplomiranih 2009. godini. Za trajanja studija, u periodu od 2004. do 2008. godine, prima državnu stipendiju na temelju uspjeha postignutih na studiju. Godine 2009. upisuje doktorski studij na Kineziološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu i od 77 prijavljenih kandidata zauzima prvo mjesto na rang-listi prilikom upisa. Od 2009. godine suradnik je u Laboratoriju za motoričku kontrolu i izvedbu pod mentorstvom i vodstvom prof. dr. sc. Gorana Markovića. Od 2011. godine vanjski je suradnik na Kineziološkom fakultetu na predmetu Osnovne kineziološke transformacije. Od 2014. vanjski je suradnik na Kineziološkom fakultetu na stručnom studiju za izobrazbu trenera na predmetima Osnovne kineziološke transformacije, Kineziološka analiza fitnesa, Antropološka analiza fitnesa, Metodika kardio-fitnesa, te Programiranje i kontrola u fitnesu. Radio je kao kondicijski trener sportaša i rekreativaca, pri čemu je provodio funkcionalno testiranje i evaluaciju stanja te planiranje, organizaciju, provedbu i monitoring operativnih programa vježbanja. Također je radio i u području rehabilitacije, gdje je obavljao mjerenje mišićne funkcije i povratak iste nakon ozljeda na izokinetičkom uređaju. Dobitnik je nekoliko nagrada od kojih su najznačajnije: Dekanova nagrada za najboljeg studenta (2003/2004), Rektorova nagrada za znanstveni rad (2006/2007), FIEP Croatia Award za mladog znanstvenika (2013). Autor je nekoliko značajnih stručnih i znanstvenih članaka, čije su rezultate prenosili brojni domaći i strani mediji (jedan od najznačajnijih New York Times).

10. OBJAVLJENI ZNANSTVENI I STRUČNI RADOVI AUTORA:

Znanstveni radovi:

Radovi i sažeci objavljeni u časopisima indeksiranim u CC/SCI/SSCI bazama:

1. **Šimić, L.**, Šarabon, N., Marković, G. (2013). Does pre-exercise static stretching inhibit maximal muscular performance? A meta-analytical review. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. 23(2):131-148.

2. Marković, G., **Šimić, L.**, Mikulić, P. (2009). A meta-analysis to determine the acute effects of static stretching on jumping and sprinting performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1(5):S63.

Znanstveni radovi objavljeni u ostalim časopisima:

1. Marković, G., Sekulić, D., Harasin, D., **Šimić, L.** (2009). Gender differences in upper body explosive force production: effects of maximal strength and body size. *Homo Sporticus*, 11(1):8-13.

Stručni radovi:

1. **Šimić, L.**, Šimek, S. (2006). Trening opće koordinacije u sportskim igrama. *Kondicijski trening*, 4(1):25-39.

2. **Šimić, L.** (2007). Razvoj snage kod mlađih dobnih kategorija u košarci. *Zbornik radova 5. godišnje međunarodne konferencije "Kondicijska priprema sportaša"*, 164-166.