

UNIVERZA V LJUBLJANI

FAKULTETA ZA ŠPORT



MITJA BRAČIČ

**BIODINAMIČNE RAZLIKE V VERTIKALNEM SKOKU  
Z NASPROTNIM GIBANJEM IN BILATERALNI DEFICIT  
PRI VRHUNSKIH SPINTERJIH**

*Doktorska disertacija*

*Mentor: dr. Milan Čoh, red. prof.*

Ljubljana, 2010

Doktorska disertacija z naslovom **BIODINAMIČNE RAZLIKE V VERTIKALNEM SKOKU Z NASPROTNIM GIBANJEM IN BILATERALNI DEFICIT PRI VRHUNSKIH SPINTERJIH** je rezultat lastnega raziskovalnega dela pod mentorstvom prof. dr. Milana Čoha. Izkazano pomoč ostalih sodelavcev sem navedel v zahvali.

Mitja Bračič

---

## ZAHVALA

Najlepša hvala mentorju prof. dr. Milanu Čohu, ki me je navdušil za znanstveno – raziskovalno delo, mi omogočil najboljše pogoje in mi pomagal z nasveti.

Zahvala gre dr. Stanislavu Peharcu, ki mi je omogočil delo v biomehanskem laboratoriju na Polikliniki Peharec v Puli, me spodbujal v času študija in mi pomagal z nasveti. Ob tem bi se zahvalil ing. Petru Bačiču, s katerim sva ure in ure obdelovala rezultate meritev. S pomočjo Perota so bile vse »biomehanske težave« hitreje rešene.

Za mnoge diskusije in koristne nasvete ves čas nastajanja disertacije se še posebej zahvaljujem prof. dr. Zlatku Matjačiču z Univerzitetnega rehabilitacijskega inštituta Republike Slovenije Soča, s katerim sva odkrila »nove svetove« biomehanskega modeliranja vertikalnega skoka.

Za mnoge diskusije in koristne nasvete ves čas nastajanja dela se še posebej zahvaljujem prof. dr. Otmarju Kugovniku s Katedre za biomehaniko športa.

Za mnoge diskusije in koristne nasvete ves čas nastajanja tako diplomskega kot doktorskega dela se zahvaljujem dr. Mateju Supeju s Katedre za biomehaniko športa.

Zahvala gre dr. Branku Dežmanu, dr. Franetu Erčulju in dr. Vojku Strojniku za koristne nasvete v času študija in pri raziskovalnem delu.

Zahvala gre tudi kolegom s Fakultete za šport, ki so me sprejeli v svojo sredino in mi pomagali pri pedagoškem in raziskovalnem delu.

Posebna zahvala tudi vsem športnikom in njihovim trenerjem, ki so sodelovali v eksperimentalnem postopku.

Zahvala lektorici mag. Andreji Grčar.

Za finančno podporo podiplomskega študija kot mlademu raziskovalcu, se zahvaljujem Javni agenciji za raziskovalno dejavnost Republike Slovenije (ARRS).

Velika zahvala mojim staršem za podporo, ki so mi jo nudili ves čas mojega življenja.

Največja zahvala zaročenki Katarini, ki me je spodbujala ob vzponih in padcih in brez katere mi ne bi uspelo.

# BIODINAMIČNE RAZLIKE V VERTIKALNEM SKOKU Z NASPROTNIM GIBANJEM IN BILATERALNI DEFICIT PRI VRHUNSKIH SPRINTERJIH

MITJA BRAČIČ

Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport, Ljubljana, 2010

Strani: 248, preglednice: 25, slike:110, literature: 339

**Ključne besede:** atletika, sprint, vertikalni skoki, kinematika, elektromiografija, mišična aktivnost

## IZVLEČEK

Ob izvedbi vertikalnih skokov se pojavlja problem učinkovitega prenosa rotacijske energije telesnih segmentov v čim večjo hitrost odziva. Pri prenosu energije sta pomembni dvo–sklepni mišici *rectus femoris* in *gastrocnemius*. Pri vertikalnem skoku se pojavi fenomen bilateralnega deficita, ki zmanjšuje mehansko učinkovitost sonožnega skoka v primerjavi z enonožnim. Tudi pri odzivu s startnega bloka ima pojav bilateralnega deficita pomembno vlogo pri produkciji sile na startni blok in posredno tudi na nastop v sprinterskem teku na 60 m in 100 m. Namen naše raziskave je bil ugotoviti razlike v biodinamičnih spremenljivkah enonožnega in sonožnega skoka z nasprotnim gibanjem med dvema kategorijama vrhunskih sprinterjev in tudi med skupinama sprinterjev levičarjev in desničarjev. Pri tem smo ugotavljali bilateralni deficit, ki se pojavi pri izvajanju vertikalnih skokov. V skladu s problemom smo ugotavljali razlike med kategorijama sprinterjev v vzorcih aktivnosti (soslednje) dvo–sklepnih mišic *rectus femoris* in *gastrocnemius*, s čimer smo preverjali proksimalno – distalni princip. Dvanajst vrhunskih sprinterjev (starost  $22.41 \pm 3.39$  let, 60 m  $6.93 \pm .12$  s, 100 m  $10.82 \pm .25$  s) je izvajalo sonožne in enonožne skoke z nasprotnim gibanjem. Sistem osmih video kamer s frekvenco snemanja 200 Hz je bil uporabljen za trodimenzionalno kinematično analizo vertikalnih skokov. Dinamične parametre vertikalnih skokov smo spremljali uni– in bilateralno z dvema neodvisnima pritiskovnim ploščama frekvence 1 kHz. Izračunani so bili parametri inverzne dinamike navor v sklepu in moč v sklepu. Za zajem elektromiografskega signala smo uporabili 16–kanalni elektromiograf.

Merjenje električne aktivnosti je bilo opravljeno na šestnajstih mišicah spodnjih okončin in hrbta. Glavne ugotovitve naše raziskave so bile: **1)** Sprinterji iz kategorije 1 imajo boljši osebni rezultat v sprintu na 100 m in 60 m ter skačejo višje pri sonožnem in enonožnem skoku z nasprotnim gibanjem. Pri izvedbi skokov imajo večjo hitrost odriva ter večji impulz sile ( $p < .05$ ), **2)** Sprinterji izvajajo enonožni skok na način, da izvedejo nasprotno gibanje z manjšo fleksijo v kolku in manjšo dorzalno fleksijo v gležnju kot pri sonožnem skoku, skoki pa se ne razlikujejo v največji amplitudi gibanja v kolenskem sklepu ( $p < .05$ ), **3)** Sprinterji iz kategorije 1 imajo večjo energetsko učinkovitost sonožnih in enonožnih skokov, zaradi pravilnega sosledja aktivacije dvo–sklepnih mišic *rectus femoris* in *gastrocnemius*, ki omogočajo prenos rotacijske kinetične energije med telesnimi segmenti po proksimalno–distalnem principu ( $p < .05$ ), **4)** Med sprinterji levičarji in desničarji so razlike v produkciji sile pri sonožnem vertikalnem skoku z nasprotnim gibanjem, sprinterji levičarji generirajo silo enakomerno z obema okončinama, desničarji pa ne ( $p < .05$ ), **5)** Med sprinterji levičarji in desničarji so razlike v aktivnosti mišic spodnjih okončin pri izvedbi sonožnih skokov z nasprotnim gibanjem, pri levičarjih je prisoten pojav bilateralnega deficita v mišični aktivnosti, pri desničarjih pa je prisoten pojav bilateralne facilitacije, **6)** Večja hitrost gibanja pri sonožnem skoku je primarni razlog za manjšo produkcijo sile na podlago dominantne in nedominantne okončine, posledica tega so manjše vrednosti največjega sklepnege navora gležnja, kolenskega sklepa in kolka, kar pa posledično vpliva tudi na manjše vrednosti sklepne moči gležnju in kolka ( $p < .05$ ), **7)** Čas odriva pri enonožnih skokih je daljši, saj je celotna masa telesa distribuirana na eni okončini, **8)** Produkcija sile posamezne okončine je večja pri enonožnem skoku ( $p < .05$ ), **9)** Pri sonožnem skoku so manjše srednje vrednosti največjih amplitud pEMG pri mišicah spodnjih okončin, vendar niso statistične pri vseh mišicah ( $p < .05$ ) in **10)** Sprinterji iz kategorije 2 so imeli večje vrednosti bilateralnega deficita pri višini skoka, pri proizvodnji sile in pri amplitudah pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin, vendar niso statistične pri vseh mišicah ( $p < .05$ ). Metodologija biomehanskega modeliranja vertikalnega skoka z nasprotnim gibanjem nam omogoča določanje mehanske učinkovitosti dominantne in nedominantne spodnje okončine pri izvajanju unilateralnih in bilateralnih vertikalnih skokov z nasprotnim gibanjem. Biomehanski model nam omogoča, da lahko na človeškem sistemu določamo vzorce aktivacije dvo–sklepnih mišic, ki naj bi v mehansko učinkovitem modelu delovale po proksimalno–distalnem principu.

# BIODYNAMICAL DIFFERENCES IN COUNTER MOVEMENT VERTICAL JUMP AND BILATERAL DEFICIT IN TOP LEVEL SPRINTERS

MITJA BRAČIČ

University of Ljubljana, Faculty of Sport, Ljubljana, 2010

Pages: 248, Tables: 25, Figures: 110, Literature: 339

**Key words:** track-and-field, sprint, vertical jumps, kinematics, EMG, muscle activity

## ABSTRACT

When executing vertical jumps a noticeable problem transpires in the efficient transfer of rotational energy of body segments into the largest possible velocity of a jump. In the transfer of energy, the biarticular muscles *rectus femoris* and *gastrocnemius* are important. A phenomenon of bilateral deficit can be noticed in vertical jumps, reducing the mechanical efficiency of two-legged jump in comparison to one-legged jump. In the take-off from a starting block, the occurrence of bilateral deficit also plays an important role in the production of force on a starting block and also indirectly on performance in the 60 m and 100 m sprints. The purpose of the present study was to investigate differences between biodynamical variables of one- and two-legged counter movement vertical jumps of two categories of elite sprinters as well as between the groups of left- and right-handed sprinters. Additionally, bilateral deficit in the execution of vertical jumps has also been studied. In line with the problem, differences between categories of sprinters in the activity samples (time sequence) of biarticular muscles *rectus femoris* and *gastrocnemius* were monitored, thus examining proximal to distal principle. Twelve male elite sprinters (age:  $22.41 \pm 3.39$  years, 100 m personal best:  $10.82 \pm 0.25$  s) performed two- and one-leg counter movement jumps (CMJ). A system of eight CCD cameras with a frequency of 200 Hz was used for the 3D kinematic measurements of CMJ. The ground reaction forces of vertical jumps were measured unilaterally and bilaterally by means of two independent and synchronized force platforms. Parameters of inverse dynamics joint torque and joint power were calculated. A 16-channel electromyograph has been used to record the EMG signal. Electric activity has been measured in sixteen muscles of the lower extremities and back.

The main findings of the present study were: **1)** Sprinters from Category 1 have better personal results in 60 m and 100 m sprints as well as higher two – and one –legged vertical counter movement jumps, in the execution of jumps the take– off velocity and the impulse of the force was higher ( $p<0.05$ ), **2)** Sprinters executed one –legged jumps by performing counter movement with a smaller hip flexion and a smaller dorsiflexion of the ankle than in two –legged jump; there were no differences in maximal movement amplitude in a knee joint ( $p<0.05$ ), **3)** Sprinters from Category 1 have better energy efficiency of two– and one –legged jumps due to correct activation sequence of the biarticular muscles *rectus femoris* and *gastrocnemius*, which ensure a transfer of rotational kinetic energy between body segments following a proximal to distal principle ( $p<0.05$ ), **4)** Differences in the force production of two– legged counter movement jump can be seen between the left– and right– handed sprinters: left –handed sprinters generate the force equally with both extremities, whereas right–handed do not ( $p<0.05$ ), **5)** Differences in the muscle activity of lower extremities in two– legged counter jumps can be seen between left – and right– handed sprinters: in left –handed sprinters a phenomenon of bilateral deficit of muscle activity has been observed, whereas in right– handed sprinters a phenomenon of bilateral facilitation has been observed, **6)** Larger movement velocity in two– legged jump was a primary reason for the smaller production of force on the surface of the dominant and non– dominant extremities, resulting in lower values of maximum torque in the ankle, knee and hip joints, which consequently results in lower values of joint strength of ankle and hip ( $p<0.05$ ), **7)** The time of take– off in one– legged jumps was longer as the entire body mass is distributed on one extremity, **8)** production of force of individual extremity was larger in one– legged jumps ( $p<0.05$ ), **9)** In one– legged jumps the average values of maximal EMG amplitudes were lower in muscles of lower extremities, yet not statistically lower in all the muscles ( $p<0.05$ ) and **10)** In sprinters from Category 2, the values of bilateral deficit in the height of jump, in production of force and in the EMG amplitudes of muscle activity of lower extremities were higher, yet not statistically lower in all the muscles ( $p<0.05$ ). The methodology of biomechanical modelling of counter movement jumps enables determination of mechanical efficiency of dominant and non– dominant lower extremity when executing unilateral and bilateral vertical counter movement jumps.

Biomechanical model facilitates sampling of activation in biarticular muscles *rectus femoris* and *gastrocnemius* in live human systems, which should act in a biomechanically efficient model according to the proximal to distal principle.



# KAZALO

1 UVOD	2
1.1 Biomehanske značilnosti sprinterskega koraka	3
1.2 Biomehanske značilnosti nizkega starta	6
1.3 Hotena kontrakcija mišice	8
1.4 Značilnosti ekscentrično–koncentričnih kontrakcij	11
1.5 Strategije živčne kontrole koncentričnih in ekscentričnih mišičnih kontrakcij	14
1.6 Pojav bilateralnega deficita	20
1.6.1 Bilateralni deficit na nivoju centralnih mehanizmov	21
1.6.2 Bilateralni deficit na nivoju perifernih mehanizmov	26
1.6.2.1 Bilateralni deficit pri dinamičnih gibanjih	26
1.6.2.2 Bilateralni deficit pri homonimnih mišicah	27
1.6.2.3 Bilateralni deficit – teorija dominantne okončine	28
1.6.2.4 Bilateralni deficit mišične aktivnosti (pEMG)	29
1.6.2.5 Bilateralni deficit – trenajni proces	31
2 PREDMET IN PROBLEM	34
2.1 Vertikalni skok	34
2.1.1 Tridimenzionalno računalniško modeliranje in simulacija vertikalnega skoka	36
2.1.2 Omejitveni dejavniki pri prenosu rotacijske kinetične energije v translatorno gibanje telesa – dinamični model	39
2.1.3 Živčno–mišični model vertikalnega skoka	43
2.1.4 Vloga eno–sklepnih in dvo–sklepnih mišic pri vertikalnem skoku	46
2.1.5 Koaktivacija eno–sklepnih in dvo–sklepnih mišic spodnjih okončin	48
2.1.6 Spremljanje aktivnosti mišic pri eksplozivnih gibanjih z metodo površinske elektromiografije	52
2.2 Vpliv nasprotnega gibanja na vertikalni skok	54
2.3 Primerjava odriava pri nizkem startu, sprinterskem teku in vertikalnem skoku	57

2.4 Primerjava enonožnega in sonožnega vertikalnega skoka	62
2.5 Bilateralni deficit pri vertikalnem skoku	62
<b>3 CILJI</b>	<b>68</b>
<b>4 HIPOTEZE</b>	<b>70</b>
<b>5 METODE</b>	<b>73</b>
5.1 Opis vzorca merjencev	73
5.2 Potek in organizacija eksperimentalnega postopka	73
5.2.1 Zaporedje izvajanja postopkov priprave in meritev	74
5.2.2 Opis merilnih postopkov	74
5.2.3 Opis testov	75
5.3 Kinematična analiza	77
5.3.1 Kinematična analiza amplitud gibanj v sklepnih spodnjih okončin	79
5.3.2 Izračun centralnega težišča telesa (CTT) s pomočjo kinematične analize	81
5.4 Dinamična analiza	82
5.4.1 Normalizacija časa odriva	83
5.4.2 Izračun višine vertikalnega skoka z nasprotnim gibanjem	84
5.5 Površinska elektromiografija	85
5.5.1 Priprava merjencev za meritve signala pEMG	86
5.5.2 Omejitveni dejavniki pri merjenju signala pEMG	90
5.5.3 Analiza signala pEMG dvo–sklepnih mišic spodnjih okončin	92
5.5.4 Normalizacija signala pEMG	93
5.6 Izračun bilateralnega indeksa	95
5.7 Metode obdelave podatkov	95
<b>6 REZULTATI</b>	<b>98</b>
6.1 Primerjalna analiza biodinamičnih spremenljivk enonožnega in sonožnega skoka z nasprotnim gibanjem dveh kategorij sprinterjev	98
6.1.1 Določitev dveh kategorij sprinterjev na podlagi analize medianih vrednosti spremenljivk sonožnega CMJ	98
6.1.2 Osnovne značilnosti dveh kategorij sprinterjev	98

6.1.3 Primerjava kinematskih in dinamičnih spremenljivk CMJ med sprinterjem iz prve kategorije in sprinterjem iz druge kategorije	99
6.1.4 Primerjava kinematskih in dinamičnih spremenljivk enonožnega CMJ med sprinterjem iz prve kategorije in sprinterjem iz druge kategorije	103
6.1.5 Primerjalna analiza kinematskih spremenljivk enonožnega in sonožnega CMJ dveh kategorij sprinterjev	108
6.1.6 Primerjalna analiza dinamičnih spremenljivk enonožnega in sonožnega CMJ dveh kategorij sprinterjev	111
6.1.7 Primerjalna analiza spremenljivk inverzne dinamike enonožnega in sonožnega CMJ dveh kategorij sprinterjev	115
6.1.8 Primerjalna analiza največjih amplitud pEMG aktivnosti mišic pri enonožnem in sonožnem CMJ dveh kategorij sprinterjev	117
6.1.9 Primerjalna analiza bilateralnega indeksa dveh kategorij sprinterjev	121
6.2 Primerjalna analiza biodinamičnih spremenljivk enonožnega in sonožnega skoka z nasprotnim gibanjem sprinterjev levičarjev in desničarjev	124
6.2.1 Osnovne značilnosti sprinterjev levičarjev in desničarjev	124
6.2.2 Primerjalna analiza kinematskih spremenljivk enonožnega in sonožnega CMJ sprinterjev levičarjev in desničarjev	125
6.2.3 Primerjalna analiza dinamičnih spremenljivk enonožnega in sonožnega CMJ sprinterjev levičarjev in desničarjev	126
6.2.4 Primerjalna analiza spremenljivk inverzne dinamike enonožnega in sonožnega CMJ sprinterjev levičarjev in desničarjev	128
6.2.5 Primerjalna analiza največjih amplitud EMG aktivnosti mišic pri enonožnem in sonožnem CMJ sprinterjev levičarjev in desničarjev	131
6.2.6 Primerjalna analiza bilateralnega indeksa sprinterjev levičarjev in desničarjev	136
6.3 Primerjalna analiza največjih amplitud pEMG sonožnega in enonožnega CMJ	139
6.3.1 Primerjava največjih amplitud pEMG aktivnosti mišic med sonožnim in enonožnim CMJ: normalizacija pEMG z metodama NHIK in NHKK	139
6.4 Primerjalna analiza vzorcev pEMG aktivnosti dvo–sklepni mišic rectus femoris in gastrocnemius med kategorijama sprinterjev	141
6.4.1 Primerjalna analiza vzorcev pEMG aktivnosti dvo–sklepni mišic rectus femoris in gastrocnemius med sprinterjema iz prve in druge kategorije	142

<b>7 RAZPRAVA</b>	<b>149</b>
7.1 Primerjalna analiza biodinamičnih spremenljivk enonožnega in sonožnega skoka z nasprotnim gibanjem dveh kategorij sprinterjev	149
7.1.1 Analiza kinematskih in dinamičnih spremenljivk enonožnega in sonožnega CMJ dveh kategorij sprinterjev	150
7.1.2 Primerjalna analiza največjih amplitud pEMG aktivnosti mišic pri enonožnem in sonožnem CMJ dveh kategorij sprinterjev	157
7.1.3 Analiza bilateralnega indeksa dveh kategorij sprinterjev	160
7.1.3.1 Bilateralni indeks dveh kategorij sprinterjev – analiza amplitud pEMG	163
7.2 Analiza biodinamičnih spremenljivk enonožnega in sonožnega skoka z nasprotnim gibanjem sprinterjev levičarjev in desničarjev	167
7.2.1 Analiza bilateralnega indeksa sprinterjev levičarjev in desničarjev	172
7.3 Analiza največjih amplitud pEMG aktivnosti mišic med sonožnim in enonožnim CMJ: primerjava dveh metod normalizacije signala pEMG	176
7.4 Analiza vzorcev pEMG aktivnosti dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius med kategorijama sprinterjev	178
<b>8 ZAKLJUČEK</b>	<b>186</b>
8.1 Izvirni prispevki	198
8.2 Nadaljnje raziskave	199
<b>9 LITERATURA</b>	<b>201</b>
9.1 Viri slik na začetku poglavij	227
9.2 Priloge	229
9.3 Razlaga oznak	230
9.4 Objavljen članek na temo doktorske disertacije	232

## KAZALO SLIK

Slika 1: Kinematska analiza položaja sprinterja v startnem bloku.	6
Sliki 2 in 3: Produkcija sile na sprednji in zadnji blok pri sonožnem odzivu v začetnem delu starta ter produkcija sile na sprednji blok pri enonožnem odzivu v zaključni fazi starta iz bloka.	7
Slika 4: Primer zmanjšane mišične aktivacije med ekscentrično kontrakcijo.	9
Slika 5: Primer zmanjšane mišične aktivacije med ekscentrično kontrakcijo v primerjavi s koncentrično.	10
Slika 6: Prikaz ekscentrično–koncentrične kontrakcije.	12
Slika 7: Primerjava togosti tetive in mišice.	13
Slika 8A: Primer koncentrične in ekscentrične kontrakcije.	15
Slika 8B: Primer koncentrične in ekscentrične kontrakcije addukcije palca na roki.	16
Slika 9: Simulacija rekrutacije motoričnih enot pri naraščanju in padanju izometrične sile.	17
Slika 10: Hipotetičen model rekrutacije ME glede na dinamične zahteve gibanja.	18
Slika 11A: Aktivnost mišice triceps surae med izometrično in dinamično kontrakcijo.	19
Slika 11B: Aktivnost mišice triceps surae med izometrično in dinamično kontrakcijo.	20
Slika 12: Povezava leve in desne možganske hemisfere – corpus callosum.	22
Slika 13: Velikost MRCP, EMG in sile pri ULK.	23
Slika 14: Velikost MRCP med ULK in BLK kontrakcijo.	23
Slika 15: Tridimenzionalni (3D) mišično–skeletalni model spodnjih okončin.	38
Slika 16: Palični diagram skoka z nasprotnim gibanjem.	39
Slika 17: Krivulja sile podlage med skokom z nasprotnim gibanjem.	39
Slika 18: Prenos kotne hitrosti (rotacijsko gibanje) v translatorno hitrost pri vertikalnem skoku.	40
Slika 19: Shematski prikaz rotacije telesnih segmentov in mišične akcije med odzivno akcijo pri vertikalnem skoku.	42
Slika 20: Srednja vrednost mišične aktivnosti (pEMG) pri CMJ.	44
Slika 21: Palični diagram in surovi pEMG signal pri skoku z nasprotnim gibanjem (CMJ).	47
Slika 22: Shematski prikaz mišično–skeletalnega modela skakalca.	49
Slika 23: Model skakalca »jumping Jack«	50
Slika 24: Tipični primer položaja telesa pri izvajanju skoka z nasprotnim gibanjem ter delovanje rezultante vertikalne sile podlage pri posameznih fazah skoka.	51
Slika 25: Primerjava vertikalne sile reakcije podlage in višine CTT med CMJ in SJ.	54
Slika 26: Prikaz položaja telesa (subjekta in modela) pri izvedbi CMJ in SJ v startnem položaju in štartnem položaju za odziv.	55
Sliki 27 in 28: Primerjava položajev sprinterja pred izvedbo sonožnega odziva iz startnega bloka in vertikalnega skoka.	58
Sliki 29 in 30: Produkcija sile na sprednji in zadnji startni blok ter produkcija sile leve in desne okončine pri sonožnem skoku z nasprotnim gibanjem.	59
Slike 31, 32 in 33: Prikaz enonožnega odziva pri vertikalnem skoku in pri sprinterskem teku.	60
Sliki 34 in 35: Prikaz vrednosti deležev (v %) od skupnega mehanskega dela pri skoku in sprinterskem odzivu v zadnjih 90 ms odziva.	61
Slika 36: Kinogram izvedbe sonožnega skoka z nasprotnim gibanjem (CMJ).	75
Slike 37a, b in c: Protokol enonožnega skoka z nasprotnim gibanjem.	76
Slika 38: Začetni položaj pri izvedbi CMJ.	76
Slika 39: Najnižji položaj pri izvedbi CMJ.	76
Slika 40: Postopek namestitve markerjev na merjenca.	77
Slika 41: Sistem THOR2 za kalibracijo prostora.	78
Slika 42a: Statični model merjenca.	78
Slika 42b: Dinamični model merjenca.	78

Slika 43: Končni kinematični model.	79
Slika 44: Fleksija in ekstenzija kolka.	79
Slika 45: Fleksija in ekstenzija kolenskega sklepa.	80
Slika 46: Plantarna fleksija (a) in dorzalna fleksija.	80
Slika 47a in b: Kinematični pas z markerji.	80
Slika 48: Radiji centralnih težišč telesnih segmentov.	81
Slika 49: Analitična določitev CTT.	81
Slika 50: Normalizacija časa odziva vertikalnega skoka.	83
Slika 51: Dinamični in kinematični parametri skoka z nasprotnim gibanjem.	84
Slika 52: Shema zajema in obdelave pEMG signala.	85
Slika 53: Priprava merjenja za meritev površinskega EMG.	86
Slike 54 do 67: Položaji za postavitev elektrod na opazovanih mišicah.	87
	88
Slika 68: Postavitev referenčne (ničelne) elektrode.	88
Slika 69: Merjenje upora (impedance) med elektrodama.	89
Slika 70: Zaščita elektrod in električnih kablov z mrežo.	89
Slika 71: Namestitev mobilne enote HP Ipaq 4700 za zajem pEMG signala.	89
Slika 72: Surovi in obdelani pEMG signal.	92
Slika 73: Primer analize pEMG signala dvo–sklepne mišice.	93
Slika 74: Hitrost CTT sprinterja iz prve kategorije pri skoku CMJ.	100
Slika 75: Hitrost CTT sprinterja iz druge kategorije pri skoku CMJ.	100
Slika 76: Sila odziva sprinterja iz prve kategorije pri skoku CMJ.	101
Slika 77: Sila odziva sprinterja iz druge kategorije pri skoku CMJ.	101
Slika 78: Sklepni navor desne noge sprinterja iz prve kategorije.	101
Slika 79: Sklepni navor desne noge sprinterja iz druge kategorije.	101
Slika 80: Sklepni navor leve noge sprinterja iz prve kategorije.	102
Slika 81: Sklepni navor leve noge sprinterja iz druge kategorije.	102
Slika 82: Sklepna moč desne noge sprinterja iz prve kategorije.	103
Slika 83: Sklepna moč desne noge sprinterja iz druge kategorije.	103
Slika 84: Sklepna moč leve noge sprinterja iz prve kategorije.	103
Slika 85: Sklepna moč leve noge sprinterja iz druge kategorije.	103
Slika 86: Hitrost CTT sprinterja iz prve kategorije pri enonožnem skoku.	105
Slika 87: Hitrost CTT sprinterja iz druge kategorije pri enonožnem skoku.	105
Slika 88: Sila odziva sprinterja iz prve kategorije pri enonožnem CMJ.	105
Slika 89: Sila odziva sprinterja iz druge kategorije pri enonožnem CMJ.	105
Slika 90: Sklepni navor enonožnega CMJ z desno nogo sprinterja iz prve kategorije.	106
Slika 91: Sklepni navor enonožnega CMJ z desno nogo sprinterja iz druge kategorije.	106
Slika 92: Sklepni navor enonožnega CMJ z levo nogo sprinterja iz prve kategorije.	107
Slika 93: Sklepni navor enonožnega CMJ z levo nogo sprinterja iz druge kategorije.	107
Slika 94: Sklepna moč enonožnega CMJ z desno nogo sprinterja iz prve kategorije.	107
Slika 95: Sklepna moč enonožnega CMJ z desno nogo sprinterja iz druge kategorije.	107
Slika 96: Sklepna moč enonožnega CMJ z levo nogo sprinterja iz druge kategorije.	108
Slika 97: Sklepna moč enonožnega CMJ z levo nogo sprinterja iz prve kategorije	108
Slika 98: Primerjava največjih amplitud pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin med sonožnim (CMJ) in enonožnim (CMJD) skokom po dveh metodah normalizacije (NHIK in NHKK).	141
Slika 99: Prikaz vzorca pEMG aktivnosti dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius pri sonožnem skoku z nasprotnim gibanjem sprinterja iz kategorije 1.	142
Slika 100: Prikaz vzorca pEMG aktivnosti dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius pri sonožnem skoku z nasprotnim gibanjem sprinterja iz kategorije 2.	143
Slika 101: Vzorec pEMG signala aktivnosti dvo–sklepne mišice rectus femoris na dominantni okončini pri sprinterjih v kategoriji 1.	145
Slika 102: Vzorec pEMG signala aktivnosti dvo–sklepne mišice rectus femoris na dominantni okončini pri sprinterjih v kategoriji 2.	145

Slika 103: Vzorec pEMG signala aktivnosti dvo–sklepne mišice rectus femoris na nedominantni okončini pri sprinterjih v kategoriji 1.	146
Slika 104: Vzorec EMG signala aktivnosti dvo–sklepne mišice rectus femoris na nedominantni okončini pri sprinterjih v kategoriji 2.	146
Slika 105: Vzorec pEMG signala aktivnosti dvo–sklepne mišice gastrocnemius na dominantni okončini pri sprinterjih v kategoriji 1.	147
Slika 106: Vzorec pEMG signala aktivnosti dvo–sklepne mišice gastrocnemius na dominantni okončini pri sprinterjih v kategoriji 2.	147
Slika 107: Vzorec pEMG signala aktivnosti dvo–sklepne mišice gastrocnemius na nedominantni okončini pri sprinterjih v kategoriji 1.	148
Slika 108: Vzorec pEMG signala aktivnosti dvo–sklepne mišice gastrocnemius na nedominantni okončini pri sprinterjih v kategoriji 2.	148
Slika 109: Asimetrična proizvodnja sile leve in desne okončine v fazi odziva pri vertikalnem skoku z nasprotnim gibanjem.	169
Slika 110: Doskok na nedominantno okončino zaradi rotacije telesa ob odzivu.	170

## KAZALO PREGLEDNIC

Preglednica 1: Komponente in omejitveni dejavniki sprinterskega teka.	5
Preglednica 2: Korelacije med vertikalnim skokom z nasprotnim gibanjem in sprinterskim tekom.	36
Preglednica 3: Prikaz relativnih tež telesnih segmentov.	81
Preglednica 4: Dejavniki, ki vplivajo na signal površinske elektromiografije.	91
Preglednica 5: Mediane vrednosti in povprečne vrednosti kriterijev CMJ.	98
Preglednica 6: Osnovne značilnosti dveh kategorij sprinterjev.	99
Preglednica 7: Kinematske spremenljivke sonožnega in enonožnega CMJ dveh kategorij sprinterjev.	110
Preglednica 8: Koti v sklepih pri enonožnem in sonožnem CMJ dveh kategorij sprinterjev.	111
Preglednica 9: Dinamične spremenljivke enonožnega in sonožnega CMJ dveh kategorij sprinterjev.	114
Preglednica 10: Sklepni navori pri enonožnem in sonožnem CMJ dveh kategorij sprinterjev.	116
Preglednica 11: Sklepna moč pri enonožnem in sonožnem CMJ dveh kategorij sprinterjev.	117
Preglednica 12: Amplitude pEMG enonožnega in sonožnega CMJ dveh kategorij sprinterjev (normalizacija pEMG glede na $aEMG_{NHK}$ ).	118
Preglednica 13: Amplitude pEMG enonožnega in sonožnega CMJ dveh kategorij sprinterjev (normalizacija pEMG glede na $aEMG_{NHKK}$ ).	120
Preglednica 14: Bilateralni indeks spremenljivk vertikalnega skoka med kategorijama sprinterjev.	122
Preglednica 15: Osnovne značilnosti sprinterjev levičarjev in desničarjev.	124
Preglednica 16: Kinematične spremenljivke sonožnega in enonožnega vertikalnega skoka sprinterjev levičarjev in desničarjev.	125
Preglednica 17: Koti v sklepih pri sonožnem in enonožnem CMJ sprinterjev levičarjev in desničarjev.	126
Preglednica 18: Dinamične spremenljivke enonožnega in sonožnega CMJ ter razlike med dominantno in nedominantno nogo sprinterjev levičarjev in desničarjev.	127

Preglednica 19: Sklepni navori pri enonožnem in sonožnem CMJ sprinterjev levičarjev in desničarjev.	129
Preglednica 20: Sklepna moč pri enonožnem in sonožnem CMJ sprinterjev levičarjev in desničarjev.	130
Preglednica 21: Amplitude pEMG enonožnega in sonožnega CMJ sprinterjev levičarjev in desničarjev (normalizacija pEMG glede na $aEMG_{NHKK}$ ).	132
Preglednica 22: Amplitude pEMG enonožnega in sonožnega CMJ sprinterjev levičarjev in desničarjev (normalizacija pEMG glede na $aEMG_{NHKK}$ ).	135
Preglednica 23: Bilateralni indeks spremenljivk vertikalnega skoka med sprinterji levičarji in desničarji.	137
Preglednica 24: Primerjava pEMG aktivnosti mišic med sonožnim in enonožnim CMJ po normalizaciji z NHK in NHKK.	140
Preglednica 25: Spremenljivke pEMG dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius na dominantni in nedominantni okončini pri CMJ.	144



## PREDGOVOR

Pisanje doktorata pomeni za vsakega mladega raziskovalca možnost, da uveljavi svoje ideje in kreativnost. Ob tem bi moral vsak raziskovalec tudi duhovno rasti ob prebiranju leposlovja, spremljanju kulturnih prireditev in poznavanju umetnosti. Tako kot pri športnikih velja zdrav duh v zdravem telesu, bi moralo pri raziskovalcih veljati zdrav duh in zdrava pamet. Zagovor doktorske disertacije pomeni vstopnico v svet raziskovanja ter dvig na višji kulturni in duhovni nivo, ki pa ga mnogi ne znajo ceniti. Sam naziv doktor znanosti teh vrednot ne prinese, zanj je potrebno rasti skozi študij in pisanje strokovnih in raziskovalnih člankov. Osnovna naloga vsakega, ki doseže ta nivo izobrazbe, je prispevati k znanju in blaginji človeške družbe.

Skozi študij in pisanje doktorata sem ugotovil, da ni področij, ki bi bila »čisto znanstvena« in drugih področij, ki bi lahko bila »čista umetnost«. Umetniški postopki se pojavljajo povsod v znanosti, še posebej pa tam kjer se pojavljajo nova in presenetljiva odkritja. Zgodovina umetnosti in znanosti nam s svojimi stvaritvami pojasnjuje to nenavadno situacijo, ki se je zaveda malo ljudi. Kako to, da se toliko inteligentnih ljudi še vedno oklepa te ideje ostre delitve?

V antični Grčiji so bile vse stroke najprej »umetnosti« (*technai* pri Grkih), ki so se razlikovale po rezultatih (medicina, filozofija, retorika, ...), toda metode so bile podobne. Ljudje so zbirali izkustva, jih uredili in jih naprej posredovali učencem. Tudi moja konstrukcija doktorske disertacije je potekala z zbiranjem izkušenj v raziskovalnem delu, pisanjem člankov in podajanjem znanja študentom. Ideja za pisanje teme disertacije je nastajala z raziskovanjem gibanja človeškega telesa, ki še vedno skriva svoje neverjetne fizične in duševne sposobnosti. Ob raziskovanju skrivnosti človeškega telesa, ki ga medicina analizira do njegovega najmanjšega elementa, ki nosi zgodovino človeštva – gena, ob tem ga anatomija secira do najmanjših celic, ki zagotavljajo življenjsko energijo, se tukaj pojavlja tudi umetnost, ki je že ob nastanku človeštva poskušala prikazati človeka s skicami v jamah in na skalah, iz česar se je kasneje v stari Grčiji razvila »umetniška znanost«, ki se je odražala v kiparstvu in slikarstvu, v srednjem veku pa se je razvila neverjetna sposobnost človeka, da s pomočjo znanosti poustvari človeško telo v obliki fresk, slik in kipov v vsej svoji lepoti. V ta prostor se poskuša umestiti tudi športna znanost »kineziologija«, ki s pomočjo naravoslovnih in družboslovnih znanosti analizira človekovo gibanje v športu.

Začetek vsakega poglavja v doktorski disertaciji se smiselno začne s slikami, ki ponazarjajo vsebino, ki bo sledila v nadaljevanju. V poglavju uvod sliki prikazujeta konec in začetek življenja, kar ponazarja naravni človeški cikel rojstva in smrti, v mojem primeru pa to pomeni konec obdobja nevednosti in vstopanje v raziskovalno okolje, ki človeka bogati z znanjem. Prva slika v predmetu in problemu prikazuje svetnika, ki jemlje navdih za svoje delo od »angelov« ali drugače rečeno od »Stvarnika«, druga slika pa prikazuje atleta, ki se za svetovni rekord v sprintu na 100 m tudi zahvaljuje »Stvarniku«. Nevednež bi pomislil, da imata umetnost in šport isto gonilno silo »Stvarnika«. Ali tudi znanstveniki iščejo navdih v tej smeri? Michelangelo Caravaggio, ki je naslikal prvo sliko (sv. Matej), je bil izobčenec cerkve, ker je slikal berače v podobah svetnikov in navdiha za to ni dobil »od zgoraj« temveč od znotraj, ob tem mu je »znanost« dala znanje o zgradbi človeškega telesa ter tehniko slikanja in mešanja barv.

Tudi najhitrejši atlet ni produkt »Stvarnika« ampak narave in športne znanosti – kineziologije. Kot sem že uvodoma povedal, sem tudi sam dobil navdih za pisanje doktorata iz »tostranstva«, ki ga oblikujejo medicina, kineziologija, umetnostna zgodovina in nazadnje tudi notranji motiv za izboljšanje športne znanosti in športnih dosežkov športnikov.

Slika v poglavju cilji prikazuje lobanjo (Leonardo da Vinci), v kateri se nahajajo možgani, ki predstavljajo kontrolno in miselno središče človeškega telesa. Postaviti ustrezne cilje doktorske disertacije pomeni iskanje novih poti na podlagi lastnih izkušenj in izkušenj ostalih znanstvenikov, ki so podobne poti že prehodili. Dobro zastavljeni cilji nam osvetlujejo pot, po kateri bomo hodili skozi pisanje doktorata. Poglavje hipoteze nas prisili h kreativnemu razmišljanju o problemih in ciljih raziskovanja. Hipoteze morajo na koncu predstavljati resnico o zastavljenem problemu in ne smejo slepiti človeške družbe in znanosti, ker drugače bi jih morali preimenovati v dogme.

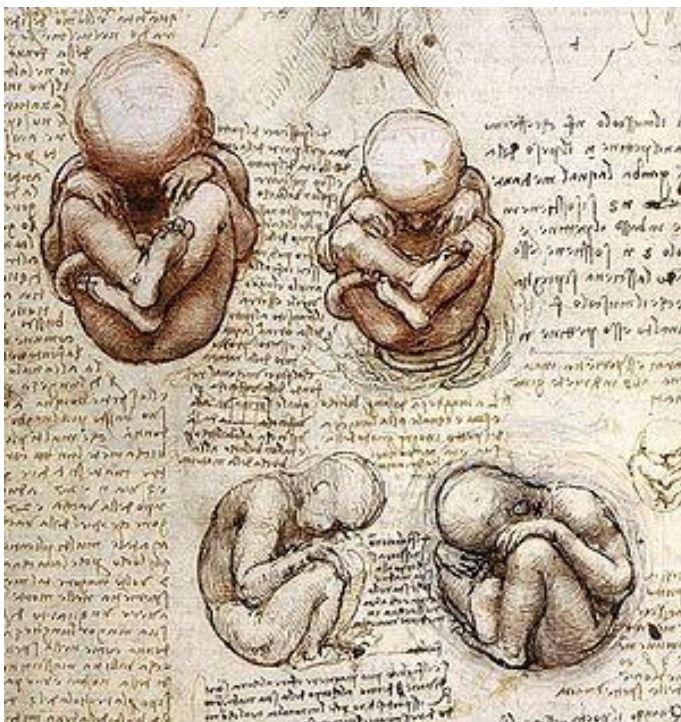
Poglavje metode dela pa predstavlja uporabo orodij oziroma tehnik raziskovanja, ki nas pripeljejo k zastavljenim ciljem in iskanju resnic po poti, ki so jo zastavili raziskovalci pred nami. Pot v raziskovanju je po navadi le ena, kdor zaide s te poti ga »znanost« okliče za genija ali v nasprotnem primeru za neumneža. Geniji v znanosti in umetnosti postanejo cenjeni šele po svoji smrti, saj so za časa življenja preganjani s strani »nevedne« človeške družbe. V znanosti je vse več glasov tistih, ki pomembnih znanstvenih spoznanj ne pripisujejo uporabi strogih metod, temveč drznim prebliskom idej znanstvenikov.

Rezultati umetnosti in znanosti presegajo vse okvire človeške družbe in njene miselnosti, saj so v večini primerov edinstveni in neponovljivi kot je Michelangelov David. Nova ideja, inovacija ali odkritje se pri vsaki stvari zgodi le enkrat, ostalo so poskusi ponovitev enkratnih idej in so v naprej obsojeni na propad. Zato je potrebno raziskovati in ustvarjati ter odkrivati nova znanja, ki bodo omogočala nadaljnji razvoj človeške družbe, stara znanja pa je potrebno ohraniti za nadaljnje rodove v obliki umetniških in znanstvenih stvaritev.

Razprava v doktorski disertaciji poteka na osnovi izmerjenih in izračunanih rezultatov v skladu s postavljenimi cilji in hipotezami. Pisanje razprave pomeni povezovanje že znanih dejstev o določenem problemu z novimi dejstvi, do katerih smo prišli z raziskovanjem zastavljenega problema. Na tem mestu se dogaja največje prepletanje »umetnosti« in »znanosti«, saj poskušamo razložiti dejstva, ki do sedaj niso bila znana. V znanosti je omogočeno potvarjanje izmerjenih rezultatov z različnimi statističnimi obdelavami, ki jih človek v končnem izdelku mogoče ne opazi. Umetnost takih stvari ne dovoljuje, saj vsak kip ali slika predstavlja izdelek, ki je vsem na očeh in ga lahko kritično ocenijo. V tem primeru je športna znanost podobna umetnosti, saj rezultati raziskav omogočajo uporabo novih sredstev in metod treniranja, končni izdelek pa lahko vidimo na športnih terenih. Zaključek pisanja doktorske disertacije predstavlja nova odkritja, ki naj bi pripomogla k napredku človeške družbe. Slika Caravaggiove Meduze nas opozarja, da kljub vsem strahovom, ki spremljajo znanstvenika na poti do novih odkritij, lahko s poglobljenim študijem in trdim delom pridemo do neverjetnih odkritij kot Albert Einstein. Z zagovorom disertacije vstopamo v svet »znanosti« in »umetnosti« kot nepopisan list, vendar z možnostjo da ta list ostane prazen ali pa postane neverjetna umetnina.

# POGLAVJE 1

---



## UVOD

»Mlademu človeku ni treba milijon dolarjev, da bi se mu porodila dobra ideja.  
Misliti je mogoče tudi brez milijona dolarjev, mišljenje pa rojeva nove ideje.«  
(Nikola Tesla)

# 1 UVOD

Gibanje predstavlja enega najbolj pomembnih vidikov človeškega življenja. Hoja, tek, meti in skoki so že od začetkov človeškega obstoja pomembni za preživetje, saj omogočajo premagovanje razdalj pri iskanju virov preživetja (hrana, voda, bivališče) in preživetje v naravnem okolju (lov, nabiralništvo, poljedelstvo, beg pred nevarnimi živalmi). Človek je v smislu preživetja svoje sposobnosti razvil na najvišji možni nivo, v času vojn pa je te sposobnosti izkoriščal za uničevanje nasprotnikovih teles. Z razvojem človeštva so se ljudje začeli intenzivno ukvarjati z razvojem gibalnih sposobnosti, vendar ne le zaradi življenjskih potreb, temveč tudi zaradi primerjanja z drugimi (tekmovanja). Začetki segajo v antično Grčijo, v kateri je bil »agon« (tekmovalnost) prisoten v vseh oblikah življenja. Človeštvo je doseglo prvi vrhunec tekmovalnega udejstvovanja že leta 776 pr. n. š. s prvimi olimpijskimi igrami stare dobe.

Skok je poleg hoje in teka eden najbolj pogostih načinov človeškega gibanja. Vertikalni skok je naravno človeško gibanje, ki ga lahko uporabimo kot orodje za preučevanje gibalnih funkcij človeškega telesa. Gibanje spodnjega dela telesa je povezano s študijami človeške koordinacije in vloge kostnega ter živčno-mišičnega sistema pri izvajanju skoka. Od vseh naravnih gibanj pa je hiter tek oziroma sprinterski tek v tekmovalnih okoliščinah najbolj občudovanja vredno gibanje, saj predstavlja najhitrejše gibanje, ki ga je človeško telo sposobno razviti. Sprinterski tek na 100 m in 200 m sta osrednja dogodka na olimpijskih igrah in svetovnem prvenstvu.

Napredek sprinterjev v teku na 100 m je vse bolj povezan z novimi tehnološkimi, raziskovalnimi in organizacijskimi metodami v procesu treniranja. Vrhunskih rezultatov danes ni mogoče več pričakovati na osnovi izkušenj, intuicije in drugih slučajnih dejavnikov. Postopki in odločitve v treningu morajo biti skrajno premišljeni in kar se da učinkoviti. Rezultati so na današnji stopnji razvoja športa proizvod načrtovanega in nadzorovanega procesa treninga.

V sodobnem sprinterskem treningu ima diagnostika, ki temelji na novih tehnologijah in tehnološko–metodoloških rešitvah, izjemno pomembno funkcijo. Namen diagnostičnih postopkov je ugotavljanje pomembnih in čim bolj objektivnih kazalcev trenutnega nivoja biološko–motoričnega statusa sprinterja. Brez podatkov o motoričnih, morfoloških, fizioloških, biokemičnih, psiholoških in socioloških značilnosti ni mogoče načrtovati in modelirati sodobnega trenajžnega procesa. Na osnovi izmerjenih podatkov je mogoče izbrati optimalne metode in sredstva, načrtovati ciklizacijo, popravljati športno pripravo in tempirati vrhunec sposobnosti sprinterja za največja tekmovanja.

## 1.1 BIOMEHANSKE ZNAČILNOSTI SPRINTERSKEGA KORAKA

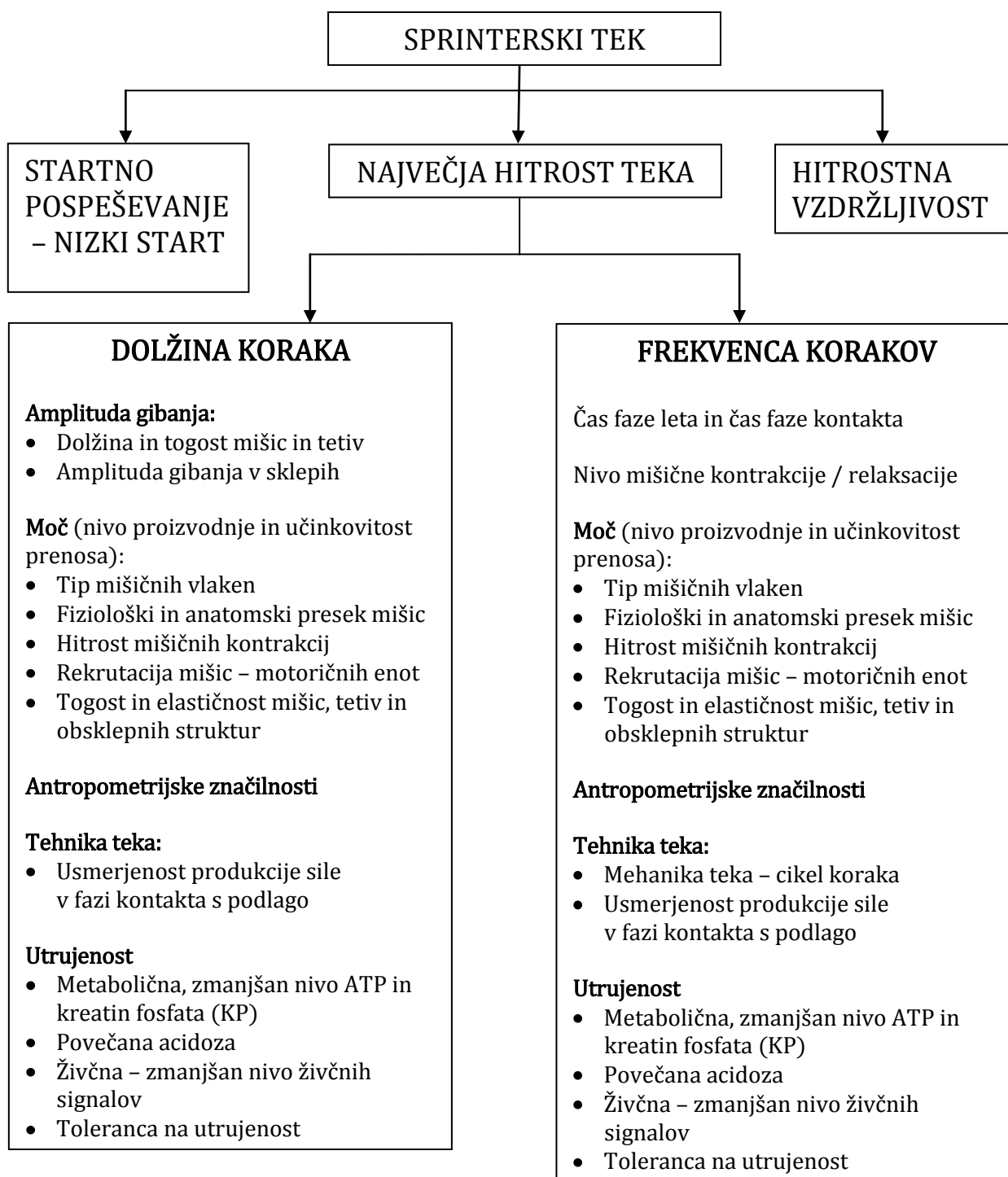
Tek je monostrukturno ciklično gibanje, ki je odvisno od številnih biomehanskih dejavnikov in njihove medsebojne povezanosti. Številni avtorji ugotavljajo, da je sprinterski tek več–dimenzionalna sposobnost, ki je sestavljena iz večih faz (Delecluse idr., 1995; Johnson in Buckey, 2001; Mero, Komi in Gregor, 1992). Helmick (2003) je sprint na 100 m razdelil v fazo štarta, ki jo sestavljajo: 1) reakcijski čas in startni čas (čas v bloku oziroma čas odziva), 2) faza pospeševanja, 3) faza največje hitrosti in 4) faza upadanja hitrosti (preglednica 1). Johnson in Buckley (2001) sta določila tri faze sprinta na 100 m: v prvi fazi gre za visoko pospeševanje v prvih desetih metrih, v drugi fazi se pospeševanje nadaljuje do največje hitrosti teka (10–36 m), tretja faza pa predstavlja ohranjanje največje hitrosti teka do cilja (36–100 m).

Največjo sprintersko hitrost opredeljuje produkt dolžine korakov (DK) in frekvence korakov (FK) (preglednica 1). Optimalno razmerje teh dveh parametrov omogoča doseganje največje hitrosti. Povečanje hitrosti je mogoče doseči s povečanjem dolžine koraka, s povečanjem frekvence koraka ali pa s povečanjem obeh komponent hkrati. Vendar obstaja medsebojna odvisnost obeh komponent. Povečana frekvenca ima za posledico manjšo dolžino koraka in obratno. Oba parametra sta povezana z več dejavniki (mehanizmi upravljanja gibanja in močjo mišičnih skupin), tako da je razmerje individualno pogojeno. Dolžina koraka je v največji meri odvisna od velikosti impulza sile na podlago oziroma od silovitosti odziva, za kar so odgovorne mišice iztegovalke skočnega, kolenskega in kolčnega sklepa.

V predhodnjih raziskavah (Bruggemann in Glad, 1990; Mann in Sprague, 1980; Mero in Komi, 1994) so ugotovili, da je v strukturi sprinterskega koraka izvedba oporne faze, definirana z zaviralno in pospeševalno fazo, ena najpomembnejših biomehaničnih spremenljivk teka. Vedeti pa moramo, da samo čas kontaktne faze še ni dovolj natančen kazalnik učinkovitosti sprinterskega koraka. Pomembno je razmerje trajanja zaviralne in pospeševalne faze (Ballreich in Kuhlow, 1986). Osnovni kriterij racionalne sprinterske hitrosti je čim manjši impulz sile v zaviralni fazi in čim večji v pospeševalni fazi (Mero in Komi, 1994). Glede na raziskave (Lehmann in Voss, 1998; Tidow in Weimann, 1994) je za visoko sprintersko hitrost pomembno zagotavljanje visoke "grabilne" hitrosti spodnje okončine pred začetkom postavljanja stopala na podlago. Pri tem je pomembna tudi hitrost iztegovanja kolka v kontaktni fazi, za kar so odgovorne mišice zadnje lože (hamstring). Faza odziva naj bi bila pri tekaču čim krajša. Osnovno načelo je, da imajo boljši sprinterji krajši oporni čas in daljši čas leta ter da razvijejo kljub krajšemu kontaktu večjo silo reakcije podlage (Mero idr., 1992).

Drugi parameter sprinterske hitrosti je frekvenca korakov (preglednica 1), ki je odvisna predvsem od regulacije delovanja centralnega živčnega sistema, zlasti prevodnosti živčno-mišičnih sinaps v pogojih največjega vzdraženja. Frekvenca koraka je število korakov v časovni enoti (korakov / s = Hz). Visoka frekvenca gibanja zahteva natančno in hitro vključevanje in izključevanje antagonističnih in sinergističnih mišic pri sprinterskem teku. Frekvenca koraka je seštevek oporne in letne faze. Razmerje oporne in letne faze v hitrosti teka od  $10 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  do  $11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  je od 1 : 1.3 do 1 : 1.5 (Hay, 1993). Najboljši sprinterji dosegajo frekvence koraka tudi do 5.00 Hz (Čoh, Jošt, Škof, Tomažin in Dolenc, 1998; Muller in Hommel, 1997).

Preglednica 1: Komponente in omejitveni dejavniki sprinterskega teka (Ross, Leveritt in Riek, 2001).

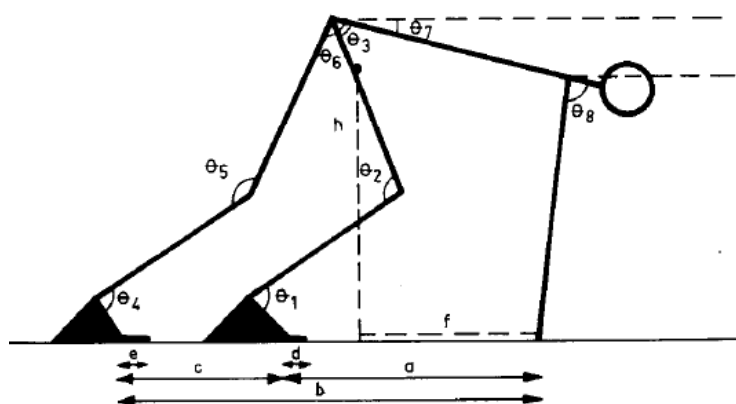


## 1.2 BIOMEHANSKE ZNAČILNOSTI NIZKEGA STARTA

V sprinterskih disciplinah je hiter nizki start zelo pomemben, če želi sprinter doseči vrhunski rezultat (Baumann, 1976; Coppenolle idr., 1990; Mero, 1988; Payne in Blader, 1972).

Dosedanje parcialne biomehanske raziskave so pokazale, da so najpomembnejše spremenljivke nizkega starta: 1) reakcijski čas, 2) optimalni položaj startnih blokov glede na štartno črto, 3) višina centralnega težišča telesa sprinterja (CG) v položaju »pozor« in 4) startna hitrost, ki predstavlja rezultat učinkovitega impulza sile na zadnji in sprednji štartni blok (Baumann, 1976; Coppenolle in Delecluse, 1989; Guissard, Duchateau in Hainaut, 1992; Harland in Steele, 1997; Mero in Komi, 1990; Mero idr., 2006). Glavni problem optimalne izvedbe nizkega starta je poznavanje biomehanskih parametrov, ki imajo največji vpliv na njegovo izvedbo. Z biomehansko analizo dobimo odgovor, na kakšen način jih je potrebno modificirati, da bo sprinter hitreje startal (Harland in Steele, 1997).

Kriteriji dobrega starta so: 1) startni položaj (Mero in Komi, 1990) (Slika 1), 2) položaj CTT in horizontalna hitrost CTT (Mero, 1988), 3) sila na zadnji štartni blok (angl. rear peak force), 4) čas odziva iz startnega bloka (angl. block time), 5) hitrost iz bloka (angl. block velocity) in 6) pospeševanje iz bloka (angl. block acceleration) (Hafez, Roberts in Seireg, 1985; Harland in Steele, 1997).



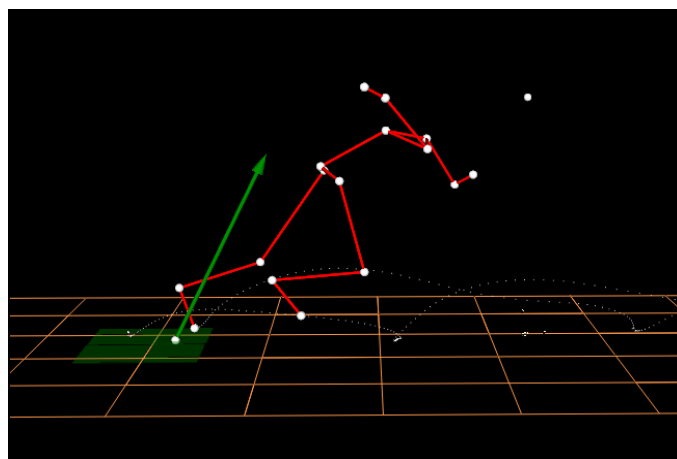
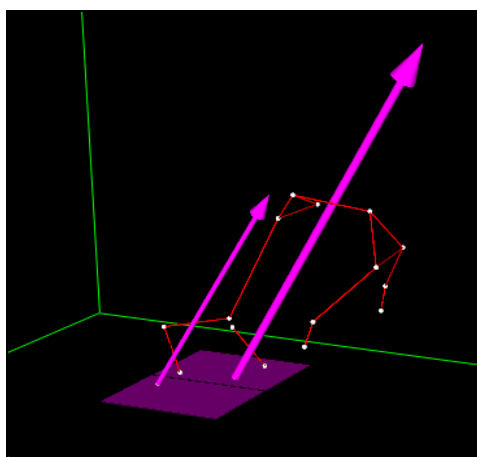
Slika 1: Kinematska analiza položaja sprinterja v startnem bloku (Mero in Komi, 1990).



Sprinter mora reagirati na startni signal kar najhitreje in v kar najkrajšem času proizvesti maksimalni impulz sile na sprednji in zadnji startni blok (Čoh, Peharec in Bačić, 2007; Guissard, Duchateau in Hainaut, 1992). Štartna hitrost je visoko povezana s končnim rezultatom teka na 100 m (Harland in Steele, 1997; Mero, 1988; Mero idr., 1992).

Raziskave so pokazale, da sta ne glede na položaj sprednjega in zadnjega bloka, impulz sile in trajanje produkcije sile večja na sprednji blok (Henry, 1952; Payne in Blader, 1971). Trajanje produkcije sile na startne bloke znaša od 340 ms do 370 ms (Baumann, 1976; Mero, 1988). Mero idr. (1983) so v svoji raziskavi ugotovili naslednje čase trajanja produkcije sile: sprinterji A (10.8 s na 100 m) 361 ms, sprinterji B (11.5 s na 100 m) 368 ms. Mero in Komi (1990) sta pri sprinterjih, ki tečejo na 100 m okoli 10.76 s, ugotovila, da traja produkcija sile na startni blok 340 do 349 ms (Sliki 2 in 3), trajanje pritiska zadnje noge na blok pa od 152 ms do 155 ms. Impulz sile je determiniran z integralom pod krivuljo sila – čas in je eden od najbolj pomembnih kriterijev za učinkovit start (Gutierrez–Davila, Dapena in Campos, 2006; Harland in Steele, 1997).

Sliki 2 in 3 prikazujeta prijemališče sile na podlago ter rezultante sile na sprednji in zadnji blok pri sonožnem in enonožnem odzivu iz bloka.

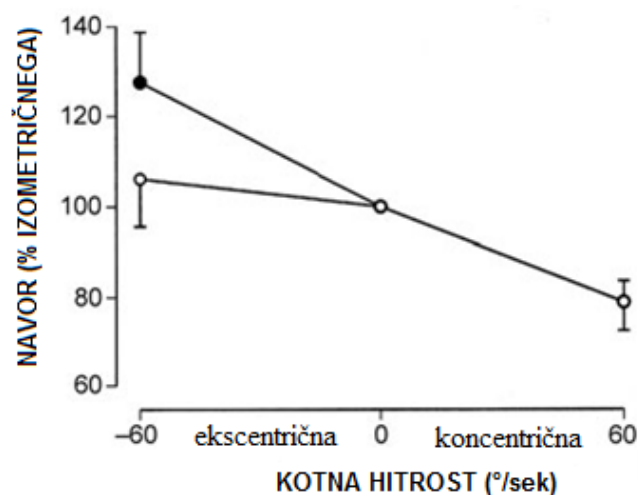


Sliki 2 in 3: Produkcija sile na sprednji in zadnji blok pri sonožnem odzivu v začetnem delu starta ter produkcija sile na sprednji blok pri enonožnem odzivu v zaključni fazi starta iz bloka.

### 1.3 HOTENA KONTRAKCIJA MIŠICE

Pri produkciji največje koncentrične in ekscentrične kontrakcije se vedno postavlja vprašanje, ali je mogoče z največjo hoteno aktivacijo doseči največjo silo, ki jo je mišica sposobna razviti. Največjo silo, ki jo lahko evociramo z izoliranimi vlakni in z mišico je za 50% do 80% večja pri ekscentrični kontrakciji na platoju krivulje razmerja dolžina – sila kot pri izometrični kontrakciji (Edman, 1988; Katz, 1939; Morgan idr., 2000). Največja mišična sila, ki jo proizvedemo med največjo hoteno kontrakcijo (NHK), je do 40% večja pri ekscentrični kontrakciji v primerjavi s počasno koncentrično kontrakcijo (Aagaard idr., 2000; Babault, Pousson, Ballay in Van Hoecke, 2001; Kellis in Baltzopoulos, 1996; Klass, Baudry in Duchateau, 2005; Pasquet, Carpentier, Duchateau in Hainaut, 2000; Seger in Thorstensson, 2000; Westing, Cresswell in Thorstensson, 1991).

Med izvajanjem največje izokinetične kontrakcije je amplituda pEMG signala v določenih primerih večja pri koncentričnih mišičnih kontrakcijah v primerjavi z ekscentričnimi (Aagaard idr., 2000; Kellis in Baltzopoulos, 1996; Komi, Linnamo, Silventoine in Sillanpää, 2000; Tesch idr., 1990; Westing idr., 1991), hotena aktivacija pa je zmanjšana med izvajanjem ekscentrične kontrakcije (Amiridis idr., 1996; Babault idr., 2001; Beltman, Sargeant, van Mechelen in de Haan, 2004). Beltman idr. (2004) poročajo o nivoju hotene aktivacije, ki je znašala med največjo ekscentrično kontrakcijo mišice quadriceps femoris (QF)  $79 \pm 8\%$ , med koncentrično kontrakcijo pa  $92 \pm 3\%$  (Slika 4). Subjekt je izvajal največjo izometrično ter koncentrično in ekscentrično kontrakcijo mišice QF. Med kontrakcijo so bili dodani trije električni impulzi v femoralni živec. Pri normalizaciji navora glede na izometrični navor, je bila vrednost navora podobna med hoteno in evocirano koncentrično kontrakcijo pri hitrosti  $60^\circ/\text{s}$ , pri evocirani ekscentrični kontrakciji pri hitrosti  $-60^\circ/\text{s}$  pa je bil navor statistično večji (Slika 4).

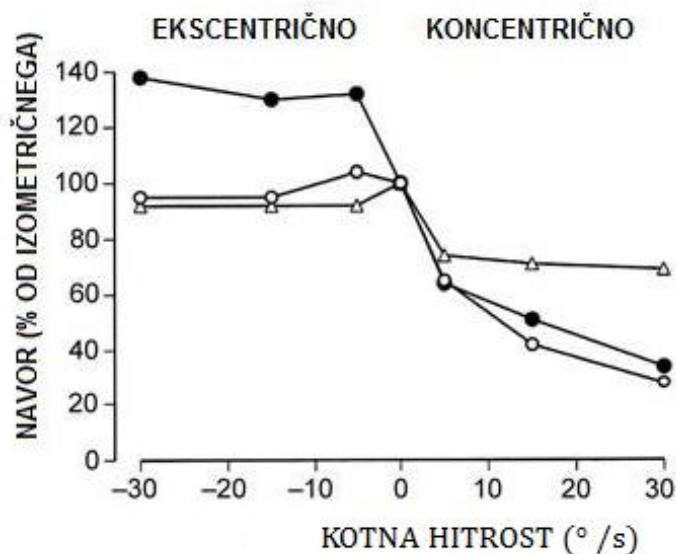


Legenda: ◦ hotena kontrakcija; \* evocirana kontrakcija.

Slika 4: Primer zmanjšane mišične aktivacije med ekscentrično kontrakcijo (Beltman idr., 2004).

Razlog za manjšo hoteno aktivacijo med največjo ekscentrično kontrakcijo je mehanizem, ki omejuje tonus mišic in ima nalogo minimizirati možne poškodbe mišic in vezivnega tkiva pri prekomernem raztezanju (Aagaard idr., 2000; Amiridis idr., 1996; Del Valle in Thomas, 2005; Seger in Thorstensson, 2000; Westing idr., 1991;). Ta zaščitni mehanizem predstavlja inhibitorno povratno zvezo (angl. feedback) iz senzornih receptorjev, še posebej iz Golgijevega tetivnega organa (GTO), ki zmanjšuje odzivnost motonevronov na vhodne signale (Aagaard idr., 2000; Westing idr., 1991).

Pri normalizaciji glede na izometrično silo je razmerje sila – hitrost med največjo in submaksimalno (30% NHIK) ekscentrično kontrakcijo zelo podobno pri mišici soleus (Slika 5), kar kaže na to, da inhibicija aktivacije med ekscentrično kontrakcijo ni nujno posledica mehanizma, ki kontrolira tonus mišic s povratno zvezo. Talbot in Morgan (1998) sta ugotovila, da je mišična poškodba pri ekscentričnih kontrakcijah posledica spremembe dolžine mišice in ne mišičnega tonusa. Navor proizveden med največjo in submaksimalno ekscentrično kontrakcijo s plantarnimi fleksorji (soleus) je bil podoben navoru med izometrično kontrakcijo. Navor pri evocirani ekscentrični kontrakciji je bil statistično večji pri vseh treh kotnih hitrostih. Glede na večji relativni navor pri evociranih kontrakcijah lahko sklepamo, da je bil nivo aktivacije zmanjšan med hoteno ekscentrično kontrakcijo (Pinniger, Steele, Thorstensson in Cresswell, 2000) (Slika 5).



Legenda:  $\Delta$  največja koncentrična kontrakcija;  $\circ$  submaksimalna ekscentrična kontrakcija; \* evocirana ekscentrična kontrakcija.

Slika 5: Primer zmanjšane mišične aktivacije med ekscentrično kontrakcijo v primerjavi s koncentrično (Pinniger idr., 2000).

Redukcija v nivoju aktivacije med ekscentrično kontrakcijo je posledica zmanjšane števila signalov iz motorične skorje ali pa posledica povečane predsinalptične inhibicije facilitacijskih impulzov iz periferije (Duclay in Martin, 2005; Fang idr., 2001; Pinniger idr., 2000).

Amplituda pEMG signala je najpogosteje izražena kot integrirani EMG (iEMG) na določenem časovnem intervalu, kar pravzaprav predstavlja površino pod krivuljo obrnjenega (absolutnega) signala in je mera hotene aktivacije mišice. Med submaksimalnim naprežanjem iEMG narašča iz več razlogov: zaradi rekrutacije novih ME, povečanja frekvenc sproženja (Moritani, Nagata in Muro, 1982) in zaradi sinhronizacije ME (Person in Kudina, 1968). Poleg naštetih centralnih dejavnikov vplivajo na amplitudo pEMG tudi periferni dejavniki med katere sodi sprememba oblike znotraj-mišičnih akcijskih potencialov. Ti se podaljšajo na račun daljšega trajanja negativne po-potencialne (angl. after-potential) faze; amplituda pEMG se lahko poveča tudi takrat, ko se amplitude posameznih akcijskih potencialov (AP) zaradi utrujenosti zmanjšajo. Vzrok za spremembo oblike AP je oddaljenost površinskih elektrod od izvora signala (Dimitrov, Arabadzhiev, Hogrel in Dimitrova, 2008; Dimitrova in Dimitrov, 2003).

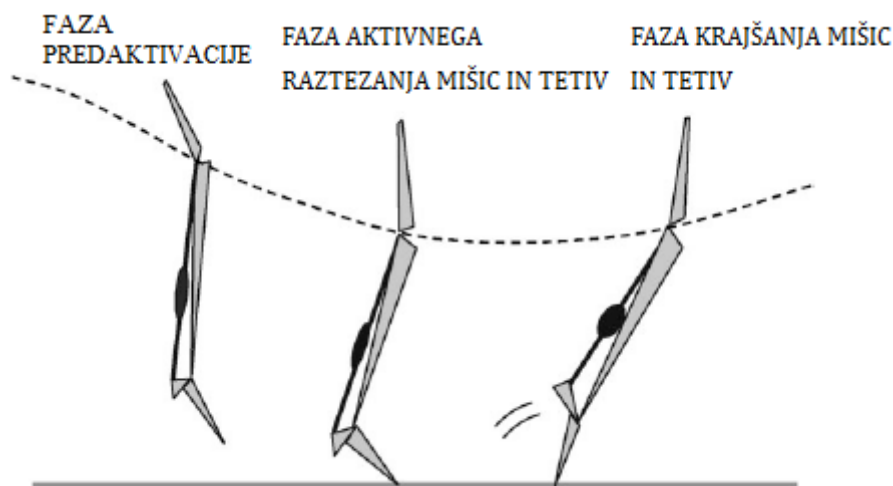
Day in Hulliger (2001) sta ugotovila, da se določen del amplitude signala izniči na način, da se identični pozitivni in negativni vrhovi surovega signala seštejejo (angl. amplitude cancellation), zato pEMG v resnici podcenjuje velikost signalov poslanih iz hrbtenjače v mišico. S temi mehanizmi mišica kompenzira deficit pri razvijanju mišične sile, ko se aktivne motorične enote (ME) že utrudijo; ti mehanizmi se vključijo, da lahko mišica še naprej vzdrži nivo pričakovane sile. Nasprotno se pri največjih napreznjih amplituda manjša skladno s spremembami v velikosti AP v mišičnih vlaknih in z zmanjšanjem frekvenc proženja (Houtman, Stegeman, Van Dijk in Zwarts, 2003; Kuchinad, Ivanova in Garland, 2004; Zijdewind, Zwarts in Kernell, 1999).

Pri pregledu raziskav, ki obravnavajo mišično aktivacijo med ekscentrično kontrakcijo lahko zaključimo, da je zmanjšana aktivacija prisotna predvsem pri netreniranih subjektih, ki so izvajali kontrakcije na izokinetičnem dinamometru. Pri izvajanju submaksimalnih kontrakcij z dviganjem ali potiskanjem bremen, je aktivnost ME različna med koncentrično in ekscentrično kontrakcijo. Kljub temu, da imajo mišice sposobnost proizvesti večjo silo med ekscentrično kontrakcijo, je število rekrutiranih ME manjše v primerjavi s številom rekrutiranih ME pri koncentrični kontrakciji.

#### 1.4 ZNAČILNOSTI EKSCENTRIČNO–KONCENTRIČNIH KONTRAKCIJ

Pri gibanjih kot sta vertikalni skok in sprinterski tek se izolirana gibanja oziroma izolirane koncentrične in ekscentrične kontrakcije ne pojavljajo. Naravna gibanja so vedno sestavljena iz aktivnega raztezanja mišic v fazi amortizacije gibanja (ekscentrična kontrakcija), kateri takoj sledi odziv oziroma koncentrična kontrakcija. To gibanje je imenovano ekscentrično–koncentrična kontrakcija (EKK) (angl. stretch – shortening cycle) (Komi in Nicol, 2000). Pri sprinterskem teku je prisotna hitra EKK, ki traja pri vrhunskih sprinterjih okoli 80 ms do 100 ms (Čoh idr., 1998) in je posledica delovanja zunanjih sil. Pri vertikalnem skoku z nasprotnim gibanjem pa je počasna EKK, ki traja okoli 400 ms (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988).

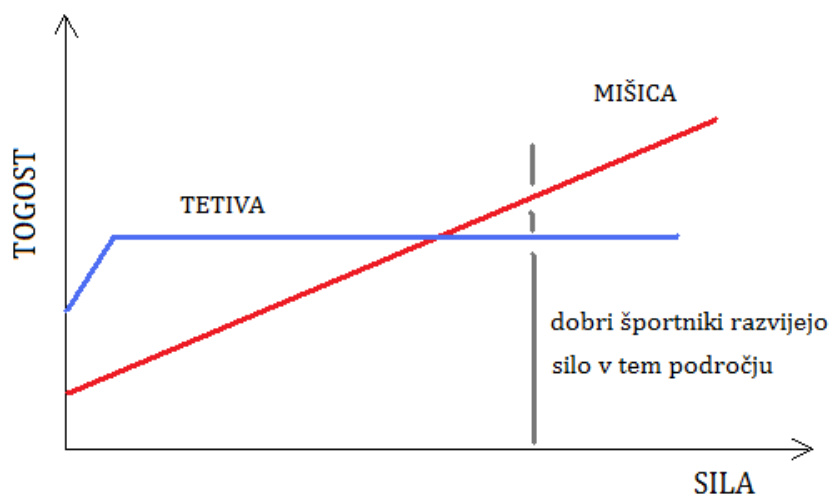
Pri EKK sta prisotna dva mehanizma, in sicer prvi je predaktivacija, ki je prisotna pri sprinterskem teku in globinskih skokih, pri skoku z nasprotnim gibanjem pa ne. Drugi mehanizem pa je spremenljiva aktivacija mišic glede na izvajanje različnih gibanj (kontakt pri sprinterskem teku, odziv pri vertikalnem skoku). Pomemben dejavnik tovrstnih gibanj je tudi spreminjanje razmerja dolžine mišičnih struktur glede na tetive v fazi kontakta in refleks na raztezanje, ki se pojavi v ekscentrični fazi (Komi, 2000).



Slika 6: Prikaz ekscentrično–koncentrične kontrakcije (Komi, 2000).

V raziskavah (Bosco in Komi, 1979; Bosco idr., 1982; Kawakami idr., 2002; Takarada, Hirano, Ishige in Ishii, 1997) so ugotovili, da lahko povečamo vrednosti največjega navora in moči v koncentrični fazi s predhodno ekscentrično kontrakcijo. V fazi raztezanja mišic in tetiv (angl. prestretch) se večji del elastična energija shranjuje v serialne elastične elemente mišic (aponevroza, tetiva, prečni mostički), manjši del pa v paralelne elastične elemente (mišične ovojnice, vezivno tkivo in sarkoleme). Ta energija se potem sprosti v koncentrični fazi gibanja (Ettema, Huijing in de Haan, 1992). Del elastične energije je na voljo samo od 15 ms (Stiensen, Blange in Schneer, 1978) do 120 ms (Curtin, Gilbert, Kretzschmar in Wilkie, 1974), kolikor traja življenska doba prečnih mostičkov (Cavagna in Citterio, 1974; Cavagna, Dusman in Margaria, 1968). Če koncentrična kontrakcija ne sledi dovolj hitro ekscentrični kontrakciji, pride do izgube elastične energije, ki se je shranila v prečnih mostičkih. Posledica tega je skrajševanje tetive in podaljševanje mišic (Komi, 2000).

Količina shranjene elastične energije je odvisna od sile raztezanja mišice in od velikosti raztezanja mišično–tetivnega kompleksa (MTK), omejitveni dejavnik pa je togost obeh sistemov (Slika 7). Dobro trenirana mišica lahko razvije večjo togost, kot jo ima tetiva (Zatsiorsky, 1995).



Slika 7: Primerjava togosti tetive in mišice (Zatsiorsky, 1995).

Delovanje MTK je pomembno z vidika hitrosti, z vidika porabe kemične energije in z vidika proizvodnje sile. Z vidika hitrosti je pomembno, da je hitrost krajšanja predhodno raztegnjene tetive veliko večja kot je hitrost krajšanja mišice v koncentrični fazi. Velika hitrost krajšanja MTK je pomembna pri gibanjih kot sta sprinterski tek in vertikalni skok), kjer so potrebne velike hitrosti gibanja v sklepih. Z vidika porabe kemične energije je pomembno, da mišica v koncentrični kontrakciji porabi več kemične energije kot pri ekscentrični ali izometrični kontrakciji. Pri gibanjih, kjer bo prisotno krajšanje tetive (koncentrična kontrakcija), se bo porabilo manj kemične energije, kot pri gibanjih kjer bo prišlo do krajšanja mišice. Bolj ekonomična poraba energije je pomembna pri dlje časa trajajočih gibanjih z relativno veliko hitrostjo (sprinterski tek). Z vidika proizvodnje sile je pomembno, da lahko mišica pri izometrični kontrakciji ali počasni koncentrični kontrakciji razvije veliko večjo silo kot pri ekscentrični kontrakciji (Edman, 1988). To pomeni, da je pri krajšanju MTK, če bi se krajšala tetiva, sila v njem večja kot v primeru, če bi se krajšala mišica.

## 1.5 STRATEGIJE ŽIVČNE KONTROLE KONCENTRIČNIH IN EKSCENTRIČNIH MIŠIČNIH KONTRAKCIJ

Raziskave so pokazale, da se mišična napetost v koncentrični akciji zmanjša, če se poveča hitrost gibanja (Komi, 1973; Wilkie, 1950). V ekscentrični akciji je napetost mišic večja v primerjavi s koncentrično akcijo, ob tem da pa imajo spremembe v hitrosti gibanja manjši vpliv (Colliander in Tesch, 1989; Komi, 1973). Kapaciteta mišične zmogljivosti se razlikuje med koncentrično in ekscentrično kontrakcijo (Edman, 1988; Katz, 1939; Morgan idr., 2000), realizacija potenciala mišice pa je odvisna od aktivacijskega signala, ki prihaja iz hrbtenjače (Duchateau in Enoka, 2008). Funkcionalna razlika med koncentrično in ekscentrično kontrakcijo je v tem, da se v prvem primeru mišična vlakna krajšajo, v drugem pa daljšajo, medtem ko je mišica aktivirana in proizvaja silo nasproti zunanjemu bremenu.

Z metodo ultrasonografije za merjenje mišic so v predhodnjih raziskavah (Ishikawa, Niemelä in Komi, 2005; Kawakami in Fukunaga, 2006) ugotovili, da pri nekaterih mišičnih akcijah pride do raztezanja mišice, vendar se pri tem dolžina mišičnih vlaken ne spremeni.

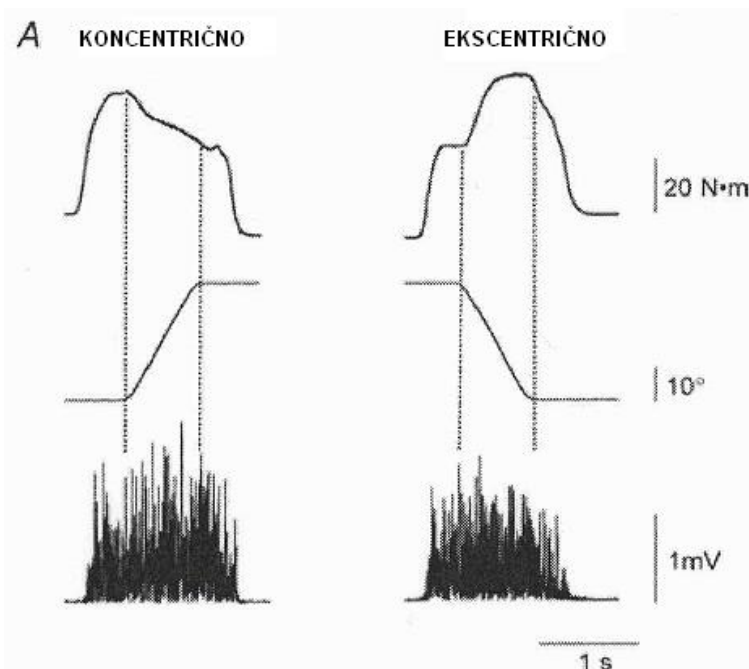
Funkcionalna uporabnost koncentričnih kontrakcij je v tem, da lahko z mišično akcijo premagujemo breme, z ekscentrično kontrakcijo pa se bremenu le upiramo oziroma kontroliramo njegovo gibanje. Bistvena razlika med tema dvema načinoma ekscentrične kontrakcije je v modulaciji akcijskega signala med mišično akcijo. Intenzivnost akcijskega signala se minimalno spreminja med upiranjem zunanjemu bremenu v nasprotju z akcijo, kjer poskušamo zaustaviti gibanje bremena. Primer ekscentrične kontrakcije je upiranje proti zunanji sili (navoru), ki jo povzroča izokinetična opornica (dinamometer) ali pa nenadno zaustavljanje bremena (popuščanje težkemu bremenu, doskok, zaustavljanje ali sprememba smeri gibanja (agilnost).

Pri izokinetični akciji mišice delujejo nasproti navoru opornice dinamometra (koncentrično ali ekscentrično), ki se giblje z določeno konstantno kotno hitrostjo v določeni amplitudi sklepa (Kawakami in Fukunaga, 2006).



Med izvajanjem največjih izokinetičnih akcij pri nizki ( $30^\circ/\text{s}$  do  $90^\circ/\text{s}$ ) in veliki ( $180^\circ/\text{s}$  do  $300^\circ/\text{s}$ ) kotni hitrosti gibanja, je opaziti spremembe v amplitudi pEMG, verjetno zaradi povečanega števila aktivnih motoričnih enot (ME) (Slika 8A). V drugem primeru, kjer se mišice upirajo nenadnemu raztezanju pri zaustavljanju gibanja, pri upiranji veliki zunanji sili ali spremembi smeri gibanja, pa so ugotovili minimalne spremembe akcijskega signala med mišično akcijo (Corcos, Gottlieb in Agarwal, 1989; d'Avella, Portone, Fernandez in Lacquaniti, 2006; Garland, Cooke, Miller, Ohtsuki in Ivanova, 1996). Preprost primer takšnega gibanja je ekscentrično–koncentrična kontrakcija (EKK) pri vertikalnem skoku z nasprotnim gibanjem (CMJ).

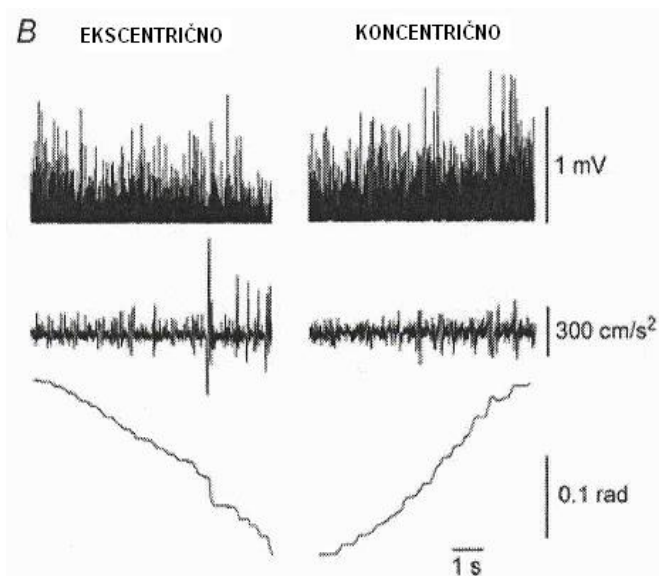
Slika 8A prikazuje največjo koncentrično in ekscentrično kontrakcijo mišic dorzalnih fleksorjev na izokinetični opornici. Amplituda gibanja je bila  $30^\circ/\text{s}$ , kotna hitrost merjenja pa  $50^\circ/\text{s}$ . Amplituda pEMG mišice tibialis anterior je bila manjša pri ekscentrični kontrakciji za okoli 10%. Navor mišic dorzalnih fleksorjev je bil večji pri ekscentrični kontrakciji, krivulja navora pa se je spremenila v obratni smeri med ekscentrično in koncentrično kontrakcijo (Baudry, Klass, Pasquet in Duchateau, 2007).



*Legenda: Vertikalni črti prikazujeta začetek in konec gibanja.*

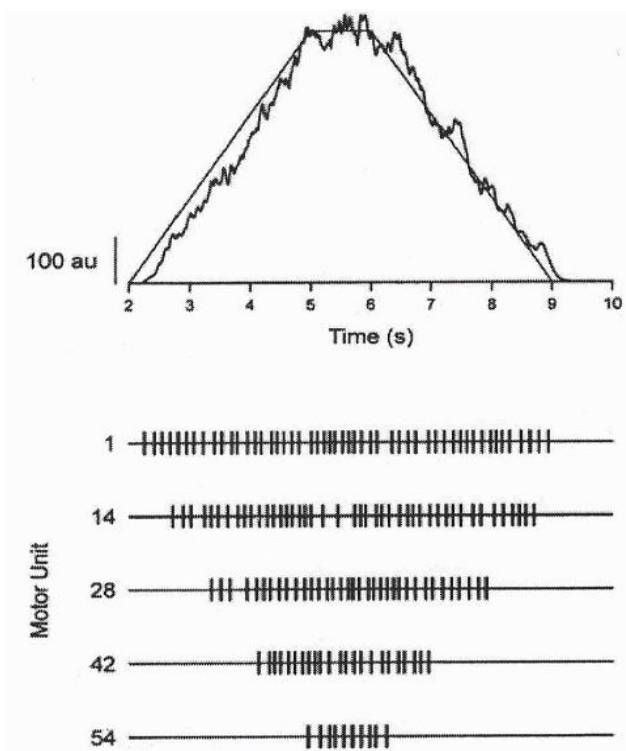
Slika 8A: Primer koncentrične in ekscentrične kontrakcije mišic dorzalnih fleksorjev na izokinetični opornici (Baudry idr., 2007).

Slika 8B prikazuje dvig in spust bremena, ki je tehtal 15% največje teže, ki jo je lahko dvignil merjenec. Ekscentrična kontrakcija (addukcija palca na roki) je trajala 8 s, koncentrična pa 7 s (abdukcija palca); hitrost je bila od  $.03 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$  do  $.18 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$ , amplituda gibanja je bila  $10^\circ$ . Na sliki je prikazan pEMG signal pri obeh vrstah kontrakcije in amplituda gibanja palca. Pri ekscentrični kontrakciji lahko vidimo večjo amplitudo pEMG signala v zaključnem delu amplitude gibanja v primerjavi s koncentrično kontrakcijo (Christou, Shinohara in Enoka, 2003).



Slika 8B: Primer koncentrične in ekscentrične kontrakcije addukcije palca na roki (Christou, Shinohara in Enoka, 2003).

Ekscentrične kontrakcije, ki vsebujejo modulacijo aktivacijskega signala (Slika 8B), omogoča kontrola števila aktiviranih ME in nivo akcijskega potenciala (AP), pri katerem se rekrutirajo ME (frekvenčna modulacija) (Duchateau in Enoka, 2008). Pri nalogah, ki vsebujejo variabilno produkcijo mišične sile, mora strategija kontrole zagotavljati različna naraščanja in padanja generirane mišične sile z variabilno aktivacijo ME (Nardone in Schieppati, 1988). Primer takšne strategije kontrole je naraščanje sile med izometrično kontrakcijo, ki zahteva povezano aktivacijo ME, tako da vsota aktiviranih ME predstavlja ustrezno naraščajočo krivuljo (Slika 9). Naraščanje in padanje sile med izometrično kontrakcijo zahteva različne strategije živčno-mišične kontrole. Te strategije so zelo zahtevne za posameznika, ki želi z lastno kontrolo produkcije sile na opornico doseči pravilno obliko krivulje naraščanja in padanja sile (Kimura idr., 2003; Semmler, Kornatz, Dineno, Zhou in Enoka, 2002) (Slika 9).



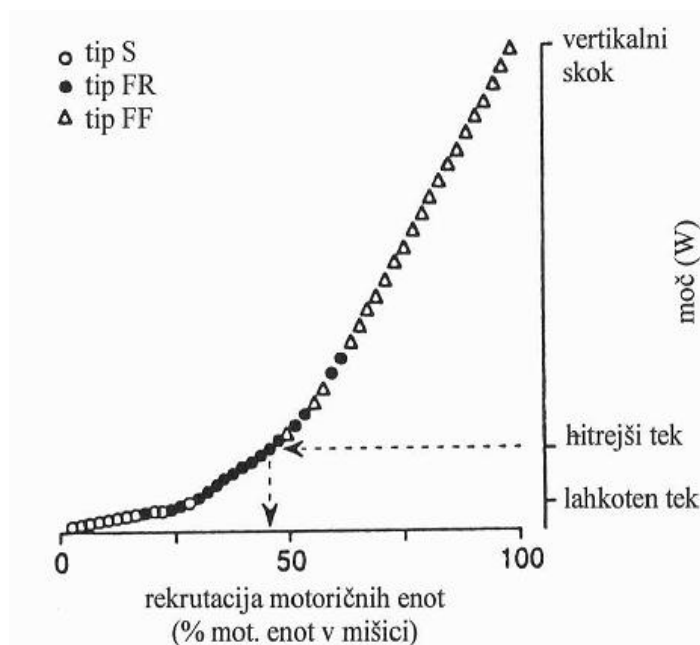
*Legenda: Ravna črta prikazuje idealiziran primer, vijugasta pa izmerjeno silo med izometrično kontrakcijo.*

Slika 9: Simulacija rekrutacije motoričnih enot pri naraščanju in padanju izometrične sile (Barry, Pascoe, Jesunathadas in Enoka, 2007).

Pri izvedbi izometrične kontrakcije se ME aktivirajo v točno določenem vrstnem redu, ki ga imenujemo Hennemanov princip (Henneman, 1981). ME se rekrutirajo po principu velikosti, kar pomeni, da se majhne ME rekrutirajo pred velikimi. V idealiziranem primeru naraščanja in padanja sile je plato sile dosežen, ko so rekrutirane vse ME v mišici in se jim v tem času ni spremenila frekvenčna modulacija. Sila pada z derekrutacijo ME v obratnem vrstnem redu, kot so bile aktivirane. Na sliki 9 je bila pri naraščanju sile prva aktivirana motorična enota 1 in zadnja motorična enota 54. Pri padanju sile se prva izključi ME54 in zadnja ME1. Začetno naraščanje sile je kontrolirano s sistemom rekrutacije ME in ko so vse ME rekrutirane, je naraščanje sile odvisno od frekvenčne modulacije.

Na sliki 10 je prikazan hipotetični model rekrutacije ME, ki je bil zgrajen na podlagi sile v tetivi mišice triceps surae (troglava mečna mišica) pri mački (Walmsley, Hodgson in Burke, 1978).

V tem modelu je število rekrutiranih ME odvisno od dinamičnih zahtev gibanja. Počasen tek zahteva rekrutacijo minimalnega števila ME; aktivirajo se predvsem počasne ME (tip S) in hitre motorične enote, ki so odporne na utrujanje (tip FR). S povečevanjem dinamičnih zahtev gibanja se vključujejo vedno večje ME (Burke, 1981).



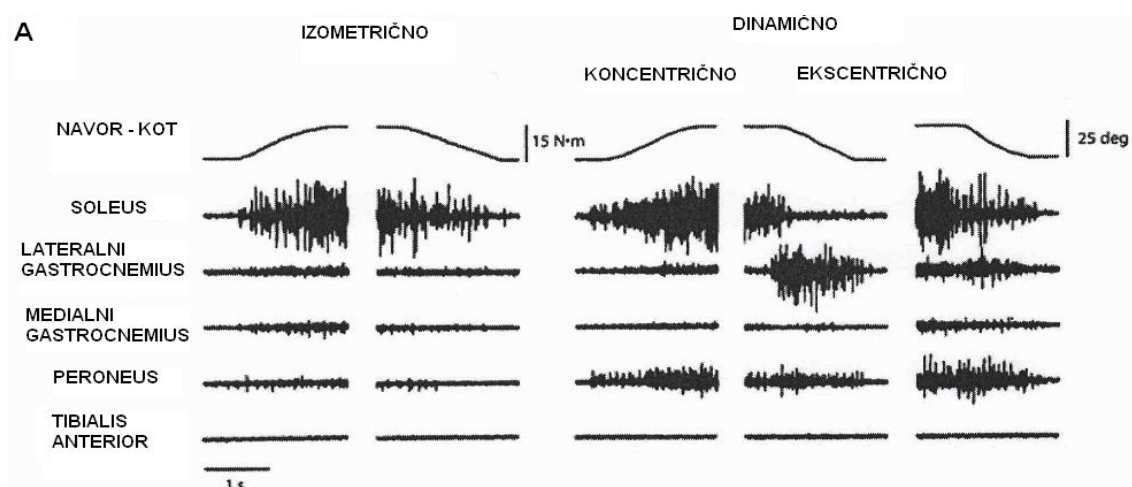
Slika 10: Hipotetičen model rekrutacije ME glede na dinamične zahteve gibanja (Enoka, 1994).

Velikost motoričnih enot ne narašča vedno po principu, da je največja ME tipa S manjša od najmanjše ME tipa FR in da je največja ME tipa FR manjša od najmanjše ME tipa FF (tip FF – ni odporna na utrujanje). Zaradi tega pride do prekrivanja med ME tipa S in FR, ter med ME tipa FR in tipa FF (Stuart in Enoka, 1983). Vrstni red rekrutacije ME se lahko tudi spremeni (Garnett in Stephens, 1981; Kanda, Burke in Walmsley, 1977).

Pri poizkusih z električno stimulacijo (Feiereisen, Duchateau in Hainaut, 1997) je bilo ugotovljeno, da se pri vzdraženju kožnih senzorjev najprej aktivirajo ME z visokim vzdražnostnim pragom (hitre in velike ME), ki lahko razvijejo večjo silo, kar pomeni, da je možna selektivna aktivacija večjih ME.

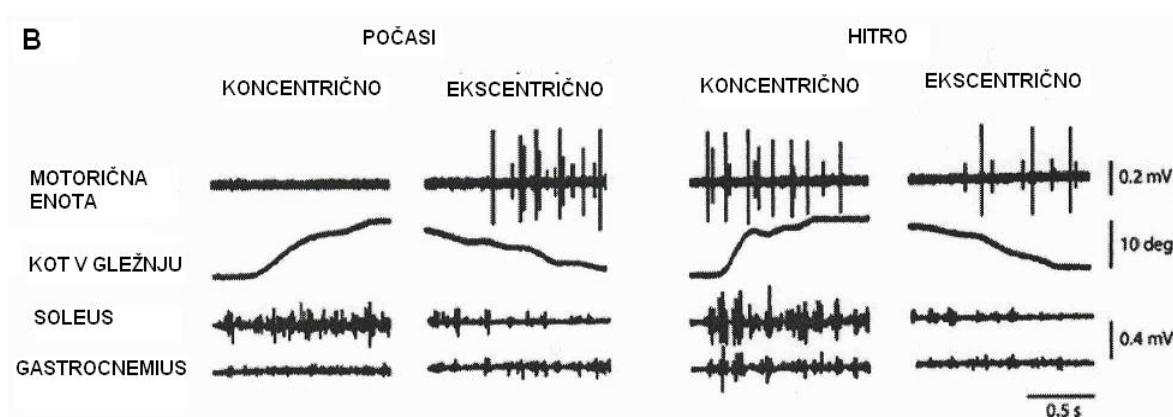
Odstopanje od Hennemanovega principa so z metodo igelnega EMG ugotovili tudi pri ekscentričnih kontrakcijah, kjer je prišlo do rekrutacije samo hitrih ME, počasne pa so bile neaktivirane (Enoka, 1996; Howell, Fuglevand, Walsh in Bigland–Ritchie, 1995; Nardone, Romano in Schieppati, 1989). V predhodnjih študijah so ugotovili, da se pri isti sili med ekscentrično akcijo rekrutira manjše število ME kot pri koncentrični akciji (Adams, Duvoisin in Dudley, 1992; Komi, Kaneko in Aura, 1987; Potvin, 1997; Tesch idr., 1990). V teh študijah so z analizo oblike in amplitude akcijskega potenciala identificirali ME kot hitro–krčljive in počasi–krčljive.

Kraemer in Newton (2000) sta ugotovila, da pride med nekaterimi vajami dviganja uteži do selektivne rekrutacije velikih ME. Lockie, Murphy in Spinks (2003) pa so v študiji sprinta z odporom (vlečenje sank) ugotovili, da se najprej rekrutirajo hitro krčljiva mišična vlakna. Nardone idr. (1989) so ugotavljali vrstni red rekrutacije ME med ekscentrično kontrakcijo plantarnih fleksorjev. Merjenec je bil v sedečem položaju in je izvajal izometrično kontrakcijo, pri kateri je poskušal povečevati silo do platoja ter jo zniževati tako da bi ustrezala trajektoriji Hennemanovega modela. Dinamične kontrakcije so vsebovale dviganje in spuščanje bremena. Glede na strategijo, ki jo je subjekt uporabil pri povečevanju in zniževanju sile pri izometrični kontrakciji, se je amplituda pEMG signala istih mišic spremenila pri dviganju in spuščanju bremena z koncentrično in ekscentrično kontrakcijo (Slika 11A). Sprememba strategije je pokazala, da ekscentrična kontrakcija ni le nasprotna akcija koncentrični kontrakciji (Nardone in Schieppati, 1988).



Slika 11A: Aktivnost mišice triceps surae med izometrično in dinamično kontrakcijo (Nardone in Schieppati, 1988).

Nardone idr. (1989) so na vzorcu 99 motoričnih enot ugotovili, da se 15% ME v mišici soleus in 50% ME v mišici gastrocnemius rekrutira le med ekscentrično kontrakcijo. Te ME imajo visok prag vzdražnosti med izometrično kontrakcijo. V gibalni nalogi, ki je vsebovala koncentrično, izometrično in ekscentrično fazo kontrakcije, so ugotovili, da so se iste ME rekrutirale v ekscentrični fazi kontrakcije, v koncentrični in izometrični fazi pa ne, ostale ME, ki so bile aktivne v koncentrični in izometrični fazi, pa so bile neaktivne v ekscentrični fazi kontrakcije (Slika 11B).



Slika 11B: Aktivnost mišice triceps surae med izometrično in dinamično kontrakcijo (Nardone, Romano in Schieppati, 1989).

## 1.6 POJAV BILATERALNEGA DEFICITA

Ljudje so sposobni simultane koordinacije gibanja obeh okončin hkrati. Značilen vzorec medmišične koordinacije dveh okončin je bilateralno izvajanje gibanja z obema okončinama hkrati. Pri izvedbi bilateralne kontrakcije je znano, da je maksimalna produkcija sile manjša kot pri unilateralni kontrakciji. Takšen pojav je v literaturi imenovan »bilateralni deficit« (BLD), ki je definiran kot razlika med maksimalno silo proizvedeno med sinhronim bilateralnim gibanjem in vsoto maksimalnih sil proizvedenih z levo in desno okončino med unilateralnim gibanjem (Howard in Enoka, 1991; Koh, Grabiner in Clough, 1993; Sale, Martin in Moroz, 1992). Pojav BLD je lahko posledica centralnih mehanizmov (Oda in Moritani, 1994, 1995a, 1995b; Oda, 1997; Ohtsuki, 1981, 1983) in perifernih mehanizmov (Bobbert, Graf, Jonk in Casius 2006; Kuruganti in Murphy, 2008; Kuruganti in Seaman, 2006)

## 1.6.1 BILATERALNI DEFICIT NA NIVOJU CENTRALNIH MEHANIZMOV

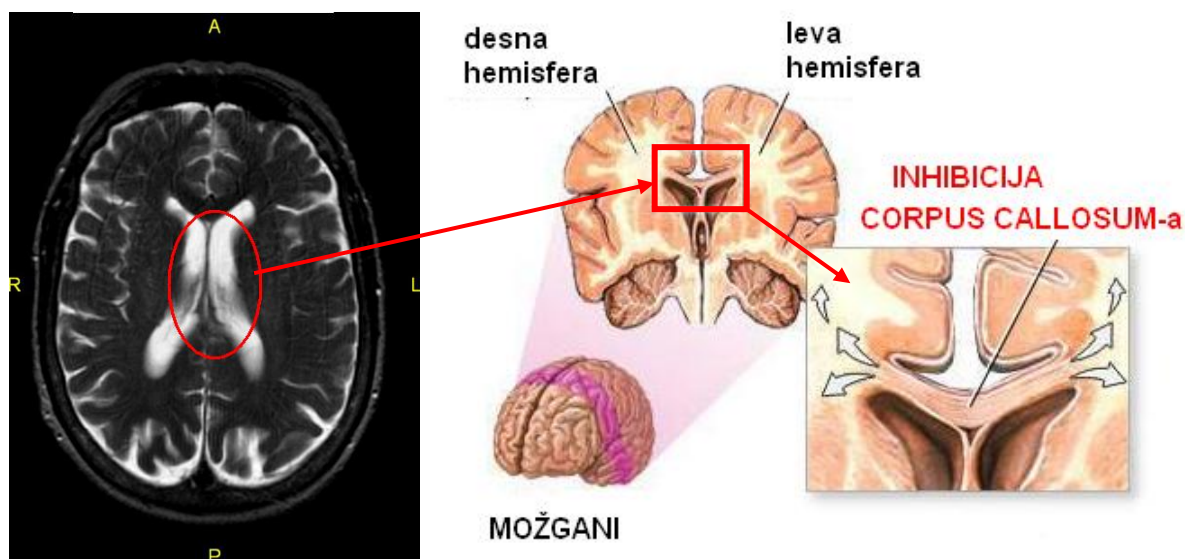
V mnogih predhodnih študijah so ugotavljali vzroke za pojav BLD na nivoju centralnih mehanizmov (Ferber idr., 1992; Meyer, Roricht, Grafin von Einsiedel, Kruggel in Weindl, 1995; Netz, Ziemann in Homberg, 1995; Ohtsuki, 1983, 1994; Rothwell idr., 1991; Tanji, Okano in Sato, 1988). Nevrofiziološke dejavnike, ki vplivajo na pojav BLD so raziskovali s pomočjo: 1) elektromiografije (pEMG), 2) z interpoliranim skrčkom, 3) s transkraniialno magnetno stimulacijo (TMS) in 4) z elektroencefalografijo (EEG) (Post idr., 2007).

Tanji idr. (1988) so pri opici analizirali precentralno, premotorično in motorično področje centralnega živčnega sistema (CŽS) ter primerjali velikost aktivacije med ipsilateralnim (na isti strani telesa), kontralateralnim (obratna stran telesa) in bilateralnim gibanjem palcev. Ugotovili so, da je bilateralna kontrakcija (BLK) generirana s simultano aktivacijo precentralnega motoričnega korteksa obeh možganskih hemisfer, čeprav so navodila za gibanje poslana iz motoričnega področja ali premotoričnega področja možganov.

Ohtsuki (1983, 1994) v svojih raziskavah razlaga, da je vzrok za manjšo produkcijo sile med BLK v inhibiciji živčne interakcije med možganskima hemisferama, ki sta povezani z živčnim nitjem (corpus callosum<sup>1</sup>) (Slika 12). Možna razlaga za pojav BLD je ta, da je ekscitacijski signal, ki gre iz višjih motoričnih področij v precentralni motorični korteks, manj intenziven med BLK kot med unilateralno kontrakcijo (ULK), saj je distribuiran v dve ločeni področji (dve okončini) (Ohtsuki, 1994). V predhodnih raziskavah (Ferber idr., 1992; Meyer idr., 1995; Netz, Ziemann in Homberg, 1995; Rothwell idr., 1991) so s pomočjo magnetne stimulacije motoričnega korteksa ugotovili, da pride pri BLK do medhemisferne inhibicije (inhibicija živčnega nitja, ki povezuje hemisferi, je lahko živčni dejavnik, ki vpliva na pojav BLD).

---

<sup>1</sup> Corpus callosum je komisurno nitje, ki sestavlja belo substanco možganskih hemisfer. Je debela plošča živčnega nitja, ki povezuje simetrične dele leve in desne hemisfere. Njegov srednji del, ki ga vidimo v špranji med hemisferama (Slika 12), zakriva diencefalon od zgoraj, spredaj in deloma spodaj. Lateralno sega to nitje nad bazalnimi gangliji v notranjost hemisfer, kjer izžareva v vse predele skorje kot radiatio corporis callosi.



Slika 12: Povezava leve in desne možganske hemisfere – corpus callosum.

Potenciali (živčni signali), ki povzročijo takojšnje hoteno gibanje so potenciali, ki prihajajo iz motoričnega korteksa (angl. movement-related cortical potentials – MRCP) (Gerbrandt, Goff in Smith, 1973; Neshige, Luders in Shibasaki, 1988; Shibasaki, Barrett, Halliday in Halliday, 1980a, 1980b). MRCP so generirani z živčnimi krogi, ki sodelujejo v pripravi motoričnega programa.

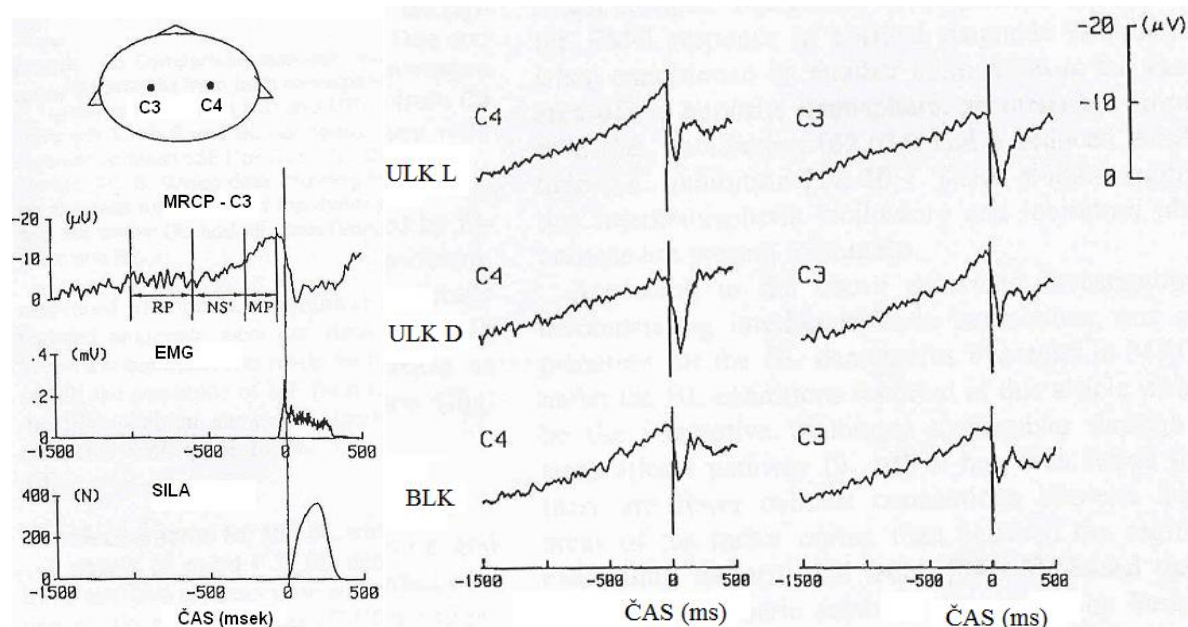
Med BLK prstov na rokah (submaksimalne kontrakcije) so MRCP merili kot dokaz, da se BLD pojavi kljub zmanjšani živčni aktivaciji ČŽS (Kristeva, Cheyne, Lang, Lindiger in Deecke, 1990; Kristeva, Cheyne in Deecke, 1991; Shibasaki in Kato, 1975; Singh in Knight, 1990). Neshige idr. (1988) ter Oda (1997) sklepajo, da je živčni inhibitorni mehanizem med hemisferama, živčna osnova za pojav BLD, saj je merjenje MRCP med mišičnimi kontrakcijami pokazalo zmanjšan motorični potencial (MP) pri BLK v primerjavi z ULK (Oda in Moritani, 1995) (Sliki 13 in 14).

Oda in Moritani (1995) sta med stiskom roke ugotavljala velikost MRCP v področju motoričnega korteksa (C3 in C4, elektrode sta namestila na skalp – Slika 13), izometrično silo in EMG aktivnost v povezavi z največjo BLK in ULK. BLK stiska rok je pokazala BLD na obeh zgornjih okončinah v primerjavi z ULK stiska roke (desna roka -  $5.2 \pm 1.1\%$ , leva  $-4.5 \pm 1.9\%$ ). Pri EMG aktivnosti se je v začetnem obdobju kontrakcije (prvih 50 ms) pojavil velik BLD (desna roka:  $-28.5 \pm 7.4\%$ , leva roka:  $-10.9 \pm 4.5\%$ ).



Slika 13 prikazuje MRCP (C3), EMG signal in silo stiska desne roke pri ULK (m. flexor digitorum superficialis) (1 merjenec). Slika 14 pa prikazuje povprečje signala MRCP pri treh pogojih kontrakcije (ULK levo, ULK desno, BLK; vsi subjekti). Pri ULK se je motorični potencial povečal v kontralateralni hemisferi (nasprotni) pred začetkom produkcije sile. Pri BLK pa se je motorični potencial povečal v obeh hemisferah (C3 in C4), vendar je imel manjše vrednosti kot pri ULK (Oda in Moritani, 1995). MRCP je sestavljen iz treh faz (Neshige, Lunders in Shibasaki, 1988; Shibasaki idr., 1980a): 1) začetni potencial (RP), ki traja od - 1.0 do - 0.6 s, 2) negativni naklon (NS), ki traja od - 0.6 do - 0.2 s in 3) motorični potencial (MP), ki traja od - 0.2 do - 0.05 s (Slika 13).

Zmanjšanje amplitude MP med bilateralno kontrakcijo kaže, da BLD obstaja kljub zmanjšani živčni aktivaciji primarnega motoričnega korteksa (Slika 14). MRCP nedominantne desne hemisfere kaže večji deficit kot dominantna hemisfera (Slika 14), spremljanje EMG pa je pokazalo večji deficit na dominantni strani. Ta neskladnost v delovanju hemisfer kaže manjši učinek spremembe aktivnosti centralnega živčevja v desni hemisferi, ki vpliva na delovanje mišic leve roke v primerjavi z učinkom spremembe v levi hemisferi, ki vpliva na delovanje desne roke (Oda, 1997).



*Legenda: C3 – leva hemisfera;  
C4 – desna hemisfera;  
– RP začetni potencial;  
– NS negativni naklon;  
– MP motorični potencial.*

*Legenda: ULK L – leva roka; ULK D – desna roka;  
BLK – bilateralno (obe roki hkrati).*

Slika 14: Velikost MRCP med ULK in BLK.

Slika 13: Velikost MRCP, EMG in sile pri ULK.

BLD pri produkciji sile in EMG aktivnosti mišic je povezan z zmanjšano aktivnostjo centralnega živčevja, ki ga lahko spremljamo z MRCP (Oda, 1997). Motorični potencial (MP) ima glavni živčni izvor v primarnem motoričnem področju (Deecke, Scheid in Kornhuber, 1969; Gerbrandt idr., 1973; Shibasaki idr., 1980a; Singh in Knight, 1990). V omenjenih študijah so spremljali potencialni vir na človeškem skalpu, pomagali pa so si z ugotovitvami, ki so jih raziskovalci pridobili s spremljanjem potencialnih virov centralnega živčevja na opicah (Gemba, Sasaki in Hashimoto, 1980; Hashimoto, Gemba in Sasaki, 1979;) in možganskega delovanja na ljudeh (Ikeda, Lueders, Burgess in Shibasaki, 1992; Lee, Lueders, Lesser, Dinner in Morris, 1986; Neshige idr., 1988; Rector, Feve, Buser, Bathien in Lamarche, 1994; Sakamoto, Luders in Burgess, 1991).

Ena od možnih razlag za pojav BLD pri produkciji sile, ki je povezan z zmanjšano amplitudo EMG in MRCP je ta, da se BLD pojavi kljub povezanosti leve in desne hemisfere, ki ju povezuje živčno komisurno nitje (corpus callosum) (Ohtsuki, 1981, 1983, 1994). Elektro – fiziološke študije pri katerih so uporabili tehniko stimulacije corpus callosum–a, poročajo o facilitaciji in inhibiciji živčevja. Po letu 1990 je začetek uporabe transkranijske magnetne stimulacije (TMS) odprlo nova področja raziskovanja in omogočilo raziskave na področju možganskih povezav (v našem primeru povezav hemisfer – corpus callosum) z motoričnim korteksom.

V študijah kjer so uporabili magnetno stimulacijo na centralnem živčevju, aktivnost pa so spremljali z metodo EMG, so ugotovili, da če stimulirajo dominantno in nedominantno hemisfero z enakim stimulusom, se pojavi povečana amplituda EMG oziroma facilitacija ene od hemisfer (Salerno in Georgesco, 1996; Ugava, Hanajima in Kanazawa, 1993) ali pa zmanjšana amplituda EMG oziroma inhibicija v nasprotni hemisferi (Ferbort idr., 1992; Meyer idr., 1995; Netz, Ziemann in Homberg, 1995; Rothwell idr., 1991;). Iz ugotovitev omenjenih študij lahko sklepamo, da sta fenomena medhemisferne facilitacije in inhibicije prisotna tudi pri ljudeh in ne samo pri opicah.

V študijah medhemisfernih povezav so prišli do ugotovitev, da je manj živčnih povezav leve in desne hemisfere z motoričnim področjem za gibanje dlani v primerjavi s področji, ki kontrolirajo gibanje rok in trupa (Gould, Cusick, Pons in Kass, 1986; Jenny, 1979; Pappas in Strick, 1981).

Druga možna razlaga za zmanjšanje amplitude MRCP pri bilateralnih kontrakcijah je zmanjšanje živčnih potencialov v motorični korteks iz talamusa (Asanuma, Fernandez, Scheibel in Scheibel, 1974; Asanuma, Zarzecki, Jankowska, Hongo in Marcus, 1979; Strick, 1976a, 1976b) ali v motorično področje (Brinkman, 1984; Tanji, 1984; Tanji in Kurata, 1985), obstaja pa tudi verjetnost, da se inhibitorno delovanje pojavi tudi na nivoju hrbtenjače (Oda, 1997).

Sposobnost možganov, da prilagodijo živčne signale glede na različno unilateralno mišično aktivacijo ali na način treniranja, je bila zabeležena z uporabo enojnih in parnih impulzov TMS. Povečana ekscitabilnost homolognih mišic zgornjega dela telesa se je pokazala kot odgovor pri 50% NHIK (Muellbacher, Facchini, Boroojerdi in Hallet, 2000) in pri kompleksni motorični nalogi (Tinazzi in Zanette, 1998). Modulacijo inhibicije so ugotovili v ipsilateralnem korteksu med nalogami, ki so jim povečevali zahtevnost, inhibicija je bila prisotna v mišicah dlani, ki se ni gibala. Liepert idr. (1998) so ugotovili, da sta inhibicija centralnega živčevja in modulacija facilitacije, povezani z zahtevami motoričnih nalog. Tudi Tinazzi in Zanette (1998) sta ugotovila pojav medhemisferne asimetrije v ipsilateralnem korteksu med izvajanjem unilateralnih nalog, pri tem je bila ekscitabilnost homolognih mišic statistično manjša, ko je nalogo opravljala dominantna dlan. Ta ugotovitev kaže na večji motorični učinek ene hemisfere, ki kontrolira gibanje dominantne dlani v primerjavi s hemisfero, ki kontrolira gibanje nedominantne dlani.

Yahagi in Tatsuya (1999) pa sta ugotovila, da se asimetrija v živčni ekscitabilnosti spreminja glede na dominantno stran roke (leva – desna). Pri ljudeh, ki imajo dominantno desno roko, je amplituda motoričnih evociranih potencialov dominantne roke statistično večja kot amplituda na nedominantni roki, pri ljudeh, ki imajo dominantno levo roko pa ni bilo statističnih razlik med dominantno in nedominantno roko. Po teh ugotovitvah lahko sklepamo, da je pri »desničarjih« prisotna večja živčna asimetrija med dominantno in nedominantno hemisfero kot pri »levičarjih«.

## 1.6.2 BILATERALNI DEFICIT NA NIVOJU PERIFERNIH MEHANIZMOV

### 1.6.2.1 BILATERALNI DEFICIT PRI DINAMIČNIH GIBANJIH

Dinamične kontrakcije so podobne specifičnim športnim gibanjem in gibanjem v vsakdanjem življenju. Gibanja na katerih so raziskovali pojav BLD so: 1) ekstenzija kolena (Cresswell in Ovendal, 2002; Howard in Enoka, 1991; Kuruganti in Murphy, 2008; Kuruganti in Seaman, 2006; Owings in Grabiner, 1998; Roy, Sylvestre, Katch in Katch, 1990; Schantz, Moritani, Karlson, Johansson in Lundh, 1989; Secher, 1975; Secher, Rorsgaards in Secher, 1978; Secher, Ruber in Ellers, 1988), 2) kombinirana ekstenzija kolka in kolena (Taniguchi, 1997, 1998; Vandervoort, Sale in Moroz, 1984), 3) plantarna fleksija (Kawakami, Sale, MacDougall in Moroz, 1998), 4) sonožni potisk (Hay, De Souza in Fukashiro, 2006) in 5) vertikalni skok (Bobbert idr., 2006; Challis, 1998; Stephens, Lawson in Reiser, 2005; Van Soest, Roebroek, Bobbert, Huijing in van Ingen Schenau, 1985; Vint in Hinrichs, 1996).

V študijah vertikalnih skokov (Bobbert idr., 2006; Challis, 1998, van Soest idr., 1985; Vint in Hinrichs, 1996) so ugotovili, da športniki pri sonožnem vertikalnem skoku dosegajo v povprečju nižje višine skokov v primerjavi s seštevkom višin enonožnih vertikalnih skokov izvedenih z levo in desno nogo.

Primerjalna analiza enonožnih in sonožnih skokov je pokazala, da so kotne hitrosti kolka in kolena višje pri sonožnem skoku (van Soest idr., 1985). Sklepamo lahko, da je večja hitrost ekstenzije nog pri sonožnem skoku vzrok za manjšo produkcijo sile in pojav BLD, če upoštevamo lastnosti mišic pri razmerju sila – hitrost. Pri razlagi BLD med izvedbo vertikalnega skoka moramo upoštevati naravo izvedbe enonožnega in sonožnega skoka, ki se razlikujeta predvsem v hitrosti odriva (van Soest idr., 1985).

Med bilateralno kontrakcijo mišičnih skupin se najbolj pogosto pojavlja mehanizem recipročne inhibicije. Ravnotežje v vzdraženosti internevrnskih skladov, ki potekajo po hrbtenjači in vplivajo na delovanje obeh spodnjih okončin, lahko predstavlja omejitev v kontroli centralnega živčnega sistema (Jakobi in Chilibeck, 2001).

Omejitve pri kontrakciji mišic v bilateralnih pogojih gibanja se pojavljajo tudi zaradi inhibitornega aferentnega delovanja ene aktivne okončine v živčno sinapso motonevronske druge okončine (Archontides in Fazey, 1993; LaGasse, 1974; Ohtsuki, 1983).

Študije v katerih niso ugotovili pojava BLD med dinamičnimi gibanji so izjeme, saj sta takšni objavljeni študiji le dve. V prvi so raziskovali BLD pri potisku s prsmi (Vandervoort idr., 1984), v drugi pa pri ekstenziji kolena (Hakkinen, Kraemer in Newton, 1997). Pojav BLD pri produkciji sile se poveča med izokinetično koncentrično akcijo, če povečamo kotno hitrost merjenja (Vandervoort, Sale in Moroz, 1987).

Vzroki za pojav BLD med dinamičnimi kontrakcijami so: 1) aktivnost antagonističnih mišic med največjo kontrakcijo, kar povzroči zmanjšanje produkcije sile (Cresswell in Ovendal, 2002; Jakobi in Cafarelli, 1998), 2) nepopolna aktivacija vseh hitro krčljivih mišičnih vlaken (Koh idr., 1993; Ohtsuki, 1983, Vandervoort idr., 1984, 1987), 3) zmanjšan čas, ki je na voljo za vezavo prečnih mostičev z aktinom med kontrakcijo mišice (Huijing, 1992), 4) omejitve v centralnem živčnem sistemu (Oda in Moritani, 1994; Van Dien, Ogita in de Haan, 2003) in 5) omejitve v perifernem živčnem sistemu (Archontides in Fazey, 1993; Ohtsuki, 1983).

#### 1.6.2.2 BILATERALNI DEFICIT PRI HOMONIMNIH MIŠICAH

V študijah (Cresswell in Ovendal, 2002; Herbert in Gandevia, 1996; Howard in Enoka, 1991; Kawakami idr., 1998; Ohtsuki, 1981, 1983) so ugotovili pojav BLD v pogojih, kadar merjenci izvajajo simultano kontrakcijo homonimnih mišic na nasprotni strani telesa (npr. hkratna kontrakcija mišice kvadriceps na levi in desni okončini).

V študijah, kjer so merjenci izvajali največjo hoteno izometrično kontrakcijo (NHIK) z nehomonimnimi mišicami, kot sta na primer ekstenzor kolenskega sklepa (m. quadriceps femoris) in fleksor komolca (m. biceps brachii) (Howard in Enoka, 1991) ali z aduktorjem palca in fleksorjem komolca (Herbert in Gandevia, 1996), niso ugotovili pojava BLD pri produkciji sile in pri mišični aktivaciji (aktivacija merjena z metodo interpoliranega skrčka).

V študijah, kjer so merjenci izvajali nasprotna bilateralna gibanja s homonimnimi okončinami (enosklepna gibanja), fleksijo in ekstenzijo komolca (Ohtsuki, 1983) ali plantarno in dorzalno fleksijo (Kawakami idr., 1998), niso ugotovili razlik v produkciji sile med bilateralno in unilateralno produkcijo sile. Zgoraj omenjene študije, ki so ugotovljale pojav BLD pri štirih ločenih mišičnih skupinah, na zgornjih okončinah in spodnjih okončinah so dokaz, da se BLD pojavi le pri izvajanju simultane BLK homonimnih mišičnih skupin, ki izvajajo gibanje v isto smer (fleksija ali ekstenzija), kar pomeni, da so živčni ukazi za gibanje na obeh straneh telesa enaki (Jakobi in Chilibeck, 2001).

### 1.6.2.3 BILATERALNI DEFICIT – TEORIJA DOMINANTNE OKONČINE

V raziskavah kjer so ugotavljali pojav BLD na dominantni in nedominantni okončini poročajo, da merjenci pri bilateralnih kontrakcijah proizvedejo manjšo silo zaradi redukcije sile na dominantni strani telesa (Henry in Smith, 1961). Vpliv dominantne strani telesa je bolj pogost pri proizvajanju sile z mišicami zgornjega dela telesa (Henry in Smith, 1961; Kroll, 1965; Ohtsuki, 1981, 1983; Oda in Moritani, 1994, 1995a, 1995b), samo dve študiji pa poročata, da med dominantno in nedominantno stranjo telesa ni bilo ugotovljenih razlik (Herbert in Gandevia, 1996; Ohtsuki, 1983).

Pri ugotavljanju pojava BLD na spodnjih okončinah, niso ugotovili razlik med dominantno in nedominantno okončino (Hakkinen idr., 1996; Hakkinen, Pastinen, Karsikas in Lignum, 1995; Jakobi in Cafarelli, 1998; Koh idr., 1993). Iz ugotovitev predhodnih raziskav lahko sklepamo, da obstajajo razlike med zgornjimi okončinami in spodnjimi okončinami v bilateralni produkciji sile oziroma v pojavu BLD. Te razlike so lahko tudi posledica različnih načinov gibanja zgornjega in spodnjega dela telesa v vsakdanjih življenjskih aktivnostih.

#### 1.6.2.4 BILATERALNI DEFICIT MIŠIČNE AKTIVNOSTI (pEMG)

Z metodo pEMG so v številnih študijah raziskovali pojav BLD (Cresswell in Ovendal, 2002; Howard in Enoka, 1991; Koh idr., 1993; Oda in Moritani, 1994, 1995a; Ohtsuki, 1981; Schantz idr., 1989; Vandervoort idr., 1984; van Soest idr., 1985).

V študijah, kjer so merjenci izvajali izometrične kontrakcije z ekstenzijo kolena in kombinirano ekstenzijo kolka in kolena, se v nekaj primerih BLD pojavi pri produkciji sile, pri pEMG pa ne (Howard in Enoka, 1991; Schantz idr., 1989;).

Ugotovitve nekaterih raziskav so pokazale istočasen pojav BLD pri produkciji sile in pEMG med ekstenzijo kolena, fleksijo komolca, kombinirano ekstenzijo kolka in kolena ter pri vertikalnih skokih, kjer so prišli do zaključkov, da se BLD pojavi kljub spremenjeni mišični aktivaciji (Cresswell in Ovendal, 2002; Koh idr., 1993; Oda in Moritani, 1994, 1995a; Ohtsuki, 1981; Vandervoort idr., 1984; van Soest idr., 1985). Pri metodi pEMG so lahko podatki nejasni zaradi majhnih sprememb pri produkciji sile, metoda pEMG pa ni dovolj občutljiva, da bi te minimalne spremembe v mišični aktivaciji zaznala (Howard in Enoka, 1991).

Jakobi in Cafarelli (1998) sta ugotovila minimalne in neznčilne spremembe med produkcijo sile in relativno spremembo pEMG. Sila in pEMG sta bila izmerjena v unilateralnih in bilateralnih pogojih pri 25%, 50%, 75% in 100% NHIK. Pri vseh pogojih sta se sila in pEMG vzporedno spreminjala; pri tej študiji je tehnologija omogočala zaznavo minimalnih sprememb v produkciji sile.

Cresswell in Ovendal (2002) sta ugotavljala navor mišic ekstenzorjev kolenskega sklepa z izokinetično upornico in potrdila 17% razliko med srednjo vrednostjo navora pri bilateralni ekstenziji kolena ( $168 \pm 52$  Nm) v primerjavi z vsoto navorov leve in desne noge v unilateralni ekstenziji kolena ( $202 \pm 56$  Nm). V bilateralnih pogojih merjenja je bila amplituda pEMG mišice quadriceps femoris manjša na obeh okončinah (leva za  $8.2 \pm 7.4\%$  manjša, desna pa za  $13.9 \pm 9.1\%$ ) v primerjavi z amplitudo pEMG v unilateralnih pogojih.

Razlike med študijami v rezultatih pEMG so lahko tudi posledica različnih časovnih intervalov, v katerih so izvedli integracijo signalov. Z uporabo bipolarnih elektrod sta Jakobi in Cafarelli (1998) ugotovila vzporedne spremembe v produkciji sile in pEMG, medtem ko so Schantz idr. (1989) ugotovili neskladne spremembe med produkcijo sile in pEMG.

Schantz idr. (1989) so integrirali pEMG signal v časovnem obdobju, ko je sila dosegla le 90% NHIK, medtem ko sta Jakobi in Cafarelli (1998) integrirala signal v časovnem obdobju 1 sekunde, kjer je bila sila največja. Howard in Enoka (1991) sta ugotovila, da se pEMG le občasno spreminja glede na produkcijo sile, odvisno tudi od merjencev, ki jih merimo (trenirani vs. netrenirani).

#### 1.6.2.5 BILATERALNI DEFICIT – TRENAŽNI PROCES

Raziskave v katerih so ugotavljali pojav BLD med trenažnim procesom športnikov, ki vsakodnevno vadijo z bilateralnimi vajami, so dale različne rezultate. Howard in Enoka (1991) sta pri dvigovalcih uteži, ki so izvajali ekstenzijo kolena, ugotovila pojav bilateralne facilitacije (BFC) (sila, ki jo proizvedejo v bilateralnih pogojih je večja kot vsota sil proizvedena med unilateralnimi pogoji kontrakcije). Pri netreniranih merjencih sta ugotovila pa pojav BLD. Secher (1975) je pojav BFC ugotovil pri treniranih veslačih. Schantz idr. (1989) v primerjavi s prejšnjimi študijami niso ugotovili razlik med treniranimi in netreniranimi merjenci v kombinirani ekstenziji kolka in kolena. Secher idr. (1988) v študiji dvigovalcev uteži in netreniranih subjektov niso ugotovili razlik v pojavu BLD.

Različni rezultati študij so lahko posledica različnih metod raziskovanja pojava BLD (Sale in MacDougall, 1981). Pri posameznikih, ki trenirajo z bilateralnimi vajami, ni nujno, da bomo ugotovili pojav BLD, če ga bomo merili z načinom, ki ga niso uporabljali v trenažem procesu (Jakobi in Chilibeck, 2001).



Bilateralni trening poveča sposobnost produkcije sile bolj kot unilateralni, ob tem da se vrednost BLD zmanjša (Coyle idr., 1981; Hakkinen idr., 1996a; Taniguchi, 1997, 1998). Unilateralni trening poveča sposobnost unilateralne produkcije sile bolj kot sposobnost bilateralne produkcije sile, ob tem da se poveča tudi vrednost BLD (Hakkinen idr., 1996a; Taniguchi, 1997, 1998). V študiji Hakkinen idr. (1996a) so spremljali mišično aktivnost z metodo pEMG in produkcijo sile ter ugotovili, da različna rekrutacija motoričnih enot vpliva na specifičnost trenažnega procesa.

Aplikativna vrednost specifičnosti trenažnega procesa je v tem, da lahko z unilateralnim načinom treninga proizvajamo večjo silo pri pojavu BLD ter povzročimo večje spremembe v mišični hipertrofiji v primerjavi z bilateralnim treningom, kjer je produkcija sile pri vadbi manjša (Goldberg, Etlinger, Goldspink in Jablecki, 1975; Jakobi in Chilibeck, 2001; Janzen, Chilibeck in Davison, 2006).

Pri dveh študijah so merili spremembe v mišičnem preseku (Hakkinen idr., 1996a) in spremembe velikosti mišičnih vlaken (Rube in Secher, 1990), vendar niso odkrili razlik med unilateralnim in bilateralnim načinom treniranja. Rube in Secher (1990) sta ugotovila, da se velikost hitrih mišičnih vlaken tipa B poveča z unilateralnim in bilateralnim načinom treniranja. Omejitveni dejavnik pri obeh raziskavah je bil načrt trenažnega procesa, ki je obsegal 150 kontrakcij pri vaji potisk z nogami (angl. leg press) trikrat na teden, v trajanju 5-ih tednov. Ta program lahko označimo bolj kot trening mišične vzdržljivosti in ne mišične moči. Razlike v mišični adaptaciji med unilateralnimi in bilateralnimi načini treniranja tako ostajajo odprto področje raziskovanja.

Zaradi pojava BLD bi bilo smiselno, da bi v proces treniranja moči namesto tradicionalnih bilateralnih vaj (sonožni potisk, ekstenzija in fleksija kolka ter kolena, sonožni skoki) uvedli unilateralne vaje (enonožni potisk, unilateralna ekstenzija in fleksija gležnja, kolena in kolka, enonožni skoki), predvsem v športnih panogah, ki zahtevajo ciklični način gibanja z obema okončinama (plavanje, kolesarjenje, boks, sprint).

Unilateralen način izvedbe vaj za moč bi lahko aplicirali tudi v vsakdanji način življenja, predvsem pri ljudeh, ki se ne ukvarjajo s športom, ampak se soočajo z vsakdanjimi opravili, ki zahtevajo produkcijo moči. Še posebej zanimiva je populacija starostnikov, ki ima težave z vsakdanjimi opravili kot so hoja po stopnicah, dvigovanje težkih predmetov, prenašanje težkih vrečk iz trgovine ter vstajanje iz postelje in s stola.

Velikost BLD je odvisna od dejavnikov kot sta trening (Howard in Enoka, 1991; Kuruganti idr., 2005; Taniguchi, 1998) ter dominantnost okončine (Kroll, 1965; Oda in Moritani, 1994, 1995a, 1995b; Ohtsuki, 1981, 1983), starost in spol pa nimata vpliva nanj (Hakkinen idr., 1997; Hernandez, Nelson-Whalen, Franke in McLean, 2003; Kuruganti idr., 2005).

## POGLAVJE 2

---



# PREDMET IN PROBLEM



V zgodovini človeštva so se zgodili izjemni dosežki, ko sta se srečala svobodomiselni um in razsvetljeni vladar. (egipčanski pregovor)

## 2 PREDMET IN PROBLEM

### 2.1 VERTIKALNI SKOK

Skok je eden od osnovnih načinov gibanja v športnih disciplinah kot so atletika, košarka, odbojka, rokomet in nogomet. Vertikalni skok je pogosto uporabljen v raziskavah in športni diagnostiki kot »groba« metoda za evalviranje anaerobne moči mišic spodnjih okončin (Bosco idr., 1982; Fox, Bowers in Foss, 1988; Sargent, 1921). Merjenci v fazi odziva uporabljajo stereotipne vzorce gibanja z značilnostmi proksimalno–distalne mišične aktivacije (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988).

Z metodami kinematike, dinamike in pEMG lahko podrobno analiziramo človekovo mišično koordinacijo ter vlogo eno–sklepnih in dvo–sklepnih mišic spodnjih okončin pri izvedbi odziva (Stephens idr., 2005).

Za uspešno izvedbo eksplozivnih gibanj je pomembno, da nekateri deli telesa dosežejo velike pospeške in hitrosti gibanja (Bobbert in Van Zandwijk, 1999). Primer takšnega gibanja je vertikalni skok, kjer je visoka rotacijska hitrost trupa zelo pomembna za doseganje velike višine skoka.

Pri eno–sklepni gibanju, kjer se gibanje začne pri določenem kotu v sklepu, je dosežena kotna hitrost v določenem kotu odvisna od količine dela (angl. net work) proizvedenega z mišicami, ki potekajo preko sklepa. V študijah so ugotovili, da je čas, ki je potreben za proizvodnjo sile, pomemben dejavnik pri določanju mehanskega izhoda pri eno–sklepnih gibanjih (Bobbert in Harlaar, 1993; Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; Chapman, Caldwell in Selbie, 1985), prav tako pa tudi pri kompleksnih več–sklepnih gibanjih kot je vertikalni skok, kjer je največji problem prenos dela v efektivno energijo (Bobbert, Gerritsen, Litjens in van Soest, 1996). Zaradi vpliva na proizvedeno delo je čas, ki je potreben za proizvodnjo sile, eden od izhodiščnih problemov za rešitev, kako učinkovito izvesti vertikalni skok.

Pri izvajanju vertikalnega skoka lahko z nasprotnim gibanjem rešimo problem učinkovitosti skoka, saj dovolimo, da subjekt poveča silo z izvedbo ekscentrične kontrakcije, še preden se pričnejo mišice koncentrično krčiti v fazi odziva (Asmussen in Sørensen, 1971; Bobbert idr., 1996; Chapman in Sanderson, 1990; Mungiole in Winters, 1990; Svantesson, Grimby in Thomee, 1994; van Ingen Schenau, 1984).

Naraščanje produkcije sile pri vertikalnem skoku je rezultat številnih dinamičnih procesov, ki vključuje stimulacijsko dinamiko, ekscitacijsko dinamiko in dinamiko različnih kontrakcij mišic (Van Zandwijk, Bobbert, Baan in Huijing, 1996). V študiji omenjenih avtorjev je stimulacijska dinamika definirana kot časovni vidik povečevanja stimulacije mišic, ekscitacijska dinamika je definirana kot proces naraščanja aktivnega stanja kot odgovor na povečanje stimulacije, dinamika kontrakcije pa je definirana kot naraščanje sile zaradi povečanja aktivnega stanja. Glede na omenjene procese je dinamika kontrakcije interakcija med kontraktilnimi elementi in elastičnimi strukturami mišic.

S ciljem določiti razmerje sila – hitrost pri skeletnih mišicah, je bilo opravljenih nekaj študij (Dudley, Harris, Duvoisin, Hather in Buchanan, 1990; Hof in van den Berg, 1981; James, Sacco, Hurley in Jones, 1994; Thomas, Sagar, White in Davies, 1988; Wickiewicz idr., 1984). Prav tako je bilo opravljenih nekaj študij, ki so raziskovale skladnost serialnih elastičnih elementov (Hof in van den Berg, 1981; Hof, 1997; Van Zandwijk, Bobbert, Harlaar in Hof, 1998).

V naši raziskavi je razlog za izbor vertikalnega skoka z nasprotnim gibanjem (CMJ) za preučevanje razlik med sonožnim in enonožnim skokom ter za preučevanje pojava bilateralnega deficita (BLD) ta, da je skok iz polčepa (SJ) za sprinterje nenaraven in ga skoraj nikoli ne uporabljajo v svoji športni disciplini in v procesu treniranja. Predhodnje meritve in raziskave so pokazale, da tudi trening SJ ne zagotavlja, da bodo merjenci pravilno izvedli SJ, to pomeni brez najmanjšega nasprotnega gibanja, saj je iz literature znano, da tudi najmanjše nasprotno gibanje vpliva na povečanje višine skoka (Bobbert in van Zandwijk, 1999; Harman, Rosenstein, Frykman in Rosenstein, 1990).

Utemeljitev in upravičenost izbora CMJ lahko potrdimo tudi z vidika povezanosti skoka s sprinterskim tekom, saj so raziskave pokazale visoke korelacije med CMJ in različnimi fazami sprinterskega teka (preglednica 2).

Preglednica 2: Korelacije med vertikalnim skokom z nasprotnim gibanjem in sprinterskim tekom.

LITERATURA	MERJENCI	FAZA SPRINTERSKEGA TEKA	KOREL.
Mero idr., 1981	25 M – sprint	30 m z letečim startom (s)	-.65**
Mero idr., 1983	25 M – sprint	Hitrost iz startnega bloka (m·s <sup>-1</sup> )	-.69**
		Faza startnega pospeševanja (m·s <sup>-1</sup> )	-.70**
Young, 1995	11 M, 9 Ž – atletika	Največja hitrost teka (10 m) (m·s <sup>-1</sup> )	-.77**
Young idr., 1996	18 M – nogomet	Sprint 20 m (s)	-.66**
Kukolj idr., 1999	25 M – ekipni športi	0 do 15 m (povprečna hitrost) (m·s <sup>-1</sup> )	.09
		15 do 30 m (povprečna hitrost) (m·s <sup>-1</sup> )	.48*
Hennessy in Kilty, 2001	17 Ž – sprint	Sprint 30 m (s)	-.60*
		Sprint 100 m (s)	-.64*
Bret idr., 2002	19 M – sprint	0 do 30 m (povprečna hitrost) (m·s <sup>-1</sup> )	.66**
		30 do 60 m (povprečna hitrost) (m·s <sup>-1</sup> )	.53*
		60 do 100 m (povprečna hitrost) (m·s <sup>-1</sup> )	.44*
Liebermann in Katz, 2003	14 M, 6 Ž – ekipni športi	Sprint 0 do 20 m (s)	-.88**
Cronin in Hansen, 2005	26 M – ragbi	Sprint 5 m (s)	-.60*
		Sprint 10 m (s)	-.62*
		Sprint 30 m (s)	-.56*

statistično značilna korelacija: \*  $p < .05$ ; \*\*  $p < .01$ ; M – moški, Ž – ženske

### 2.1.1 TRIDIMENZIONALNO RAČUNALNIŠKO MODELIRANJE IN SIMULACIJA VERTIKALNEGA SKOKA

Tridimenzionalno (3D) računalniško modeliranje in simulacija vertikalnega skoka je ustrezen pristop raziskovanja na področju biomehanike gibanja človeškega telesa. S takšnim pristopom je možno evalvirati vlogo posameznih mišičnih skupin med izvajanjem različnih gibanj (Nagano, Komura in Fukashiro, 2007; Yamaguchi, 2001). Spremenljivke kot sta produkcija sile in moč izbranih mišičnih skupin so eksperimentalno najprej ovrednotili med gibanjem živali (Biewener, Konieczynski in Baudinette, 1998; Roberts, Marsh, Weyand in Taylor, 1997), saj je tovrstno raziskovanje na ljudeh zelo težavno zaradi tehničnih in etičnih razlogov (Finni, Komi in Lepola, 2000; Komi, 1990; Fukashiro, Komi, Jarvinen in Miyashita, 1995).

Ovrednotenje mišičnih sil med dinamičnim gibanjem je pomembno zaradi kompleksne analize notranjih obremenitev na kosti in sklepne sisteme in tudi zaradi boljšega razumevanja delovanja živčne kontrole gibanja (Spägle, Kistner in Gollhofer, 1999). Zaradi težavnega merjenja mišične sile neposredno na živem sistemu z uporabo invazivnih tehnik in zaradi okoliščin mehanskega delovanja eno–sklepnih mišic ter velikih amplitud gibanja dvo–sklepnih mišic sta statična optimizacija (Crowninshield, 1978; Hardt, 1978; Patriarco, Mann, Simon in Mansour, 1981) in dinamična optimizacija (Davy in Audu, 1987; Pandy, Zajac, Sim in Levine, 1990; Spägle idr., 1995) bolj primerni metodi za ovrednotenje mišične sile med gibanjem.

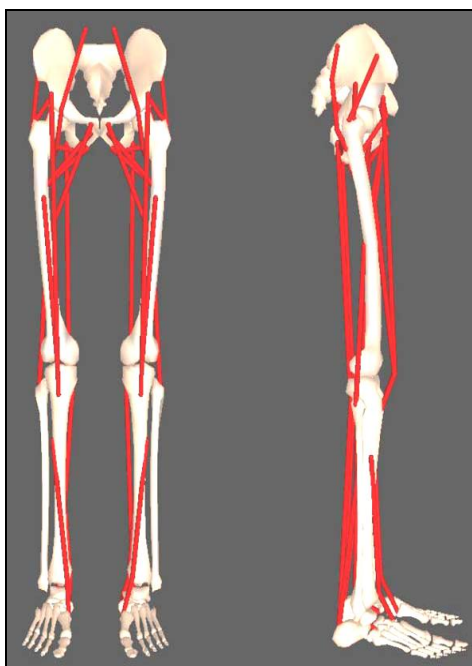
V nekaterih predhodnjih raziskavah, kjer so uporabljali računalniško modeliranje in simulacijo gibanja, priporočajo uporabo dvo–dimenzionalnega (2D) mišično–skeletalnega modela. Za večino gibanj lahko uporabimo 2D model, saj nam tretja komponenta (z) da zelo malo dodatnih informacij o gibanju pri vertikalnem skoku (Nagano idr., 2005).

Dober primer za uporabo 2D modela je vertikalni skok, kjer se gibanje dogaja večinoma v sagitalni ravnini. To je tudi eden od razlogov zakaj raziskovalci za analizo gibanja pri skoku večinoma uporabljajo 2D model (Bobbert in Van Ingen Schenau, 1988; Fukashiro in Komi, 1987; Selbie in Caldwell, 1996; Vanrenterghem, Bobbert, Casius in de Clercq, 2008). Vedeti pa moramo, da ima človeško mišičevje 3D značilnosti in jih težko zreduciramo v 2D model.

Z uporabo 2D računalniškega modeliranja in simulacije gibanja pri vertikalnem skoku so Van Soest, Schwab, Bobbert in van Ingen Schenau (1993) ugotavljali, kolikšen je prispevek dvo–sklepne mišice gastrocnemius pri izvedbi vertikalnega skoka, Bobbert in van Soest (1994) pa sta ugotavljala učinke treninga moči na višino vertikalnega skoka. Bobbert idr. (1996) so ovrednotili učinke nasprotnega gibanja na izvedbo CMJ v primerjavi s SJ. Anderson in Pandy (1999) pa sta raziskovala biomehaniko gibanja človeškega telesa pri SJ. Pri 2D modelu naletimo na težave, če želimo preverjati izvor, pripenjališče in lego mišic, saj s 3D vektorji lažje interpretiramo linije delovanja mišic preko skeleta (Brand idr., 1982; Delp, 1990; Nagano, Komura, Fukashiro in Himeno, 2005; Nagano idr., 2007; Spägle idr., 1999) (Slika 15).

Glede na dejstvo, da športniki najbolj pogosto uporabljajo CMJ v različnih situacijah na tekmi in v procesu treniranja, je pomembno, da raziskovalci opravljajo raziskave na mišično–skeletnem sistemu tudi pri izvedbi CMJ.

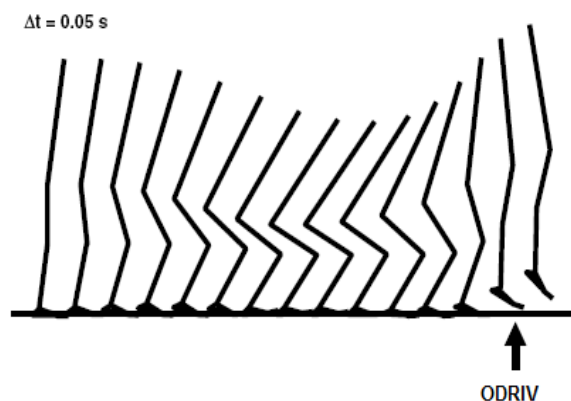
Nagano idr. (2005) so uporabili tridimenzionalen živčno–mišično–skeletni model v študiji CMJ. Osnovni cilj je bil ugotoviti sile, delo in moč mišic spodnjih okončin pri izvedbi CMJ. Simulacija skoka se je začela v pokončnem položaju telesa (popolna ekstenzija v kolenskem sklepu in kolku) (Slika 15).



Slika 15: Tridimenzionalni (3D) mišično–skeletni model spodnjih okončin (Nagano idr., 2005).

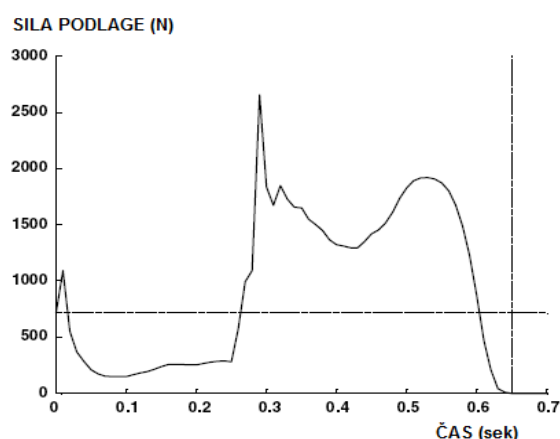
Optimalni vzorec aktivacije so v raziskavi Nagano idr. (2005) ugotavljali z numerično optimalizacijo s ciljem doseči največjo višino CTT pri izvedbi CMJ. S pomočjo rezultatov kinematike (Slika 16), dinamike (Slika 17) in mišične ekscitacije so določili profil skoka. Ugotovili so, da eno–sklepne mišice prispevajo k produkciji mehanskega dela in moči (angl. power output), medtem ko dvo–sklepne mišice pri produkciji dela in moči nimajo večje vloge. Mišice adduktorji kolka, abduktorji in zunanji rotatorji so bile močno aktivirane, vendar je bil njihov prispevek k mehanskemu delu in moči minimalen zaradi omejene amplitude raztezanja med izvedbo skoka. Mišice fleksorji (iliopsoas, biceps femoris (kratka glava), tibialis anterior) so bile aktivirane v začetku skoka (nasprotno gibanje) zaradi učinka facilitacije, ki ga povzroči raztezanje mišic (ekscentrična kontrakcija).





*Legenda: skupni čas odriva je bil 0.65 s;  $\Delta t$  – čas med posameznimi diagrami je 0.05 s.*

Slika 16: Palični diagram skoka z nasprotnim gibanjem (Nagano idr., 2005).



Slika 17: Krivulja sile podlage med skokom z nasprotnim gibanjem (Nagano idr., 2005).

### 2.1.2 OMEJITVENI DEJAVNIKI PRI PRENOSU ROTACIJSKE KINETIČNE ENERGIJE V TRANSLATORNO GIBANJE TELESA – DINAMIČNI MODEL

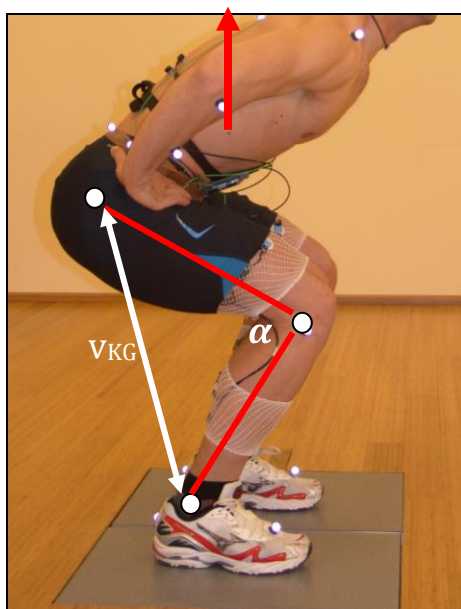
Amplituda translatornega gibanja v sklepih je zelo majhna, zato gibanje rok ali nog glede na trup opisujemo kot rotacijo v sklepih. Pri vertikalnem skoku lahko govorimo o prenosu rotacijskega gibanja v translatorno gibanje. Takšen prenos je mogoč le ob koordiniranem delovanju eno–sklepnih in dvo–sklepnih mišic spodnjih okončin. Silo, ki jo proizvedejo mišice pri izvajanju vertikalnega skoka, je potrebno usmeriti v vertikalno gibanje centralnega težišča telesa (CTT) (van Ingen Schenau, Bobbert in van Soest, 1990).

Pravilno smer delovanja sile (pri skoku je to vertikalna smer) omogoča distribucija sile v sklepih oziroma navor v sklepih. Drugo omejitev pri prenosu rotacijskega gibanja v translatorno predstavljajo koti v sklepih, pri katerih se kotna hitrost in pospešek prenašata v linearno hitrost in pospešek. Te omejitve imajo pomembno vlogo pri izvajanju balističnih gibanj, kjer je glavni cilj pridobiti čim večjo hitrost CTT pri odzivu (van Ingen Schenau, Bobbert in van Soest, 1990).

Z ustrezno enačbo (enačba 1) lahko izračunamo prenos kotne hitrosti (rotacijsko gibanje) v translatorno hitrost. Prenos hitrosti gre proti vrednosti 0 in jo doseže, ko je kolenski sklep v popolni ekstenziji (Slika 18).

Hitrost gibanja kolka od gležnja ( $v_{KG}$ ) lahko izračunamo po enačbi:

$$v_{KG} \frac{d\alpha}{dt} \times \sqrt{\frac{lgolen \times lstejno \times \sin\alpha}{lgolen^2 \times lstejno^2 - 2(lgolen \times lstejno \times \cos\alpha)}} \quad (1)$$



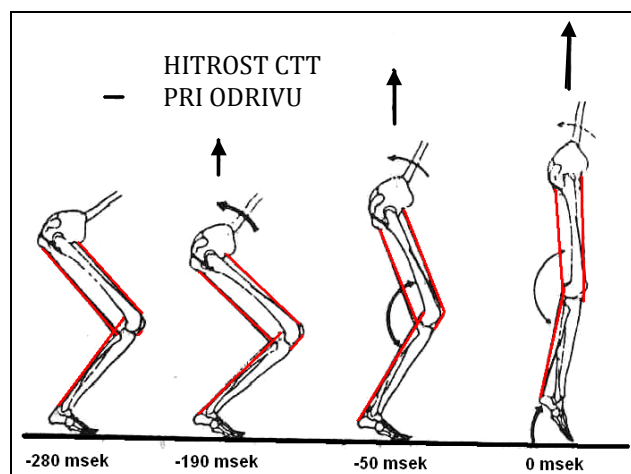
Slika 18: Prenos kotne hitrosti (rotacijsko gibanje) v translatorno hitrost pri vertikalnem skoku.

Pri geometrijski enačbi 1 naletimo na težavo, saj telo ni geometrijsko telo ampak se vsi segmenti vrtijo okoli sklepnih osi. Pri vertikalnem skoku gibanje ni prisotno le v kolenskem sklepu, ampak se okoli osi (gležnja) vrti tudi golen, v kolčnem sklepu pa se vrti tudi trup. Pri izvedbi vertikalnega skoka se izvaja eksploziven odziv od tal, kjer se pojavijo anatomske omejitve pri prenosu rotacijskega v translatorsno gibanje, saj mora trup veliko kotno hitrost zmanjšati pred popolno ekstenzijo vseh sklepov. Razlika v hitrosti gibanja med kolkom in gležnjem je določena s kotno hitrostjo  $d\alpha/dt$  in s kotom  $\alpha$  v kolenskem sklepu. Večji kot je kot v kolenskem sklepu, manjši je prenos kotne hitrosti  $d\alpha/dt$  v gibanje segmentov ( $v_{KG}$ ) (Slika 18).

Pri izvedbi skoka znaša kotna hitrost v kolenskem sklepu okoli  $17 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$  ( $970^\circ/\text{s}$ ) (van Ingen Schenau idr., 1990). Če te kotne hitrosti ne zmanjšamo do vrednosti 0 (deceleracija), si lahko poškodujemo kolenski sklep. Aktivno delovanje mišic upogibalk kolena je preventiva proti veliki vrtilni hitrosti (hamstring).

Osnovni problem eksplozivnih gibanj je učinkovita transformacija rotacijske energije telesnih segmentov v čim večjo hitrost odskoka oziroma čim večjo hitrost CTT. V začetni fazi odziva pri vertikalnem skoku prispeva trup največ k dvigovanju CTT zaradi rotacije okoli kolčnih sklepov, vendar se zaradi te rotacije projekcija vrtilne hitrosti na hitrost CTT v navpični smeri manjša toliko bolj, kolikor se trup dviga proti navpični legi. Od trenutka, ko pospeševanje CTT v navpični smeri zaradi rotacije trupa ni več dovolj učinkovito, mora priti do dvigovanja kolkov, da se zagotovi nadaljnje pospeševanja CTT v navpični smeri. Do dviga kolkov pride zaradi rotacije stegen, kar je posledica iztegovanja v kolenskem sklepu. Pri zadnji fazi rotacije stegen pride do točke, ko so stegna toliko izravnana, da ne morejo več doprinesti k dvigovanju CTT, zato je nadaljnje pospeševanje možno le z dvigovanjem kolen oziroma z rotacijo goleni. Na koncu odzivne faze skoka je pospeševanje odvisno le še od delovanja stopal (plantarne fleksije) (van Ingen Schenau idr., 1990).

Pri prenosu rotacijske kinetične energije v translatorno gibanje so pomembne dvo–sklepne mišice, ki s trupa na golen in posledično s kolka na kolenski sklep prenesejo rotacijsko kinetično energijo trupa s pomočjo preme stegenske mišice (rectus femoris) (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988), s stegna na stopalo (s kolenskega sklepa na gleženj) pa rotacijsko kinetično energijo prenaša dvoglava mečna mišica (gastrocnemius) (van Ingen Schenau, Bobbert in Rozendal, 1987) (Slika 19).



Slika 19: Shematski prikaz rotacije telesnih segmentov in mišične akcije med odzivno akcijo pri vertikalnem skoku (van Ingen Schenau idr., 1990).

Pomemben dejavnik odziva je fizikalno čim večja odzivna hitrost ob čim bolj iztegnjenih sklepih spodnjih okončin in pokončnem položaju trupa, kar zagotovi najdaljše možno pospeševanje in izkoristek vseh delujočih mišic, ki lahko doprinesejo k odzivni akciji.

Proksimalno–distalni princip aktivacije je neustrezen, če se uporabi drugačen fizikalni model, t.j. model povezanih mas in vzmeti, saj mora biti v tem primeru aktivacija hkratna, predpostavljeno pa je tudi, da pride do pojava proksimalno–distalnega principa zaradi aktivacije dvo–sklepnih mišic, saj preko njih lahko pride do prenosa mehanske moči iz enega sklepa v drugi sklep (Enoka, 1994; Gregoire, Veeger, Huijing in van Ingen Schenau, 1984). Prednost delovanja dvo–sklepnih mišic je v tem, da so lahko eno–sklepni ekstenzorji močno aktivirani ves čas iztegovanja sklepov v fazi odziva. Posledično je impulz sile na podlago večji, ker lahko eno–sklepni ekstenzorji opravijo več dela (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; Bobbert in van Soest, 2000).

Dvo–sklepne mišice lahko proizvedejo bistveno večjo silo, saj ob hkratni fleksiji enega sklepa in ekstenziji drugega sklepa, čez katerega potekajo, same veliko ne spreminjajo dolžine kar pomeni, da so obremenjene izometrično. Posledično lahko razvijejo veliko silo, če je hitrost krčenja mišičnih pripojev majhna do konca odriva (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; Bobbert in van Soest, 2000). Skupna sila, ki jo merjenec proizvede pri dinamičnem gibanju (vertikalni skok) je odvisna od: 1) interakcije med aktinom in miozinom, 2) števila sklepov vključenih v gibanje, 3) mišične aktivacije, 4) dolžine mišice ter 5) hitrosti kontrakcije, ki je odvisna od števila hitrih in počasnih mišičnih vlaken (Jakobi in Chilibeck, 2001).

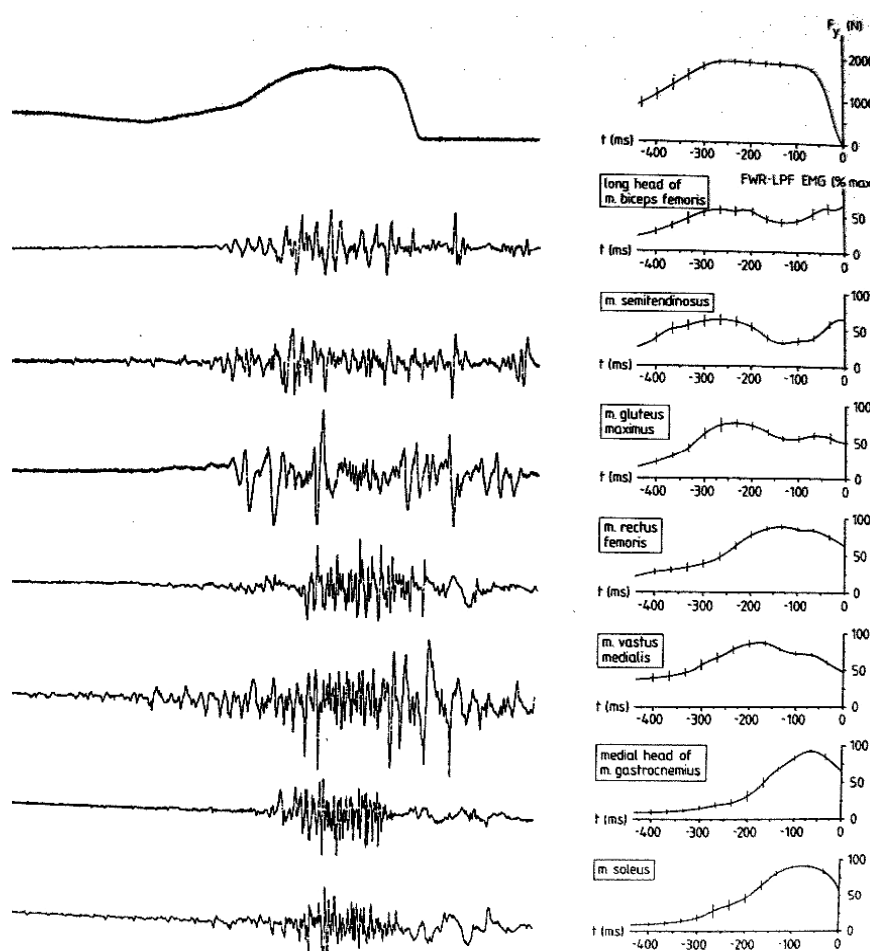
### 2.1.3 ŽIVČNO–MIŠIČNI MODEL VERTIKALNEGA SKOKA

S pomočjo metode pEMG so van Ingen Schenau idr. (1990) ugotovili, da je tudi pri človeškem modelu skakalca prisotna koaktivacija mišic vastusov (lateralis, medialis) in gastrocnemiusa. Bobbert in van Ingen Schenau (1988) sta pojasnila model skakalca s pomočjo signalov pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin.

Vzorec aktivacije mišic na sliki 20 nam prikazuje časovno zaporedje začetka aktivnosti mišic (angl. onset) in konca aktivnosti mišic (angl. offset) v fazi izvedbe odriva pri CMJ. Pri interpretaciji vzorcev mišične aktivnosti moramo upoštevati, da se pojavi časovni zamik med spremembo aktivnosti in med spremembo v mehanski odzivnosti mišice, ki lahko znaša od 80 do 100 ms (Thomas idr., 1988; Vos, Mullender in van Ingen Schenau, 1990).

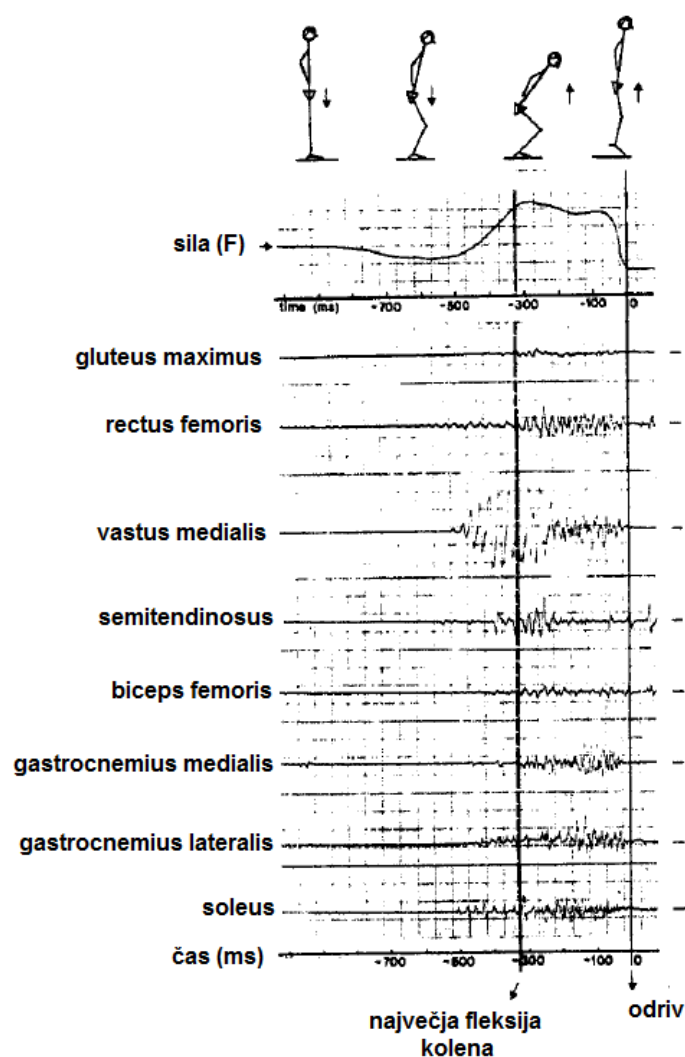
Izvedba odriva pri vertikalnem skoku iz polčepa se prične z vertikalnim pospeševanjem CTT, ki se začne z rotacijo trupa (iztegovanje). Rotacijo trupa povzroči povečana aktivnost mišic hamstring in gluteus maximus (velika zadnjična mišica). Okoli 100 ms kasneje se prične povečevati aktivnost mišic quadriceps femoris, aktivnost mišic hamstring pa se zmanjša. Takšno zaporedje vključevanja aktivnosti mišic v izvedbo vertikalnega skoka je logično s stališča, da se rotacijsko gibanje transformira v translacijsko. Zaradi velike teže trupa oziroma velikega vztrajnostnega navora trupa, je potrebno relativno veliko časa, da ta telesni segment pridobi veliko kotno hitrost v začetnem delu izvedbe vertikalnega skoka.

Pri povečevanju kotne hitrosti oziroma hitrosti rotacije trupa pomaga povečana aktivnost mišic hamstring, ki pa obenem preprečuje prehitro ekstenzijo kolenskega sklepa. V trenutku, ko rotacija trupa ne pripomore več k povečevanju vertikalnega pospeška CTT, se začne povečevati aktivnost dvo-sklepne mišice rectus femoris (prema stegenska mišica), aktivnost mišic hamstring pa se zmanjša (Slika 20). Ugotovitev, da se zmanjša aktivnost mišic hamstring je povezana z ugotovitvijo, da pride pri izvajanju odrida do skrajševanja (koncentrična kontrakcija) mišice rectus femoris in mišic hamstring. Ta fenomen je opisal že Lombard (1903), ki je ugotovil, da lahko žabe učinkovito skačejo s pomočjo izkoriščanja koaktivacije dvo-sklepnih mišic antagonistov.



Slika 20: Srednja vrednost mišične aktivnosti (pEMG) pri CMJ (povprečje 10-ih skakalcev) (van Ingen Schenau idr., 1990).

Mišica rectus femoris poteka preko kolka in ima pri izvajanju vertikalnega skoka nalogo, da s svojo aktivnostjo izvaja fleksijo kolka oziroma zavira velik kotni pospešek trupa. Mišica gluteus maximus pa v istem trenutku s svojo močjo podpira ekstenzijo kolenskega sklepa, ki ga hkrati povzroča mišica rectus femoris. V zadnjih 50 ms do 100 ms izvajanja vertikalnega skoka pa mišica gastrocnemius s svojo aktivnostjo pomaga zavirati kotno pospeševanje kolenskega sklepa v ekstenziji. V zadnjih 50 ms odriva lahko mišici rectus femoris in gastrocnemius s svojo tetivno akcijo pripomoreta k aktivni plantarni fleksiji (Slika 21) (Gregoire idr., 1984; van Ingen Schenau idr., 1990).



Slika 21: Palični diagram in surovi pEMG signal pri skoku z nasprotnim gibanjem (CMJ) (Gregoire idr., 1984).

Pri gibanju kot je vertikalni skok je pomemben prenos kotnih hitrosti vseh sklepov v translacijsko hitrost CTT (CTT v tem primeru nima fiksne anatomske lokacije) zato je takšno gibanje mnogo bolj kompleksno kot geometrijsko gibanje (Slika 18, enačba 1).

#### 2.1.4 VLOGA ENO–SKLEPNIH IN DVO–SKLEPNIH MIŠIČ PRI VERTIKALNEM SKOKU

Vloga mišic v mišično–skeletnem sistemu je opisana kot eno–sklepna (potekajo preko enega sklepa) ali dvo–sklepna (potekajo preko dveh sklepov). Mišice klasificiramo glede na telesno lokacijo (sklep) in pot delovanja, ki jo opravljajo pri določenem gibanju sklepa (fleksija, ekstenzija, rotacija). Za primer lahko opišemo pot delovanja eno–sklepne mišice vastus medialis, ki poteka po sprednjem delu kolenskega sklepa (ekstenzija / fleksija), zato mišico klasificiramo kot iztegovalko kolenskega sklepa. Podobno je tudi pri dvo–sklepni mišici gastrocnemius (dvozlava mečna mišica), ki poteka po zadnji strani kolenskega sklepa in gležnja, zato jo klasificiramo kot iztegovalko kolenskega sklepa in plantarno upogibalko gležnja. Mišici vastus medialis in gastrocnemius imata vzajemno vlogo pri gibanju kolenskega sklepa, zato lahko mišico gastrocnemius imenujemo tudi antagonist mišice vastus medialis. Tvrstna metoda klasifikacije temelji na gibanju sklepov, zato poimenuje mišice glede na njihovo vlogo, ki jo opravljajo pri določenem gibanju.

Raziskovalci, ki se ukvarjajo s problemom klasifikacije mišic menijo, da lahko mišično akcijo razumemo le, če jo raziskujemo v naravnih pogojih gibanja, kar pomeni, da mora biti pri gibanju prisotno tudi delovanje ostalih mišic, ki sodelujejo pri gibanju določenega sklepa, sile, ki jih mišice proizvajajo in gravitacija, ki deluje na celoten sistem (Fisher, 1902; Bernstein, 1967).

Italijanski fiziolog, fizik in matematik Giovanni Borelli je že leta 1680 v svoji knjigi *O gibanju živali (De motu animalium)* poskušal uporabiti zakone mehanike pri gibanju živali in pokazati, da je proizvodnja sile kolenskega sklepa odvisna od položaja kolka.

Kasneje so imeli mnogi raziskovalci ideje o tem kakšno vlogo imajo dvo–sklepne mišice pri gibanju spodnjih okončin. Ugotovili so, da vloge dvo–sklepni mišic ne morejo opravljati pari eno–sklepni mišic. Raziskovalci, ki so raziskovali vzajemno gibanje več sklepov so prišli do ugotovitve, da obstaja vzajemno delovanje pri gibanju sklepov, preko katerih potekajo dvo–sklepne mišice (Gregoire idr., 1984; Pandy in Zajac, 1991; Ravn idr., 1999; van Ingen Schenau idr., 1990; Wells, 1988; Winter, 1983, 1984).



Za primer lahko opišemo ekstenzijo kolka, ki ga izvaja eno–sklepna mišica iztegovalka kolka ob tem, da se mišica rectus femoris (prema stegenska mišica) ne razteza, takšno delovanje mišic povzroči, da ob ekstenziji kolka poteka tudi ekstenzija kolenskega sklepa. Podobno lahko opišemo ekstenzijo kolena, ki je povezana s plantarno fleksijo gležnja preko mišice gastrocnemius. Takšno vzajemno delovanje sklepov poznamo kot ligamentno ali tetivno akcijo mišic, ki potekajo preko teh sklepov, kar je Cleland ugotovil že leta 1866.

Cleland (1866) in Fick (1879) sta že v prejšnjem stoletju opisovala vzajemno delovanje sosednjih sklepov s pomočjo tetivne akcije dvo–sklepnih mišic, ki ima prednost v tem, da je večina mišične mase bližje trupu (proksimalno), tako da so distalni segmenti manj obremenjeni z maso, ki zavira hitrost gibanja. Prednost takšnega vzajemnega delovanja gibanja sklepov je tudi lažja kontrola kompleksnih gibanj (Hogan, 1985) ter s proksimalnega sklepa na distalni sklep in obratno (Gregoire idr., 1984).

Prenos rotacijske kinetične energije po proksimalno–distalnem principu pri eksplozivnem gibanju kot je skok iz polčepa, je predmet raziskovanja že več kot dve desetletji (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; Gregoire idr., 1984; Haguenaer, Legreneur in Monteil, 2006; Pandy in Zajac, 1991; Ravn idr., 1999), prav tako tudi skok z nasprotnim gibanjem (Ravn idr., 1999; van Ingen Schenau idr., 1987). Omenjene raziskave so pokazale, da proksimalno – distalni princip prenosa energije velja na treh nivojih: 1) kinematičnem – z vidika premikanja telesnih segmentov (spreminjanje kotnih hitrosti, gibanja težišča telesa in rotacijskih energij), 2) mehanskem – z vidika spreminjanja navora in moči v sklepih (dinamika), ter 3) funkcionalnem – z vidika delovanja mišic (pEMG).

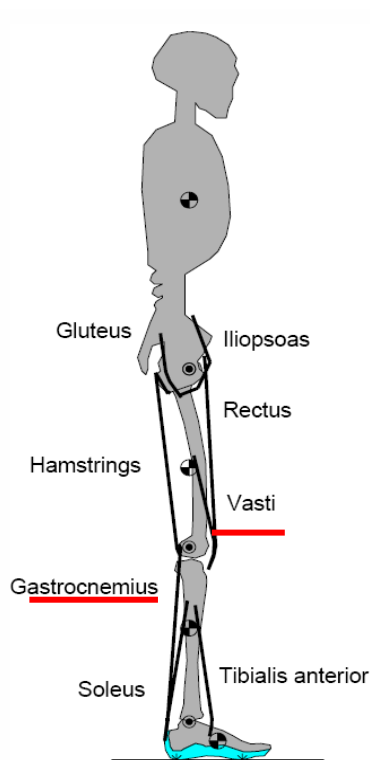
Nizko hitrost kontrakcije dvo–sklepnih mišic pri vertikalnem skoku lahko opišemo na primeru vzajemnega delovanja ekstenzije kolka in ekstenzije kolenskega sklepa, kjer je hitrost krčenja dvo–sklepnih mišic hamstring nižja kot pri eno–sklepnih iztegovalkah kolka (gluteus maximus), pri tem je tudi hitrost krčenja dvo–sklepne mišice rectus femoris nižja kot pri eno–sklepnih iztegovalkah kolenskega sklepa (vastus medialis in vastus lateralis).

Podobno je tudi pri dvo–sklepni mišici gastrocnemius, ki ima nižjo hitrost krčenja kot eno–sklepne mišice plantarne fleksije (soleus) pri vzajemnem gibanju ekstenzije kolenskega sklepa in plantarne fleksije (Gregoire idr., 1984; van Ingen Schenau idr., 1990). Pri nizkih hitrostih kontrakcije mišice učinkoviteje delujejo v razmerju sila – hitrost.

Pri prenosu energije med segmenti govorimo o vzajemnem delovanju ekstenzije kolka in kolenskega sklepa, pri tem eno–sklepne mišice iztegovalke kolka opravljajo delo tudi kot iztegovalke kolena. Takšno delovanje lahko definiramo kot proces prenašanja rotacijske kinetične energije med segmenti pri več–sklepnem gibanju kot je vertikalni skok (Gregoire idr., 1984; Pandy in Zajac, 1991). Langer (1879) je že v prejšnjem stoletju ugotovil, da mišica gluteus maximus (velika zadnjična mišica) podpira plantarno fleksijo stopala pri ekstenziji spodnjih okončin (potisk z nogami) s pomočjo vzajemnega delovanja mišic rectus femoris in gastrocnemius.

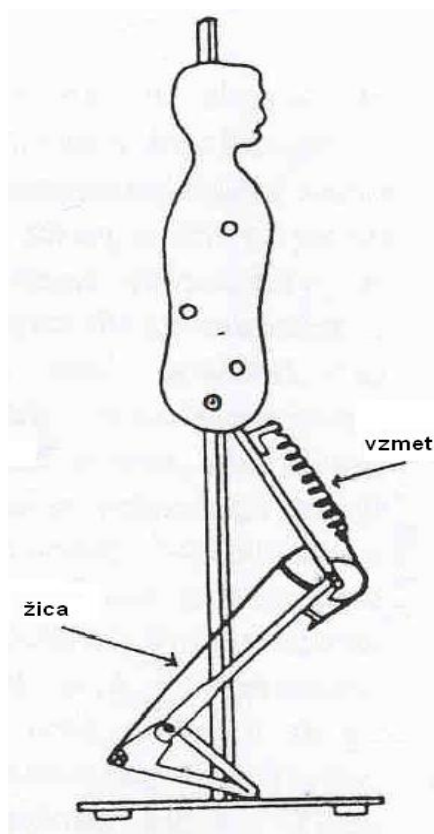
#### 2.1.5 KOAKTIVACIJA ENO–SKLEPNIH IN DVO–SKLEPNIH MIŠIC SPODNJIH OKONČIN

Mišica gastrocnemius opravlja funkcijo upogibalke kolenskega sklepa, kar ji omogoča, da zmanjšuje kotno hitrost in pospešek v kolenskem sklepu pri izvedbi vertikalnega skoka. Tovrstno akcijo ji omogoča prenos energije med segmenti in tetivna akcija, kar pomeni, da se energija, ki nastane pri iztegovanju kolena, prenese v plantarno fleksijo. V predhodnjih raziskavah (Bobbert in van Soest, 2000; Pandy in Zajac, 1991; van Ingen Schenau idr., 1990) so ugotovili, da aktivnost mišic iztegovalk kolenskega sklepa vleče petnico (calcaneus), kar podpira plantarno fleksijo (Slika 22).



Slika 22: Shematski prikaz mišično–skeletalnega modela skakalca (van Ingen Schenau idr., 1990).

Van Ingen Schenau idr. (1990) je prišel do podobnih ugotovitev kot Bobbert idr. (1986b) nekaj let prej, ko so v raziskavi uporabili model skakalca (»jumping Jack«) z žico, ki je predstavljala mišico gastrocnemius in vzmetjo, ki je predstavljala eno-sklepne mišice iztegovalke kolena (vastus lateralis in vastus medialis) (Slika 23). Pri potisku modela proti tlem (upogib kolena), se je v vzmeti nakopičila potencialna energija. Pri tem so ugotovili, da je model skočil višje, če je bila žica (gastrocnemius) napeta v primerjavi z ohlapno žico. Druga ugotovitev je bila, da optimalno ohlapna žica (gastrocnemius) predstavlja optimalen timing pri prenosu energije z ekstenzije kolena v plantarno fleksijo, pri čemer je model skočil dvakrat višje v primerjavi s popolnoma ohlapno žico. Do enakih ugotovitev sta prišla tudi Bobbert in van Zandwijk (1994) ter van Soest idr. (1993), ki so z uporabo modela ugotovili, da so skoki višji, če ima mišica gastrocnemius vlogo dvo–sklepne mišice in ne eno–sklepne.

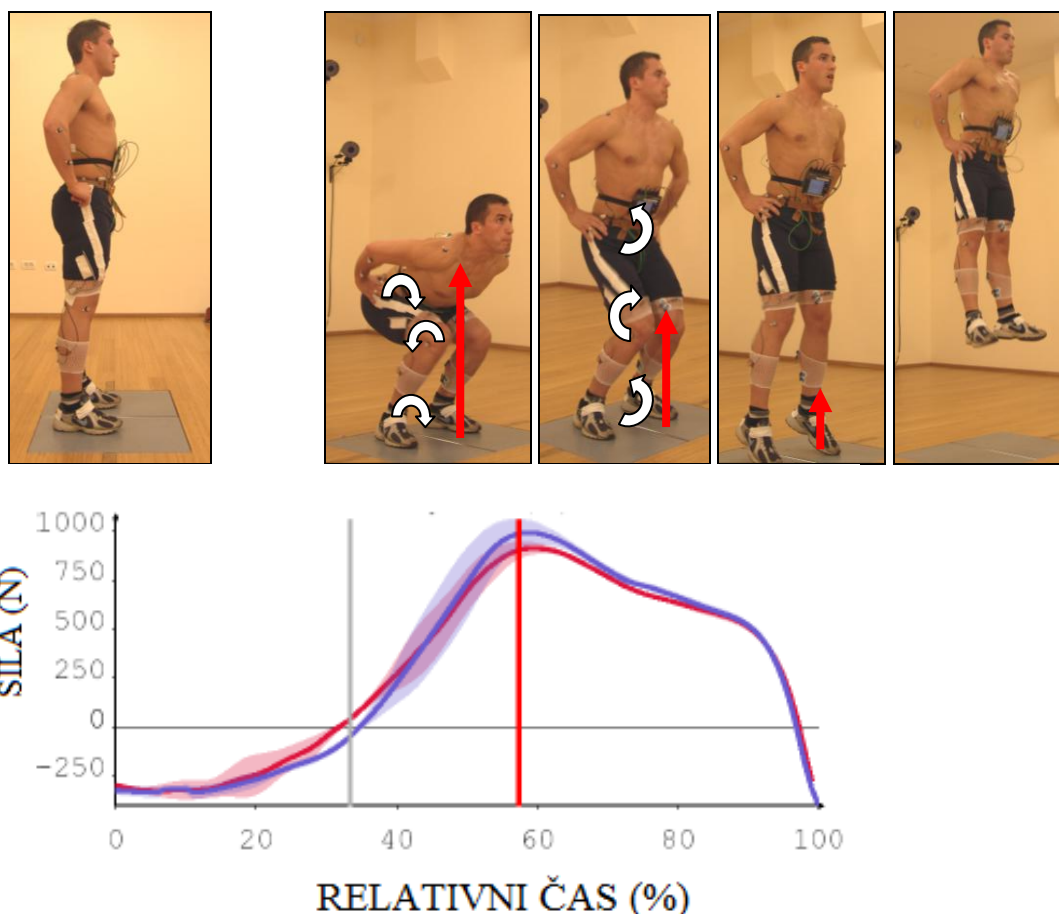


Slika 23: Model skakalca »jumping Jack« (van Ingen Schenau idr., 1990).

Glavna ugotovitev vseh predhodnjih raziskav o vertikalnem skoku je bila, da je koaktivacija antagonistov (v tem primeru koaktivacija mišic iztegovalk kolena in dvo–sklepne mišice gastrocnemius), pripomore pri izvedbi vertikalnih skokov oziroma pri eksplozivnih odzivih od tal.

V predhodnjih raziskavah so ugotovili še, da koaktivacija eno–sklepnih in dvo–sklepnih mišic spodnjih okončin omogoča prenos mišične moči, ki jo proizvajajo eno–sklepne mišice, preko dvo–sklepnih mišic v proksimalno–distalni smeri (Bobbert idr., 1986a; Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; van Soest idr., 1993). Ta mehanizem omogoča povečati učinkovitost transformacije rotacijske kinetične energije, ki jo proizvajajo proksimalni telesni segmenti (trup, stegno), v translatorno energijo (gibanje CTT) preko distalnih segmentov (gleženj – golen, stopalo) (van Ingen Schenau idr., 1990; Voigt, Dyhre–Poulsen in Klausen, 1995).

V raziskavah van Ingen Schenau idr. (1992), Voigt idr. (1995) ter Jacobs in van Ingen Schenau (1992) so ugotovili, da dvo–sklepne mišice kontrolirajo smer delovanja sil, ki delujejo na telo skakalca. Ta funkcija je še posebej vidna pri izvajanju vertikalnega skoka, kjer se vsa proizvodnja sile usmerja v vertikalno smer gibanja CTT (rezultanta vseh delujočih sil je usmerjena navpično) (Slika 24).



*Legenda: bele polkrožno ukrivljene puščice na zgornjih slikah prikazujejo smer rotacije sklepov v posamezni fazi skoka; vektorji rdeče barve na zgornjih slikah, prikazujejo smer in velikost rezultante sile podlage v posamezni fazi skoka; na spodnji sliki rdeča barva označuje krivuljo produkcije sile desne okončine, modra pa leve okončine; siva vertikalna črta na grafu sile prikazuje začetek ekscentrične faze skoka, ko se sila podlage izenači s telesno maso merjenca; rdeča vertikalna črta na grafu sile prikazuje začetek koncentrične faze skoka.*

Slika 24: Tipični primer položaja telesa pri izvajanju skoka z nasprotnim gibanjem ter delovanje rezultante vertikalne sile podlage pri posameznih fazah skoka.

## 2.1.6 SPREMLJANJE AKTIVNOSTI MIŠIC PRI EKSPLOZIVNIH GIBANJIH Z METODO POVRŠINSKE ELEKTROMIOGRAFIJE

Z metodo površinske elektromiografije (pEMG) oziroma s pomočjo signala pEMG lahko določimo, kdaj je mišica pri nekem gibanju aktivna in kdaj ne. Tako lahko opazujemo znotraj-mišično in med-mišično koordinacijo in analiziramo vlogo ene ali več posameznih mišic pri različnih gibanjih. V določenem trenutku so nekatere mišice aktivne, druge pa ne. Tako lahko spremljamo v kakšnem zaporedju in/ali v kakšnih časovnih intervalih se mišice aktivirajo; s tem lahko ugotovitev povežemo z gibanjem, ki ga spremljamo z metodama kinematike in dinamike. Določimo lahko, kdaj je mišica bolj aktivna (več signala) ali manj aktivna (manj signala) ter kdaj je mišica neaktivna (nič signala). Za ugotavljanje razmerja med »večjim« ali »manjšim« signalom je potrebno pEMG signal kvantificirati; signal ustrezno obdelamo in izračunamo različne amplitudne parametre pEMG signala, oziroma njihove vrednosti v omejenih časovnih intervalih (integrirani EMG (iEMG)). Na ta način lahko dokaj natančno izračunamo razlike v amplitudi in posledično sklepamo na razlike v pEMG pri isti kontrakciji. Problem nastane, če želimo neposredno primerjati parametre signalov pEMG (amplituda, iEMG) iste mišice izmerjenih v različnih dneh, signalov različnih mišic ali pa signalov enakih mišic različnih merjencev.

Površinski signal EMG, ki ga izmerimo je odvisen od mnogih dejavnikov, ki so pri različnih mišicah ali subjektih različni. Posamezne signale pEMG lahko primerjamo šele, ko parametre ustrezno normaliziramo, torej jih izrazimo glede na referenčne oziroma normalizacijske vrednosti. Te referenčne (normalizacijske) vrednosti morajo biti zato dobro definirane in kar se da ponovljive oziroma stabilne.

Normalizacija signalov pEMG je problem s katerim se ukvarja veliko število raziskovalcev po vsem svetu, saj je zelo pomembna pri minimiziranju napak, ki se pojavijo pri primerjavah signalov, ki smo jih izmerili v različnih časovnih intervalih, pri različni postavitvi površinskih elektrod na kožo, pri različni impedanci kože, pri različnih subjektih in pri različnih magnitudah pEMG (Gabriel, Kamen in Frost, 2006).

Postopek normalizacije mora omogočati primerjavo rezultatov med različnimi študijami in izboljšati zanesljivost meritev pEMG. Predhodnje študije (Gabriel, 2000; Kollmitzer, Ebenbichler in Kopf, 1999; Rainoldi, Galardi, Maderna, Comi, Lo Conte in Merletti, 1999; Rainoldi, Bullock–Saxton, Cavarretta in Hogan, 2001) potrjujejo, da dobra metodološka kontrola, upoštevanje pravil pri postavitvi elektrod, pravilna priprava kože in pravilen položaj subjektov pri izvajanju največjih hotenih izometričnih kontrakcij (NHIK), omogoča visoko zanesljivost rezultatov meritev.

Drugi razlog za normalizacijo pEMG signalov je objektivizacija biomehanike dinamičnih kontrakcij mišic. Dinamične kontrakcije so bolj kompleksne kot izometrične (statične). Sila, ki jo proizvajajo mišice, se spreminja skozi amplitudo gibanja zaradi razmerja sila – hitrost in razmerja dolžina – hitrost. Tudi navor v sklepu se spreminja vzporedno s spreminjanjem ročice mišičnega navora. Ob tem se pojavi še premikanje mišičnih vlaken pod kožo, na kateri so nameščene površinske elektrode. Vsi ti dejavniki vplivajo na razmerje EMG – sila (Gabriel idr., 2006).

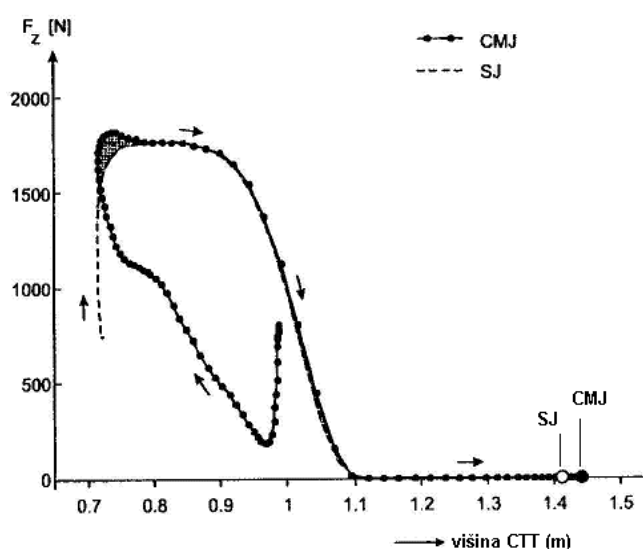
Kellis in Baltzopoulos (1996) sta primerjala dve metodi normalizacije pEMG signala med dinamično kontrakcijo. S prvo metodo sta izvedla normalizacijo pEMG aktivnosti glede na NHIK mišice, ki je bila aktivna kot agonist. Pri drugi metodi sta pri normalizaciji pEMG signala upoštevala vrsto mišične kontrakcije, dolžino mišice in kotno hitrost. Medtem, ko se mišica agonist skrajšuje (koncentrična kontrakcija), se mišica antagonist podaljšuje (ekscentrična kontrakcija). To razmerje je pomembno, ker se pri koncentrični in ekscentrični kontrakciji pojavljajo različni vzorci aktivacije motoričnih enot in različne magnitude pEMG (Linnamo, Moritani, Nicol in Komi, 2003; Moritani, Muramatsu in Muro, 1988). Avtorji so normalizirali signal pEMG antagonistov (koncentrična kontrakcija) relativno glede na vrednosti, ki so jih zabeležili, ko so mišice delovale kot agonisti (ekscentrična kontrakcija) pri isti kotni hitrosti merjenja (izokinetični dinamometer). Ti dve metodi sta dali različne rezultate normalizacije pEMG signalov mišične aktivnosti antagonistov. V časovnem prostoru najbolj stabilne pogoje predstavljata nadzorovana električna stimulacija in NHIK; pEMG lahko normaliziramo glede na parametre izzvanega vala M ali pa glede na parametre izmerjene med NHIK. Za normalizacijo amplitude pEMG, merjenec najprej izvede NHIK za določeno mišico.

Izmerjena amplituda pEMG med NHIK predstavlja 100% amplitudo. Vsako drugo izmerjeno amplitudo nato izrazimo v odstotkih (%) glede na NHIK. V mirovanju, ko mišica ni aktivna, je tako absolutna kot normalizirana vrednost amplitude 0%.

## 2.2 VPLIV NASPROTNEGA GIBANJA NA VERTIKALNI SKOK

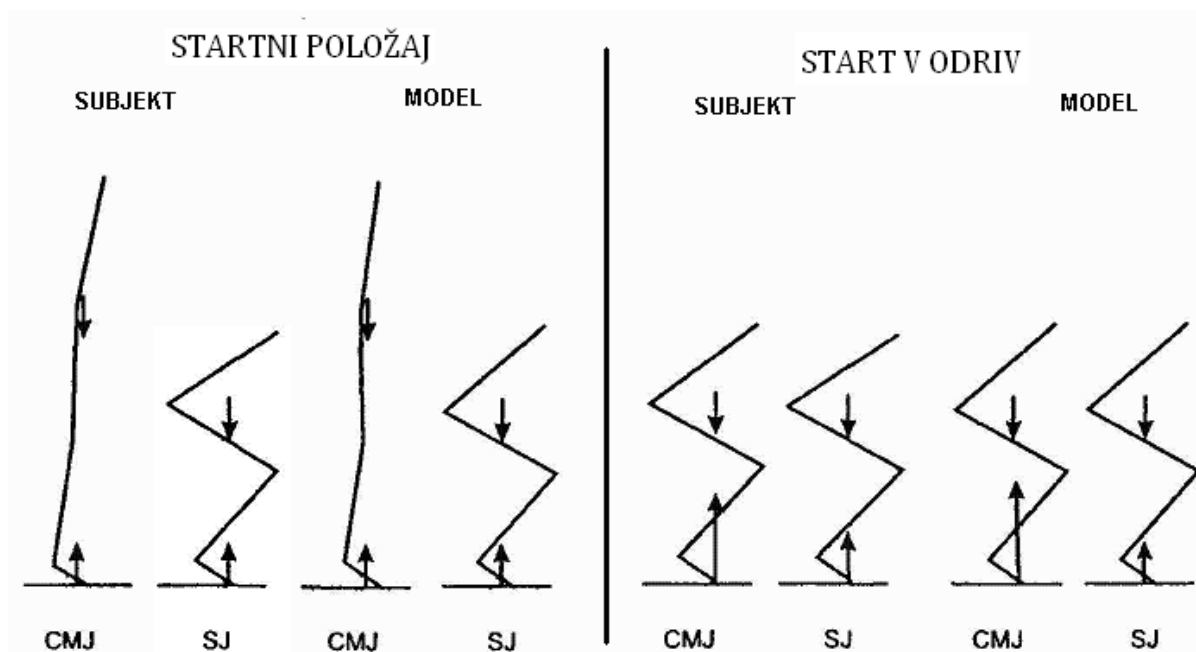
Nasprotno gibanje (angl. countermovement) se pogosto uporablja pri vsakdanjem človekovem gibanju in pri gibanjih v športu. V predhodnih študijah so ugotovili, da z nasprotnim gibanjem izboljšamo rezultate v višini vertikalnega skoka (Anderson in Pandy, 1993; Arakawa, Nagano, Yoshioka in Fukashiro, 2009; Asmussen in Bonde-Petersen, 1974; Bobbert idr., 1996; Bobbert in Casius, 2005; Bosco idr., 1982a; Harman, Rosenstein, Frykman in Rosenstein, 1990; Komi in Bosco, 1978; Kubo, Kawakami in Fukunaga, 1999).

Slika 25 prikazuje primerjavo višine skoka in produkcijo sile na podlago med CMJ in SJ pri enem merjencu. Površina pod krivuljo prikazuje večjo produkcijo energije, ki pripomore k večji višini skoka (vsota potencialne energije in rotacijske kinetične energije pri določeni vertikalni hitrosti CTT). Z izračunom površine pod krivuljo v fazi propulzije (odriva), sta Bobbert in Casius (2005) ugotovila, da je površina večja pri CMJ (osenčeno na Sliki 25), saj sta pri CMJ amplituda gibanja in produkcija sile na podlago večja (Slika 26).



Slika 25: Primerjava vertikalne sile reakcije podlage in višine CTT med CMJ in SJ (Bobbert in Casius, 2005).





Slika 26: Prikaz položaja telesa (subjekta in modela) pri izvedbi CMJ in SJ v startnem položaju in startnem položaju za odziv (Bobbert in Casius, 2005).

Še vedno obstaja vprašanje, zakaj subjekt skoči višje pri CMJ kot pri SJ? Razloge za takšen pojav lahko najdemo v živčno-mišičnih mehanizmih nasprotnega gibanja, ki povečajo mehanski učinek (delo) pri gibanju in so že dolgo časa tema biomehanskih ter fizioloških raziskav.

Prvi vzrok za povečanje mehanskega dela pri nasprotnem gibanju je lahko živčni odziv mišice na raztezanje ali refleks raztezanja (angl. stretch reflex) (Dietz, Schmidtbleicher in Noth, 1978; Komi, 2000; Melvill-Jones in Watt, 1971), ki v fazi propulzije (odriv pri skoku) poveča mišično stimulacijo ter s tem poveča silo, ki je večja od proizvodnje sile pri SJ.

Drugi vzrok je lahko potenciacija kontraktilnih struktur (poveča se kapaciteta produkcije sile), ki jo povzroči raztezanje mišic (ekscentrična kontrakcija) (Cavagna idr., 1968; Edman, Elzinga in Noble, 1978; Ettema idr., 1992; Herzog in Leonard, 2000; Herzog, Schachar in Leonard, 2003; Rassier, Herzog, Wakeling in Syme, 2003).

Tretji vzrok za višje skoke CMJ pa je lahko čas, ki je na voljo za aktivno stanje kontraktilnih elementov (KE) (pomembna so prosta mesta na aktinu za vezavo prečnih mostičkov) (Chapman, 1985; Bobbert idr., 1996; Bobbert in Casius, 2005; Svantesson idr., 1994; van Ingen Schenau, Bobbert in de Haan, 1997).

Pri CMJ se aktivno stanje povečuje med fazo nasprotnega gibanja, pri SJ pa se aktivno stanje začne povečevati šele v fazi propulzije (odriv), kar pomeni, da je produkcija sile in mišičnega dela v začetnem delu odrida le submaksimalna (v prvih 5 cm faze odrida) (Bobbert idr., 1996; Jaric, Gavrilovic in Jancevic, 1985; Levine, Zajac, Belzer in Zomler, 1983; Svantesson idr., 1994; van Ingen Schenau, 1984).

Četrty vzrok za višji skok CMJ je shranjevanje elastične energije v serialnih elastičnih elementih (SEE) v fazi nasprotnega gibanja, ki je prisotno predvsem v tetivnem sistemu (elastičnost tetiv) (Asmussen in Bonde-Petersen, 1974; Bosco idr., 1982b; Komi, 2000) Uporaba shranjene elastične energije pa omogoča večjo produkcijo sile v prvem delu koncentrične kontrakcije (faza propulzije) (Ettema idr., 1992).

Peti vzrok za višje skoke CMJ in za večje mehansko delo pri izvedbi nasprotnega gibanja pa je lahko boljša koordinacija oziroma tehnika izvedbe skoka (Arakawa idr., 2009; Bobbert, 1990), vendar če subjekt trenira samo CMJ, SJ pa ne, bo optimiziral samo koordinacijo gibanja pri CMJ (Bobbert in Casius, 2005).

Trening CMJ omogoča subjektu, da najde najbolj ugoden položaj oziroma najbolj optimalno amplitudo nasprotnega gibanja (ob tem pa tudi najbolj ugodno kotno hitrost v sklepih), da bodo mišice kar najbolj optimalno delovale v razmerju sila – hitrost ter s tem omogočile učinkovit prenos mišične sile v vertikalno pospeševanje CTT (Bobbert in van Soest, 2001).

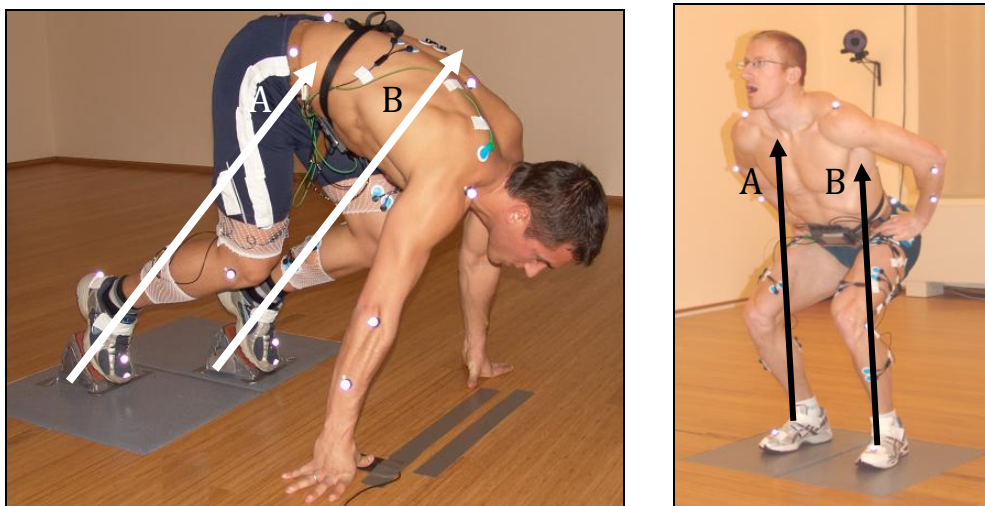
Za sistematično raziskovanje oziroma preverjanje zakaj je CMJ višji kot SJ, so študije na subjektih neprimerne, saj ne moremo kontrolirati oziroma izmeriti najbolj pomembnih parametrov kot sta sila posamezne mišice in dolžina kontraktilnih elementov (Bobbert in Casius, 2005), zato raziskovalci uporabljajo simulacijske matematične modele.

### 2.3 PRIMERJAVA ODRIVA PRI NIZKEM STARTU, SPRINTERSKEM TEKU IN VERTIKALNEM SKOKU

Obstoj dvo–sklepnih mišic je fasciniral številne raziskovalce, ki so ugotavljali vlogo teh mišic pri vertikalnem skoku (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; van Ingen Schenau idr., 1990; Pandy in Zajac, 1991; Ravn idr., 1999; Stephens idr., 2005) in sprinterskem teku (Čoh idr., 2007; Guissard, Duchateau in Hainaut, 1992; Harland in Steele, 1997; Jacobs, Bobbert in van Ingen Schenau, 1996; Jacobs in van Ingen Schenau, 1992; Johnson in Buckley, 2001; Mero idr., 1983; Mero in Komi, 1990; Mero idr., 1992).

Raziskovalci omenjenih raziskav ugotavljajo, da je prenos sklepne moči s proksimalnih na distalne segmente (sklepe) vzrok za učinkovit transfer rotacijske kinetične energije telesnih segmentov v translatorno gibanje (vertikalen odziv) CTT. Mehanizmi, ki omogočajo takšno delovanje telesa, so predvsem pravilni vzorci mišične aktivacije (časovno ustrezni vzorci mišične aktivacije) dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius v fazi odziva pri vertikalnem skoku (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; van Ingen Schenau idr., 1990) ali fazi odziva pri sprinterskem teku (Jacobs idr., 1996; Mero idr., 1992). Tetivna akcija dvo–sklepnih mišic (Cleland, 1867; Fick, 1879; Lombard, 1903) omogoča tudi pri sprinterskem teku prenos energije s proksimalnih delov telesa na distalne in obratno (Prilutsky in Zatsiorsky, 1994).

Z vidika športne znanosti je pomembno, da ugotavljamo vlogo dvo–sklepnih mišic pri izvajanju vertikalnih skokov, kakor tudi pri izvajanju odziva pri sprinterskem teku, saj pri obeh gibalnih nalogah startamo v odziv iz podobnih kotov v sklepih, ob tem pa gibanje temelji na proksimalno–distalnem principu mišične aktivacije, vendar obstaja razlika pri translatornem gibanju CTT (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; Jacobs in van Ingen Schenau, 1992; Voigt idr., 1995).



*Legenda: A – sila na zadnji blok (nedominantna okončina pri skoku); B – sila na sprednji blok (dominantna okončina pri skoku).*

Sliki 27 in 28: Primerjava položajev sprinterja pred izvedbo sonožnega odrida iz startnega bloka in vertikalnega skoka.

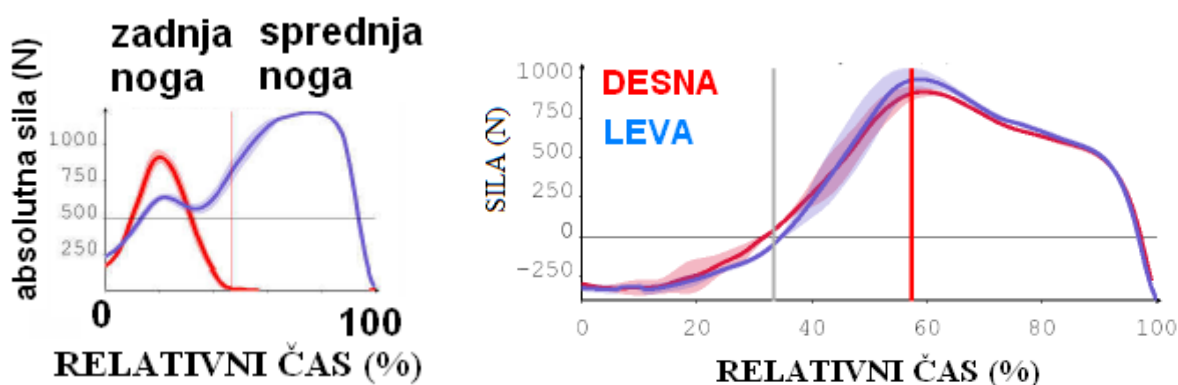
Hitrost odrida iz startnega bloka znaša pri vrhunskih sprinterjih (10.02 do 10.79 s na 100 m) od  $3.46 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  do  $3.94 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (Baumann, 1976; Coppénolle idr., 1990; Mero, 1988; Mero in Komi, 1988). Slabši sprinterji (11.50 do 11.85 s na 100m) pa dosežajo vrednosti hitrosti odrida iz bloka okoli  $2.94 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  do  $2.95 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (Baumann, 1976; Mero idr., 1983). Mero in Komi (1990) sta pri sprinterjih (100 m 10.76 s) ugotovila, da dosežejo povprečno hitrost odrida iz bloka od  $3.42 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  do  $3.50 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Pri skoku CMJ pa znašajo hitrosti odrida od  $2.60 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  do  $3.30 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ .

Trajanje produkcije sile na startni blok traja od 340 ms do 370 ms (Baumann, 1976; Mero, 1988). Mero idr. (1983) so v študiji ugotovili, da traja produkcija sile na startni blok 361 ms pri sprinterjih, ki tečejo okoli 10.8 s na 100 m, pri sprinterjih, ki tečejo okoli 11.5 s na 100 m pa 368 ms. Mero in Komi (1990) sta pri sprinterjih, ki tečejo na 100 m okoli 10.76 s ugotovila, da traja proizvodnja sile na startni blok od 340 ms do 349 ms, trajanje pritiska na zadnji blok pa od 152 ms do 155 ms.

Pri vrhunskih sprinterjih znaša največja produkcija sile na startni blok v horizontalni smeri od 1186 N do 1224 N, v vertikalni smeri od 766 N do 958 N, rezultanta sile pa znaša od 1426 N do 1555 N (Mero, 1988; Mero idr., 1983).

Payne in Blader (1972) sta ugotovila, da je rezultanta sile na sprednji blok znašala od 874 N do 1230 N, v študiji Coppennolle idr. (1990) pa je horizontalna sila znašala okoli 1062 N.

Impulz sile je parameter, ki predstavlja produkt sile na startni blok in čas v startnem bloku. Impulz je definiran z integralom pod krivuljo grafa sila – čas (Harland in Steele, 1997). Mero idr. (1983) in Mero (1988) so v študijah na vrhunskih sprinterjih (10.80 s na 100 m) ugotovili, da je absolutna vrednost horizontalnega impulza sile od  $233 \text{ N}\cdot\text{s}^{-1}$  do  $234 \text{ N}\cdot\text{s}^{-1}$ , absolutna vrednost vertikalnega impulza pa od  $172 \text{ N}\cdot\text{s}^{-1}$  do  $231 \text{ N}\cdot\text{s}^{-1}$ . Pri slabših sprinterjih (11.50 s na 100 m) so vrednosti horizontalnega impulza sile znašale okoli  $195 \text{ N}\cdot\text{s}^{-1}$ , vertikalnega impulza sile pa okoli  $178 \text{ N}\cdot\text{s}^{-1}$ . Pri odzivu iz startnega bloka je jasno, da je vrednost impulza sile na sprednji startni blok večji kot na zadnji blok, ker sprednja noga pritiska na blok dvakrat daljši čas, pri tem je tudi produkcija sile sprednje noge večja (Slika 29). Na sliki 30 pa lahko vidimo graf krivulje produkcije sile pri sonožnem odzivu pri vertikalnem skoku z nasprotnim gibanjem.



*Legenda: rdeča krivulja – sila na zadnji blok (nedominantna okončina pri skoku); modra krivulja – sila na sprednji blok (dominantna okončina pri skoku).*

Sliki 29 in 30: Produkcija sile na sprednji in zadnji startni blok ter produkcija sile leve in desne okončine pri sonožnem skoku z nasprotnim gibanjem.

Pri enonožnem vertikalnem skoku in enonožnem odzivu pri sprinterskem teku velja proksimalno–distalni princip prenosa energije med segmenti, razlika se pojavi le v usmerjenosti rezultante sile, ki ima pri vertikalnem skoku vertikalno smer, pri sprinterskem teku znaša kot odziva okoli  $66^\circ$  (Čoh in Kampmiller, 2002, v Čoh, 2002).

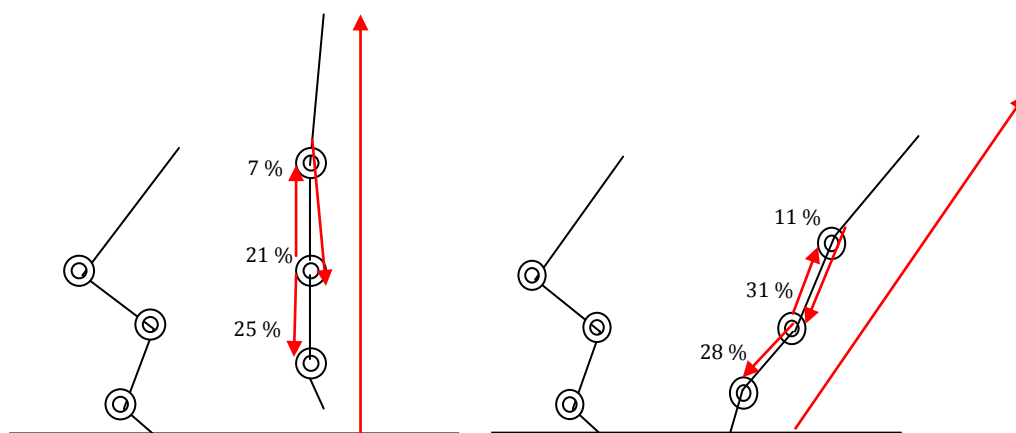


Slike 31, 32 in 33: Prikaz enonožnega odriva pri nizkem startu (iz sprednjega bloka), vertikalnem skoku in sprinterskem teku.

Nizki start, ki ga sprinterji v prvi fazi izvedejo z bilateralnim odrivom s sprednjega in zadnjega bloka, ter v drugi fazi z unilateralnim odrivom s sprednjega bloka, je ena od najpomembnejših faz sprinterskega teka na 60 m in 100 m (Mero, 1988). Bračič, Supej, Peharec, Bačič in Čoh (v tisku) so pri bilateralnem in unilateralnem odrivu s startnega bloka ugotovili, da ima pojav BLD pomembno vlogo pri produkciji sile na startni blok in posredno na nastop v sprinterskem teku. Glavne ugotovitve te raziskave so bile: 1) manjše vrednosti BLD pri CMJ so povezane z večjo produkcijo sile zadnje noge v prvi fazi nizkega starta (bilateralni odriv) ( $r = -.630$ ) in 2) manjše vrednosti BLD pri CMJ so povezane z večjo produkcijo skupnega impulza sile na startni blok ( $r = -.550$ ). Sklep raziskave je bil, da je BLD izmerjen pri CMJ dober pokazatelj učinkovitosti izvedbe nizkega starta.

Jacobs idr. (1996) so v primerjavi odrida pri vertikalnem skoku in odridu pri sprinterskem teku ugotovili, da se relativno delo dvo-sklepnih mišic glede na sklep razlikuje med odridom pri vertikalnem skoku in teku. Povprečne vrednosti deležev od skupnega mehanskega dela pri skoku in sprinterskem odridu v zadnjih 90 ms odrida so znašale: 29 J (7%) in 28 J (11%) (angl. joule) pri ekstenziji kolka mišic hamstring, 70 J (21%) in 61 J (31%) pri ekstenziji kolenskega sklepa mišice rectus femoris ter 53 J (25%) in 50 J (28%) pri plantarni fleksiji mišice gastrocnemius (Sliki 34 in 35). Podobne vrednosti za mišico gastrocnemius pri vertikalnem skoku so dobili tudi Bobbert idr. (1986b), ki so prav tako prišli do zaključka, da je pri prenosu energije med segmenti pri enonožnem odridu še posebej pomembna mišica gastrocnemius, ki prenaša energijo s kolenskega sklepa na gleženj.

Sliki 34 in 35 prikazujeta način izvedbe odrida pri vertikalnem skoku in sprinterskem teku, ter prenos energije (moči) med segmenti (sklepi), ki ga izvajajo dvo-sklepne mišice biceps femoris, rectus femoris in gastrocnemius (Jacobs idr., 1996).



Sliki 34 in 35: Prikaz vrednosti deležev (v %) od skupnega mehanskega dela pri skoku in sprinterskem odridu v zadnjih 90 ms odrida (Jacobs idr., 1996).

## 2.4 PRIMERJAVA ENONOŽNEGA IN SONOŽNEGA VERTIKALNEGA SKOKA

Športniki uporabljajo enonožni in sonožni vertikalni skok na treningu in tekmovanjih v različnih situacijah (atletika, košarka, odbojka). Pri enonožni tehniki skoka izvedemo odziv z eno nogo (tek čez ovire, skok v daljino, skok v višino, skok s palico, polaganje po dvokoraku v košarki), pri tehniki sonožnega skoka pa izvedemo odziv z obema nogama hkrati. Raziskav, ki bi primerjale razlike v izvedbi enonožnega in sonožnega vertikalnega skoka je malo (Bobbert idr., 2006; van Soest idr., 1985; Vint in Hinrichs, 1996).

V predhodnjih raziskavah vertikalnega skoka so ugotavljali predvsem biomehanske dejavnike enonožnega skoka (Dapena, 1980a, 1980b; Dapena in Chung, 1988; Stephens idr., 2005; Vint in Hinrichs, 1996) in sonožnega skoka (Ae in Shibukawa, 1980; Bobbert idr., 1986b; Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; Bobbert idr., 1996; Bobbert in van Zandwijk, 1999; Coutts, 1982; Harman, Rosenstein, Frykman in Rosenstein, 1990; Komi in Bosco, 1978; Ravn idr., 1999; van Soest idr., 1993).

Pri izvedbi enonožnega skoka pričakujemo, da bo višina skoka večja od polovice (50%) vrednosti višine sonožnega skoka, saj pri enonožnem skoku izvedemo odziv od podlage le z eno nogo (izkoristimo le polovico od celotnega mišičevja spodnjih okončin). Razlike med enonožnim in sonožnim skokom se pojavijo zaradi živčnih mehanizmov, ki inhibirajo produkcijo maksimalne mišične sile med sonožnim (bilateralnim) skokom. Ta inhibitorni mehanizem so v predhodnjih raziskavah imenovali »bilateralni deficit« (BLD) (Jakobi in Chilibeck, 2001).

## 2.5 BILATERALNI DEFICIT PRI VERTIKALNEM SKOKU

Manjši mehanski produkt, ki ga proizvedeta nogi pri sonožnem skoku v primerjavi z enonožnim, ni nujno rezultat zmanjšane živčno-mišičnega delovanja (Bobbert idr., 2006). Če primerjamo amplitude gibanja sklepov in mišic, ki potekajo preko njih, vidimo, da mišice ekstenzorji nog dosegaajo višje hitrosti kontrakcije pri sonožnem skoku, ter glede na razmerje sila – hitrost je logično, da proizvedejo manjšo silo in manj mehanskega dela kot pri enonožnem skoku, kjer so hitrosti kontrakcije nižje.



Pri sonožnem skoku je teža telesa distribuirana na dve nogi, zato imajo mišice na posamezni nogi zmanjšano mišično aktivacijo v ravnotežnem začetnem položaju skoka (Bobbert idr., 2005).

Van Soest idr. (1985) so v svoji študiji analizirali sonožni in enonožni skok z nasprotnim gibanjem in ugotavili, da je razmerje sila – hitrost tisti dejavnik, ki lahko vpliva na pojav BLD, ob tem je vzrok tudi za manjši mehanski produkt pri sonožnem skoku. Stopnja aktivacije (pEMG) mišic, ki so jih merili pri sonožnem in enonožnem skoku, je pokazala, da je aktivacija nekaterih mišic pri sonožnem skoku manjša kot pri enonožnem. Avtorji študije zaključijo, da je pojav BLD rezultat manjše mišične aktivacije pri sonožnem skoku.

V postopku merjenja vertikalnih skokov ugotavljamo tudi razlike med največjimi amplitudami pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin (eno–sklepne in dvo–sklepne mišice) pri sonožnem skoku in enonožnem skoku z nasprotnim gibanjem.

V predhodnjih raziskavah (Bobbert idr., 2006; Challis, 1998; Vint in Hinrichs, 1996; Van Soest idr., 1985) so ugotavljali razlike med enonožnim in sonožnim skokom ter vrednosti BLD na vzorcih športnikov iz moštvenih iger.

Rezultati in ugotovitve raziskav na heterogenih vzorcih so za potrebe športne znanosti v monostrukturnih športih kot je atletika neuporabne, saj ne odražajo dejanskega stanja športnikov v določeni športni disciplini.

Vedeti moramo, da imajo moštvene igre v strukturi igre različna igralna mesta, ki imajo tudi različne zahteve z vidika morfologije in motorike. Če vzamemo primer košarke, moramo vedeti, da se igralno mesto branilca in centra zelo razlikujeta z vidika morfologije in motorike (Erčulj, Blas, Čoh in Bračič, 2009), zato igralcev na različnih igralnih mestih ne moremo dati v isto skupino merjencev. Enako velja za odbojko, nogomet, rokomet in ostale moštvene igre.

Zaradi tega problema smo v naši raziskavi želeli izbrati čim bolj homogen vzorec, zato smo izbrali samo najboljše slovenske sprinterje. Tako bomo na podlagi rezultatov raziskave lahko sklepali o objektivnosti ugotovitev, do katerih bomo prišli. V skladu s problemom smo izmerili in izračunali vrednosti biodinamičnih parametrov vertikalnega skoka pri vrhunsko treniranih sprinterjih. Za dodatno informacijo o kvaliteti enonožnih in sonožnih skokov so nas zanimale vrednosti bilateralnega deficita.

Iz predhodnjih raziskav smo ugotovili, da obstajajo med sprinterji »levičarji« in »desničarji« razlike v produkciji sile med bilateralnimi kontrakcijami, pri tem so različne tudi amplitude pEMG aktivnosti mišic. V predhodnjih raziskavah pri »levičarjih« niso ugotovili razlik med okončinama (rokama) v produkciji sile, pri »desničarjih« pa se pojavi statistična razlika med okončinama v produkciji sile. Tovrstne raziskave so ta pojav ugotavljale pri delovanju zgornjih okončin. Nas zanima, ali se tovrsten problem pojavi tudi pri izvajanju vertikalnih skokov, kjer so aktivne spodnje okončine.

Pri pregledu literature smo ugotovili, da obstajajo razlike v kinematičnih, dinamičnih in živčno–mehanskih parametrih enonožnega in sonožnega vertikalnega skoka z nasprotnim gibanjem. Dosedanje raziskave kažejo, da je za učinkovito izvedbo vertikalnega skoka pomembno, da dvo–sklepne mišice prenašajo rotacijsko kinetično energijo s proksimalnih delov telesa na distalne.

Teorija proksimalno–distalnega prenosa energije med segmenti govori o tem, da ni pomembno samo koliko sile (energije) razvije skakalec na podlago, temveč kako to energijo, ki jo ustvarja z rotacijo sklepov spodnjih okončin, usmerja v vertikalno smer gibanja centralnega težišča telesa. Ugotovitve kažejo, da je dobra medmišična koordinacija dvo–sklepnih mišic pogoj za kvalitetno izvajanje vertikalnih skokov.

V naši raziskavi z metodami kinematike, dinamike in pEMG ugotavljamo biodinamične razlike pri sonožnem in enonožnem vertikalnem skoku z nasprotnim gibanjem med dvema kategorijama vrhunskih sprinterjev. Eden od namenov raziskave je ugotoviti vrednosti biodinamičnih spremenljivk enonožnega in sonožnega CMJ pri vrhunskih sprinterjih. Namen naše raziskave je ugotoviti in kvantificirati razlike med kinematičnimi, dinamičnimi in živčno–mehanskimi parametri vertikalnega skoka z nasprotnim gibanjem med dvema kategorijama vrhunskih sprinterjev. Pri tem ugotovljamo ali je vertikalni skok primerno orodje za določanje nivoja kvalitete sprinterjev. Raziskav s tega področja je malo, zato nimamo informacij o tem, katere spremenljivke so kriterij dobrega sonožnega in enonožnega skoka z nasprotnim gibanjem. Tovrstne informacije so nujno potrebne za načrtovanje treninga odzivne moči sprinterjev.

V skladu s problemom bomo opravili analizo razlik med sprinterji »levičarji« in »desničarji«, ki so izvajali enonožne in sonožne skoke z nasprotnim gibanjem. V primeru, da se pri sonožnem odzivu pojavi večja produkcija sile ene okončine, lahko to vpliva na rotacijo telesnih segmentov v frontalni ravnini, kar lahko negativno vpliva na rezultate v višini skoka.

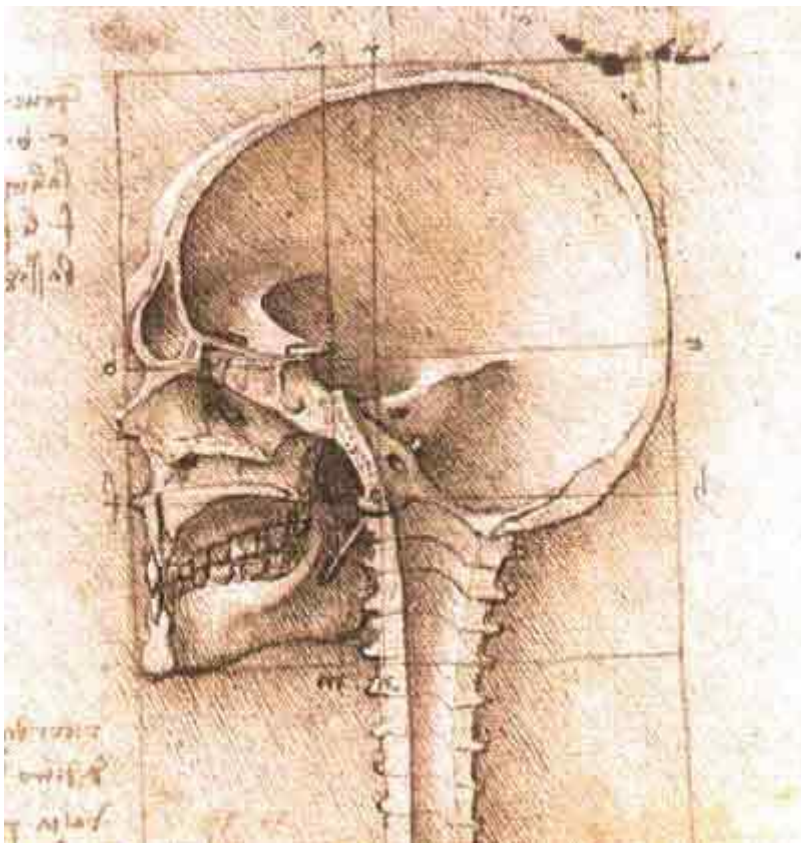
V skladu s problemom smo v raziskavi ugotavljali še razlike med kategorijama sprinterjev v vzorcih aktivnosti (soslednje) dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius, s čimer smo preverjali proksimalno–distalni princip aktivacije mišic pri CMJ. Pri tem predvidevamo, da bodo imeli bolj kvalitetni sprinterji pravilno sosledje aktivacije dvo–sklepnih mišic, pri manj kvalitetnih sprinterjih pa bo to sosledje nepravilno. Pričakujemo, da bodo bolj kvalitetni sprinterji učinkoviteje izvajali vertikalne skoke.

Rešitve zastavljenih problemov nam bodo dale naslednje odgovore: 1) ali so testi enonožnih in sonožnih skokov dovolj natančno orodje za določanje nivoja kvalitete sprinterjev, 2) kateri biodinamični parametri so kriteriji učinkovitega skoka in 3) kakšne so razlike v mehanskih obremenitvah med enonožnim in sonožnim skokom; kar bo koristilo športni znanosti za načrtovanje treninga odzivne moči.

Nadalje bomo dobili odgovore še na vprašanja: 4) ali je mogoče vrednosti bilateralnega indeksa uporabiti za določanje kvalitete enonožnih in sonožnih skokov, 5) ali obstajajo razlike med sprinterji »levičarji« in »desničarji« pri bilateralni produkciji sile; če obstajajo bo potrebno spremeniti način razvoja odzivne moči in 6) ali lahko z analizo amplitud pEMG dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius določimo proksimalno–distalni princip prenosa rotacijske kinetične energije med telesnimi segmenti.

# POGLAVJE 3

---



**CILJI**

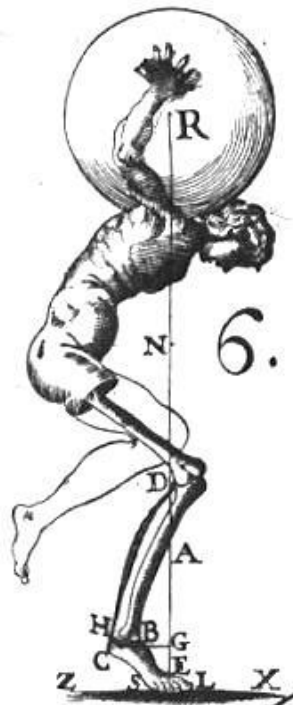
### 3 CILJI

Glede na predmet in problem so cilji raziskave naslednji:

1. Ugotoviti in kvantificirati razlike med kinematičnimi, dinamičnimi in živčno-mehanskimi parametri vertikalnega skoka z nasprotnim gibanjem med dvema kategorijama vrhunskih sprinterjev.
2. Ugotoviti in kvantificirati razlike v kinematiki, dinamiki in pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin med sonožni in enonožni skokom z nasprotnim gibanjem.
3. Ugotoviti in kvantificirati razlike v pojavu bilateralnega deficita med dvema kategorijama vrhunskih sprinterjev.
4. Ugotoviti in kvantificirati razlike med kategorijama sprinterjev v vzorcih aktivnosti dvo-sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius, z vidika preverjanja proksimalno-distalnega principa aktivacije mišic pri izvedbi vertikalnega skoka z nasprotnim gibanjem.
5. Ugotoviti in kvantificirati razlike med kinematičnimi, dinamičnimi in živčno-mehanskimi parametri vertikalnega skoka z nasprotnim gibanjem med sprinterji levičarji in desničarji.
6. Ugotoviti in kvantificirati razlike v pojavu bilateralnega deficita med sprinterji levičarji in desničarji.

# POGLAVJE 4

---



# HIPOTEZE

## 4 DELOVNE HIPOTEZE

Na osnovi predmeta, problema in ciljev raziskave smo oblikovali naslednje hipoteze:

**H1:** Sprinterji, ki dosežejo večjo odzivno hitrost ter večji impulz sile pri vertikalnem skoku CMJ, imajo tudi boljši osebni rezultat na 100 metrov.

**H2:** Amplitude gibanj (koti) v sklepih spodnjih udov (gleženj, koleno, kolk) se ne bodo statistično značilno razlikovale med izvedbo enonožnega in sonožnega vertikalnega skoka.

**H3:** Pri sprinterjih, ki skačejo višje, bo časovno zaporedje pEMG aktivnosti dvo–sklepnih mišic skladno s proksimalno–distalnim principom aktivacije mišic.

**H4:** Pri sprinterjih desničarjih bo statistično značilna razlika v produkciji sile med dominantno in nedominatno okončino pri sonožnem skoku z nasprotnim gibanjem.

**H5:** Pri sonožnem vertikalnem skoku z nasprotnim gibanjem bo pri sprinterjih levičarjih statistično značilen pojav bilateralnega deficita v mišični aktivnosti (pEMG), pri sprinterjih desničarjih pa pojav bilateralne facilitacije (pEMG).

**H6:** Vrednosti največjih navorov v sklepih in največje sklepne moči (gleženj, koleno, kolk) bodo statistično večje med izvedbo enonožnih skokov CMJ.

**H7:** Čas odziva pri enonožnem vertikalnem skoku CMJ bo statistično daljši od časa odziva pri sonožnem vertikalnem skoku CMJ.

**H8:** Produkcija sile na podlago dominantne in nedominantne spodnje okončine bo statistično večja pri enonožnem vertikalnem skoku CMJ.

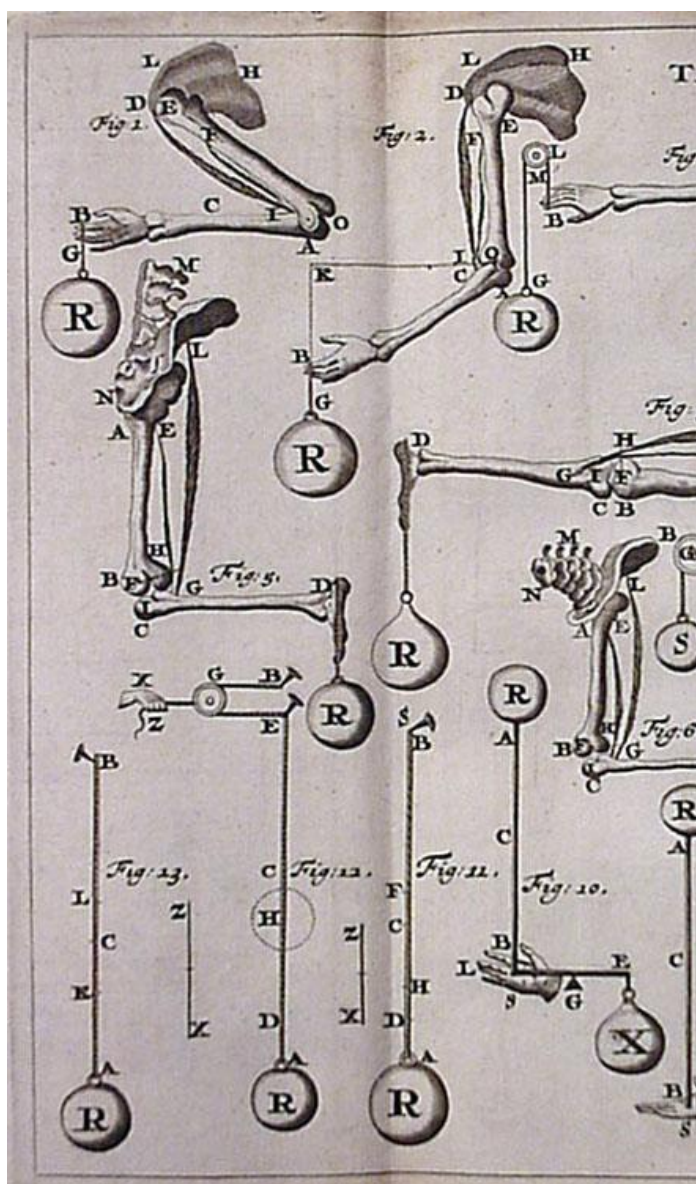


**H9:** Največja amplituda pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin bo statistično višja pri enonožnem vertikalnem skoku CMJ v primerjavi s sonožnim skokom CMJ.

**H10:** Med kategorijama sprinterjev bo statistično značilna razlika v največjih amplitudah pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin pri enonožnem in sonožnem vertikalnem skoku CMJ.

# POGLAVJE 5

---



# METODE

## 5 METODE

Uvodno srečanje z vsemi merjenci je bilo namenjeno uvodni obrazložitvi namena in ciljev raziskave ter poteka same meritve. Na tem srečanju so se merjenci seznanili tudi z načinom izvajanja posameznih vertikalnih skokov. Uvodno srečanje je bilo organizirano en teden pred meritvami in je trajalo 45 minut. Vsi merjenci so bili seznanjeni z namenom naloge in merilnimi postopki, nakar so podpisali izjavo o sodelovanju v skladu s Helsinško-tokijsko deklaracijo, da so seznanjeni z namenom raziskave ter da v njej sodelujejo prostovoljno in da lahko s sodelovanjem kadarkoli tudi prenehajo (izjava v prilogi). V obdobju meritev smo od merjencev zahtevali, da so bili razmeroma spočiti, da niso izvajali visoko intenzivnih treningov neposredno oz. dan pred meritvami ter da so poskrbeli za ustrezno prehrano in hidriranost.

### 5.1 OPIS VZORCA MERJENCEV

V eksperimentalnem postopku je sodelovalo 12 najboljših slovenskih sprinterjev (starost  $22.41 \pm 3.39$  let, telesna višina  $177.58 \pm 6.86$  cm, telesna masa  $74.92 \pm 5.23$  kg, povprečje najboljših rezultatov na 60 m  $6.93 \pm .12$  s (najboljši rezultat 6.65 s), povprečje najboljših rezultatov na 100 m  $10.82 \pm .25$  s (najboljši rezultat 10.39 s).

Merjenci so bili izbrani po kriteriju, da trenirajo atletiko in sicer sprint na 100 m ali 200 m in redno trenirajo najmanj 4 leta. Načrt projekta je odobrila Etična komisija Fakultete za šport.

### 5.2 POTEK IN ORGANIZACIJA EKSPERIMENTALNEGA POSTOPKA

Meritve smo izvedli v laboratoriju za biomehanske meritve na Polikliniki za fizikalno medicino in rehabilitacijo »Peharec« v Puli (Hrvaška). Zaradi različnih organizacijskih zahtev (vožnja v Pulo, zahtevnost merilnega postopka), ustreznega odmora in regeneracije merjencev so meritve potekale 4 dni (3 merjenci na dan).

### 5.2.1 ZAPOREDJE IZVAJANJA POSTOPKOV PRIPRAVE IN MERITEV

Postopki priprave in meritev so bili izvedeni v naslednjem časovnem zaporedju:

1. Priprava merjenca na meritev – namestitev elektrod
2. Namestitev markerjev in snemanje statičnega modela
3. Standardizirano ogrevanje
4. Merjenje največje hotene izometrične kontrakcije mišic (NHIK) z izometrično opornico na napravi Biodex (Biodex Medical System III). Na mišicah so bile postavljene elektrode za spremljanje pEMG.
5. Izvedba vertikalnih skokov iz polčepa – največja hotena koncentrična kontrakcija (NHKK) – spremljanje amplitude pEMG
6. Izvedba vertikalnih skokov – enonožni in sonožni skoki z nasprotnim gibanjem

### 5.2.2 OPIS MERILNIH POSTOPKOV

Merilni dan: Merili bomo 3 sprinterje na dan enega za drugim.

- Priprava merjenca – 65 min
- Standardizirano ogrevanje (cca. 12 min):
  - Tek na tekalni preprogi 5 min
  - Statično raztezanje po 15 s – 1 ponovitev; meča eno–sklepno, meča dvo–sklepno, zadnje stegenske mišice, sprednje stegenske mišice, primikalke kolka, iztegovalke in upogibalke trupa.
  - Set aktivacijskih vaj; 6 ponovitev; kratki sonožni poskoki, poskoki s koleno do prsi.

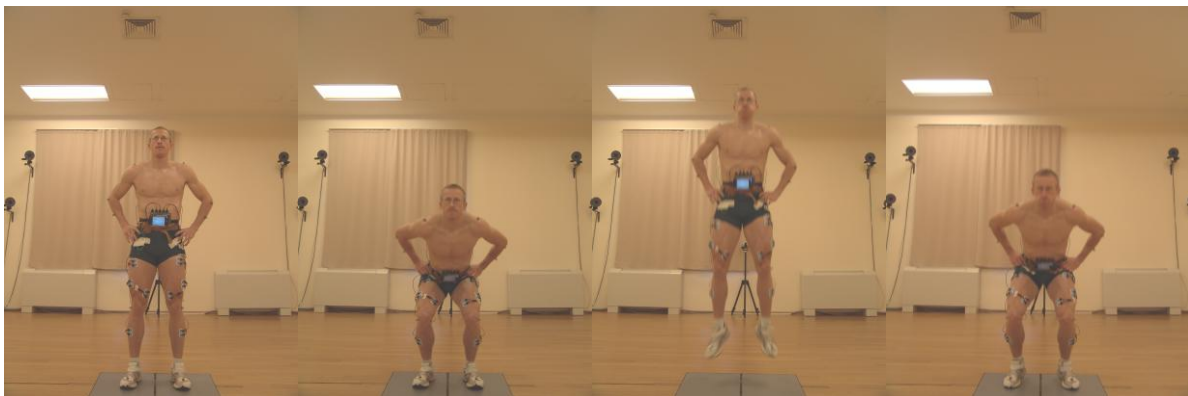
Priprava merjenca (cca. 65 min):

- kratka razlaga meritve in podpis izjave o svobodni udeležbi (10 min).
- priprava pEMG elektrod, priprava kože, namestitev elektrod na merjenca (40 min).
- namestitev markerjev in snemanje statičnega modela (15 min).

### 5.2.3 OPIS TESTOV

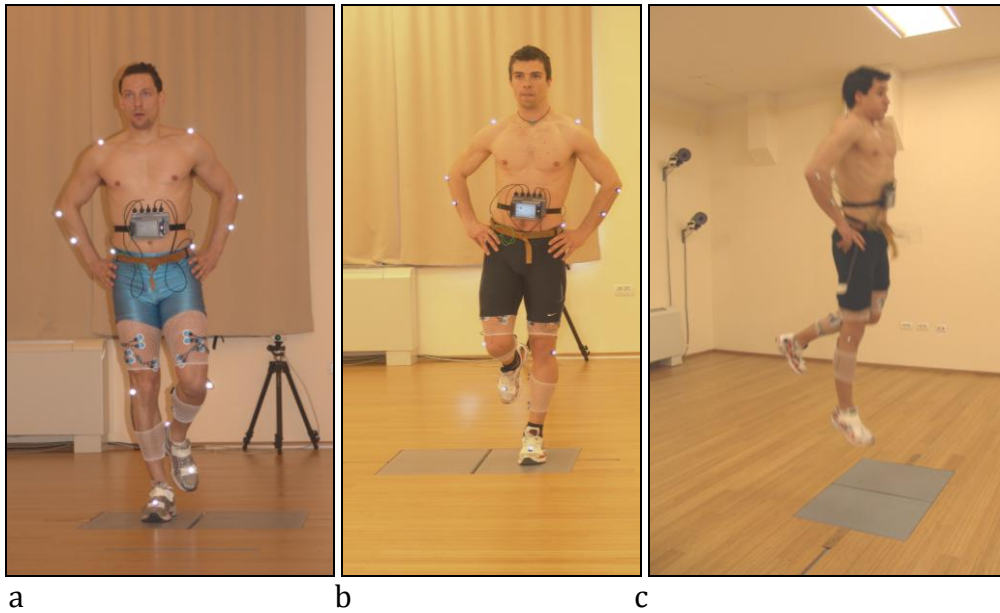
Vertikalni skok z nasprotnim gibanjem (CMJ) je merjenec izvedel tako, da je stopil na pritiskovni plošči, z levo nogo na levo ploščo in z desno nogo na desno ploščo ter izvedel skok. Vrstni red izvedbe sonožnih skokov ter enonožnih skokov z levo in desno nogo je bil naključen (angl. random).

Navodila pri sonožnem skoku z nasprotnim gibanjem (CMJ) so bila, da se merjenec na znak merilca, iz pokončnega položaja telesa (iztegnjena kolena in boki) čim hitreje spusti v polčep (kot v kolenuh  $90^\circ$ ) ter se čim hitreje in čim višje odrine brez zamaha rok (z rokami se drži za boke od začetka do konca izvedbe skoka – doskoka) (Slika 36). Cilj je bil skočiti čim višje.



Slika 36: Kinogram izvedbe sonožnega skoka z nasprotnim gibanjem (CMJ).

Enonožni vertikalni skok z nasprotnim gibanjem je merjenec izvajal z dominantno nogo (CMJD) in z nedominantno nogo (CMJND). Dominantno nogo smo sprinterjem določili glede na položaj nog v štartnem bloku in sicer tako, da je sprednja noga v bloku dominantna noga. Pri desničarjih je dominantna oziroma odzivna noga leva, pri levičarjih pa desna noga. Merjenec je skok izvedel tako, da je stopil na pritiskovno ploščo, z desno nogo na desno ploščo (Slika 37a) (z levo nogo na levo ploščo (Slika 37b)) ter izvedel skok. Navodila so bila, da se merjenec na znak merilca, iz pokončnega položaja telesa – stoja na eni nogi (iztegnjeno koleno in bok) čim hitreje spusti v polčep (kot v kolenu  $90^\circ$ ) ter se čim hitreje in čim višje odrine brez zamaha rok (z rokami se drži za boke od začetka do konca izvedbe skoka – doskoka) (Slika 37c). Cilj je bil skočiti čim višje.



Slike 37 a, b in c: Protokol enonožnega skoka z nasprotnim gibanjem.

Kontrolo amplitude skoka (kot v kolenskem sklepu) pri izvedbi sonožnih in enonožnih skokov smo izvedli s pomočjo kamere, ki je bila postavljena v sagitalni ravnini glede na merjenca (Sliki 38 in 39). Po vsakem skoku smo preverili amplitudo kota v kolenskem sklepu. Merjencu smo po vsakem opravljenem skoku dali ustno informacijo o ustreznosti amplitude skoka, ki jo zahtevamo (kot v kolenu  $90^\circ$ ). Skoke, ki niso ustrezali kriterijem smo izločili, v obdelavi rezultatov meritev smo upoštevali 3 najvišje skoke.



Slika 38: Začetni položaj pri izvedbi CMJ.



Slika 39: Najnižji položaj pri izvedbi CMJ.

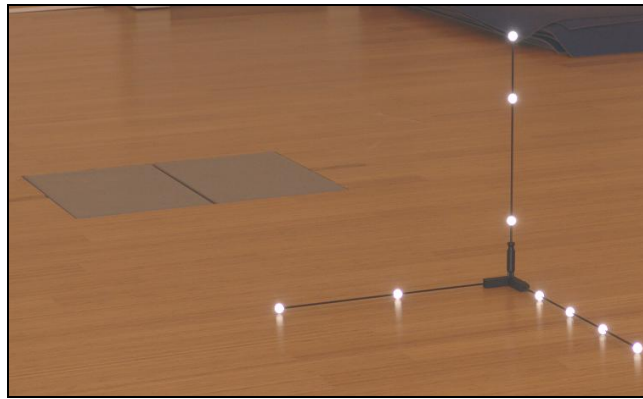
### 5.3 KINEMATIČNA ANALIZA

Kinematične meritve so bile izvedene v tridimenzionalnem prostoru (3D). Snemanje je potekalo z osmimi CCD video kamerami s frekvenco snemanja 200 Hz (BTS SMART-D, BTS Bioengineering, Padova, Italija) in z resolucijo 768 x 576 pikslov. Analiza videa je bila izvedena s programskim paketom BTS SMARTAnalyser. Statični model (Slika 42a) je bil sestavljen iz 30-ih markerjev (glava, ramena, podlakt, nadlakt, trup, kolki, kolena, gležnji, stopalo) (Slika 40). Pri dinamičnem modelu (Slika 42b) smo uporabili le 17 markerjev (glava, ramena, podlakt, nadlakt, trup, kolki, kolena, gležnji, stopalo) (po priporočilih: Bačić, Peharec in Pribanić, 2006, Vaughan, Davis in O'Connor, 1999).



Slika 40: Postopek namestitve markerjev na merjenca.

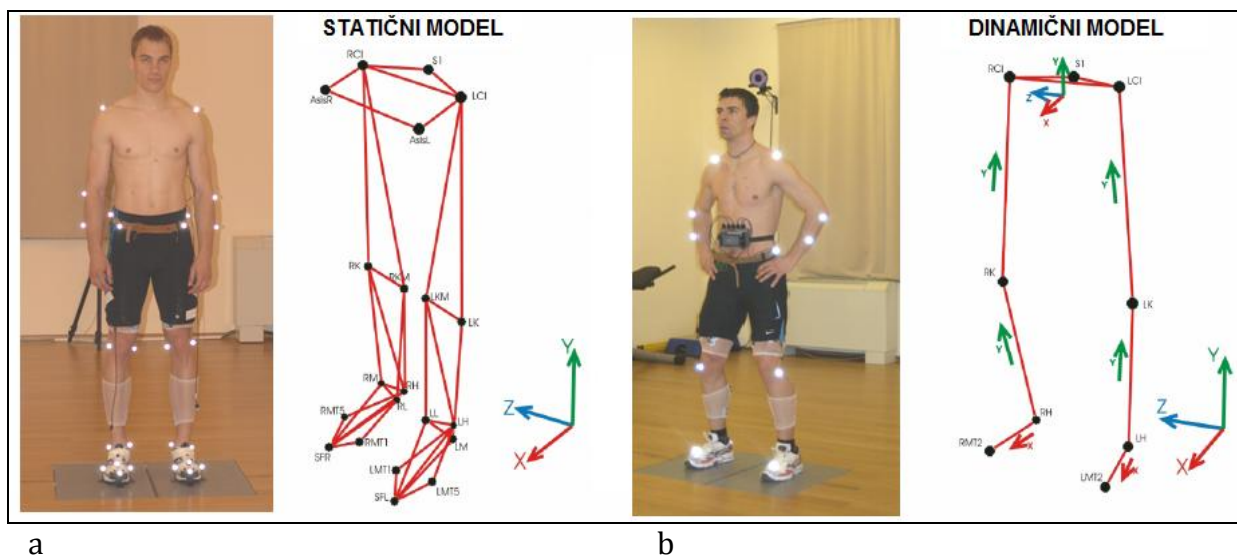
Zajem podatkov oziroma sledenje položaja markerjev je bilo digitalno (refleksivni markerji). Natančnost sistema je bila  $<0.2$  mm v prostoru volumna  $4 \times 2 \times 2$  m. Kalibracija prostora je bila opravljena s sistemom THOR2 (BTS SMART-D, BTS Bioengineering, Padova, Italija) (Pribanić, Peharec in Medved, 2009) (Slika 41).



Slika 41: Sistem THOR2 za kalibracijo prostora.

Z rezultati kinematične analize smo izračunali naslednje spremenljivke:

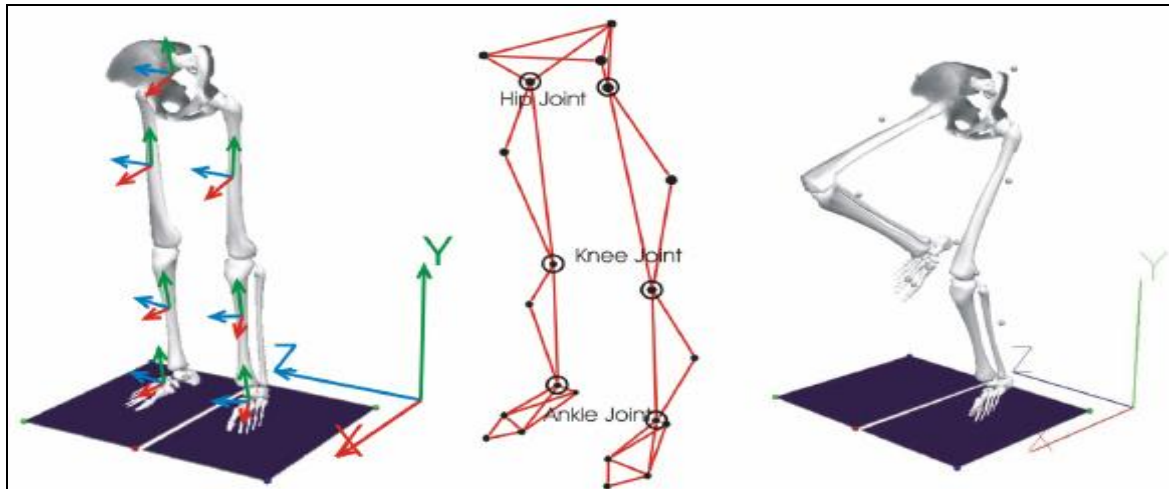
- 1) hitrost odriva [ $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ], 2) hitrost v koncentričnem delu skoka [ $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ], 3) hitrost v ekscentričnem delu skoka [ $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ] – ima negativen predznak, ker se gibanje dogaja v nasprotni smeri od faze odriva, 4) čas odriva [ms], 5) čas leta [ms], 6) kot v gležnju [ $^{\circ}$ ], 7) kot v kolenskem sklepu [ $^{\circ}$ ], 8) kot v kolčnem sklepu [ $^{\circ}$ ] in 9) kot medenice [ $^{\circ}$ ].



Slika 42a: Statični model merjenja.

Slika 42b: Dinamični model merjenja.

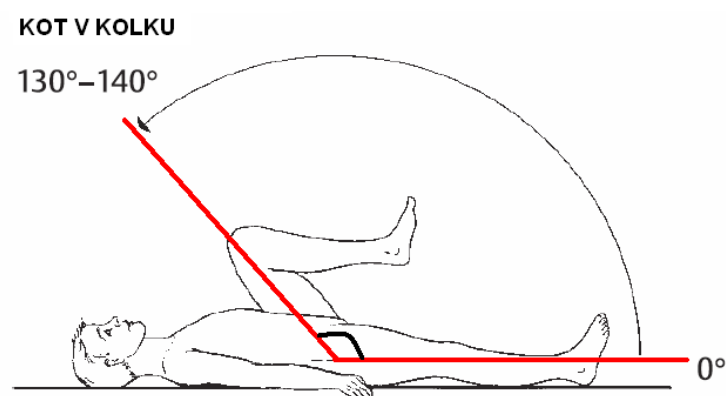




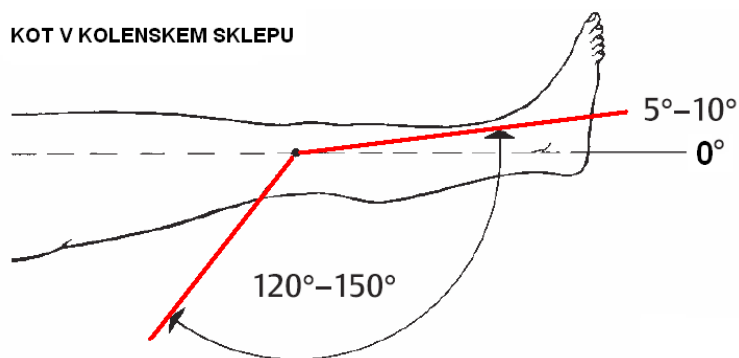
Slika 43: Končni kinematični model.

### 5.3.1 KINEMATIČNA ANALIZA AMPLITUD GIBANJ V SKLEPIH SPODNJIH OKONČIN

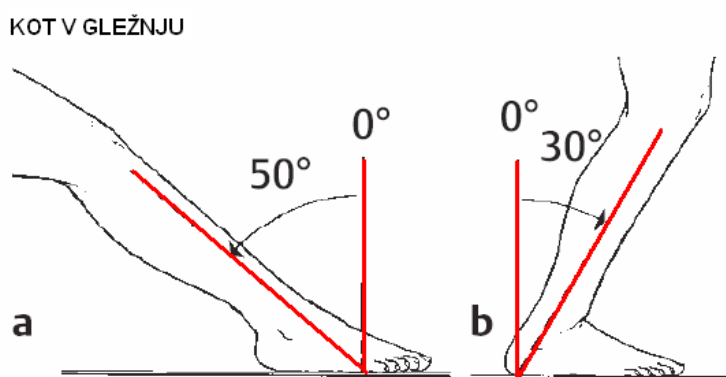
Analizo gibanj pri sonožnem in enonožnem vertikalnem skoku z nasprotnim gibanjem smo izvedli v tridimenzionalnem prostoru (3D). Kote v sklepih oziroma največje amplitude gibanj v sklepih kolka (Slika 44), koleno (slika 45) in gleženj (slika 46) smo določili z metodo Backup (2004).



Slika 44: Fleksija in ekstenzija kolka.

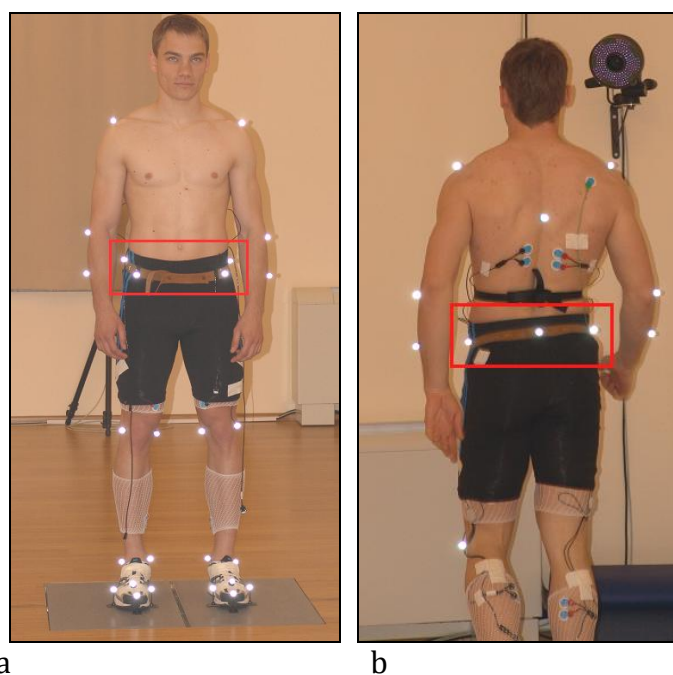


Slika 45: Fleksija in ekstenzija kolenskega sklepa.



Slika 46: (a) Plantarna fleksija in (b) dorzalna fleksija.

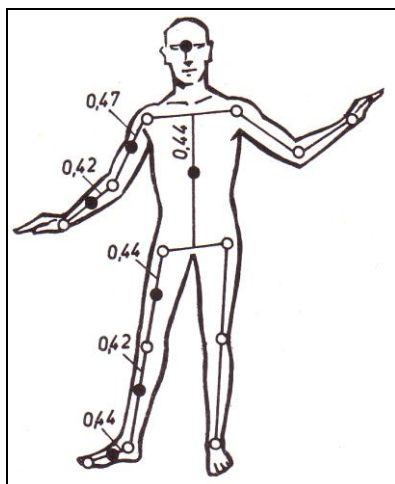
Amplitudo gibanja medenice smo spremljali s pomočjo posebnega kinematičnega pasu, na katerega smo pritrdili markerje (Bačić idr., 2006) (Sliki 47a in b).



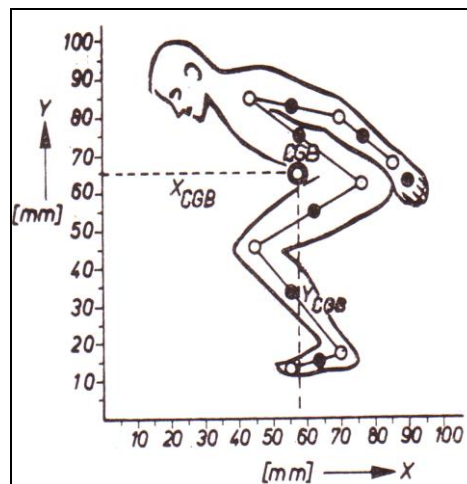
Slika 47a in b: Kinematični pas z markerji.

### 5.3.2 IZRAČUN CENTRALNEGA TEŽIŠČA TELESA (CTT) S POMOČJO KINEMATIČNE ANALIZE

Slika 48 prikazuje radije centralnih težišč telesnih segmentov in dolžine posameznih segmentov telesa. Slika 49 prikazuje analitično določitev CTT (x,y) (Hochmuth, 1984).



Slika 48: Radije centralnih težišč telesnih segmentov.



Slika 49: Analitična določitev CTT.

Enačbi za izračun vrednosti koordinat x in y centralnega težišča telesa (CTT) (Hochmuth, 1984) (enačbi 2 in 3):

$$\sum_{t=1}^{t=n} x_i \Delta G_i = x_s ; \quad \sum_{t=1}^{t=n} y_i \Delta G_i = y_s \quad (2, 3)$$

Preglednica 3: Prikaz relativnih tež telesnih segmentov (teža telesa = 100%) (Hochmuth, 1984).

SEGMENT	FISCHER	BERNSTEIN MOŠKI	BERNSTEIN ŽENSKO	ZAOKROŽENE VREDNOSTI
GLAVA	7.06 %	6.72 %	8.12 %	7 %
TRUP	42.70 %	46.30 %	43.90 %	43 %
STEGNO	11.58 %	12.21 %	12.89 %	12 %
GOLEN	5.27 %	4.65 %	4.34 %	5 %
STOPALO	1.79 %	1.46 %	1.29 %	2 %
NADLAHT	3.36 %	2.65 %	2.60 %	3 %
PODLAHT	2.28 %	1.82 %	1.82 %	2 %
ROKA	.84 %	.70 %	.55 %	1 %

## 5.4 DINAMIČNA ANALIZA

Dinamične parametre vertikalnih skokov smo spremljali z dvema neodvisnima pritiskovnimi ploščama (600 x 400, Type 9286A, Kistler, Wintherthur, Švica), frekvence 1 kHz. Spremenljivke smo spremljali uni- in bilateralno.

Iz krivulje sile na podlago smo določili začetek odriva (angl. onset), ko se je sila na podlago spremenila za 1% svoje vrednosti v mirovanju in na enak način smo določili konec odriva (angl. offset); kjer je krivulja sile podlage dosegla največjo amplitudo, smo določili iznos največje sile ( $F_{maks}$ ).

Z dinamično analizo smo izmerili naslednje spremenljivke:

1) sila leve noge na podlago [N], 2) sila desne noge na podlago [N], 3) čas odriva [ms], 4) impulz sile za levo nogo [N·s] in 5) za desno nogo [N·s] v ekscentrični in koncentrični fazi skoka.

Impulz sile ali sunek sile izračunamo po Newtonem zakonu o gibalni količini (enačba 4):

$$Ft = mv - mv_0 = G - G_0. \quad (4)$$

Merjence smo primerjali med sabo tako, da smo normalizirali proizvodnjo sile glede na telesno maso:  $F_{maks} / TM = [N \cdot kg^{-1}]$ .

Izračunali smo še spremenljivke inverzne dinamike: navor v sklepu (M), ki je bil normaliziran glede na telesno maso [ $N \cdot m \cdot kg^{-1}$ ] – (gleženj, koleno in kolk) (enačba 5) in moč v sklepu (P) (enačba 6), ki smo ga tudi normalizirali glede na telesno maso [ $W \cdot kg^{-1}$ ] (Vaughan idr., 1999):

$$\text{Navor (M)} = rF_{(t)} = rF \sin \alpha, \quad (5)$$

$$\text{Moč (P}_{(t)})} = M_{(t)} \times \omega_{(t)}. \quad (6)$$

### 5.4.1 NORMALIZACIJA ČASA ODRIVA

Merjence smo lahko primerjali na način, da smo skoke normalizirali in izenačili dolžine odrivov (čas odriva) (enačba 7):

$$\text{Čas odriva} = \text{konec odriva} - \text{začetek odriva.} \quad (7)$$

Čase vseh opazovanih spremenljivk (kinematičnih, dinamičnih in EMG) za dani skok smo delili s časom trajanja odriva tega skoka. Na ta način so postali vsi odrivi enako dolgi in na podlagi tega smo lahko primerjali strukturo odriva.

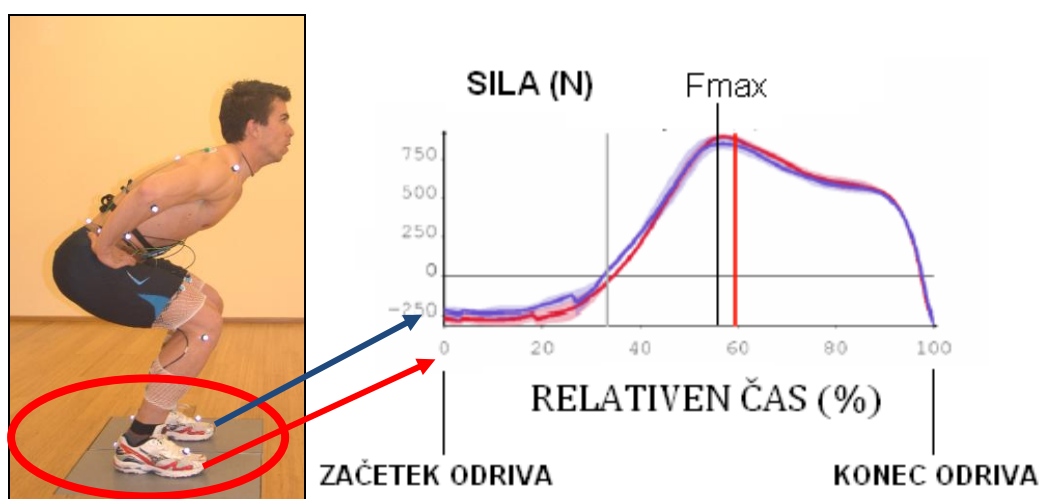
Če je trenutek nekega dogodka med odrivom ob času  $t$ , je trenutek tega dogodka pri normaliziranem odrivu enak trenutku  $T$ , povezava pa je sledeča (enačba 8):

$$T = \frac{t - \text{začetek odriva}}{\text{čas odriva}} \quad (8)$$

*\* $t$  = čas dogodka v absolutnem prostoru, kot se je zgodil (odriv v milisekundah)*

*\* $T$  = čas dogodka v relativnem prostoru, normaliziran odriv, dolg 100%.*

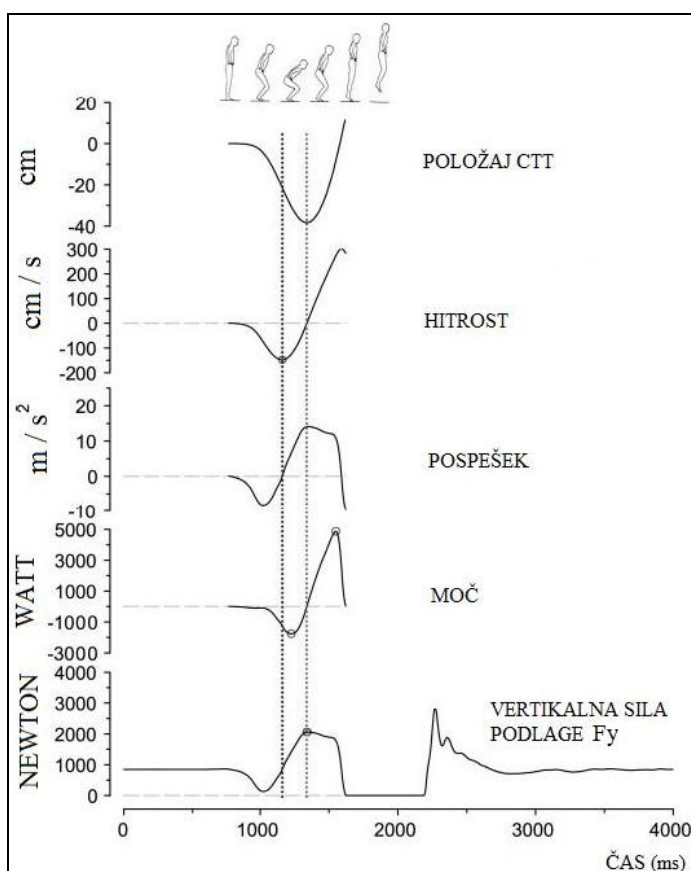
Čas odriva je na grafu prikazan kot relativen čas od 0 do 100% (Slika 50).



Slika 50: Normalizacija časa odriva vertikalnega skoka.

## 5.4.2 IZRAČUN VIŠINE VERTIKALNEGA SKOKA Z NASPROTNIM GIBANJEM

Vertikalna sila podlage ( $F_y$ ), ki smo jo spremljali med izvajanjem enonožnih in sonožnih CMJ, daje podrobne informacije o mehanskem učinku skoka, kot je na primer največja sila, največja hitrost odriva, največji pospešek odriva in največja moč. Vsi ti parametri določajo kakšne sposobnosti ima mišično-tetivni sistem merjenca, da generira mehansko moč na centralno težišče telesa (CTT) (Caserotti, Aagard, Simonsen in Puggaard, 2001; Rittweger, Schiessl, Felsenberg in Runge, 2004). Največja višina vertikalnega skoka je bila določena za enonožni in sonožni CMJ s časovno integracijo vertikalne sile podlage ( $F_y$ ) (Slika 51) (Casserotti idr., 2001). Vertikalna hitrost CTT med fazo odriva je bila določena z integracijo časa pospeševanja, ki smo ga izračunali iz signala sile podlage. Po metodi Winter (1979) je bil izračunan položaj CTT na začetku skoka iz statičnega modela merjenca (Slika 42a), gibanje CTT med izvedbo skoka pa iz dinamičnega modela merjenca (Slika 42b) (Bačić idr., 2006; Vaughan idr., 1999) (enačba 9).



Dvig CTT pri skoku oziroma višino skoka ( $H$  (m)) smo izračunali iz časa faze leta ( $t_f$  [s]) po enačbi, ki upošteva zakon balistike in gravitacije:

$$H = t_f^2 \cdot g \cdot 8^{-1} \text{ [m]} \quad (9)$$

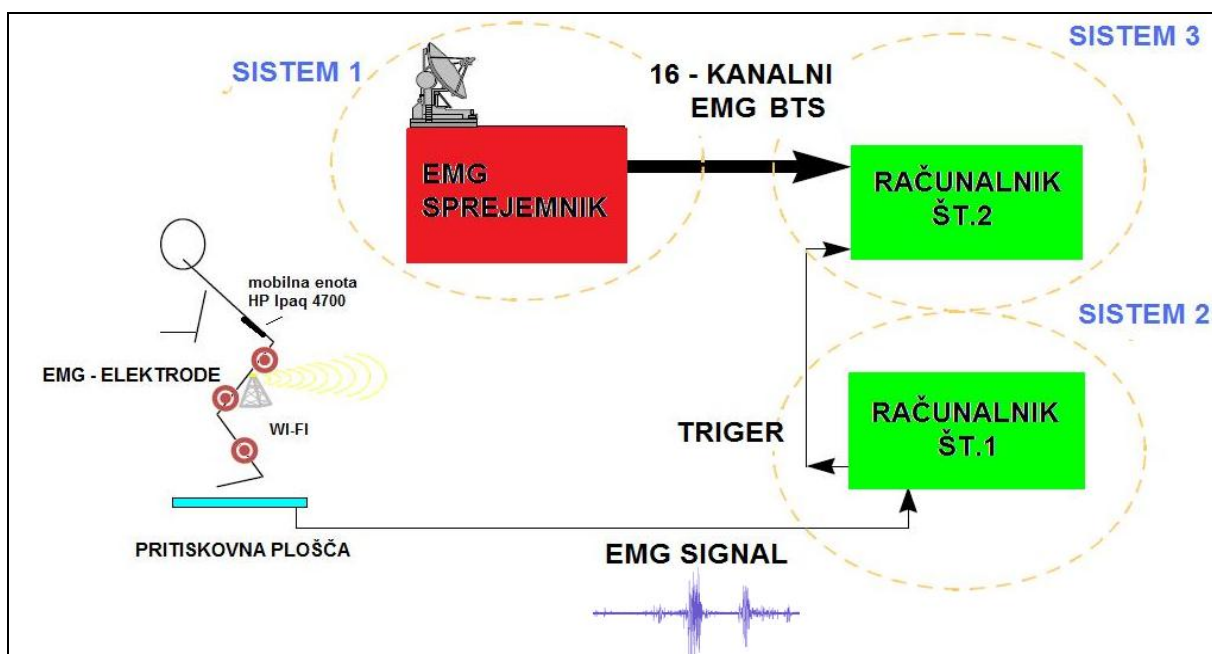
\* $g$  je pospešek gravitacije  
( $9.81 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$ )

Slika 51: Dinamični in kinematični parametri skoka z nasprotnim gibanjem (Casserotti idr., 2001; Bojsen-Møller idr., 2004).

## 5.5 POVRŠINSKA ELEKTROMIOGRAFIJA

Površinska elektromiografija (pEMG) je zelo razširjena metoda raziskovanja mišične akcije v kinezioloških študijah. pEMG signal nam pove, kdaj je mišica pri nekem gibanju aktivna in kdaj ne. Tako lahko opazujemo znotraj-mišično in med-mišično koordinacijo in analiziramo vlogo ene ali več posameznih mišic pri različnih gibanjih.

V naši raziskavi smo za zajem pEMG signala uporabili 16-kanalni elektromiograf (BTS Pocket EMG, Myolab, Padova, Italija). Naprava je sestavljena iz 2 enot: mobilna enota (HP Ipaq 4700) za zajem signala, ki prenaša podatke v stacionarno enoto z brezžično tehnologijo (Wi-Fi) (Slika 52).



Slika 52: Shema zajema in obdelave pEMG signala.

Z metodo površinske elektromiografije (pEMG) je bila spremljana elektromiografska aktivnost mišic spodnjih okončin in hrbta: 1) med izvajanjem največje hotene izometrične kontrakcije (NHIK), 2) med izvajanjem največje hotene koncentrične kontrakcije (skok iz polčepa – SJ) in 3) med izvajanjem vertikalnih skokov z nasprotnim gibanjem (CMJ). Merjenje električne aktivnosti je bilo opravljeno na mišicah: m. gastrocnemius (medialna glava) (MG), m. vastus lateralis (VL), m. vastus medialis (VM), m. rectus femoris (RF), m. biceps femoris (dolga glava) (BF), m. gluteus maximus (GM) in m. erector spinae (ES).

Mišična aktivnost je bila spremljana z bipolarnimi površinskimi elektrodami Ag–Ag–Cl (Ambi Blue Sensor SE – 00-S/50, Danska), ki so bile nameščene po predhodni pripravi kože po metodi Seniam (po priporočilih SENIAM: Herrmens in Freriks, 1999). Razmak med elektrodama je bil 2 cm, upor med elektrodama pa med 1 in 5 k $\Omega$ . Elektrode je namestila za to usposobljena oseba.

Signale smo filtrirali s Hammingovim pasovno prepustnim filtrom, s spodnjo mejno frekvenco 10 Hz in zgornjo 400 Hz. Signal je bil integriran z RMS algoritmom s časovno bazo 20 ms (Herrmens in Freriks, 1999; Liu idr., 2006). Parametrizacijo pEMG signalov smo izvedli na način, da smo določili njihove maksimume (največje amplitude signalov (aEMG<sub>maks</sub>)). Upoštevali smo maksimume, ki so se pojavili med začetkom in koncem odnosa (koncentrična kontrakcija).

#### 5.5.1 PRIPRAVA MERJENCEV ZA MERITVE SIGNALA pEMG

Priprava merjenca za meritev površinskega EMG (po priporočilih SENIAM, Herrmens in Freriks, 1999) poteka po naslednjem postopu: kožo kamor se postavijo elektrode najprej pobrijemo (britvica za enkratno uporabo) in nato podrsamo z abrazivno pasto (Everi, Spes Medica, Italija) tako, da se odstrani odmrla plast povrhnjice (Slika 53). To je potrebno zato, ker mora biti upornost med elektrodama (impedanca) med 1 k $\Omega$  in 5 k $\Omega$ , da je zajeti signal dober (slika 69). Površinske elektrode in kable so bile zaščitene z medicinsko mrežo (Slika 70). Mobilno enoto za zajem pEMG signala smo namestili na sprednji del trupa (trebuh) (Slika 71).



Slika 53: Priprava merjenca za meritev površinskega EMG.



Položaji za postavitev elektrod na opazovanih mišicah so določeni v skladu z določili (Herrmens in Freriks, 1999) (Slike 54 do 67).

### **Erector spinae – vzravnalka hrbta**

Elektrode se namestijo v vertikalni smeri 2 prsta lateralno od vretenca L1 (Slike 54 in 55).



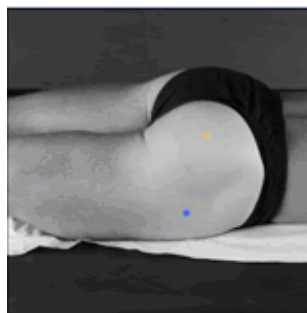
Slika 54



Slika 55

### **Gluteus maximus – velika zadnjična mišica**

Elektrode se namestijo na polovici (50%) razdalje med križnico in velikim trohanterjem. Elektrode morajo biti nameščene v smeri od posteriorne superiorne spine iliacus proti sredini stegna (Slike 56 in 57).



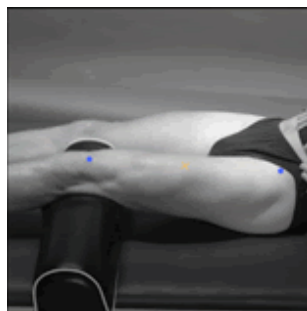
Slika 56



Slika 57

### **Quadriceps femoris – rectus femoris – prema stegenska mišica**

Elektrode se namestijo na polovici (50%) razdalje med vrhom pogačice in spino iliacus superior (Slike 58 in 59).



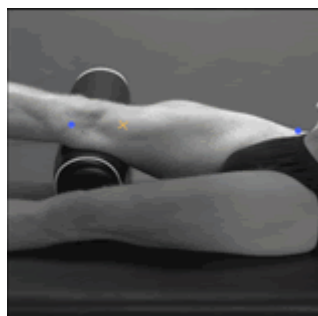
Slika 58



Slika 59

### **Quadriceps femoris – vastus medialis – medialna glava**

Elektrode se namestijo na 80% razdalje med sprednjo spino iliacus in pripenjališčem medialnega ligamenta (Slike 60 in 61).



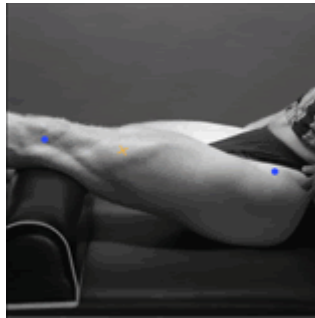
Slika 60



Slika 61

**Quadriceps femoris – vastus  
lateralis – lateralna glava**

Elektrode se namestijo na 2/3  
razdalje med sprednjo spino  
iliacus in lateralnim delom  
pogačice (Sliki 62 in 63).



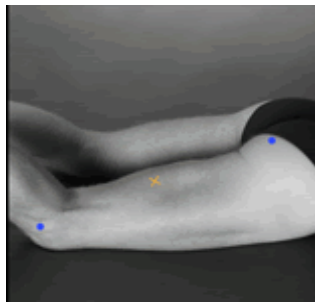
Slika 62



Slika 63

**Biceps femoris – dvoglava  
stegenska mišica – dolga glava**

Elektrode se namestijo na polovici  
(50%) razdalje med lateralnim  
epikondilom golenice in »ishial  
tuberosity« (Sliki 64 in 65).



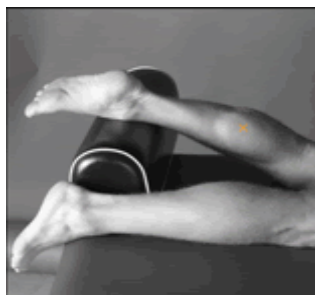
Slika 64



Slika 65

**Gastrocnemius – medialna glava  
dvoglave mečne mišice**

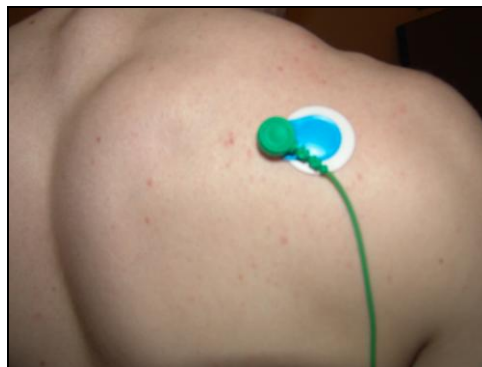
Elektrode se namestijo na najbolj  
izbočen del mišice (Sliki 66 in 67).



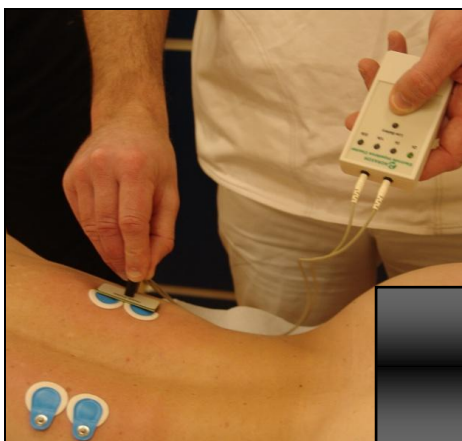
Slika 66



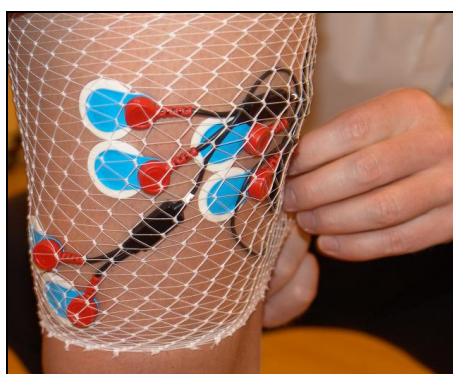
Slika 67



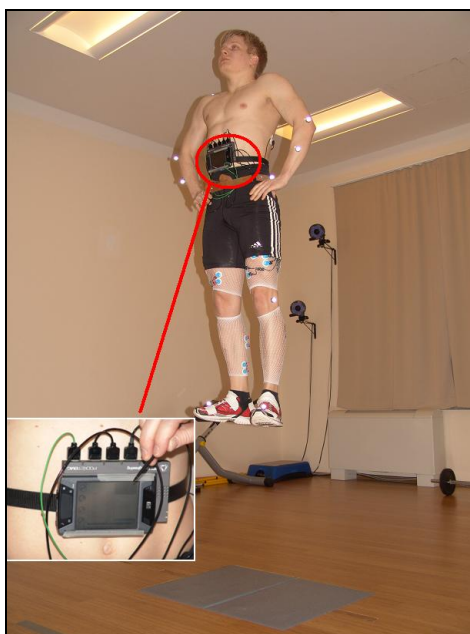
Slika 68: Postavitev referenčne (ničelne) elektrode.



Slika 69: Merjenje upora (impedance) med elektrodama.



Slika 70: Zaščita elektrod in električnih kablov z mrežo.



Slika 71: Namestitev mobilne enote HP Ipaq 4700 za zajem pEMG signala.

### 5.5.2 OMEJITVENI DEJAVNIKI PRI MERJENJU SIGNALA pEMG

pEMG zaznamo in posnamemo z elektrodami, ki merijo spremembo napetostnega potenciala, ki nastane kot posledica širjenja AP potenciala po mišičnem vlaknu. To lahko naredimo na dva načina. Pri prvem načinu se elektrode namestijo v mišico v neposredno bližino mišičnih vlaken, pri čemer se uporabljajo majhne elektrode, ki jih z iglo vstavimo neposredno na površino mišičnega vlakna. Signal, ki ga tako dobimo imenujemo znotraj mišični EMG. Na ta način spremljamo napetost AP zelo blizu njenemu izvoru in vpliv okolja na električne tokove, ki jih merimo, je minimalen.

Prav tako nam ta način omogoča, da zaznamo akcijske potenciale točno določenih vlaken in zato lahko pri majhnih intenzivnostih mišičnega naprežanja ločimo posamezne motorične enote in jih tudi ločeno obravnavamo (Farina in Merletti, 2004). Ta metoda je primerna za spremljanje mišične aktivnosti med kontroliranimi izometričnimi kontrakcijami. Za merjenje mišične aktivnosti med dinamičnimi eksplozivnimi gibanji, pa metoda z igelnimi elektrodami ni primerna.

Za spremljanje mišične aktivnosti med eksplozivnimi dinamičnimi gibanji uporabljamo metodo površinske elektromiografije. Pri tej metodi elektrode nalepimo na kožo nad mišico, katere aktivnost želimo meriti. Posnamemo ga z eno ali pa z dvema površinskima elektrodama. Bolj natančno je merjenje s parom površinskih elektrod, ki se imenuje bipolarno in poteka v dveh fazah. V prvi fazi se izmeri razlika v napetosti med vsako posamezno elektrodo in ničelno elektrodo, v drugi fazi pa se izračuna razlika med izmerjenimi vrednostmi. Signal, ki ostane, se ojača z ojačevalcem in prikaže kot graf napetosti v času – elektromiogram.

Mioelektrični signal, posnet s površinskimi elektrodami med hoteno mišično kontrakcijo, si lahko predstavljamo kot seštevek naključnega trenutnega prostorskega položaja vlakov akcijskih potencialov rekrutiranih motoričnih enot (Basmaijan in De Luca, 1985). Zaradi namestitve elektrod na kožo nad mišico, površinska elektromiografija predstavlja veliko bolj enostavno meritev, ki pa ima zato več omejitev kot igelna metoda.

Dejavniki, ki vplivajo na parametre signala pEMG – amplituda, frekvenčne lastnosti signala in hitrost prevajanja akcijskih potencialov so (De Luca, 1997; Farina, Merletti in Enoka, 2004) (preglednica 4):

Preglednica 4: Dejavniki, ki vplivajo na signal površinske elektromiografije.

---

#### NEFIZIOLOŠKI DEJAVNIKI

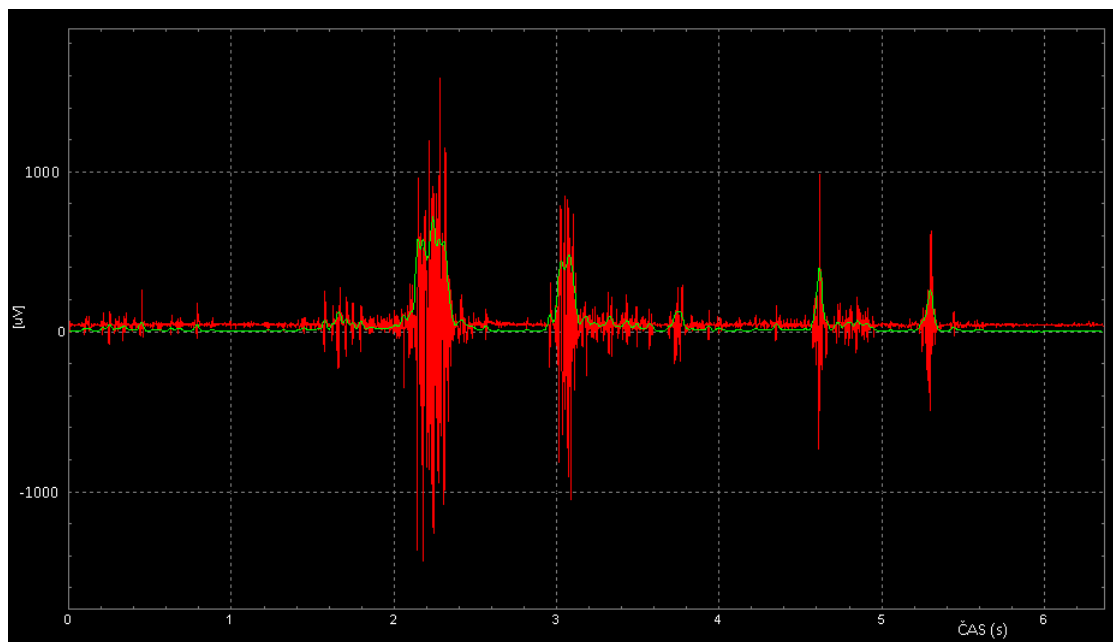
---

<i>Anatomski</i>	Oblika in velikost elektrod – določata število zajetih motoričnih enot Prečni presek mišičnih vlaken – vpliva na amplitudo in na hitrost prevajanja akcijskih potencialov Struktura mišice glede na tip mišičnih vlaken – od tipa mišičnih vlaken je odvisna sprememba Ph v mišici med kontrakcijami in hitrost prevajanja akcijskih potencialov Količina podkožnega tkiva med površino mišice in elektrodami – vpliva na filtriranje signala Pretok krvi v mišici – določa stopnjo hitrosti dovajanja in odstranjevanja metabolitov med kontrakcijo, to razmerje vpliva na filtriranje signala in tako posredno na amplitudo in na frekvenčne karakteristike zajetega signala Nehomogenost mišičnega tkiva Dolžina mišičnega tkiva Globina in položaj aktivnih mišičnih vlaken znotraj mišice glede na postavitev elektrod Prisotnost več kot enega penacijskega kota vlaken Distribucija in število mišičnih vlaken v motoričnih enotah
<i>Merilni sistem pEMG</i>	Stik površinskih elektrod (impedanca, šum) Velikost in oblika elektrod Razmak med elektrodami – določa širino pasu zajemanja signala pod elektrodami Orientacija elektrod – glede na potek mišičnih vlaken Postavitev elektrod glede na področje motoričnih točk in glede na mišično – tetivni stik Prostorski filter za zaznavo signalov
<i>Geometrijski</i>	Krajšanje in raztezanje mišičnih vlaken pri kontrakcijah Premikanje mišic glede na postavitev elektrod – dinamične kontrakcije
<i>Fizikalni</i>	Presluh (angl. crosstalk) – zajem signala sosednje mišice Prevodnost mišičnih vlaken
<b>FIZIOLOŠKI DEJAVNIKI</b>	
<i>Značilnosti membran vlaken</i>	Amplituda, trajanje in oblika AP motoričnih enot Stabilnost rekrutacije motoričnih enot
<i>Značilnosti motoričnih enot</i>	Število aktivnih motoričnih enot v trenutku kontrakcije Frekvenca proženja motoričnih enot Sinhronizacija motoričnih enot

### 5.5.3 ANALIZA SIGNALA pEMG DVO–SKLEPNIH MIŠIČ SPODNJIH OKONČIN

V nadaljnji obdelavi signala pEMG smo analizirali aktivnost dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius (medialis) na obeh okončinah pri sonožnem CMJ.

Surovi signal smo obrnili in ga filtrirali s Hammingovim pasovno prepustnim filtrom, s spodnjo mejno frekvenco 20 Hz in zgornjo 400 Hz. Signal je bil integriran z RMS algoritmom s časovno bazo 20 ms (Herrmens in Freriks, 1999; Liu idr., 2006) (Slika 72).



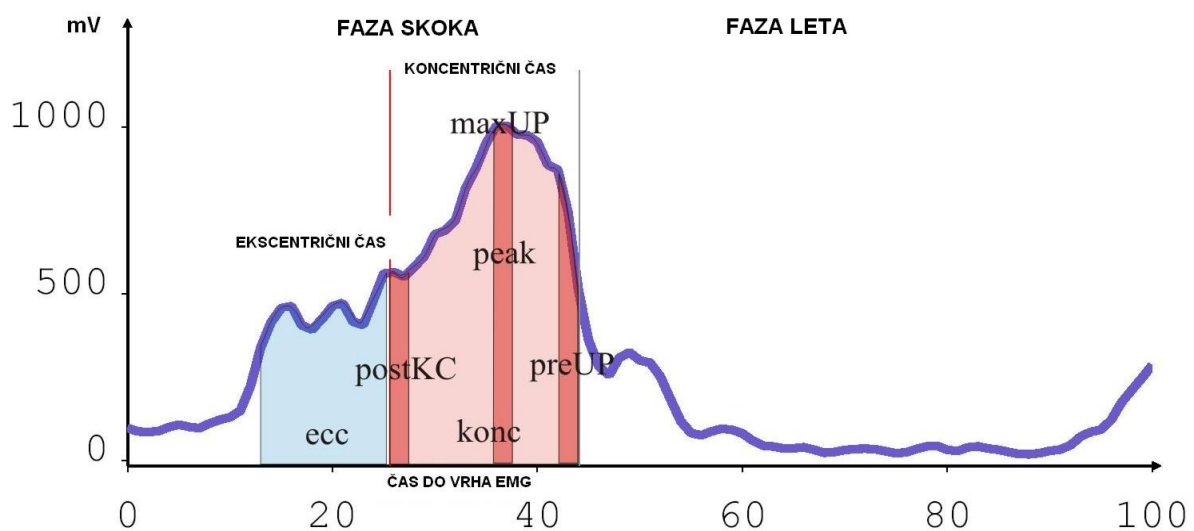
*Legenda: krivulja rdeče barve ponazarja surovi signal pEMG; krivulja zelene barve ponazarja obdelani signal pEMG.*

Slika 72: Surovi in obdelani pEMG signal.

Za interval integracije smo določili 10% od časa trajanja koncentrične faze vertikalnega skoka CMJ. Za analizo smo določili naslednje intervale: celoten čas ekscentrične faze, celoten čas koncentrične faze, začetek koncentrične faze (10% vrednosti koncentrične faze), interval 5% v levo in desno stran od vrha pEMG in konec koncentrične faze (10% vrednosti koncentrične faze). Vrednosti smo normalizirali na čas trajanja skoka CMJ.

V analizi signala pEMG dvo–sklepnih mišic (m. rectus femoris in m. gastrocnemius medialis) smo izračunali naslednje spremenljivke (Slika 73):

- 1) vrh pEMG [mV] (angl. peak EMG),
- 2) čas do vrha pEMG v koncentričnem času [ms] (angl. time to peak EMG),
- 3) maxUP – vrednost pod krivuljo vrha pEMG [mV·ms],
- 4) postKC – vrednost pod krivuljo pEMG v začetku koncentrične faze [mV·ms],
- 5) preUP – vrednost pod krivuljo pEMG pred koncem odriva [mV·ms],
- 6) ecc – vrednost pod krivuljo v eksentrični fazi skoka [mV·ms],
- 7) konc – vrednost pod krivuljo v koncentrični fazi skoka [mV·ms].



*Legenda: peak – vrh pEMG; čas do vrha pEMG v koncentričnem času; maxUP – vrednost pod krivuljo vrha pEMG (5% časa v levo in desno stran od vrha); postKC – vrednost pod krivuljo pEMG v začetku koncentrične faze (prvih 10% časa); preUP – vrednost pod krivuljo pEMG pred koncem odriva (prvih 10% časa); ecc – vrednost pEMG pod krivuljo v eksentrični fazi skoka; konc – vrednost pEMG pod krivuljo v koncentrični fazi skoka.*

Slika 73: Primer analize pEMG signala dvo–sklepne mišice.

#### 5.5.4 NORMALIZACIJA SIGNALA pEMG

Normalizacijo elektromiografskega signala smo naredili zaradi primerjave med posameznimi ponovitvami skokov in primerjave med merjenci. Najbolj uporabljena metoda je metoda merjenja največje mišične aktivnosti med največjo hoteno izometrično kontrakcijo (NHIK), katero smo izvajali pred izvedbo vertikalnih skokov.

Namestitve v posamezne položaje so bile specifične glede na mišico, katere NHIK smo izmerili. Na startni znak je merjenec v času 2 sekund razvil maksimalno možno silo proti nepremagljivemu uporju in jo zadržal 4 sekunde. Najvišjo vrednost amplitude pEMG smo določili v tistem delu, kjer je bila sila oz. navor največji in stabilen vsaj eno sekundo. Določili smo največjo vrednost signala, od te točke smo potem vzeli 0.5 sekunde v levo in v desno stran signala.

Meritve smo opravili z izometrično opornico na napravi Biodex Sistem III (Biodex Medical System, ZDA). Med zadrževanjem NHIK smo določili naslednjo spremenljivko:

- $aEMG_{NHIK}$  – največjo povprečno amplitudo pEMG signala v intervalu ene sekunde. V primeru, da spremljamo amplitudo pEMG med eksplozivnimi dinamičnimi kontrakcijami, v našem primeru med vertikalnimi skoki, pa je potrebno vrednosti pEMG normalizirati tudi glede na največjo hoteno kontrakcijo med dinamičnim gibanjem.

Kot metodo normalizacije smo uporabili največjo amplitudo pEMG pri izvedbi vertikalnega skoka iz polčepa (angl. squat jump) – največja hotena koncentrična kontrakcija (NHKK). Največjo vrednost amplitude pEMG med SJ smo uporabili za normalizacijo pEMG, ki smo ga izmerili pri skokih z nasprotnim gibanjem (CMJ) (Jones in Caldwell, 2003; Liu idr., 2006; Verma in Lane, 2000). Izračunali smo največjo amplitudo pEMG aktivnosti mišic pri izvedbi vertikalnih skokov v pogojih sonožnega in enonožnega skoka:

- največja amplituda pEMG ( $aEMG_{maks}$ ) [mV] med izvedbo sonožnega in enonožnega skoka,
- normalizirana največja amplituda pEMG glede na NHK med izometrično kontrakcijo ( $aEMG_{NHIK}$ ) med izvedbo sonožnega in enonožnega skoka:

$$(aEMG_{maks}/aEMG_{NHIK}) \times 100 \quad [\%], \quad (10)$$

- normalizirana največja amplituda pEMG glede na NHK med dinamično (koncentrično) kontrakcijo ( $aEMG_{NHKK}$ ) med izvedbo sonožnega in enonožnega skoka:

$$(aEMG_{maks}/aEMG_{NHKK}) \times 100 \quad [\%]. \quad (11)$$



## 5.6 IZRAČUN BILATERALNEGA INDEKSA

Bilateralni indeks izračunamo po enačbi 12 (Howard in Enoka, 1991):

$$BI = 100((BL / (UL_{dom} + UL_{nedom}) - 100)) [\%] \quad (12)$$

kjer je BI bilateralni indeks, BL je skupna bilateralna sila,  $UL_{dom} + UL_{nedom}$  je seštevek unilateralnih sil dominantne in nedominantne spodnje okončine. Deviacija vrednosti BI od ničle indicira razlike med enonožnim in sonožnim skokom. Vrednost  $BI > 0$  kaže, da je vrednost spremenljivke sonožnega skoka večja od vsote spremenljivk enonožnega skoka z dominantno in nedominantno spodnjo okončino. Vrednost  $BI < 0$  indicira, da je vrednost spremenljivke sonožnega skoka manjša od vsote vrednosti spremenljivk enonožnega skoka. Negativna vrednost BI indicira bilateralni deficit (BLD), pozitivna pa bilateralno facilitacijo (BFC).

## 5.7 METODE OBDELAVE PODATKOV

Podatke smo ustrezno statistično obdelali s programom SPSS za Windows 15.0 (Chicago, IL, ZDA).

Skupini sprinterjev smo določili na podlagi analize medianih vrednosti spremenljivk vertikalnega skoka (višina skoka, največja hitrost odrida, čas odrida, impulz sile).

Mediana (središčnica, razpoloviščnica – Me) je tista vrednost, od katere ima za izbrano spremenljivko  $y$ , polovica enot v populaciji manjše vrednosti in druga polovica večje vrednosti od nje. Izračun za posamezne diskretne vrednosti, kadar obravnavamo vrednosti kot posamezne diskretne vrednosti, določimo mediano tako, da na osnovi urejenosti podatkov od najmanjšega do največjega  $y_1 \_ y_2 \_ \dots \_ y_n$  poiščemo vrednost na sredini. Za liho število  $n = 2i + 1$  urejenih podatkov je  $Me = y_{i+1}$ , za sodo število  $n = 2i$  podatkov pa navadno vzamemo za mediano aritmetično sredino  $Me = (y_i + y_{i+1})/2$ . Prednost mediane pred aritmetično sredino je ta, da osamelci (podatki, ki ekstremno odstopajo od ostalih podatkov) manj vplivajo na njeno vrednost (Field, 2005).

- Izračun osnovnih statističnih parametrov (srednja vrednost in standardni odklon, največja in najmanjša vrednost) za vse spremenljivke smo opravili z opisno statistiko.
- Pri spremenljivkah smo ugotovili normalno porazdelitev. Testirali smo jo s Smirnov–Kolmogorovim testom.
- Statistična značilnost razlik med dvema kategorijama sprinterjev v spremenljivkah sonožnega in enonožnega vertikalnega skoka je bila testirana z analizo variance za ponovljene meritve (ANOVA for repeated measures); 2 x 2 (KATEGORIJA [1. vs. 2.] X SKOK [sonožni in enonožni]).
- Statistična značilnost razlik med spremenljivkami sonožnega in enonožnega vertikalnega skoka je bila testirana z analizo variance za ponovljene meritve (ANOVA); primerjalna analiza je bila opravljena na biodinamičnih spremenljivkah dominantne okončine (sonožni vs. enonožni skok) za vsako kategorijo posebej (1. in 2.).
- Student t–test smo uporabili za testiranje statistične značilnosti bilateralnega indeksa (različen od vrednosti 0).
- Statistična značilnost je bila sprejeta z napako Alfa 5% ( $p < .05$ ) (dvosmerni test).

# POGLAVJE 6

---



REZULTATI

## 6 REZULTATI

### 6.1 PRIMERJALNA ANALIZA BIODINAMIČNIH SPREMENLJIVK ENONOŽNEGA IN SONOŽNEGA SKOKA Z NASPROTNIM GIBANJEM DVEH KATEGORIJ SPRINTERJEV

#### 6.1.1 DOLOČITEV DVEH KATEGORIJ SPRINTERJEV NA PODLAGI ANALIZE MEDIANIH VREDNOSTI SPREMENLJIVK SONOŽNEGA CMJ

Sprinterje smo razdelili v dve skupini (kategoriji) glede na mediane vrednosti štirih spremenljivk CMJ. Kriteriji so bili višina skoka, hitrost odriva, čas odriva in impulz sile. Mediana vrednost višine CMJ je 59.14 cm, hitrost odriva  $3.03 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , čas odriva 350 ms in impulz sile  $356.20 \text{ N}\cdot\text{s}$  (preglednica 5).

Preglednica 5: Mediane vrednosti in povprečne vrednosti kriterijev CMJ.

	Enote	Mediana v.	Povp. v.	SD	min	max
Višina skoka	cm	<b>59.14</b>	60.59	5.95	53.27	71.23
Hitrost odriva	$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$	<b>3.03</b>	3.06	0.19	2.71	3.38
Čas odriva	ms	<b>350.00</b>	366.74	58.68	243.70	478.70
Impulz sile	$\text{N}\cdot\text{s}$	<b>356.20</b>	366.64	40.59	307.20	454.00

#### 6.1.2 OSNOVNE ZNAČILNOSTI DVEH KATEGORIJ SPRINTERJEV

Pri razvrščanju sprinterjev v skupine smo upoštevali tri najvišje skoke sonožnega CMJ vsakega sprinterja. Sprinterje smo tako razdelili v dve skupini oziroma kategoriji glede na mediane vrednosti kriterijev CMJ. V kategorijo 1 se je uvrstilo 7 sprinterjev, ki so dosegli višje povprečne vrednosti spremenljivk od medianih vrednosti kriterijev, v kategorijo 2 pa se je uvrstilo 5 sprinterjev, ki so dosegli nižje povprečne vrednosti spremenljivk od medianih vrednosti kriterijev. V kategorijo 1 so se uvrstili sprinterji, ki so v povprečju starejši ( $24.32 \pm 2.90$  let) od sprinterjev v kategoriji 2 ( $20.63 \pm 2.68$  let;  $p < .05$ ), imajo večjo telesno maso (TM) ( $77.15 \pm 4.43$  vs.  $72.43 \pm 4.80$  kg;  $p < .05$ ), imajo boljši osebni rezultat na 100 metrov ( $10.65 \pm .22$  vs.  $10.94 \pm .16$  s;  $p < .05$ ) in tudi na 60 metrov ( $6.85 \pm .13$  vs.  $7.00 \pm .05$  s;  $p < .05$ ) (preglednica 6).

Preglednica 6: Osnovne značilnosti dveh kategorij sprinterjev.

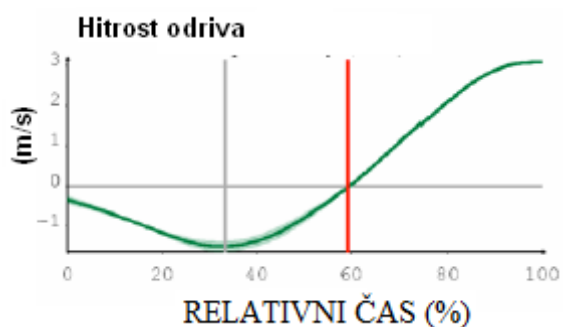
	Enota	Kategorija 1			Kategorija 2		
		Povp. v.	SD	N	Povp. v.	SD	N
Starost	let	<b>24.32*</b>	2.90	7	20.63	2.68	5
Telesna masa (TM)	kg	<b>77.15*</b>	4.43	7	72.43	4.80	5
Telesna višina (TV)	cm	179.26	6.59	7	176.13	6.89	5
100 m	s	<b>10.65*</b>	.22	7	10.94	.16	5
60 m	s	<b>6.87*</b>	.13	7	7.00	.05	5

*\*Razlika med kategorijama je statistično značilna ( $p < .05$ ).*

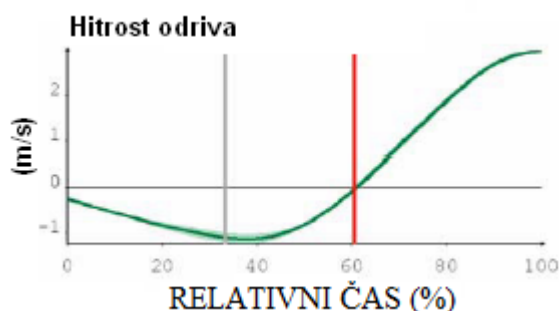
### 6.1.3 PRIMERJAVA KINEMATSKIH IN DINAMIČNIH SPREMENLJIVK CMJ MED SPRINTERJEM IZ PRVE KATEGORIJE IN SPRINTERJEM IZ DRUGE KATEGORIJE

Zaradi razumevanja biomehanskega modela sonožnega in enonožnega vertikalnega skoka z nasprotnim gibanjem, na začetku poglavja Rezultati prikazujemo grafe za naključno izbrana sprinterja iz prve in druge kategorije. Sprinterja smo primerjali na način, da smo skoke normalizirali in izenačili dolžine odzivov (relativni čas odziva = CIKEL (%)).

Sprinter iz prve kategorije je dosegel povprečno hitrost v ekscentrični fazi  $-1.50 \pm .13$  m·s<sup>-1</sup> (Slika 74), sprinter iz druge kategorije je dosegel povprečno hitrost v ekscentrični fazi skoka  $-1.14 \pm .11$  m·s<sup>-1</sup> (Slika 75). Pri sprinterju iz prve kategorije je trajala ekscentrična faza skoka v povprečju  $127.16 \pm 10.02$  ms, pri sprinterju iz druge kategorije pa  $133.66 \pm 7.81$  ms, koncentrična faza skoka sprinterja iz prve kategorije je trajala v povprečju  $200.56 \pm 9.53$  ms, sprinterja iz druge kategorije pa  $193.66 \pm 7.88$  ms. Pri sprinterju iz prve kategorije je bila povprečna hitrost odziva  $3.13 \pm .04$  m·s<sup>-1</sup> (Slika 75), pri sprinterju iz druge kategorije je bila povprečna hitrost odziva  $2.95 \pm .02$  m·s<sup>-1</sup> (Slika 75).



Slika 74: Hitrost CTT sprinterja iz prve kategorije pri skoku CMJ.

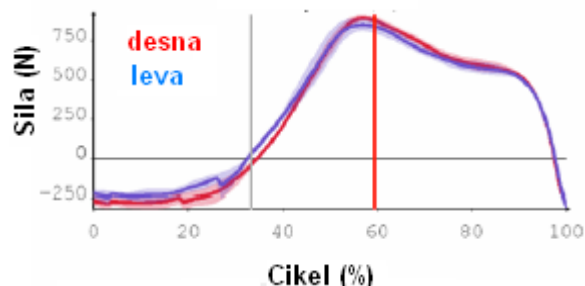


Slika 75: Hitrost CTT sprinterja iz druge kategorije pri skoku CMJ.

Slika 76 prikazuje graf sile ( $F_y$ ) sprinterja iz prve kategorije, kjer lahko vidimo simetrično produkcijo sile z desno in levo spodnjo okončino, slika 77 pa prikazuje graf sile pri sprinterju iz druge skupine, kjer je produkcija sile leve okončine v ekscentrični fazi veliko večja, kar kaže na pojav asimetrije. Povprečna največja sila CMJ sprinterja iz prve kategorije je bila  $855.63 \pm 19.23$  N (največja sila 903 N) za desno okončino in  $897.63 \pm 23.12$  N (največja sila 924 N) za levo okončino (Slika 76), povprečna največja sila CMJ sprinterja iz druge kategorije je bila  $744.07 \pm 37.45$  N (največja sila 793 N) za desno okončino in  $858.73 \pm 54.33$  N (največja sila 931 N) za levo okončino (Slika 77). Oba sprinterja sta dosegla največjo produkcijo sile proti koncu ekscentrične faze – pred preklpom v koncentrično fazo, kjer je hitrost gibanja najmanjša. V analizi produkcije sile smo izračunali še impulz sile v ekscentrični in koncentrični fazi skoka. Impulz sile predstavlja površina pod krivuljo sile v posamezni fazi skoka. Sprinter iz prve kategorije je imel povprečno vrednost impulza sile v ekscentrični fazi skoka za desno okončino  $66.03 \pm 8.26$  N·s in za levo  $63.16 \pm 6.29$  N·s, v koncentrični fazi skoka pa je imel povprečno vrednost impulza sile za desno okončino  $110.86 \pm .23$  N·s in za levo okončino  $114.73 \pm .75$  N·s (Slika 77).

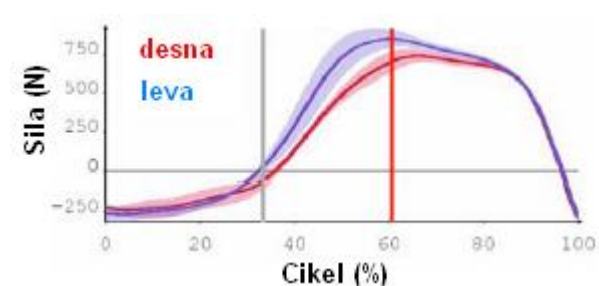
Sprinter iz druge kategorije je imel povprečno vrednost impulza sile v ekscentrični fazi skoka za desno okončino  $44.40 \pm 2.45$  N·s in za levo okončino  $69.03 \pm 8.88$  N·s, v koncentrični fazi skoka pa je imel povprečno vrednost impulza sile za desno okončino  $109.26 \pm 4.05$  N·s in za levo okončino  $118.10 \pm 2.17$  N·s (Slika 77). Sprinter iz prve skupine je imel skupno povprečno vrednost impulza sile za desno okončino  $175.90 \pm 8.07$  N·s in za levo okončino  $177.90 \pm 5.55$  N·s (Slika 76).

Sprinter iz druge skupine je imel skupno povprečno vrednost impulza sile za desno okončino  $153.66 \pm 1.60 \text{ N}\cdot\text{s}$  in za levo okončino  $187.13 \pm 10.73 \text{ N}\cdot\text{s}$ , kar kaže na pojav asimetrije med levo in desno okončino v produkciji sile (Slika 77).



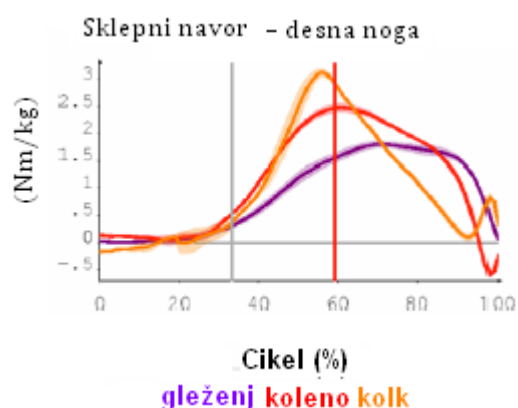
\*Na grafu sile je z rdečo barvo označena krivulja sile desne spodnje okončine in z modro barvo krivulja sile leve okončine.

Slika 76: Sila odriva sprinterja iz prve kategorije pri skoku CMJ.



Slika 77: Sila odriva sprinterja iz druge kategorije pri skoku CMJ.

Sprinter iz prve kategorije je imel vrednosti sklepnega navora desnega gležnja  $1.54 \pm .04 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$ , desnega kolena  $2.47 \pm .09 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$  in desnega kolka  $3.14 \pm .11 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$  (Slika 79). Sprinter iz druge kategorije je imel vrednosti sklepnega navora gležnja  $1.82 \pm .07 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$ , desnega kolena  $2.08 \pm .07 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$  in desnega kolka  $1.80 \pm .07 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$  (Slika 79). Skupni navor desne okončine je znašal pri sprinterju iz prve kategorije  $7.09 \pm .27 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$ , pri sprinterju iz druge kategorije pa  $5.70 \pm .15 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$ .

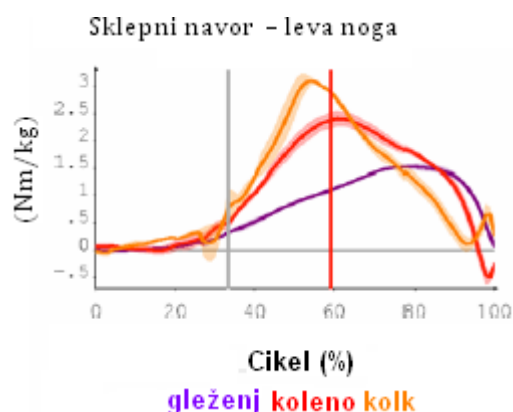


Slika 78: Sklepni navor desne noge sprinterja iz prve kategorije.

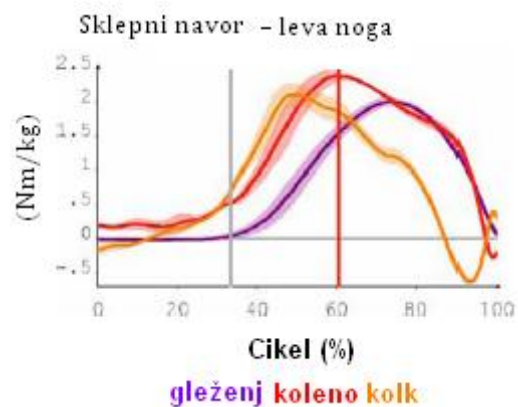


Slika 79: Sklepni navor desne noge sprinterja iz druge kategorije.

Sprinter iz prve kategorije je imel vrednosti sklepnega navora levega gležnja  $1.81 \pm .07 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$ , levega kolena  $2.40 \pm .15 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$  in levega kolka  $3.13 \pm .09 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$  (Slika 80), sprinter iz druge kategorije je imel vrednosti sklepnega navora levega gležnja  $2.01 \pm .07 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$ , levega kolena  $2.39 \pm .08 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$  in levega kolka  $2.12 \pm .22 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$  (Slika 81). Skupni navor leve okončine je znašal pri sprinterju iz prve kategorije  $7.41 \pm .14 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$ , pri sprinterju iz druge kategorije pa  $6.53 \pm .35 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$ .



Slika 80: Sklepni navor leve noge sprinterja iz prve kategorije.



Slika 81: Sklepni navor leve noge sprinterja iz druge kategorije.

Z metodo inverzne dinamike smo izračunali še moč v sklepu, ki smo jo normalizirali glede na telesno maso sprinterja [ $\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$ ].

Sprinter iz prve kategorije je imel vrednosti sklepne moči desnega gležnja  $15.25 \pm 1.64 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ , desnega kolena  $15.23 \pm .90 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  in desnega kolka  $8.89 \pm 2.22 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  (Slika 82).

Sprinter iz druge kategorije je imel vrednosti sklepne moči desnega gležnja  $13.20 \pm 0.88 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ , desnega kolena  $15.06 \pm .47 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  in desnega kolka  $9.03 \pm 1.31 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  (Slika 83). Skupna sklepna moč desne okončine je znašala pri sprinterju iz prve kategorije  $39.37 \pm 3.17 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ , pri sprinterju iz druge kategorije pa  $37.29 \pm .14 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ .





Slika 82: Sklepna moč desne noge sprinterja iz prve kategorije.

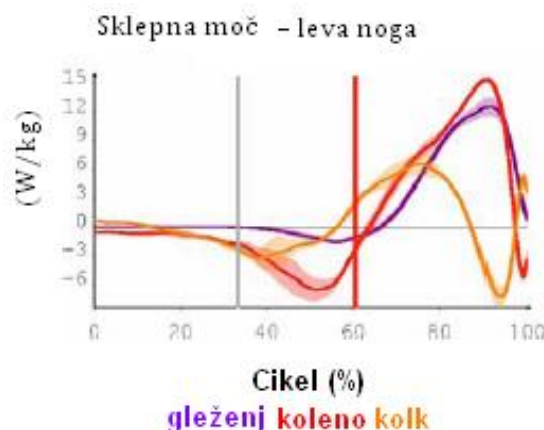


Slika 83: Sklepna moč desne noge sprinterja iz druge kategorije.

Sprinter iz prve kategorije je imel vrednosti sklepne moči levega gležnja  $17.54 \pm 1.77$  W $\cdot$ kg $^{-1}$ , levega kolena  $16.64 \pm .49$  W $\cdot$ kg $^{-1}$  in levega kolka  $10.99 \pm 1.42$  W $\cdot$ kg $^{-1}$  (Slika 84), sprinter iz druge kategorije je imel vrednosti sklepnega navora levega gležnja  $12.59 \pm 1.18$  W $\cdot$ kg $^{-1}$ , levega kolena  $15.44 \pm .41$  W $\cdot$ kg $^{-1}$  in levega kolka  $6.63 \pm 1.35$  W $\cdot$ kg $^{-1}$  (Slika 85). Skupni navor leve okončine je znašal pri sprinterju iz prve kategorije  $45.18 \pm 2.46$  W $\cdot$ kg $^{-1}$ , pri sprinterju iz druge kategorije pa  $34.66 \pm 1.80$  W $\cdot$ kg $^{-1}$ .



Slika 84: Sklepna moč leve noge sprinterja iz prve kategorije.



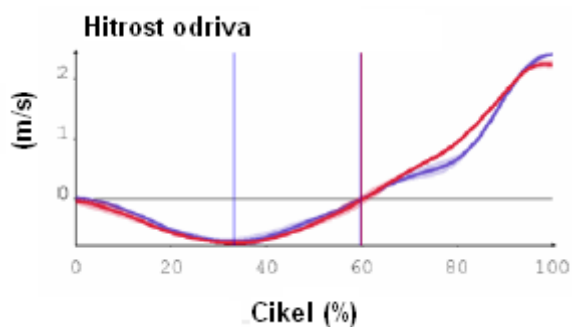
Slika 85: Sklepna moč leve noge sprinterja iz druge kategorije.

#### 6.1.4 PRIMERJAVA KINEMATSKIH IN DINAMIČNIH SPREMENLJIVK ENONOŽNEGA CMJ MED SPINTERJEM IZ PRVE KATEGORIJE IN SPINTERJEM IZ DRUGE KATEGORIJE

V analizi rezultatov kinematike in dinamike enonožnega CMJ z levo in desno spodnjo okončino so prikazani grafi za sprinterja iz prve kategorije in za sprinterja iz druge kategorije, ki smo jih naključno izbrali iz prve in druge kategorije.

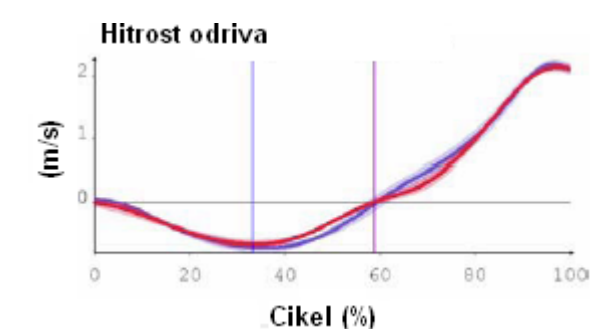
Sprinter iz prve kategorije je med enonožnim CMJ z levo okončino dosegel povprečno hitrost CTT v ekscentrični fazi skoka  $-0.73 \pm 0.03 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  in največjo  $-0.77 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , z desno okončino pa  $-0.71 \pm 0.07 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  in največjo hitrost CTT  $-0.79 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (Slika 86). Sprinter iz druge kategorije je dosegel povprečno hitrost CTT v ekscentrični fazi skoka z levo okončino  $-0.75 \pm 0.08 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  in največjo hitrost CTT  $-0.81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , z desno pa  $-0.66 \pm 0.08 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  in največja hitrost CTT  $-0.77 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (Slika 87). Pri sprinterju iz prve kategorije je bila hitrost odziva z levo okončino  $2.25 \pm 0.72 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  in največja hitrost  $2.33 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , z desno okončino pa  $2.40 \pm 0.02 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  in največja hitrost CTT  $2.44 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (Slika 86). Pri sprinterju iz druge kategorije je bila povprečna hitrost odziva z levo okončino  $2.20 \pm 0.09 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  in največja hitrost CTT  $2.31 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , z desno okončino pa je dosegel povprečno hitrost odziva  $2.16 \pm 0.05 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  in največjo  $2.22 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (Slika 87).

Pri sprinterju iz prve kategorije je trajala ekscentrična faza skoka z levo okončino  $159.50 \pm 23.23 \text{ ms}$ , z desno pa  $197.50 \pm 14.23 \text{ ms}$ , pri sprinterju iz druge kategorije pa z levo okončino  $161.33 \pm 20.55 \text{ ms}$ , z desno pa  $158.33 \pm 17.55 \text{ ms}$ . Pri sprinterju iz prve kategorije je trajala koncentrična faza skoka z levo okončino  $289.96 \pm 15.15 \text{ ms}$ , z desno pa  $299.96 \pm 15.15 \text{ ms}$ . Koncentrična faza skoka sprinterja iz druge kategorije pa je znašala za levo okončino  $276.66 \pm 18.92 \text{ ms}$  in za desno okončino  $256.66 \pm 18.92 \text{ ms}$ .



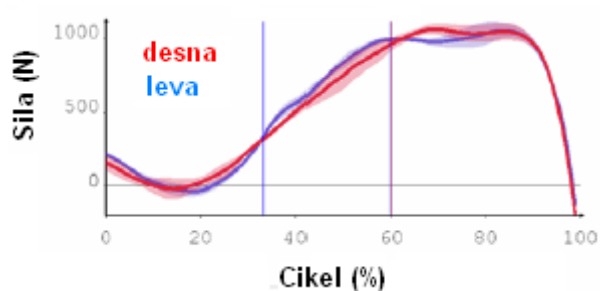
Legenda: z rdečo barvo je označena krivulja hitrosti CTT pri skoku z desno okončino in z modro barvo krivulja hitrosti CTT pri skoku z levo okončino.

Slika 86: Hitrost CTT sprinterja iz prve kategorije pri enonožnem skoku.



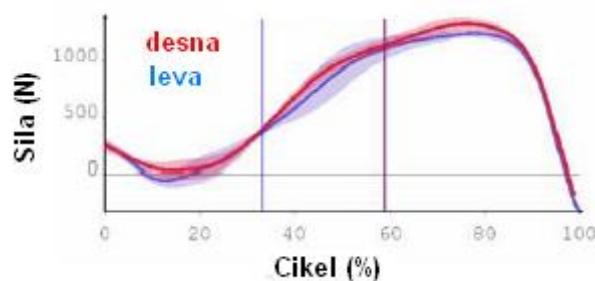
Slika 87: Hitrost CTT sprinterja iz druge kategorije pri enonožnem skoku.

Povprečna največja sila enonožnega CMJ z desno okončino sprinterja iz prve kategorije je bila  $1061.82 \pm 50.74$  N (največja sila 1097 N), z levo okončino pa  $1008.85 \pm 48.26$  N (največja sila 1064 N) (Slika 89). Povprečna največja sila enonožnega CMJ z desno okončino sprinterja iz druge kategorije je bila  $1352.48 \pm 57.67$  N (največja sila 1418 N), z levo okončino pa  $1268.83 \pm 41.23$  N (največja 1310 N) (Slika 90). Oba sprinterja sta dosegla največjo produkcijo sile v koncentrični fazi skoka – v zaključnem delu odrida.



Legenda: na grafu sile je z rdečo barvo označena krivulja sile desne spodnje okončine in z modro barvo krivulja sile leve okončine pri enonožnem skoku.

Slika 88: Sila odrida sprinterja iz prve kategorije pri enonožnem CMJ.



Slika 89: Sila odrida sprinterja iz druge kategorije pri enonožnem CMJ.

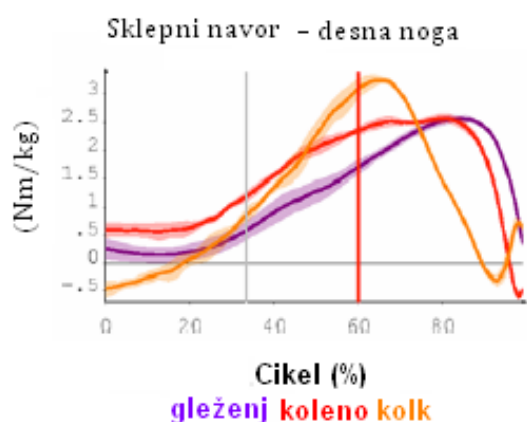
Pri enonožnem skoku z desno okončino je sprinter iz prve kategorije imel povprečno vrednost impulza sile v ekscentrični fazi skoka  $143.06 \pm 14.31$  N's in pri skoku z levo okončino  $104.70 \pm 11.52$  N's, v koncentrični fazi skoka z desno okončino pa je imel povprečno vrednost impulza sile  $265.00 \pm 6.06$  N's in za levo okončino  $242.20 \pm 7.55$  N's (Slika 88).

Pri enonožnem skoku z desno okončino je sprinter iz druge kategorije imel povprečno vrednost impulza sile v ekscentrični fazi skoka  $132.36 \pm 18.88$  N's in pri skoku z levo okončino  $126.36 \pm 6.86$  N's, v koncentrični fazi skoka z desno okončino pa je imel povprečno vrednost impulza sile  $276.20 \pm 29.26$  N's in za levo okončino  $280.06 \pm 6.78$  N's (Slika 89).

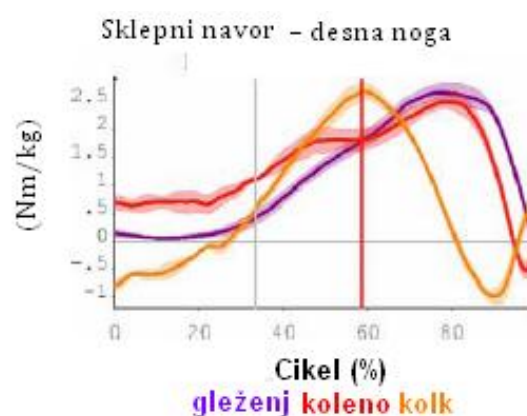
Sprinter iz prve skupine je imel skupno povprečno vrednost impulza sile za desno okončino  $408.06 \pm 14.97$  N's in za levo okončino  $346.90 \pm 10.39$  N's (Slika 88). Sprinter iz druge skupine je imel skupno povprečno vrednost impulza sile za desno okončino  $408.66 \pm 20.39$  N's in za levo okončino  $406.43 \pm 13.60$  N's, kar kaže na pojav asimetrije med levo in desno okončino v produkciji sile (Slika 89).

Z metodo inverzne dinamike smo izračunali še navor v sklepih leve in desne spodnje okončine, ki je bil normaliziran glede na telesno maso sprinterja [ $N \cdot m \cdot kg^{-1}$ ] – (gleženj, koleno in kolk).

Sprinter iz prve kategorije je imel pri enonožnem CMJ z desno nogo vrednosti sklepne navora gležnja  $2.29 \pm .05$   $N \cdot m \cdot kg^{-1}$ , kolena  $2.57 \pm .13$   $N \cdot m \cdot kg^{-1}$  in kolka  $3.74 \pm .13$   $N \cdot m \cdot kg^{-1}$  (Slika 90), sprinter iz druge kategorije je imel pri enakem skoku vrednosti sklepne navora gležnja  $2.71 \pm .20$   $N \cdot m \cdot kg^{-1}$ , kolena  $2.60 \pm .17$   $N \cdot m \cdot kg^{-1}$  in kolka  $2.71 \pm .19$   $N \cdot m \cdot kg^{-1}$  (Slika 91). Skupni navor desne okončine je znašal pri sprinterju iz prve kategorije  $8.61 \pm .07$   $N \cdot m \cdot kg^{-1}$ , pri sprinterju iz druge kategorije pa  $8.02 \pm .16$   $N \cdot m \cdot kg^{-1}$ .

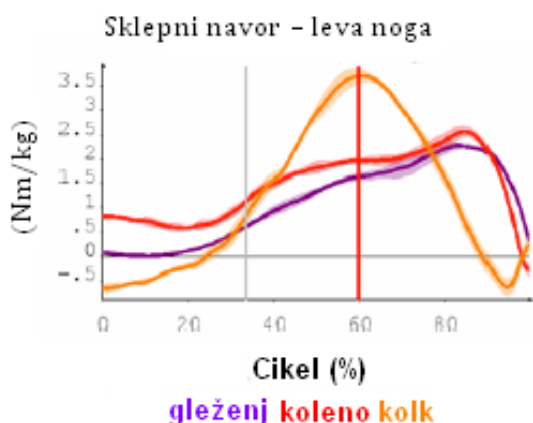


Slika 90: Sklepni navor enonožnega CMJ z desno nogo sprinterja iz prve kategorije.



Slika 91: Sklepni navor enonožnega CMJ z desno nogo sprinterja iz druge kategorije.

Sprinter iz prve kategorije je imel pri enonožnem CMJ z levo nogo vrednosti sklepne navora gležnja  $1.99 \pm .05 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$ , kolena  $2.16 \pm .05 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$  in kolka  $2.66 \pm .06 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$  (Slika 92), sprinter iz druge kategorije je imel pri enakem skoku vrednosti sklepne navora gležnja  $2.62 \pm .14 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$ , kolena  $2.40 \pm .07 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$  in kolka  $2.30 \pm .21 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$  (Slika 93). Skupni navor leve okončine je znašal pri sprinterju iz prve kategorije  $6.82 \pm .14 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$ , pri sprinterju iz druge kategorije pa  $7.34 \pm .37 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$ .



Slika 92: Sklepni navor enonožnega CMJ z levo nogo sprinterja iz prve kategorije.



Slika 93: Sklepni navor enonožnega CMJ z levo nogo sprinterja iz druge kategorije.

Sprinter iz prve kategorije je imel pri enonožnem CMJ z desno nogo vrednosti sklepne moči gležnja  $16.35 \pm .45 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ , kolena  $15.50 \pm .93 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  in kolka  $8.39 \pm 1.25 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  (Slika 94). Sprinter iz druge kategorije pa je imel pri enakem skoku vrednosti sklepne navora gležnja  $19.03 \pm 1.30 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ , kolena  $12.53 \pm 1.01 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  in kolka  $5.97 \pm 1.60 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  (Slika 95). Skupna sklepna moč desne okončine je znašala pri sprinterju iz prve kategorije  $40.25 \pm 1.91 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ , pri sprinterju iz druge kategorije pa  $37.54 \pm 1.80 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ .



Slika 94: Sklepna moč enonožnega CMJ z desno nogo sprinterja iz prve kategorije.



Slika 95: Sklepna moč enonožnega CMJ z desno nogo sprinterja iz druge kategorije.

Sprinter iz prve kategorije je imel pri enonožnem CMJ z levo nogo vrednosti sklepne moči gležnja  $15.35 \pm .60 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ , kolena  $13.01 \pm .83 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  in kolka  $4.81 \pm .25 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  (Slika 96), sprinter iz druge kategorije je imel pri enakem skoku vrednosti sklepne moči navora gležnja  $17.35 \pm 1.15 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ , kolena  $11.72 \pm .74 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  in kolka  $6.06 \pm 1.77 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$  (Slika 97). Skupna moč leve okončine je znašala pri sprinterju iz prve kategorije  $33.37 \pm .71 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ , pri sprinterju iz druge kategorije pa  $35.34 \pm .90 \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$ .



Slika 96: Sklepna moč enonožnega CMJ z levo nogo sprinterja iz prve kategorije.



Slika 97: Sklepna moč enonožnega CMJ z levo nogo sprinterja iz druge kategorije.

#### 6.1.5 PRIMERJALNA ANALIZA KINEMATSKIH SPREMENLJIVK ENONOŽNEGA IN SONOŽNEGA CMJ DVEH KATEGORIJ SPINTERJEV

V primerjavi dveh kategorij sprinterjev smo analizirali kinematične spremenljivke enonožnega in sonožnega CMJ in ugotovili, da je srednja vrednost višin sonožnega CMJ kategorije 1 statistično višja od srednje vrednosti višin sonožnega CMJ pri kategoriji 2 ( $64.10 \pm 5.08$  vs.  $56.41 \pm 3.88$  cm;  $p < .05$ ). Analiza enonožnih skokov CMJ, ki so jih sprinterji izvajali z dominantno (CMJD) in z nedominantno okončino (CMJND), je pokazala višje srednje vrednosti skokov z nedominantno okončino ( $39.96 \pm 4.08$  vs.  $36.09 \pm 2.50$  cm;  $p < .05$ ), pri skoku z dominantno okončino pa ni razlik med kategorijama (preglednica 7). V kategoriji 1 je srednja vrednost višine CMJD  $37.66 \pm 3.91$  cm, kar znaša 58.7% višine CMJ ( $64.10 \pm 5.08$  cm), v kategoriji 2 pa znaša srednja vrednost višine CMJD  $36.10 \pm 2.64$  cm, kar znaša 64.0% višine CMJ ( $56.41 \pm 3.88$  cm).

Srednja vrednost višine CMJND kategorije 1 je  $39.96 \pm 4.08$  cm, kar znaša 62.3% višine CMJ, v kategoriji 2 je srednja vrednost višine CMJND  $36.09 \pm 2.50$  cm, kar znaša 64.0% višine CMJ. Seštevek srednjih vrednosti višin enonožnih skokov v kategoriji 1 (CMJD + CMJND) je  $77.63 \pm 7.34$  cm, kar znaša 121.2% višine CMJ, v kategoriji 2 pa je srednja vrednost seštevka višin enonožnih skokov  $72.20 \pm 4.04$  cm, kar znaša 128.0% višine CMJ.

Srednja vrednost časa odrida CMJD v kategoriji 1 je  $511.24 \pm 38.16$  ms in je statistično daljša kot v kategoriji 2, kjer znaša  $405.62 \pm 35.18$  ms ( $p < .05$ ). Tudi pri CMJND je čas odrida v kategoriji 1 statistično daljši kot v kategoriji 2 ( $517.23 \pm 40.27$  vs.  $405.86 \pm 41.89$  ms;  $p < .05$ ). Čas odrida pri CMJ je v kategoriji 1 daljši kot v kategoriji 2 ( $408.74 \pm 42.45$  vs.  $316.86 \pm 27.45$  ms;  $p < .05$ ). V kategoriji 1 so časi odrida enonožnih skokov za okoli 27% daljši kot pri sonožnih, v kategoriji 2 pa so daljši časi skokov za okoli 28% (preglednica 7).

Skok smo v nadaljnji analizi razdelili na ekscentrično fazo in koncentrično fazo. Čas v ekscentrični fazi CMJD je bil v kategoriji 1 daljši kot v kategoriji 2 ( $195.66 \pm 27.53$  vs.  $146.63 \pm 15.38$  ms;  $p < .05$ ) in tudi pri CMJND je bil čas v ekscentrični fazi daljši v kategoriji 1 ( $196.91 \pm 19.34$  vs.  $150.93 \pm 16.08$  ms;  $p < .05$ ) (preglednica 7).

Do enake ugotovitve smo prišli tudi pri CMJ, kjer je bil čas v ekscentrični fazi v kategoriji 1 daljši kot v kategoriji 2 ( $158.68 \pm 18.68$  vs.  $117.26 \pm 12.36$  ms;  $p < .05$ ). V fazi odrida CMJD je bil koncentrični čas kategorije 1 daljši kot v kategoriji 2 ( $315.58 \pm 19.49$  vs.  $258.98 \pm 28.16$  ms;  $p < .05$ ), tudi pri CMJND je bil koncentrični čas daljši v kategoriji 1 ( $320.32 \pm 25.70$  vs.  $254.92 \pm 30.76$  ms;  $p < .05$ ). Koncentrični čas odrida je bil tudi pri CMJ daljši v kategoriji 1 ( $250.06 \pm 30.73$  vs.  $199.61 \pm 18.94$  ms;  $p < .05$ ) (preglednica 7).

Pri CMJD je razmerje med ekscentričnim in koncentričnim časom v kategoriji 1 38.4% proti 61.4%, v kategoriji 2 pa 36.3% proti 63.7%. Pri CMJND je razmerje v kategoriji 1 38.1% proti 61.9%, v kategoriji 2 pa 37.3% proti 62.7%. Pri CMJ je razmerje med ekscentričnim in koncentričnim časom v kategoriji 1 38.7 % proti 61.3%, v kategoriji 2 pa 37.0% proti 63.0%.

Srednja vrednost hitrosti odriava (angl. take-off velocity) CMJD je višja v kategoriji 1 ( $2.26 \pm .14$  vs.  $2.15 \pm .10$  m·s<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ), tudi pri CMJDN je hitrost odriava višja v kategoriji 1 ( $2.28 \pm .11$  vs.  $2.17 \pm .09$  m·s<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ). V hitrosti nasprotnega gibanja enonožnih skokov ni razlik med kategorijama. Hitrost odriava CMJ je višja v kategoriji 1 ( $3.21 \pm .12$  m·s<sup>-1</sup> vs.  $2.89 \pm 0.10$  m·s<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) in tudi srednja vrednost največje hitrosti nasprotnega gibanja pri CMJ je večja v kategoriji 1 ( $-1.64 \pm .23$  vs.  $-1.34 \pm .16$  m·s<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) (preglednica 7).

Primerjalna analiza enonožnega skoka z dominantno in z nedominantno spodnjo okončino znotraj kategorije je pokazala razlike le v kategoriji 1 pri višini skoka, kjer sprinterji skačejo višje z nedominantno okončino ( $39.96 \pm 4.08$  vs.  $37.66 \pm 3.91$  cm;  $p < .05$ ) (preglednica 7).

V kategoriji dve nismo ugotovili razlik med kinematskimi spremenljivkami enonožnih skokov z dominantno in nedominantno spodnjo okončino (preglednica 9).

Preglednica 7: Kinematske spremenljivke sonožnega in enonožnega CMJ dveh kategorij sprinterjev.

	SPREMENLJIVKE	ENOTA	CMJD	CMJDN	CMJ
KATEGORIJA 1	Višina skoka	cm	$37.66 \pm 3.91^+$	<b><math>39.96 \pm 4.08^*</math></b>	<b><math>64.10 \pm 5.08^*</math></b>
	Višina skoka D + ND	cm	$77.63 \pm 7.34^*$		
	Čas odriava	ms	<b><math>511.24 \pm 38.16^*</math></b>	<b><math>517.23 \pm 40.27^*</math></b>	<b><math>408.74 \pm 42.45^*</math></b>
	Koncentrični čas	ms	<b><math>315.58 \pm 19.49^*</math></b>	<b><math>320.32 \pm 25.70^*</math></b>	<b><math>250.06 \pm 30.73^*</math></b>
	Ekscentrični čas	ms	<b><math>195.66 \pm 27.52^*</math></b>	<b><math>196.91 \pm 19.34^*</math></b>	<b><math>158.68 \pm 18.68^*</math></b>
	Hitrost odriava	m·s <sup>-1</sup>	<b><math>2.26 \pm .14^*</math></b>	<b><math>2.28 \pm .11^*</math></b>	<b><math>3.21 \pm .12^*</math></b>
	Hitrost nasprotnega gibanja	m·s <sup>-1</sup>	$-0.92 \pm .12$	<b><math>-0.89 \pm .14</math></b>	<b><math>-1.64 \pm .23^*</math></b>
KATEGORIJA 2	Višina skoka	cm	$36.10 \pm 2.64$	$36.09 \pm 2.50$	$56.41 \pm 3.88$
	Višina skoka D + ND	cm	$72.20 \pm 4.04$		
	Čas odriava	ms	$405.62 \pm 35.18$	$405.86 \pm 41.89$	$316.86 \pm 27.45$
	Koncentrični čas	ms	$258.98 \pm 28.16$	$254.92 \pm 30.76$	$199.61 \pm 18.94$
	Ekscentrični čas	ms	$146.63 \pm 15.38$	$150.93 \pm 16.08$	$117.26 \pm 12.36$
	Hitrost odriava	m·s <sup>-1</sup>	$2.15 \pm .10$	$2.17 \pm .09$	$2.89 \pm .10$
	Hitrost nasprotnega gibanja	m·s <sup>-1</sup>	$-0.85 \pm .12$	$-0.84 \pm .12$	$-1.34 \pm .16$

*Legenda: D + ND – vsota vrednosti dominantne in nedominantne spodnje okončine.*

*\*Razlika med kategorijama je statistično značilna ( $p < .05$ ).*

*+Razlika med dominantno in nedominantno okončino pri enonožnem CMJ znotraj skupine ( $p < .05$ ).*



Primerjalna analiza srednjih vrednosti kotov v gležnju in kolenskem sklepu ni pokazala razlik med kategorijama v izvedbi enonožnih in sonožnih skokov. Med kategorijama so bile ugotovljene razlike v kolčnem sklepu. Pri CMJD so bili koti v kolčnem sklepu večji v kategoriji 1 ( $79.90 \pm 11.12$  vs.  $59.84 \pm 8.08^\circ$ ;  $p < .05$ ), tudi pri CMJND so bili večji koti v kolku v kategoriji 1 ( $77.87 \pm 13.01$  vs.  $61.20 \pm 8.72^\circ$ ;  $p < .05$ ). Pri skoku CMJ so bile ugotovljene razlike med kategorijama v kotih kolčnega sklepa pri dominantni spodnji okončini ( $86.62 \pm 8.82$  vs.  $74.26 \pm 8.23^\circ$ ;  $p < .05$ ) in pri nedominantni spodnji okončini ( $83.72 \pm 7.85$  vs.  $74.46 \pm 8.74^\circ$ ;  $p < .05$ ). Analiza kotov naklona medenice ni pokazala razlik med kategorijama, razen pri CMJND, kjer so večji koti nagiba medenice v kategoriji 1 ( $25.13 \pm 5.60$  vs.  $17.53 \pm 6.34^\circ$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 8).

Preglednica 8: Koti v sklepih pri enonožnem in sonožnem CMJ dveh kategorij sprinterjev.

SPREMENLJIVKE		ENOTA	CMJD	CMJND	CMJ	
		kot			DOM	NEDOM
KAT.1	Gleženj	°	$24.56 \pm 6.06$	$25.54 \pm 9.01$	$27.83 \pm 5.40$	$29.15 \pm 3.89$
	Koleno	°	$88.04 \pm 8.06$	$89.36 \pm 7.82$	$93.42 \pm 5.84$	$93.31 \pm 5.96$
	Kolk	°	<b><math>79.90 \pm 11.12^*</math></b>	<b><math>77.87 \pm 13.01^*</math></b>	<b><math>86.62 \pm 8.82^*</math></b>	<b><math>83.72 \pm 7.85^*</math></b>
	Medenica	°	$22.49 \pm 10.12$	$25.13 \pm 5.60^*$	$15.52 \pm 8.12$	
KAT.2	Gleženj	°	$19.14 \pm 14.89$	$22.32 \pm 8.00$	$28.14 \pm 2.39$	$27.91 \pm 2.82$
	Koleno	°	$86.61 \pm 14.82$	$86.00 \pm 6.35$	$89.47 \pm 5.65$	$89.30 \pm 5.73$
	Kolk	°	$59.84 \pm 8.08$	$61.20 \pm 8.72$	$74.26 \pm 8.23$	$74.46 \pm 8.74$
	Medenica	°	$16.65 \pm 8.08$	$17.53 \pm 6.34$	$17.38 \pm 7.42$	

*\*Razlika med kategorijama je statistično značilna ( $p < .05$ ).*

#### 6.1.6 PRIMERJALNA ANALIZA DINAMIČNIH SPREMENLJIVK ENONOŽNEGA IN SONOŽNEGA CMJ DVEH KATEGORIJ SPINTERJEV

Primerjava razlik med kategorijama je pokazala, da je skupna maksimalna sila na podlago (absolutna in normalizirana) dominantne in nedominantne okončine pri enonožnem skoku večja v kategoriji 2 ( $2490.66 \pm 162.59$  vs.  $2344.92 \pm 201.56$  N (absolutna);  $34.49 \pm 2.93$  vs.  $30.39 \pm 1.19$  N·kg<sup>-1</sup> (normalizirana);  $p < .05$ ) (preglednica 7). Normalizirana vertikalna sila CMJD je večja v kategoriji 2 ( $16.79 \pm 1.70$  vs.  $14.96 \pm 1.17$  N·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ). Pri CMJND sta absolutna in normalizirana sila večji v kategoriji 2 ( $1278.85 \pm 81.48$  vs.  $1189.83 \pm 95.06$  (absolutna);  $17.70 \pm 1.36$  vs.  $15.42 \pm .87$  Nkg<sup>-1</sup> (normalizirana);  $p < .05$ ).

Pri CMJ je razlika med kategorijama v produkciji sile le pri dominantni spodnji okončini, kjer je vrednost večja v kategoriji 2 ( $11.18 \pm 1.18$  vs.  $9.88 \pm 2.21$  N·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) (preglednica 9).

Impulz sile pri CMJD je večji v kategoriji 1 ( $453.70 \pm 41.98$  vs.  $364.45 \pm 30.93$  N·s;  $p < .05$ ), tudi pri CMJND je impulz sile večji v kategoriji 1 ( $477.80 \pm 47.98$  vs.  $386.50 \pm 32.50$  N·s;  $p < .05$ ).

Pri CMJD je impulz sile v ekscentrični fazi skoka večji v kategoriji 1 ( $160.21 \pm 25.30$  vs.  $125.37 \pm 18.61$  N·s;  $p < .05$ ), tudi v koncentrični fazi skoka je v kategoriji 1 večji impulz sile ( $293.49 \pm 28.78$  vs.  $239.08 \pm 30.99$  N·s;  $p < .05$ ). Pri CMJND je impulz sile večji v ekscentrični fazi skoka v kategoriji 1 ( $166.07 \pm 22.21$  vs.  $136.91 \pm 12.44$  N·s;  $p < .05$ ) in tudi v koncentrični fazi skoka ( $311.72 \pm 31.05$  vs.  $249.75 \pm 30.91$  N·s;  $p < .05$ ) (preglednica 10).

Impulz sile v koncentrični fazi skoka je bil pri CMJ večji v kategoriji 1 ( $124.69 \pm 14.18$  vs.  $107.00 \pm 14.18$  N·s (dominantna spodnja okončina);  $136.84 \pm 19.62$  vs.  $111.78 \pm 8.52$  N·s (nedominantna spodnja okončina);  $p < .05$ ), tudi v ekscentrični fazi skoka je bil večji impulz sile v kategoriji 1, vendar je bila statistična razlika le pri nedominantni spodnji okončini ( $73.33 \pm 15.04$  vs.  $58.90 \pm 10.38$  N·s;  $p < .05$ ) (preglednica 9). Skupni impulz sil dominantne in nedominantne spodnje okončine pri enonožnem skoku je večji v kategoriji 1 ( $931.50 \pm 78.36$  vs.  $751.12 \pm 57.26$  N·s;  $p < .05$ ), tudi pri CMJ je skupni impulz sile večji v kategoriji 1 ( $394.64 \pm 33.95$  vs.  $333.40 \pm 14.07$  N·s;  $p < .05$ ) (preglednica 9).

Pri CMJD je razmerje med ekscentričnim in koncentričnim impulzom sile v kategoriji 1 35.4% proti 64.6%, v kategoriji 2 pa 34.3% proti 65.7%. Pri CMJND je razmerje v kategoriji 1 34.8% proti 65.2%, v kategoriji 2 pa 35.2% proti 64.8%. Pri CMJ je razmerje med ekscentričnim in koncentričnim časom v kategoriji 1 32.0% proti 68.0% pri dominantni spodnji okončini, pri nedominantni je razmerje 34.7% proti 65.3%. V kategoriji 2 pa je razmerje med ekscentričnim in koncentričnim časom 33.9% proti 66.1% pri dominantni okončini in 34.1% proti 65.9% pri nedominantni okončini.

Pri enonožnem skoku v kategoriji 1 je razmerje v impulzu sile med dominantno in nedominantno okončino 48.6% proti 51.4%, v kategoriji 2 pa 48.5% proti 51.5%. Pri CMJ je razmerje v impulzu sile med dominantno in nedominantno okončino 46.7% proti 53.3% v kategoriji 1 in 48.6% proti 51.4% v kategoriji 2.

Primerjalna analiza znotraj kategorije 1 je pokazala razlike med dominantno in nedominantno spodnjo okončino pri izvedbi enonožnega skoka CMJ pri produkciji sile na podlago, kjer je večja sila pri nedominantni okončini ( $1189.83 \pm 95.06$  vs.  $1155.34 \pm 114.56$  N (absolutna sila);  $15.42 \pm 0.87$  vs.  $14.96 \pm 1.17$  N·kg<sup>-1</sup> (normalizirana sila);  $p < 0.05$ ) in večji skupni impulz sile ( $477.80 \pm 47.98$  vs.  $453.70 \pm 41.98$  N·s;  $p < 0.05$ ) (preglednica 9). Tudi pri kategoriji 2 je primerjalna analiza znotraj skupine pokazala razlike med dominantno in nedominantno okončino pri izvedbi enonožnega skoka CMJ pri produkciji sile na podlago, kjer je večja sila pri nedominantni okončini ( $1278.85 \pm 81.48$  vs.  $1211.80 \pm 94.46$  N (absolutna sila);  $17.70 \pm 1.36$  vs.  $16.79 \pm 1.70$  N·kg<sup>-1</sup> (normalizirana sila);  $p < 0.05$ ) in pri skupnem impulzu sile ( $386.50 \pm 32.50$  vs.  $364.45 \pm 30.93$  N·s;  $p < 0.05$ ) (preglednica 9).

Primerjalna analiza med enonožnim in sonožnim CMJ v produkciji sile je pokazala razlike med skokoma. Pri enonožnem skoku je večja produkcija skupne sile ( $2344.92 \pm 201.56$  vs.  $1584.33 \pm 233.51$  N (absolutna);  $30.39 \pm 1.91$  vs.  $20.54 \pm 3.30$  N·kg<sup>-1</sup> (normalizirana);  $p < 0.05$ ), ter večja produkcija sile pri enonožnem skoku z dominantno okončino ( $1155.34 \pm 114.56$  vs.  $758.94 \pm 157.41$  N (absolutna);  $14.96 \pm 1.17$  vs.  $9.88 \pm 2.21$  N·kg<sup>-1</sup> (normalizirana);  $p < 0.05$ ) in nedominantno okončino ( $1189.83 \pm 95.06$  vs.  $825.39 \pm 95.71$  N (absolutna);  $15.42 \pm 0.87$  vs.  $10.71 \pm 1.25$  N·kg<sup>-1</sup> (normalizirana);  $p < 0.05$ ).

Razlike med enonožnim in sonožnim skokom so tudi v ekscentričnem in koncentričnem impulzu sile. Pri enonožnem skoku je večji impulz skupne sile ( $931.50 \pm 78.36$  vs.  $394.64 \pm 33.95$  N·s;  $p < 0.05$ ), ter večji ekscentrični impulz sile ( $160.21 \pm 25.30$  vs.  $59.72 \pm 11.90$  N·s;  $p < 0.05$ ) na dominantni okončini in nedominantni okončini ( $166.07 \pm 22.21$  vs.  $73.38 \pm 15.04$  N·s;  $p < 0.05$ ). Tudi koncentrični impulz sile je večji na dominantni ( $293.49 \pm 28.78$  vs.  $124.69 \pm 14.18$  N·s;  $p < 0.05$ ) in nedominantni okončini ( $311.72 \pm 31.05$  vs.  $136.84 \pm 19.62$  N·s;  $p < 0.05$ ) (preglednica 9).

Preglednica 9: Dinamične spremenljivke enonožnega in sonožnega CMJ dveh kategorij sprinterjev.

	SPREMENLJIVKE	ENOTA	CMJD	CMJND	CMJ	
KATEGORIJA 1	Skupna sila	N	2344.92 ±201.56* <sup>§</sup>		1584.33 ±233.51	
	Normalizirana skupna sila	N·kg <sup>-1</sup>	30.39 ±1.91* <sup>§</sup>		20.54 ±3.30	
					<b>DOM</b>	<b>NEDOM</b>
	Maksimalna vertikalna sila	N	1155.34±114.56* <sup>§</sup>	1189.83 ±95.06* <sup>§</sup>	758.94& ±157.41	825.39 ±95.71
	Normalizirana vertikalna sila	N·kg <sup>-1</sup>	14.96 ±1.17* <sup>§</sup>	15.42 ±0.87* <sup>§</sup>	9.88* <sup>&amp;</sup> ±2.21	10.71 ±1.25
	Impulz sile – koncentrična faza skoka	N·s	293.49 ±28.78* <sup>§</sup>	311.72 ±31.05* <sup>§</sup>	124.69* <sup>&amp;</sup> ±14.18	136.84* ±19.62
	Impulz sile – ekscentrična faza skoka	N·s	160.21 ±25.30* <sup>§</sup>	166.07 ±22.21* <sup>§</sup>	59.72& ±11.90	73.38* ±15.04
	Skupni impulz sile na nogo	N·s	453.70 ±41.98* <sup>§</sup>	477.80 ±47.98* <sup>§</sup>	184.42* <sup>&amp;</sup> ±20.79	210.22* ±31.80
Skupni impulz sile	N·s	931.50 ±78.36* <sup>§</sup>		394.64 ±33.95*		
KATEGORIJA 2	Skupna sila	N	2490.66 ±162.59 <sup>§</sup>		1633.14 ±165.19	
	Normalizirana skupna sila	N·kg <sup>-1</sup>	34.49 ±2.93 <sup>§</sup>		22.65 ±2.90	
					<b>DOM</b>	<b>NEDOM</b>
	Maksimalna vertikalna sila	N	1211.80±94.46* <sup>§</sup>	1278.85 ±81.48 <sup>§</sup>	808.21 ±92.16	824.93 ±105.85
	Normalizirana vertikalna sila	N·kg <sup>-1</sup>	16.79 ±1.70* <sup>§</sup>	17.70 ±1.36 <sup>§</sup>	11.18 ±1.18	11.46 ±1.86
	Impulz sile – koncentrična faza skoka	N·s	239.08 ±30.99 <sup>§</sup>	249.75 ±30.91 <sup>§</sup>	107.00 ±14.18	111.78 ±8.52
	Impulz sile – ekscentrična faza skoka	N·s	125.37 ±18.61 <sup>§</sup>	136.91 ±12.44 <sup>§</sup>	55.70 ±11.99	58.90 ±10.38
	Skupni impulz sile na nogo	N·s	364.45 ±30.93* <sup>§</sup>	386.50 ±32.50 <sup>§</sup>	162.70 ±17.61	170.69 ±13.10
Skupni impulz sile	N·s	751.12 ±57.26 <sup>§</sup>		333.40 ±14.07		

\*Razlika med kategorijama je statistično značilna ( $p < .05$ ).

+Razlika med dominantno in nedominantno okončino pri enonožnem CMJ ( $p < .05$ ).

&Razlika med dominantno in nedominantno okončino pri sonožnem CMJ ( $p < .05$ ).

§Razlika med enonožnim in sonožnim CMJ v produkciji sile ( $p < .05$ ).

Primerjalna analiza med dominantno in nedominantno spodnjo okončino pri izvedbi sonožnega skoka CMJ je pokazala razlike v kategoriji 1 pri produkciji sile na podlago, kjer je večja sila pri nedominantni okončini ( $825.39 \pm 95.71$  vs.  $758.94 \pm 157.41$  N (absolutna sila);  $10.71 \pm 1.25$  vs.  $9.88 \pm 2.21$  N·kg<sup>-1</sup> (normalizirana sila);  $p < .05$ ), razlike so se pokazale tudi pri impulzu sile, kjer so ugotovljene večje vrednosti pri dominantni okončini pri koncentričnem impulzu sile ( $136.84 \pm 19.62$  vs.  $124.69 \pm 14.18$  N·s;  $p < .05$ ), ekscentričnem impulzu sile ( $73.38 \pm 15.04$  vs.  $59.72 \pm 11.90$  N·s;  $p < .05$ ) in skupnem impulzu sile ( $210.22 \pm 31.80$  vs.  $184.42 \pm 20.79$  N·s;  $p < .05$ ) (preglednica 9). V drugi kategoriji sprinterjev pa nismo ugotovili razlik med dinamičnimi spremenljivkami dominantne in nedominantne okončine pri izvedbi sonožnega skoka CMJ (preglednica 9).

### 6.1.7 PRIMERJALNA ANALIZA SPREMENLJIVK INVERZNE DINAMIKE ENONOŽNEGA IN SONOŽNEGA CMJ DVEH KATEGORIJ SPRINTERJEV

V primerjalni analizi ni bilo ugotovljenih statističnih razlik med kategorijama sprinterjev v sklepnih navorih enonožnih skokov z dominantno in nedominantno spodnjo okončino (preglednica 10). Razlike med kategorijama sprinterjev so bile ugotovljene v sklepnih navorih pri CMJ, vendar le pri dominantni spodnji okončini, kjer je bil navor v gležnju večji v kategoriji 2 ( $1.78 \pm .21$  vs.  $1.59 \pm .13$  N·m·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) in tudi navor v kolčnem sklepu je bil večji v kategoriji 2 ( $2.72 \pm .83$  vs.  $2.14 \pm .66$  N·m·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ). Pri navoru v kolenskem sklepu ni bilo ugotovljenih statističnih razlik. Razlike so bile ugotovljene še pri skupnem navoru dominantne okončine pri CMJ, kjer je bil navor večji pri kategoriji 2 ( $6.70 \pm .86$  vs.  $5.79 \pm .92$  N·m·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) in tudi skupni navor obeh okončin je bil večji pri kategoriji 2 ( $13.16 \pm 1.64$  vs.  $11.95 \pm 1.37$  N·m·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) (preglednica 10).

Primerjalna analiza dominantne in nedominantne okončine sonožnega skoka CMJ znotraj skupine je pokazala razlike v kategoriji 1, kjer je pri nedominantni okončini večji sklepni navor v kolenu ( $2.27 \pm .27$  vs.  $2.04 \pm .32$  N·m·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) in večji skupni navor ( $6.16 \pm .51$  vs.  $5.79 \pm .92$  N·m·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) (preglednica 10). V kategoriji 2 je primerjalna analiza dominantne in nedominantne okončine sonožnega skoka CMJ znotraj skupine pokazala razlike le pri sklepnem navoru gležnja, kjer je večja vrednost pri dominantni okončini ( $1.78 \pm .21$  vs.  $1.70 \pm .20$  N·m·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) (preglednica 10).

Primerjalna analiza dominantne in nedominantne okončine enonožnega skoka CMJ znotraj skupine je pokazala razlike v kategoriji 1, kjer je pri nedominantni okončini večji sklepni navor v gležnju ( $2.41 \pm .19$  vs.  $2.24 \pm .32$  N·m·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) (preglednica 10). V kategoriji 2 pa je primerjalna analiza dominantne in nedominantne okončine pri izvedbi enonožnega skoka CMJ znotraj skupine pokazala razlike le pri sklepnem navoru kolka, kjer je večja vrednost pri nedominantni okončini ( $3.50 \pm .51$  vs.  $3.20 \pm .59$  N·m·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) (preglednica 10).

Preglednica 10: Sklepni navori pri enonožnem in sonožnem CMJ dveh kategorij sprinterjev.

		SPREMENLJIVKE	ENOTA	CMJD	CMJND	CMJ	
KATEGORIJA 1	<b>Maksimalni navor</b>					<b>DOM</b>	<b>NEDOM</b>
	Gleženj	N·m·kg <sup>-1</sup>	2.24 ± .32 <sup>+</sup>	2.41 ± .19 <sup>\$</sup>		<b>1.59 ± .13*</b>	1.62 ± .11
	Koleno	N·m·kg <sup>-1</sup>	2.46 ± .22 <sup>\$</sup>	2.48 ± .15 <sup>\$</sup>		2.04 ± .32 <sup>&amp;</sup>	2.27 ± .27
	Kolk	N·m·kg <sup>-1</sup>	3.35 ± .81 <sup>\$</sup>	3.43 ± .45 <sup>\$</sup>		<b>2.14 ± .66*</b>	2.27 ± .43
	Skupni navor	N·m·kg <sup>-1</sup>	8.06 ± .99 <sup>\$</sup>	8.33 ± .48 <sup>\$</sup>		<b>5.79 ± .92*<sup>&amp;</sup></b>	6.16 ± .51
				16.39 ± 1.36 <sup>\$</sup>			<b>11.95 ± 1.37*</b>
KATEGORIJA 2	<b>Maksimalni navor</b>					<b>DOM</b>	<b>NEDOM</b>
	Gleženj	N·m·kg <sup>-1</sup>	2.37 ± .21 <sup>\$</sup>	2.44 ± .19 <sup>\$</sup>		1.78 ± .21 <sup>&amp;</sup>	1.70 ± .20
	Koleno	N·m·kg <sup>-1</sup>	2.64 ± .32 <sup>\$</sup>	2.63 ± .30 <sup>\$</sup>		2.16 ± .22	2.22 ± .26
	Kolk	N·m·kg <sup>-1</sup>	3.20 ± .59 <sup>+</sup>	3.50 ± .51 <sup>\$</sup>		2.72 ± .83	2.56 ± .73
	Skupni navor	N·m·kg <sup>-1</sup>	8.21 ± .72 <sup>\$</sup>	8.58 ± .49 <sup>\$</sup>		6.70 ± .86	6.46 ± 1.07
				16.80 ± 1.13 <sup>\$</sup>			13.16 ± 1.64

\*Razlika med kategorijama je statistično značilna ( $p < .05$ ).

&Razlika med dominantno in nedominantno okončino pri sonožnem CMJ ( $p < .05$ ).

+Razlika med dominantno in nedominantno okončino pri enonožnem CMJ ( $p < .05$ ).

\$Razlika med enonožnim in sonožnim CMJ ( $p < .05$ ).

V primerjalni analizi ni bilo ugotovljenih statističnih razlik med kategorijama sprinterjev v sklepni moči enonožnih in sonožnih skokov (preglednica 11). Primerjalna analiza dominantne in nedominantne spodnje okončine pri izvedbi sonožnega skoka CMJ ni pokazala razlik niti v kategoriji 1 niti v kategoriji 2 (preglednica 11). Primerjalna analiza dominantne in nedominantne spodnje okončine pri izvedbi enonožnega skoka CMJ je pokazala razlike v kategoriji 1 pri sklepni moči kolka, kjer je večja moč pri nedominantni okončini ( $8.34 \pm 1.69$  vs.  $7.33 \pm 1.96$  W·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ), v kategoriji 2 pa nismo ugotovili razlik (preglednica 11).

Primerjalna analiza med enonožnim in sonožnim CMJ je pri obeh kategorijah sprinterjev pokazala razlike v vrednostih sklepne moči pri gležnju in v rezultanti sklepne moči ( $p < .05$ ). Razlika se je pokazala še pri sklepni moči kolka na dominantni okončini v kategoriji 2, kjer je manjša vrednost pri enonožnem skoku ( $6.52 \pm 1.45$  vs.  $8.03 \pm 1.86$  W·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) (preglednica 11).

Preglednica 11: Sklepna moč pri enonožnem in sonožnem CMJ dveh kategorij sprinterjev.

	SPREMENLJIVKE	ENOTA	CMJD	CMJND	CMJ	
KATEGORIJA 1	<b>Maksimalna moč</b>				<b>DOM</b>	<b>NEDOM</b>
	Gleženj	W·kg <sup>-1</sup>	16.68 ±2.76 <sup>\$</sup>	16.62 ±2.37 <sup>\$</sup>	13.04 ±2.57	13.39 ±2.36
	Koleno	W·kg <sup>-1</sup>	13.56 ±2.55	13.94 ±2.65	13.84 ±2.60	14.52 ±1.46
	Kolk	W·kg <sup>-1</sup>	7.33 ±1.96 <sup>+</sup>	8.34 ±1.69	7.64 ±2.34	7.61 ±1.84
	Skupna moč	W·kg <sup>-1</sup>	37.58 ±3.51 <sup>\$</sup>	38.91 ±3.51 <sup>\$</sup>	34.53 ±4.79	35.53 ±4.05
			76.50 ±6.38 <sup>\$</sup>		70.07 ±7.92	
KATEGORIJA 2	<b>Maksimalna moč</b>				<b>DOM</b>	<b>NEDOM</b>
	Gleženj	W·kg <sup>-1</sup>	17.67 ±2.10 <sup>\$</sup>	17.84 ±1.67 <sup>\$</sup>	13.93 ±2.08	13.59 ±1.21
	Koleno	W·kg <sup>-1</sup>	14.24 ±1.61	14.17 ±1.37	14.49 ±1.45	14.32 ±2.33
	Kolk	W·kg <sup>-1</sup>	6.52 ±1.45 <sup>\$</sup>	7.32 ±1.57	8.03 ±1.86	8.09 ±1.80
	Skupna moč	W·kg <sup>-1</sup>	38.45 ±3.47	39.34 ±2.65 <sup>\$</sup>	36.46 ±4.23	36.02 ±2.93
			77.79 ±5.32 <sup>\$</sup>		72.49 ±6.58	

\*Razlika med kategorijama je statistično značilna ( $p < .05$ ).

+Razlika med dominantno in nedominantno okončino pri enonožnem CMJ ( $p < .05$ ).

&Razlika med dominantno in nedominantno okončino pri sonožnem CMJ ( $p < .05$ ).

<sup>\$</sup>Razlika med enonožnim in sonožnim CMJ ( $p < .05$ ).

#### 6.1.8 PRIMERJALNA ANALIZA NAJVEČJIH AMPLITUD pEMG AKTIVNOSTI MIŠIC PRI ENONOŽNEM IN SONOŽNEM CMJ DVEH KATEGORIJ SPRIINTERJEV

Primerjalna analiza amplitud pEMG, ki smo jih normalizirali glede na NHIK je pokazala, da je pri CMJD amplituda pEMG aktivnosti mišice gluteus maximus večja v kategoriji 1 ( $135.59 \pm 81.29$  vs.  $87.85 \pm 22.54\%$ ;  $p < .05$ ), v kategoriji 1 je amplituda večja tudi pri dvo-sklepni mišici biceps femoris ( $108.62 \pm 82.91$  vs.  $84.07 \pm 69.90\%$ ;  $p < .05$ ). Pri CMJND je amplituda mišice gluteus maximus večja v kategoriji 1 ( $133.91 \pm 70.42$  vs.  $90.57 \pm 29.84\%$ ;  $p < .05$ ), amplituda mišice vastus medialis pa je večja v kategoriji 2 ( $265.72 \pm 72.66$  vs.  $220.27 \pm 32.63\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 12).

Pri CMJ je bila v kategoriji 1 pri nedominantni okončini ugotovljena večja amplituda dvo-sklepne mišice biceps femoris ( $98.85 \pm 84.94$  vs.  $50.61 \pm 10.59\%$ ;  $p < .05$ ), v kategoriji 2 pa je bila ugotovljena večja amplituda dvo-sklepne mišice rectus femoris ( $178.77 \pm 53.87$  vs.  $145.95 \pm 24.41\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 12).

Primerjalna analiza vrednosti amplitud pEMG med dominantno in nedominantno okončino pri CMJ v kategoriji 1 ni pokazala razlik med homonimnimi pari mišic. V kategoriji 2 so se pokazale razlike v amplitudi pEMG med homonimnima mišicama biceps femoris, kjer je večja vrednost amplitude pEMG na dominantni okončini ( $70.60 \pm 9.06$  vs.  $50.61 \pm 10.59\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 12).

V nadaljnji analizi smo primerjali še vrednosti največjih amplitud pEMG med enonožnim in sonožnim CMJ na dominantni okončini. V kategoriji 1 so se pokazale razlike v amplitudi mišice erector spinae, kjer je večja vrednost pri sonožnem skoku ( $113.94 \pm 34.30$  vs.  $84.94 \pm 20.82\%$ ;  $p < .05$ ) in v dvo-sklepni mišici rectus femoris, kjer je prav tako večja vrednost pri sonožnem skoku ( $181.78 \pm 70.16$  vs.  $163.86 \pm 63.27\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 12).

Preglednica 12: Amplitude pEMG enonožnega in sonožnega CMJ dveh kategorij sprinterjev v fazi odziva (normalizacija pEMG glede na  $aEMG_{NHIK}$ ).

		SPREMENLJIVKE	ENOTA (%NHIK)	CMJD	CMJND	CMJ	
					DOM	NEDOM	
KATEGORIJA 1	<b>ENO-SKLEPNE MIŠICE</b>						
	Erector spinae (ES)	%		$83.94 \pm 20.82$	$81.36 \pm 32.65$	$113.94 \pm 34.30^{\&}$	$106.96 \pm 45.50$
	Gluteus maximus (GM)	%		<b><math>135.59 \pm 81.29^*</math></b>	<b><math>133.91 \pm 70.42^*</math></b>	$129.05 \pm 61.04$	$132.42 \pm 58.77$
	Vastus lateralis (VL)	%		$232.30 \pm 126.54$	$231.10 \pm 127.81$	$210.95 \pm 80.33$	$217.53 \pm 104.14$
	Vastus medialis (VM)	%		$299.89 \pm 91.87$	<b><math>220.27 \pm 32.63^*</math></b>	$309.05 \pm 149.20$	$247.17 \pm 39.83$
	<b>DVO-SKLEPNE MIŠICE</b>						
	Biceps femoris (BF)	%		<b><math>108.62 \pm 82.91^*</math></b>	$95.78 \pm 66.92$	$97.33 \pm 84.07$	<b><math>98.85 \pm 84.94^*</math></b>
	Rectus femoris (RF)	%		$163.86 \pm 63.27$	$136.64 \pm 30.93$	$181.78 \pm 70.16^{\&}$	<b><math>145.95 \pm 24.41^*</math></b>
	Gastrocnemius (MG)	%		$183.52 \pm 45.38$	$216.37 \pm 64.98$	$200.36 \pm 64.79$	$216.42 \pm 63.19$
KATEGORIJA 2	<b>ENO-SKLEPNE MIŠICE</b>						
	Erector spinae (ES)	%		$84.08 \pm 4.78$	$73.30 \pm 15.42$	$130.84 \pm 41.52^{\&}$	$123.83 \pm 28.98$
	Gluteus maximus (GM)	%		$87.85 \pm 22.54$	$90.57 \pm 29.84$	$111.23 \pm 50.56$	$102.90 \pm 28.32$
	Vastus lateralis (VL)	%		$232.61 \pm 81.08$	$209.83 \pm 70.93$	$210.95 \pm 80.33$	$231.76 \pm 125.66$
	Vastus medialis (VM)	%		$297.84 \pm 82.01$	$265.72 \pm 72.66$	$276.43 \pm 124.57$	$292.81 \pm 104.81$
	<b>DVO-SKLEPNE MIŠICE</b>						
	Biceps femoris (BF)	%		$84.07 \pm 69.90$	$79.90 \pm 72.10$	$70.60 \pm 9.06^{+\&}$	$50.61 \pm 10.59$
	Rectus femoris (RF)	%		$161.22 \pm 34.71$	$148.60 \pm 29.75$	$160.94 \pm 22.75$	$178.77 \pm 53.87$
	Gastrocnemius (MG)	%		$201.88 \pm 38.96$	$192.02 \pm 42.46$	$207.21 \pm 54.28$	$195.37 \pm 35.35$

\*Razlika med kategorijama je statistično značilna ( $p < .05$ ).

+Razlika med dominantno in nedominantno okončino pri sonožnem CMJ ( $p < .05$ ).

&Razlika med enonožnim in sonožnim CMJ (dominantna noga) ( $p < .05$ ).



Primerjalna analiza amplitud pEMG, ki smo jih normalizirali glede na NHKK je pokazala, da je pri CMJD amplituda pEMG aktivnosti mišice vastus lateralis večja v kategoriji 1 ( $107.55 \pm 20.54$  vs.  $95.61 \pm 8.68\%$ ;  $p < .05$ ), v kategoriji 1 je amplituda večja tudi pri dvo-sklepni mišici biceps femoris ( $98.61 \pm 40.91$  vs.  $72.07 \pm 27.90\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 13).

Pri CMJND je amplituda pEMG mišice gluteus maximus večja v kategoriji 1 ( $128.11 \pm 36.42$  vs.  $95.18 \pm 21.84\%$ ;  $p < .05$ ), v kategoriji 1 je amplituda večja tudi pri dvo-sklepni mišici biceps femoris ( $103.78 \pm 49.30$  vs.  $73.17 \pm 26.34\%$ ;  $p < .05$ ), amplituda mišice vastus medialis pa je večja v kategoriji 2 ( $101.00 \pm 19.55$  vs.  $83.87 \pm 13.63\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 13).

Pri CMJ je bila v kategoriji 1 ugotovljena večja amplituda pEMG mišice vastus lateralis ( $109.05 \pm 23.20$  vs.  $97.95 \pm 12.33\%$ ;  $p < .05$ ) in dvo-sklepne mišice rectus femoris ( $96.78 \pm 9.16$  vs.  $78.55 \pm 26.24\%$ ;  $p < .05$ ) na dominantni spodnji okončini. Pri nedominantni okončini ni bilo ugotovljenih razlik med kategorijama (preglednica 13).

Primerjalna analiza vrednosti amplitud pEMG med dominantno in nedominantno okončino pri CMJ je v kategoriji 1 pokazala razlike med homonimnimi pari mišic. Na dominantni strani je večja amplituda pEMG pri mišici vastus medialis ( $102.05 \pm 20.20$  vs.  $90.50 \pm 13.83\%$ ;  $p < .05$ ), na nedominantni strani pa je večja amplituda pEMG pri mišici vastus lateralis ( $124.90 \pm 40.88$  vs.  $109.05 \pm 23.20\%$ ;  $p < .05$ ) in pri dvo-sklepni mišici rectus femoris ( $109.61 \pm 30.41$  vs.  $96.78 \pm 9.16\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 13).

Primerjalna analiza homonimnih parov mišic pri CMJ je pokazala razlike v kategoriji 2, kjer je amplituda pEMG mišice erector spinae večja na nedominantni okončini ( $123.97 \pm 24.18$  vs.  $112.07 \pm 14.22\%$ ;  $p < .05$ ), pri mišici vastus medialis je večja vrednost na dominantni okončini ( $113.43 \pm 19.57$  vs.  $90.16 \pm 11.66\%$ ;  $p < .05$ ) in pri dvo-sklepni mišici rectus femoris je večja vrednost na nedominantni okončini ( $100.37 \pm 8.35$  vs.  $78.55 \pm 26.24\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 13).

V nadaljnji analizi smo primerjali še vrednosti amplitud pEMG med enonožnim in sonožnim CMJ na dominantni okončini. V kategoriji 1 so se pokazale razlike v amplitudi mišice erector spinae, kjer je večja vrednost pri sonožnem skoku ( $117.87 \pm 31.30$  vs.  $83.98 \pm 30.82\%$ ;  $p < .05$ ), razlike so se pokazale še pri mišici gluteus maximus, kjer je večja vrednost pri enonožnem skoku ( $122.50 \pm 43.29$  vs.  $113.85 \pm 48.04\%$ ;  $p < .05$ ) ter pri dvo-sklepni mišici rectus femoris, kjer je prav tako večja vrednost pri sonožnem skoku ( $96.78 \pm 9.16$  vs.  $90.86 \pm 15.27\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 13).

Preglednica 13: Amplitude pEMG enonožnega in sonožnega CMJ dveh kategorij sprinterjev v fazi odriva (normalizacija pEMG glede na  $aEMG_{NHKK}$ ).

		SPREMENLJIVKE	ENOTA (%NHKK)	CMJD	CMJND	CMJ	
						DOM	NEDOM
KATEGORIJA 1	<b>ENO-SKLEPNE MIŠICE</b>						
	Erector spinae (ES)	%		$83.98 \pm 30.82$	$87.22 \pm 32.65$	$117.87 \pm 31.30^{\&}$	$131.90 \pm 68.80$
	Gluteus maximus (GM)	%		$122.50 \pm 43.29$	<b><math>128.11 \pm 36.42^*</math></b>	$113.85 \pm 48.04^{\&}$	$128.90 \pm 44.04$
	Vastus lateralis (VL)	%		<b><math>107.55 \pm 20.54^*</math></b>	$126.10 \pm 49.81$	<b><math>109.05 \pm 23.20^{*+}</math></b>	$124.90 \pm 40.88$
	Vastus medialis (VM)	%		$93.89 \pm 13.87$	<b><math>83.87 \pm 13.63^*</math></b>	$102.05 \pm 20.20^+$	$90.50 \pm 13.83$
	<b>DVO-SKLEPNE MIŠICE</b>						
	Biceps femoris (BF)	%		<b><math>98.61 \pm 40.91^*</math></b>	<b><math>103.78 \pm 49.30^*</math></b>	$92.75 \pm 35.07$	$98.06 \pm 39.21$
	Rectus femoris (RF)	%		$90.86 \pm 15.27$	$102.15 \pm 30.93$	<b><math>96.78 \pm 9.16^{*+\&amp;}</math></b>	$109.61 \pm 30.41$
	Gastrocnemius (MG)	%		$96.52 \pm 11.38$	$95.14 \pm 12.56$	$102.36 \pm 7.79$	$97.42 \pm 16.19$
	KATEGORIJA 2	<b>ENO-SKLEPNE MIŠICE</b>					
Erector spinae (ES)		%		$69.48 \pm 21.78$	$85.61 \pm 18.42$	$112.07 \pm 14.22^{+\&}$	$123.97 \pm 24.18$
Gluteus maximus (GM)		%		$99.88 \pm 26.54$	$95.18 \pm 21.84$	$105.23 \pm 28.56$	$112.43 \pm 22.79$
Vastus lateralis (VL)		%		$95.61 \pm 8.68$	$109.82 \pm 26.54$	$97.95 \pm 12.33$	$106.76 \pm 17.69$
Vastus medialis (VM)		%		$92.84 \pm 24.01$	$101.00 \pm 19.55$	$113.43 \pm 19.57^{+\&}$	$90.16 \pm 11.66$
<b>DVO-SKLEPNE MIŠICE</b>							
Biceps femoris (BF)		%		$72.07 \pm 27.90$	$73.17 \pm 26.34$	$95.93 \pm 24.85^{\&}$	$87.64 \pm 18.92$
Rectus femoris (RF)		%		$82.22 \pm 14.71$	$96.03 \pm 23.75$	$78.55 \pm 26.24^+$	$100.77 \pm 13.87$
Gastrocnemius (MG)		%		$96.38 \pm 20.96$	$97.25 \pm 16.46$	$106.21 \pm 19.28$	$102.37 \pm 8.35$

\*Razlika med kategorijama je statistično značilna ( $p < .05$ ).

+Razlika med dominantno in nedominantno okončino pri sonožnem CMJ ( $p < .05$ ).

&Razlika med enonožnim in sonožnim CMJ (dominantna okončina) ( $p < .05$ ).

Primerjalna analiza sonožnega in enonožnega skoka pri kategoriji 2 je pokazala razlike med homonimnimi mišicami na dominantni okončini. Razlike so se pokazale v amplitudi pEMG mišice erector spinae, kjer je večja vrednost pri sonožnem skoku ( $112.07 \pm 14.22$  vs.  $69.48 \pm 21.78\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 13).

Razlike v kategoriji 2 so se pokazale še pri mišici vastus medialis, kjer je večja vrednost pri sonožnem skoku ( $113.43 \pm 19.57$  vs.  $92.84 \pm 24.01\%$ ;  $p < .05$ ) in pri dvo-sklepni mišici biceps femoris, kjer je večja vrednost amplitude pri sonožnem skoku ( $95.93 \pm 24.85$  vs.  $72.07 \pm 27.90\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 13).

#### 6.1.9 PRIMERJALNA ANALIZA BILATERALNEGA INDEKSA DVEH KATEGORIJ SPINTERJEV

Za ugotavljanje BLD in BFC je pomembno, da zagotovimo enake pogoje izvajanja enonožnega in sonožnega vertikalnega skoka. S pomočjo 3D kinematske analize smo analizirali kote v kolenskem sklepu, kjer primerjalna analiza ni pokazala razlik med enonožnimi in sonožnimi CMJ v kategoriji 1 in 2 (preglednica 8).

Pri kinematičnih in dinamičnih spremenljivkah je pričakovano, da so izračuni BI vedno negativni, kar kaže na pojav BD pri izvajanju CMJ. Izračun BI za višino skoka kaže večji BD v kategoriji 2 ( $-21.70 \pm 5.93$  vs.  $-16.95 \pm 7.89\%$ ;  $p < .05$ ), pri kategoriji 1 pa je večji BD v impulzu sile ( $-57.56 \pm 2.50$  vs.  $-53.47 \pm 2.24\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 14).

Bilateralni indeks mišične aktivnosti smo najprej izračunali za amplitude pEMG, ki smo jih normalizirali glede na NHIK. Izračuni BI amplitud pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin kažejo, da so skoraj vse vrednosti BI večje od 0, kar kaže na pojav BFC pri večini mišic, le pri mišici gluteus maximus je vrednost BI manjša od 0, kar kaže na pojav BD. Primerjalna analiza BI med kategorijama je pokazala, da je BI mišice erector spinae večji pri kategoriji 2 ( $77.16 \pm 26.11$  vs.  $43.86 \pm 35.05\%$ ;  $p < .05$ ), pri mišici gluteus maximus pa je analiza pokazala pojav BD pri kategoriji 1 ( $-1.41 \pm 2.97\%$ ;  $p < .05$ ) ter BFC pri kategoriji 2 ( $15.94 \pm 29.37\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 14).

Bilateralni indeks mišične aktivnosti smo izračunali tudi za amplitude pEMG, ki smo jih normalizirali glede na NHKK. Izračuni BI amplitud pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin kažejo, da so skoraj vse vrednosti BI večje od 0, kar kaže na pojav BFC pri večini mišic, le pri mišici gluteus maximus je vrednost BI manjša od 0, kar kaže na pojav BLD.

Primerjalna analiza BI med kategorijama je pokazala razliko le pri mišici gluteus maximus, kjer se kaže pojav BLD pri kategoriji 1 ( $-3.27 \pm 2.12\%$ ;  $p < .05$ ) ter BFC pri kategoriji 2 ( $15.93 \pm 15.70\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 14).

Preglednica 14: Bilateralni indeks spremenljivk vertikalnega skoka med kategorijama sprinterjev.

	SPREMENLJIVKE	ENOTA	BILATERALNI INDEKS Povp. vred. $\pm$ SD	
KATEGORIJA 1	VIŠINA SKOKA	%	<b><math>-16.95 \pm 7.89^{+*}</math></b>	
	PRODUKCIJA SILE	%	$-32.25 \pm 9.86^{+}$	
	IMPULZ SILE	%	<b><math>-57.56 \pm 2.50^{+*}</math></b>	
	SKLEPNI NAVOR	%	$-26.87 \pm 8.57^{+}$	
	SKLEPNA MOČ	%	$-8.01 \pm 11.00^{+}$	
			BILATERALNI INDEKS Povp. vred. $\pm$ SD (NHIK)	BILATERALNI INDEKS Povp. vred. $\pm$ SD (NHKK)
	<b>EMG–enosklepne</b>			
	m. ERECTOR SPINAE	%	<b><math>43.86 \pm 35.05^{+*}</math></b>	$46.64 \pm 33.23^{+}$
	m. GLUTEUS MAXIMUS	%	<b><math>-1.41 \pm 2.97^{*}</math></b>	<b><math>-3.27 \pm 2.12^{*}</math></b>
	m. VASTUS LATERALIS	%	$1.46 \pm 14.07$	$1.29 \pm 14.07$
	m. VASTUS MEDIALIS	%	$10.62 \pm 25.38$	$11.53 \pm 12.01$
	<b>EMG–dvosklepne m.</b>			
	m. BICEPS FEMORIS	%	$7.01 \pm 39.91$	$7.94 \pm 34.60$
m. RECTUS FEMORIS	%	$12.02 \pm 17.01^{+}$	$9.79 \pm 17.25^{+}$	
m. GASTROCNEMIUS	%	$4.49 \pm 11.10$	$4.17 \pm 10.45$	
KATEGORIJA 2	VIŠINA SKOKA	%	$-21.70 \pm 5.93^{+}$	
	PRODUKCIJA SILE	%	$-34.25 \pm 7.15^{+}$	
	IMPULZ SILE	%	$-53.47 \pm 2.24^{+}$	
	NAVOR	%	$-21.60 \pm 8.75^{+}$	
	MOČ	%	$-6.53 \pm 9.48^{+}$	
			BILATERALNI INDEKS Povp. vred. $\pm$ SD (NHIK)	BILATERALNI INDEKS Povp. vred. $\pm$ SD (NHKK)
	<b>EMG–enosklepne m.</b>			
	m. ERECTOR SPINAE	%	$77.16 \pm 26.11^{+}$	$56.38 \pm 31.07^{+}$
	m. GLUTEUS MAXIMUS	%	$15.94 \pm 29.37$	$15.93 \pm 15.70^{+}$
	m. VASTUS LATERALIS	%	$3.78 \pm 12.92$	$.04 \pm 9.06$
	m. VASTUS MEDIALIS	%	$10.59 \pm 20.44$	$6.79 \pm 15.18$
	<b>EMG–dvosklepne m.</b>			
	m. BICEPS FEMORIS	%	$14.74 \pm 58.81$	$36.60 \pm 32.76^{+}$
m. RECTUS FEMORIS	%	$14.23 \pm 15.90^{+}$	$1.44 \pm 18.33$	
m. GASTROCNEMIUS	%	$3.26 \pm 13.46$	$10.86 \pm 20.49$	

*+ Vrednost BI je statistično različna od 0 ( $p < .05$ ).*

*\*Razlika med kategorijama je statistično značilna ( $p < .05$ ).*

V nadaljnji analizi smo preverjali, katere vrednosti BI posameznih spremenljivk so statistično različne od 0. Pri obeh kategorijah sprinterjev so vrednosti BI spremenljivk višine skoka (kat. 1 =  $-16.95 \pm 7.89\%$ ; kat. 2 =  $-21.70 \pm 5.93\%$ ;  $p < .05$ ), produkcije sile (kat. 1 =  $-32.25 \pm 9.86\%$ ; kat. 2 =  $-34.25 \pm 7.15\%$ ;  $p < .05$ ), impulza sile (kat. 1 =  $-57.56 \pm 2.50\%$ ; kat. 2 =  $-53.47 \pm 2.24\%$ ;  $p < .05$ ), sklepnega navora (kat. 1 =  $-26.87 \pm 8.57\%$ ; kat. 2 =  $-21.60 \pm 8.75\%$ ;  $p < .05$ ) in sklepne moči (kat. 1 =  $-8.01 \pm 11.00\%$ ; kat. 2 =  $-6.53 \pm 9.48\%$ ;  $p < .05$ ) statistično manjše od 0, kar kaže na pojav BLD (preglednica 14).

Analiza BI amplitud pEMG, ki smo jih normalizirali glede na NHIK, je v kategoriji 1 pokazala, da je BI mišice erector spinae ( $43.86 \pm 35.05\%$ ;  $p < .05$ ) in dvo-sklepne mišice rectus femoris ( $12.02 \pm 17.01\%$ ;  $p < .05$ ) statistično različen od 0, kar kaže na pojav BFC (preglednica 14). V kategoriji 2 je BI različen od 0 pri mišici erector spinae ( $77.16 \pm 26.11\%$ ;  $p < .05$ ) in pri dvo-sklepni mišici rectus femoris ( $14.23 \pm 15.90\%$ ;  $p < .05$ ), kar kaže na pojav BFC (preglednica 14).

Analiza BI amplitud pEMG, ki smo jih normalizirali glede na NHKK, je v kategoriji 1 pokazala, da je BI mišice erector spinae ( $46.64 \pm 33.23\%$ ;  $p < .05$ ) in dvo-sklepne mišice rectus femoris ( $9.79 \pm 17.25\%$ ;  $p < .05$ ) statistično različen od 0, kar kaže na pojav BFC (preglednica 11). V kategoriji 2 je BI različen od 0 pri mišici erector spinae ( $56.38 \pm 31.07\%$ ;  $p < .05$ ), pri mišici gluteus maximus ( $15.93 \pm 15.70\%$ ;  $p < .05$ ) ter pri dvo-sklepni mišici biceps femoris ( $36.60 \pm 32.76\%$ ;  $p < .05$ ), kar prav tako kaže na pojav BFC (preglednica 14).

## 6.2 PRIMERJALNA ANALIZA BIODINAMIČNIH SPREMENLJIVK ENONOŽNEGA IN SONOŽNEGA SKOKA Z NASPROTNIM GIBANJEM SPRINTERJEV LEVIČARJEV IN DESNIČARJEV

V predhodnjih raziskavah na subjektih levičarjih in desničarjih se je pokazalo, da obstajajo razlike med njimi v velikosti pojava BLD. V naši raziskavi smo sprinterje razdelili glede na dominantno spodnjo okončino v skupino levičarjev in skupino desničarjev. Za določitev dominantne spodnje okončine smo izbrali naslednja kriterija: dominantna stran (leva ali desna roka) ter postavitev nog v štartnem bloku – dominantna okončina je tista, ki jo ima sprinter na sprednjem bloku. V športni znanosti velja pravilo, da imajo levičarji na sprednjem bloku desno nogo, desničarji pa levo. V nadaljnji statistični obdelavi spremenljivk enonožnega in sonožnega skoka smo ta pravila upoštevali.

### 6.2.1 OSNOVNE ZNAČILNOSTI SPRINTERJEV LEVIČARJEV IN DESNIČARJEV

Sprinterje smo razdelili v dve skupini glede na dominantno spodnjo okončino (levičarji - desničarji). V skupino desničarjev se je uvrstilo 7 sprinterjev, v skupino levičarjev pa 5. Med skupinama ni statistično značilnih razlik v starosti, telesni masi in višini ter v osebni rekordu na 100 m in 60 m (preglednica 15).

Preglednica 15: Osnovne značilnosti sprinterjev levičarjev in desničarjev.

	Enota	LEVIČARJI			DESNİČARJI		
		Povp. v.	SD	N	Povp. v.	SD	N
Starost	let	23.40	±3.50	5	22.05	±3.17	7
Telesna masa	kg	73.60	±4.96	5	76.05	±5.11	7
Telesna višina	cm	177.40	±7.15	5	178.15	±6.73	7
100 m	s	10.82	±.29	5	10.85	±.22	7
60 m	s	6.93	±.11	5	6.92	±.05	7

*\*Razlika med skupinama je statistično značilna ( $p < .05$ ).*

6.2.2 PRIMERJALNA ANALIZA KINEMATSKIH SPREMENLJIVK ENONOŽNEGA  
IN SONOŽNEGA CMJ SPRINTERJEV LEVIČARJEV IN DESNIČARJEV

Skupini sprinterjev levičarjev in desničarjev se razlikujeta v izvedbi enonožnega skoka z dominantno in nedominantno spodnjo okončino le v hitrosti odriva. Levičarji dosežejo večjo hitrost odriva pri CMJD ( $2.27 \pm .13$  vs.  $2.17 \pm .12$  m·s<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) in pri CMJND ( $2.29 \pm .13$  vs.  $2.18 \pm .07$  m·s<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) (preglednica 16).

Pri CMJ je skupina levičarjev skakala višje ( $62.92 \pm 6.57$  vs.  $58.84 \pm 4.91$  cm;  $p < .05$ ), skupina desničarjev pa je imela daljši čas odriva ( $388.12 \pm 58.11$  vs.  $338.34 \pm 47.49$  ms;  $p < .05$ ) in daljši čas v koncentrični fazi skoka ( $241.75 \pm 36.90$  vs.  $207.34 \pm 24.60$  ms;  $p < .05$ ) (preglednica 16).

Preglednica 16: Kinematične spremenljivke sonožnega in enonožnega vertikalnega skoka sprinterjev levičarjev in desničarjev.

	SPREMENLJIVKE	ENOTA	CMJD	CMJND	CMJ
LEVIČARJI	Višina skoka	cm	37.42 ± 2.95	39.41 ± 3.90	<b>62.92 ± 6.57*</b>
	Čas odriva	ms	449.90 ± 56.85	464.15 ± 61.65	<b>338.24 ± 47.49*</b>
	Koncentrični čas	ms	282.32 ± 35.31	287.50 ± 35.59	<b>207.34 ± 24.60*</b>
	Ekscentrični čas	ms	167.58 ± 29.33	176.66 ± 30.31	130.91 ± 26.76
	Hitrost odriva	m·s <sup>-1</sup>	<b>2.27 ± .13*</b>	<b>2.29 ± .13*</b>	3.08 ± .22
	Hitrost nasprotnega gibanja	m·s <sup>-1</sup>	-.91 ± .11	-.86 ± .10	-1.44 ± .14
DESNİČARJI	Višina skoka	cm	36.59 ± 3.79	37.28 ± 3.78	58.84 ± 4.91
	Čas odriva	ms	472.75 ± 69.57	467.94 ± 76.06	388.12 ± 58.11
	Koncentrični čas	ms	295.25 ± 38.16	292.62 ± 48.81	241.75 ± 36.90
	Ekscentrični čas	ms	177.50 ± 36.39	175.32 ± 29.10	146.38 ± 24.50
	Hitrost odriva	m·s <sup>-1</sup>	2.17 ± .12	2.18 ± .07	3.05 ± .18
	Hitrost nasprotnega gibanja	m·s <sup>-1</sup>	-.87 ± .13	-.87 ± .16	-1.55 ± .30

\*Razlika med skupinama je statistično značilna ( $p < .05$ ).

Primerjava srednjih vrednosti kotov v gležnju in kolenskem sklepu ni pokazala razlik med kategorijama v izvedbi enonožnih in sonožnih skokov (preglednica 17).

Preglednica 17: Koti v sklepih pri sonožnem in enonožnem CMJ sprinterjev levičarjev in desničarjev.

	SPREMENLJIVKE	ENOTA kot	CMJD	CMJND	CMJ	
					DOM	NEDOM
LEVI	Gleženj	°	18.12 ±6.06	19.54 ±9.01	27.83 ±5.40	29.15 ± 3.89
	Koleno	°	93.04 ±8.06	93.36 ±7.82	91.42 ±3.84	91.85 ±4.98
	Kolk	°	71.90 ±11.12	65.87 ±13.01	80.10 ±8.82	78.21 ±7.85
	Medenica	°	22.49 ±10.12	22.13 ±5.60	18.48 ±7.73	
DESNI	Gleženj	°	22.14 ±10.89	21.32 ±8.00	28.14 ±2.39	29.38 ±2.82
	Koleno	°	86.61 ±14.82	88.00 ±6.35	92.47 ±5.65	93.40 ±5.73
	Kolk	°	65.84 ±8.08	69.20 ±8.72	81.62 ±8.23	80.45 ±7.51
	Medenica	°	18.65 ±8.08	18.53 ±6.34	14.79 ±7.42	

\*Razlika med kategorijama je statistično značilna ( $p < .05$ ).

### 6.2.3 PRIMERJALNA ANALIZA DINAMIČNIH SPREMENLJIVK ENONOŽNEGA IN SONOŽNEGA CMJ SPRINTERJEV LEVIČARJEV IN DESNIČARJEV

Z uporabo dveh sinhroniziranih pritiskovnih plošč smo analizirali produkcijo sile na podlago pri posameznih skokih, vrednosti smo normalizirali glede na telesno maso merjenca.

Primerjava dinamičnih spremenljivk enonožnega skoka z dominantno in nedominantno okončino med skupinama levičarjev in desničarjev ni pokazala razlik (preglednica 18).

Skupna maksimalna sila na podlago (absolutna in normalizirana) dominantne in nedominantne okončine pri CMJ je večja pri skupini levičarjev ( $1732.32 \pm 195.86$  vs.  $1512.39 \pm 155.57$  N (absolutna);  $23.68 \pm 3.42$  vs.  $19.91 \pm 1.96$  N·kg<sup>-1</sup> (normalizirana);  $p < .05$ ) (preglednica 18). Absolutna in normalizirana vertikalna sila dominantne okončine pri CMJ je večja v skupini levičarjev ( $858.50 \pm 99.29$  vs.  $718.92 \pm 110.54$  N (absolutna); ( $11.71 \pm 1.48$  vs.  $9.47 \pm 1.46$  N·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ), tudi pri nedominantni okončini so sile večje v skupini levičarjev ( $873.81 \pm 116.23$  vs.  $793.46 \pm 84.91$  N (absolutna); ( $11.97 \pm 2.10$  vs.  $10.44 \pm 0.97$  N·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ).



Primerjava impulzov sile ni pokazala statističnih razlik med skupinama levičarjev in desničarjev (preglednica 18).

Preglednica 18: Dinamične spremenljivke enonožnega in sonožnega CMJ sprinterjev levičarjev in desničarjev.

	SPREMENLJIVKE	ENOTE	CMJD	CMJND	CMJ
LEVIČARJI	Skupna sila	N	2423.99 ±255.56		<b>1732.32 ±195.86*</b>
	Normalizirana skupna sila	N·kg <sup>-1</sup>	33.00 ±3.53		<b>23.68 ±3.42*</b>
	Maksimalna vertikalna sila	N	1198.77±114.56	1225.21 ±95.06	<b>DOM 858.50</b> <b>±99.29*</b>
	Normalizirana vertikalna sila	N·kg <sup>-1</sup>	16.31 ±1.90	16.68 ±1.69	<b>NEDOM 873.81</b> <b>±116.23*</b>
	Impulz sile – koncentrična faza skoka	N·s	265.50 ±28.78	275.83 ±31.05	<b>11.71</b> <b>±1.48*</b>
	Impulz sile – ekscentrična faza skoka	N·s	142.72 ±25.30	151.60 ±15.21	57.27 ±11.11+
	Skupni impulz sile na nogo	N·s	408.22 ±41.98	427.44 ±47.98	66.56 ±7.07
	Skupni impulz sile	N·s	835.66 ±78.36		118.35 ±14.63
DESNİČARJI	Skupna sila	N	2402.20 ±143.87		1512.39 ±155.57
	Normalizirana skupna sila	N·kg <sup>-1</sup>	31.71 ±2.82		19.92 ±1.96
	Maksimalna vertikalna sila	N	1167.68 ±94.46	1234.52 ±81.48	<b>DOM 718.92±11</b> 0.54+
	Normalizirana vertikalna sila	N·kg <sup>-1</sup>	15.45 ±1.44	16.30 ±1.54	793.46 ±84.91
	Impulz sile – koncentrična faza skoka	N·s	270.96 ±30.99	289.75 ±30.91	9.47 ±1.46+
	Impulz sile – ekscentrična faza skoka	N·s	145.45 ±18.61	153.59 ±22.44	10.44 ±0.97
	Skupni impulz sile na nogo	N·s	416.41 ±30.93	442.66 ±32.50	58.35 ±12.79
	Skupni impulz sile	N·s	859.08 ±57.26		66.91 ±18.93
				114.72 ±12.60+	
				174.74 ±21.95+	
				195.91 ±40.99	
				370.65 ±45.64	

\*Razlika med skupinama je statistično značilna ( $p < .05$ ).

+Razlika med dominantno in nedominantno okončino pri sonožnem CMJ ( $p < .05$ ).

V nadaljnji analizi nas je zanimala primerjava produkcije sile dominantne in nedominantne spodnje okončine v bilateralnih pogojih dinamične kontrakcije (CMJ) znotraj posamezne skupine (levičarji – desničarji). Analiza znotraj skupine levičarjev je pokazala razlike med dominantno in nedominantno spodnjo okončino le v impulzu sile v koncentrični fazi skoka, kjer ima nedominantna okončina večji koncentrični impulz sile ( $66.56 \pm 7.07$  vs.  $57.27 \pm 11.11$  N·s;  $p < .05$ ). V skupini levičarjev ni statističnih razlik v produkciji sile med dominantno in nedominantno spodnjo okončino (preglednica 18).

Analiza znotraj skupine desničarjev je pokazala bistveno več razlik med dominantno in nedominatno okončino. Pri nedominatni okončini je ugotovljena večja produkcija absolutne in normalizirane sile ( $793.46 \pm 84.91$  vs.  $718.92 \pm 110.54$  N (absolutna);  $10.44 \pm 0.97$  vs.  $9.47 \pm 1.46$  N·kg<sup>-1</sup> (normalizirana);  $p < .05$ ) ter manjši skupni impulz sile ( $195.91 \pm 40.99$  vs.  $174.74 \pm 21.95$  N·s;  $p < .05$ ) in manjši ekscentrični impulz sile ( $130.66 \pm 21.97$  vs.  $114.72 \pm 12.60$  N·s;  $p < .05$ ) (preglednica 18).

#### 6.2.4 PRIMERJALNA ANALIZA SPREMENLJIVK INVERZNE DINAMIKE ENONOŽNEGA IN SONOŽNEGA CMJ SPRINTERJEV LEVIČARJEV IN DESNIČARJEV

Z metodo inverzne dinamike so bile izračunane vrednosti navorov v gležnju, kolenskem in kolčnem sklepu. Vrednosti so normalizirane glede na telesno maso sprinterjev (preglednica 20).

Razlike med skupinama sprinterjev levičarjev in desničarjev so bile ugotovljene v sklepni navori kolka in skupnega navora okončine pri CMJD in CMJND. Pri CMJD smo ugotovili večji navor v kolku ( $3.66 \pm .82$  vs.  $2.99 \pm .45$  N·m·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) in večji skupni navor dominantne okončine ( $8.56 \pm 1.05$  vs.  $7.80 \pm .52$  N·m·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) v skupini levičarjev. Pri CMJND smo prišli do enakih ugotovitev kot pri CMJD in sicer, da je v skupini levičarjev večji navor v kolku ( $3.91 \pm .20$  vs.  $3.13 \pm .33$  N·m·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) in večji skupni navor okončine ( $8.87 \pm 0.27$  vs.  $8.13 \pm .37$  N·m·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) (preglednica 19).

Pri CMJ smo ugotovili razlike med skupinama v sklepni navori gležnja in kolena pri dominantni in nedominantni okončini. Skupina levičarjev ima pri dominantni okončini med CMJ večji navor v gležnju ( $1.77 \pm .16$  vs.  $1.60 \pm .19$  N·m·kg<sup>-1</sup>) ( $p < .05$ ) in kolenskem sklepu ( $2.22 \pm .22$  vs.  $2.00 \pm .28$  N·m·kg<sup>-1</sup>) ( $p < .05$ ), pri nedominantni okončini smo prišli do enakih ugotovitev in sicer, da ima skupina levičarjev večji sklepni navor v gležnju ( $1.74 \pm .17$  vs.  $1.59 \pm .13$  N·m·kg<sup>-1</sup>) ( $p < .05$ ) in v kolenskem sklepu ( $1.77 \pm .16$  vs.  $1.60 \pm .19$  N·m·kg<sup>-1</sup>) ( $p < .05$ ) (preglednica 19).

Analiza znotraj skupine levičarjev je pokazala razlike pri CMJ med dominantno in nedominantno okončino le v sklepnem navoru kolenskega sklepa. Nedominantna okončina ima večji sklepni navor v kolenskem sklepu ( $2.37 \pm .22$  vs.  $2.22 \pm .22$  N·m·kg<sup>-1</sup>) ( $p < .05$ ). V skupini levičarjev ni statističnih razlik v sklepnem navoru gležnja in kolka med dominantno in nedominantno spodnjo okončino (preglednica 19). Analiza znotraj skupine desničarjev je pokazala razlike pri CMJ med dominantno in nedominantno okončino le v sklepnem navoru kolenskega sklepa. Nedominantna okončina ima večji sklepni navor v kolenu ( $2.16 \pm .26$  vs.  $2.00 \pm .28$  N·m·kg<sup>-1</sup>) ( $p < .05$ ). V skupini desničarjev ni statističnih razlik v sklepnem navoru gležnja in kolka med dominantno in nedominantno spodnjo okončino (preglednica 19).

Preglednica 19: Sklepni navori pri enonožnem in sonožnem CMJ sprinterjev levičarjev in desničarjev.

	SPREMENLJIVKE	ENOTA	CMJD	CMJND	CMJ	
Levičarji	<b>Maksimalni navor</b>				<b>DOM</b>	<b>NEDOM</b>
	Gleženj	N·m·kg <sup>-1</sup>	$2.37 \pm .23$	$2.47 \pm .15$	$1.77 \pm 0.16^*$	$1.74 \pm .17^*$
	Koleno	N·m·kg	$2.52 \pm .28$	$2.48 \pm .17$	$2.22 \pm 0.22^{*+}$	$2.37 \pm .22^*$
	Kolk	N·m·kg	$3.66 \pm .82^*$	$3.91 \pm .20^*$	$2.65 \pm 0.61$	$2.78 \pm .66$
	Skupni navor	N·m·kg	$8.56 \pm 1.05^*$	$8.87 \pm .27^*$	$6.70 \pm 0.68$	$6.86 \pm .92^*$
Desničarji	<b>Maksimalni navor</b>				<b>DOM</b>	<b>NEDOM</b>
	Gleženj	N·m·kg	$2.25 \pm .31$	$2.39 \pm 0.23$	$1.60 \pm .19$	$1.59 \pm .13$
	Koleno	N·m·kg	$2.55 \pm .29$	$2.60 \pm 0.28$	$2.00 \pm .28^+$	$2.16 \pm .26$
	Kolk	N·m·kg	$2.99 \pm .45$	$3.13 \pm 0.33$	$2.22 \pm .86$	$2.11 \pm .34$
	Skupni navor	N·m·kg	$7.80 \pm .52$	$8.13 \pm 0.37$	$5.84 \pm 1.04$	$5.87 \pm .36$

\*Razlika med skupinama je statistično značilna ( $p < .05$ ).

+Razlika med dominantno in nedominantno okončino pri sonožnem CMJ ( $p < .05$ ).

Razlike med skupinama sprinterjev levičarjev in desničarjev so bile ugotovljene v sklepni moči kolka in kolenskega sklepa pri CMJD in CMJND. Pri CMJD je bila pri skupini levičarjev ugotovljena večja sklepna moč v kolku ( $7.61 \pm 2.33$  vs.  $6.48 \pm 1.00$  W·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) in večja sklepna moč v kolenskem sklepu ( $14.64 \pm 1.32$  vs.  $13.30 \pm 1.32$  W·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ). Pri CMJND smo prišli do enakih ugotovitev kot pri CMJD in sicer, da je pri skupini levičarjev večja sklepna moč v kolku ( $8.71 \pm 1.44$  vs.  $7.24 \pm 1.62$  W·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) in večja sklepna moč v kolenskem sklepu ( $14.86 \pm 2.32$  vs.  $13.44 \pm 1.58$  W·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) (preglednica 20).

Pri CMJ smo ugotovili razlike med skupinama v sklepni moči gležnja, skupni sklepni moči nedominantne okončine, sklepni moči kolenskega sklepa in kolka ter skupni sklepni moči dominantne okončine. Skupina levičarjev ima med CMJ pri nedominantni spodnji okončini večjo sklepno moč v gležnju ( $14.25 \pm 2.29$  vs.  $12.91 \pm 1.33$  W·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) in skupno sklepno moč okončine ( $37.23 \pm 2.79$  vs.  $34.66 \pm 3.71$  W·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) (preglednica 20).

Pri dominantni okončini pa smo prišli do ugotovitev, da ima skupina levičarjev večjo sklepno moč v kolenu ( $15.52 \pm 1.13$  vs.  $13.10 \pm 2.17$  W·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ), kolku ( $9.21 \pm 2.18$  vs.  $6.78 \pm 1.34$  W·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) ter v skupni sklepni moči okončine ( $39.04 \pm 3.71$  vs.  $32.69 \pm 3.04$  W·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) (preglednica 20).

Analiza znotraj skupine levičarjev je pokazala razlike pri CMJ med dominantno in nedominantno spodnjo okončino le v sklepni moči kolka. Dominantna okončina ima večjo sklepno moč v kolku ( $9.21 \pm 2.18$  vs.  $7.93 \pm 1.62$  W·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ). V sklepni moči gležnja in kolenskega sklepa v skupini levičarjev ni statističnih razlik med spodnjima okončinama (preglednica 20).

Preglednica 20: Sklepna moč pri enonožnem in sonožnem CMJ sprinterjev levičarjev in desničarjev.

	SPREMENLJIVKE	ENOTA	CMJD	CMJND	CMJ	
LEVIČARJI	<b>Maksimalna moč</b>				<b>DOM</b>	<b>NEDOM</b>
	Gleženj	W·kg <sup>-1</sup>	16.37 ± 2.57	16.44 ± 1.92	14.30 ± 3.02	<b>14.25 ± 2.29*</b>
	Koleno	W·kg <sup>-1</sup>	<b>14.64 ± 1.32*</b>	<b>14.86 ± 2.32*</b>	<b>15.52 ± 1.13*</b>	15.04 ± 2.08
	Kolk	W·kg <sup>-1</sup>	<b>7.61 ± 2.33*</b>	<b>8.71 ± 1.44*</b>	<b>9.21 ± 2.18**</b>	7.93 ± 1.62
	Skupna moč	W·kg <sup>-1</sup>	38.62 ± 3.57	40.02 ± 2.17	<b>39.04 ± 3.71*</b>	<b>37.23 ± 2.79*</b>
DESNİČARJI	<b>Maksimalna moč</b>				<b>DOM</b>	<b>NEDOM</b>
	Gleženj	W·kg <sup>-1</sup>	17.71 ± 2.57	17.73 ± 1.92	12.81 ± 1.52	12.91 ± 1.33
	Koleno	W·kg <sup>-1</sup>	13.30 ± 2.52	13.44 ± 1.58	13.10 ± 2.17+	13.98 ± 1.63
	Kolk	W·kg <sup>-1</sup>	6.48 ± 1.00	7.24 ± 1.62	6.78 ± 1.34	7.76 ± 1.98
	Skupna moč	W·kg <sup>-1</sup>	37.49 ± 3.39	38.42 ± 3.57	32.69 ± 3.04+	34.66 ± 3.71

\*Razlika med skupinama je statistično značilna ( $p < .05$ ).

+Razlika med dominantno in nedominantno okončino pri sonožnem CMJ ( $p < .05$ ).

Analiza znotraj skupine desničarjev je pokazala razlike pri CMJ med dominantno in nedominantno spodnjo okončino v sklepnem navoru kolenskega sklepa in skupni sklepni moči okončine. Nedominantna okončina ima večjo sklepno moč v kolenskem sklepu ( $13.98 \pm 1.63$  vs.  $13.10 \pm 2.17$  W·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) in skupnem sklepnem navoru okončine ( $34.66 \pm 3.71$  vs.  $32.69 \pm 3.04$  W·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ). V skupini desničarjev ni statističnih razlik v sklepni moči gležnja in kolka med dominantno in nedominantno spodnjo okončino (preglednica 20).

#### 6.2.5 PRIMERJALNA ANALIZA NAJVEČJIH AMPLITUD pEMG AKTIVNOSTI MIŠIC PRI ENONOŽNEM IN SONOŽNEM CMJ SPINTERJEV LEVIČARJEV IN DESNIČARJEV

Primerjalna analiza amplitud pEMG, ki smo jih normalizirali glede na NHIK je pri CMJD pokazala, da so pri levičarjih večje amplitude pEMG aktivnosti mišice erector spinae ( $95.52 \pm 12.02$  vs.  $73.84 \pm 12.01\%$ ;  $p < .05$ ), mišice vastus lateralis ( $292.00 \pm 112.64$  vs.  $179.86 \pm 74.70\%$ ;  $p < .05$ ) in dvo–sklepne mišice rectus femoris ( $200.52 \pm 40.50$  vs.  $129.50 \pm 38.27\%$ ;  $p < .05$ ), pri mišici vastus medialis pa je bila amplituda pEMG manjša kot v skupini desničarjev ( $265.24 \pm 61.74$  vs.  $328.90 \pm 95.85\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 21).

Analiza CMJND je pokazala, da so pri levičarjih večje amplitude pEMG aktivnosti mišice vastus medialis ( $252.64 \pm 52.72$  vs.  $183.64 \pm 20.13\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 21).

Pri analizi CMJ je bila pri dominantni okončini levičarjev ugotovljena večja amplituda pEMG mišice vastus lateralis ( $236.34 \pm 86.89$  vs.  $156.58 \pm 26.84\%$ ;  $p < .05$ ), mišice biceps femoris ( $112.42 \pm 91.35$  vs.  $62.10 \pm 28.12\%$ ;  $p < .05$ ) in dvo–sklepne mišice rectus femoris ( $198.32 \pm 56.99$  vs.  $151.20 \pm 63.77$  %;  $p < .05$ ) ter manjša amplituda pri mišici vastus medialis ( $243.32 \pm 58.77$  vs.  $341.65 \pm 108.33$  %;  $p < .05$ ) in dvo–sklepni mišici gastrocnemius ( $173.00 \pm 63.64$  vs.  $229.87 \pm 69.44\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 21).

Pri analizi CMJ je bila pri nedominantni okončini levičarjev ugotovljena večja amplituda mišice biceps femoris ( $111.42 \pm 85.58$  vs.  $50.87 \pm 14.04\%$ ;  $p < .05$ ). Pri ostalih mišicah na nedominantni okončini ni bilo ugotovljenih statistično značilnih razlik med levičarji in desničarji (preglednica 21).

Primerjalna analiza homonimnih parov mišic pri CMJ znotraj skupine levičarjev je pokazala razlike med dominantno in nedominantno spodnjo okončino v amplitudi pEMG dvo-sklepne mišice rectus femoris ( $198.32 \pm 56.99$  vs.  $149.26 \pm 29.06\%$ ;  $p < .05$ ) in dvo-sklepne mišice gastrocnemius ( $173.00 \pm 63.64$  vs.  $217.00 \pm 63.47\%$ ;  $p < .05$ ). Primerjalna analiza homonimnih parov mišic pri CMJ znotraj skupine desničarjev ni pokazala razlik v srednjih vrednostih največjih amplitud pEMG aktivnosti mišic med dominantno in nedominantno spodnjo okončino (preglednica 21).

Preglednica 21: Amplitude pEMG enonožnega in sonožnega CMJ v fazi odriava sprinterjev levičarjev in desničarjev (normalizacija pEMG glede na  $aEMG_{NHIK}$ ).

SPREMENLJIVKE		ENOTA (%NHIK)	CMJD	CMJND	CMJ	
					DOM	NEDOM
LEVIČARJI	<b>ENO-SKLEPNE MIŠICE</b>					
	Erector spinae (ES)	%	<b>95.52 ± 12.02*</b>	74.02 ± 32.32	128.76 ± 34.02&	124.40 ± 34.02
	Gluteus maximus (GM)	%	132.82 ± 95.56	132.32 ± 67.27	123.72 ± 71.10	135.66 ± 71.01
	Vastus lateralis (VL)	%	<b>292.00 ± 112.64*</b>	206.12 ± 92.70	<b>236.34 ± 86.89*</b>	234.08 ± 85.60
	Vastus medialis (VM)	%	<b>265.24 ± 61.74*</b>	<b>252.64 ± 52.27*</b>	<b>243.32 ± 58.77*</b>	252.36 ± 55.15
	<b>DVO-SKLEPNE MIŠICE</b>					
	Biceps femoris (BF)	%	108.82 ± 92.32	94.02 ± 62.05	<b>112.42 ± 91.35*</b>	<b>111.42 ± 85.58*</b>
	Rectus femoris (RF)	%	<b>200.52 ± 40.50*</b>	148.00 ± 31.62	<b>198.32 ± 56.99*+</b>	149.26 ± 29.06
	Gastrocnemius (MG)	%	189.80 ± 23.36	224.92 ± 73.04	<b>173.00 ± 63.64*+&amp;</b>	217.00 ± 63.47
	DESNICARJI	<b>ENO-SKLEPNE MIŠICE</b>				
Erector spinae (ES)		%	73.84 ± 12.01	60.05 ± 17.01	113.79 ± 40.38&	104.48 ± 40.15
Gluteus maximus (GM)		%	101.53 ± 20.90	112.74 ± 52.01	120.93 ± 48.37	106.37 ± 50.83
Vastus lateralis (VL)		%	179.86 ± 74.70	156.64 ± 21.55	156.58 ± 26.84	213.71 ± 25.45
Vastus medialis (VM)		%	328.90 ± 95.85	183.64 ± 20.13	341.65 ± 148.33	277.08 ± 48.49
<b>DVO-SKLEPNE MIŠICE</b>						
Biceps femoris (BF)		%	89.68 ± 63.62	62.84 ± 42.07	62.10 ± 28.12	50.87 ± 14.04
Rectus femoris (RF)		%	129.50 ± 38.27	129.02 ± 25.43	151.20 ± 63.77&	167.20 ± 49.78
Gastrocnemius (MG)		%	194.55 ± 49.68	187.69 ± 42.03	229.87 ± 69.44&	199.20 ± 43.46

\*Razlika med skupinama je statistično značilna ( $p < .05$ ).

+Razlika med dominantno in nedominantno okončino pri sonožnem CMJ ( $p < .05$ ).

&Razlika med enonožnim in sonožnim CMJ (dominantna noga) ( $p < .05$ ).

Primerjalna analiza vrednosti amplitud pEMG mišic na dominantni okončini med enonožnim in sonožnim CMJ, je v skupini desničarjev pokazala razlike v amplitudi mišice erector spinae, kjer je večja vrednost pri sonožnem skoku ( $113.79 \pm 40.38$  vs.  $73.84 \pm 12.01\%$ ;  $p < .05$ ). Razlike so se pokazale še pri dvo–sklepni mišici rectus femoris, kjer je večja vrednost pri sonožnem skoku ( $151.20 \pm 63.77$  vs.  $129.50 \pm 38.27\%$ ;  $p < .05$ ) in dvo–sklepni mišici gastrocnemius, ki je bolj aktivna pri sonožnem skoku ( $229.87 \pm 69.44$  vs.  $194.55 \pm 49.68\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 21).

V nadaljnji analizi smo primerjali še vrednosti amplitud pEMG mišic na dominantni okončini med enonožnim in sonožnim CMJ. V skupini levičarjev so se pokazale razlike v amplitudi mišice erector spinae, kjer je večja vrednost pri sonožnem skoku ( $128.76 \pm 34.02$  vs.  $95.52 \pm 12.02\%$ ;  $p < .05$ ), razlike so se pokazale še pri dvo–sklepni mišici gastrocnemius, kjer je večja vrednost pri enonožnem skoku ( $189.80 \pm 23.36$  vs.  $173.00 \pm 63.64\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 21).

Primerjava amplitud pEMG normaliziranih glede na NHKK je med skupinama levičarjev in desničarjev pokazala, da so pri CMJD levičarjev večje amplitude pEMG aktivnosti mišice gluteus maximus ( $143.82 \pm 35.56$  vs.  $88.53 \pm 16.90\%$ ;  $p < .05$ ), mišice vastus lateralis ( $111.00 \pm 21.64$  vs.  $94.86 \pm 6.70\%$ ;  $p < .05$ ), dvo–sklepne mišice rectus femoris ( $96.52 \pm 11.50$  vs.  $79.50 \pm 13.27\%$ ;  $p < .05$ ) in dvo–sklepne mišice gastrocnemius ( $111.04 \pm 10.36$  vs.  $85.55 \pm 9.68\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 22).

Primerjalna analiza CMJND je pokazala, da so pri levičarjih večje amplitude pEMG aktivnosti mišice erector spinae ( $99.11 \pm 31.32$  vs.  $77.01 \pm 24.01\%$ ;  $p < .05$ ), vastus lateralis ( $146.12 \pm 49.70$  vs.  $97.64 \pm 11.55\%$ ;  $p < 0.05$ ), vastus medialis ( $104.64 \pm 19.27$  vs.  $82.64 \pm 10.13\%$ ;  $p < .05$ ) in dvo–sklepne mišice rectus femoris ( $120.97 \pm 31.62$  vs.  $83.02 \pm 12.43\%$ ;  $p < .05$ ). Primerjalna analiza CMJ je pri dominantni okončini levičarjev pokazala večje amplitude pEMG mišice gluteus maximus ( $125.72 \pm 49.10$  vs.  $97.93 \pm 26.37\%$ ;  $p < .05$ ), mišice vastus lateralis ( $112.34 \pm 24.89$  vs.  $97.58 \pm 12.84\%$ ;  $p < .05$ ) in dvo–sklepne mišice rectus femoris ( $98.32 \pm 9.63$  vs.  $80.20 \pm 23.77\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 22).

Analiza CMJ je pri nedominantni okončini levičarjev pokazala večje amplitude mišice erector spinae ( $153.40 \pm 64.02$  vs.  $109.48 \pm 32.15\%$ ;  $p < .05$ ), mišice gluteus maximus ( $136.66 \pm 49.01$  vs.  $109.37 \pm 15.83\%$ ;  $p < .05$ ), mišice vastus lateralis ( $133.68 \pm 44.60$  vs.  $103.71 \pm 11.45\%$ ;  $p < .05$ ) in dvo-sklepne mišice biceps femoris ( $106.42 \pm 34.58$  vs.  $83.31 \pm 25.04\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 22).

Primerjalna analiza homonimnih parov mišic znotraj skupine levičarjev je pri CMJ pokazala razlike med mišičnimi pari v srednjih vrednostih največjih amplitud pEMG pri mišici erector spinae, kjer je večja vrednost na nedominantni strani telesa ( $153.40 \pm 64.02$  vs.  $124.76 \pm 29.02\%$ ;  $p < .05$ ), večja vrednost amplitude pEMG na nedominantni okončini se je pokazala še pri mišici vastus lateralis ( $133.68 \pm 44.60$  vs.  $112.34 \pm 10.77\%$ ;  $p < .05$ ), pri mišici vastus medialis pa je vrednost amplitude pEMG večja na dominantni okončini ( $111.32 \pm 10.77$  vs.  $87.69 \pm 13.15\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 22).

Primerjalna analiza homonimnih parov mišic znotraj skupine desničarjev je pri CMJ pokazala razlike med mišičnimi pari v amplitudi EMG pri mišici vastus lateralis, kjer je večja vrednost na nedominantni okončini ( $103.71 \pm 11.45$  vs.  $97.58 \pm 12.84\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 22).

Večja vrednost amplitude pEMG na nedominantni okončini se je pokazala še pri dvo-sklepni mišici biceps femoris ( $99.20 \pm 14.78$  vs.  $80.20 \pm 23.77\%$ ;  $p < .05$ ), pri mišici vastus medialis pa je vrednost amplitude pEMG večja na dominantni okončini ( $104.65 \pm 25.33$  vs.  $92.08 \pm 11.49\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 22).

V nadaljnji analizi smo primerjali še srednje vrednosti amplitud pEMG mišic na dominantni okončini med enonožnim in sonožnim skokom. V skupini levičarjev so se pokazale večje vrednosti amplitud pEMG pri sonožnem skoku pri mišici erector spinae ( $124.76 \pm 29.02$  vs.  $75.52 \pm 18.02\%$ ;  $p < .05$ ) in pri mišici vastus medialis ( $111.32 \pm 10.77$  vs.  $102.24 \pm 10.74\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 22).



Razlike v amplitudi pEMG med enonožnim in sonožnim skokom so se pokazale še pri mišici gluteus maximus, kjer je večja vrednost pri enonožnem skoku ( $143.82 \pm 35.56$  vs.  $125.72 \pm 49.10\%$ ;  $p < .05$ ), večja vrednost amplitude pEMG pri enonožnem skoku je bila ugotovljena še pri dvo–sklepni mišici gastrocnemius ( $111.04 \pm 10.36$  vs.  $101.00 \pm 8.64\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 22). Primerjalna analiza srednjih vrednosti amplitud pEMG med enonožnim in sonožnim CMJ na dominantni okončini je v skupini desničarjev pokazala razlike v amplitudi mišice erector spinae, kjer je večja vrednost pri sonožnem skoku ( $108.79 \pm 19.38$  vs.  $78.84 \pm 32.01\%$ ;  $p < .05$ ), večje vrednosti amplitud pEMG pri sonožnem skoku so bile ugotovljene še pri mišici vastus medialis ( $104.65 \pm 25.33$  vs.  $85.00 \pm 21.85\%$ ;  $p < .05$ ) in pri dvo–sklepni mišici gastrocnemius ( $106.87 \pm 16.44$  vs.  $85.55 \pm 9.68\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 22).

Preglednica 22: Amplitude pEMG enonožnega in sonožnega CMJ v fazi odriava sprinterjev levičarjev in desničarjev (normalizacija pEMG glede na  $aEMG_{NHKK}$ ).

	SPREMENLJIVKE	ENOTA %NHKK	CMJD	CMJND	CMJ	
					DOM	NEDOM
LEVIČARJI	<b>ENO–SKLEPNE MIŠICE</b>					
	Erector spinae (ES)	%	$75.52 \pm 18.02$	<b><math>99.11 \pm 31.32^*</math></b>	$124.76 \pm 29.02^{+ \&}$	<b><math>153.40 \pm 64.02^*</math></b>
	Gluteus maximus (GM)	%	<b><math>143.82 \pm 35.56^*</math></b>	$119.32 \pm 26.27$	<b><math>125.72 \pm 49.10^{* \&amp;}</math></b>	<b><math>136.66 \pm 49.01^*</math></b>
	Vastus lateralis (VL)	%	<b><math>111.00 \pm 21.64^*</math></b>	<b><math>146.12 \pm 49.70^*</math></b>	<b><math>112.34 \pm 24.89^{+ \&amp;}</math></b>	<b><math>133.68 \pm 44.60^*</math></b>
	Vastus medialis (VM)	%	<b><math>102.24 \pm 10.74^*</math></b>	<b><math>104.64 \pm 19.27^*</math></b>	$111.32 \pm 10.77^{+ \&}$	$87.69 \pm 13.15$
	<b>DVO–SKLEPNE MIŠICE</b>					
	Biceps femoris (BF)	%	$81.82 \pm 31.32$	$89.02 \pm 33.05$	$95.42 \pm 44.35$	<b><math>106.42 \pm 34.58^*</math></b>
	Rectus femoris (RF)	%	<b><math>96.52 \pm 11.50^*</math></b>	<b><math>120.97 \pm 31.62^*</math></b>	<b><math>98.32 \pm 9.63^*</math></b>	$113.26 \pm 31.06$
	Gastrocnemius (MG)	%	<b><math>111.04 \pm 10.36^*</math></b>	$98.92 \pm 18.04$	$101.00 \pm 8.64^{\&}$	$95.97 \pm 15.47$
	DESNICARJI	<b>ENO–SKLEPNE MIŠICE</b>				
Erector spinae (ES)		%	$78.84 \pm 32.01$	$77.01 \pm 24.01$	$108.79 \pm 19.38^{\&}$	$109.48 \pm 32.15$
Gluteus maximus (GM)		%	$88.53 \pm 16.90$	$108.74 \pm 39.01$	$97.93 \pm 26.37$	$109.37 \pm 15.83$
Vastus lateralis (VL)		%	$94.86 \pm 6.70$	$97.64 \pm 11.55$	$97.58 \pm 12.84^{+}$	$103.71 \pm 11.45$
Vastus medialis (VM)		%	$85.90 \pm 21.85$	$82.64 \pm 10.13$	$104.65 \pm 25.33^{+ \&}$	$92.08 \pm 11.49$
<b>DVO–SKLEPNE MIŠICE</b>						
Biceps femoris (BF)		%	$90.68 \pm 41.62$	$89.84 \pm 42.07$	$80.10 \pm 23.12$	$83.31 \pm 25.04$
Rectus femoris (RF)		%	$79.50 \pm 13.27$	$83.02 \pm 12.43$	$80.20 \pm 23.77^{+}$	$99.20 \pm 14.78$
Gastrocnemius (MG)		%	$85.55 \pm 9.68$	$94.69 \pm 9.83$	$106.87 \pm 16.44^{\&}$	$101.20 \pm 11.46$

\*Razlika med skupinama je statistično značilna ( $p < .05$ ).

+Razlika med dominantno in nedominantno okončino pri sonožnem CMJ ( $p < .05$ ).

&Razlika med enonožnim in sonožnim CMJ (dominantna noga) ( $p < .05$ ).

### 6.2.6 PRIMERJALNA ANALIZA BILATERALNEGA INDEKSA SPRINTERJEV LEVIČARJEV IN DESNIČARJEV

Z metodo 3D kinematike smo analizirali kote v kolenskem sklepu, kjer statistična analiza ni pokazala razlik med enononožnimi in sonožnimi CMJ (preglednica 17).

Pri kinematičnih in dinamičnih spremenljivkah je pričakovano, da so izračuni BI vedno negativni, kar kaže na pojav BD pri izvajanju CMJ. Izračun BI za produkcijo sile kaže večji BLD v skupini desničarjev ( $-37.04 \pm 5.76$  vs.  $-28.36 \pm 7.29$  N;  $p < .05$ ) in večji BLD v sklepnih moči ( $-10.92 \pm 8.15$  vs.  $-2.56 \pm 3.96$  W·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) (preglednica 23).

Izračuni BI amplitud pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin kažejo na pojav BFC pri vseh mišicah desničarjev, pri levičarjih pa se BFC pojavi le pri mišici erector spinae, gluteus maximus in biceps femoris, pri ostalih mišicah pa se pojavi BLD (preglednica 23).

Bilateralni indeks mišične aktivnosti smo najprej izračunali za amplitude pEMG, ki smo jih normalizirali glede na NHIK. Primerjalna analiza BI je pokazala, da je pri levičarjih BI negativen v primerjavi z desničarji pri mišici vastus lateralis ( $-5.32 \pm 2.52$  vs.  $9.22 \pm 15.47\%$ ;  $p < .05$ ), pri mišici vastus medialis ( $-3.09 \pm 3.58$  vs.  $22.69 \pm 15.03\%$ ;  $p < .05$ ), pri dvo–sklepni mišici rectus femoris ( $-0.13 \pm 2.73$  vs.  $-24.44 \pm 13.30\%$ ;  $p < .05$ ) in pri dvo–sklepni mišici gastrocnemius ( $-5.54 \pm 4.57$  vs.  $12.40 \pm 9.37\%$ ;  $p < .05$ ), kar kaže na pojav BLD v mišični aktivnosti pri levičarjih in pojav BFC pri desničarjih (preglednica 23).

Bilateralni indeks mišične aktivnosti smo izračunali tudi za amplitude pEMG, ki smo jih normalizirali glede na NHKK. Primerjalna analiza BI je pokazala, da je pri levičarjih BI negativen v primerjavi z desničarji pri mišici vastus lateralis ( $-4.94 \pm 2.41$  vs.  $4.97 \pm 4.45\%$ ;  $p < .05$ ) in pri mišici vastus medialis ( $-2.85 \pm 3.45$  vs.  $18.53 \pm 13.55\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 23). Do enakih ugotovitev smo prišli tudi pri dvo–sklepni mišici rectus femoris ( $-1.59 \pm 2.30$  vs.  $11.65 \pm 11.62\%$ ;  $p < .05$ ) in pri dvo–sklepni mišici gastrocnemius ( $-5.77 \pm 5.29$  vs.  $16.98 \pm 3.17\%$ ;  $p < .05$ ), kar kaže na pojav BLD v mišični aktivnosti pri levičarjih in pojav BFC pri desničarjih (preglednica 23).

Preglednica 23: Srednje vrednosti in SD bilateralnega indeksa spremenljivk vertikalnega skoka med sprinterji levičarji in desničarji.

	SPREMENLJIVKE	ENOTA	BILATERALNI INDEKS		
			Povp. vred. $\pm$ SD		
LEVIČARJI	VIŠINA SKOKA	%	$-18.07 \pm 7.88^+$		
	PRODUKCIJA SILE	%	<b><math>-28.36 \pm 7.29^{**}</math></b>		
	IMPULZ SILE	%	$-56.52 \pm 2.99^+$		
	SKLEPNI NAVOR	%	$-21.78 \pm 10.81^+$		
	SKLEPNA MOČ	%	<b><math>-2.56 \pm 3.96^*</math></b>		
			BILATERALNI INDEKS	BILATERALNI INDEKS	
			Povp. vred. $\pm$ SD		
			(NHKK)		
		<b>EMG–enosklepne m.</b>			
		m. ERECTOR SPINAE	%	$52.33 \pm 40.80^+$	$58.38 \pm 34.07^+$
		m. GLUTEUS MAXIMUS	%	$4.21 \pm 23.63$	$-1.28 \pm 2.34$
		m. VASTUS LATERALIS	%	<b><math>-5.32 \pm 2.52^{**}</math></b>	<b><math>-4.94 \pm 2.41^{**}</math></b>
		m. VASTUS MEDIALIS	%	$-3.09 \pm 3.58^*$	$-2.85 \pm 3.45^*$
	<b>EMG–dvosklepne m.</b>				
	m. BICEPS FEMORIS	%	$16.48 \pm 35.15$	$26.83 \pm 51.12$	
	m. RECTUS FEMORIS	%	$-0.13 \pm 2.73^*$	$-1.59 \pm 2.30^*$	
	m. GASTROCNEMIUS	%	<b><math>-5.54 \pm 4.57^{**}</math></b>	<b><math>-5.77 \pm 5.29^{**}</math></b>	
DESNICARJI	VIŠINA SKOKA	%	$-20.41 \pm 6.77^+$		
	PRODUKCIJA SILE	%	$-37.04 \pm 5.76^+$		
	IMPULZ SILE	%	$-56.66 \pm 2.29^+$		
	SKLEPNI NAVOR	%	$-26.47 \pm 6.84^+$		
	SKLEPNA MOČ	%	$-10.92 \pm 8.15^+$		
			BILATERALNI INDEKS	BILATERALNI INDEKS	
			Povp. vred. $\pm$ SD		
			(NHKK)		
		<b>EMG–enosklepne m.</b>			
		m. ERECTOR SPINAE	%	$61.84 \pm 31.73^+$	$45.62 \pm 30.42^+$
		m. GLUTEUS MAXIMUS	%	$6.89 \pm 28.19$	$10.60 \pm 10.11$
		m. VASTUS LATERALIS	%	$9.22 \pm 15.47^+$	$4.97 \pm 4.45$
		m. VASTUS MEDIALIS	%	$22.69 \pm 15.03^+$	$18.53 \pm 13.55^+$
	<b>EMG–dvosklepne m.</b>				
	m. BICEPS FEMORIS	%	$4.57 \pm 57.13$	$16.70 \pm 45.55$	
	m. RECTUS FEMORIS	%	$24.44 \pm 13.30^+$	$11.65 \pm 11.62^+$	
	m. GASTROCNEMIUS	%	$12.40 \pm 9.37^+$	$16.98 \pm 3.17^+$	

\*Razlika med skupinama je statistično značilna ( $p < .05$ ).

+Vrednost BI je statistično različna od 0 ( $p < .05$ ).

Pri sprinterjih levičarjih in desničarjih so vrednosti BI spremenljivk višine skoka ( $L = -18.07 \pm 7.88\%$ ;  $D = -20.41 \pm 6.77\%$ ;  $p < .05$ ), produkcije sile ( $L = -28.36 \pm 7.29\%$ ;  $D = -37.04 \pm 5.76\%$ ;  $p < .05$ ), impulza sile ( $L = -56.52 \pm 2.99\%$ ;  $D = -56.66 \pm 2.29\%$ ;  $p < .05$ ) in sklepne navora ( $L = -21.78 \pm 10.81\%$ ;  $D = -26.47 \pm 6.84\%$ ;  $p < .05$ ) statistično manjše od 0, kar kaže na pojav BLD. BI spremenljivke sklepna moč pa je statistično manjši od 0 le v skupini desničarjev ( $-10.92 \pm 8.15\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 23).

Analiza BI amplitud pEMG, ki smo jih normalizirali glede na NHIK, je v skupini sprinterjev levičarjev pokazala, da je BI mišice erector spinae ( $52.33 \pm 40.80\%$ ;  $p < .05$ ), mišice vastus lateralis ( $-5.32 \pm 2.52\%$ ;  $p < .05$ ) in dvo-sklepne mišice gastrocnemius ( $-5.54 \pm 4.57\%$ ;  $p < .05$ ) statistično različen od 0, kar kaže na pojav BFC pri mišici erector spinae in pojav BLD pri mišicah vastus lateralis in gastrocnemius (preglednica 23).

V skupini sprinterjev desničarjev je BI različen od 0 pri mišici erector spinae ( $61.84 \pm 31.73\%$ ;  $p < .05$ ), mišici vastus lateralis ( $9.22 \pm 15.47\%$ ;  $p < .05$ ), mišici vastus medialis ( $22.69 \pm 15.03\%$ ;  $p < .05$ ) ter pri dvo-sklepnih mišicah rectus femoris ( $24.44 \pm 13.30\%$ ;  $p < .05$ ) in gastrocnemius ( $12.40 \pm 9.37\%$ ;  $p < .05$ ), kar kaže na pojav BFC (preglednica 23).

Analiza BI amplitud EMG, ki smo jih normalizirali glede na NHKK, je v skupini sprinterjev levičarjev pokazala, da je BI mišice erector spinae ( $58.38 \pm 34.07\%$ ;  $p < .05$ ), mišice vastus lateralis ( $-4.94 \pm 2.41\%$ ;  $p < .05$ ) in dvo-sklepne mišice gastrocnemius ( $-5.77 \pm 5.29\%$ ;  $p < .05$ ) statistično različen od 0, kar kaže na pojav BFC pri mišici erector spinae in pojav BLD pri mišicah vastus lateralis in gastrocnemius (preglednica 23). V skupini sprinterjev desničarjev je BI različen od 0 pri mišici erector spinae ( $45.62 \pm 30.42\%$ ;  $p < .05$ ), mišici vastus medialis ( $18.53 \pm 13.55\%$ ;  $p < .05$ ) ter pri dvo-sklepnih mišicah rectus femoris ( $11.65 \pm 11.62\%$ ;  $p < .05$ ) in gastrocnemius ( $16.98 \pm 3.17\%$ ;  $p < .05$ ), kar kaže na pojav BLD (preglednica 23).

### 6.3 PRIMERJALNA ANALIZA NAJVEČJIH AMPLITUD pEMG SONOŽNEGA IN ENONOŽNEGA CMJ

#### 6.3.1 PRIMERJAVA NAJVEČJIH AMPLITUD pEMG AKTIVNOSTI MIŠIC MED SONOŽNIM IN ENONOŽNIM CMJ: NORMALIZACIJA pEMG Z METODAMA NHIK IN NHKK

V nadaljnji analizi smo analizirali in kvantificirali razlike v največjih amplitudah pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin (eno–sklepne in dvo–sklepne mišice) pri dveh pogojih izvajanja vertikalnih skokov (sonožni skok in enonožni skok). V analizi smo obravnavali vse merjence ne glede na kategorijo. Normalizacijo elektromiografskega signala smo naredili po dveh metodah normalizacije.

Primerjalna analiza amplitud pEMG aktivnosti mišic med sonožnim in enonožnim CMJ, ki smo jih normalizirali z metodo NHIK, je pokazala večje vrednosti amplitud pEMG med sonožnim skokom pri mišici erector spinae ( $120.80 \pm 37.56$  vs.  $72.50 \pm 18.56\%$ ;  $p < .05$ ), pri dvo–sklepni mišici rectus femoris ( $173.24 \pm 56.74$  vs.  $159.24 \pm 53.74\%$ ;  $p < .05$ ) in pri dvo–sklepni mišici gastrocnemius ( $203.14 \pm 59.42$  vs.  $190.98 \pm 22.42\%$ ;  $p < .05$ ) (Slika 98, preglednica 24).

Primerjalna analiza amplitud pEMG aktivnosti mišic med sonožnim in enonožnim CMJ, ki smo jih normalizirali z metodo NHKK, pa je pokazala večje vrednosti amplitud pEMG med sonožnim skokom pri mišici erector spinae ( $115.82 \pm 25.56$  vs.  $77.82 \pm 27.56\%$ ;  $p < 0.05$ ), pri mišici vastus medialis ( $107.76 \pm 20.42$  vs.  $93.76 \pm 19.42\%$ ;  $p < .05$ ) in pri dvo–sklepni mišici gastrocnemius ( $104.76 \pm 14.42$  vs.  $96.76 \pm 15.42\%$ ;  $p < .05$ ) (Slika 98, preglednica 24).

Preglednica 24: Primerjava največjih amplitud pEMG aktivnosti mišic med sonožnim in enonožnim CMJ po normalizaciji z NHIK in NHKK.

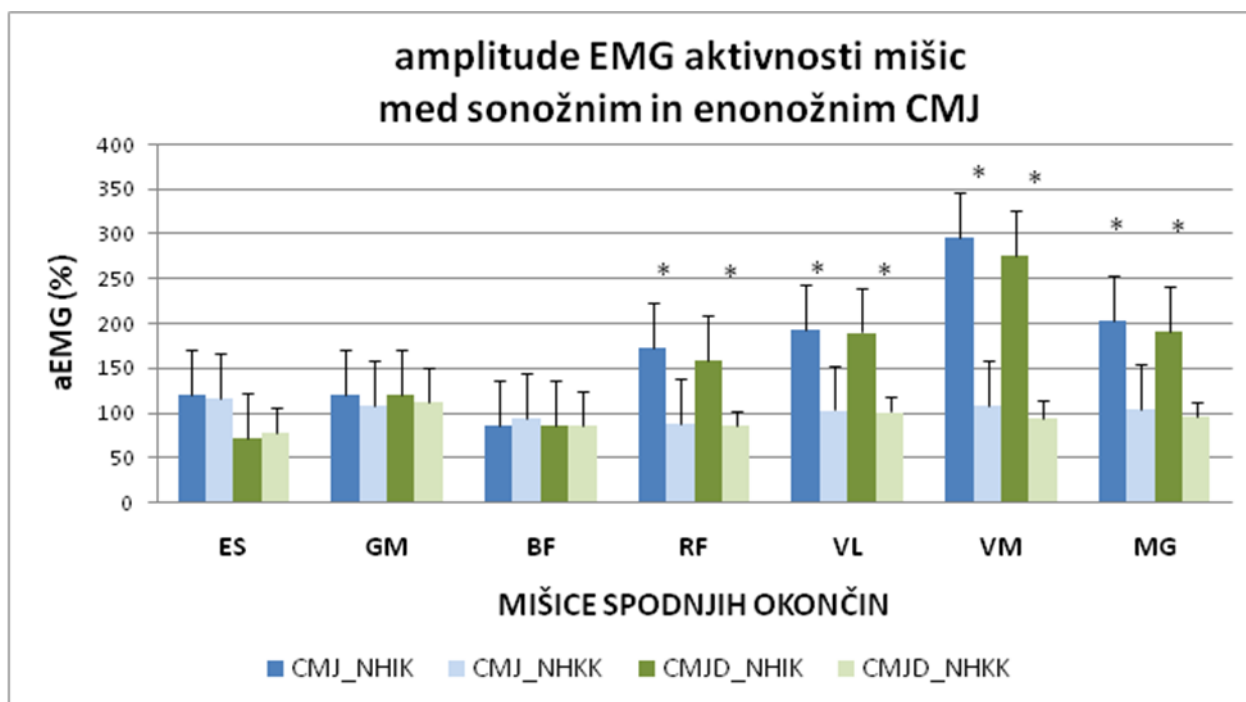
SPREMENLJIVKE	CMJD (%NHIK)	CMJD (%NHKK)	CMJ (%NHIK)	CMJ (%NHKK)
<b>ENO-SKLEPNE MIŠICE</b>				
Erector spinae (ES)	72.50 ±18.56	77.82 ±27.56	<b>120.80 ±37.56*</b>	<b>115.82 ±25.56*</b>
Gluteus maximus (GM)	121.00±66.64	112.00±38.64	121.00±56.64	109.00±40.64
Vastus lateralis (VL)	189.80±76.74	101.24 ±17.74	193.24 ±72.74	103.24 ±19.74
Vastus medialis (VM)	276.30±82.42	93.76 ±19.42	295.76 ±72.42	<b>107.76 ±20.42*</b>
<b>DVO-SKLEPNE MIŠICE</b>				
Biceps femoris (BF)	86.77±21.33	86.00±37.64	86.47 ±21.64	94.00±37.64
Rectus femoris (RF)	159.24±53.74	86.24 ±15.74	<b>173.24 ±56.74*</b>	88.24 ±20.74
Gastrocnemius (MG)	190.98±22.42	96.76 ±15.42	<b>203.14 ±59.42*</b>	<b>104.76 ±14.42*</b>

*\*Razlika med enonožnim skokom z dominantno okončino (CMJD) in sonožnim skokom (CMJ) je statistično značilna ( $p < .05$ ).*

Primerjalna analiza vrednosti amplitud pEMG mišic dominantne spodnje okončine je pokazala razlike med metodama normalizacije NHIK in NHKK pri štirih mišicah spodnjih okončin – rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis in gastrocnemius.

Primerjava vrednosti največjih amplitud pEMG pri sonožnem skoku (CMJ) je pokazala, da so vrednosti večje po metodi NHIK pri dvo-sklepni mišici rectus femoris ( $173.24 \pm 56.74$  vs.  $88.24 \pm 20.74\%$ ;  $p < .05$ ), pri mišici vastus lateralis ( $193.24 \pm 72.74$  vs.  $103.24 \pm 19.74\%$ ;  $p < .05$ ), pri mišici vastus medialis ( $295.76 \pm 72.42$  vs.  $107.76 \pm 20.42\%$ ;  $p < .05$ ) in pri dvo-sklepni mišici gastrocnemius ( $203.14 \pm 59.42$  vs.  $104.76 \pm 14.42\%$ ;  $p < .05$ ) (Slika 98, preglednica 24).

Primerjava vrednosti največjih amplitud pEMG pri enonožnem skoku (CMJD) je pokazala, da so vrednosti večje po metodi NHIK pri dvo-sklepni mišici rectus femoris ( $159.24 \pm 53.74$  vs.  $86.24 \pm 15.74\%$ ;  $p < .05$ ), pri mišici vastus lateralis ( $189.80 \pm 76.74$  vs.  $101.24 \pm 17.74\%$ ;  $p < .05$ ), pri mišici vastus medialis ( $276.30 \pm 82.42$  vs.  $93.76 \pm 19.42\%$ ;  $p < .05$ ) in pri dvo-sklepni mišici gastrocnemius ( $190.98 \pm 22.42$  vs.  $96.76 \pm 15.42\%$ ;  $p < .05$ ) (Slika 98, preglednica 24).



\*Razlika med metodama normalizacije NHIK in NHKK je statistično značilna ( $p < .05$ ).

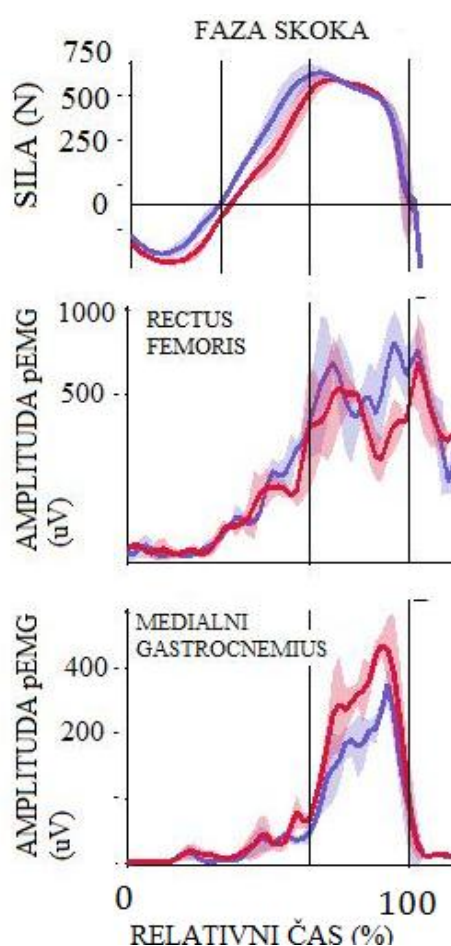
Slika 98: Primerjava največjih amplitud pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin med sonožnim (CMJ) in enonožnim (CMJD) skokom po dveh metodah normalizacije (NHIK in NHKK).

#### 6.4 PRIMERJALNA ANALIZA VZORCEV pEMG AKTIVNOSTI DVO–SKLEPNIH MIŠIC RECTUS FEMORIS IN GASTROCNEMIUS MED KATEGORIJAMA SPRIINTERJEV

Na koncu raziskave smo ugotavljali razlike med kategorijama sprinterjev v vzorcih pEMG aktivnosti dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius, s čimer smo preverjali proksimalno–distalni princip aktivacije mišic pri izvedbi sonožnega vertikalnega skoka CMJ. Pri prenosu kinetične energije rotacijskega gibanja v translatorno gibanje so pomembne dvo–sklepne mišice, ki s trupa na golen in posledično s kolka na koleno prenesejo vztrajnostno energijo trupa s pomočjo preme stegenske mišice (rectus femoris), s stegna na stopalo (s kolenskega sklepa na gleženj) pa kinetično energijo prenaša dvoglava mečna mišica (gastrocnemius).

6.4.1 PRIMERJALNA ANALIZA VZORCEV pEMG AKTIVNOSTI DVO-SKLEPNIH MIŠIC RECTUS FEMORIS IN GASTROCNEMIUS MED SPRINTERJEMA IZ PRVE IN DRUGE KATEGORIJE

Vrednosti amplitud pEMG dvo-sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius pri sonožnem skoku CMJ so prikazani za sprinterja iz prve kategorije in za sprinterja iz druge kategorije, ki sta bila izbrana naključno iz 1. in 2. kategorije. Pri sprinterju iz kategorije 1 vidimo na sliki 99 vzorec proženja aktivnosti dvo-sklepnih mišic (vrh pEMG), ki je v skladu s proksimalno-distalnim principom. Pri tem sprinterju je znašal čas koncentrične faze skoka v povprečju  $221.67 \pm 12.58$  ms, čas do vrha pEMG pri mišici rectus femoris na levi okončini  $95.00 \pm 25.12$  ms ter na desni okončini  $86.67 \pm 24.43$  ms, čas do vrha pEMG pri mišici gastrocnemius na levi okončini pa je znašal  $123.33 \pm 22.99$  ms ter na desni okončini  $132.14 \pm 24.16$  ms (Slika 99).

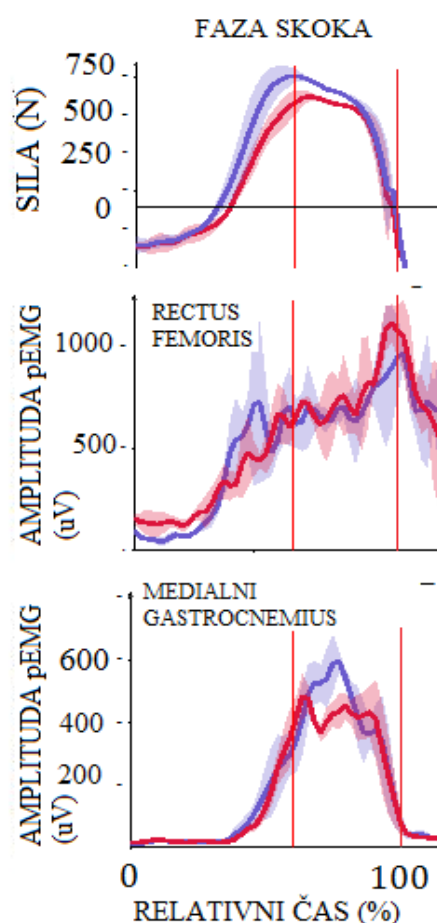


*Legenda: rdeča barva ponazarja aktivnost mišic desne okončine, modra pa leve okončine.*

Slika 99: Prikaz vzorca pEMG aktivnosti dvo-sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius pri sonožnem skoku z nasprotnim gibanjem sprinterja iz kategorije 1.



Pri sprinterju iz kategorije 2 smo ugotovili nepravilen vzorec proženja dvo-sklepnih mišic (Slika 100), ki ni v skladu s proksimalno–distalnim principom. Čas koncentrične faze oziroma faze odziva je pri tem sprinterju znašal  $193.33 \pm 7.63$  ms, čas do vrha pEMG pri mišici rectus femoris na levi okončini  $126.67 \pm 48.12$  ms ter na desni okončini  $168.33 \pm 34.43$  ms, čas do vrha pEMG pri mišici gastrocnemius na levi okončini je znašal  $65.00 \pm 30.41$  ms ter na desni okončini  $56.67 \pm 52.16$  ms. Slika 100 prikazuje nepravilen vzorec aktivnosti dvo-sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius pri izvajanju vertikalnega skoka CMJ, ki ni v skladu s proksimalno–distalnim principom prenašanja energije med segmenti.



*Legenda: rdeča barva ponazarja aktivnost mišic desne okončine, modra pa leve okončine.*

Slika 100: Prikaz vzorca pEMG aktivnosti dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius pri sonožnem skoku z nasprotnim gibanjem sprinterja iz kategorije 2.

Na podlagi rezultatov vzorcev aktivnosti dvo-sklepnih mišic v fazi odziva vertikalnega skoka, ki smo jih dobili z naključnim izborom sprinterja iz prve in iz druge kategorije, smo v nadaljevanju analizirali spremenljivke signala pEMG vseh sprinterjev iz kategorije 1 in iz kategorije 2.

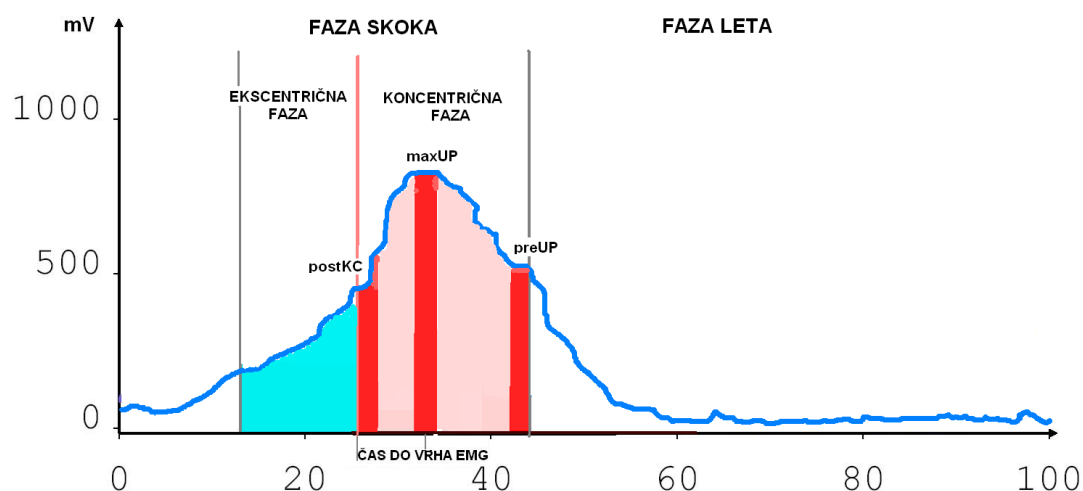
Preglednica 25: Spremenljivke pEMG dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius na dominantni in nedominantni okončini pri CMJ.

	SPREMENLJIVKE	ENOTA	CMJ_D		CMJ_ND		
			Sred. v.	SD	Sred. v.	SD	
KATEGORIJA 1	Ekscentrični čas skoka	ms			<b>153.59 ±18.78*</b>		
	Koncentrični čas skoka	ms			<b>241.12 ±24.04*</b>		
	<b>Rectus femoris</b>						
	Čas do EMG <sub>maks</sub>	ms	<b>110.53</b>	±61.60	<b>110.82</b>	±53.11	
	postKC FAZA	mV·ms	368.40	±201.51	386.05	±173.23	
	maxUP FAZA	mV·ms	865.47	±173.42	854.60	±213.50	
	Vrh EMG	mV	734.75*	±133.43	753.30*	±197.79	
	preUP FAZA	mV·ms	456.94	±148.04	433.60*	±152.56	
	ECC FAZA	mV·ms	273.24*	±115.55	288.35*	±106.87	
	KONC FAZA	mV·ms	456.50*	±97.22	467.30*	±95.26	
	<b>Gastrocnemius</b>						
	Čas do EMG <sub>maks</sub>	ms	<b>137.88*</b>	±42.77	<b>135.24*</b>	±36.44	
	postKC FAZA	mV·ms	157.76*	±115.15	138.59*	±103.53	
	maxUP FAZA	mV·ms	785.88*	±231.32	605.80	±127.45	
	Vrh EMG	mV	660.35*	±225.55	511.06	±115.40	
	preUP FAZA	mV·ms	85.41	±46.43	105.29	±61.21	
	ECC FAZA	mV·ms	70.59	±32.10	56.15*	±24.61	
	KONC FAZA	mV·ms	338.41	±51.52	282.88*	±48.07	
KATEGORIJA 2	Ekscentrični čas skoka	ms			117.19 ±12.38		
	Koncentrični čas skoka	ms			198.88 ±18.01		
	<b>Rectus femoris</b>						
	Čas do EMG <sub>maks</sub>	ms	<b>116.69</b>	±57.27	<b>143.56</b>	±50.68	
	postKC FAZA	mV·ms	431.19	±123.24	454.63	±158.65	
	maxUP FAZA	mV·ms	998.06	±205.53	998.06	±207.01	
	Vrh EMG	mV	930.25	±204.94	902.69	±201.12	
	preUP FAZA	mV·ms	548.13	±182.27	625.25	±244.35	
	ECC FAZA	mV·ms	388.13	±109.45	370.38	±121.55	
	KONC FAZA	mV·ms	540.69	±66.29	551.19	±102.77	
	<b>Gastrocnemius</b>						
	Čas do EMG <sub>maks</sub>	ms	<b>92.94</b>	±54.31	<b>84.81</b>	±40.89	
	postKC FAZA	mV·ms	261.38	±153.18	262.25	±153.77	
	maxUP FAZA	mV·ms	591.81	±88.30	656.06	±157.48	
	Vrh EMG	mV	518.69	±101.83	560.44	±132.03	
	preUP FAZA	mV·ms	68.50	±38.49	88.44	±66.73	
	ECC FAZA	mV·ms	100.13	±76.26	84.13	±49.26	
	KONC FAZA	mV·ms	319.81	±41.31	346.44	±52.32	

\*Razlika med kategorijama je statistično značilna ( $p < .05$ ).

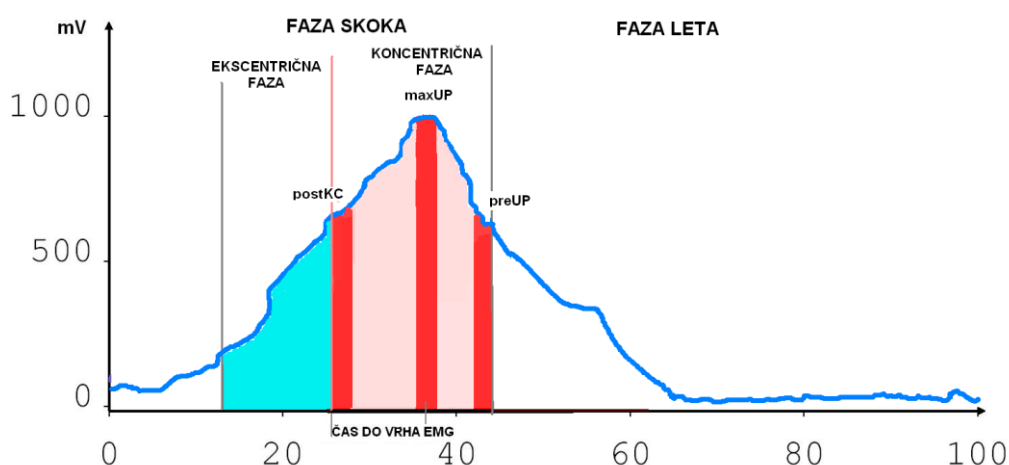
Primerjalna analiza spremenljivk pEMG aktivnosti dvo-sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius je pokazala razlike med kategorijama sprinterjev. Časovna analiza skoka CMJ je pokazala, da je v kategoriji 1 daljša ekscentrična faza skoka (nasprotno gibanje) ( $153.59 \pm 18.78$  ms vs.  $117.19 \pm 12.38$  ms;  $p < .05$ ) in koncentrična faza skoka (odriv) ( $241.12 \pm 24.02$  ms vs.  $198.88 \pm 18.01$  ms;  $p < .05$ ) (preglednica 25). S primerjalno analizo smo ugotovili razlike med kategorijama na dominantni okončini pri mišici rectus femoris in sicer pri spremenljivki vrh EMG, kjer je imela kategorija 1 manjše vrednosti ( $734.75 \pm 133.43$  mV vs.  $930.25 \pm 204.94$  mV;  $p < .05$ ).

Manjše vrednosti na dominantni okončini pri kategoriji 1 smo ugotovili še pri spremenljivki ekscentrična faza (ECC FAZA) ( $273.24 \pm 115.55$  mV·ms vs.  $388.13 \pm 109.45$  mV·ms;  $p < .05$ ) in koncentrična faza (KONC FAZA) ( $456.50 \pm 97.22$  mV·ms vs.  $540.69 \pm 66.29$  mV·ms;  $p < .05$ ) (Sliki 101 in 102, preglednica 25).



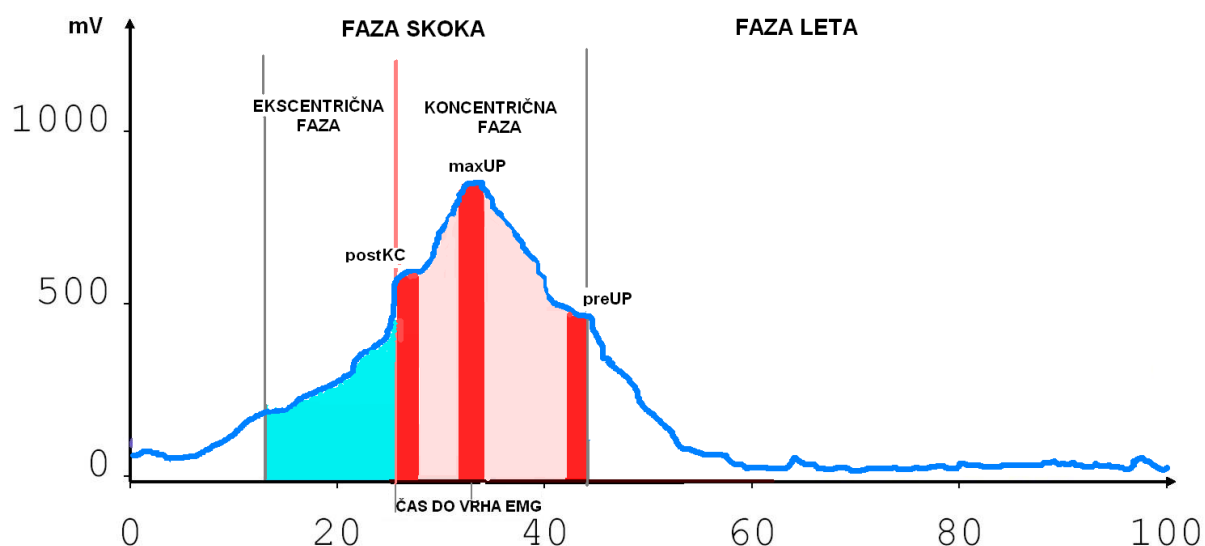
*Legenda: peak – vrh pEMG; čas do vrha pEMG v koncentričnem času; maxUP – vrednost pod krivuljo vrha pEMG (5% časa v levo in desno stran od vrha); postKC – vrednost pod krivuljo pEMG v začetku koncentrične faze (prvih 10% časa); preUP – vrednost pod krivuljo pEMG pred koncem odriva (prvih 10% časa); ecc – vrednost pEMG pod krivuljo v ekscentrični fazi skoka; konc – vrednost pEMG pod krivuljo v koncentrični fazi skoka.*

Slika 101: Vzorec povprečnih vrednosti amplitud pEMG signala aktivnosti dvo–sklepne mišice rectus femoris na dominantni okončini pri sprinterjih v kategoriji 1.

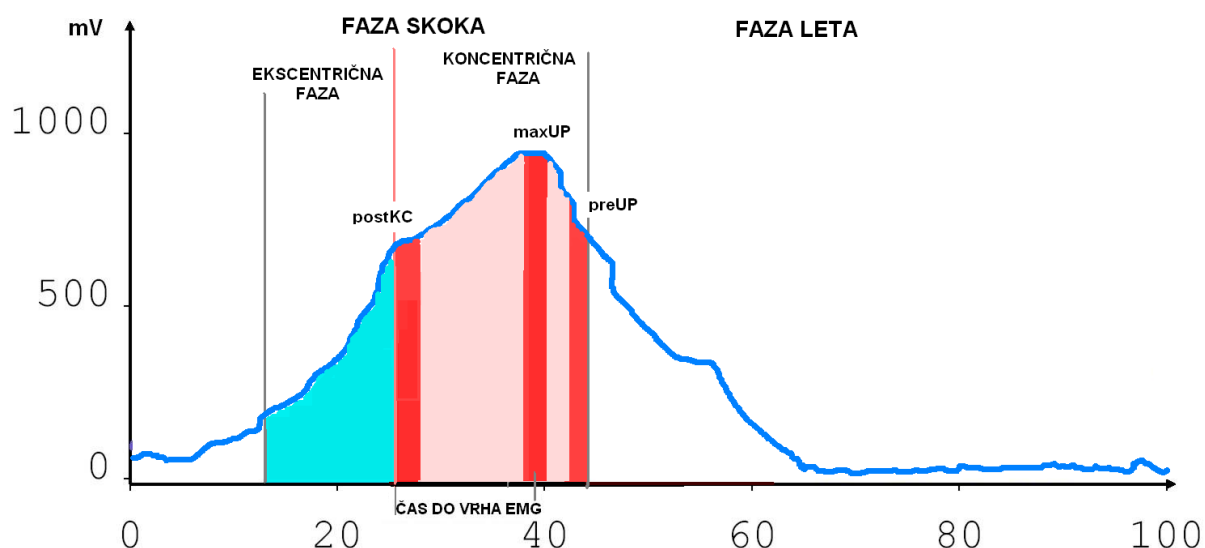


Slika 102: Vzorec povprečnih vrednosti amplitud pEMG signala aktivnosti dvo–sklepne mišice rectus femoris na dominantni okončini pri sprinterjih v kategoriji 2.

S primerjalno analizo smo ugotovili razlike med kategorijama na nedominantni okončini pri mišici rectus femoris in sicer pri spremenljivki vrh EMG, kjer je imela kategorija 1 manjše vrednosti ( $753.30 \pm 197.79$  mV vs.  $902.69 \pm 201.12$  mV;  $p < .05$ ). Kategorija 1 je imela manjše vrednosti tudi v fazi preUP ( $433.60 \pm 152.56$  mV·ms vs.  $625.25 \pm 244.35$  mV·ms;  $p < .05$ ) ter v koncentrični fazi (KONC FAZA) ( $467.30 \pm 95.26$  mV·ms vs.  $551.19 \pm 102.77$  mV·ms;  $p < .05$ ) (Sliki 103 in 104, preglednica 25).

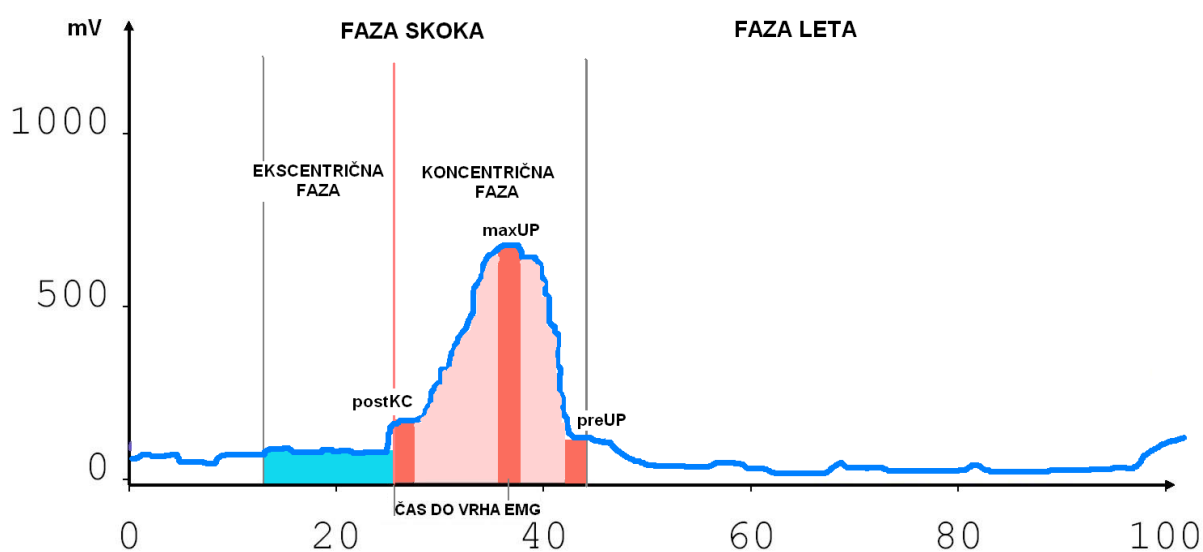


Slika 103: Vzorec povprečnih vrednosti amplitud pEMG signala aktivnosti dvo–sklepne mišice rectus femoris na nedominantni okončini pri sprinterjih v kategoriji 1.

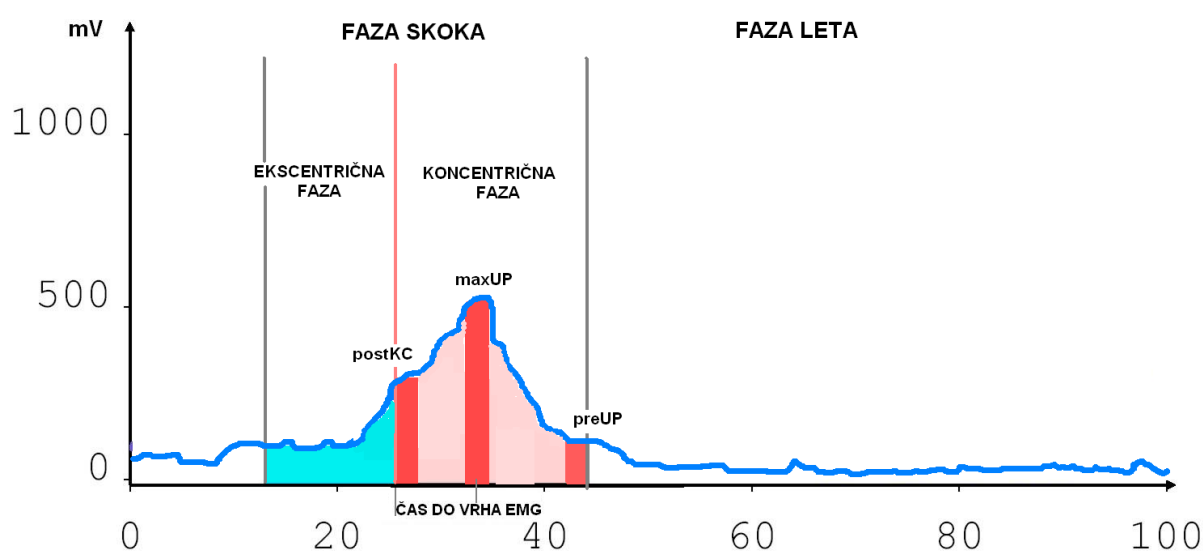


Slika 104: Vzorec povprečnih vrednosti amplitud pEMG signala aktivnosti dvo–sklepne mišice rectus femoris na nedominantni okončini pri sprinterjih v kategoriji 2.

Primerjalna analiza spremenljivk pEMG mišice gastrocnemius na dominantni okončini je pokazala večje vrednosti pri kategoriji 1 v spremenljivki čas do aEMG<sub>maks</sub> ( $137.88 \pm 42.77$  ms vs.  $92.94 \pm 54.31$  ms;  $p < .05$ ), faze maxUP ( $785.88 \pm 231.32$  mV·ms vs.  $591.81 \pm 88.30$  mV·ms;  $p < .05$ ) ter spremenljivke vrh EMG ( $660.35 \pm 225.55$  mV vs.  $518.69 \pm 101.83$  mV;  $p < .05$ ). V kategoriji 1 so bile ugotovljene tudi manjše vrednosti v fazi postKC ( $157.76 \pm 115.15$  mV·ms vs.  $261.38 \pm 153.18$  mV·ms;  $p < .05$ ) (Sliki 105 in 106, preglednica 25).

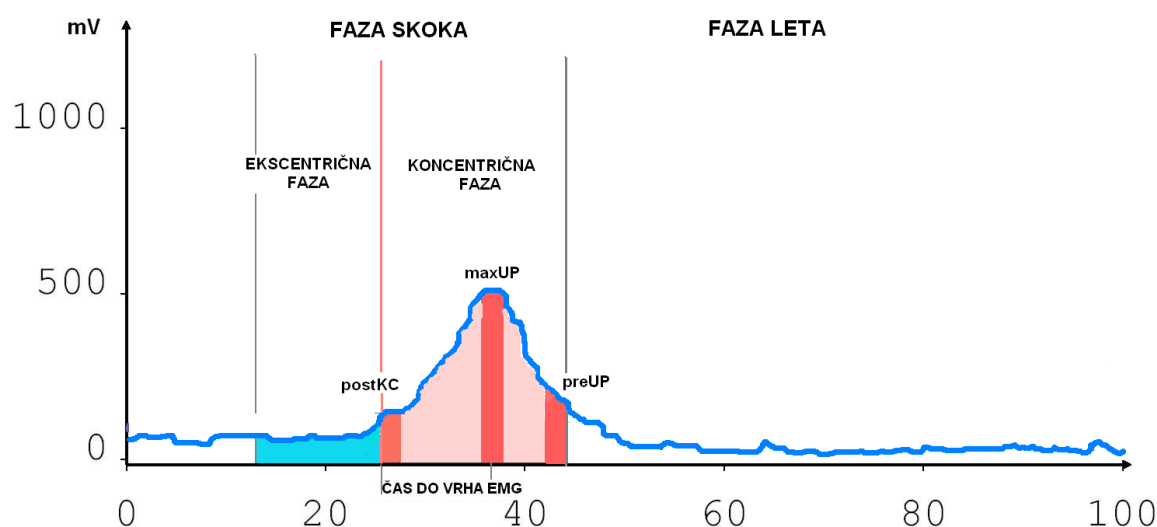


Slika 105: Vzorec povprečnih vrednosti amplitud pEMG signala aktivnosti dvo–sklepne mišice gastrocnemius na dominantni okončini pri sprinterjih v kategoriji 1.

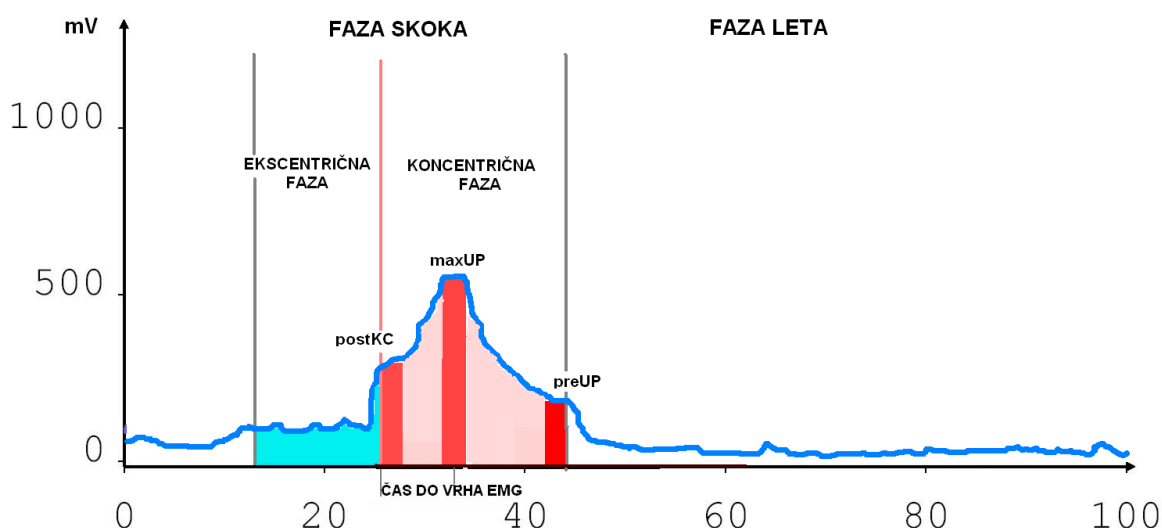


Slika 106: Vzorec povprečnih vrednosti amplitud pEMG signala aktivnosti dvo–sklepne mišice gastrocnemius na dominantni okončini pri sprinterjih v kategoriji 2.

Primerjalna analiza spremenljivk pEMG mišice gastrocnemius na nedominantni okončini je pokazala večje vrednosti pri kategoriji 1 v spremenljivki čas do aEMG<sub>maks</sub> ( $135.24 \pm 36.44$  ms vs.  $84.81 \pm 40.89$  ms;  $p < .05$ ). V kategoriji 1 so bile ugotovljene tudi manjše vrednosti v fazi postKC ( $138.59 \pm 103.59$  mV·ms vs.  $262.25 \pm 153.77$  mV·ms;  $p < .05$ ), v ekscentrični fazi ( $56.15 \pm 24.61$  mV·ms vs.  $84.13 \pm 49.26$  mV·ms;  $p < .05$ ) in koncentrični fazi ( $282.88 \pm 48.07$  mV·ms vs.  $346.44 \pm 52.32$  mV·ms;  $p < .05$ ) (Sliki 107 in 108, preglednica 25).



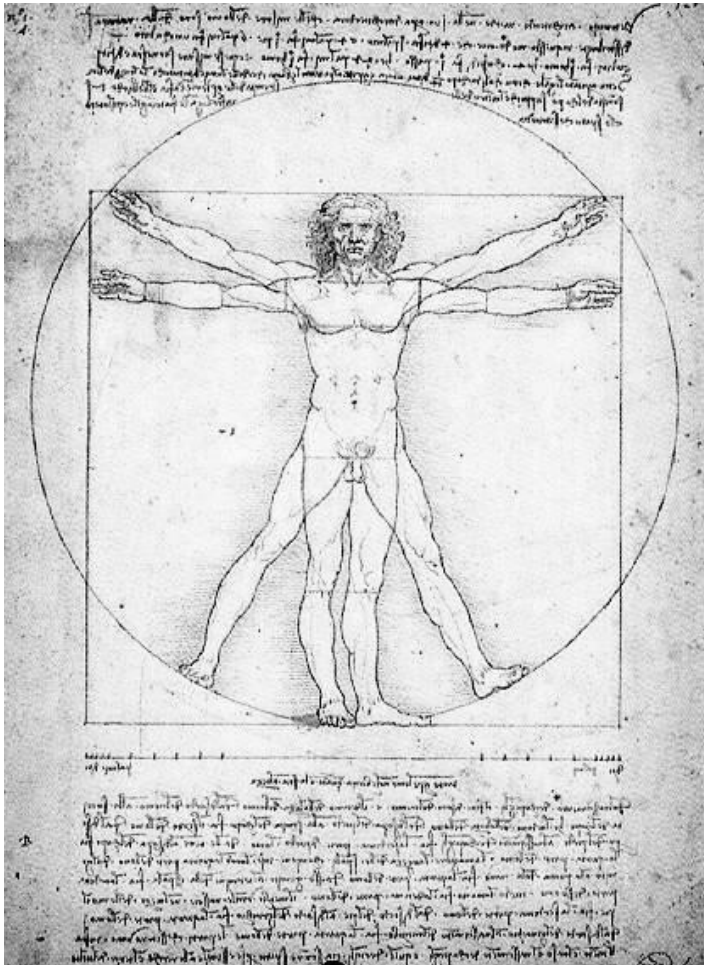
Slika 107: Vzorec povprečnih vrednosti amplitud pEMG signala aktivnosti dvo–sklepne mišice gastrocnemius na nedominantni okončini pri sprinterjih v kategoriji 1.



Slika 108: Vzorec povprečnih vrednosti amplitud pEMG signala aktivnosti dvo–sklepne mišice gastrocnemius na nedominantni okončini pri sprinterjih v kategoriji 2.

# POGLAVJE 7

---



# RAZPRAVA

## 7 RAZPRAVA

Z metodami kinematike, dinamike in pEMG smo ugotovljali razlike v biodinamičnih parametrih pri vertikalnem skoku z nasprotnim gibanjem med dvema kategorijama vrhunskih sprinterjev ter med sprinterji levičarji in desničarji. Pri tem smo ugotavljali še razlike v pojavu bilateralnega deficita. Na koncu smo ugotavljali še razlike v amplitudi pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin (eno–sklepne in dvo–sklepne mišice) pri dveh pogojih izvajanja vertikalnih skokov (sonožni skok vs. enonožni skok), kjer so nas zanimalo še razlike med kategorijama sprinterjev v vzorcih aktivnosti dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius, s čimer smo preverjali proksimalno–distalni princip aktivacije mišic pri izvedbi vertikalnega skoka z nasprotnim gibanjem. Po opravljeni analizi razlik med kategorijama sprinterjev, smo opravili še analizo razlik med sprinterji levičarji in desničarji, saj literatura navaja nekatere bistvene razlike med njimi v produkciji sile in mišični aktivaciji v bilateralnih in unilateralnih pogojih mišičnih kontrakcij (Ferbort idr., 1992; Meyer idr., 1995; Neshige idr., 1988; Netz idr., 1995; Ohtsuki, 1981; Rothwell idr., 1991; Salerno in Georgesco, 1996; Shibasaki idr., 1980a, 1980b; Tanji idr., 1988; Ugava idr., 1993; Yahagi in Tatsuya, 1999).

### 7.1 PRIMERJALNA ANALIZA BIODINAMIČNIH SPREMENLJIVK ENONOŽNEGA IN SONOŽNEGA SKOKA Z NASPROTNIM GIBANJEM DVEH KATEGORIJ SPRINTERJEV

V naši raziskavi nismo ugotovili bistvenih razlik med mediano vrednostjo in povprečno vrednostjo spremenljivk CMJ, ki smo jih izbrali za kriterij porazdelitve sprinterjev v dve skupini (preglednica 5). Sprinterje bi lahko razdelili v dve kategoriji tudi po najboljšem osebnem rezultatu na 100 m ali 60 m, vendar smo se odločili za razvrščanje glede na kriterije (parametre) sonožnega CMJ, z namenom, da ugotovimo, ali lahko z biomehanskim modelom vertikalnega skoka z nasprotnim gibanjem, delimo sprinterje na bolj in manj kvalitetne.



Glede na kriterije (mediane vrednosti parametrov skoka) se je v kategorijo 1 uvrstilo 7 sprinterjev, v kategorijo 2 pa 5. Razlog za takšno porazdelitev je ta, da smo v statistični analizi upoštevali 3 najboljše skoke vsakega sprinterja. Pri enem sprinterju je bila mediana vrednost parametrov postavljena tako, da sta bila dva skoka uvrščena v kategorijo 1, en skok pa v kategorijo 2. Tega sprinterja smo potem uvrstili v kategorijo 1. Z opisno statistiko smo na vzorcu merjencev ugotovili, da so sprinterji iz kategorije 1 starejši ( $p < .05$ ), imajo večjo telesno maso ( $p < .05$ ) ter boljši osebni rezultat v sprintu na 100 m ( $p < .05$ ) in 60 m ( $p < .05$ ) od sprinterjev v kategoriji 2 (preglednica 6). Že po rezultatih osnovne statistike lahko sklepamo, da so mediane vrednosti parametrov sonožnega vertikalnega skoka CMJ (višina skoka, hitrost odriva, čas odriva in impulz sile) dober pokazatelj kvalitete sprinterjev. To potrjujejo tudi, da je bil izbor kriterijev skoka pravilen.

#### 7.1.1 ANALIZA KINEMATSKIH IN DINAMIČNIH SPREMENLJIVK ENONOŽNEGA IN SONOŽNEGA CMJ DVEH KATEGORIJ SPINTERJEV

Na podlagi rezultatov višine skokov, ki smo ga določili kot prvi kriterij porazdelitve sprinterjev v kategorije, smo ugotovili, da sprinterji iz kategorije 1 skačejo višje pri sonožnem skoku ( $64.10 \pm 5.08$  cm vs.  $56.41 \pm 3.88$  cm;  $p < .05$ ) in pri enonožnem skoku z nedominantno okončino ( $39.96 \pm 4.08$  cm vs.  $36.09 \pm 2.50$  cm;  $p < .05$ ). Sprinterji iz kategorije 1 skačejo višje tudi pri enonožnem skoku z dominantno okončino ( $37.66 \pm 3.91$  cm vs.  $36.10 \pm 2.64$ ), vendar ta razlika ni statistično značilna.

S primerjavo enonožnih skokov z dominantno okončino z enonožnimi skoki z nedominantno okončino znotraj posamezne kategorije, smo ugotovili, da sprinterji v kategoriji 1 skačejo višje z nedominantno okončino ( $p < .05$ ) (preglednica 7), kar pomeni, da je pri njih prisotna lateralnost, pri sprinterjih iz kategorije 2 pa nismo ugotovili razlik v višini skokov, kar pomeni, da lateralnost ni prisotna. Lateralnost je negativen dejavnik, ki vpliva na pojavnost poškodb, kar sta ugotovila že Klein (1979) ter Stephens idr. (2005).

Pri izvedbi enonožnega skoka smo pričakovali, da bo višina enonožnih skokov okoli polovice (50%) vrednosti višine sonožnega skoka, saj pri enonožnem skoku izvedemo odziv od podlage le z eno okončino, kar pomeni, da izkoristimo le polovico od celotnega mišičevja spodnjih okončin. Pregled literature je pokazal, da so v raziskavi van Soest idr., (1985) ugotovili, da znaša višina enonožnega skoka okoli 58.5% vrednosti višine sonožnega skoka. Tudi v naši raziskavi smo ugotavljali, kakšne vrednosti se pojavljajo pri vrhunskih sprinterjih, ki večinoma izvajajo enonožne skoke (mnogoskoke), njihova glavna aktivnost sprinterski tek, pa je definirana kot unilateralno gibanje.

Ugotovili smo, da je v kategoriji sprinterjev 1 srednja vrednost višin enonožnega skoka z dominantno okončino 58.7% višin sonožnega skoka, z nedominantno okončino pa okoli 62.3%. V kategoriji 2 je to razmerje znašalo okoli 64.0% pri skokih z dominantno in nedominantno okončino. Glede na to, da smo mi ugotavljali razmerje med skokoma na vrhunskih sprinterjih in dobili visoke vrednosti razmerij skokov, lahko zaključimo, da sprinterski trening vsebuje večinoma unilateralna gibanja.

Z rezultati analize največje hitrosti odziva (angl. take-off velocity), ki je ena najbolj pomembnih spremenljivk za doseganje največje višine vertikalnega skoka (Viitasalo, Hakkinen in Komi, 1981) smo ugotovili, da imajo sprinterji iz kategorije 1 višje odzivne hitrosti pri sonožnih skokih ( $3.21 \pm .12 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  vs.  $2.89 \pm .10 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ;  $p < .05$ ) in pri enonožnih skokih (dominantna okončina:  $2.26 \pm .14 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  vs.  $2.15 \pm .10 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ;  $p < .05$ ; nedominantna okončina:  $2.28 \pm .11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  vs.  $2.17 \pm .09 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ;  $p < .05$ ). Na podlagi teh ugotovitev lahko zaključimo, da je hitrost odziva kriterij, s katerim lahko določimo bolj ali manj kvalitetne sprinterje.

Z analizo časov odziva smo ugotovili, da traja odziv pri sonožnem skoku v kategoriji 1 dlje kot v kategoriji 2 ( $408.74 \pm 42.45 \text{ ms}$  vs.  $316.86 \pm 27.45 \text{ ms}$ ;  $p < .05$ ), daljši so tudi časi enonožnih skokov z dominantno okončino ( $511.24 \pm 38.16 \text{ ms}$  vs.  $405.62 \pm 35.18 \text{ ms}$ ;  $p < .05$ ) in nedominantno okončino ( $517.23 \pm 40.27 \text{ ms}$  vs.  $405.86 \pm 41.89 \text{ ms}$ ;  $p < .05$ ). Nadaljnja analiza časa skokov je pokazala, da imajo sprinterji iz kategorije 1 daljši čas ekscentrične faze skoka (nasprotno gibanje) in tudi koncentrične faze skoka (odriv) pri sonožnih in enonožnih skokih (preglednica 7).

Na podlagi ugotovitve, da so odzivni časi sprinterjev iz kategorije 1 daljši pri enonožnih in sonožnih skokih, lahko zaključimo, da je čas odziva kriterij, ki deli bolj in manj kvalitetne sprinterje.

Ob upoštevanju mišičnega razmerja sila – hitrost (Hill, 1938) smo pri večji hitrosti gibanja sonožnih in enonožnih skokov pričakovali manjšo produkcijo sile na podlago s posamezno okončino pri sprinterjih iz kategorije 1. Analiza biodinamičnih spremenljivk nam je v nadaljevanju raziskave dala odgovor pri kateri vrsti skoka je produkcija sile na podlago večja.

Pri razvrščanju sprinterjev v dve kategoriji, produkcije sile na podlago nismo izbrali za kriterij skoka iz razloga, ker pri doseganju velikih višin skoka ni pomembna samo največja produkcija sile, ampak tudi čas produkcije sile. Produkt teh dveh parametrov imenujemo impulz sile. Na podlagi rezultatov produkcije sile na podlago smo ugotovili, da je pri enonožnem skoku večja produkcija sile z dominantno in nedominantno okončino ( $p < .05$ ). Delni odgovor za tovrsten pojav najdemo v razmerju sila – hitrost, ki nam potrjuje, da je zaradi nižje hitrosti gibanja pri enonožnem skoku (preglednica 7) mogoča večja produkcija sile na podlago, zaradi daljšega časa trajanja faze odziva enonožnega skoka, je večji tudi impulz sile pri enonožnem skoku (preglednica 9). Ti dejavniki vplivajo tudi na razmerje višin enonožnega in sonožnega skoka, ki je večje od 50% (v našem primeru so vrednosti razmerja od 58.7% do 64.0%).

Z analizo razlik v produkciji sile na podlago med dvema kategorijama sprinterjev smo ugotovili večje vrednosti pri sprinterjih iz kategorije 2 pri enonožnih skokih z dominantno in nedominantno okončino ter tudi pri sonožnem skoku (preglednica 9). Zanimiva je ugotovitev, da imajo sprinterji iz kategorije 2 večjo produkcijo sile (absolutne in normalizirane) pri vertikalnih skokih kljub temu, da imajo manjšo telesno maso ( $p < .05$ ) od sprinterjev iz kategorije 1.

Vzrok za večjo produkcijo sile na podlago pri enonožnem in sonožnem skoku sprinterjev iz kategorije 2 najdemo v razmerju sila – hitrost, saj imajo manjše hitrosti nasprotnega gibanja (ekscentrična faza skoka) in tudi manjše hitrosti odziva (koncentrična faza skoka) (preglednica 7).

Ekscentrični in koncentrični časi enonožnih in sonožnih skokov so daljši pri sprinterjih iz kategorije 1, kar jim omogoča povečanje aktivnega stanja kontraktilnih elementov mišic med fazo nasprotnega gibanja, rezultat tega je tudi večji impulz sile. Do enakih ugotovitev so prišli tudi nekateri drugi avtorji (Bobbert idr., 1996a; Jaric, idr., 1985; Levine idr., 1983; Svantesson idr., 1994; van Ingen Schenau, 1984). Tudi Bobbert idr. (1996) so ugotovili, da je čas, ki je potreben za proizvodnjo sile, pomemben dejavnik pri določanju mehanskega učinka pri kompleksnih več-sklepnih gibanjih kot je vertikalni skok. Do enakega zaključka je prišel tudi Voigt idr. (1995), ki so v svoji raziskavi ugotovili, da je optimalno izveden skok z nasprotnim gibanjem mogoče izvesti ob počasnejši izvedbi nasprotnega gibanja (angl. prestretch) in z majhno povprečno silo, to pomeni, da je skok izveden s počasnejšim raztezanjem mišičnih vlaken. Ugotovil je še, da so bili skoki nižji, če so merjenci izvajali skoke s hitrim nasprotnim gibanjem pod vplivom velikih sil, kar pomeni z veliko in hitro amplitudo raztezanja mišičnih vlaken.

Impulz sile, ki smo ga v naši raziskavi določili kot kriterij skoka, predstavlja produkt proizvedene sile s časom skoka (površina pod krivuljo sile) in je eden od najbolj pomembnih dejavnikov za doseganje največje višine skoka (Viitasalo idr., 1981). Ugotovili smo, da imajo sprinterji iz kategorije 1 večji skupni impulz sile pri sonožnih ( $394.64 \pm 33.95 \text{ N}\cdot\text{s}$  vs.  $333.40 \pm 14.07 \text{ N}\cdot\text{s}$ ;  $p < .05$ ) in enonožnih skokih (dominantna:  $453.70 \pm 41.98 \text{ N}\cdot\text{s}$  vs.  $364.45 \pm 30.93 \text{ N}\cdot\text{s}$ ;  $p < .05$ ; nedominantna:  $477.80 \pm 47.98 \text{ N}\cdot\text{s}$  vs.  $386.50 \pm 32.50 \text{ N}\cdot\text{s}$ ;  $p < .05$ ).

Analiza impulzov sile v posamezni fazi skoka je pokazala, da imajo sprinterji iz kategorije 1 signifikantno večji ekscentrični in koncentrični impulz sile pri sonožnem in enonožnem skoku (preglednica 9) kljub temu, da imajo v primerjavi s sprinterji iz kategorije 2, manjšo produkcijo sile na podlago (preglednica 9), vendar je čas odzivov pri skokih daljši (preglednica 7).

V naši raziskavi smo z analizo največjih sklepnih navorov ugotovili, da imajo sprinterji iz kategorije 2 pri sonožnem skoku večje sklepne navore gležnja ( $1.78 \pm 0.21 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$  vs.  $1.59 \pm 0.13 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$ ;  $p < .05$ ) in kolka ( $2.72 \pm 0.83 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$  vs.  $2.14 \pm 0.66 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$ ;  $p < .05$ ) na dominantni okončini.

Tudi na nedominantni okončini smo ugotovili večje vrednosti pri kategoriji sprinterjev 2 v sklepnem navoru gležnja ( $1.70 \pm 0.20 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$  vs.  $1.62 \pm 0.11 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$ ;  $p < .05$ ) in kolka ( $2.56 \pm 0.73 \text{ Nmkg}^{-1}$  vs.  $2.27 \pm 0.43 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$ ), vendar razlike niso statistično značilne. Iz vrednosti največjih sil na podlago (preglednica 9) lahko sklepamo, da imajo sprinterji iz kategorije 2 večje sklepne navore pri dominantni okončini predvsem zaradi večjih vrednosti produkcije sile na podlago te okončine.

Pri izvajanju enonožnih skokov so razlike v največjih sklepnih navorih med kategorijama sprinterjev majhne in niso statistično značilne kljub temu, da imajo sprinterji iz kategorije 2 večjo produkcijo sile na podlago pri enonožnih skokih. Sklepamo, da je razlog v tem, da sprinterji iz kategorije 2 izvajajo gibanje z manjšo fleksijo kolčnega sklepa (predklon trupa je manjši), z manjšo rotacijo medenice ter z manjšo dorzalno fleksijo v primerjavi s sprinterji iz kategorije 1 (preglednica 8). Iz matematičnega izračuna za neto sklepni navor lahko trdimo, da sta ob produkciji sile za vrednosti sklepnega navora pomembna tudi čas produkcije sile in kot amplitude gibanja.

Van Soest idr. (1985) so v raziskavi ugotovili, da je pri vertikalnem skoku sklepni navor gležnja, kolena in kolka manjši pri sonožnem skoku v primerjavi z enonožnim. S primerjalno analizo med enonožnim in sonožnim CMJ smo v naši raziskavi ugotovili signifikantne razlike v vrednostih največjega sklepnega navora pri obeh kategorijah sprinterjev. Pri enonožnem skoku smo ugotovili večje vrednosti sklepnih navorov gležnja, kolenskega sklepa in kolka (preglednica 10). Dejavniki, ki vplivajo na manjše vrednosti največjega navora v sklepih med sonožnim skokom so lahko zmanjšana živčno – mišična aktivacija (Howard in Enoka, 1991), sprememba hitrosti gibanja ali sprememba kota, pod katerim potekajo vlakna v mišici (Jakobi in Chilibeck, 2001).

V naši raziskavi lahko iz rezultatov kinematike in dinamike sonožnih in enonožnih skokov (preglednice 7, 8 in 9) sklepamo, da imajo sprinterji pri enonožnih skokih večje vrednosti največjih sklepnih navorov kot pri sonožnih skokih, predvsem zaradi veliko večje produkcije sile na podlago in daljšega časa odriva pri enonožni skokih, ob tem je potrebno poudariti, da je pri teh skokih vsa telesna masa distribuirana na eno okončino.

V naši raziskavi smo sklepno moč oziroma moč telesnih segmentov izračunali v gležnju, kolenskem in kolčnem sklepu (preglednica 11). S primerjalno analizo nismo ugotovili statističnih razlik v vrednostih največje sklepne moči gležnja, kolena in kolka med kategorijama sprinterjev (preglednica 11), kljub temu da smo ugotovili statistično večje vrednosti sklepnih navorov pri sprinterjih iz kategorije 2. Po matematični enačbi za izračun sklepne moči lahko sklepamo, da so vrednosti sklepne moči med kategorija približno enake zaradi tega, ker so pri sprinterjih iz kategorije 2 večje vrednosti največjih sklepnih navorov (preglednica 10), vendar imajo sprinterji iz kategorije 1 večje kotne hitrosti gibanja telesnih segmentov (golen, stegno, trup), kar lahko vidimo iz njihovih hitrosti odzivov, ki so signifikantno večje tako pri enonožnih skokih kot pri sonožnih skokih (preglednica 7). Kljub temu da med kategorijam nismo ugotovili značilnih razlik med največjimi vrednostmi sklepne moči, pa podatki kažejo, da imajo sprinterji iz kategorije 1 večjo generacijo sklepne moči in energije kolka pri enonožnih skokih (preglednica 11).

V primerjalni analizi enonožnega in sonožnega skoka smo pri enonožnem skoku ugotovili signifikantno večje vrednosti sklepne moči gležnja in skupne sklepne moči okončine (vsota največje sklepne moči gležnja, kolena in kolka) (preglednica 11). Sklepamo lahko, da so signifikantno večje vrednosti največje sklepne moči pri enonožnih skokih posledica večjih vrednosti sklepnih navorov pri enonožnih skokih (preglednica 10), kljub temu da so pri sonožnem skoku večje kotne hitrosti gibanja v sklepih, kar potrjujejo tudi večje odzivne hitrosti (preglednica 7). Tretji parameter, ki vpliva na večje vrednosti sklepnih navorov, pa je čas odziva, ki je signifikantno daljši pri enonožnih skokih (preglednica 7). Razlike med enonožnim in sonožnim skokom smo ugotovili še pri sklepni moči kolka v kategoriji sprinterjev 2, kjer so manjše vrednosti pri enonožnem skoku (preglednica 10).

Iz rezultatov sklepnih navorov (preglednica 10) smo ugotovili, da je sklepni navor kolka statistično večji pri enonožnem skoku, torej lahko sklepamo, da je manjša sklepna moč kolka posledica manjše kotne hitrosti trupa pri enonožnem skoku. Zaključimo lahko, da sprinterji iz kategorije 2 slabše izkoriščajo zamah oziroma rotacijo trupa pri enonožnem skoku, saj slabše generirajo moč in energijo v kolčnem sklepu.

Pri metodi inverzne dinamike se zavedamo metodoloških problemov, ki sta jih opisala McGibbon in Krebs (1998). Pri izračunavanju moči telesnih segmentov so rezultati lahko nenatančni, če rezultatov dinamike ne obdelamo s pravilnim filtrom, saj je pri surovih rezultatih lahko prisotna motnja (angl. noise). Še posebej moramo biti pozorni pri kinematični analizi, kjer zajemamo podatke markerjev, ki so pritrjeni na telesne segmente merjencev. Pri nameščanju markerjev moramo paziti, da so dobro pritrjeni in da se premikajo samo, kadar se premika telesni segment. V primeru da so markerji slabo pritrjeni, lahko dobimo nenatančne podatke, še posebej pri eksplozivnih gibanjih kot je v našem primeru vertikalni skok. V naši raziskavi smo za natančen zajem podatkov uporabili infrardeče kamere, reflektivne markerje ter digitalno določanje položaja markerjev.

Podatek o neto sklepni moči je uporabna informacija, saj predstavlja vsoto moči neto sklepnih navorov vseh segmentov. Rezultanta sklepne moči je vsota vseh sklepnih navorov oziroma rezultant mišičnih sil (van Ingen Schenau in Cavanagh, 1990). Vendar pri neto sklepni moči naletimo na problem, ker imamo na spodnjih okončinah dvo-sklepne mišice (semitendinosus, semimembranosus, dolga glava biceps femoris, sartorius, gracilis, plantaris, rectus femoris in gastrocnemius). Torej neto sklepni navor posameznega segmenta ne predstavlja samo vsote mehanske moči eno-sklepnih mišic temveč tudi dvo-sklepnih (van Ingen Schenau idr., 1987; van Ingen Schenau idr., 1990).

#### 7.1.2 PRIMERJALNA ANALIZA NAJVEČJIH AMPLITUD pEMG AKTIVNOSTI MIŠIC PRI ENONOŽNEM IN SONOŽNEM CMJ DVEH KATEGORIJ SPRINTERJEV

Z metodo površinske elektromiografije (pEMG) je bila spremljana elektromiografska aktivnost mišic spodnjih okončin med izvajanjem sonožnih in enonožnih vertikalnih skokov z nasprotnim gibanjem. Največja povprečna vrednost amplitude pEMG signala je bila normalizirana glede na največjo hoteno izometrično kontrakcijo (NHK) ter največjo hoteno koncentrično kontrakcijo (NHKK), ki jo je v našem primeru predstavljal skok iz polčepa (SJ).

Z analizo srednjih vrednosti največjih amplitud pEMG, ki smo jih normalizirali glede na NHIK, smo v primerjavi dveh kategorij sprinterjev ugotovili, da imajo sprinterji iz kategorije 1 pri enonožnem skoku večje vrednosti največjih amplitud pEMG mišice gluteus maximus ( $p < .05$ ) in dvo–sklepne mišice biceps femoris ( $p < .05$ ) na dominantni okončini, na nedominantni okončini pa smo ugotovili večje vrednosti največjih amplitud pEMG mišice gluteus maximus ( $p < .05$ ) in nižje vrednosti amplitud pEMG mišice vastus medialis ( $p < .05$ ) (preglednica 12).

Ugotovitev, da je pri sprinterjih iz kategorije 1 večja aktivnost mišic gluteus maximus in biceps femoris pri enonožnih skokih, potrjuje ugotovitev, ki smo jo dobili tudi z rezultati inverzne dinamike, in sicer da sprinterji iz kategorije 1 generirajo večjo sklepno moč in energijo kolka pri enonožnih skokih.

Z analizo srednjih vrednosti največjih amplitud pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin pri sonožnem skoku smo ugotovili, da imajo sprinterji iz kategorije 1 večje vrednosti največjih amplitud pEMG dvo–sklepne mišice biceps femoris ( $p < .05$ ) in manjše vrednosti dvo–sklepne mišice rectus femoris ( $p < .05$ ) na nedominantni okončini. Ugotovili smo tudi, da imajo sprinterji v kategoriji 1 pri sonožnem skoku večje srednje vrednosti največjih amplitud pEMG mišice vastus lateralis ( $p < .05$ ) in dvo–sklepne mišice rectus femoris ( $p < .05$ ) na dominantni okončini, na nedominantni okončini pa nismo ugotovili razlik med kategorijama sprinterjev (preglednica 12).

Z analizo srednjih vrednosti največjih amplitud pEMG, ki smo jih normalizirali glede na NHKK, smo v primerjavi dveh kategorij sprinterjev ugotovili, da imajo sprinterji iz kategorije 1 pri enonožnem skoku z dominantno okončino večje vrednosti največjih amplitud pEMG mišice vastus lateralis ( $p < .05$ ) in dvo–sklepne mišice biceps femoris ( $p < .05$ ), na nedominantni okončini pa smo ugotovili večje vrednosti največjih amplitud pEMG mišice gluteus maximus ( $p < .05$ ) in dvo–sklepne mišice biceps femoris ( $p < .05$ ), ter manjše vrednosti amplitud pEMG pri mišici vastus medialis ( $p < .05$ ) (preglednica 13).



Z uporabo dveh različnih metod normalizacije pEMG signala smo pri nekaterih mišicah spodnjih okončin ugotovili različne vrednosti največjih amplitud pEMG pri izvajanju enonožnega in sonožnega vertikalnega skoka z nasprotnim gibanjem. Sprinterji iz kategorije 1 imajo signifikantno večje vrednosti največjih amplitud pEMG mišic gluteus maximus in biceps femoris pri izvedbi enonožnega skoka ( $p < .05$ ) ter večje vrednosti amplitud pEMG mišic vastus lateralis in dvo–sklepne mišice rectus femoris pri sonožnem skoku ( $p < .05$ ).

Mišica gluteus maximus in mišica biceps femoris imata v izvedbi vertikalnega skoka vlogo, da v začetnem delu skoka rotirata trup (iztegovanje kolka) v smeri nazaj. Zaradi velike teže trupa oziroma velikega vztrajnostnega navora trupa, je potrebno relativno veliko časa, da ta telesni segment pridobi veliko kotno hitrost v začetnem delu izvedbe vertikalnega skoka (van Ingen Schenau idr., 1990). Pri povečevanju kotne hitrosti v kolku oziroma hitrosti rotacije trupa pomaga povečana aktivnost mišic hamstring, ki pa obenem preprečuje prehitro ekstenzijo kolenskega sklepa (vertikalno pospeševanje kolka zaradi prehitre ekstenzije kolena lahko povzroči dodatno inercijsko silo na trup) (Gregoire idr., 1984). Mišici gluteus maximus in vastus lateralis sodita med primarne aktuatorje gibanja (angl. prime mover) oziroma med mišice, ki proizvajajo največjo silo med izvajanjem ekstenzije kolčnega in kolenskega sklepa pri vertikalnem skoku (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988). Dvo–sklepna mišica rectus femoris ima tudi vlogo, da v trenutku ko rotacija trupa ne pripomore več k povečevanju vertikalnega pospeška CTT, začne povečevati svojo aktivnost, aktivnost mišic hamstring pa se pri tem zmanjša.

Mišica rectus femoris poteka preko kolka in ima pri izvajanju vertikalnega skoka dvojno vlogo in sicer, da s svojo aktivnostjo izvaja fleksijo kolka, pri izvedbi skoka pa zavira velik kotni pospešek trupa. Mišica gluteus maximus v istem trenutku s svojo močjo podpira ekstenzijo kolenskega sklepa, ki ga izvaja mišica rectus femoris (Gregoire idr., 1984; van Ingen Schenau idr., 1990).

Z nadaljnjo analizo amplitud pEMG, ki smo jih normalizirali glede na NHIK, smo v kategoriji sprinterjev 1 pri sonožnem skoku ugotovili večje vrednosti največjih amplitud pEMG pri mišici erector spinae ( $p < .05$ ) in pri dvo–sklepni mišici rectus femoris ( $p < .05$ ).

V kategoriji sprinterjev 2 smo pri sonožnem skoku ugotovili večje vrednosti amplitud pEMG mišice erector spinae ( $p < .05$ ) in manjše vrednosti mišice biceps femoris ( $p < .05$ ) (preglednica 13). Pri sonožnem skoku smo ugotovili večje vrednosti amplitud pEMG mišice erector spinae ( $p < .05$ ) in dvo–sklepne mišice rectus femoris ( $p < .05$ ) ter manjše vrednosti mišice gluteus maximus. V kategoriji 2 smo pri sonožnem skoku ugotovili večje vrednosti amplitud pEMG mišice erector spinae ( $p < .05$ ), mišice vastus medialis ( $p < .05$ ) in dvo–sklepne mišice biceps femoris ( $p < .05$ ) (preglednica 13).

V naši raziskavi smo pri obeh metodah normalizacije pEMG signala prišli do podobnih ugotovitev, ko smo primerjali srednje vrednosti največjih amplitud pEMG mišic spodnjih okončin pri izvajanju enonožnega in sonožnega vertikalnega skoka z nasprotnim gibanjem. Pri sonožnem skoku smo ugotovili večje vrednosti amplitud mišice erector spinae, ki izvaja rotacijo trupa v začetnem delu faze odriva. Sklepamo lahko, da je večja aktivnost te mišice pri sonožnem skoku posledica tega, da sprinterji pri sonožnem skoku izvedejo večji predklon trupa oziroma večjo fleksijo kolčnega sklepa, ob tem je tudi medenica bolj zarotirana v smeri naprej. Večji naklon trupa povzroči, da se morajo mišice upirati večjemu gravitacijskemu navoru pri rotaciji trupa, kar je tudi vzrok za večjo aktivnost mišice erector spinae (Jones in Caldwell, 2003). Zaradi večje rotacijske hitrosti trupa pri sonožnem skoku je potem bolj aktivna tudi dvo–sklepna mišica rectus femoris, ki mora to gibanje zavirati, dokler se trup ne ustavi v vertikalnem položaju. Pri tem se poveča še aktivnost mišice biceps femoris, ki izteguje kolčni sklep, obenem pa v tej fazi odriva preprečuje ekstenzijo kolenskega sklepa (van Ingen Schenau idr., 1990).

Na podlagi rezultatov kinematične analize smo prišli do ugotovitev, da sprinterji iz kategorije 1 izvajajo enonožni in sonožni skok z večjim predklonom trupa oziroma startajo v odzivno fazo skoka (koncentrična faza) z večjo fleksijo v kolčnem sklepu, ob tem je tudi medenica bolj zarotirana v smeri naprej (preglednica 8). Zaradi povečane fleksije v kolčnem sklepu pri sprinterjih iz kategorije 1, se podaljša čas odriva skokov, posledično pa se poveča tudi impulz sile na podlago. Končni rezultat je večja odzivna hitrost in višji skoki sprinterjev iz kategorije 1.

Sklepamo lahko, da sprinterji iz kategorije 1 skačejo višje zaradi večje amplitude gibanja v kolčnem sklepu; izvedejo večji zamah trupa ob hitri ekstenziji kolka. Takšno gibanje povzroči večjo aktivnost primarnih mišic aktuatorjev gluteus maximus in vastus lateralis, ki proizvajajo največjo silo pri ekstenziji kolčnega in kolenskega sklepa. Ob hitri rotaciji trupa ima mišica biceps femoris vlogo, da s svojim izometričnim krčenjem stabilizira kolenski sklep in preprečuje prehitel začetek ekstenzije v skladu s proksimalno–distalnim principom. Dvo–sklepna mišica rectus femoris s svojo veliko aktivnostjo pripomore k hitri ekstenziji kolčnega in kolenskega sklepa, obenem pa s tetivno akcijo prenaša rotacijsko kinetično energijo s proksimalnih delov telesa na distalne v sodelovanju z dvo–sklepno mišico gastrocnemius.

### 7.1.3 ANALIZA BILATERALNEGA INDEKSA DVEH KATEGORIJ SPRIINTERJEV

Pregled predhodnjih raziskav o pojavu BLD (Bobbert idr., 2005; Hay idr., 2006; Henry in Smith, 1961; Howard in Enoka, 1991; Koh idr., 1993; Oda in Moritani, 1994; Ohtsuki, 1981; Secher idr., 1988; Sale, 1992; Vandervoort idr., 1984) je pokazal, da v nobeni raziskavi niso ugotavljali vrednosti BLD pri skoku z nasprotnim gibanjem na vzorcu vrhunskih sprinterjev.

V raziskavi kjer ugotavljamo pojave BLD in BFC je pomembno, da zagotovimo enake pogoje izvajanja enonožnega in sonožnega vertikalnega skoka. V naši raziskavi smo s pomočjo 3D kinematske analize analizirali kote v kolenskem sklepu. Ugotovili smo, da ni razlik v amplitudah gibanja med enonožnimi in sonožnimi skoki v kategoriji sprinterjev 1 in 2 (preglednica 8).

V naši raziskavi smo ugotovili, da so vrednosti BI višine skoka pri obeh kategorijah sprinterjev statistično manjše od 0 (kategorija sprinterjev 1  $BI = -16.95 \pm 7.89\%$ ; kategorija sprinterjev 2  $BI = -21.70 \pm 5.93\%$ ;  $p < .05$ ), kar kaže na pojav BLD v višini skoka (preglednica 14), kar je v skladu z ugotovitvami, ki smo jih dobili v rezultatih višin enonožnih in sonožnih skokov, in sicer da je seštevek srednjih vrednosti višin enonožnih skokov večji od 100% (preglednica 7).

Tudi v predhodnjih študijah vertikalnih skokov (Challis, 1998; van Soest idr., 1985; Vint in Hinrichs, 1996) so ugotovili, da športniki pri sonožnem vertikalnem skoku dosegajo v povprečju nižje višine skokov v primerjavi s seštevkom višin enonožnih vertikalnih skokov izvedenih z levo in desno okončino.

V kategoriji 1 je znašala povprečna vrednost višin enonožnega skoka z dominantno in nedominantno okončino 121.2% višin sonožnega skoka, v kategoriji 2 pa 128.0%. Razmerje med višinami enonožnega in sonožnega skoka pri posameznih okončinah je znašalo od 58.7% do 64.0%, kar je nekoliko večji odstotek razmerja, ki sta ga dobila Challis (1998) 58.1% ter van Soest idr. (1985) 58.5%.

V nekaterih raziskavah domnevajo, da je BLD v razmerju višin enonožnih in sonožnih skokov posledica nivoja treniranosti merjencev z vidika vertikalnih skokov (netrenirani – trenirani) ter posledica nepoznavanja testov odrivne moči (nepravilna izvedba vertikalnega skoka). Jakobi in Chilibeck (2001) opozarjata, da je lahko pojav BLD posledica prevelike variabilnosti v vzorcu merjencev zaradi različne starosti, nivoja telesne aktivnosti, poznavanja testov ali nivoja največje mišične moči. V naši raziskavi smo vpliv teh dejavnikov upoštevali, zato smo v naš vzorec merjencev zajeli dvanajst vrhunsko treniranih sprinterjev, ki v procesu treninga izvajajo vertikalne skoke z nasprotnim gibanjem. Na primer Challis (1998) je v svoji raziskavi ugotavljal pojav BLD pri skoku iz polčepa (SJ) na vzorcu sedmih košarkaric. V tej raziskavi so bile merjenke po rezultatih sodeč slabo trenirane, saj so pri enonožnem skoku dosegle povprečno višino 9.6 cm, pri sonožnem skoku pa 17.0 cm. V zaključku Challis (1998) zapiše, da je bilateralni deficit posledica slabe koordinacije mišic pri izvedbi gibanja. S tem zaključkom se lahko strinjamo, vendar je Challis naredil napako že v izboru vzorca merjenk, saj je izbral slabo trenirane merjenke.

Pri tako slabih skakalkah so rezultati raziskave vprašljivi, saj ima slaba medmišična koordinacija oziroma slaba tehnika izvedbe skokov velik vpliv na pojav BLD (Bobert idr., 2006; Rejc, Lazzer, Antonutto, Isola in di Prampero, 2010).

Van Soest idr. (1985) so ugotavljali pojav BLD pri skoku z nasprotnim gibanjem na vzorcu desetih odbojkarjev. Rezultati te raziskave so pokazali 8.5% BLD v višini skoka. V naši raziskavi je v kategoriji sprinterjev 1 znašala povprečna višina enonožnih skokov 37.6 cm z dominantno okončino in 39.9 cm z nedominantno okončino, pri sonožnem skoku pa 64.1 cm. V kategoriji 2 je znašala povprečna višina enonožnih skokov 36.1 cm z dominantno in z nedominantno okončino, pri sonožnem skoku pa 56.4 cm. BLD višine skokov v naši raziskavi je znašal od -16.9% do -21.7% in je posledica visokih enonožnih skokov. Sprinterji v trenažnem procesu izvajajo veliko enonožnih skokov, ob tem je potrebno dodati, da je njihovo primarno gibanje sprinterki tek. Tek je gibanje, ki je sestavljeno iz skokov z ene noge na drugo (mnogoskoki z enonožnim odzivom). Testi enonožnih skokov so za športno prakso izredno pomembni, saj nam povedo, ali je pri športniku prisoten pojav bilateralnega deficita, bilateralne facilitacije ali lateralnosti<sup>1</sup>.

V naši raziskavi smo pri obeh kategorijah sprinterjev ugotovili pojav BLD pri produkciji sile (kat. 1 =  $-32.25 \pm 9.86$  %; kat. 2 =  $-34.25 \pm 7.15$ %;  $p < .05$ ) in impulzu sile (kat. 1 =  $-57.56 \pm 2.50$  %; kat. 2 =  $-53.47 \pm 2.24$ %;  $p < .05$ ) (preglednica 14).

S kinematično analizo amplitud gibanj smo ugotovili, da sprinterji izvajajo enonožni skok na način, da izvedejo polčep z manjšo fleksijo v kolku in manjšo dorzalno fleksijo v gležnju (preglednica 8). Hitrost odziva pri sonožnem skoku je večja kot pri enonožnem, zato lahko sklepamo, da mišice ekstenzorji nog dosegajo višje hitrosti kontrakcije pri sonožnem skoku, ter glede na razmerje sila – hitrost je logično, da proizvedejo manjšo silo in manj mehanskega dela kot pri enonožnem skoku, kjer so hitrosti kontrakcije nižje. Ob upoštevanju dejstva, da je pri enonožnem vertikalnem skoku vsa telesna masa distribuirana na eni okončini ter da je hitrost odziva (kontrakcije mišic) manjša, lahko zaključimo, da je večja produkcija sile pri enonožnem skoku rezultat razmerja sila – hitrost, kar je v svoji raziskavi enonožnega in sonožnega CMJ ugotovil tudi van Soest idr. (1985).

---

<sup>1</sup> Termin lateralnost je definiran kot razlika med levo in desno okončino v višini skoka ali proizvodnjo sile pri unilateralnih kontrakcijah.

Do enake ugotovitve so prišli tudi Bobbert idr. (2006), ki so ob tem zaključili, da je hitrost odziva vzrok za okoli 75% BLD v produkciji sile pri izvedbi sonožnega vertikalnega skoka, razlog za ostalih 25% BLD pa je zmanjšana aktivnost živčnih signalov med simetrično bilateralno kontrakcijo.

V naši raziskavi smo ugotovili, da je pojav BLD pri sklepnem navoru statistično manjši od 0 (kategorija 1 =  $-26.87 \pm 8.57\%$ ; kategorija 2 =  $-21.60 \pm 8.75\%$ ;  $p < .05$ ), do enake ugotovitve smo prišli tudi pri sklepni moči (kategorija 1 =  $-8.01 \pm 11.00\%$ ; kategorija 2 =  $-6.53 \pm 9.48\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 14). Ugotavljali smo, zakaj se BLD pojavi pri sklepnem navoru in sklepni moči pri izvajanju enonožnih in sonožnih vertikalnih skokov. Na podlagi rezultatov kinematike in dinamike smo prišli do ugotovitev, da je hitrost gibanja pri sonožnem skoku večja kot pri enonožnem, zato lahko sklepamo, da je sprememba hitrosti gibanja eden od dejavnikov za pojav BLD sklepnega navora in sklepne moči. Večja hitrost gibanja pri sonožnem skoku je primarni razlog za manjšo produkcijo sile na podlagi dominantne in nedominantne okončine, posledica tega so manjše vrednosti največjega sklepnega navora gležnja, kolenskega sklepa in kolka (preglednica 10), kar pa posledično vpliva tudi na manjše vrednosti sklepne moči.

Drugi dejavnik za večji sklepni navor pri enonožnih skokih je amplituda gibanja. Sprinterji izvajajo pri enonožnih skokih manjšo amplitudo fleksije v kolčnem sklepu (manjši predklon trupa) in manjšo dorzalno fleksijo (preglednica 8). Tretji dejavnik, ki lahko vpliva na pojav BLD sklepnega navora in sklepne moči, pa je daljši čas odziva pri enonožnih skokih (preglednica 7).

#### 7.1.3.1 BILATERALNI INDEKS DVEH KATEGORIJ SPINTERJEV

##### – ANALIZA AMPLITUD pEMG

V naši raziskavi smo z analizo BI produkcije sile ugotovili pojav BLD pri obeh kategorijah sprinterjev, zato smo nadalje z metodo pEMG ugotavljali, ali se pri sonožnem skoku pojavi tudi BLD pri aktivnosti mišic spodnjih okončin.

S primerjalno analizo BI mišične aktivnosti (normalizacija glede na NHIK) med kategorijama sprinterjev smo ugotovili, da je v kategoriji sprinterjev 1 manjši BI pri mišici erector spinae ( $43.86 \pm 35.05\%$  vs.  $77.16 \pm 26.11\%$ ;  $p < .05$ ), kar kaže na manjšo BFC pri tej mišici. Pri mišici gluteus maximus pa smo pri sprinterjih iz kategorije 1 ugotovili pojav BD ( $-1.41 \pm 2.97\%$ ;  $p < .05$ ), medtem ko smo pri sprinterjih iz kategorije 2 ugotovili pojav BFC ( $15.94 \pm 29.37\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 14). Pri ostalih mišicah spodnjih okončin nismo ugotovili statističnih razlik v srednjih vrednostih največjih amplitud pEMG. BI mišične aktivnosti smo izračunali tudi za največje amplitude pEMG, ki smo jih normalizirali glede na NHKK in ugotovili, da je v kategoriji 1 manjši BI le pri mišici gluteus maximus ( $-3.27 \pm 2.12\%$  vs.  $15.93 \pm 15.70\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 14).

Če upoštevamo ugotovitev, da so koti v kolku, preko katerih potekata mišici erector spinae in gluteus maximus, statistično večji pri enonožnih in sonožnih skokih v kategoriji 1 (preglednica 8), potem lahko sklepamo, da na velikost BI vpliva tudi kot v sklepu oziroma amplituda gibanja pri skoku z nasprotnim gibanjem.

Nadalje smo z analizo BI največjih amplitud pEMG, ki smo jih normalizirali glede na NHIK in NHKK ugotovili, da je v kategoriji sprinterjev 1 in 2 BI statistično večji od 0 pri mišici erector spinae in dvo-sklepni mišici rectus femoris ( $p < .05$ ), kar kaže na pojav BFC. Pojav BFC nam pove, da sta ti dve mišici bolj aktivni pri sonožnem skoku kot pri enonožnem. Howard in Enoka (1991) sta ugotovila, da sta zmanjšana mišična aktivacija, obenem pa manjša produkcija sile, posledica živčnih dejavnikov, ki vplivajo na pojav BLD oziroma BFC. Sklepamo lahko, da je pojav BFC mišic erector spinae in rectus femoris, posledica manjše amplitude gibanja v kolku pri enonožnem skoku, pri tem je manjša tudi kotna hitrost v kolčnem sklepu, kar kaže na to, da je zamah trupa pri enonožnem skoku manjši.

Zaradi manjšega zamaha trupa je manjša aktivnost mišice erector spinae, ki ima vlogo iztegovanja trupa, pri tem je manjša tudi aktivnost mišice rectus femoris, ki ima vlogo zaustavljanja rotacije trupa v smeri nazaj (zaustavlja iztegovanje trupa v vertikalni smeri).

Manjša mišična aktivnost mišic erector spinae in rectus femoris pri enonožnih skokih se odraža tudi v manjših povprečnih vrednostih največje sklepne moči kolka pri enonožnih skokih, kar pomeni, da je v kolčnem sklepu manjša generacija moči in s tem manjša energetska učinkovitost skoka. Na podlagi teh ugotovitev sklepamo, da imajo sprinterji še veliko rezerve pri izvedbi enonožnih skokov.

V kategoriji sprinterjev 1 smo primerjali srednje vrednosti največjih amplitud pEMG tudi med enonožnim in sonožnim skokom ter ugotovili, da so pri sonožnem skoku manjše vrednosti na dominantni okončini pri mišicah gluteus maximus (za okoli 5%), vastus lateralis (za okoli 10%) in biceps femoris (za okoli 11%). V kategoriji sprinterjev 2 smo pri sonožnem skoku ugotovili manjše amplitude pEMG na dominantni okončini pri mišici vastus lateralis (za okoli 10%), vastus medialis (za okoli 8%) ter biceps femoris (za okoli 20%) (preglednica 12). Na podlagi teh ugotovitev in na podlagi ugotovitve, da je produkcija sile manjša pri sonožnem skoku (BLK) lahko zaključimo, da je pojav BLD pri bilateralni produkciji sile posledica zmanjšane aktivnosti mišic spodnjih okončin oziroma zmanjšane živčne aktivnosti med BLK, kar so ugotovili že v predhodnjih raziskavah (Howard in Enoka, 1991; Schantz idr., 1989).

Mišica rectus femoris je dvo–sklepna mišica, ki poteka preko kolenskega sklepa in kolka, zato je njena aktivnost odvisna od amplitude gibanj v teh dveh sklepih. Primerjava kotov v kolenu med sonožnim in enonožnim skokom ni pokazala statističnih razlik, smo pa ugotovili, da je pri enonožnem skoku manjša fleksija v kolčnem sklepu (preglednica 8), kar lahko vpliva na manjšo aktivnost mišice rectus femoris pri enonožnem skoku, rezultat tega je pojav BFC in ne BLD. Tudi mišici erector spinae in gluteus maximus potekata preko kolčnega sklepa, zato se tudi pri teh dveh mišicah pojavi BFC zaradi manjše fleksije kolka pri enonožnem skoku (preglednica 8).

Pojav BFC oziroma manjša elektromiografska aktivnost mišic erector spinae in gluteus maximus pri enonožnem skoku, ki potekata preko kolčnega sklepa ter dvo–sklepne mišice rectus femoris, ki poteka preko kolčnega in kolenskega sklepa, potrjujeta ugotovitve predhodnjih raziskav, da kot v sklepu oziroma amplituda gibanja v sklepu vpliva na velikost elektromiografske aktivnosti mišic (pEMG), posledično pa tudi na velikost BI, kar so ugotovili že Kawakami idr. (1998).



Od vseh omenjenih dejavnikov, ki vplivajo na pojav bilateralnega deficita ali bilateralne facilitacije, ne smemo pozabiti, da na ta dva fiziološka pojava vpliva tudi metodologija raziskave. Randomizacija oziroma naključni izbor vrstnega reda izvedbe testov pri posameznem merjencu lahko vpliva na velikost bilateralnega indeksa. Na primer, če izvedemo unilateralno testiranje pred bilateralnim, lahko pojav utrujenosti vpliva na rezultate (Jakobi in Chilibeck, 2001). Pri izvedbi vertikalnih skokov je lahko potenciacija tisti dejavnik, ki vpliva na rezultate meritev (produkcija sile), kar sta ugotovila že Howard in Enoka (1991) pri testiranju dvigalcev uteži. V naši raziskavi smo upoštevali naključni izbor testov in trajanje odmora med posameznimi skoki, s tem smo preprečili vpliv utrujenosti in potenciacije na velikost BI.

## 7.2 ANALIZA BIODINAMIČNIH SPREMENLJIVK ENONOŽNEGA IN SONOŽNEGA SKOKA Z NASPROTNIM GIBANJEM SPRINTERJEV LEVIČARJEV IN DESNIČARJEV

V skupino desničarjev se je uvrstilo 7 sprinterjev, v skupino levičarjev pa 5. Med skupinama sprinterjev nismo ugotovili statistično značilnih razlik v starosti, telesni masi in višini ter v osebni rekordu na 100 m in 60 m (preglednica 15).

Z analizo kinematičnih in dinamičnih spremenljivk enonožnega in sonožnega skoka z nasprotnim gibanjem smo ugotovili naslednje razlike med sprinterji levičarji in desničarji in sicer: 1) levičarji skačejo višje pri sonožnem skoku ( $62.92 \pm 6.57$  cm vs.  $58.84 \pm 4.91$  cm;  $p < .05$ ), pri tem imajo tudi krajši čas odziva ( $338.24 \pm 47.49$  ms vs.  $388.12 \pm 58.11$  ms;  $p < .05$ ) (preglednica 16), 2) levičarji imajo pri sonožnem skoku večjo produkcijo sile na podlago ( $23.68 \pm 3.42$  vs.  $19.92 \pm 1.96$  N·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ), vendar malo manjše vrednosti impulza sile ( $361.31 \pm 33.77$  vs.  $370.65 \pm 45.64$  N·s), ki pa niso statistično značilne (preglednica 18). Manjše srednje vrednosti impulza sile so posledica daljših časov odziva pri desničarjih (preglednica 16).

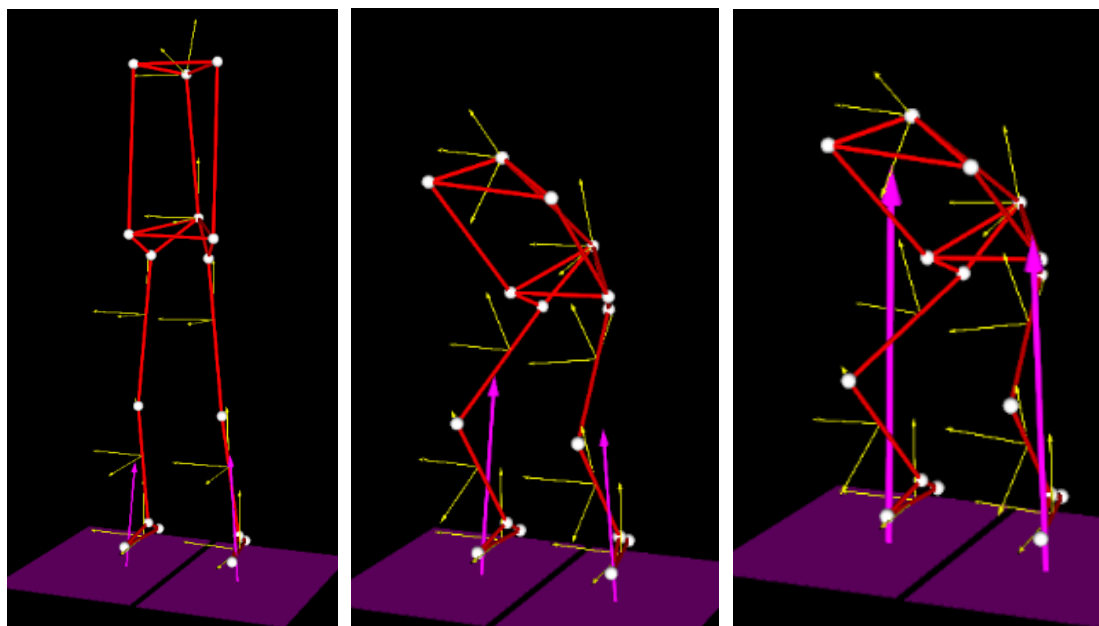
Nadalje smo ugotovili še nekaj razlik: 3) levičarji imajo pri sonožnem skoku pri obeh okončinah večji navor v gležnju (dominantna:  $1.77 \pm .16$  vs.  $1.60 \pm .19$  N·m·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$  nedominantna:  $1.74 \pm .17$  vs.  $1.59 \pm .13$  N·m·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) in kolenskem sklepu (dominantna:  $2.22 \pm .22$  vs.  $2.00 \pm 0.28$  N·m·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ; nedominantna:  $2.37 \pm .22$  vs.  $2.16 \pm .26$  N·m·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) (preglednica 19).

Ugotovili smo tudi, da imajo levičarji pri sonožnem skoku tudi večjo sklepno moč kolena (dominantna:  $15.52 \pm 1.13$  vs.  $13.10 \pm 2.17$  W·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ), kolka (dominantna:  $9.21 \pm 2.18$  vs.  $6.78 \pm 1.34$  W·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) na dominantni okončini ter skupno sklepno moč dominantne okončine ( $39.04 \pm 3.71$  vs.  $32.67 \pm 3.04$  W·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) in nedominantne okončine ( $37.23 \pm 2.79$  vs.  $34.66 \pm 3.71$  W·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) (preglednica 20).

Najbolj pomembna ugotovitev analize biodinamičnih spremenljivk sonožnega skoka je ta, da pri levičarjih ni razlik v produkciji sile med dominantno in nedominantno spodnjo okončino v bilateralnih pogojih kontrakcije ( $11.71 \pm 1.48$  vs.  $11.97 \pm 2.10$  N·kg<sup>-1</sup>), medtem ko je pri desničarjih razlika v produkciji sile med dominantno in nedominantno spodnjo okončino v bilateralnih pogojih kontrakcije statistično značilna in znaša okoli 10% ( $9.47 \pm 1.46$  vs.  $10.44 \pm 0.97$  N·kg<sup>-1</sup>;  $p < .05$ ) (preglednica 18). Te ugotovitve smo primerjali s predhodnjimi raziskavami in sicer, Ohtsuki (1983, 1994) je ugotovil, da je vzrok za manjšo produkcijo sile med BLK v inhibiciji živčne interakcije med možganskima hemisferama, ki sta povezani z živčnim nitjem (corpus callosum). Razlog za pojav BLD bi bil, da je ekscitacijski signal, ki gre iz višjih motoričnih področij v precentralni motorični korteks, manj intenziven med BLK kot med ULK, saj je distribuiran v dve ločeni področji (dve okončini) (Ohtsuki, 1994). V predhodnjih študijah so raziskovalci s pomočjo magnetne stimulacije motoričnega korteksa ugotovili, da pride pri BLK do pojava medhemisferne inhibicije (inhibicija živčnega nitja, ki povezuje hemisferi, je lahko živčni dejavnik, ki vpliva na pojav BLD) (Ferbort idr., 1992; Meyer idr., 1995; Netz idr., 1995; Rothwell idr., 1991).

Na prvi pogled se asimetrična proizvodnja sile med okončinama pri sonožnem odzivu vertikalnega skoka ne zdi velik problem. Vendar je podrobna analiza kinematičnega in dinamičnega modela pokazala, da je asimetrična proizvodnja sile lahko velik problem, če se pogosto pojavlja. Asimetrična proizvodnja sile v primeru desničarjev povzroči rotacijo telesa v frontalni ravnini, ker ena okončina proizvede več sile na podlago kot druga (Slika 109). Za učinkovit vertikalni skok bi morale biti rezultante proizvodnje sile podlage enake (kot pri levičarjih) in usmerjene preko sredine kolenskega sklepa proti sredini kolkov. Skupna rezultanta sile mora iti skozi centralno težišče telesa (CTT), če želimo, da bo skok res usmerjen vertikalno.

V primeru, da z eno okončino ustvarjamo večji pritisk na podlago, nas bo v fazi leta rotiralo v smeri nedominantne okončine. Zaradi tega je lahko rezultat v višini skoka slabši, kar smo ugotovili v primerjavi levičarjev in desničarjev. Levičarji in desničarji se ne razlikujejo v hitrosti odziva in v impulzu sile, se pa statistično razlikujejo v višini sonožnega skoka. Sklepamo lahko, da neenakomerna proizvodnja sile dominantne in nedominantne okončine vpliva na učinkovitost skoka.

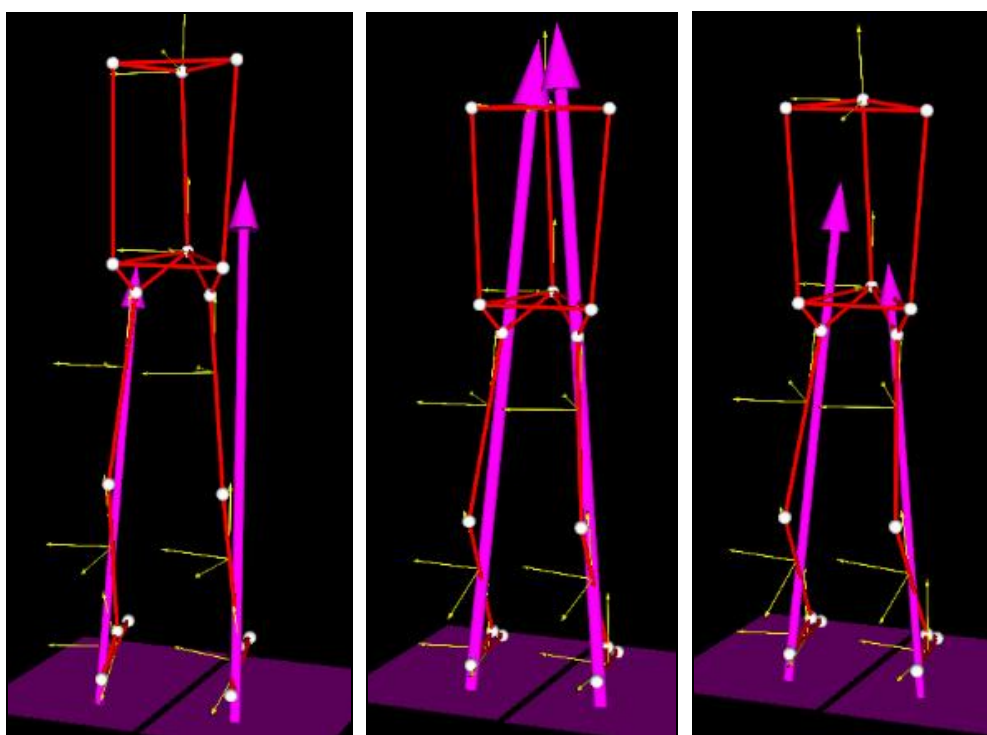


Slika 109: Asimetrična proizvodnja sile leve in desne okončine v fazi odriva pri vertikalnem skoku z nasprotnim gibanjem.

Naslednji problem, ki se pojavi zaradi neenakomerne proizvodnje sile je nepravilen doskok (Slika 110). Če skakalca rotira v fazi odriva, bo rezultat tega doskok na nedominantno okončino (Slika 110A), namesto na obe okončini. Doskok na eno okončino pa povzroči takojšnjo rotacijo telesa v nasprotno smer in preobremenitev nasprotne okončine (Sliki 110B in C). Doskok na eno okončino je lahko nevaren zaradi preobremenitve oziroma neenakomerne obremenitve sklepnih in obsklepnih struktur. Iz športne znanosti vemo, da sprinterji in tudi športniki iz ostalih športnih disciplin (košarka, rokomet, odbojka), v procesu treninga izvajajo veliko število enonožnih in sonožnih skokov s ciljem razvijati odzivno moč. Zaradi nepravilnih doskokov na eno okončino se lahko pojavijo poškodbe tetiv, mišic, sklepnih in obsklepnih struktur spodnjih okončin (Augustsson, Augustsson, Thomee in Svantesson, 2006; Bahr, Karlsen, Lian in Ovrebo, 1994; Hadžić idr., 2009). Izvedba doskoka je kompleksna motorična naloga in zahteva dobro koordinacijo, dinamično mišično kontrolo in gibljivost; večja višina skoka te zahteve še poveča. Slaba izvedba doskoka je eden od pogostih mehanizmov poškodb v moštvenih športih kot sta odbojka in košarka (Louw, Grimmer in Vaughan, 2006).

Zaključimo lahko, da imajo levičarji boljšo kontrolo produkcije sile kot desničarji, zaradi tega so pri izvedbi skokov tudi bolj učinkoviti. Z vidika preventive pred poškodbami bi morali desničarji odpraviti asimetrijo produkcije sile med okončinama, preden uvedejo sonožne skoke v proces treniranja.

Sklepamo lahko, da se pri sprinterjih desničarjih tudi pri teku pojavi asimetrija v ciklu tekalnega koraka. Iz športne znanosti vemo, da so omejitve v dolžini koraka in frekvenci koraka povezane s produkcijo sile na podlago. Če slabša okončina proizvaja manjšo silo na podlago, lahko sklepamo, da je tudi dolžina koraka te okončine krajša. Naprimer v teku na 100 m naredijo sprinterji okoli 48 korakov, to pomeni 24 odzivov s slabšo okončino; če je dolžina koraka s slabšo nogo samo 5 cm krajša, znaša primankljaj na cilju 100 m teka 120 cm, kar časovno znaša okoli 0.1 s.



A

B

C

*Legenda: A – doskok na eno okončino po rotaciji v fazi odriva; B – rotacija telesa v fazi doskoka v poteka v nasprotni smeri od okončine, ki je prva v kontaktu s podlago; C – preobremenitev nasprotne okončine zaradi rotacije v fazi doskoka.*

Slika 110: Doskok na nedominantno okončino zaradi rotacije telesa ob odrivu, ki je posledica neenakomerne proizvodnje sile okončin.

Analiza srednjih vrednosti največjih amplitud pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin (po metodi normalizacije NHIK) je pokazala naslednje razlike med sprinterji levičarji in desničarji: 1) levičarji imajo pri sonožnem skoku večje amplitude pEMG mišice vastus lateralis ( $236.34 \pm 86.89\%$  vs.  $156.58 \pm 26.84\%$ ;  $p < .05$ ), dvo-sklepne mišice biceps femoris ( $112.42 \pm 91.35$  vs.  $62.10 \pm 28.12\%$ ;  $p < .05$ ) in dvo-sklepne mišice rectus femoris ( $198.32 \pm 56.99\%$  vs.  $151.20 \pm 63.77\%$ ;  $p < .05$ ) na dominantni okončini (preglednica 18).

Do zanimive ugotovitve smo prišli na podlagi primerjave srednjih vrednosti največjih amplitud pEMG med mišicami na dominantni in nedominantni okončini. V skupini levičarjev smo ugotovili večjo aktivnost dvo-sklepne mišice rectus femoris na dominantni okončini ( $198.32 \pm 56.99\%$  vs.  $149.26 \pm 29.06\%$ ;  $p < .05$ ) in dvo-sklepne mišice gastrocnemius na nedominantni okončini ( $217.00 \pm 63.47\%$  vs.  $173.00 \pm 63.64\%$ ;  $p < .05$ ). V skupini sprinterjev desničarjev nismo ugotovili razlik med aktivnostjo kontralateralnih mišic na spodnjih okončinah (preglednica 20). Večja aktivnost mišice rectus femoris pri levičarjih se odraža tudi v rezultatih sklepne moči, kjer smo ugotovili večje srednje vrednosti največje sklepne moči v kolku na dominantni okončini (preglednica 20).

Sklepamo lahko, da sprinterji levičarji skačejo višje pri sonožnem skoku od desničarjev, ter imajo krajši čas odziva zaradi večje produkcije sile, ki je enakomerno razporejena na dominantno in nedominantno okončino, pri tem imajo večjo generacijo moči in energije, kar se odraža v večji aktivnosti mišice vastus lateralis, ki ima pri vertikalnem skoku vlogo aktuatorja (proizvaja silo), večji aktivnosti mišice biceps femoris, ki ima vlogo iztegovalke kolka oziroma rotacije trupa, ter večji aktivnosti dvo-sklepne mišice rectus femoris, ki ima vlogo prenašanja energije med segmenti. Kljub temu da se pri levičarjih pojavljajo manjše asimetrije v največji aktivnosti pEMG kontralateralnih dvo-sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius, izvedejo skok bolj učinkovito od desničarjev.

### 7.2.1 ANALIZA BILATERALNEGA INDEKSA SPRINTERJEV LEVIČARJEV IN DESNIČARJEV

Analiza vrednosti BI v skupini sprinterjev levičarjev in desničarjev je pokazala negativne vrednosti BI pri višini skoka ( $L = -18.07 \pm 7.88\%$ ;  $D = -20.41 \pm 6.77\%$ ;  $p < .05$ ), produkciji sile ( $L = -28.36 \pm 7.29\%$ ;  $D = -37.04 \pm 5.76\%$ ,  $p < .05$ ), impulzu sile ( $L = -56.52 \pm 2.99\%$ ;  $D = -56.66 \pm 2.29\%$ ;  $p < .05$ ) in skupnem sklepnem navoru ( $L = -21.78 \pm 10.81\%$ ;  $D = -26.47 \pm 6.84\%$ ;  $p < .05$ ), kar kaže na pojav BLD. BI sklepne moči je statistično negativen le v skupini desničarjev ( $-10.9 \pm 8.15\%$ ;  $p < .05$ ) (preglednica 23). V skupini sprinterjev levičarjev znaša vrednost BLD skupne sklepne moči  $-2.56 \pm 3.96\%$  (preglednica 23), ki ni statistično različna od 0, kar pomeni, da je generacija sklepne moči levičarjev približno enaka pri enonožnih in sonožnih skokih, kar dokazuje tudi primerjalna analiza srednjih vrednosti največje sklepne moči gležnja, kolena in kolka na dominantni in nedominantni okončini, kjer nismo ugotovili statističnih razlik (preglednica 20).

Z analizo srednjih vrednosti največjih amplitud pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin (po metodi normalizacije NHIK) smo v skupinah sprinterjev levičarjev in desničarjev ugotovili naslednje: 1) levičarji imajo pozitiven BI pri mišici erector spinae ( $52.33 \pm 40.80\%$ ;  $p < .05$ ), kar kaže na pojav BFC v aktivnosti mišice; negativen BI pa pri mišici vastus lateralis ( $-5.32 \pm 2.52\%$ ;  $p < .05$ ) in pri dvo–sklepni mišici gastrocnemius ( $-5.54 \pm 4.57\%$ ;  $p < .05$ ), kar kaže na pojav BLD v aktivnosti mišice (preglednica 21), 2) desničarji imajo pozitiven BI pri mišici erector spinae ( $61.84 \pm 31.73\%$ ), mišici vastus lateralis ( $9.22 \pm 15.47\%$ ;  $p < .05$ ), mišici vastus medialis ( $22.69 \pm 15.03\%$ ;  $p < .05$ ), pri dvo–sklepni mišici rectus femoris ( $24.44 \pm 13.30\%$ ;  $p < .05$ ) in pri dvo–sklepni mišici gastrocnemius ( $12.40 \pm 9.37\%$ ;  $p < .05$ ), kar kaže na pojav BFC v mišični aktivnosti pri vseh naštetih mišicah (preglednica 22). Tudi z analizo srednjih vrednosti amplitud pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin, ki smo jih normalizirali po metodi NHKK smo prišli do enakih ugotovitev kot pri metodi normalizacije NHIK in sicer, da imajo levičarji pozitiven BI pri mišici erector spinae ( $58.38 \pm 34.07\%$ ;  $p < .05$ ), kar kaže na pojav BFC v mišični aktivnosti; pri mišici vastus lateralis ( $-4.94 \pm 2.41\%$ ;  $p < .05$ ) in pri dvo–sklepni mišici gastrocnemius ( $-5.77 \pm 5.29\%$ ;  $p < .05$ ) pa negativen, kar kaže na pojav BLD v mišični aktivnosti (preglednica 23).

Z normalizacijo po metodi NHKK smo v analizi srednjih vrednosti amplitud pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin tudi pri skupini desničarjev prišli do enakih ugotovitev kot po metodi NHIK in sicer, da imajo pozitiven BI pri mišici erector spinae ( $45.62 \pm 30.42\%$ ;  $p < .05$ ), mišici vastus medialis ( $18.53 \pm 13.55\%$ ;  $p < .05$ ) ter pri dvo-sklepnih mišicah rectus femoris ( $11.65 \pm 11.62\%$ ;  $p < .05$ ) in gastrocnemius ( $16.98 \pm 3.17\%$ ;  $p < .05$ ), kar kaže na pojav BFC v mišični aktivnosti (preglednica 23).

Na podlagi rezultatov BI v skupinah levičarjev in desničarjev lahko sklepamo, da je pri ugotavljanju pojava BLD in BFC pri mišični aktivnosti vseeno, katero metodo normalizacije signala pEMG uporabimo, kajti z obema metodama (NHIK in NHKK) smo prišli do enakih zaključkov.

Predhodnje raziskave, ki so jih opravili na nivoju možganskega delovanja med UL in BL kontrakcijo (Neshige idr., 1988; Rothwell idr., 1991; Salerno in Georgesco, 1996; Shibasaki idr., 1980a, 1980b; Tanji idr., 1988; Yahagi in Tatsuya, 1999), so pri ljudeh, ki imajo dominantno desno roko, ugotovili statistično večje amplitude motoričnih evociranih potencialov na dominantni roki v primerjavi z amplitudami na nedominantni roki. Pri ljudeh, ki imajo dominantno levo roko, niso ugotovili statističnih razlik med dominantno in nedominantno roko. Po teh ugotovitvah so sklepali, da je pri desničarjih prisotna večja živčna asimetrija med dominantno in nedominantno hemisfero kot pri levičarjih (Yahagi in Tatsuya, 1999). Do podobnih rezultatov so prišli tudi Netz idr. (1997) ter Civardi idr. (2000), ki so pri desničarjih ugotovili, da je inhibicija večja po stimulaciji dominantne hemisfere kot pri stimulaciji nedominantne hemisfere, pri levičarjih pa te razlike v inhibiciji možganskih hemisfer niso ugotovili.

Na podlagi rezultatov raziskave je Oda (1997) zaključil, da je leva hemisfera pri »desničarjih« odgovorna za motorično kontrolo nasprotne okončine (desna roka in noga) in tudi za nadzor submaksimalne bilateralne kontrakcije. Tudi Post idr. (2007) so s pomočjo funkcionalne magnetne resonance (fMRI) merili stopnjo možganske aktivnosti med unilateralno in bilateralno največjo izometrično kontrakcijo abdukcije kazalca na roki, ob tem so merili še pEMG aktivnosti mišic (prva dorzalna mišica interosseous – abdukcija kazalca (angl. index finger)).



V predhodnji raziskavi so ugotovili, da je BLD, ki se pojavi pri produkciji sile, povezan z zmanjšano mišično aktivnostjo (pEMG) med največjo bilateralno kontrakcijo ter tudi z zmanjšano aktivnostjo precentralnega gyrusa, ki je najbolj pomembno možgansko področje za motoriko. Zaključili so, da je primarni izvor pojava BLD v zmanjšani aktivnosti motorične skorje (Post idr., 2007).

Zmanjšanje sile pri bilateralnih kontrakcijah so odkrili tudi v predhodnih raziskavah (Zijdewind in Kernell, 2001) in je bila povezana z zmanjšano pEMG aktivnostjo mišic (van Dieen, Ogita in de Haan, 2003). Zmanjšanje EMG aktivnosti mišic je lahko posledica sprememb v aktivnosti mišičnih vlaken, sprememb v ekscitabilnosti motonevronov ali s sprememb v ekscitabilnosti motorične skorje (Post idr., 2007). Facilitacijski in inhibitorni učinki ene možganske hemisfere na drugo (Chen, 2004) so že nekaj časa znani v nevrofiziologiji, vemo pa tudi, da večina živčnih signalov potuje preko corpus callosuma (komisurnega nitja). Zaradi teh dejstev avtorji omenjenih raziskav o BLD na nivoju centralnih mehanizmov sklepajo, da je pojav BLD posledica zmanjšane aktivnosti poti med hemisferma v corpus callosumu (Post idr., 2007).

Kljub temu, da smo v naši raziskavi ugotavljali pojav BLD v produkciji sile in mišični aktivnosti s pomočjo kinezioloških tehnologij (pritiskovne plošče in pEMG), lahko na podlagi ugotovitev predhodnjih raziskav, v katerih so ugotavljali pojav BLD ali BFC na nivoju centralnih mehanizmov s pomočjo medicinskih tehnologij in na podlagi ugotovitev naše raziskave zaključimo, da med sprinterji levičarji in desničarji obstajajo razlike v generaciji sile in moči pri sonožnem skoku (BLK). Levičarji pri sonožnem skoku generirajo silo enakomerno z obema okončinama, desničarji pa ne. Prav tako obstajajo razlike v mišični aktivnosti mišic spodnjih okončin, saj smo pri levičarjih ugotovili pojav BLD v mišični aktivnosti, medtem ko je pri desničarjih prisoten pojav BFC pri mišični aktivnosti, ki je negativen dejavnik v sprinterskem teku. BFC mišične aktivnosti pomeni, da desničarji bolj aktivirajo mišice pri sonožnem skoku kot pri enonožnem.

Povzetek dosedanjih raziskav, ki so jih opravili na centralnem nivoju je, da se BLD pri produkciji sile in mišični aktivnosti pojavi: 1) zaradi inhibicije na nivoju hrbtenjače, 2) zaradi zmanjšane kortikalne aktivnosti je zmanjšana tudi živčna aktivnost hitrih ME, 3) zaradi zmanjšane aktivnosti motorične skorje, 4) zaradi sprememb v aktivnosti mišičnih vlaken, 5) zaradi sprememb v ekscitabilnosti motonevronov, 6) zaradi sprememb v ekscitabilnosti motorične skorje in 7) zaradi zmanjšane aktivnosti poti med hemisferma v corpus callosumu. Glavna ugotovitev je ta, da je pri desničarjih prisotna večja živčna asimetrija med dominantno in nedominantno hemisfero kot pri levičarjih.

V naši raziskavi nismo ugotavljali pojava BLD z metodami transkranijske magnetne stimulacije (TMS), funkcionalne magnetne resonance (fMRI) ali elektroencefalografije (EEG), ker so te metode neprimerne za raziskave na eksplozivnih več-sklepnih gibanjih kot je v našem primeru vertikalni skok. Katero inhibitorno delovanje živčevja se pojavlja pri izvedbi sonožnega CMJ pri desničarjih, ne moremo natančno določiti, o tem lahko le sklepamo iz ugotovitev predhodnjih raziskav na centralnem nivoju. So pa ugotovitve naše raziskave dobro izhodišče za nadaljnje raziskave na področju športne znanosti z vidika funkcioniranja levičarjev in desničarjev pri različnih športnih gibanjih, ki so izvedena bilateralno.

### 7.3 ANALIZA NAJVEČJIH AMPLITUD pEMG AKTIVNOSTI MIŠIC MED SONOŽNIM IN ENONOŽNIM CMJ: PRIMERJAVA DVEH METOD NORMALIZACIJE SIGNALA pEMG

V nadaljnji analizi smo analizirali in kvantificirali razlike v največjih amplitudah pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin (eno–sklepne in dvo–sklepne mišice) pri dveh pogojih izvajanja vertikalnih skokov: sonožni in enonožni skok z dominantno in nedominantno okončino. V analizi smo obravnavali vse merjence ne glede na kategorijo. Normalizacijo elektromiografskega signala smo naredili po dveh metodah normalizacije. Prva in najbolj uporabljena metoda je metoda merjenja največje mišične aktivnosti med največjo hoteno izometrično kontrakcijo (NHIK), katero smo izvajali pred izvedbo vertikalnih skokov. Pri drugi metodi normalizacije pa smo spremljali amplitudo pEMG med eksplozivnimi dinamičnimi kontrakcijami. V našem primeru smo izmerili največjo amplitudo pEMG pri izvedbi vertikalnega skoka iz polčepa (angl. squat jump) – največja hotena koncentrična kontrakcija (NHKK).

Z analizo srednjih vrednosti največjih amplitud pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin enonožnega in sonožnega skoka z nasprotnim gibanjem smo ugotovili naslednje razlike med metodo normalizacije NHIK in NHKK: 1) pri sonožnem skoku so vrednosti največjih amplitud pEMG večje po metodi NHIK pri mišici vastus lateralis (193.24 vs. 103.24%), mišici vastus medialis (295.76 vs. 107.76%;  $p < .05$ ) ter pri dvo–sklepnih mišicah rectus femoris (173.24 vs. 88.24%;  $p < .05$ ) in gastrocnemius (203.14 vs. 104.76%;  $p < .05$ ) (Slika 98, preglednica 24); 2) pri enonožnem skoku z dominantno okončino pa so vrednosti večje po metodi NHIK pri mišici vastus lateralis (189.80 vs. 101.24%;  $p < .05$ ), mišici vastus medialis (276.30 vs. 93.76%;  $p < .05$ ) ter pri dvo–sklepnih mišicah rectus femoris (159.24 vs. 86.24%;  $p < .05$ ) in gastrocnemius (190.98 vs. 96.76%;  $p < .05$ ) (Slika 98, preglednica 24).

V primeru, da spremljamo amplitudo pEMG med eksplozivnimi dinamičnimi kontrakcijami, v našem primeru med vertikalnimi skoki, pa je potrebno vrednosti pEMG normalizirati tudi glede na največjo hoteno kontrakcijo med dinamičnim koncentričnim gibanjem.

V našem primeru je bilo najbolj primerno izmeriti največjo amplitudo pEMG pri izvedbi vertikalnega skoka iz polčepa (angl. squat jump), ki predstavlja največjo hoteno koncentrično kontrakcijo (NHKK). Največjo vrednost amplitude pEMG med SJ smo uporabili za normalizacijo amplitud pEMG mišic spodnjih okončin, ki smo ga izmerili pri skokih z nasprotnim gibanjem (CMJ) (Jones in Caldwell, 2003; Liu idr., 2006; Verma in Lane, 2000). Normalizacija pEMG z metodo največje izometrične hotene kontrakcije, ki jo merimo z opornico, je v primeru več–sklepnih eksplozivnih gibanj lahko vprašljiva, saj meri največjo mišično aktivacijo z eno–sklepnimi gibanji (ekstenzija in fleksija kolena, kolka in gležnja). Neustreznost metode NHKK potrjujejo rezultati največjih amplitud pEMG pri mišicah vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris in gastrocnemius, kjer znašajo vrednosti tudi do 300% NHKK (preglednica 24). Tako velikih vrednosti amplitud pEMG po metodi NHKK ni, saj največje vrednosti amplitud pEMG znašajo okoli 115% NHKK pri mišici erector spinae (preglednica 24).

Nekatere študije navajajo, da je možno doseči največjo aktivacijo mišice quadriceps femoris pri izometrični ekstenziji kolena (Belanger in McComas, 1989; McComas, Kereshi in Quinlan, 1983), medtem, ko večina ostalih študij poroča o 10.4% do 23.4% zmanjšani aktivaciji te mišice pri eno–sklepni kontrakciji (Behm, Power in Drinkwater, 2003; Hurley, Jones in Newham, 1994; Norregaard, Bulow in Danneskiold-Samsøe, 1994; Strojnik, 1995; Urbach in Awiszus, 2000).

V naši raziskavi so bili merjenci vrhunski sprinterji, ki v procesu treniranja ne izvajajo izometrične metode za razvoj moči, temveč uporabljajo dinamične metode za razvoj moči (koncentrične, ekscentrične in ekscentrično–koncentrične kontrakcije). V številnih raziskavah so ugotovili, da merjenci, ki v procesu treniranja izvajajo dinamične kontrakcije za razvoj moči, ne napredujejo v izometrični moči (Mannion, Jakeman in Willan, 1992; O'Shea in O'Shea, 1989; Sale in MacDougall, 1981; Sale idr., 1992).

Ta trenažni učinek temelji na konceptu specifičnosti trenažnega procesa za razvoj moči, ki povzroča, da se skeletne mišice različno adaptirajo na izometrični in dinamični trening (Duchateau in Hainaut, 1984; Sale in MacDougall, 1981). It teh raziskav lahko sklepamo, da se pri sprinterjih mišice adaptirajo na dinamični trening – dinamične kontrakcije in ne izometrične.

V tem primeru je v naši raziskavi bolj primerna metoda normalizacije amplitud pEMG metoda NHKK, kjer največjo aktivnost mišic izmerimo pri več–sklepnem gibanju, v našem primeru pri vertikalnem skoku iz polčepa, saj pri izometrični hoteni kontrakciji sprinterji niso sposobni razviti največje aktivnosti (sile) posameznih mišic.

#### 7.4 ANALIZA VZORCEV pEMG AKTIVNOSTI DVO-SKLEPNIH MIŠIC RECTUS FEMORIS IN GASTROCNEMIUS MED KATEGORIJAMA SPINTERJEV

Na koncu naše raziskave smo ugotavljali še razlike med kategorijama sprinterjev v vzorcih aktivnosti dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius, s čimer smo preverjali proksimalno–distalni princip aktivacije mišic pri izvedbi vertikalnega skoka CMJ.

Mišično–skeletni sistem človeškega telesa ima kompleksno strukturo z večimi nivoji organizacije, od delovanja molekul v mišičnih vlaknih do delovanja mišično-tetivnega sistema na skelet. Eno od vprašanj, ki se pogosto pojavlja v številnih raziskavah človeškega gibanja je, zakaj ima človeško telo dvo–sklepne mišice (semitendinosus, semimembranosus, dolga glava biceps femoris, sartorius, gracilis, plantaris, rectus femoris in gastrocnemius).

Specifična naloga oziroma akcija dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius je prenašanje rotacijske kinetične energije (moči) med segmenti (trup, stegno, golen, stopalo), ki jo pri več–sklepnem kompleksnem gibanju kot je vertikalni skok, producirajo eno–sklepne mišice (gluteus maximus, vastus medialis, vastus lateralis, soleus) (Gregoire idr., 1984; Pandy in Zajac, 1991; Voigt idr., 1995). Obenem dvo–sklepne mišice omogočajo večjo kotno hitrost gibanja sklepov pri manjši hitrosti krajšanja mišice (Bobbert idr., 1986a; Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; Gregoire idr., 1984).

V analizi rezultatov največjih amplitud pEMG in časa do vrha amplitude pEMG pri sonožnem skoku CMJ smo najprej primerjali vzorce aktivacije dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius med sprinterjem iz prve kategorije in sprinterjem iz druge kategorije. Pri sprinterju iz kategorije 1 smo ugotovili pravilen vzorec proženja aktivnosti dvo–sklepnih mišic (vrh pEMG) v fazi odriva, ki je v skladu s proksimalno–distalnim principom (Slika 99). Pri tem sprinterju je znašal čas do vrha pEMG pri mišici rectus femoris na levi okončini  $95.00 \pm 25.12$  ms ter na desni okončini  $86.67 \pm 24.43$  ms, čas do vrha pEMG pri mišici gastrocnemius na levi okončini pa je znašal  $123.33 \pm 22.99$  ms ter na desni okončini  $132.14 \pm 24.16$  ms. Pri sprinterju iz kategorije 2 smo ugotovili nepravilen vzorec proženja dvo–sklepnih mišic (Slika 100), ki ni v skladu s proksimalno – distalnim principom. Pri tem sprinterju je znašal čas do vrha pEMG pri mišici rectus femoris na levi okončini  $126.67 \pm 48.12$  ms ter na desni okončini  $168.33 \pm 34.43$  ms, čas do vrha pEMG pri mišici gastrocnemius na levi okončini je znašal  $65.00 \pm 30.41$  ms ter na desni okončini  $56.67 \pm 52.16$  ms.

Na podlagi rezultatov vzorcev aktivnosti dvo–sklepnih mišic v fazi odriva vertikalnega skoka, ki smo jih dobili z naključnim izborom sprinterja iz prve in iz druge kategorije, smo v nadaljevanju analizirali spremenljivke signala pEMG vseh sprinterjev iz kategorije 1 in iz kategorije 2.

Za analizo časov odrivov sonožnega skoka CMJ smo ugotovili, da imajo sprinterji iz kategorije 1 daljšo ekscentrično fazo skoka (nasprotno gibanje) ( $153.59 \pm 18.78$  ms vs.  $117.19 \pm 12.38$  ms;  $p < .05$ ) in koncentrično fazo skoka (odriv) ( $241.12 \pm 24.04$  ms vs.  $198.88 \pm 18.01$  ms;  $p < .05$ ) (preglednica 25).

V nadaljnji analizi amplitud pEMG smo primerjali kategoriji sprinterjev 1 in 2 ter ugotovili, da so v kategoriji sprinterjev 1 manjše srednje vrednosti spremenljivke vrh pEMG (angl. peak pEMG) pri mišici rectus femoris na obeh okončinah (dominantna:  $734.75 \pm 133.43$  m·V vs.  $930.25 \pm 204.94$  m·V; nedominantna:  $753.30 \pm 197.79$  m·V vs.  $902.69 \pm 201.12$  m·V;  $p < .05$ ).

Ob tem smo ugotovili tudi manjše srednje vrednosti spremenljivk ekscentrične faze (ECC FAZA) (dominantna:  $273.24 \pm 115.55$  mV·ms vs.  $388.13 \pm 109.45$  mV·ms; nedominantna:  $288.35 \pm 106.87$  mV·ms vs.  $370.88 \pm 121.55$  mV·ms;  $p < .05$ ) in koncentrična faza (KONC FAZA) (dominantna:  $456.50 \pm 97.22$  mV·ms vs.  $540.69 \pm 66.29$  mV·ms; nedominantna:  $467.30 \pm 95.26$  mV·ms vs.  $551.19 \pm 102.77$  mV·ms;  $p < .05$ ) (Sliki 101 in 102, preglednica 25). V kategoriji 1 smo pri mišici rectus femoris na nedominantni okončini ugotovili manjše srednje vrednosti spremenljivk faze preUP ( $433.60 \pm 152.56$  mV·ms vs.  $625.25 \pm 244.35$  mV·ms;  $p < .05$ ) (Sliki 103 in 104, preglednica 25).

Z analizo spremenljivk amplitud pEMG mišice gastrocnemius smo primerjali kategoriji sprinterjev 1 in 2 ter ugotovili, da so v kategoriji sprinterjev 1 večje srednje vrednosti spremenljivk čas do pEMG<sub>maks</sub> (angl. time to peak pEMG) (dominantna:  $137.88 \pm 42.77$  ms vs.  $92.94 \pm 54.31$  ms; nedominantna:  $135.24 \pm 36.44$  ms vs.  $84.81 \pm 40.89$  ms;  $p < .05$ ), faze maxUP ( $785.88 \pm 231.32$  mV·ms vs.  $591.81 \pm 88.30$  mV·ms;  $p < .05$ ) in vrha pEMG ( $660.35 \pm 225.55$  mV vs.  $518.69 \pm 101.83$  mV;  $p < .05$ ) ter manjše srednje vrednosti faze postKC (dominantna:  $157.76 \pm 115.15$  mV·ms vs.  $261.38 \pm 153.18$  mV·ms; nedominantna:  $138.59 \pm 103.59$  mV·ms vs.  $262.25 \pm 153.77$  mV·ms;  $p < .05$ ) (Slike 103 do 106, preglednica 25). V kategoriji sprinterjev 1 smo pri mišici gastrocnemius na nedominantni okončini ugotovili tudi manjše srednje vrednosti ekscentrične faze ( $56.15 \pm 24.61$  mV·ms vs.  $84.13 \pm 49.26$  mV·ms;  $p < .05$ ) in koncentrične faze ( $282.88 \pm 48.07$  mV·ms vs.  $346.44 \pm 52.32$  mV·ms;  $p < .05$ ) (Sliki 105 in 106, preglednica 25).

Povečana aktivnost dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius v fazi odrida (KONC FAZA) je dokaz, da mišici prenašata rotacijsko kinetično energijo. Mišica rectus femoris prenaša energijo s proksimalnih delov (kolka - trupa) do manj proksimalnih (kolena - stegna) (Slike 101 do 104), mišica gastrocnemius pa s proksimalnih delov (kolena - stegna) do distalnih (gležnja - golen, stopalo) (Slike 105 do 108). Takšna funkcija dvo–sklepnih mišic je imenovana »tetivna akcija« (Cleland, 1867; Fick, 1879; Lombard, 1903). To trditev lahko potrdimo z razmerjem aktivnosti dvo–sklepnih mišic v ekscentrični fazi (ECC FAZA) in koncentrični fazi (KONC FAZA) skoka z nasprotnim gibanjem.

S primerjalno analizo med kategorijama sprinterjev smo ugotovili, da je pri sprinterjih iz kategorije 1 odstotek aktivnosti mišice rectus femoris v ekscentrični fazi manjši (dominantna: 37.5% vs. 41.8%; nedominantna: 38.2% vs. 40.2%;  $p < .05$ ), vendar je odstotek aktivnosti mišice v koncentrični fazi večji (dominantna: 62.5% vs. 58.2%; nedominantna: 61.8% vs. 59.8%;  $p < .05$ ). Do enake ugotovitve smo prišli tudi pri mišici gastrocnemius, kjer je v kategoriji 1 manjši odstotek aktivnosti v ekscentrični fazi (dominantna: 17.4% vs. 24.1%; nedominantna: 16.5% vs. 19.5%;  $p < .05$ ), vendar večji v koncentrični fazi skoka (dominantna: 82.6% vs. 75.9%; nedominantna: 83.5% vs. 80.5%;  $p < .05$ ). Na podlagi teh rezultatov lahko sklepamo na večjo aktivnost dvo-sklepnih mišic v fazi odziva pri sprinterjih iz kategorije 1.

Med kategorijama sprinterjev nismo ugotovili razlik med koti v kolenskem sklepu v najnižji točki nasprotnega gibanja, smo pa ugotovili, da sprinterji iz kategorije 1 izvajajo sonožni skok z večjo fleksijo v kolčnem sklepu (večji predklon trupa) (preglednica 8). Sklepamo lahko, da je večja amplituda gibanja v kolčnem sklepu vzrok za daljšo ekscentrično in koncentrično fazo skoka.

Spremembe mišične aktivnosti lahko spremljamo s pEMG in pa tudi z rezultati inverzne dinamike – sklepne moči kolka, kolena in gležnja. Na grafih (Slike 82 do 85) sklepne moči lahko vidimo hitro zmanjšanje sklepne moči kolka in kolena v negativne vrednosti v fazi nasprotnega gibanja (ekscentrična mišična akcija), pred začetkom odzivne faze (koncentrična mišična akcija) pa vrednosti sklepne moči kolka in kolena strmo naraščajo. Kolčni sklep doseže največjo vrednost sklepne moči v začetni fazi odziva, potem pa vrednost začne strmo padati, pri tem se povečujejo vrednosti sklepne moči kolena. V fazi odziva, ko je vrednost sklepne moči kolka največja, je sklepni navor kolka najmanjši (negativna vrednost), pri čemer lahko sklepamo, da gre za prenos energije med tema dvema segmentoma. Potem ko sklepni navor kolena doseže največjo vrednost, začne strmo padati, pri tem se povečuje sklepni navor gležnja, ki doseže največjo vrednost tik pred koncem odziva, vrednost sklepne moči kolena je pri tem najmanjša (negativna vrednost), pri čemer lahko sklepamo, da gre za prenos rotacijske kinetične energije s kolka in kolenskega sklepa na gleženj.



Ugotovitve, ki smo jih dobili z metodo inverzne dinamike, lahko potrdimo z rezultati analize pEMG (preglednica 25). Spremenljivka čas do pEMG<sub>maks</sub> (v fazi odziva – koncentrična faza) nam pove, kdaj mišica doseže največjo aktivnost oziroma kakšen je vzorec aktivacije določenih mišic. V naši raziskavi smo izračunali vrednosti časa do pEMG<sub>maks</sub> za dvo–sklepni mišici rectus femoris in gastrocnemius pri sonožnem skoku CMJ in naredili primerjavo med kategorijama sprinterjev (preglednica 25). Prišli smo do ugotovitev, da je v kategoriji sprinterjev 1 vzorec aktivacije dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius takšen, da največji aktivnosti mišice rectus femoris (čas do pEMG<sub>maks</sub> = 110.5 ms (dominantna okončina) in 110.8 ms (nedominantna okončina)) sledi največja aktivnost mišice gastrocnemius (čas do pEMG<sub>maks</sub> = 137.9 ms (dominantna okončina) in 135.2 ms (nedominantna okončina)) (preglednica 25).

Rezultati kažejo, da je sosledje aktivnosti dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius v skladu s proksimalno–distalnim principom prenosa energije med segmenti oziroma v skladu z pravilnim vzorcem aktivacije mišic pri vertikalnem skoku (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; Pandy in Zajac, 1991; Ravn idr., 1999; Stephens idr., 2005; van Ingen Schenau, 1990). Mišica rectus femoris ima v času svoje največje aktivnosti nalogo, da zmanjšuje kotni pospešek (kotno hitrost) trupa, ki se vrti v smeri nazaj in obenem začne z ekstenzijo kolenskega sklepa; v tem času se prične tudi prenos rotacijske kinetične energije (moči) s kolka na kolenski sklep. Podobno se dogaja ob največji aktivnosti mišice gastrocnemius ob koncu odziva, ko pride do prenosa rotacijske kinetične energije (moči), ki so jo proizvedle eno–sklepne mišice (ekstenzorji kolenskega sklepa – vastus lateralis in medialis) s kolena na gleženj.

V kategoriji sprinterjev 2 pa je analiza pEMG dala drugačne rezultate (preglednica 22). Ugotovili smo, da je vzorec aktivacije dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius napačen z vidika proksimalno–distalnega principa (časa do največje aktivnosti mišice – čas do pEMG<sub>maks</sub>). V tej kategoriji sprinterjev mišice gastrocnemius prve dosežejo vrh pEMG (čas do pEMG<sub>maks</sub> = 92.9 ms (dominantna okončina) in 84.8 ms (nedominantna okončina)), šele nato sledi vrh pEMG mišic rectus femoris (čas do pEMG<sub>maks</sub> = 116.7 ms (dominantna okončina) in 143.6 ms (nedominantna okončina)), kar onemogoča učinkovit prenos rotacijske kinetične energije (moči) med segmenti (sklepi).

Na podlagi vseh naših ugotovitev lahko sklepamo, da so enonožni in sonožni skoki z nasprotnim gibanjem sprinterjev iz kategorije 1 višji zato, ker so iz mehanskega vidika (dinamika, inverzna dinamika) in živčno–mehanskega vidika (pEMG) energetsko bolj učinkoviti od skokov, ki so jih izvajali sprinterji iz kategorije 2. Na podlagi rezultatov dinamike smo ugotovili, da so sprinterji iz kategorije 2 proizvajali več sile na podlago, kljub temu da imajo manjšo telesno maso od sprinterjev iz kategorije 1, vendar so imeli slab prenos kinetične energije med segmenti z vidika proksimalno–distalnega principa, kar smo ugotovili iz vzorcev aktivacije dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius. Ob tem je pomemben tudi podatek, da je prenos elastične energije iz ekscentrične faze v koncentrično boljši pri sprinterjih iz kategorije 1.

Sprinterji iz kategorije 1 so imeli manjšo proizvodnjo sile na podlago in manjše vrednosti sklepnih navorov, kljub temu da imajo večjo telesno maso, vendar so bolj učinkovito izkoristili energijo rotacije trupa (skoke so izvajali z večjo fleksijo v kolku – večji predklon trupa), ki so jo bolj učinkovito prenašali preko dvo–sklepnih mišic s kolka in kolena do gležnja. Kljub temu da so imeli daljše čase odriva, so skoke izvajali tehnično bolj pravilno oziroma z vidika medmišične koordinacije bolj koordinirano (pravilen vzorec aktivacije dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius). Rejc idr. (2010) so ugotovili, da je slaba medmišična koordinacija (vzorec aktivacije ni v skladu s proksimalno–distalnim principom) ali drugačna medmišična koordinacija (v naši raziskavi se lahko pojavi zaradi enonožnega in sonožnega skoka) lahko vzrok za pojav BLD. Enako lahko sklepamo tudi v naši raziskavi, da imajo sprinterji iz kategorije 2 večje vrednosti BLD pri višini skoka, pri proizvodnji sile in pri amplitudah pEMG aktivnosti mišic spodnji okončin (razlike niso statistično značilne pri vseh mišicah) (preglednica 14), zaradi slabše medmišične koordinacije dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius (preglednica 25), ki so odgovorne za prenos energije (moči) s proksimalnih na distalne telesne segmente (sklepe).

V procesu treniranja odrivne moči športnike zanima najbolj učinkovita pot do napredka. Zato je pomembno vedeti, katere mišične skupine oziroma kateri sklepi so najbolj pomembni pri izvajanju vertikalnih skokov.

V nekaterih raziskavah, kjer so simulirali vertikalni skok, se je za neučinkovito pokazala zamenjava dvo–sklepne mišice gastrocnemius z eno–sklepno mišico plantarne fleksije (Pandy in Zajac, 1991; van Soest idr., 1993).

Ugotovitve predhodnjih raziskav kažejo, da lahko višino vertikalnega skoka povečamo z izboljšanjem nevromišičnih parametrov mišic plantarnih fleksorjev, mišic ekstenzorjev kolenskega sklepa in mišic ekstenzorjev kolka (trening vertikalnih skokov in pliometrije) (Cheng, 2008; Nagano in Geritsen, 2001; Prokopov, Hay, Fukashiro in Himeno, 2005).

Nagano in Geritsen (2001) pa sta s pomočjo simulacije vertikalnega skoka ugotovila, da je najbolj učinkovita pot za izboljšanje rezultatov višine skoka ta, da okrepimo ekstenzorje kolenskega sklepa. Ob tem da okrepimo mišice spodnjih okončin, je potrebno izboljšati tudi medmišično koordinacijo (Bobbert in van Soest, 1994).

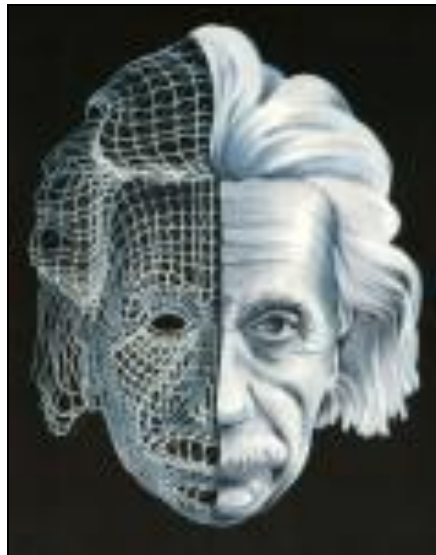
Simulacijski modeli so se v nekaterih primerih izkazali za nenatančne, saj ne upoštevajo telesnih asimetrij, koaktivacije mišic in sinergijskih učinkov, ob tem pa upoštevajo le en generator sklepne navora v posameznem sklepu (Cheng, 2008).

# POGLAVJE 8

---



# ZAKLJUČEK



"Živite lahko samo na dva načina. Tako kot da ni nič čudež, ali pa tako, kot da je vse čudež."

*Albert Einstein*

## 8 ZAKLJUČEK

Športniki uporabljajo enonožni in sonožni vertikalni skok v različnih situacijah na treningu in tekmovanjih (atletika, košarka, odbojka). Pri enonožni tehniki skoka izvedemo odziv z eno nogo (sprinterski tek, tek čez ovire, skok v daljino, skok v višino, skok s palico, polaganje po dvokoraku v košarki), pri tehniki sonožnega skoka pa izvedemo odziv z obema nogama hkrati. Pregled predhodnih raziskav je pokazal, da se pojavi razlika med enonožnim in sonožnim skokom zaradi živčnih mehanizmov, ki inhibirajo produkcijo maksimalne mišične sile med sonožnim (bilateralnim) skokom. Ta inhibitorni mehanizem so poimenovali »bilateralni deficit« (BLD). Večina raziskovalcev je prišla do ugotovitve, da je produkcija mišične sile med bilateralnimi vajami statistično nižja kot vsota mišične sile leve in desne okončine med unilateralnimi vajami. Zaradi naštetih ugotovitev je bil namen naše raziskave z metodami kinematike, dinamike in pEMG ugotoviti biodinamične razlike pri vertikalnem skoku z nasprotnim gibanjem med dvema kategorijama vrhunskih sprinterjev. Ugotavljali smo tudi razlike v bilateralnem deficitu biodinamičnih parametrov vertikalnega skoka z nasprotnim gibanjem. Na koncu smo ugotavljali še razlike v amplitudi pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin (eno-sklepne in dvo-sklepne mišice) pri dveh pogojih izvajanja vertikalnih skokov (sonožni skok vs. enonožni skok), pri tem so nas zanimale še razlike med kategorijama sprinterjev v vzorcih aktivnosti dvo-sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius, s čimer smo preverjali proksimalno–distalni princip aktivacije mišic pri izvedbi vertikalnega skoka z nasprotnim gibanjem. Po opravljeni analizi razlik med kategorijama sprinterjev smo opravili še analizo razlik med sprinterji levičarji in desničarji, saj literatura navaja nekatere bistvene razlike med njimi v produkciji sile in mišični aktivaciji v bilateralnih pogojih mišičnih kontrakcij.

V eksperimentalnem postopku je sodelovalo 12 najboljših slovenskih sprinterjev (starost  $22.41 \pm 3.39$  let, telesna višina  $177.58 \pm 6.86$  cm, telesna masa  $74.92 \pm 5.23$  kg, povprečje najboljših rezultatov na 60 m  $6.93 \pm .12$  s (najboljši rezultat 6.65 s), povprečje najboljših rezultatov na 100 m  $10.82 \pm .25$  s (najboljši rezultat 10.39 s). Merjenci so bili izbrani po kriteriju, da trenirajo atletiko in sicer sprint na 100 m ali 200 m in redno trenirajo najmanj 4 leta.

V postopku meritev je vsak merjenec izvedel pet sonožnih skokov CMJ, pet enonožnih skokov CMJ z dominantno okončino in pet z nedominantno okončino. Upoštevali smo naključni vrstni red izvajanja skokov.

Kinematične parametre oziroma amplitude gibanj enonožnega in sonožnega skoka smo spremljali z metodo 3D kinematike, dinamične parametre smo spremljali uni- in bilateralno z dvema neodvisnima pritiskovnim ploščama. Izračunali smo še spremenljivke inverzne dinamike: navor v sklepu in sklepno moč za gleženj, koleno in kolk (Vaughan idr., 1999). Po metodi Winter (1979) je bil izračunan položaj CTT na začetku skoka iz statičnega modela merjenca, gibanje CTT med izvedbo skoka pa iz dinamičnega modela merjenca (Vaughan idr., 1999). Dvig CTT pri skoku oziroma višino skoka ( $H$  [m]) smo izračunali iz časa faze leta ( $t_{fl}$  (s)) po enačbi, ki upošteva zakon balistike in gravitacije. Največja višina vertikalnega skoka je bila določena za enonožni in sonožni CMJ s časovno integracijo vertikalne sile podlage ( $F_y$ ). Vertikalna hitrost CTT med fazo odziva je bila določena z integracijo časa pospeševanja, ki smo ga izračunali iz signala sile podlage (Casserotti idr., 2001). Za zajem pEMG signala smo uporabili 16 – kanalni elektromiograf. Merjenje električne aktivnosti je bilo opravljeno na mišicah: m. gastrocnemius (medialna glava) (MG), m. vastus lateralis (VL), m. vastus medialis (VM), m. rectus femoris (RF), m. biceps femoris (dolga glava) (BF), m. gluteus maximus (GM) in m. erector spinae (ES). Najbolj uporabljena metoda za normalizacijo pEMG signala je metoda merjenja največje mišične aktivnosti med največjo hoteno izometrično kontrakcijo (NHK). V primeru, da spremljamo amplitudo pEMG med eksplozivnimi dinamičnimi kontrakcijami, v našem primeru med vertikalnimi skoki, pa je potrebno vrednosti pEMG normalizirati tudi glede na največjo hoteno kontrakcijo med dinamičnim gibanjem (skok iz polčepa).

Ugotovili smo neustreznost metode največje hotene izometrične kontrakcije (NHK) pri normalizaciji amplitud pEMG pri mišicah vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris in gastrocnemius, kjer znašajo vrednosti tudi do 300% NHK. Tako velikih vrednosti amplitud pEMG po metodi največje hotene koncentrične kontrakcije (NHKK) nismo dobili, saj največje vrednosti amplitud pEMG znašajo okoli 115% NHKK pri mišici erector spinae.

Glede na ugotovitve predhodnih raziskav lahko sklepamo, da se pri šprinterjih mišice adaptirajo na dinamični trening – dinamične kontrakcije in ne izometrične. V tem primeru je v naši raziskavi bolj primerna metoda normalizacije amplitud pEMG metoda NHKK, kjer največjo aktivnost mišic izmerimo pri več–sklepnem gibanju, v našem primeru pri vertikalnem skoku iz polčepa, saj pri izometrični hoteni kontrakciji sprinterji niso sposobni razviti največje aktivnosti (sile) posameznih mišic, s tem so lahko rezultati po postopku normalizacije netočni.

Sprinterje smo razdelili v dve skupini (kategoriji) glede na mediane vrednosti štirih spremenljivk sonožnega CMJ. Kriteriji so bili višina skoka, hitrost odrida, čas odrida in impulz sile. V kategorijo 1 se je uvrstilo 7 sprinterjev, v kategorijo 2 pa 5 sprinterjev. Ugotovili smo, da so sprinterji iz kategorije 1 v povprečju starejši, imajo večjo telesno maso ter boljši osebni rezultat v sprintu na 100 m in 60 m.

Na podlagi predmeta in problema ter cilja raziskave smo postavili hipotezo, da sprinterji, ki dosežejo večjo odzivno hitrost ter večji impulz sile pri vertikalnem skoku CMJ, imajo tudi boljši osebni rezultat na 100 metrov. Z biodinamično analizo enonožnih in sonožnih CMJ smo ugotovili, da sprinterji iz kategorije 1, ki imajo boljši osebni rezultat v sprintu na 100 m in 60 m, skačejo višje pri sonožnem skoku in pri enonožnem skoku z nasprotnim gibanjem. Pri izvedbi skokov imajo večjo hitrost odrida ter večji impulz sile, ki predstavljata pomembna parametra za doseganje največje višine vertikalnega skoka. **Hipotezo 1 lahko v celoti potrdimo.**

Večji impulz sile, ki je eden od najbolj pomembnih dejavnikov za doseganje največje višine skoka, je posledica daljših časov odrida, saj je produkcija sile na podlago večja pri sprinterjih iz kategorije 2. Razlog za večjo produkcijo sile na podlago sprinterjev iz kategorije 2 pri enonožnem in sonožnem skoku je v razmerju sila – hitrost, saj imajo manjše hitrosti nasprotnega gibanja (ekscentrična faza skoka) in tudi manjše hitrosti odrida (koncentrična faza skoka).

Na podlagi predmeta in problema ter cilja raziskave smo postavili hipotezo, da se amplitude gibanj (koti) v sklepih spodnjih udov (gleženj, koleno, kolk), ne bodo statistično značilno razlikovale med izvedbo enonožnega in sonožnega vertikalnega skoka. S kinematično analizo amplitud gibanj smo ugotovili, da sprinterji izvajajo enonožni skok na način, da izvedejo nasprotno gibanje z manjšo fleksijo v kolku in manjšo dorzalno fleksijo v gležnju kot pri sonožnem skoku, se pa skoka ne razlikujeta po kotih v kolenskem sklepu. **Hipoteze 2 ne moremo v celoti potrditi.**

Ugotovili smo, da je hitrost odrida pri sonožnem skoku je večja kot pri enonožnem, zato lahko sklepamo, da mišice ekstenzorji nog dosegajo višje hitrosti kontrakcije pri sonožnem skoku, ter glede na razmerje sila – hitrost je razumljivo, da proizvedejo manjšo silo kot pri enonožnem skoku, kjer so hitrosti kontrakcije nižje. Ob upoštevanju dejstva, da je pri enonožnem vertikalnem skoku vsa telesna masa distribuirana na eni okončini ter da je hitrost odrida (kontrakcije mišic) manjša, lahko zaključimo, da je večja produkcija sile pri enonožnem skoku rezultat razmerja sila – hitrost.

Sprinterji iz kategorije 2 imajo v primerjavi s sprinterji iz kategorije 1 večje vrednosti sklepnih navorov pri sonožnem CMJ zaradi večje produkcije sile na podlago. Kljub temu, da imajo sprinterji iz kategorije 2 tudi pri enonožnih skokih večjo produkcijo sile na podlago, so razlike med kategorijama sprinterjev v največjih sklepnih navorih pri enonožnem skoku majhne in niso statistično značilne.

Razlog za majhne razlike v vrednostih največjih sklepnih navorov pri enonožnih skokih je v tem, da sprinterji iz kategorije 2 izvajajo nasprotno gibanje z manjšo fleksijo kolčnega sklepa (predklon trupa je manjši), z manjšo rotacijo medenice v smeri naprej ter z manjšo dorzalno fleksijo, v primerjavi s sprinterji iz kategorije 1. Zaključimo lahko, da sprinterji iz kategorije 2 slabo izkoriščajo zamah oziroma rotacijo trupa pri enonožnem skoku, saj slabo generirajo moč in energijo v kolčnem sklepu. Sprinterji iz kategorije 1 imajo pri enonožnih skokih večjo aktivnost mišic gluteus maximus in biceps femoris, kar potrjuje ugotovitev, ki smo jo dobili tudi pri rezultatih inverzne dinamike, da imajo večjo generacijo sklepne moči in energije kolka pri enonožnih skokih v primerjavi s sprinterji iz kategorije 2.



Na podlagi rezultatov kinematične analize smo prišli do ugotovitev, da sprinterji iz kategorije 1 izvajajo enonožni in sonožni skok z večjim predklonom trupa oziroma startajo v odzivno fazo skoka (koncentrična faza) z večjo fleksijo v kolčnem sklepu, ob tem je tudi medenica bolj zarotirana v smeri naprej. Zaradi povečane fleksije v kolčnem sklepu pri sprinterjih iz kategorije 1 se podaljšajo časi odzivov skokov, posledično pa se poveča tudi impulz sile na podlago. Končni rezultat je večja odzivna hitrost in višji skoki sprinterjev iz kategorije 1. Sklepamo lahko, da sprinterji iz kategorije 1 skačejo višje zaradi večje amplitude gibanja v kolčnem sklepu – večji naklon trupa povzroči, da se morajo mišice upirati večjemu gravitacijskemu navoru pri rotaciji trupa, kar je tudi vzrok za večjo aktivnost mišice erector spinae.

Bolj učinkovit zamah trupa (hitra ekstenzija kolka) povzroči tudi večjo aktivnost primarnih mišic aktuatorjev (gluteus maximus, vastus lateralis), ki proizvajajo največjo silo (sklepno moč in energijo) pri ekstenziji kolčnega in kolenskega sklepa. Zaradi večje kotne (rotacijske) hitrosti trupa, je potem bolj aktivna tudi dvo–sklepna mišica rectus femoris, ki mora to gibanje zavirati, dokler se trup ne ustavi v vertikalnem položaju. Ob hitri rotaciji trupa, ima mišica biceps femoris nalogo, da s svojim izometričnim krčenjem stabilizira kolenski sklep in preprečuje prehiter začetek ekstenzije. Mišica rectus femoris s svojo veliko aktivnostjo pripomore k hitri ekstenziji kolenskega sklepa, obenem pa s tetivno akcijo prenaša proizvedeno rotacijsko kinetično energijo s proksimalnih delov telesa (kolka – trupa, kolena – stegna) na distalne (gležnja – golen, stopalo) v sodelovanju z dvo–sklepno mišico gastrocnemius.

Glede na predmet in problem ter cilj raziskave smo postavili hipotezo, da bo pri sprinterjih, ki skačejo višje, časovno zaporedje pEMG aktivnosti dvo–sklepnih mišic skladno s proksimalno–distalnim principom aktivacije mišic. Kljub večji telesni masi sprinterjev iz kategorije 1, so vrednosti največjih sklepnih navorov manjše, manjša je tudi produkcija sile na podlago, vendar imajo ti sprinterji večji impulz sile na podlago in večjo generacijo sklepne moči. Zaključimo lahko, da imajo imajo sprinterji iz kategorije 1 večjo energetske učinkovitost sonožnih in enonožnih skokov. Učinkovitost skokov zagotavlja pravilno sosledje aktivacije dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius, ki skrbita za prenos rotacijske kinetične energije med telesnimi segmenti po proksimalno–distalnem principu. **Hipotezo 3 lahko v celoti potrdimo.**

Pri pregledu literature smo prišli do ugotovitev, da obstajajo razlike med levičarji in desničarji pri pojavu BLD v produkciji sile in mišične aktivnosti (pEMG), zato smo v nadaljnji analizi sprinterje razdelili na skupini levičarjev in desničarjev. Dominantno spodnjo okončino smo določili glede na dva kriterija: dominantna stran (leva ali desna roka) in postavitev nog v startnem bloku; dominantna okončina je tista, ki jo ima sprinter na sprednjem bloku. Med skupinama sprinterjev nismo ugotovili statistično značilnih razlik v starosti, telesni masi in višini ter v osebnem rekordu na 100 m in 60 m.

Ugotovili smo, da sprinterji levičarji skačejo višje pri sonožnem skoku od desničarjev in imajo krajši čas odriva, zaradi večje produkcije sile na podlago, ki je enakomerno razporejena na dominantno in nedominantno okončino. Pri skokih imajo večjo produkcijo moči in energije, kar se odraža v večji aktivnosti mišice vastus lateralis, ki ima pri vertikalnem skoku vlogo aktuatorja, večji aktivnosti mišice biceps femoris, ki ima vlogo iztegovalke kolka oziroma rotacije trupa, ter večji aktivnosti dvo-sklepne mišice rectus femoris, ki ima vlogo prenašanja energije med segmenti. Kljub temu, da se pri levičarjih pojavljajo manjše asimetrije v največji aktivaciji kontralateralnih dvo-sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius, izvedejo skok bolj učinkovito od desničarjev, saj njihove dvo-sklepne mišice učinkovito prenašajo rotacijsko kinetično energijo med segmenti po proksimalno–distalnem principu.

Pri vzorcih levičarjev in desničarjev nas je zanimal tudi pojav BLD pri izvedbi vertikalnih skokov z nasprotnim gibanjem. V naši raziskavi smo pojav BLD v produkciji sile in mišični aktivnosti ugotavljali s pomočjo kinezioloških metod dinamike (pritiskovne plošče) in elektromiografije (pEMG). Na podlagi ugotovitev predhodnjih raziskav, v katerih so ugotavljali pojav BLD in BFC na nivoju centralnih mehanizmov s pomočjo medicinskih metod in tehnologij ter na podlagi ugotovitev naše raziskave smo prišli do zaključka, da med sprinterji levičarji in desničarji obstajajo razlike v produkciji sile pri sonožnem vertikalnem skoku z nasprotnim gibanjem. Sprinterji levičarji generirajo silo enakomerno z obema okončinama, desničarji pa ne. **Hipotezo 4 lahko v celoti potrdimo.**

Asimetrična proizvodnja sile (pri desničarjih) povzroči rotacijo telesa v frontalni ravnini, ker ena okončina proizvede več sile na podlago kot druga. Za učinkovit vertikalni skok bi morale biti rezultante proizvodnje sile podlage enake (kot pri levičarjih) in usmerjene preko sredine kolenskega sklepa proti sredini kolkov. Skupna rezultanta sile mora iti skozi centralno težišče telesa (CTT), če želimo, da bo skok res usmerjen v vertikalno smer. V primeru, da z eno okončino ustvarjamo večjo silo na podlago, nas bo v fazi leta rotiralo v smeri nedominantne okončine oziroma v smeri okončine, ki je proizvedla manjšo silo v fazi odziva. Zaradi tega je lahko rezultat v višini skoka slabši, kar smo ugotovili v primerjavi levičarjev in desničarjev. Levičarji in desničarji se ne razlikujejo v hitrosti odziva in v impulzu sile, se pa statistično razlikujejo v višini sonožnega skoka. Sklepamo lahko, da neenakomerna proizvodnja sile dominantne in nedominantne okončine vpliva na učinkovitost skoka.

Naslednji problem, ki se pojavi zaradi neenakomerne proizvodnje sile je nepravilen doskok. Če skakalca rotira v fazi odziva, bo rezultat tega doskok na nedominantno okončino, namesto na obe okončini. Doskok na eno okončino pa povzroči takojšnjo rotacijo telesa v nasprotno smer in preobremenitev nasprotne okončine. Doskok na eno okončino je lahko nevaren zaradi preobremenitve oziroma neenakomerne obremenitve sklepnih in obsklepnih struktur. Iz športne prakse vemo, da sprinterji in tudi ostali športniki (košarka, roket, odbojka), v procesu treniranja izvajajo veliko število sonožnih skokov s ciljem razvijati odzivno moč. Zaradi velikega števila nepravilnih doskokov se lahko pojavijo akutne in kronične poškodbe tetiv, mišic, sklepnih in obsklepnih struktur spodnjih okončin. Na podlagi teh ugotovitev lahko zaključimo, da imajo levičarji boljšo kontrolo produkcije sile kot desničarji in so pri izvedbi skokov tudi bolj učinkoviti. Pri desničarji pa smo ugotovili asimetrično proizvodnjo sile. Zaradi preventive pred poškodbami bi morali desničarji odpraviti asimetrijo med okončinama, preden uvedejo sonožne skoke in preskoke v proces treniranja.

Prav tako med sprinterji levičarji in desničarji obstajajo razlike v aktivnosti mišic spodnjih okončin, saj smo pri levičarjih ugotovili pojav BLD v mišični aktivnosti, medtem ko je pri desničarjih prisoten pojav BFC pri mišični aktivnosti, ki je negativen dejavnik v sprinterskem teku. BFC mišične aktivnosti pomeni, da desničarji bolj aktivirajo mišice pri sonožnem skoku kot pri enonožnem skoku. **Hipotezo 5 lahko v celoti potrdimo.**

V primeru, da pri izvedbi vertikalnih skokov ugotovimo BFC, kar pomeni, da so višine skokov manjše od 50% višine sonožnih skokov, moramo v treningu načrtovati več enonožnih skokov (trening pliometrije). Ta ugotovitev je še posebej pomembna pri športnih disciplinah, kjer se izvajajo enonožni skoki (sprinterski tek, tek čez ovire, skok v daljino, skok v višino, košarka, rokomet).

Postavili smo hipotezo, da bodo vrednosti največjih navorov v sklepih in vrednosti največje sklepne moči (gleženj, koleno, kolk) statistično večje med izvedbo enonožnih skokov CMJ. V primerjavi biodinamičnih spremenljivk enonožnih in sonožnih skokov smo ugotovili, da je hitrost gibanja pri sonožnem skoku večja kot pri enonožnem, zato lahko sklepamo, da je sprememba hitrosti gibanja eden od dejavnikov za pojav BLD sklepnega navora in sklepne moči. Večja hitrost gibanja pri sonožnem skoku je primarni razlog za manjšo produkcijo sile na podlago dominantne in nedominantne okončine, posledica tega so signifikantno manjše vrednosti največjega sklepnega navora gležnja, kolenskega sklepa in kolka, kar pa posledično vpliva tudi na signifikantno manjše vrednosti sklepne moči (samo pri gležnju in kolku). **Hipotezo 6 lahko delno potrdimo.**

Postavljena je bila hipoteza, da bo čas odziva pri enonožnem vertikalnem skoku CMJ statistično daljši od časa odziva pri sonožnem vertikalnem skoku CMJ. V raziskavi smo ugotovili, da je pri enonožnih skokih omejitveni dejavnik telesna masa, saj je pri tem skoku vsa telesna masa distribuirana na eno okončino. Drugi omejitveni dejavnik za večji sklepni navor pri enonožnih skokih je tudi amplituda gibanja. Sprinterji izvajajo pri enonožnih skokih manjšo amplitudo fleksije v kolčnem sklepu (manjši predklon trupa) in manjšo dorzalno fleksijo. Tretji omejitveni dejavnik, ki lahko vpliva na pojav BLD sklepnega navora in sklepne moči, pa je statistično daljši čas odziva pri enonožnih skokih zaradi večje mase, ki jo mora sprinter premagovati z eno okončino. **Hipotezo 7 lahko v celoti potrdimo.**

Ugotovili smo še, da so koti v kolku pri nasprotnem gibanju statistično večji pri enonožnih in sonožnih skokih v kategoriji sprinterjev 1, pri tem so tudi vrednosti BI aktivnosti pEMG teh mišic manjše. Zaključimo lahko, da tudi kot v sklepu oziroma amplituda gibanja pri skoku z nasprotnim gibanjem vpliva na velikost bilateralnega indeksa.

Vrednosti bilateralnega indeksa največjih amplitud pEMG (normalizacija glede na NHIK in NHKK) aktivnosti mišic med enonožnim in sonožnim skokom so pokazale, da je v kategoriji sprinterjev 1 in 2 bilateralni indeks statistično večji od 0 pri mišici erector spinae in dvo-sklepni mišici rectus femoris, kar kaže na pojav BFC. Pojav BFC nam pove, da sta ti dve mišici bolj aktivni pri sonožnem skoku kot pri enonožnem. Sklepamo lahko, da je pojav BFC mišic erector spinae in rectus femoris, posledica manjše amplitude gibanja v kolku pri enonožnem skoku, pri tem je manjša tudi kotna hitrost v kolčnem sklepu, kar kaže na to, da je zamah trupa pri enonožnem skoku manjši in tudi počasnejši.

Zaradi manjšega zamaha trupa je manjša aktivnost mišice erector spinae, ki ima vlogo iztegovanja trupa, pri tem je manjša tudi aktivnost mišice rectus femoris, ki ima vlogo zaustavljanja rotacije trupa v smeri nazaj (zaustavlja iztegovanje trupa v vertikalni smeri). Manjša mišična aktivnost mišic erector spinae in rectus femoris pri enonožnih skokih se odraža tudi v manjših povprečnih vrednostih največje sklepne moči kolka pri enonožnih skokih, kar pomeni, da je v kolčnem sklepu manjša generacija moči in s tem manjša energetska učinkovitost skoka. Po teh ugotovitvah sklepamo, da imajo sprinterji še veliko rezerve pri izvedbi enonožnih skokov.

Postavili smo hipotezo, da bo produkcija sile na podlago dominantne in nedominantne spodnje okončine, statistično večja pri enonožnem vertikalnem skoku CMJ. Iz rezultatov dinamike in pEMG smo ugotovili, da je produkcija sile posamezne okončine statistično večja pri enonožnem skoku (ULK). **Hipotezo 8 lahko v celoti potrdimo.**

Glede na predmet in problem ter cilj raziskave smo postavili hipotezo, da bo največja amplituda pEMG aktivnost mišic spodnjih okončin statistično višja pri enonožnem vertikalnem skoku CMJ v primerjavi s sonožnim skokom CMJ. Pri sonožnem skoku so statistično manjše srednje vrednosti največjih amplitud pEMG pri nekaterih mišicah spodnjih okončin, vendar ne pri vseh. **Hipotezo 9 lahko delno potrdimo.**

Zaključimo lahko, da je pojav BLD pri bilateralni produkciji sile, posledica zmanjšane aktivnosti mišic spodnjih okončin oziroma zmanjšane živčne aktivnosti med bilateralno kontrakcijo, kar so ugotovili tudi v predhodnih raziskavah (Howard in Enoka, 1991; Schantz idr., 1989).

Glede na predmet in problem ter cilj raziskave smo postavili hipotezo, da bo med kategorijama sprinterjev statistično značilna razlika v največjih amplitudah pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin pri enonožnem in sonožnem vertikalnem skoku CMJ. Pri sprinterjih iz kategorije 2 smo ugotovili večje vrednosti BLD pri višini skoka, pri proizvodnji sile in pri amplitudah pEMG aktivnosti mišic spodnjih okončin, vendar razlike niso statistične pri vseh mišicah. **Hipotezo 10 lahko delno potrdimo.**

Vzrok za večje vrednosti BLD je lahko slaba medmišična koordinacija dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius (vzorec aktivacije ni v skladu s proksimalno – distalnim principom), ki so odgovorne za prenos energije (moči) s proksimalnih na distalne telesne segmente (sklepe). Drugi vzrok je lahko tudi drugačna medmišična koordinacija, ki se v naši raziskavi pojavlja zaradi izvajanja enonožnih in sonožnih skokov.

Prisotnost dvo–sklepnih mišic na človeškem telesu ima še eno veliko prednost pri gibanju, saj lahko na podlagi naših ugotovitev vidimo, da se z delovanjem mišice gastrocnemius, velika količina rotacijske kinetične energije (moči) prenese s kolenskega sklepa na gleženj. Če tega prenosa energije ne bi bilo, bi morale imeti mišice plantarni fleksorji večjo maso, da bi proizvedle več dodatne energije, ki jo drugače mišice prenesejo s proksimalnih segmentov (trupa – kolka, stegna – kolena). Enako velja za mišice ekstenzorje kolenskega sklepa, ki bi tudi morale imeti večjo mišično maso, če ne bi mišica rectus femoris prenašala energijo preko kolka na kolenski sklep.

Večja mišična masa ekstenzorjev kolena in plantarnih fleksorjev pa pomeni večjo telesno maso sprinterjev oziroma večje sklepne navore v kolku, kolenu in gležnju. Povečanje mišične mase distalnih telesnih segmentov in povečanje sklepnih navorov je v nasprotju z zahtevami hitrega naraščanja linearne in kotne hitrosti telesnih segmentov pri izvajanju eksplozivnih gibanj kot sta vertikalni skok in sprinterski tek.

Povzetek predhodnjih raziskav in ugotovitve naše raziskave potrjujejo, da je potrebno za napredek v vertikalnem skoku najprej izboljšati moč mišic kolka, kolenskega sklepa in gležnja, nato pa izboljšati vzorce aktivacije dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius, da bodo prenašale energijo po proksimalno–distalnem principu.

V primeru, da športniki v procesu treniranja dlje časa izvajajo samo bilateralne kontrakcije, se lahko pojavi BFC, kar pomeni, da je bilateralna sila večja od seštevka unilateralnih sil leve in desne okončine. Ta ugotovitev je dober pokazatelj, da bomo s prekomerno uporabo bilateralnih vaj pri razvoju moči in odrivne moči v procesu treninga sprinterjev natrenirali pojav BFC, ki je negativen pojav z vidika sprinterskega teka, kjer so zahteve po unilateralni produkciji sile največje.

Glede na rezultate v naši raziskavi in na ugotovitve predhodnjih raziskav, lahko zaključimo, da bomo v procesu treninga za največjo moč in odzivno moč, sprinterjem in njihovim trenerjem svetovali uporabo unilateralnih vaj za izboljšanje rezultatov.

Za potrebe športne znanosti so metode, ki smo jih uporabili v naši raziskavi kljub temu, da so izvedljive samo v laboratoriju, izredno pomembne in uporabne za preverjanje biodinamične učinkovitosti izvajanja vertikalnih skokov pri sprinterjih. Metode za preverjanje športnikovih sposobnosti morajo biti enostavne za uporabo, zagotavljati morajo hitro obdelavo izmerjenih podatkov, testi morajo biti standardizirani in ponovljivi, športnik in trener pa morata dobiti rezultate meritev v najkrajšem možnem času, zato da lahko dobro načrtujeta proces treniranja oziroma naredita poprave v treningu.

Vrhunski rezultati v sprinterskem teku so vse bolj povezani z novimi tehnološkimi, raziskovalnimi in organizacijskimi metodami v procesu treninga. Vrhunskih rezultatov ni več mogoče pričakovati na osnovi izkušenj, intuicije in drugih slučajnih dejavnikov.

Na današnji stopnji razvoja atletike so rezultati vse bolj proizvod programiranega in kontroliranega procesa treninga. Diagnostika, ki temelji na novih tehnologijah in tehnološko–metodoloških rešitvah ima pri tem izjemno pomembno funkcijo. Na osnovi pridobljenih podatkov o motoričnih, morfoloških, fizioloških, biokemičnih, psiholoških in socioloških značilnosti je mogoče boljše načrtovanje, programiranje in modeliranje sodobnega trenajnega procesa.

Z rezultati naše raziskave smo z vidika športne znanosti razvili vrhunske protokole za spremljanje odzivne moči in tudi za ugotavljanje morebitnih asimetrij, ki so lahko posledica večletnega treninga ali pa delovanja centralnih mehanizmov našega telesa. Pri dosedanjih analizah vertikalnih skokov smo uporabljali veliko število biodinamičnih spremenljivk za določanje kvalitete sprinterjev. Z novim modelom diagnostike vertikalnega skoka lahko bolje določimo kvaliteto sprinterjev z malim številom biodinamičnih kriterijskih parametrov. Model bo seveda uporaben tudi za določanje kvalitete mladih sprinterjev, saj smo v našo bazo podatkov zajeli najboljše slovenske sprinterje. Rezultati in ugotovitve primerjalne analize enonožnih in sonožnih vertikalnih skokov bodo pomemben prispevek športne znanosti pri načrtovanju treninga odzivne moči. Pri tem bomo lahko z izračunom vrednosti bilateralnega indeksa določili učinkovitost izvedbe enonožnih in sonožnih skokov.



## 8.1 IZVIRNI PRISPEVKI

Raziskava, opisana v doktorski disertaciji med drugim vsebuje sledeče izvirne prispevke k znanosti:

- ❖ Primerjalno analizo biodinamičnih spremenljivk enonožnega in sonožnega skoka z nasprotnim gibanjem. Metodologija biomehanskega modeliranja vertikalnega skoka z nasprotnim gibanjem nam bo v prihodnosti omogočala določanje mehanske učinkovitosti dominantne in nedominatne spodnje okončine pri izvajanju unilateralnih in bilateralnih vertikalnih skokov z nasprotnim gibanjem.
- ❖ Primerjalno analizo biodinamičnih spremenljivk enonožnega in sonožnega skoka z nasprotnim gibanjem na vzorcih levičarjev in desničarjev. Metodologija biomehanskega modeliranja omogoča določanje mehanske učinkovitosti dominantne in nedominatne spodnje okončine levičarjev in desničarjev pri izvajanju bilateralnih vertikalnih skokov. S študijo smo določili vpliv bilateralnega deficita oziroma bilateralne facilitacije na biodinamične parametre vertikalnega skoka ter na največjo aktivacijo mišic spodnjih okončin pri vertikalnem skoku z nasprotnim gibanjem.
- ❖ Analizo vplivov bilateralnega deficita in bilateralne facilitacije na biodinamične parametre vertikalnega skoka z nasprotnim gibanjem na vzorcu vrhunskih športnikov.
- ❖ Analizo vloge dvo–sklepnih mišic rectus femoris in gastrocnemius pri izvedbi vertikalnega skoka z nasprotnim gibanjem. S študijo na živih sistemih smo določili vpliv trenutka aktivacije mišic rectus femoris in gastrocnemius na biodinamične parametre vertikalnega skoka. Metodologija merilnega sistema in analize elektromiografskih signalov nam omogočata, da lahko na živih sistemih določamo vzorce aktivacije dvo–sklepnih mišic, ki naj bi v mehansko učinkovitem modelu delovale po proksimalno–distalnem principu.

- ❖ Metodologijo za ovrednotenje in analizo biodinamičnih lastnosti vertikalnega skoka. Metodologija zajema tudi razvit sistem merilnih tehnologij, ki zagotavlja uporabo metod biomehanskega modeliranja, ki vključujejo biodinamične parametre merjene osebe.

## 8.2 NADALJNJE RAZISKAVE

Nadaljne raziskave in postopki, ki bi smiselno nadgradili raziskavo so:

- ❖ Povečanje števila merjencev. Metodologijo za ovrednotenje in analizo biodinamičnih lastnosti vertikalnega skoka bi lahko v nadaljnjih raziskavah uporabili na večjem vzorcu merjencev. Biomehanski model bi lahko preverjali na vzorcu ostalih športnih disciplin, kjer se večinoma pojavljajo unilateralna gibanja in na vzorcu netreniranih subjektov. Posebno zanimiva populacija za preverjanje modela pa so vsekakor ljudje, ki so doživeli različne poškodbe na sklepnih in obsklepnih strukturah spodnjih okončin ali pa so celo prestali operativni poseg zaradi teh poškodb. Nadaljnjo znanstveno uporabnost modela bi lahko preverjali tudi v postopkih procesa treniranja, športne vadbe in rehabilitacije.
- ❖ Biomehanski model vertikalnega skoka z nasprotnim gibanjem bi lahko preverjali na večjih vzorcih levičarjev in desničarjev ostalih športnih disciplin in na vzorcu netreniranih subjektov, saj naše ugotovitve kažejo, da obstajajo razlike med njimi v mehanski učinkovitosti pri izvedbi sonožnega skoka. S pomočjo modela bi lahko v nadaljnjih raziskavah ugotavljali posebnosti skupin levičarjev in desničarjev, s čimer bi izboljšali njihov procesa treniranja, športne vadbe in rehabilitacije.
- ❖ Ugotavljanje bilateralnega deficita na nivoju centralnih mehanizmov. Pojav bilateralnega deficita pri produkciji sile so v predhodnih raziskavah ugotavljali le pri zgornjih okončinah. V nadaljnjih raziskavah bi lahko ugotavljali pojav bilateralnega deficita na spodnjih okončinah med izvajanjem eno–sklepnih in več–sklepnih vaj za razvoj moči.

# POGLAVJE 9

---



LITERATURA

## 9 LITERATURA

Aagaard, P., Simonsen, E.B., Andersen, J.L., Magnusson, S.P., Halkjaer-Kristensen, J. in Dyhre-Poulsen, P. (2000). Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction: effects of resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 89 (6), 2249–2257.

Adams, G.R., Duvoisin, M.R. in Dudley, G.A. (1992). Magnetic resonance imaging and electromyography as indexes of muscle function. *Journal of Applied Physiology*, 73 (4), 1578–1583.

Ae, M. in Shibukawa, K. (1980). A biomechanical method for the analysis of the body segments in human movement. *Japanese Journal of Physical Education*, 25 (3), 233–243.

Amiridis, I.G., Martin, A., Morlon, B., Martin, L., Cometti, G., Pousson, M. idr. (1996). Co-activation and tension-regulating phenomena during isokinetic knee extension in sedentary and highly skilled humans. *European Journal of Applied Physiology*, 73 (1–2), 149–156.

Anderson, F.C. in Pandy, M.G. (1999). A dynamic optimisation solution for vertical jumping in three dimensions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2 (3), 201–231.

Arakawa, H., Nagano, A., Yoshioka, S. in Fukashiro, S. (2009, v tisku). Interaction between elastic energy utilization and active state development within the work enhancing mechanism during countermovement. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20 (2), 340–347.

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

Asanuma, H., Fernandez, J., Scheibel, M.E. in Scheibel, A.R. (1974). Characteristics of projections from the nucleus ventralis lateralis to the motor cortex in cats: an anatomical and physiological study. *Experimental Brain Research*, 20 (4), 315–330.

Asanuma, H., Zarzecki, P., Jankowska, E., Hongo, T. in Marcus, S. (1979). Projection of individual pyramidal tract neurons to lumbar motor nuclei of the monkey. *Experimental Brain Research*, 34, 73–89.

Asmussen, E. in Bonde-Petersen, F. (1974). Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 91 (3), 385–392.

Asmussen, E. in Sørensen, N. (1971). The "wind up" movement in athletics. *Le Travail Humain*, 34, 147–156.

- Augustsson, S.R., Augustsson, J., Thomee, R. in Svantesson, U. (2006). Injuries and preventive actions in elite Swedish volleyball. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 16 (6), 433–440.
- Babault, N., Pousson, M., Ballay, Y. in Van Hoecke, J. (2001). Activation of human quadriceps femoris during isometric, concentric, and eccentric contraction. *Journal of Applied Physiology*, 91 (6), 2628–2634.
- Bačić, P., Peharec, S. in Pribanić, T. (2006). *Low Extremity Body Model for Large Scale Purposes*. 5<sup>th</sup> World Congress of Biomechanics. Munich, Germany.
- Bahr, R., Karlsen, R., Lian, O. in Ovrebo, R.V. (1994). Incidence and mechanisms of acute ankle inversion injuries in volleyball. A retrospective cohort study. *American Journal of Sports Medicine*, 22 (5), 595–600.
- Ballreich, R. in Kuhlow, A. (1986). *Biomechanik der Sportarten*. Stuttgart: Ferdinand Enke Verlag.
- Barry, B.K., Pascoe, M.A., Jesunathadas, M. in Enoka, R.M. (2007). Rate coding is compressed but variability is unaltered for motor units in hand muscle of old adults. *Journal of Neurophysiology*, 97, 3206–3218.
- Basmajian, J.V. in De Luca, C.J.(1985). *Muscles Alive: Their function revealed by electromyography, 5th edition*. Baltimore: Williams and Wilkins.
- Baumann, W. (1976) Kinematic and dynamic characteristics of the sprint start. V P.V. Komi (Ed.), *Biomechanics VB*. University Park Press, Baltimore, 194–199.
- Baundry, S., Klass, M., Pasquet, B. in Duchateau, J. (2007). Age-related fatigability of the ankle dorsiflexor muscles during concentric and eccentric contractions. *European Journal of Applied Physiology*, 100 (5), 515–525.
- Behm, D.G., Power, K.E. in 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.
- Belanger, A.Y. in McComas, A.J. (1989). Contractile properties of human skeletal muscle in childhood and adolescence. *European Journal of Applied Physiology*, 58 (6), 563–567.
- Beltman, J.G.M., Sargeant, A.J., van Mechelen, W. in de Haan, A. (2004). Voluntary activation level and muscle fiber recruitment of human quadriceps during lengthening contraction. *Journal of Applied Physiology*, 97(2), 619–626.
- Bernstein, N.A. (1967). *The Coordination and Regulation of Movements*. London: Pergamon Press.

- Biewener, A.A., Konieczynski, D.D. in Baudinette, R.V. (1998). In vivo muscle force – length behaviour during steady-speed hopping in tammar wallabies. *Journal of Experimental Biology*, 201 (11), 1681–1694.
- Bobbert, M.F. (1990). Drop jumping as a training method for jumping ability. *Sports Medicine*, 9 (1), 7–22.
- Bobbert, M.F. in Casius, L.J. (2005). Is the effect of countermovement on jump height due to active state development? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37 (3), 440–446.
- Bobbert, M. F., Gerritsen, K. G. M., Litjens, M. C. A. in van Soest, A. J. (1996). Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28(11), 1402–1412.
- Bobbert, M.F., de Graaf, W.W., Jonk, J.N. in Casius, R.L.J. (2006). Explanation of the bilateral deficit in human vertical squat jumping. *Journal of Applied Physiology*, 100 (2), 493–499.
- Bobbert, M. F. in Harlaar, J. (1993). Evaluation of moment–angle curves in isokinetic knee extension. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25 (2), 251–259.
- Bobbert, M.F., Mace, M., Schinkelshoek, D., Huijing, P.A. in van Ingen Schenau, G.J. (1986a). Biomechanical analysis of drop and countermovement jumps. *European Journal of Applied Physiology*, 54 (6), 566–573.
- Bobbert, M.F., Huijung, P.A. in van Ingen Schenau, G.J. (1986b). An estimation of the power output and work done by the human triceps surae muscle-tendon complex in jumping. *Journal of Biomechanics*, 19 (11), 899–906.
- Bobbert, M.F. in van Ingen Schenau, G.J. (1988). Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 21 (3), 249–262.
- Bobbert, M. F. in van Soest, A. J. (2000). Two joint muscles offer the solution, but what was the problem? *Motor control*, 4 (1), 48–52.
- Bobbert, M.F. in van Soest, A.J. (2001). Why do people jump the way they do? *Exercise Sport Science Review*, 29 (3), 95–102.
- Bobbert, M. F. in van Soest, A. J. (1994). Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26 (8), 1012–1020.
- Bobbert, M.F. in van Zandwijk, J.P. (1999). Dynamics of force and muscle stimulation in human vertical jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(2), 303–310.

Bojsen-Møller, J., Magnusson, S.P., Rasmussen, L.R., Kjaer, M. in Aagaard, P. (2005). Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *Journal of Applied Physiology*, 99(3), 986–994.

Borelli, G.A. (1680). *De motu animalium. Pars prima*.

Bosco, C., Ito, A., Komi, P.V., Luhtanen, P., Rahkila, P., Rusko, H. idr. (1982). Neuromuscular function and mechanical efficiency of human leg extensor muscles during jumping exercises. *Acta Physiologica Scandinavica*, 114(4), 543–550.

Bosco, C. in Komi, P.V. (1979). Potentiation of the mechanical behaviours of the human skeletal muscle through prestretching. *Acta Physiologica Scandinavica*, 106(49), 469–472.

Bosco, C., Tarkka, I. in Komi, P.V. (1982a). Effect of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 3(3), 137–140.

Bračič, M., Supej, M., Peharec, S., Bačić, P. in Čoh, M. (v tisku). An investigation of the influence of bilateral deficit on the countermovement jump performance in elite sprinters. *Kinesiology*.

Brand, R.A., Crowninshield, R.D., Wittstock, C.E., Pedersen, D.R., Clark, C.R. in Van Krieken, F.M. (1982). A model lower extremity muscular anatomy. *Journal of Biomechanical Engineering*, 104(4), 304–310.

Bret, C., Rahmani, A., Dofour, A.B., Mesonnier, L. in Lacour, J.R. (2002). Leg strength and stiffness as ability factors in 100m sprint running. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 42(3), 274–281.

Brinkman, C. (1984). Supplementary motor area of the monkey's cerebral cortex: short- and long-term deficits after unilateral ablation and the effects of subsequent callosal section. *Journal of Neuroscience*, 4(4), 918–929.

Bruggemann, G. in Glad B. (1990). Time analysis of the sprint events. Scientific Research Project at the Games of the XXXIV Olympiad Seoul 1988, *IAAF, Supplement*.

Buckup, K. (2004). *Clinical tests for the musculoskeletal system*. Stuttgart: Thieme Verlag.

Burke, R.E. (1981). Motor units: Anatomy, Physiology and Functional Organization. V V.B. Brooks (ur.), *Handbook of Physiology, Section 1: The nervous system*. 1 (str. 345–422). Bethesda: American Physiological Society.

Caserotti, P., Aagaard, P., Simonsen, E.B. in Puggaard, L. (2001). Contraction-specific differences in maximal power during stretch-shortening cycle movements in elderly males and females. *European Journal of Applied Physiology*, 84(3), 206–212.

Cavagna, G.A. in Citterio, G. (1974). Effect of stretching on the elastic characteristics of the contractile component of the frog striated muscle. *Journal of Physiology*, 239 (1), 1–14.

Cavagna, G.A., Dusman, B. in Margaria, R. (1968). Positive work done by a previously stretched muscle. *Journal of Applied Physiology*, 24 (1), 21–32.

Challis, J.H. (1998). An investigation of the influence of bi-lateral deficit on human jumping. *Human Movement Science*, 17(3), 307–325.

Chapman, A.E. (1985). The mechanical properties of human muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 13, 443–501.

Chapman, A. E., Caldwell, G. E. in Selbie, W. S. (1985). Mechanical output following muscle stretch in forearm supination against inertial loads. *Journal of Applied Physiology*, 59(1), 78–86.

Chapman, A. E. in Sanderson, D. J. (1990). Muscle coordination in sporting skills. V J. M. Winters and S. L. Y. Woo (ur.). *Multiple Muscle Systems*, New York: Springer Verlag (str. 608–620).

Chen, R. (2004). Interactions between inhibitory and excitatory circuits in the human cortex. *Experimental Brain Research*, 154, 1–10.

Cheng, K.B. (2008). The relationship between joint strength and standing vertical jump performance. *Journal of Applied Biomechanics*, 24 (3), 224–233.

Christou, E. A., Shinohara, M. in Enoka, R. M. (2003). Fluctuations in acceleration during voluntary contractions lead to greater impairment of movement accuracy in older adults. *Journal of Applied Physiology*, 95 (1), 373–384.

Civardi, C. (2000). Hemispheric asymmetries of cortico-cortical connections in human hand motor areas. *Clinical Neurophysiology*, 111 (4), 624–629.

Cleland, J. (1866). On the actions of muscles passing over more than one joint. *Journal of Anatomical Physiology*, 1 (1), 85–93.

Colliander, E. in Tesch, P. (1989). Bilateral eccentric and concentric torque of quadriceps and hamstrings muscles in females and males. *European Journal of Applied Physiology*, 59 (3), 227–232.

Coppenolle, H. in Delecluse, C. (1989). Technology and development of speed. *Athletics Coach*, 23 (1), 82–90.

Coppenolle, H., Delecluse, C., Goris, M., Diels. R. in Kraayenhof, H. (1990). An evaluation of the starting action of world class female sprinters. *Track Technique*, 90, 3581–3582.



- Corcos, D. M., Gottlieb, G. L. in Agarwal, G. C. (1989). Organizing principles for single-joint movements. II. A speed-sensitive strategy. *Journal of Neurophysiology*, 62 (2), 358–368.
- Coutts, K.D. (1982). Kinetic differences of two volleyball techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14 (1), 57–59.
- Coyle, E.F., Feiring, D.C., Rotkis, T.C., Cote, R.W., Robx, F.B., Lee, W. idr. (1981). Specificity of power improvements through slow and fast isokinetic training. *Journal of Applied Physiology*, 51 (6), 1437–1442.
- Cresswell, A. G. in Ovendal, A. H. (2002). Muscle activation and torque development during maximal unilateral and bilateral isokinetic knee extensions. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 42 (1), 19–25.
- Cronin, J.B. in Hansen, K.T. (2005). Strength and power predictors of sports speed. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19 (2), 349–357.
- Crowninshield, R.D., (1978). Use of optimization techniques to predict muscle forces. *Journal of Biomedical Engineering*, 100, 88–92.
- Curtin, N., Gilbert, K., Kretschmar, M. in Wilkie, D. R. (1974). The effect of the performance of work in total energy output and metabolism during muscular contraction. *Journal of Physiology*, 238 (3), 455–472.
- Čoh, M., Jošt, B., Škof, B., Tomažin, K., in Dolenc, A. (1998). Kinematic and kinetic parameters of the sprint start and start acceleration model of top sprinters. *Gymnica*, 28, 33–42.
- Čoh, M. in Kampmiller, T. (2002). Kinematic and dynamic parameters of the sprinting stride. V M. Čoh (ur.), *Application of biomechanics in track and field* (str. 43–50). Ljubljana: Fakulteta za šport, Inštitut za kineziologijo.
- Čoh, M., Peharec, S. in Bačić, P. (2007). The sprint start: Biomechanical analysis of kinematic, dynamic and electromyographic parameters. *New Studies in Athletics*, 22 (3), 29–38.
- d'Avella, A., Portone, A., Fernandez, L. in Lacquaniti, F. (2006). Control of fast-reaching movements by muscle synergy combinations. *Journal of Neuroscience*, 26 (30), 7791–7810.
- Dapena, J. (1980a). Mechanics translation in the Fosbury-flop. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 12 (1), 37–44.
- Dapena, J. (1980b). Mechanics of rotation in the Fosbury-flop. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 12 (1), 45–53.

- Dapena, J. in Chung, C.S. (1988). Vertical and radial motions of the body during the take-off phase of high jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20 (3), 290–302.
- Dapena, J., McDonald, C. in Capaert, J. (1990). A regression analysis of high jump technique. *International Journal of Sport Biomechanics*, 6, 246–261.
- Davy, D.T. in Audu, M.L. (1987). A dynamic optimization technique for predict muscle forces in the swing phase of gait. *Journal of Biomechanics*, 20 (2), 187–201.
- Day, S.J. in Hulliger, M. (2001). Experimental simulation of cat electromyogram: evidence for algebraic summation of motor unit action – potential trains. *Journal of Neurophysiology*, 86 (5), 2144–2158.
- Deecke, L., Scheid, P. in Kornhuber, H.H. (1969). Distribution of readiness potential, pre-motion positivity, and motor potential of the human cerebral cortex preceding voluntary finger movements. *Experimental Brain Research*, 7 (2), 158–168.
- Delecluse, C., Van Coppenolle, H., Willems, E., Van Leemputte, M., Diels, R. in Goris, M. (1995). Influence of high resistance and high-velocity training on sprint performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(8), 1203–1209
- Delp, S.L. (1990). *Surgery simulation: a computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb*. Doktorska disertacija. Stanford: Stanford University.
- De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135–163.
- Del Valle, A. in Thomas, C.K. (2005). Firing rates of motor units during strong dynamic contractions. *Muscle Nerves*, 32 (3), 316–325.
- Dietz, V., Schmidtbleicher, D. in Noth, J. (1978). Neuronal mechanism of human locomotion. *Journal of Neurophysiology*, 42 (5), 1212-1222.
- Dimitrov, G.V., Arabadzhiev, T.I. Hogrel, J.Y. in Dimitrova, N.A. (2008) Simulation analysis of interference EMG during fatiguing voluntary contractions. Part II – Changes in amplitude and spectral characteristics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18 (1), 35–43.
- Dimitrova, N. A. in Dimitrov, G.V. (2003). Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13 (1), 13–36.
- Duchateau, J. in Enoka, R.M. (2008). Neural control of shortening and lengthening contractions: influence of task constraints. *Journal of Physiology*, 586 (24), 5853–5864.

Duchateau, J. in Hainaut, K. (1984). Isometric or dynamic training; differential effects on mechanical properties of human muscle. *Journal of Applied Physiology*, 56 (2), 296–301.

Duclay, J. in Martin, A. (2005). Evoked H–reflex and V–wave responses during maximal isometric, concentric, and eccentric muscle contraction. *Journal of Neurophysiology*, 94 (5), 3555–3562.

Dudley, G. A., Harris, R.T., Duvoisin, M.R., Hather, B.M. in Buchanan, P. (1990). Effect of voluntary vs. artificial activation on the relationship of muscle torque to speed. *Journal of Applied Physiology*, 69 (6), 2215–2221.

Edman, K.A., Elzinga, G. in Noble, M.I. (1978). Enhancement of mechanical performance by stretch during tetanic contraction of vertebrate skeletal muscle fibres. *Journal of Physiology*, 281, 139–155.

Edman, K.A. (1988). Double-hyperbolic force-velocity relation in frog muscle fibres. *Journal of Physiology*, 404, 301–321.

Enoka, R. (1994). *Neuromechanical basis of Kinesiology*. 2<sup>nd</sup> ed. Champaign (IL): Human Kinetics.

Enoka, R. M. (1996). Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *Journal of Applied Physiology*, 81 (6), 2339–2346.

Erčulj, F., Blas, M., Čoh, M. in Bračić, M. (2009). Differences in motor abilities of various types of European young elite female basketball players. *Kinesiology*, 41(2), 203–211.

Ettema, G.J., Huijing, P.A. in de Haan, A. (1992). The potentiating effect of prestretch on the contractile performance of rat gastrocnemius medialis muscle during subsequent shortening and isometric contractions. *Journal of Experimental Biology*, 165, 121–136.

Fang, Y., Siemionow, V., Sahgal, V., Xiong, F. in Yue, G.H. (2001). Greater movement-related cortical potential during human eccentric and concentric muscle contractions. *Journal of Neurophysiology*, 86 (4), 1764–1772.

Farina, D. in Merletti, R. (2004). Biophysics of the generation of EMG signals. V R.Merletti, F.A. Parker (ur.), *Electromyography* (str. 233–253). New Jersey: IEEE Press.

Farina, D., Merletti, R. in Enoka, R.M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96 (4), 1486–1495.

Feiereisen, P., Duchateau, J. in Hainaut, K. (1997). Motor unit recruitment order during voluntary and electrically induced contractions in the tibialis anterior. *Experimental Brain Research*, 114 (1), 117–123.

- Ferbert, A., Priori, A., Rothwell, J.C., Day, B.L., Colebatch, J.G. in Marsden, C.D. (1992). Interhemispheric inhibition of the human motor cortex. *Journal of Physiology*, 453, 525–546.
- Fick, R. (1879). *Über zweigelenkige Muskeln*. *Archives of Anatomy and Physiology (Anatomy Abt)*: Cited in Spoor and Van Leeuwen, 1992, 201–239.
- Field, A. (2005). *Discovering statistics using SPSS (2<sup>nd</sup> ed)*. London: Sage Publications.
- Finni, T., Komi, P.V. in Lepola, V. (2000). In vivo human triceps surae and quadriceps femoris muscle function in a squat and countermovement jump. *European Journal of Applied Physiology*, 83(4–5), 416–426.
- Fischer, O. (1902). Kritik der gebräuchlichen Methoden die Wirkung eines Muskels zu bestimmen. *Abhandlungen der math-phys. Classe der Koeniglich Sachs Gesellschaft die Wissenschaft*, 22, 483–590.
- Fox, E.L., Bowers, R.W. in Foss, M.L. (1988). *The physiological basis of physical education and athletics*. Dubuque, IA: Brown.
- Fukashiro, S. in Komi, P.V. (1987). Joint moment and mechanical power flow of the lower limb during vertical jump. *International Journal of Sports Medicine*, 8 (suppl. 1), 15–21.
- Fukashiro, S., Komi, P.V., Jarvinen, M. in Miyashita, M. (1995). In vivo Achilles tendon loading during jumping in humans. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 71 (5), 453–458.
- Gabriel, D.A. (2000). Reliability of SEMG spike parameters during concentric contractions. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 40 (7), 423–430.
- Gabriel, D.A., Kamen, G. in Frost, G. (2006). Neural Adaptations to Resistive Exercise: Mechanisms and Recommendations for Training Practices. *Sports Medicine*, 36 (2), 133–149.
- Garland, S.J., Cooke, J.D., Miller, K.J., Ohtsuki, T. in Ivanova, T. (1996). Motor unit activity during human single joint movements. *Journal of Neurophysiology*, 76 (3), 1982–1990.
- Garnett, R. in Stephens, J.A. (1981). Changes in the recruitment threshold of motor units produced by cutaneous stimulation in man. *Journal of Physiology*, 311, 463–473.
- Gemba, H., Sasaki, K. in Hashimoto, S. (1980). Distribution premovement slow cortical potentials associated with self-paced hand movements in monkeys. *Neuroscience Letters*, 20 (2), 159–163.

Gerbrandt, L.K., Goff, W.R. in Smith, D.B. (1973). Distribution of the human average movement potential. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 34 (5), 461–474.

Goldberg, A.L., Etlinger, J.D., Goldspink, D.F. in Jablecki, C. (1975). Mechanism of work-induced hypertrophy of skeletal muscle. *Medicine and Science in Sport*, 7 (3), 185–198.

Gould, H.J., Cusick, C.G., Pons, T.P. in Kass, J.H. (1986). The relationship of corpus callosum connection to electrical stimulation maps of motor, supplementary motor, and frontal eye fields in owl monkeys. *Journal of Comparative Neurology*, 247, 297–325

Gregoire, L., Veeger, H. E., Huijing, P. A. in van Ingen Schenau, G. J. (1984). The role of mono- and biarticular muscles in explosive movements. *International Journal of Sports Medicine* 5 (6), 301–305.

Guissard, N., Duchateau, J. in Hainaut, K. (1992). EMG and mechanical changes during sprint start at different front block obliquities. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 24 (11), 1257–1263.

Gutierrez–Davila, M., Dapena, J. in Campos, J. (2006). The effect of muscular pre-tensing on the sprint start. *Journal of Applied Biomechanics*, 22, 194 - 201.

Hadžić, V., Sattler, T., Topole, E., Jarnovič, Z., Burger, H. in Dervišević, E. (2009). Risk factors for ankle sprain in volleyball players: A preliminary analysis. *Isokinetics & Exercise Science*, 17 (3), 155–160.

Hafez, A. M. A, Roberts, E. M. in Seireg, A. A. (1985). Force and velocity during foot contact in the sprint start. V Winter, D. A., Norman, R. W., Wells, R. P., Hayes, K. C. in Patla, A. E. (ur.), *Biomechanics* (str. 350–355). Champaign, Il: Human Kinetics.

Haguenauer, M., Legreneur, P. in Monteil, K. M. (2006). Influence of figure skating skates on vertical jumping performance. *Journal of Biomechanics* 39 (4), 699–707.

Hakkinen, K., Craigmore, W. J., Chelonian, M., Lignum, V., Pastinen, U. M. in Newton, R. U. (1996). Bilateral and unilateral neuromuscular function and muscle cross-sectional area in middle-aged and elderly men and women. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 51A:B21–B29.

Hakkinen, K., Kallinen, M., Linnamo, V., Pastinen, U. M., Newton, R. U. in Kraemer, W. J. (1996a). Neuromuscular adaptations during bilateral versus unilateral strength training middle-aged and elderly men and women. *Acta Physiologica Scandinavica*, 158 (1), 77–88.

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

- Hakkinen, K., Pastinen, U. M., Karsikas, R. in Lignum, 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), 518–527.
- Hardt, D. E. (1978). Determining muscle forces in the leg during normal human walking – an application and evaluation of optimization methods. *Journal of Biomedical Engineering*, 100, 72–78.
- Harland, M. in Steele, J. (1997). Biomechanics of the Sprint Start. *Sports Medicine*, 23 (1), 11–20.
- Harman, E.A., Rosenstein, M.T., Frykman, P.N. in Rosenstein, R.M. (1990). The effects of arms and countermovement on vertical jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22 (6), 825–833.
- Hashimoto, S., Gemba, H. in Sasaki, K. (1979). Analysis, of slow cortical potentials self-paced hand movements in the monkey. *Experimental Neurology*, 65 (1), 218–229.
- Harman, E.A., Rosenstein, M.T., Frykman, P.N. in Rosenstein, R.M. (1990). The effects of arms and countermovement on vertical jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22 (6), 825–833.
- Hay, D., De Souza, V.A. in Fukashiro, S. (2006). Human bilateral deficit during a dynamic multi-joint leg press movement. *Human Movement Science*, 25 (2), 181–191.
- Helmick, K. (2003). Biomechanical analysis of sprint start positioning. *Track Coach*, 163, 5209–5214.
- Henneman, E. (1981). Recruitment of motoneurons: the size principle. V J.E. Desdemondt (ur.), Program: *Clinical Neurophysiology*, 9. Basel: Karger.
- Hennessy, L. in Kilty, J. (2001). Relationship of the stretch-shortening cycle to sprint performance in trained female athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 15 (3), 326–331.
- Henry, M.F. (1952). Force.time characteristics of the sprint start. *Research Quarterly*, 21, 301–312.
- Henry, F.M. in Smith, L.E. (1961). Simultaneous vs, separate bilateral muscular contractions in relation to neural overflow theory and neuromotor specificity. *Research Quarterly Exercise and Sport*, 32, 42–47.
- Herbert, R.D. in Gandevia, S.C. (1996). Muscle activation in unilateral and bilateral efforts assessed by motor nerve in cortical stimulation. *Journal of Applied Physiology*, 80 (4), 1351–1356.

- Hernandez, J.P., Nelson–Whalen, N.L., Franke, W.D. in McLean, S.P. (2003). Bilateral index expressions and iEMG activity in older versus young adults. *Journal of Gerontology: Biological Sciences and Medical Sciences*, 58 (6), 536–541.
- Herrmens, H.J. in Freriks, B. (1999). *European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy*. The SENIAM CD-ROM (SENIAM 9). Enschede: Roessingh Research and Development.
- Herzog, W. in Leonard, T.R. (2000). The history dependence of force production in mammalian skeletal muscle following stretch–shortening and shortening–stretch cycles. *Journal of Biomechanics*, 33 (5), 531–542.
- Herzog, W., Schachar, R. in Leonard, T.R. (2003). Characterization of the passive component of force enhancement following active stretching of skeletal muscle. *Journal of Experimental Biology*, 206 (20), 3635–3634.
- Hill, A.V. (1938). The Heat of Shortening and the Dynamic Constant of Muscle. *Proceedings of the Royal Society London*, 126 (B), 136–195.
- Hochmuth, G. (1984). *Biomechanics of athletic movement*. Berlin: Sportverlag.
- Hof, A.L.A. (1997). Controlled–release ergometer for the human ankle. *Journal of Biomechanics*, 30 (2), 203–206.
- Hof, A.L. in van den Berg, J.W. (1981). EMG to force processing: II. Estimation of parameters of the Hill muscle model for the human triceps surae by means of a calf ergometer. *Journal of Biomechanics*, 14 (11), 759–770.
- Hogan, N. (1985). The mechanics of multi–joint posture and movement control. *Biological Cybernetics*, 52 (5), 315–331.
- Howard, J.D. in Enoka, R.M. (1991). Maximum bilateral contractions are modified by neurally mediated interlimb effects. *Journal of Applied Physiology*, 70 (1), 306–316.
- Howell, J.N., Fuglevand, A.J., Walsh, M.L. in Bigland–Ritchie, B. (1995). Motor unit activity during isometric and concentric–eccentric contraction of the human first dorsal interosseus muscle. *Journal of Neurophysiology*, 74 (2), 901–904.
- Houtman, C.J., Stegeman, D.F., Van Dijk, J.P. in Zwarts, M.J. (2003). Changes in muscle fiber conduction velocity indicate recruitment of distinct motor unit populations. *Journal of Applied Physiology*, 95 (3), 1045–1054.
- Huijing, P.A. (1992). Mechanical muscle models. V P.V. Komi (ur.), *Strength and Power in Sport* (str. 130–150). Boston: Blackwell Scientific Publications.
- Hurley, M.V., Jones, D.W. in Newham, D.J. (1994). Arthrogenic quadriceps inhibition and rehabilitation of patients with extensive traumatic knee injuries. *Clinical Science*, 86 (3), 305–310.

Ikedo, A., Lueders, H., Burgess, R. in Shibasaki, H. (1992). Movement-related potentials to record from supplementary motor area and primary motor area: role of supplementary motor area in voluntary movements. *Brain*, 115, 1017–1043.

Ishikawa, M., Niemelä, E. in Komi, P.V. (2005). Interaction between fascicle and tendinous tissues in short-contact stretch – shortening cycle exercises with varying eccentric intensities. *Journal of Applied Physiology*, 99(1), 217–223.

Jacobs, R., Bobbert, M.F. in van Ingen Schenau, G. J. (1996). Mechanical output from individual muscles during explosive leg extensions: the role of biarticular muscles. *Journal of Biomechanics*, 29(4), 513–523.

Jacobs, R. in van Ingen Schenau, G.J. (1992). Intermuscular coordination in a sprint push-off. *Journal of Biomechanics*, 25(9), 953–965.

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

James, C., Sacco, P., Hurley, M.V. in Jones, D.A. (1994). An evaluation of different protocols for measuring the force-velocity relationship of the human quadriceps muscles. *European Journal of Applied Physiology*, 68(1), 41–47.

Janzen, C., Chilibeck, P.D. in Davison, K.S. (2006). The effect of unilateral and bilateral strength training on the bilateral deficit and lean tissue mass in post-menopausal women. *European Journal of Applied Physiology*, 97(3), 253–260.

Jaric, S., Gavrilovic, P. in Ivancevic, V. (1985). Effects of previous muscle contractions on cyclic movement dynamics. *European Journal of Applied Physiology*, 54(2), 216–221.

Jenny, J.B. (1979). Commissural projections of the cortical hand motor area in monkeys. *Journal of Comparative Neurology*, 188, 137–146.

Johnson, M.D. in Buckley, J.G. (2001). Muscle power patterns in the mid-acceleration phase of sprinting. *Journal of Sports Sciences*, 19(4), 263–272.

Jones, S.L. in Caldwell, G.E. (2003). Mono- and biarticular muscle activity during jumping in different directions. *Journal of Applied Biomechanics*, 19(3), 205–222.

Kanda, K., Burke, R. E. in Walmsley, B. (1977). Differential control of fast and slow twitch motor units in the decerebrate cat. V R.M. Enoka (ur.), *Neuromechanical Basis of Kinesiology*. Leeds: Human Kinetics.

Katz, B. (1939). The relation between force and speed in muscular contraction. *Journal of Physiology*, 520, 929–940.

Kawakami, Y. in Fukunaga, T. (2006). New insights into *in vivo* human skeletal muscle function. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 34(1), 16–21.



Kawakami, Y., Muraoka, T., Ito, S., Kanehisa, H. in Fukunaga, T. (2002). In vivo muscle–fibre behaviour during countermovement exercise in human reveals significant role for tendon elasticity. *Journal of Physiology*, 540 (pt2), 635–646.

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

Kellis, E. in Baltzopoulos, V. (1996). Resistive eccentric exercise: effects of visual feedback on maximum moment of knee extensors and flexors. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 23 (2), 120–124.

Kimura, T., Yamanaka, K., Nozaki, D., Nakazawa, K., Miyoshi, T., Akai, M., idr., (2003). Hysteresis in corticospinal excitability during gradual muscle contraction and relaxation in humans. *Experimental Brain Research*, 152 (1), 123–132.

Klass, M., Baudry, S. in Duchateau, J. (2005). Aging does not affect voluntary activation of the ankle dorsiflexion during isometric, concentric, and eccentric contraction. *Journal of Applied Physiology*, 99 (1), 31–38.

Klein, K.K. (1979). Developmental limb asymmetry: implications on knee injury. *Canadian Athletic Therapists Association Journal*, 6, 7–19.

Koh, T.J., Grabiner, MD. in Clough, C.A. (1993). Bilateral deficits are larger for step than for a ramp isometric contractions. *Journal of Applied Physiology*, 74 (3), 1200–1205.

Kollmitzer, J., Ebenbichler, G.R. in Kopf, A. (1999). Reliability of surface electromyographic measurements. *Clinical Neurophysiology*, 110 (4), 725–734.

Komi, P.V. (1973). Relationship between muscle tension, EMG and velocity of contraction under concentric and eccentric work. V J.E. Desmedt (Ur.), *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 1 (str. 596–606). Basel: Karger.

Komi, P.V. (1990). Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 23 (suppl. 1), 23–24.

Komi, P.V. (2000). Stretch–shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of Biomechanics*, 33 (10), 1197–2006.

Komi, P.V. in Bosco, C. (1978). Utilization of stored elastic energy in leg extensors by men and women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 10 (4), 261–265.

Komi, P.V., Kaneko, M. in Aura, O. (1987). EMG activity of the leg extensors muscles with special references to mechanical efficiency in concentric and eccentric exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 8 (suppl. 1), 22–29.

- Komi, P.V., Linnamo, V., Silventoinen, P. in Sillanpää, M. (2000). Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32 (10), 1757–1762.
- Komi, P.V. in Nicol, C. (2000). Stretch–shortening cycle fatigue. V McIntosh, B. in Nigg, B. (ur.), *Biomechanics and Biology of Movement*. Champaign (IL): Human Kinetics.
- Kraemer, W.J. in Newton, R.U. (2000). Training for muscular power. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 11 (2), 341–368.
- Kristeva, R., Cheyne, D. in Deecke, L. (1991). Neuromagnetic fields accompanying unilateral and bilateral voluntary movements: topography and analysis of cortical sources. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 81 (4), 284–298.
- Kristeva, R., Cheyne, D., Lang, W., Lindiger, G. in Deecke, L. (1990). Movement–related potentials accompanying unilateral and bilateral finger movements with different initial loads. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 75 (5), 410–418.
- Kroll, W. (1965). Isometric cross–transfer effects under conditions of central facilitation. *Journal of Applied Physiology*, 20, 297–300.
- Kubo, K., Kawakami, Y. in Fukunaga, T. (1999). Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *Journal of Applied Physiology*, 87(6), 2090–2096.
- Kuchinad, R.A., Ivanova, T.D. in Garland, S.J. (2004). Modulation of motor unit discharge rate and H–reflex amplitude during submaximal fatigue of the human soleus muscle. *Experimental Brain Research*, 158 (3), 345–355.
- Kukolj, M., Ropret, R., Ugarkovic in Jaric, S. (1999). Anthropometric, strength and power predictors of sprint performance. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 39 (2), 120–122.
- Kuruganti, U. in 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.
- Kuruganti, U., Parker, P., Rickards, J., Tingley, M. in Sexsmith, J. (2005). Bilateral isokinetic training reduces the bilateral strength deficit for both old and young adults. *European Journal of Applied Physiology*, 94 (1–2), 175–179.
- Kuruganti, U. in 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.
- LaGasse, P.P. (1974). Ipsilateral and contralateral effects of superimposed stretch. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 55, 305–310.

Langer, C. (1879). Die muskulatur der Extremitaten des Orang als Grundlage einer vergleichenden-myologischen Untersuchung. *Sitzungsberichte der Kaiserlichen Akademie der Wissenschaften Math-Naturwissens. Classe*, 79, 177–219.

Lee, B.I., Lueders, H., Lesser, R.P., Dinner, D.S. in Morris, H.H. (1986). Cortical potentials related to voluntary and passive finger movement recorded from subdural electrodes in humans. *Annals of Neurology*, 20, 32–37.

Lehmann, F. In Voss, G. (1998). Innovationen für den Sprint und Sprung: "ziehende" Gestaltung der Stützphasen – Teil 2. *Leistungssport*, 1, 18–22.

Levine, W.S., Zajac, F.E., Belzer, M.R. in Zomlefer, M.R. (1983). Ankle controls that produce a maximal vertical jump when other joints are locked. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 28, 1008–1016.

Liebermann, D.G. in Katz, L. (2003). On the assessment of lower-limb muscular power capability. *Isokinetics and Exercise Science*, 11 (2), 87–94.

Liepert, J., Miltner, W.H.R., Bauder, H., Sommer, M., Dettmers, C., Taub, E., idr., (1998). Motor cortex plasticity during constraint-induced movement therapy in stroke patients. *Neuroscience Letters*, 250 (1), 5–8.

Linnamo, V., Moritani, T., Nicol, C. in Komi, P.V. (2003). Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric action at different force levels. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13 (1), 93–101.

Liu, Y., Peng, C.H., Wei, S.H., Chi, J.C., Tsai, F.R. in Chen, J.Y. (2006). Active leg stiffness and energy stored in the muscles during maximal counter movement jump in the aged. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16 (4), 342–351.

Lockie, R.G., Murphy, A.J. in Spinks, C.D. (2003). Effects of resisted sled towing on sprint kinematics in field-sport athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 17(4), 760–767.

Lombard, W.P. (1903). The action of two-joint muscles. *American Physical Education Review*, 9, 141–145.

Louw, Q., Grimmer, K. in Vaughan, C. (2006). Knee movement patterns of injured and uninjured adolescent basketball players when landing from a jump: a case-control study, *BMC Musculoskeletal Disorders*, 7, 7–22.

Mann, R. in Sprague, P. (1980). A kinetic analysis of the ground leg during sprint running. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 51 (2), 334–348.

Mannion, A., Jakeman, P. in Willan, P. (1992). Effects of isokinetic training of the knee extensors on isometric strength and peak power output during cycling. *European Journal of Applied Physiology*, 65 (4), 370–375.

McComas, A.J., Keresi, S. in Quinlan, J. (1983). A method for detecting functional weakness. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 46 (3), 280–282.

McGibbon, C.A. in Krebs, D.E. (1998). The influence of segment endpoint kinematics on segmental power calculations. *Gait Posture*, 7, 237–242.

Melvill–Jones, G.M. in Watt, D.G. (1971). Observations on the control of stepping and Hopping movements in man. *Journal of Physiology*, 219, 709–727.

Mero, A. (1988). A force-time characteristics and running velocity of male sprinters during the acceleration phase of sprinting. *Research Quarterly*, 59 (2), 94–98.

Mero, A. in Komi, P. (1990). Reaction time and electromyographic activity during a sprint start. *European Journal of Applied Physiology*, 61 (1–2), 73–80.

Mero, A., in Komi, P. V. (1994). EMG, force, and power analysis of sprint-specific strength exercises. *Journal of Applied Biomechanics*, 10 (1), 1–13.

Mero, A., Komi, P. in Gregor, R. (1992). Biomechanics of Sprint Running. *Sport Medicine*, 13 (6), 376–392.

Mero, A., Kuitunen, S., Harland, M., Kyrolainen, H. in Komi, P. (2006). Effects of muscle–tendon length on joint moment and power during sprint starts. *Journal of Sport Science*, 24 (2), 165–173.

Mero, A., Luhtanen, P., Viitasalo, J.T. in Komi, P.V. (1981). Relationship between the maximal running velocity, muscle fiber characteristics, force production and force relaxation of sprinters. *Scandinavian Journal of Sports Science*, 3 (1), 16–22.

Mero, A., Luhtanen, P. in Komi P. (1983). A biomechanical study of the sprint start. *Scandinavian Journal of Sports Science*, 5 (1), 20–28.

Meyer, B.U., Roricht, S., Graf von Einsiedel, H., Kruggel, F. in Weindl, A. (1995). Inhibitory and excitatory interhemispheric transfers between motor cortical areas in normal humans and patients with abnormalities of the corpus callosum. *Brain*, 118 (pt 2), 429–440.

Morgan, D.L., Whitehead, N.P., Wise, A.K., Gregory, J.E. in Proske, U. (2000). Tension changes in the cat soleus muscle following slow stretch or shortening of the contraction muscle. *Journal of Physiology*, 522 (pt 3), 503–513.

Moritani, T., Muramatsu, S. in Muro, M. (1988). Activity of motor units during concentric and eccentric contractions, *American Journal of Physical Medicine*, 66 (6), 338–350.

Moritani, T., Nagata, A. in Muro, M. (1982). Electromyographic manifestations of muscular fatigue. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14 (3), 198–202.

- Muellbacher, W., Facchini, S., Boroojerdi, B. in Hallet, M. (2000). Changes in motor cortex excitability during ipsilateral hand muscle activation in humans. *Clinical Neurophysiology*, 111 (2), 344–349.
- Muller, H., in Hommel, H. (1997). Biomechanical research project at the 5<sup>th</sup> world championships in athletics, Athens 1997: preliminary report. *New Studies in Athletics*, 12 (2–3), 43–73.
- Mungiole, M. in Winters, J. M. (1990). Overview: influences of muscle on cyclic and propulsive movements involving the lower limb. V J. M. Winters and S. L. Y. Woo (ur.), *Multiple Muscle Systems* (str. 550–567). New York: Springer Verlag.
- Nagano, A. in Geritsen, K.G.M. (2001). Effects of neuro–muscular strength training on vertical jumping performance – a computer simulation study. *Journal of Applied Biomechanics*, 17 (2), 113–128.
- Nagano, A., Komura, T. in Fukashiro, S. (2007). Optimal coordination of maximal-effort horizontal and vertical jump motions – a computer simulation study. *Biomedical Engineering Online*, 6 (20), 1–9.
- Nagano, A., Komura, T., Fukashiro, S. in Himeno, R. (2005). Force, work and power output of lower limb muscles during human maximal–effort countermovement jumping. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15 (4), 367–376.
- Nardone, A., Romano, C. in Schieppati, M. (1989). Selective recruitment of high-threshold of human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *Journal of Physiology*, 409, 451–471.
- Nardone, A. in Schieppati, M. (1988). Shift of activity from slow to fast muscle during voluntary lengthening contractions of the triceps surae muscles in humans. *Journal of Physiology*, 395, 363–381.
- Neshige, R., Luders, H. in Shibasaki, H. (1988). Recording of movement-related cortical potentials from scalp and cortex in man. *Brain*, 111 (pt 3), 719–736.
- Netz, J., Ziemann, U. in Homberg, V. (1995). Hemispheric asymmetry of transcallosal inhibition in man. *Experimental Brain Research*, 104 (3), 527–533.
- Norregaard, J., Bulow, P.M. in Dannskiold–Samsøe, B. (1994). Muscle strength, voluntary activation, twitch properties and endurance in patients with fibromyalgia. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 57 (9), 1106–1111.
- Oda, S. in Moritani, T. (1994). Maximal isometric force and neural activity during bilateral and unilateral elbow flexion in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 69 (3), 240–243.
- Oda, S. in Moritani, T. (1995a). Cross-correlation of bilateral differences in fatigue during sustained maximal voluntary contraction. *European Journal of Applied Physiology*, 70 (4), 305–310.

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

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

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

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

Ohtsuki, T. (1994). Changes in strength, speed, and reaction time induced by simultaneous bilateral muscular activity. V S. Swinnen, H. Heuer, J. Massion, & P. Casaer (ur.), *Interlimb coordination* (str. 259-274). San Diego: Academic Press.

O'Shea, K. in O'Shea, J. (1989). Functional isometric weight training: Its effects on dynamic and static strength. *Journal of Applied Sport Science Research*, 3 (2), 30-33.

Owings, T.M. in Grabiner, M.D. (1998). Normally aging older adults demonstrate the bilateral deficit during ramp and hold contractions. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 53A (6), B425-B429.

Pandy, M.G., Zajac, F.E., Sim, E. in Levine, W.S. (1990). An optimal control model for maximum-height human jumping. *Journal of Biomechanics*, 23 (12), 1185-1198.

Pandy, M. G. in Zajac, F. E. (1991). Optimal muscular coordination strategies for jumping. *Journal of Biomechanics*, 24 (1), 1-10.

Pappas, C.L. in Strick, P.L. (1981). Anatomical demonstration of multiple representation in the forelimb region of the cat motor cortex. *Journal of Comparative Neurology*, 200 (4), 491-500.

Pasquet, B., Carpentier, A., Duchateau, J. in Hainaut, K. (2000). Muscle fatigue during concentric and eccentric contractions. *Muscle Nerve*, 23 (11), 1727-1735.

Patriarco, A.G., Mann, R.W., Simon, S.R. in Mansour, J.M. (1981). An evaluation of the approaches of optimization models in the prediction of muscle forces during human gait. *Journal of Biomechanics*, 14 (8), 513-525.

Payne, A. H. in Blader, F. B. (1972). The mechanics of the sprint start. V J. Vredenbregt in J. Wartenweiler (ur.), *Biomechanics II*, (str. 225-231).

Person, R. S. in Kudina, L. P. (1968). Cross-correlation of electromyograms showing interference patterns. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 25 (1), 58-68.

Pinniger, G.J., Steele, J.R., Thorstensson, A. in Cresswell, A.G. (2000). Tension regulation during lengthening and shortening actions of the human soleus muscle. *European Journal of Applied Physiology*, 81 (5), 375–383.

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

Potvin, J.R. (1997). Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. *Journal of Applied Physiology*, 82 (1), 144–151.

Pribanić, T., Peharec, S. in Medved, V. (2009). A comparison between 2D plate calibration and wand calibration for 3D kinematic systems. *Kinesiology*, 41 (2), 147–155.

Prilutsky, B.I. in Zatsiorsky, V.M. (1994). Tendon action of two-joints muscles; transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing and running. *Journal of Biomechanics*, 27 (1), 25–34.

Prokopow, P., Hay, D., Fukashiro, S. in Himeno R. (2005). Quantitative evaluation of the importance of coordination on jump achievements and kinematics in human vertical squat jump. *Japanese Journal of Biomechanics in Sports and Exercise*, 9 (2), 1–14.

Rainoldi, A., Bullock–Saxton, J.E., Cavarretta, F. in Hogan, N. (2001). Repeatability of maximal voluntary force and surface EMG variables during voluntary isometric contraction of quadriceps muscles in healthy subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11 (6), 425–438.

Rainoldi, A., Galardi, G., Maderna, L., Comi, G., Lo Conte, L. in Merletti, R. (1999). Repeatability of maximal voluntary force and surface EMG variables during voluntary isometric contraction of biceps brachii. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, 105–119.

Rassier, D.E., Herzog, W., Wakeling, J. in Syme, D.A. (2003). Stretch–induced, steady–state force enhancement in single skeletal muscle fibers exceeds the isometric force at optimum fiber length. *Journal of Biomechanics*, 36 (9), 1309–1316.

Ravn, S., Voigt, M., Simonsen, E. B., Alkjær, T., Bojsen–Møller, F. in Klausen, K. (1999). Choice of jumping strategy in two standard jumps, squat and countermovement jump – effect of training background or inherited preference? *Scandinavian Journal of Medical Science and Sport*, 99 (9), 201–208.

Rector, I., Fève, A., Buser, P., Bathien, N. in Lamarche, M. (1994). Intracerebral recording of movement related readiness potentials: an exploration of epileptic patients. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 90, 273–283.

- Rejc, E., Lazzer, S., Antonutto, G., Isola, M. in 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.
- Rittweger, J., Schiessl, H., Felsenberg, D. in Runge, M. (2004). Reproducibility of the jumping mechanography as the test of mechanical power output in physically competent adult and elderly subjects. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52 (1), 128–131.
- Roberts, T.J., Marsh, R.L., Weyand, P.G. in Taylor, C.R. (1997). Muscular force in running turkeys: the economy of minimizing work. *Science*, 275 (5303), 1113–1115.
- Rothwell, J.C., Colebath, J.G., Britton, T.C., Priori, A., Thompson, P.D., Day, B.L. idr., (1991). Physiological studies in a patient with mirror movements and agenesis of the corpus callosum. *Journal of Physiology*, 438, 34.
- Ross, A., Leveritt, M. in Riek, S. (2001). Neural influences on sprint running. *Sports Medicine*, 31 (6), 409–425.
- Roy, M.A., Sylvestre, M., Katch, F.I. in Katch, K.L. (1990). Proprioceptive facilitation of muscle tension during unilateral and bilateral knee extension. *International Journal of Sports Medicine*, 11 (4), 289–292.
- Rube, N. in Secher, N.H. (1990). Effect of training on central factors in fatigue following two- and one-leg static exercise in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 141 (1), 87–95.
- Sakamoto, A., Luders, H. in Burgess, R. (1991). Intracranial recordings of movement-related potentials to voluntary saccades. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 8 (2), 223–233.
- Sale, D.G. in MacDougall, J.D. (1981). Specificity in strength training: A review for the coach and athlete. *Canadian Journal of Applied Sports Sciences*, 6 (2), 87–92.
- Sale, D.G., Martin, J.E. in Moroz, D.E. (1992). Hypertrophy without increased isometric strength after weight training. *European Journal of Applied Physiology*, 64 (1), 51–55.
- Salerno, A. in Georgesco, M. (1996). Inter-hemispheric facilitation and inhibition studied in man with double magnetic stimulation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 101, 395–403.
- Sargent, D.A. (1921). The physical test of a man. *American Physical Education Review*, 26, 188–194.
- Schantz, P.G., Moritani, T., Karlson, E., Johansson, E. in Lundh, A. (1989). Maximal voluntary force of bilateral and unilateral leg extension. *Acta Physiologica Scandinavica*, 136 (2), 185–192.



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

Secher, N.H., Rorsgaards, S. in Secher, O. (1978). Contralateral influence on recruitment of curarized muscle fibers during maximal voluntary extension of the legs. *Acta Physiologica Scandinavica*, 103(4), 456–462.

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

Seger, J.Y. in Thorstensson, A. (2000). Electrically evoked eccentric and concentric torque-velocity relationships in human knee extensor muscles. *Acta Physiologica Scandinavica*, 169(1), 63–69.

Selbie, W.S. in Caldwell, G.E. (1996). A simulation study of vertical jumping from different starting postures. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1137–1146.

Semmler, J.G., Kornatz, K.W., Dinunno, D.V., Zhou, S. in Enoka, R.M. (2002). Motor unit synchronisation is enhanced during slow lengthening contractions of a hand muscle. *Journal of Physiology*, 545(pt2), 681–695.

Shibasaki, H., Barrett, G., Halliday, E. in Halliday, A.M. (1980a). Components of the movement-related cortical potential and the scalp topography. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 49(3–4), 213–226.

Shibasaki, H., Barrett, G., Halliday, E. in Halliday, A.M. (1980b). Cortical potentials following voluntary and passive finger movements. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 50(3–4), 201–13.

Shibasaki, H. in Kato, M. (1975). Movement-associated cortical potentials with unilateral and bilateral simultaneous hand movement. *Journal of Neurophysiology*, 208, 191–199.

Singh, J. in Knight, R.T. (1990). Frontal lobe contribution to voluntary movements in humans. *Brain Research*, 531, 45–54.

Spägle, T., Kistner, A. in Gollhofer, A. (1999). Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump. *Journal of Biomechanics*, 32(5), 521–530.

Stephens, T. M., Lawson, B. R. in Reiser, R. F. (2005). *Bilateral asymmetries in max effort single-leg vertical jumps*. Bioengineering Symposium & International ISA Biomedical Sciences Instrumentation Symposium, 8–10 April 2005, Cooper Mountain, Colorado.

Stiensen, G. J., Blange, T. in Schneer, M. (1978). Tension response of frog sartorius muscle to quick ramp – shaped shortenings and some effects of metabolic inhibition. *Pflugers Architecture*, 376(2), 97–104.

- Strick, P. L. (1976a). Anatomical analysis of ventrolateral thalamic input to primate motor cortex. *Journal of Neurophysiology*, 39(9), 1020–1031.
- Strick, P. L. (1976b). Activity of ventrolateral thalamic neurons during arm movement. *Journal of Neurophysiology*, 39(5), 1032–1044.
- Strojnik, V. (1995). Muscle activation level during maximal voluntary effort. *European Journal of Applied Physiology*, 72(1–2), 144–149.
- Stuart, D.G. in Enoka, R.M. (1983). Motoneurons, motor units, and the size principle. V R.M. Enoka (1994) (ur.), *Neuromechanical Basis of Kinesiology*. Leeds: Human Kinetics.
- Svantesson, U., Grimby, G. in Thomee, R. (1994). Potentiation of concentric plantar flexion torque following eccentric and isometric muscle actions. *Acta Physiologica Scandinavica*, 152(3), 287–293.
- Takarada, Y., Hirano, Y., Ishige, Y. in Ishii, Y. (1997). Stretch-induced enhancement of mechanical power output in human multi-joint exercise with countermovement. *Journal of Applied Physiology*, 83(5), 1749–1755.
- Talbot, J.A. in Morgan, D.L. (1998). The effects of stretch parameters on eccentric exercise-induced damage to toad skeletal muscle. *Journal of Muscle Research and Cell Motility*, 19(3), 237–245.
- Taniguchi, Y. (1997). Lateral specificity in resistance training: The effect of the bilateral and unilateral training. *European Journal of Applied Physiology*, 75, 144–150.
- 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*, 78(3), 226–230.
- Tanji, J. (1984). The neuronal activity in the supplementary motor area of primates. *Trends in Neurosciences*, 7, 282–285.
- Tanji, J. in Kurata, K. (1985). Contrasting neuronal activity in supplementary and precentral motor cortex of monkeys. *Journal of Neurophysiology*, 53(1), 129–141.
- Tanji, J., Okano, K. in Sato, K.C. (1988). Neuronal activity in cortical motor areas related to ipsilateral, contralateral, and bilateral digit movements of the monkey. *Journal of Neurophysiology*, 60(1), 325–343.
- Tesch, P.A., Dudley, G.A., Duvoisin, M.R., Hather, B.M. in Harris, R.T. (1990). Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric and eccentric muscle action. *Acta Physiologica Scandinavica*, 138(3), 263–271.

- Thomas, D.O., Sagar, G., White, M.J. in Davies, C.T.M. (1988). Electrically evoked isometric and isokinetic properties of the triceps surae in young male subjects. *European Journal of Applied Physiology*, 58(3), 321–326.
- Tidow, G. in Wiemann, K. (1994). Zur Optimierung des Sprintlaufs-bewegungs. Analytische Aspekte. *Leistungssport*, 5, 14–19.
- Tinazzi, M. in Zanette, G. (1998). Modulation of ipsilateral motor cortex in man during unimanual finger movements of different complexities. *Neuroscience Letters*, 244(3), 121–124.
- Ugawa, Y., Hanajima, R. in Kanazawa, I. (1993). Interhemispheric facilitation of the hand area of the human motor cortex. *Neuroscience Letters*, 160(2), 153–155.
- Urbach, D. in Awiszus, F. (2000). Effects of transcranial magnetic stimulation on results of the twitch interpolation technique. *Muscle Nerve*, 23, 1125–1128.
- Van Dieën, J.H., Ogita, F. in De Haan, A. (2003). Reduced neural drive in bilateral exertions: a performance limiting factor? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35, 111–118.
- Vandervoort, A.A., Sale, D.G. in Moroz, J. (1984). Comparison of motor unit activation during unilateral and bilateral leg extension. *Journal of Applied Physiology*, 56(1), 46–51.
- Vandervoort, A.A., Sale, D.G. in Moroz, J. (1987). Strength-velocity relationship and fatigability of unilateral versus bilateral arm extension. *European Journal of Applied Physiology*, 56(2), 201–205.
- Van Ingen Schenau, G. J. (1984). An alternative view to the concept of utilisation of elastic energy. *Human Movement Science*, 3, 301–336.
- Van Ingen Schenau, G.J., Bobbert, M.F. in Rozendal, R. H. (1987). The unique action of bi-articular muscles in complex movements. *Journal of Anatomy*, 155, 1–5.
- Van Ingen Schenau, G.J, Bobbert, M.F. in van Soest, A.J. (1990). The unique Action of bi-articular muscles in leg extensions. V J.M. Winters in S.L-Y. Woo (ur.), *Multiple muscle systems. Biomechanics and Movement Organization* (str. 639–652). New York: Springer-Verlag.
- Van Ingen Schenau, G.J. in Cavanagh, P.R. (1990). Power equations in endurance sports. *Journal of Biomechanics*, 23(9), 865-881.
- Van Ingen Schenau, G.J, Bobbert, M.F. in de Haan, A. (1997). Does elastic energy enhance work and energy in the stretch-shortening cycle? *Journal of Applied Biomechanics*, 13(4), 389–415.

- Vanrenterghem, J., Bobbert, M.F., Casius, L.J.R. in De Clercq, D. (2008). Is energy expenditure taken into account in human sub-maximal jumping? – A simulation study. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18 (1), 108–115.
- Van Soest, A.J., Roebroek, M.E., Bobbert, M.F., Huijing, P.A. in 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.
- Van Soest, A.J., Schwab, A.L., Bobbert, M.F. in van Ingen Schenau, G.J. (1993). The influence of the bi-articularity of the gastrocnemius muscle on vertical jumping achievement. *Journal of Biomechanics*, 26 (1), 1–8.
- Van Zandwijk, J. P., Bobbert, M. F., Baan, G. C. in Huijing, P. A. (1996). From twitch to tetanus: performance of excitation dynamics optimized for a twitch in predicting tetanic muscle forces. *Biological Cybernetics*, 75 (5), 409–417.
- Van Zandwijk, J. P., Bobbert, M.F., Harlaar, J. in Hof, A.L. (1998). From twitch to tetanus for human muscle: experimental data and model predictions for triceps surae. *Biological Cybernetics*, 79 (2), 121–130.
- Vaughan, C.L., Davis, B.L. in O'Connor, J.C. (1999). *Dynamics of Human Gait* (2<sup>nd</sup> ed.). South Africa: Kiboho Publishers.
- Verma, B. in Lane, C. (2000). Vertical Jump Height Prediction Using EMG Characteristics and Neural Networks. *Cognitive Systems Research*, 1 (3), 135–141.
- Viitasalo, J.T., Hakkinen, K. in Komi, P.V. (1981). Isometric and dynamic force production and muscle fiber composition in man. *Journal of Human Movement Studies*, 7 (3), 199–209.
- Vint, P.F. in Hinrichs, R.N. (1996). Differences between one-foot and two-foot vertical jump performances. *Journal of Applied Biomechanics*, 26, 1–8.
- Voigt, M., Dyhre-Poulsen, P. in Simonsen, E.B. (1998). Modulation of short latency stretch reflexes during human hopping. *Acta Physiologica Scandinavica*, 163 (2), 181–194.
- Voigt, M., Simonsen, E.B., Dyhre-Poulsen, P. in Klausen, K. (1995). Mechanical and muscular factors influencing the performance in maximal vertical jumping after different prestretch loads. *Journal of Biomechanics*, 28 (3), 293–307.
- Vos, E.J., Mullender, M.G. in van Ingen Schenau, G.J. (1990). Electro-mechanical delay in vastus lateralis muscle during dynamic isometric contractions. *European Journal of Applied Physiology*, 60 (6), 467–471.
- Walmsley, B., Hodgson, J.A. in Burke, R.E. (1978). Forces Produced by Medial Gastrocnemius and Soleus Muscles During Locomotion in Freely Moving Cats. *Journal of Neurophysiology*, 41 (5), 1203–1216.

- Wells, R.P. (1988). Mechanical energy costs of human movement: An approach to evaluating the transfer possibilities of two-joint muscles. *Journal of Biomechanics*, 21 (11), 955–964.
- Westing, S.H., Cresswell, A.G. in Thorstensson, A. (1991). Muscle activation during maximal voluntary eccentric and concentric knee extension. *European Journal of Applied Physiology*, 62 (2), 104–108.
- Wickiewicz, T. L., Roy, R.R., Powell, P.L., Perrine, J.J. in Edgerton, V.R. (1984). Muscle architecture and force–velocity relationships in humans. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, 57(2), 435–443.
- Wilkie, D. (1950). The relation between force and velocity in human muscle. *Journal of Physiology*, 110, 249–280.
- Winter, D. (1979). *Biomechanics of Human Movement*. Kanada: John Wiley & Sons. Inc.
- Winter, D.A. (1983). Moments of force and mechanical power in jogging. *Journal of Biomechanics*, 16 (1), 91–97.
- Winter, D.A. (1984). Kinematic and kinetic patterns in human gait; variability and compensating effects. *Human Movement Science*, 3, 51–76.
- Yahagi, S. in Tatsuya, K. (1999). Motor evoked potential induced by motor imagery reveal a functional asymmetry of cortical motor control in left- and right-handed human subjects. *Neuroscience Letters*, 276, 185–188.
- Yamaguchi, G.T. (2001). *Dynamic modeling of musculoskeletal motion: A vectorized approach for biomechanical analysis in three dimensions*. Boston: Kluwer Academic Publishers.
- Young, W. (1995). Laboratory strength assessment of athletes. *New Studies in Athletics*, 10 (1), 89–96.
- Young, W., Hawken, M. in McDonald, L. (1996). Relationship between speed, agility and strength qualities in Australian Rules football. *Strength and Conditioning Coach*, 4 (4), 3–6.
- Zatsiorsky, V. M. (1995). *Science and practise of strength training*. Champaign (IL): Human Kinetics.
- Zijdewind, I. in Kernell, D. (2001). Bilateral interactions during contractions of intrinsic hand muscles. *Journal of Neurophysiology*, 85 (5), 1907–1913.
- Zijdewind, I., Zwarts, M.J. in Kernell, D. (1999). Fatigue-associated changes in the electromyogram of the human first dorsal interosseus muscle. *Muscle Nerve*, 22 (10), 1432–1436.

## 9.1 VIRI SLIK NA ZAČETKU POGLAVIJ

**Slika v poglavju uvod:** Michelangelo Caravaggio (1571–1610). David z Goljatovo glavo. Pridobljeno 9.9.2009 iz:  
[http://en.wikipedia.org/wiki/File:Michelangelo\\_Caravaggio\\_071.jpg](http://en.wikipedia.org/wiki/File:Michelangelo_Caravaggio_071.jpg)

**Slika v poglavju uvod:** Leonardo da Vinci (1452–1519). Fetus v maternici. Zöllner, F. (2000). Leonardo. Köln: Tachen.

**Slika v poglavju predmet in problem:** Michelangelo Caravaggio (1571–1610). Inspiracija svetega Mateja. Pridobljeno 25.9.2009 iz:  
[http://en.wikipedia.org/wiki/File:The\\_Inspiration\\_of\\_Saint\\_Matthew\\_by\\_Caravaggio.jpg](http://en.wikipedia.org/wiki/File:The_Inspiration_of_Saint_Matthew_by_Caravaggio.jpg)

**Slika v poglavju predmet in problem:** Usain Bolt. Svetovni rekord v sprintu na 100m. Pridobljeno 25.9.2009 iz: <http://images.google.si/>

**Slika v poglavju cilji:** Leonardo da Vinci (1452–1519). Lobanja. Zöllner, F. (2000). Leonardo. Köln: Tachen.

**Slika v poglavju hipoteze:** Giovanni Borelli (1608–1679). Pridobljeno 14.9.2009 iz:  
<http://www.princeton.edu/~his291/jpegs/Borelli.JPG>

**Slika v poglavju metode dela:** Giovanni Borelli. Pridobljeno 11.9.2009 iz:  
[http://www.chass.utoronto.ca/imago/images/borelli\\_iii.jpg](http://www.chass.utoronto.ca/imago/images/borelli_iii.jpg)

**Slika v poglavju rezultati:** Michelangelo Buonarroti (1475–1564). David. Pridobljeno 9.9.2009 iz: <http://images.google.si/>

**Slika v poglavju razprava:** Michelangelo Caravaggio (1571–1610). Sveti Jerome piše. Pridobljeno 9.9.2009 iz:  
[http://en.wikipedia.org/wiki/Chronology\\_of\\_works\\_by\\_Caravaggio](http://en.wikipedia.org/wiki/Chronology_of_works_by_Caravaggio)

**Slika v poglavju razprava:** Možgani: Pridobljeno 9.9.2009 iz: <http://images.google.si/>

**Slika v poglavju razprava:** Leonardo da Vinci (1452–1519). Vitruvian man – študija telesnih proporcev. Zöllner, F. (2000). Leonardo. Köln: Tachen.

**Slika v poglavju literatura:** Michelangelo Buonarroti (1475–1564). Neret, G. (2000). Michelangelo. Köln: Tachen.

**Slika v poglavju zaključek:** Michelangelo Caravaggio (1571–1610). Medusa. Pridobljeno 25.9.2009 iz:  
[http://en.wikipedia.org/wiki/File:The\\_Inspiration\\_of\\_Saint\\_Matthew\\_by\\_Caravaggio.jpg](http://en.wikipedia.org/wiki/File:The_Inspiration_of_Saint_Matthew_by_Caravaggio.jpg)

**Slika v poglavju zaključek:** Albert Einstein. Pridobljeno 25.9.2009 iz:  
<http://images.google.si/>

**Slika v poglavju diskusija:** inhibicija corpus callosuma. Pridobljeno 12.12.2009 iz:  
<http://www.google.si/>

## 9.2 PRILOGE

## INFORMIRANA PRIVOLITEV

1. Merjenec: ..... Rojen: .....

Naslov:.....

2. Raziskovalna ustanova

Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport, Inštitut za kineziologijo  
Gortanova 22, 1000 Ljubljana

3. Raziskava

**KINEZILOGIJA MONOSTRUKTURNIH, POLISTRUKTURNIH IN KONVENCIONALNIH ŠPORTOV**  
**Šifra: P5 – 147**

**Raziskava za projekt doktorske disertacije:**

**BIODINAMIČNE RAZLIKE V VERTIKALNEM SKOKU Z NASPROTNIM GIBANJEM IN  
BILATERALNI DEFICIT PRI VRHUNSKIH SPINTERJIH**

4. Izjava merjenca

Podpisani, kot merjenec v raziskavi, sem razumel metode raziskave. Moje sodelovanje v raziskavi je popolnoma prostovoljno in ga lahko odklonim ali izstopim iz raziskave. Obvestili so me, da bodo rezultati te raziskave služili napredku kineziološkega znanja. Dobrobit, tveganje in nevšečnosti mi je razumljivo razložil mladi raziskovalec Mitja Bračič, ki je odgovoren za mojo varnost v teku raziskave.

Datum: ..... Podpis merjenca: .....

5. Izjava raziskovalca

Podpisani sem merjencu razumljivo razložil dobrobit, tveganje in nevšečnosti sodelovanja v raziskavi.

Datum: ..... Podpis raziskovalca: .....



## 9.3 RAZLAGA OZNAK

=	enačaj
+	(plus) – seštevanje
-	(minus) - odštevanje
x	množenje, znak za množenje izpuščamo, na primer ab
/	deljenje (a / b)
a <sup>m</sup>	a na m
$\alpha$	kot »alfa« (kot v sklepu)
aEMG	amplituda EMG signala
AP	akcijski potencial
BLD	bilateralni deficit
BF	mišica biceps femoris
BFC	bilateralna facilitacija
BI	bilateralni indeks
BLK	bilateralna kontrakcija (ali gibanje)
CMJ	skok z nasprotnim gibanjem (angl. countermovement jump)
CMJD	enonožni CMJ z dominantno nogo
CMJND	enonožni CMJ z nedominantno nogo
CTT	centralno težišče telesa
EKK	ekscentrično-koncentrična kontrakcija
EMG	elektromiografija
iEMG	integrirani EMG signal
pEMG	površinska elektromiografija
ecc	vrednost pod krivuljo v eksentrični fazi skoka
ES	mišica erector spinae
GM	mišica gluteus maximus
GTO	Golgijev tetivni organ
J	joule (enota za energijo)
KE	kontraktilni elementi
konc	vrednost pod krivuljo v koncentrični fazi skoka
maxUP	vrednost intervala pod krivuljo vrha EMG
ME	motorična enota
MG	mišica medialni gastrocnemius
MP	motorični potencial
m·s <sup>-1</sup>	meter na sekundo (enota za hitrost)
ms	milisekunda
mV·ms	milivolt krat milisekunda (enota za površino pod signalom pEMG)
MTS	mišično-tetivni sistem
NHK	največja hotena kontrakcija
NHIK	največja hotena izometrična kontrakcija
NHKK	največja hotena koncentrična kontrakcija
N	newton (enota za silo)
Nm	newton meter (enota za navor)
N·s	newton sekunda (enota za impulz sile)

QF	mišica quadriceps femoris
pEMG	površinski EMG
preUP	vrednost pod krivuljo EMG pred koncem odriva
postKC	vrednost pod krivuljo EMG v začetku koncentrične faze
rad	radian
RF	mišica rectus femoris
rad·s <sup>-1</sup>	radian na sekundo – enota za kotno hitrost
SD	standardna deviacija
s	sekunda
SEE	serialni elastični elementi
SJ	skok iz polčepa (angl. squat jump)
TMS	transkranijska magnetna stimulacija
ULK	unilateralna kontrakcija (ali gibanje)
VL	mišica vastus lateralis
VM	mišica vastus medialis
vrh EMG (angl. peak EMG)	največja vrednost signala EMG
$\omega$	»omega« kotna hitrost
W	»watt« (enota za moč)

## 9.4 OBJAVLJEN ČLANEK NA TEMO DOKTORSKE DISERTACIJE

Članek objavljen v reviji s faktorjem vpliva po SCI *Kinesiology* (v tisku).

### **AN INVESTIGATION OF THE INFLUENCE OF BILATERAL DEFICIT ON THE COUNTERMOVEMENT JUMP PERFORMANCE IN ELITE SPRINTERS**

<sup>1</sup>Mitja Bračič, <sup>1</sup>Matej Supej, <sup>2</sup>Stanislav Peharec, <sup>2</sup>Petar Bačić, and <sup>1</sup>Milan Čoh

<sup>1</sup>Faculty of Sport, University of Ljubljana, Slovenia

<sup>2</sup>Peharec Polyclinic for Physical Medicine and Rehabilitation, Pula, Croatia

#### **ABSTRACT:**

The purpose of the present study was to investigate the bilateral deficit (BLD) in elite sprinters and examine the relationship between the BLD and sprint start performance. Twelve male elite sprinters (age:  $22.41 \pm 3.39$  years, 100 m personal best:  $10.82 \pm .25$  s) performed sprint starts, two- and one-leg countermovement jumps (CMJ). A system of eight CCD cameras with a frequency of 200 Hz was used for the 3D kinematic measurements of CMJ. The ground reaction forces of sprint starts and vertical jumps were measured unilaterally and bilaterally by means of two independent and synchronized force platforms. Significantly lower values of force production of the front leg in the double start compared to the force production in the single start indicated the existence of a phenomenon similar to the bilateral deficit (BLD). The main findings of the present study were that: 1) lower values of BLD in the CMJ are related to higher peak force production of the rear leg in the double start of the sprint start ( $r = -.630$ ;  $p = .000$ ), 2) lower BLD in the CMJ is also related to higher total impulse of force on blocks ( $r = -.550$ ;  $p = .000$ ) and 3) BLD values in CMJ are higher in elite sprinters compared to team sport athletes examined in the previous studies. The BLD measured in CMJ is a good indicator of lower performance in sprint start. As a consequence, the sprinters with higher BLD produced a lower total impulse of force on blocks and lower block velocity, which are related to the overall 60 m and 100 m sprint performance.

**Key words:** *biomechanics, kinematics, dynamics, sprint start*

## INTRODUCTION

The phenomenon, known as the bilateral deficit (BLD), is manifested by the maximum voluntary force of a bilaterally performed task being smaller than the sum of the maximum voluntary force of the unilaterally performed tasks (for review, see Jakobi & Chilibeck, 2001). Previous studies have shown the existence of a bilateral deficit (BLD) in both simple (Howard & Enoka, 1991; Owings & Grabiner, 1998) and complex motor tasks (Taniguchi, 1997; Hay, De Souza, & Fukashiro, 2006; Rejc, Lazzer, Antonutto, Isola, & di Prampero, 2010). A number of factors has been proposed to explain the existence of the BLD, including a selective restriction of high threshold motor units (Koh, Grabiner, & Clough, 1993; Owings & Grabiner, 1998), the force-velocity relationship (Bobbert, de Graaf, Jonk, & Casius, 2006), neural mechanisms (Howard & Enoka, 1991), training (Oda & Moritani, 1995), age (Hakkinen, Pastinen, Karsikas, & Lignum, 1995; Hakkinen, et al., 1996), motor disorders (Secher, Rube, & Ellers, 1988), the right-left dominance (Herbert & Gandevia, 1996), and different muscle coordination (Rejc, et al., 2010).

Studies that have used measures such as force and power developed during jump task, have reported strong correlations between vertical countermovement jump (CMJ) and sprint performance (Liebermann & Katz, 2003), block velocity (Mero, Luhtanen, & Komi, 1983), and acceleration phase of sprinting (Mero, et al., 1983; Bret, Rahmani, Dofour, Mesonnier, & Lacour, 2002). Maulder, Bradshaw, & Keogh (2006) have reported a strong correlation between peak force of CMJ and 10 m sprint time from a block start and concluded that CMJ is a good indicator for predicting the sprint start performance. In several studies, it has been reported, that in a two-leg vertical jump, humans achieve less than twice the jump height they are able to reach in a one-leg vertical jump (Van Soest, Roebroek, Bobbert, Huijing, & van Ingen Schenau, 1985; Challis, 1998; Bobbert, et al., 2006). Some of them established the existence of BLD, using a sample of team sport athletes such as volleyball (Van Soest, et al., 1985; Bobbert, et al., 2006) and basketball (Challis, 1998). The results and findings of these studies using heterogeneous samples are unsuitable for scientific research of mono-structural sports such as athletic sprinting, because they fail to reflect the athletes' actual state in a specific sport.

In basketball, for example, the playing positions of guard, wing and centre differ considerably in terms of morphological aspects and motor abilities (Dežman, Trninić, & Dizdar, 2001; Erčulj, Blas, Čoh, & Bračić, 2009); therefore, players on different playing positions cannot be used in the same experimental procedure to determine the differences between one-leg and two-leg jump or to establish a BLD.

Sprint running is a complex cyclic human movement defined by stride frequency and stride length (Mann, 1981; Mero & Komi, 1994). Delecluse, et al., (1995) divided the 100 m sprint into three specific performance phases. The first phase generates high acceleration over the initial 10 m, the second phase continues this acceleration up to the attainment of maximal running speed (10 to 36 m) and the third phase sees the maintenance of this maximal speed over the remaining distance (36 to 100 m). The sprint start executed by a two-leg and one-leg push-off from rear and front block, and block acceleration are two extremely important phases in the 60 m and 100 m sprints (Mero, 1988). In previous studies, it has been reported that elite sprinters produce greater forces during the last contact moment in the blocks (Mero, Komi, & Gregor, 1992; Harland & Steele, 1997). However, in the beginning of the sprint start push-off action, sprinters have both legs on starting blocks, which can be defined as a bilateral movement, then the rear leg leaves the block and push-off action is executed only with the front leg, which can be defined as a unilateral movement. Therefore it is expected that on the beginning of the sprint start BLD may play an important role in force production and sprint start performance.

The purpose of the present study was to investigate the bilateral deficit (BLD) in elite sprinters and examine the relationship between the BLD and sprint start performance. The hypotheses of the study were that: H1) lower values of BLD in countermovement jump will be related to higher peak force production of the rear leg in the beginning of the sprint start, H2) lower BLD will be related to higher total impulse of force on blocks and H3) BLD values in vertical jumping will be higher in elite sprinters compared to team sport athletes examined in the previous studies.

## METHODS

### Participants

Twelve elite sprinters participated in the experimental protocol (mean $\pm$ SD: age: 22.41 $\pm$ 3.39 years, height: 177.58 $\pm$ 6.86 cm, body mass 74.92 $\pm$ 5.23 kg, personal best time averages at 60 m 6.93 $\pm$ .12 s (best time 6.65 s), personal best time averages at 100 m 10.82 $\pm$ .25 s (best time 10.39 s). All participants gave their informed consent. The study was approved by Ethics Committee of the Faculty of Sport, University of Ljubljana.

### Study design

Each subject performed five sprint starts, five two-leg countermovement jumps (CMJ), and five one-leg countermovement jumps with the dominant leg (CMJ\_D) and the non-dominant leg (CMJ\_ND) to push-off, while keeping their hands on their hips throughout the activity and during one-leg jumps to keep their free leg position fixed. The starts were performed with the starting blocks set in the medium position. The horizontal distance from the front block to the starting line was 0.75 $\pm$ .05 m, and the horizontal distance between the blocks was 0.25 $\pm$ .06 m. This position provided optimal conditions for the development of the force and force impulse on the rear and front blocks as well as the rapid clearing of the blocks (Mero & Komi, 1990). Before the trials, participants performed light aerobic movements to warm up, followed by several practice jumps. Once the participants were comfortable with the jumping tasks, they were asked to perform randomized maximal jumps and sprint starts, with 90 s of rest between jumps and 3 min between sprint starts.

### Experimental procedures

*Kinematics.* A system of eight CCD cameras with a frequency of 200 Hz and an image resolution of 768x576 pixels (BTS Smart-D, BTS Bioengineering, Padua, Italy) was used for the 3D kinematic measurements of vertical jumps. For the link segment analysis, we defined an anatomical model with a system of 17 passive, (semi)spherical retro-reflective markers attached to: apex of the head, shoulders, torso, the joint centers of the wrists, elbows, hips, knees, ankles and the metatarsal-phalangeal joints (Vaughan, Davis, & Connor, 1999). The markers attached on the joints were automatically recognized by the system's BTS SMART Analyser computer software.

The accuracy of the system was  $<0.2$  mm on a volume of  $4 \times 2 \times 2$  m. The space calibration was performed using the THOR2 calibration system (BTS Smart-D, BTS Bioengineering, Padua Italy) (Pribanić, Peharec, & Medved, 2009). To process kinematic variables, we used BTS SMART Analyser computer software. The angles of the ankle, knee and hip of both lower extremities were measured. The knee and hip angle at full extension was  $0^\circ$ ; the ankle angle in standing position (neutral position) was  $0^\circ$  (Vaughan, et al., 1999).

*Force measurements.* The dynamic variables of sprint starts and vertical jumps were measured by means of two independent and synchronized force platforms (600x400, Type 9286A, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Switzerland). The ground reaction forces measured unilaterally and bilaterally with forceplates were recorded at an 800 Hz sampling rate. Measurement error of the force measurements was  $\pm 0.2$  full scale output. During the measurements of vertical jumps the subject placed his left leg on the left platform and his right one on the right one. In executing the sprint start, the subject placed his dominant leg in the front starting block and his non-dominant leg in the rear starting block. The starting blocks were positioned on the two independent force platforms; therefore the developments of the forces were measured at the rear and front blocks (Figure 1).

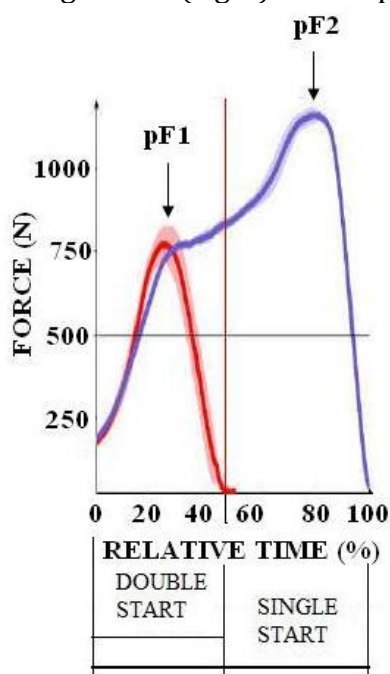
The analysis of jump data was performed in accordance with the procedures of Caserotti, Aagard, Simonsen, & Puggaard, (2001). The maximal jump height of the centre of body's mass ( $H_{CM}$ ) was determined for two-leg and one-leg jumps by the time integration ( $t_{fl}$ ) of the vertical force ( $F_z$ ) signal:  $H_{CM} = t_{fl}^2 \cdot g \cdot 8^{-1}$  [m];  $g$  stands for gravity ( $9.81 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$ ). In vertical jumps the curve of the ground reaction force was used to determine the onset of the GRF change by 1% of its value at rest; the same method was used to determine the end of the generation of GRF. The definition of the onset and the end of the force production also served as a basis for the synchronization of the 3D kinematics (Pribanić, et al., 2009). In the sprint start the force treshold of 10% from the maximal horizontal force was selected as a point of origin for force production (GRF) (Mero & Komi, 1990). For the sprint start and vertical jumps a peak ground reaction force ( $GRF_{max}$ ) was determined and impulse of ground reaction force ( $GRF_{imp}$ ) was calculated as a time-dependent integral under the force curve. We also normalized the values to the subject's body mass:  $GRF / BM$  [ $\text{N} \cdot \text{kg}^{-1}$ ].

During the take-off phase, the velocity of the centre of body's mass ( $V_{VJ}$  – vertical jump;  $V_{BL}$  – block velocity) was determined by the integration of the acceleration, which in turn, was calculated from ground reaction force (GRF) signal. Block velocity ( $V_{BL}$ ) is the resultant velocity of the sprinter at loss of foot contact with the front block (Harland & Steele, 1997). The position of the centre of body mass (CM) was determined by the time integration of the velocity. The starting block phase refers to the time when the subject is in contact with the blocks. The first phase is a double start, where the subject produce the force on blocks with both legs (Figure 1 and 2). The second phase is single start, where the subject produce the force with the front (dominant) leg (Figure 2).



*Legend: A – rear block force; B – front block force.*

Figure 1. The double (left) and single start (right) of the sprint start.



*Legend: pF1 – peak ground reaction force of rear block; pF2 – peak ground reaction force of front block.*

Figure 2. Dynamic parameters in double and single start of the sprint start.



The *bilateral index* was calculated using the (Howard & Enoka, 1991) method:

$$BI\% = 100 \quad [(BL_{tot} / (UL_{dom} + UL_{ndom}))] - 100, \quad (1)$$

in which BI denotes bilateral index,  $BL_{tot}$  denotes total bilateral force, while  $UL_{dom}$  and  $UL_{ndom}$  denote dominant and non-dominant unilateral forces. A BI value deviation from zero indicates the difference between unilateral and bilateral jumps.  $BI > 0$  indicates that the value of the two-leg jump variable is greater than the sum of the dominant and non-dominant leg variables in the one-leg jump.  $BI < 0$  indicates that the value of the two-leg variable is smaller than the sum of the dominant and non-dominant leg variables in one-leg jumping. Negative BI indicates a bilateral deficit (BLD), while positive BI indicates bilateral facilitation (BFC).

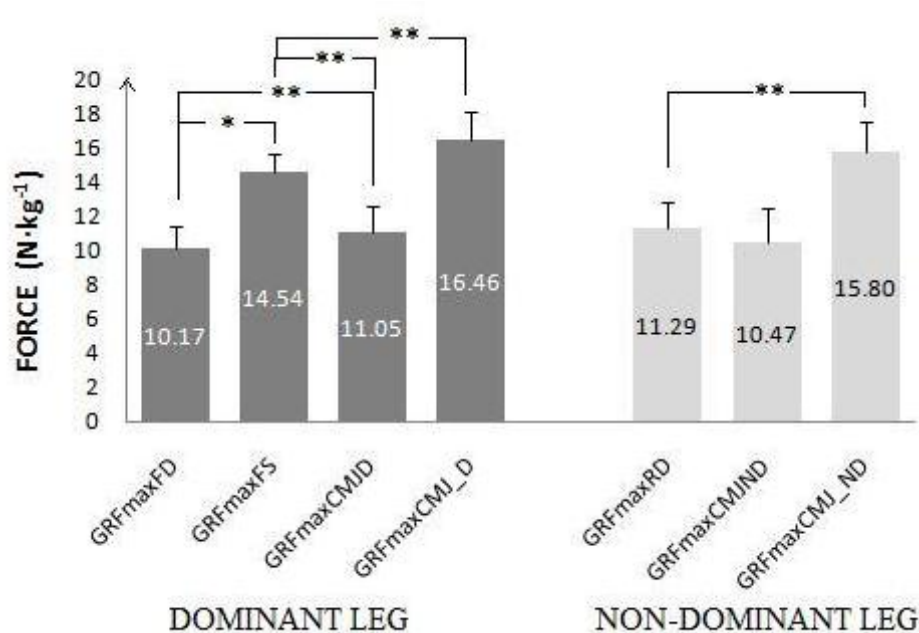
### Statistical Analysis

The three best performances for each type of jump were chosen for statistical processing. For statistical analysis of results, we used the SPSS 15.0 for Windows (Chicago, IL, USA) software. Data were presented as mean  $\pm$  standard deviation. Pearson correlation coefficients were used to determine the interrelationships among a vertical countermovement jump and sprint start variables. To determine the differences between force production in a sprint start and vertical jump, and between two- and one-leg jump variables, we used ANOVA for repeated measures (Bonferroni correction). The differences were confirmed at a 1% risk level ( $p < .01$ ). Student t-tests were used to determine if bilateral index was different from zero. The differences (BLD) were confirmed at a 5% risk level ( $p < .05$ ).

## RESULTS

Figure 3 illustrates the comparison between relative values of force production in a sprint start and vertical jumps. Maximum force production of the front (dominant) leg in the double start ( $GRF_{maxFD}$ ) ranged from  $8.03 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}$  to  $13.02 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}$  was statistically lower than the maximum force production of the front (dominant) leg in the single start ( $GRF_{maxFS}$ ), which ranged from  $12.61 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}$  to  $16.51 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}$  ( $p < .05$ ).  $GRF_{maxFD}$  was significantly lower than the maximum ground reaction force of the dominant leg in the two-leg jump ( $GRF_{maxCMJD}$ ), which ranged from  $8.79 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}$  to  $16.15 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}$  ( $p < .01$ ).

Maximum force production of the front leg in the single start ( $GRF_{maxFS}$ ) was significantly greater than the maximum force production of the dominant leg in the two-leg jump ( $GRF_{maxCMJD}$ ) ( $p < .01$ ) and significantly lower than the maximum force production of one-leg jump with the dominant leg ( $GRF_{maxCMJ\_D}$ ), which ranged from  $14.29 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}$  to  $20.06 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}$  ( $p < .01$ ). Maximum force production of the rear (non-dominant) leg in the double start ( $GRF_{maxRD}$ ) ranged from  $8.58 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}$  to  $14.26 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}$  and was significantly lower than maximum force production in the one-leg jump with the non-dominant leg ( $GRF_{maxCMJ\_ND}$ ), which ranged from  $12.79 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}$  to  $20.42 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}$  ( $p < .01$ ).



*Legend:  $GRF_{maxFD}$  – ground reaction force of front (dominant) leg in the double start;  $GRF_{maxFS}$  – ground reaction force of front (dominant) leg in the single start;  $GRF_{maxCMJD}$  – ground reaction force of dominant leg in the two-leg jump;  $GRF_{maxCMJ\_D}$  – ground reaction force of dominant leg in the one-leg jump;  $GRF_{maxRD}$  – ground reaction force of rear (non-dominant) leg in the double start;  $GRF_{maxCMJND}$  – ground reaction force of non-dominant leg in the two-leg jump;  $GRF_{maxCMJ\_ND}$  – ground reaction force of non-dominant leg in the one-leg jump; \*\* $p < .01$ , \* $p < .05$ .*

Figure 3. Comparison of force production between the sprint start and vertical jumps (mean values).

Table 1 illustrates the values of selected kinematic and dynamic parameters of two- and one-leg countermovement jumping. The value of the jump height ( $H_{CM}$ ) in one-leg vertical jump with dominant leg (CMJ\_D) was 63.5% of the two-leg jump height while the value of the one-leg vertical jump with non-dominant leg (CMJ\_ND) was 67.7% of the two-leg jump height ( $p < .01$ ). The value of the both one-leg jump heights ( $H_{CM}$ ) was 126.2% of the height of two-leg jumps. The comparison of values of both one- and two-leg jumps showed that the bilateral index in two-leg jumping ranged from -29.4% to -4.6% ( $-19.1 \pm 7.36\%$ ;  $p < .05$ ), which indicated the BLD. The take-off velocity ( $V_{Vj}$ ) values of one-leg jumps were significantly lower than take-off velocity of two-leg jumps ( $p < .01$ ). The difference was 28.1% for CMJ\_D ( $p < .01$ ) and 27.4% for CMJ\_ND ( $p < .01$ ).

Table 1. Selected kinematic and dynamic values for a two-leg and one-leg counter movement jump

PARAMETER	UNIT	CMJ_D	CMJ_ND	CMJ	
$H_{CM}$	cm	$37.67 \pm 3.42^*$	$38.20 \pm 3.88^*$	$60.11 \pm 6.35$	
$V_{Vj}$	$m \cdot s^{-1}$	$2.20 \pm 0.13^*$	$2.22 \pm 0.11^*$	$3.06 \pm 0.20$	
Total $GRF_{max}$ (D+ND)	N	$2405.75 \pm 186.77^*$		$1589.41 \pm 216.79$	
Relative $GRF_{max}$ (D+ND)	$N \cdot kg^{-1}$	$32.22 \pm 3.11^*$		$21.31 \pm 3.38$	
Total $GRF_{imp}$ (D+ND)	$N \cdot s$	$854.75 \pm 111.47^*$		$363.66 \pm 41.88$	
				DOMINANT	NON-DOMINANT
$GRF_{max}$	N	$1182.08 \pm 98.29^*$	$1223.66 \pm 96.83^*$	$815.66 \pm 103.15$	$773.75 \pm 135.27$
Relative $GRF_{max}$	$N \cdot kg^{-1}$	$15.83 \pm 1.63^*$	$16.38 \pm 1.55^*$	$10.93 \pm 1.62$	$10.38 \pm 1.99$
Total $GRF_{imp}$	$N \cdot s$	$416.75 \pm 54.32^*$	$438.00 \pm 62.17^*$	$173.58 \pm 21.82$	$190.08 \pm 32.02$
<b>Joint angle</b>					
Ankle	°	$27.33 \pm 3.11$	$27.66 \pm 3.74$	$28.16 \pm 4.34$	$29.41 \pm 3.75$
Knee	°	$78.83 \pm 6.05^*$	$79.00 \pm 7.89^*$	$96.91 \pm 10.32$	$96.33 \pm 10.78$
Hip	°	$70.16 \pm 14.25^*$	$71.91 \pm 13.25^*$	$81.25 \pm 10.21$	$79.50 \pm 8.86$

*Legend: CMJ\_D – one-leg jump with dominant leg, CMJ\_ND – one-leg jump with non-dominant leg, CMJ – two-leg jump;  $H_{CM}$  – jump height of the centre of body's mass;  $V_{Vj}$  – vertical jump take-off velocity;  $GRF_{max}$  – peak ground reaction force; D+ND – sum total values of one-leg jumps with dominant and non-dominant leg;  $GRF_{imp}$  – impulse of ground reaction force;  $GRF_{imp}$  (ecc + con) – sum total of eccentric and concentric force impulses.*

*\*The difference between dominant and non-dominant legs during two- and one-leg vertical jump is statistically significant ( $p < .01$ ).*

To establish the range of movement in individual jumps, we analyzed the angles at the ankle, knee and hip joints at the lowest point of the jumps. A comparison of angle values at the ankle joint showed no statistically significant differences. However, the differences became noticeable when we compared values at the knee and hip joints. On average, the angle value of the knee joint on dominant leg during one-leg jumping (CMJ\_D) was significantly lower by 18.6%, which is about 18° less than the angle value at the knee joint during two-leg jumping ( $p < .01$ ). The angle value at the knee joint of the non-dominant leg in one-leg jumping (CMJ\_ND) was significantly smaller by 18.0%, which is about 17.3° less than the angle value at the knee joint in two-leg jumping ( $p < .01$ ). On average, the angle value at the hip joint of the dominant leg in one-leg jumping (CMJ\_D) was significantly smaller by 13.6%, which is about 11° less than the angle value at the hip joint in two-leg jumping ( $p < .01$ ). The angle value at the hip joint of the non-dominant leg in one-leg jumping (CMJ\_ND) was significantly smaller by 9.5%, which is about 7.6° less than the angle value at the hip joint in two-leg jumping ( $p < .01$ ).

During a one-leg jump with the dominant leg (CMJ\_D) the  $GRF_{max}$  (absolute and normalized) was 31.0% greater than the  $GRF_{max}$  that this leg produces during a two-leg jump ( $p < .01$ ). The non-dominant leg, on average, produced 36.7% more force during a one-leg jump (CMJ\_ND) than during a two-leg one ( $p < .01$ ). The value of the sum of forces produced by the dominant and non-dominant legs during one-leg jumping (absolute and relative) was 33.9% higher than the value of the total force produced during two-leg jumping ( $p < .01$ ). The ground reaction force ( $GRF_{max}$ ) BLD in countermovement jump ranged from -45.6% to -8.2% ( $-33.2 \pm 8.7\%$ ).

The value of the impulse of force ( $GRF_{imp}$ ) produced by the dominant leg during a one-leg jump (CMJ\_D) was 41.6% higher in comparison to the value of the  $GRF_{imp}$  produced by the same leg during a two-leg jump ( $p < .01$ ). The value of the  $GRF_{imp}$  of the non-dominant leg (CMJ\_ND) was 43.4% higher in comparison to the  $GRF_{imp}$  in a two-leg jump ( $p < .01$ ).

The Pearson correlation coefficients showed that force production BLD of the CMJ were significantly related to peak force production of the rear leg in the double start ( $GRF_{maxRD}$ :  $r=-.630$ ;  $p=.000$ ). The BLD of the CMJ were also significantly related to total impulse of force on blocks ( $GRF_{imp}$ :  $r=-.550$ ;  $p=.000$ ), which ranged from 253.20 N·s to 353.80 N·s ( $295.66 \pm 26.63$  N·s). Values of total impulse of force of rear and front blocks ( $GRF_{imp}$ ) in the sprint start ranged from 253.20 N·s to 353.80 N·s ( $295.66 \pm 26.63$  N·s) and were significantly related to block velocity ( $V_{BL}$ ) ( $r=.610$ ;  $p=.000$ ), which ranged from  $2.90 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  to  $3.70 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  ( $3.28 \pm .21 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ).

## Discussion and conclusions

In the 60 m and 100 m sprints, the sprint start is an important and crucial skill to be learned if a sprinter wants to maximise performance over the distance. In the double start of the sprint start BLD play an important role in force production and sprint start performance. The main findings of the present study of twelve elite sprinters were: 1) that lower values of bilateral deficit (BLD) in the countermovement jump (CMJ) are related to higher peak force production of the rear leg in the double start of the sprint start ( $r=-.630$ ;  $p=.000$ ), 2) that lower bilateral deficit in the CMJ is also related to higher total impulse of force on blocks ( $r=-.550$ ;  $p=.000$ ) and 3) BLD values in vertical jumping are higher in elite sprinters compared to team sport athletes examined in the previous studies.

The sprint start in the present study was divided into two phases; a double start, where sprinter produces force with both legs (rear and front block), and a single start, where the sprinter produces force with only one leg (front block) (Figure 1 and 2). Significantly lower values of force production of the front (dominant) leg in the double start ( $GRF_{maxFD}$ ) compared to the force production of the front (dominant) leg in the single start ( $GRF_{maxFS}$ ) indicated the existence of a phenomenon similar to the bilateral deficit (BLD), which also occurs in the CMJ (Figure 3). This is similar to what was observed in the force production of the rear leg in sprint start, where the force production of rear (non-dominant) leg in the double start ( $GRF_{maxRD}$ ) was significantly lower than force production in the one-leg jump with non-dominant leg ( $GRF_{maxCMJ\_ND}$ ) (Figure 3).

The results also showed that BLD measured in CMJ is a good indicator of lower performance in sprint start. When high values of BLD were present in the CMJ, the sprinters were not able to produce equally high peak forces on blocks in the double start compared to sprinters where lower values of BLD were present. As a consequence the sprinters with higher BLD values produced a lower total impulse of force on blocks ( $GRF_{imp}$ ) and lower block velocity ( $V_{BL}$ ), which are related to the overall 60 m and 100 m sprint performance (Harland & Steele, 1997; Mero, et al., 1992).

As expected, in the present study the height of jump ( $H_{CM}$ ) ratio between one- and two-leg jumps was much higher in sprinters than in the team sport athletes. The ratio of 58.1% was reported by Challis (1998), the 58.5% by Van Soest, et al., (1985) and the 57.0% by Bobbert, et al., (2006). In contrast to those research papers, elite sprinters in the present study were a more homogenous sample with more similar jump strategies. Furthermore, they were also of similar abilities, so jump height deviation was also not as high as in the previous studies (Challis, 1998), Van Soest, et al., 1985; Bobbert, et al., 2006). If complex and multi-joint movements such as a vertical jump are used for research into BLD, difficulties could be encountered as there are differences in strategies between individual attempts (repetitions) as well as subjects. The results of the study by Van Soest, et al., (1985) showed -8.5% BLD in the jump height in basketball players, which is a smaller value compared to the present study.

It was discovered that the two dynamic parameters: 1) maximum ground reaction force ( $GRF_{max}$ ) and 2) the impulse of force ( $GRF_{imp}$ ) were significantly greater in one-leg jumping (CMJ\_D and CMJ\_ND) compared to two-leg jumping (Table 1). This can be explained to some extent by the force/velocity ratio, which shows clearly, that in a one-leg jump, a higher production of the GRF is possible due to the lower velocity of movement in the take-off phase and that the impulse of force ( $GRF_{imp}$ ) in one-leg jump is higher due to the longer take-off phase. These factors also influence the ratio between the height of one-leg and two-leg jumps, which exceeded 126% in our study. The maximum ground reaction force ( $GRF_{max}$ ) BLD in CMJ showed higher value compared to the BLD of -28.0% reported by Challis (1998) and of -21.2% by Bobbert, et al., (2006).

Following Challis (1998), we attempted to keep the range of motion the same in the two-leg and one-leg jumps, but we nevertheless ended up with a smaller vertical displacement of the center of mass ( $H_{CM}$ ) during the push-off (Table 1), similar to Bobbert, et al., (2006). However, the smaller range of motion in knees (by 18%) and hips (by 10.0% to 13.0%) during the push-off in one-leg jumps was only a secondary explanation for the reduced mechanical output per leg in the two-leg jump. The primary explanation was that the  $GRF_{max}$  produced by the dominant and non-dominant legs was less in the two-leg jump compared to the one-leg jump (Table 1).

Although most track coaches and researchers agree that an efficient start is essential in winning sprint races, a problem exists if a phenomenon similar to BLD occurs in force production on blocks. For a fast start technique and high block velocity biomechanical variables such as bilateral force production and total impulse of force on blocks need to be as high as possible to achieve high performance. We suggest that sprint coaches should consider incorporating bilateral exercises in training of power of jumping type and also in strength and power training to improve the sprint start performance and consequently overall performance. Sprint start and 100 m sprint itself is very much a power event; considerable effort should be directed towards developing concentric and eccentric strength and power of the hip and legs extensors' muscles to enable the sprinter to apply large forces on blocks and track to propel the body at high sprinting velocities.

The findings of the bilateral deficit in CMJ related to the sprint start performance and the differences in the mechanical output between a two-leg countermovement jump and a one-leg jump in elite sprinters are highly important for both track-and-field theory and practice. Besides the understanding of the relationship of the BLD in CMJ and sprint start, the relatively simple CMJ tests can be used to predict sprint start performance and the level of an athlete's physical abilities. Future research directions should include larger samples of elite sprinters. Furthermore, they should involve the continual monitoring of the physical abilities with vertical jumps and sprinting performance of the sprinters along with changes arising due to incorporation of bilateral exercises in training of power of jumping type and also in strength and power training.

## Acknowledgements

Vertical jumps were measured in the biomechanics laboratory at the Peharec Polyclinic for Physical Medicine and Rehabilitation in Pula, Croatia. The study was conducted within the framework of the research program 'Kinesiology of Monostructural, Polystructural and Conventional Sports' led by Milan Čoh, PhD. The authors would like to thank all the sprinters and their coaches for participating in the study.

## References

- Bobbert, M.F., de Graf, W.W., Jonk, J.N., & Casius, R.L.J. (2006). Explanation of the bilateral deficit in human vertical squat jumping. *Journal of Applied Physiology*, *100*, 493-499.
- Bret, C., Rahmani, A., Dofour, A.B., Mesonnier, L., & Lacour, J.R. (2002). Leg strength and stiffness as ability factors in 100m sprint running. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *42*(3), 274-281.
- Caserotti, P., Aagard, P., Simonsen, E.B., & Puggaard, L. (2001). Contraction-specific differences in maximal power during stretch-shortening cycle movements in elderly males and females. *European Journal of Applied Physiology*, *84*, 206-212.
- Chalis, J.H. (1998). An investigation of the influence of bi - lateral deficit on human jumping. *Human Movement Science*, *17*, 307-325.
- Erčulj, F., Blas, M., Čoh, M., & Bračić, M. (2009). Differences in motor abilities of various types of European young elite female basketball players. *Kinesiology*, *41*(2), 203-211.
- Delecluse, C.H., Van Coppenolle, H., Willems, E., Diels, R., Goris, N., Van Leemputte, M., & Vuylsteke, M. (1995). Analysis of 100 meter sprint performance as a multidimensional skill. *Journal of Human Movement Studies*, *28*, 87-101.
- Dežman, B., Trninić, S., & Dizdar, D. (2001). Expert model of decision-making system for efficient orientation of basketball players to positions and roles in the game - empirical verification. *Collegium antropologicum*, *25*(1), 141-152.
- Hakkinen, K., Pastinen, U.M., Karsikas, R., & Lignum, 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*, 518-527.



- Hakkinen, K., Craigmore, W.J., Chelonian, M., Lignum, 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. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 51A: B21-B29.
- Harland, M., & Steele, J. (1997). Biomechanics of the Sprint Start. *Sports Medicine*, 23 (1), 11 - 20.
- Hay, D., De Souza, V.A., & Fukashiro, S. (2006). Human bilateral deficit during a dynamic multi-joint leg press movement. *Human Movement Science*, 25, 181-191.
- 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, 1351-1356.
- 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.
- Jakobi, J.M., & Chilibeck, P.D. (2001). Bilateral and unilateral contractions: possible differences in maximal voluntary force. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 26, 12-33.
- Koh, T.J., Grabiner, M.D., & Clough, C.A. (1993). Bilateral deficits are larger for step than for a ramp isometric contractions. *Journal of Applied Physiology*, 74, 1200-1205.
- Liebermann, D.G., & Katz, L. (2003). On the assessment of lower-limb muscular power capability. *Isokinetics and Exercise Science*, 11, 87-94.
- Mann, R.V. (1981). A kinetic analysis of sprinting. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 13, 325-328.
- Maulder, P.S., Bradshaw, E.J., & Keogh, J. (2006). Jump kinetic determinants of sprint acceleration performance from starting blocks in male sprinters. *Journal of Sports Science and Medicine*, 5, 359-366.
- Mero, A., Luhtanen, P., & Komi P. (1983). A biomechanical study of the sprint start. *Scandinavian Journal of Sports Science*, 5(1), 20-28.
- Mero, A. (1988). A force-time characteristics and running velocity of male sprinters during the acceleration phase of sprinting. *Research Quarterly*, 59, 94-98.
- Mero, A., & Komi, P.V. (1990). Reaction time and electromyographic activity during a sprint start. *European Journal of Applied Physiology*, 61, 73-80.
- Mero, A., Komi, P.V., & Gregor, R.J. (1992). Biomechanics of Sprint running. *Sports Medicine*, 13(6), 376-392.
- Mero, A., & Komi, P.V. (1994). EMG, force, and power analysis of sprint-specific strength exercises. *Journal of Applied Biomechanics*, 10(1), 1-13.

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

Owings, T.M., & Grabiner, M.D. (1998). Normally aging older adults demonstrate the bilateral deficit during ramp and hold contractions. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences*, *53A*: B425-B429.

Pribanić, T., Peharec, S., & Medved, V. (2009). A comparison between 2D plate calibration and wand calibration for 3D kinematic systems. *Kinesiology*, *41*(2), 147-155.

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*, 157-165.

Secher, N.H., Rube, N., & Ellers, J. (1988). Strength of two- and one-leg extension in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, *134*, 333-339.

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

Van Soest, A.J., Roebroek, 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.

Vaughan, C.L., Davis, B.L., & O'Connor, J.C. (1999). *Dynamics of human gait*. 2<sup>nd</sup> ed. Cape Town: Kiboho Publishers.



**Gloria victis.** — “Slava premaganim.” (latinski pregovor)