

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA ŠPORT

DIPLOMSKO DELO

MIHA MIKLAVC

Ljubljana, 2011

UNIVERZA V LJUBLJANI

FAKULTETA ZA ŠPORT



Športno treniranje

Kondicijsko treniranje

RAZLIKE PRI AKTIVACIJI MIŠIC PRI SKOKIH IZ POLČEPA, IZVEDENIH NA RAZLIČNE NAČINE

DIPLOMSKO DELO

MENTOR

Prof. dr. Vojko Strojnik

RECENZENTKA

Doc. dr. Katja Tomažin

Avtor dela

MIHA MIKLAVC

Ljubljana, 2011

IZJAVA O AVTORSKEM DELU

Spodaj podpisani Miha Miklavc izjavljam, da je diplomsko delo z naslovom *Razlike pri aktivaciji mišic pri skokih iz polčepa, izvedenih na različne načine* rezultat lastnega znanstvenoraziskovalnega dela.

ZAHVALA

Tako pri izbiri tematike kakor tudi nadaljnjem pisanju in oblikovanju diplomskega dela me je s svojo konstruktivno kritiko ves čas usmerjal in motiviral prof. dr. Vojko Strojnik. Mojemu delu se je podrobno posvetil, zato se mu za mentorstvo pri diplomskem delu najlepše zahvaljujem. Brez njegove strokovne pomoči in zavzetosti namreč ne bi bilo mogoče doseči zastavljenih ciljev. Prav tako se zahvaljujem recenzentki doc. dr. Katji Tomažin za nesebično pomoč. Zahvaljujem se tudi mojim domačim, ki so me pri delu podpirali in vzpodbujali ter Roku Brezavščku za sodelovanje pri študiju in pomoč pri meritvah. Hvala merjencem za pripravljenost in potrpežljivost. In nazadnje, hvala Sara, da si vseskozi verjela vame.

KLJUČNE BESEDE: skok iz polčepa, sila reakcije podlage, EMG-signal, gibalne strategije

RAZLIKE PRI AKTIVACIJI MIŠIC PRI SKOKIH IZ POLČEPA, IZVEDENIH NA RAZLIČNE NAČINE

Miha Miklavc

Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport, 2011

Športno treniranje – Kondicijsko treniranje

74 strani, 29 slik, 9 preglednic, 64 virov

IZVLEČEK

Namen diplomskega dela je bil preučiti aktivacije mišic pri dveh različnih izvedbah skoka iz polčepa. Zanimalo nas je, ali se zaporedje mišične aktivacije kljub spremembi strategije ohranja, saj bi lahko v tem primeru delovanje mišic povezali s spremembami v krivulji sile reakcije podlage. Želeli smo ugotoviti, ali lahko na podlagi sprememb sile reakcije podlage in mišične aktivacije sklepamo o delovanju proksimalnih in distalnih mišic. V ta namen so merjenci izvajali različne izvedbe skokov. Le-te smo razvrščali na podlagi povprečnega pospeška centralnega težišča telesa v prvih 100 ms (tj. na podlagi štartne moči). Skok z nizko štartno močjo smo imenovali počasen skok, medtem ko je visoka štartna moč pomenila hiter skok. V meritvah je sodelovalo devet (nepoškodovanih) športnikov, vključenih v redni proces treninga. Poleg merjenja sile reakcije podlage na tenziometrični plošči smo opazovali tudi elektromiografsko aktivnost šestih najpomembnejših mišic, ki izvajajo odzivno akcijo: erector spinae, gluteus maximus, biceps femoris, vastus lateralis, gastrocnemius in soleus. Elektromiografsko aktivnost posamezne mišice smo spremljali na podlagi odzivne akcije, ki je bila razdeljena na tri 100 ms trajajoče intervale. Na podlagi pridobljenih rezultatov smo ugotovili, da sta večja štartna moč in povprečni pospešek v prvi polovici skoka povezana s povečano aktivacijo mišic erector spinae in biceps femoris, ki se med izvajanjem skokov zelo podobno aktivirata. Pri gluteus maximus se s spremembo strategije aktivacija v začetni fazi poveča. Kljub temu je njeno obnašanje veliko bolj podobno distalnim kot proksimalnim mišicam. Poleg erector spinae in biceps femoris je s hitrejšim začetkom pri hitri izvedbi skoka povezana tudi vastus lateralis, ki se s spremembo strategije prične obnašati kot proksimalna mišica (lokacijsko spada med distalne mišice). Kljub krajšemu odzivnemu času pri hitrem skoku se višina le-tega s spremembo strategije ni spremenila. To značilnost pripisujemo nespremenjenemu delovanju distalnih mišic gastrocnemius in soleus. Proksimalno-distalni princip aktivacije se pojavi pri obeh izvedbah skoka, vendar se pri hitri izvedbi odraža v večji meri. Tako lahko na podlagi sprememb v krivulji sile reakcije podlage sklepamo o delovanju proksimalnih in distalnih mišic.

KEYWORDS: squat jump, ground reaction force, EMG-signal, strategies of movement

DIFFERENCES IN MUSCLE ACTIVATION DURING SQUAT JUMPS PERFORMED WITH DIFFERENT STRATEGIES

Miha Miklavc

Faculty of sport, Ljubljana, 2011

Sport coaching – Strength and conditioning training

74 pages, 29 figures, 9 tables, 64 literature

ABSTRACT

The purpose of thesis was to examine muscle activation in two different strategies of squat jump. We wanted to know whether the sequence of muscle activation is maintained despite the change in strategy because in this case, muscle activity could be associated with changes in the ground reaction force curve. The aim was to establish whether changes in ground reaction forces and muscle activation help us determine the functioning of the proximal and distal muscles. In order to examine this, the observed subjects were required to make different versions of jumps. They were sorted based on the average acceleration of the body center of gravity within the first 100 ms (i.e. start power). Jump starting with the low starting power was called a slow jump, while the high starting power meant a quick jump. Participants in measuring process were nine (intact) athletes involved in regular training process. In addition to measuring the ground reaction forces, another observed parameter was electromyographic activity of six major muscles that carry dozer campaign: erector spinae, gluteus maximus, biceps femoris, vastus lateralis, gastrocnemius and soleus. Electromyographical activity of individual muscles was assessed under the take-off action, which was divided into three 100 ms-long intervals. Based on the results obtained, we found that the greater starting power and average acceleration in the first half of the jump is associated with increased activation of the erector spinae and biceps femoris muscles, which in the course of jumps are activated in a very similar way. Change of strategy in the initial phase increases gluteus maximus activation, but its behavior is much more similar to distal rather than proximal muscles. In addition to the erector spinae and biceps femoris, a faster start in the rapid implementation of the associated jump is also connected with vastus lateralis, which starts to act as a proximal muscle when a change of strategy occurs (in terms of location it belongs to the distal muscles). Despite a shorter take-off time during a quick jump the height of it has not changed by changing the strategy. This feature is attributed to unchanged functioning of distal gastrocnemius and soleus muscles. The emergence of the proximal-to-distal sequence of muscle activation occurs in both versions of jump, but it is more pronounced in the rapid implementation of jumps. Thus, the changes in the ground reaction force curve are associated with the functioning of proximal and distal muscles.

RAZLAGA KRATIC

AP	akcijski potencial
BIC	mišica biceps femoris
CTT	centralno težišče telesa
EK	ekscentrična kontrakcija
EMG	elektromiografija
ERR	mišica erector spinae
GAS	mišica gastrocnemius
GLU	mišica gluteus maximus
K ⁺	kalijev ion
KK	koncentrična kontrakcija
Na ⁺	natrijev ion
Pos1	povprečni pospešek v prvi polovici skoka
Pos2	povprečni pospešek v drugi polovici skoka
P2/1	razmerje med prvo in drugo polovico pospeševanja
PD	proksimalno-distalno
PM	prečni mostiček
RF	mišica rectus femoris
SJ	skok iz polčepa (angl. <i>Squat jump</i>)
SOL	mišica soleus
SRP	sila reakcije podlage
TP	tenziometrična plošča
VAS	mišica vastus (lateralna glava)

KAZALO

1	UVOD	11
1.1	Sila reakcije podlage	13
1.2	Elektromiografija	14
1.2.1	Izvor EMG-signalov	14
1.2.2	Nastanek akcijskega potenciala	14
1.2.3	Merjenje mišičnih akcijskih potencialov (EMG-signalov)	15
1.2.4	Obdelava EMG-signalov (časovni prostor)	17
1.3	Značilnosti koncentrične kontrakcije	17
1.4	Živčna kontrola pri koncentričnih kontrakcijah	18
2	PREDMET IN PROBLEM	21
2.1	Vertikalni skok	21
2.2	Skok iz polčepa	22
2.2.1	Analiza krivulje sile reakcije podlage	24
2.2.2	Analiza različnih izvedb (strategij) skoka iz polčepa	25
2.3	Gibalna kontrola pri vertikalnih skokih	26
2.3.1	Motorični program oz. naloga	26
2.3.2	Gibalna strategija	27
2.3.3	Koordinacija	27
2.4	Mišična aktivacija pri skoku iz polčepa	28
2.4.1	Proksimalno-distalni princip	29
2.5	Prenos energije med segmenti pri skoku iz polčepa	32
2.6	Vloga eno- in dvosklepnih mišic pri skoku iz polčepa	34
3	CILJI	38
4	HIPOTEZE	39
5	METODE DELA	40
5.1	Vzorec merjencev	40

5.2	Merilni postopek.....	40
5.2.1	Merjenje sile reakcije podlage	41
5.2.2	Merjenje EMG-signala	41
5.3	Protokol meritev	42
5.4	Priprava podatkov in parametrizacija	44
5.5	Statistična obdelava.....	46
5.5.1	Uporaba univariatne analize	46
6	REZULTATI.....	47
6.1	Mehanski parametri skoka iz polčepa	47
6.2	Aktivacija mišic	50
6.2.1	Erector Spinae (ERR).....	50
6.2.2	Gluteus Maximus (GLU)	51
6.2.3	Biceps Femoris (BIC)	52
6.2.4	Vastus Lateralis (VAS)	53
6.2.5	Gastrocnemius (GAS)	54
6.2.6	Soleus (SOL).....	55
6.2.7	Počasna izvedba skoka.....	57
6.2.8	Hitra izvedba skoka	58
7	RAZPRAVA.....	60
8	ZAKLJUČEK	68
9	VIRI IN LITERATURA.....	69

KAZALO SLIK

Slika 1: Princip merjenja sile na TP	13
Slika 2: Nastanek in faze AP	15
Slika 3: Prikaz merjenja EMG-signalov z dvema aktivnima površinskima elektrodama	16
Slika 4: Razmerje sila-hitrost – Hillova krivulja	18
Slika 5: Hipotetični model rekrutacije motoričnih enot glede na dinamične zahteve gibanja.....	19
Slika 6: Grafični prikaz inverzne povezanosti sile in hitrosti krčenja mišice sartorius pri žabi v celoti in posameznega mišičnega vlakna	20
Slika 7: Spreminjanje napetosti v raztegljivem delu PM pri izometrični, koncentrični in ekscentrični kontrakciji	20
Slika 8: Primeri vertikalnih skokov v različnih športnih situacijah	22
Slika 9: Posamezne faze SJ	23
Slika 10: Najpomembnejše točke in faze SRP pri SJ	24
Slika 11: SRP pri hitri in počasni strategiji SJ	26
Slika 12: Aktivacija mišic po PD-principu	30
Slika 13: Shematski prikaz rotacije telesnih segmentov in prenosa energije med odzivno akcijo SJ.....	33
Slika 14: Mišično-tetivna moč mišičnih skupin, izračunana iz optimalne kontrole SJ.....	35
Slika 15: Shematski prikaz mišično-skeletnega modela skakalca	37
Slika 16: Shematski prikaz opazovanih mišic	40
Slika 17: Merjenci, pripravljene na izvedbo skokov	42
Slika 18: SRP pri SJ in intervali za zajemanje EMG-signalov.....	45
Slika 19: Mehanski parametri pri SJ	48
Slika 20: Čas odziva v milisekundah (ms) pri počasni in hitri izvedbi skoka.....	49
Slika 21: Hitrost odziva v metrih na sekundo (m/s) pri počasni in hitri izvedbi skoka	49

Slika 22: Struktura aktivacije mišice ERR pri počasni in hitri izvedbi skoka.....	50
Slika 23: Struktura aktivacije mišice GLU pri počasni in hitri izvedbi skoka.....	51
Slika 24: Struktura aktivacije mišice BIC pri počasni in hitri izvedbi skoka	52
Slika 25: Struktura aktivacije mišice VAS pri počasni in hitri izvedbi skoka	53
Slika 26: Struktura aktivacije mišice GAS pri počasni in hitri izvedbi skoka.....	54
Slika 27: Struktura aktivacije mišice SOL pri počasni in hitri izvedbi skoka	55
Slika 28: Aktivacija mišic pri počasni izvedbi SJ	58
Slika 29: Aktivacija mišic pri hitri izvedbi SJ.....	59

KAZALO PREGLEDNIC

Preglednica 1: Korelacije mehanskih parametrov v posameznih fazah počasnega in hitrega skoka.....	50
Preglednica 2: Statistična značilnost razlik med razmerjema končne in začetne faze mišice ERR pri počasnem in hitrem skoku	51
Preglednica 3: Statistična značilnost razlik med razmerjema končne in začetne faze mišice GLU pri počasnem in hitrem skoku	52
Preglednica 4: Statistična značilnost razlik med razmerjema končne in začetne faze mišice BIC pri počasnem in hitrem skoku.....	53
Preglednica 5: Statistična značilnost razlik med razmerjema končne in začetne faze mišice VAS pri počasnem in hitrem skoku	54
Preglednica 6: Statistična značilnost razlik med razmerjema končne in začetne faze mišice GAS pri počasnem in hitrem skoku	55
Preglednica 7: Statistična značilnost razlik med razmerjema končne in začetne faze mišice SOL pri počasnem in hitrem skoku	56
Preglednica 8: Korelacije razmerij končnih in začetnih faz posameznih mišic pri počasnem in hitrem skoku.....	56
Preglednica 9: Korelacije pri aktivaciji mišic v posameznih fazah počasnega in hitrega skoka	57

1 UVOD

Poleg hoje in teka uvrščamo skoke med osnovne gibalne naloge, ki jih uporabljamo tako pri vsakdanjih opravilih kot tudi v vrhunskem športu. Vertikalne skoke, ki spadajo med osnovna gibanja, uporabljamo pri proučevanju delovanja človeškega gibalnega aparata. Za njihovo razumevanje je potrebno poznavanje anatomskih, fizioloških in biomehanskih značilnosti.

Vertikalne skoke, med katere uvrščamo tudi skok iz polčepa (SJ), srečamo v različnih oblikah in izvedbah, ki so v največji meri odvisne od izbire športne panoge in dinamičnih zahtev (izvedbe) skoka. Skoki lahko predstavljajo le del gibalne naloge (gimnastika, igre z žogo) oz. enega izmed glavnih delov kompleksnega gibanja (smučarski skoki, skok v daljino in višino).

V gibalnih nalogah, pri katerih je v gibanje vključenih več sklepov, stopnje prostosti močno narastejo, kar v teoretičnem smislu pomeni možnost velikega števila različnih izvedb. Trening, ki vključuje veliko število ponovitev gibalne naloge, privede do stereotipnega izvajanja. V raziskavah je bilo ugotovljeno, da prihaja pri SJ do specifične nevralne aktivacije, kar z drugimi besedami poimenujemo tudi gibalna strategija. Za ustrezno izvedbo SJ sta torej potrebna optimalni gibalni vzorec in njemu prilagojena specifična koordinacija (Singer, 1975; Stallings, 1982: v Bobbert in van Ingen Schenau, 1988). Raziskave potrjujejo, da izvajajo vrhunski skakalci določen tip vertikalnega skoka na identičen način, z uporabo specifičnega gibalnega vzorca, največkrat po proksimalno-distalnem (PD) principu (Bobbert idr., 1986; Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; Gregoire idr., 1984; Pandy in Zajac, 1991; Ravn idr., 1999; van Ingen Schenau idr., 1987). Njegova specifika se kaže v zaporedju gibanja telesnih segmentov in aktivacije mišic – od proksimalnega proti distalnemu.

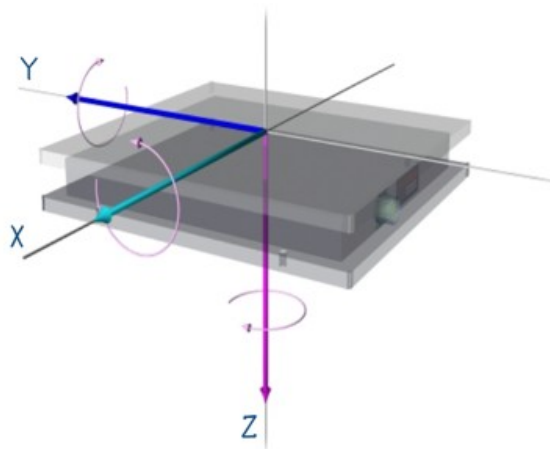
Kljub obstoju različnih strategij se med posamezniki pojavljajo razlike v načinu izvajanja SJ. Različne možnosti temeljijo na organizaciji centralnega živčnega sistema in variacijah v telesni zgradbi. Skoke lahko izvajamo z uporabo različne dinamike, pri kateri je pomembno razmerje med hitrostjo začetka oz. zaključka odzivne akcije. Način izvedbe skokov v športnih situacijah ni stvar izbire, temveč je odvisen od športnikovih sposobnosti (treniranosti mišično-živčnega sistema). S treningom prihaja do izpopolnjevanja in prilagajanja strategije skakanja, kar omogoči učinkovito uporabo kondicijsko-tehnično-taktičnih zahtev določene športne panoge.

Z merjenjem elektromiografskega (EMG) signala na šestih ključnih mišicah bomo ugotavljali razlike v aktivaciji mišic pri počasni oz. hitri izvedbi skoka. V primeru nastalih razlik želimo ugotoviti ključne mišice, ki povzročajo omenjene spremembe. V kolikor se pri različnih načinih skakanja (hiter in počasen skok) pojavlja stabilna gibalna strategija (npr. PD-princip), lahko na podlagi poznavanja sile reakcije podlage (SRP), merjene s tenziometrično ploščo (TP), ocenimo delovanje mišic, ki sodelujejo pri odzivu. Omenjena metoda precej poenostavi oceno delovanja mišic med odzivom, saj se izognemo dokaj zahtevnim in zamudnim meritvam EMG-signala. Teoretična spoznanja o aktivaciji mišic pri različnih načinih skakanja omogočajo ustrezno usmeritev športnikov v procesu treninga, izognitev EMG-metodi pa veliko uporabno vrednost raziskave.

1.1 Sila reakcije podlage

Področje, ki se ukvarja s proučevanjem sil in posledično tudi z energijo, se imenuje kinetika. Za razumevanje gibanja je potrebno poznati vzorce nastalih sil (Winter, 2009).

SRP opisuje reakcijsko silo, ki jo ustvarja podlaga, na kateri izvajamo gibanje. Izhaja iz Newtonovega zakona »akcija – reakcija«, ki predstavlja reakcijo podlage na pospeške vseh telesnih segmentov. Tretji Newtonov zakon govori o vzajemnem delovanju predmetov: če nek predmet deluje z določeno silo na drug predmet, potem tudi slednji deluje na prvi predmet z enako, vendar nasprotno usmerjeno silo (vsaka akcija povzroči njeno reakcijo). Tovrstne sile merimo z inštrumentom, poznanim kot tenziometrična plošča (TP). Prvo uporabo TP srečamo v tridesetih letih prejšnjega stoletja (Elftman, 1938; Fenn, 1930; Manter, 1938: v Enoka, 2008), medtem ko se ideja o merjenju sile pojavi že v 19. stoletju (Marey, 1879: v Enoka, 2008). TP deluje po principu tehtnice za merjenje teže. Bistvena razlika med omenjenima inštrumentoma se kaže v načinu merjenja sile: TP omogoča merjenje v treh dimenzijah z večjo časovno ločljivostjo (Slika 1). Rezultanto sile na podlago lahko razstavimo na tri komponente, ki delujejo v vertikalni smeri (gor – dol), naprej – nazaj in levo – desno. Komponente predstavljajo reakcijo podlage na stopala in odziv na pospeševanje telesa v omenjenih smereh. Velikost reakcije podlage je odvisna od mase telesnih segmentov in pospeševanja skupnega težišča telesa (Enoka, 2008).



Slika 1: Princip merjenja sile na TP (Summit Medical and Scientific, 2011)

Za merjenje sile, s katero človekovo telo deluje na drugo telo ali zunanjo podlago, potrebujemo ustrezno napravo – pretvornik sile, ki proizvaja električni signal, sorazmeren z delujočo silo. Obstaja veliko različnih vrst omenjene naprave: pretvornik sile z merilnimi lističi, piezoelektrični, piezouporovni, kapacitivni idr. Značilnost vseh

našteti pretvornikov je deformacija notranjih struktur plošče, ki nastopi ob delovanju zunanje sile. Znotraj pretvornika z merilnimi lističi prihaja v kalibrirani kovinski plošči oz. nosilcu do majhnih deformacij v eni izmed dimenzij. Mehanski odklon (1 % frakcija) se odraža v spremembi upornosti, ki povzroča neravnovesje napetosti v sorazmerju s silo. Pri piezoelektričnih in piezouporovnih pretvornikih ustvarimo trenutno deformacijo atomske strukture znotraj kristalne mreže. Deformacija strukture kristalov povzroči spremembo električnega naboja, ki se pretvori preko ustrezne elektronike v napetost. Nato izvedemo pretvorbo iz analognega v digitalni signal, ki ga razume računalnik. Računalniški prikaz vsebuje velikost signala in izmerjene sile, ki ju prikažemo v obliki krivulje sila-čas (sprememba sile v času glede na izvedbo giba) (Winter, 2009).

1.2 Elektromiografija

Beseda elektromiografija je sestavljena iz besed *elektro* – elektrika, *myo* – mišica in *grafija* – zapis ter pomeni zapis električne aktivnosti v mišici. Gre za eksperimentalno tehniko, ki se ukvarja z razvojem, merjenjem in analizo mioelektričnih signalov, nastalih s fiziološkim nihanjem napetosti okoli membrane mišičnih vlaken (Basmajian in De Luca, 1985).

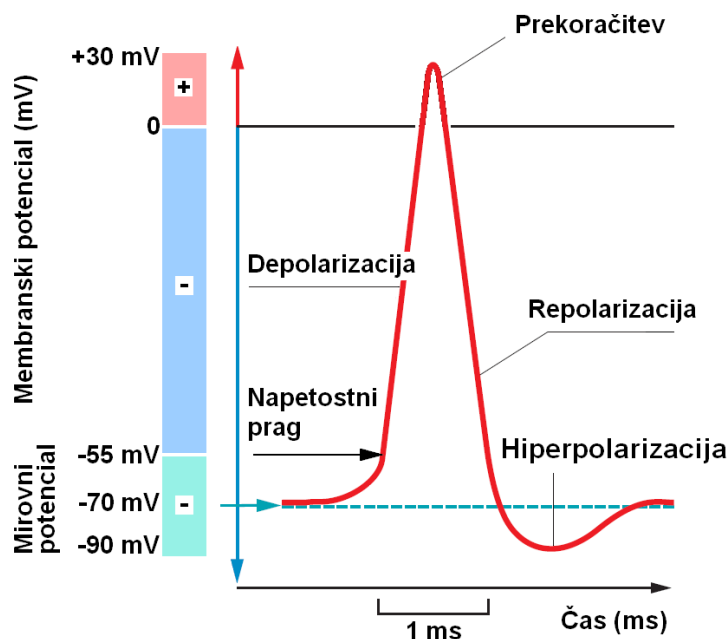
1.2.1 Izvor EMG-signalov

EMG-signal je zapis akcijskih potencialov (AP), ki se širijo vzdolž sarkoleme, od motorične ploščice proti koncema mišičnih vlaken. Nastane z električno aktivnostjo vlaken med kontrakcijo. Električna aktivnost v mišici se pojavi zaradi spremembe električnega potenciala mišične membrane (Enoka, 2002).

1.2.2 Nastanek akcijskega potenciala

Mirovni potencial membrane nevrona ni konstanten (od -70 do -80 mV), temveč vseskozi niha okoli stabilnega stanja, in sicer zaradi delovanja mirujočih kanalčkov, Na^+ - K^+ črpalke in aktivacije nekaterih sinaps. Ko pride do hkratne aktivacije večjega števila sinaps in depolarizacije membranskega potenciala, ki se poveča preko napetostnega praga -55 mV, nastopi delovanje Na^+ - K^+ ionov, ki ustvarijo AP (Slika 2). AP je prehodna sprememba membrane, ki se hitro širi vzdolž mišičnega vlakna in preko transverzalnih tubulov v notranjost mišice. Deluje po principu »vse ali nič«, kar pomeni, da ob prekoračitvi napetostnega praga nastopi v nekaj milisekundah sprememba

membranskega potenciala. V času depolarizacije membrane se kanali odprejo, Na^+ ioni (Na^+) vdrejo v celico in povzročijo spremembo napetosti (notranjost postaja pozitivna). Kopičenje pozitivnih ionov v notranjosti membrane privede do zmanjševanja razlik v potencialu vzdolž membrane. Zaradi depolarizacije AP nastopi kratka faza prekoračitve (+30 mV). Polarnost membranskega potenciala se torej obrne, notranjost pa postane pozitivna glede na zunanost. Naraščanje Na^+ je prehodno, zato se kanali zaprejo in odprejo le tisti, ki so prepustni za K^+ ione (K^+). Zaradi vdora Na^+ pride namreč do obratne smeri električne sile, ki prične delovati na K^+ in na njegovo prehajanje iz celice. Naraščanje K^+ zunaj membrane povzroči padec pozitivnega naboja v notranjosti membrane in vrne membranski potencial v začetno stanje (stanje v mirovanju) – nastopi faza repolarizacije. Sledi faza hiperpolarizacije, v kateri membranska napetost pade pod vrednost v mirovanju, zato se K^+ kanali zaprejo. V tem časovnem obdobju, ki traja nekaj milisekund, nastopi refraktorna faza (absolutna in relativna), v kateri je težko ustvariti nov AP (Enoka, 2008). Absolutna refraktorna faza je časovno obdobje, v katerem kljub vzdraženju mišice ne dobimo AP. Pri relativni fazi lahko z zelo močnim signalom ustvarimo nov AP (Strojnik, 2007b).



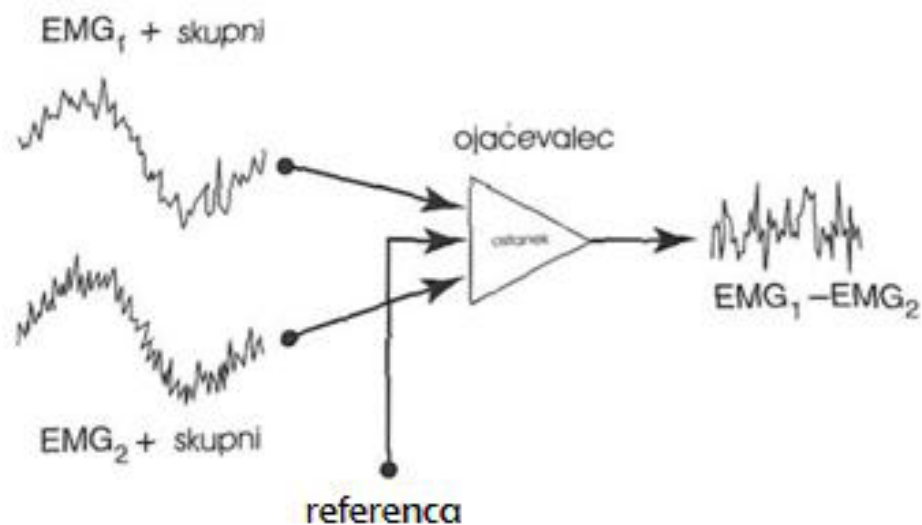
Slika 2: Nastanek in faze AP (Silbernagl in Despopoulos, 2009)

1.2.3 Merjenje mišičnih akcijskih potencialov (EMG-signal)

EMG-signal temelji na AP, ki se širijo vzdolž mišičnega vlakna in potujejo mimo elektrod, s katerimi merimo spremembo napetosti. Ta nastane kot posledica širjenja

omenjenih AP. Basmajian in DeLuca (1985) opisujeta EMG-signal kot časovni in prostorski seštevek učinka vseh mišičnih vlaken in motoričnih enot, ki so aktivirane v določenem časovnem obdobju in so v dosegu elektrod.

Zajemanje EMG-signala lahko izvedemo z uporabo globinskih in površinskih elektrod. Globinske elektrode vsebujejo iglo, ki jo namestimo v neposredno bližino mišičnih vlaken znotraj posamezne mišice. Signal, s katerim merimo AP posamezne motorične enote oz. dela mišice, imenujemo znotrajmišični EMG (angl. *intramuscular EMG*) (Farina in Merletti, 2004: v Štirn, 2009). Z uporabo površinskih elektrod želimo izmeriti EMG-signal celotne mišice, zato jih uporabimo pri opazovanju električne aktivnosti površinskih in relativno velikih mišic (Tomažin, 2001). Površinski EMG (angl. *surface EMG*) posnamemo z eno ali dvema aktivnima površinskima elektrodama ter eno referenčno (Slika 3). V kolikor uporabimo dve aktivni elektrodi, opravimo bipolarno tehniko merjenja EMG-signala, ki poteka v dveh fazah: v prvi izmerimo razliko v napetosti vseh treh elektrod; v drugi nato izračunamo razlike med dobljenimi vrednostmi. Nastali signal okrepimo z ojačevalnikom in prikažemo kot spremembo napetosti v časovni enoti, kar z eno besedo imenujemo elektromiogram (Štirn, 2009).



Slika 3: Prikaz merjenja EMG-signala z dvema aktivnima površinskima elektrodama (Enoka, 2002)

Signal, izmerjen z uporabo elektrod, imenujemo surovi EMG-signal. Omogoča nam zgolj časovno analizo mišične aktivacije, pri kateri ugotovimo, kdaj je bila posamezna mišica oz. mišična skupina aktivirana. Z nadaljnjo obdelavo EMG-signala (parametrizacijo) dobimo natančnejši in kvantitativni vpogled v mišično aktivacijo (Tomažin, 2001).

1.2.4 Obdelava EMG-signalov (časovni prostor)

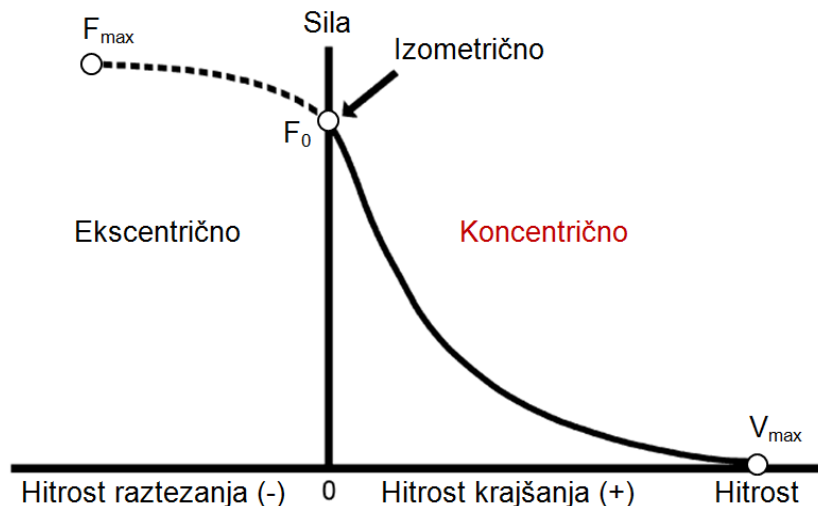
Začetek obdelave EMG-signalov predstavlja poravnava osnovne linije s filtri (z mejno frekvenco okoli 20 Hz), ki so prepustni za visoke frekvence. Sledi faza obračanja, v kateri prvotno negativen signal preslikamo v pozitivne vrednosti. Tovrstna obdelava še vedno ne odstrani naključno ustvarjenega signala, zato z uporabo nizkofrekvenčnih filtrov izvedemo glajenje le-tega. Nizkofrekvenčni filtri, z mejno frekvenco 10 Hz ali manj, odstranijo visoke frekvence, ki se pojavijo v EMG-signalu (Tomažin, 2001). Za kvantifikacijo signala v elektromiografiji najpogosteje uporabljamo integriranje EMG-signalov (iEMG) (Basmajian in DeLuca, 1985), ki predstavlja izračun površine pod krivuljo v določenem časovnem intervalu (Tomažin, 2001).

S parametrizacijo EMG-signalov ustvarimo časovni potek aktivacije mišic in omogočimo primerjavo velikosti aktivacije teh mišic. Pred primerjavo amplitud mišične aktivacije različnih posameznikov je potrebna normalizacija vrednosti EMG-signalov, ki jo najpogosteje opravimo z uporabo metode maksimalne hotene mišične kontrakcije (Tomažin, 2001).

EMG-meritve izvajajo večinoma zdravniki pri diagnosticiranju težav v živčno-mišičnem stiku, ergonomi pri določanju zahtev, povezanih s poklicem, fiziologi pri ugotavljanju mehanizmov, ki so vključeni v različne prilagoditve znotraj živčno-mišičnega sistema, in biomehaniki za oceno mišične sile (Enoka, 2008).

1.3 Značilnosti koncentrične kontrakcije

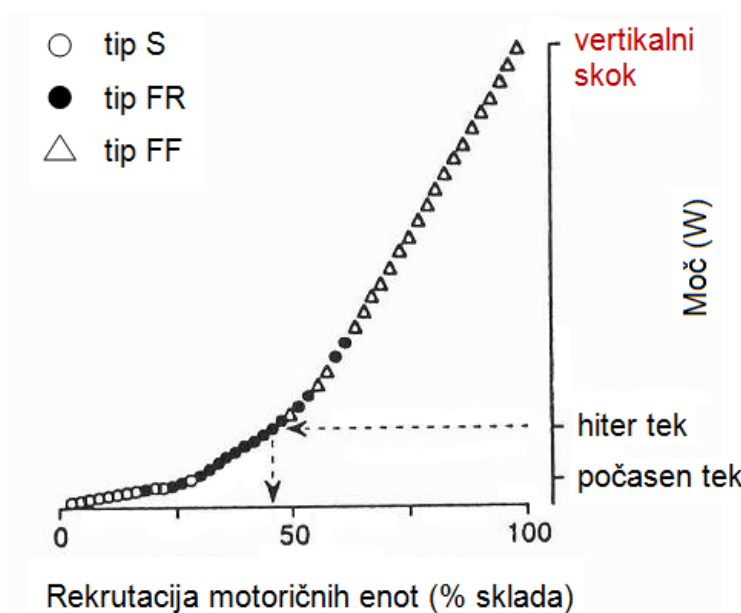
Funkcionalne razlike med koncentrično (KK) in ekscentrično kontrakcijo (EK) se odražajo v spreminjanju dolžine mišično-tetivnega sistema. Dolžina aktivne mišice je odvisna od velikosti navora mišice v primerjavi z navorom bremena. V kolikor v velikosti navora ne prihaja do razlik, ostaja dolžina mišično-tetivnega sistema nespremenjena. Omenjeni mehanizem imenujemo izometrična kontrakcija. Pri povečanem navoru mišice se dolžina mišično-tetivnega sistema zmanjša – krajšanje mišičnih vlaken imenujemo KK, medtem ko se pri EK dolžina sistema poveča zaradi večjega navora bremena (Lasan, 2004). Funkcionalna uporabnost KK je v tem, da lahko z mišično akcijo premagujemo breme, z EK pa se bremenu le upiramo oz. kontroliramo njegovo gibanje (Slika 4) (Bračič, 2010).



Slika 4: Razmerje sila-hitrost – Hillova krivulja (Knudson, 2007; Zatsiorsky in Kraemer, 2006)

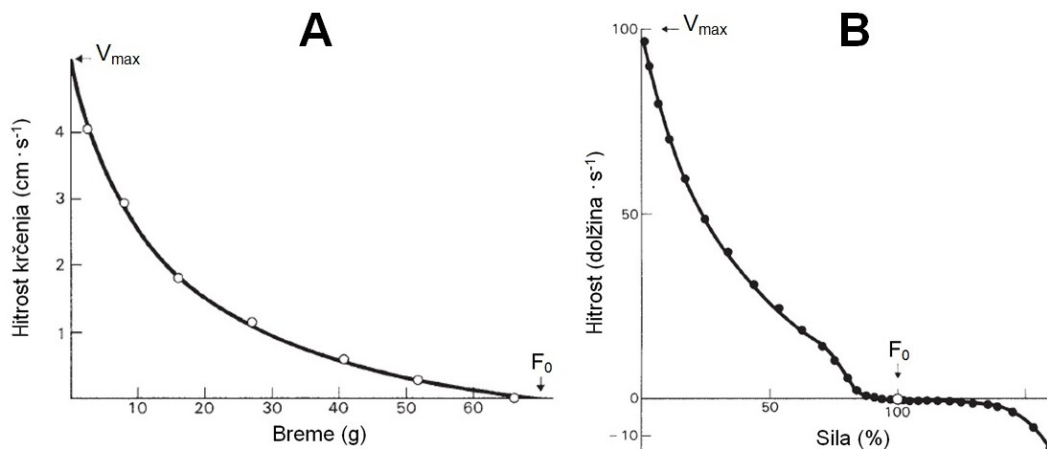
1.4 Živčna kontrola pri koncentričnih kontrakcijah

Slika 5 prikazuje hipotetični model rekrutacije motoričnih enot, ustvarjen z merjenjem sile v tetivi mišice triceps surae pri mački (Walmsley idr., 1978). Ker je odstotek rekrutacije motoričnih enot odvisen od dinamičnih zahtev gibanja, prihaja pri počasnem teku do njihove selektivne aktivacije: aktivirajo se počasne motorične enote (tip S) in hitre, ki so odporne na utrujanje (tip FR). Pri tovrstnem gibanju se rekrutira relativno majhno število motoričnih enot. Enoka in Stuart (1984) ugotavljata, da je vrstni red rekrutacije rezultat večjega števila fizioloških procesov, odvisen predvsem od velikosti motoričnega nevrona. Posledično prihaja pri dinamično zahtevnejših gibanjih do vključevanja večjih motoričnih enot (Burke, 1981). Primer takšne gibalne akcije predstavlja vertikalni skok, pri katerem se v največji meri aktivirajo hitre, vendar utrudljive motorične enote – tip FF (skoraj 100 % rekrutacija). V študijah, kjer so primerjali KK in EK, je bilo ugotovljeno, da se pri isti sili v koncentričnih pogojih rekrutira večje število motoričnih enot (Komi idr., 1987).



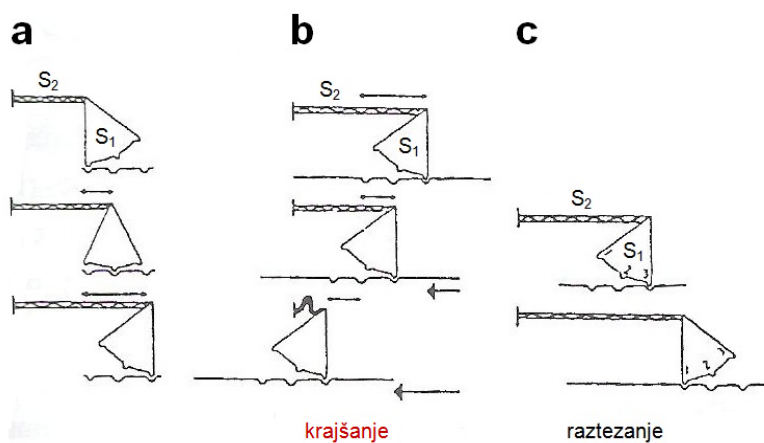
Slika 5: Hipotetični model rekrutacije motoričnih enot glede na dinamične zahteve gibanja; ○ počasne motorične enote; ● hitre oksidativne motorične enote; △ hitre glikolitične motorične enote (Enoka, 2002)

Razmerje sila-hitrost je definirano kot odnos med maksimalno razvito mišično silo in spremembo dolžine mišice, ki temelji na sodelovanju med aktinom in miozinom. Krivulja Slike 6A je pridobljena na podlagi optimalne dolžine sarkomere in maksimalne aktivacije mišice. Edman (2003) opisuje omenjeno razmerje kot spremembo sile oz. navora, ki sta odvisna od hitrosti krajšanja mišice. Kadar je zunanje breme (sila) veliko, je hitrost krajšanja mišice majhna. Večja sila pomeni torej manjšo hitrost, pri kateri posamezni prečni mostiček (PM) ponovi svoj cikel aktivnosti. Pogoji za premik PM je namreč izenačitev njegove sile z zunanjo. Hitrost naraščanja napetosti in premikanja PM je odvisna od njihove prožnosti in aktivnosti miozin ATP-aze. Hitrejši potek ciklov pri večjih hitrostih pomeni večjo porabo energije, ki je potrebna za odcepljanje PM, in manjšo povprečno hitrost, ki jo posamezni mostič lahko razvije. Večja hitrost prav tako zmanjšuje verjetnost, da miozinske glavnice ujamejo aktivno mesto na aktinu. Posledica omenjenega delovanja se odraža v manjši učinkovitosti (Enoka, 1994; Enoka, 2008). V nasprotnem primeru, ko je zunanje breme majhno, se lahko mišica krajša z večjo hitrostjo. Maksimalno hitrost krčenja (v_{max}) lahko dosežemo le ob minimalni obremenitvi mišice (ko ta razvija majhno silo), medtem ko je maksimalna sila pogojena s konstantno dolžino mišice (hitrost krčenja je enaka 0, mišica se ne krči in ne razteza – F_0) (Komi, 2003).



Slika 6: Grafični prikaz inverzne povezanosti sile in hitrosti krčenja mišice sartorius pri žabi v celoti (A) (Hill, 1938: v Komi, 2003) in posameznega mišičnega vlakna (B) (Edman, 1988: v Komi, 2003)

Med aktivnim mišičnim raztezanjem (EK) razvijamo silo, večjo od izometrične, ki se spreminja s hitrostjo: s povečevanjem hitrosti raztezanja narašča sila do 1,8-kratne maksimalne vrednosti izometrične kontrakcije (Slika 4). Pri KK je mišična sila manjša od sile pri izometrični kontrakciji, in sicer zaradi razvoja različnih napetosti v raztegljivem delu PM – S₂ miozinske molekule (Slika 7). Ko aktinske nitke drsijo mimo miozinskih glavic proti sredini A pasu, pride do skrajševanja raztegljivega dela PM, kar zmanjša napetost v posameznem PM. Čim hitrejši je gib, večje je skrajšanje raztegljivega dela in manjša je napetost v njem. Pri izometrični kontrakciji napetost PM zaradi postopnega raztegovanja narašča. Tudi pri EK prihaja do raztegovanja raztegljivega dela PM, ki pa je v primerjavi s predhodno kontrakcijo bolj intenzivno. Posebnost EK je tudi obračanje miozinske glavice v nasprotno smer delovanja sile (Lasan, 2004).



Slika 7: Spreminjanje napetosti v raztegljivem delu PM pri izometrični (a), koncentrični (b) in ekscentrični kontrakciji (c); PM tvorita globularna glavica (S₁) in raztegljivi del miozinske molekule (S₂) (Reilly idr., 1990: v Lasan, 2004)

2 PREDMET IN PROBLEM

Raziskave (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; Pandy in Zajac, 1991) so pokazale, da se pri večsklepnih balističnih akcijah pojavlja proksimalno-distalni (PD) princip aktivacije mišic. Ugotovili so, da se mišice aktivirajo v sledečem zaporedju: najprej pride do aktivacije iztegovalk kolka, ki jih uvrščamo med proksimalne mišice, sledijo iztegovalke kolena in gležnja kot distalne mišice.

Za spremljanje zaporedja aktivacije posameznih mišic v kinetični verigi (PD-principa) potrebujemo tehniko merjenja EMG-signalov, ki je precej zahtevna metoda. V raziskavi Šarabona in Strojnika (2002) je bilo ugotovljeno, da lahko moč posameznih mišic v kinetični verigi povežemo s parametri, ki jih dobimo iz krivulje SRP pri skoku na TP. Zanima nas, ali se bodo različne strategije izvajanja skoka (hiter oz. počasen začetek) kazale v delovanju mišic tistega dela kinetične verige, ki je povezan z izvedbo določene faze odrida. Da bi to preverili, bodo merjenci izvajali različne skoke, pri tem pa bodo merili aktivnost mišic preko EMG-signala. Na osnovi slednjih rezultatov bomo ugotavljali, ali bodo te spremembe povezane z različno aktivacijo proksimalnih oz. distalnih mišic. Skoke z velikim začetnim prirastkom sile na krivulji SRP bomo imenovali hitri skoki, medtem ko bomo tiste, pri katerih bo sila naraščala počasneje, uvrščali med počasne skoke.

2.1 Vertikalni skok

Vertikalni skoki so eni izmed najpogostejših gibanj, ki se izvajajo v športu in so bili obširno raziskani v literaturi (Hasson idr., 2004). Skoke v splošnem sestavljajo tri faze: faza odrida, faza leta in faza pristanka (Bolković idr., 2002). Vse faze skokov je mogoče izvesti na veliko načinov. Odriv in pristanek sta lahko enonožna oz. sonožna, fazo leta pa lahko sestavljajo osnovne gimnastične vaje in različni položaji telesa (stegnjeni, skrčeni).

Skoki predstavljajo enega izmed osnovnih načinov gibanja v športnih disciplinah, kot so atletika, košarka, odbojka, rokomet, skoki v vodo, ples in smučarski skoki (Enoka, 2002). Gibalne strukture teh športnih panog vsebujejo (1) skok v višino in daljino, (2) skok za žogo v obrambi in napadu, (3) met na gol oz. koš iz skoka, (4) blok, izveden iz skoka, (5) poskoke z obrati in (6) odrive iz čepečega položaja v fazo leta (Slika 8). Glede na biomehanske značilnosti so cilji skokov naslednji: doseganje maksimalne

vertikalne hitrosti centralnega težišča telesa (CTT) ob odzivu (maksimalna višina skoka), doseganje maksimalne horizontalne dolžine in izvajanje obratov med fazo leta (Enoka, 2002). Vertikalni skoki so pomembno vadbeno sredstvo pri treningu moči in metoda ugotavljanja odzivne moči spodnjih okončin pri športni diagnostiki (Strojnik, 1997).



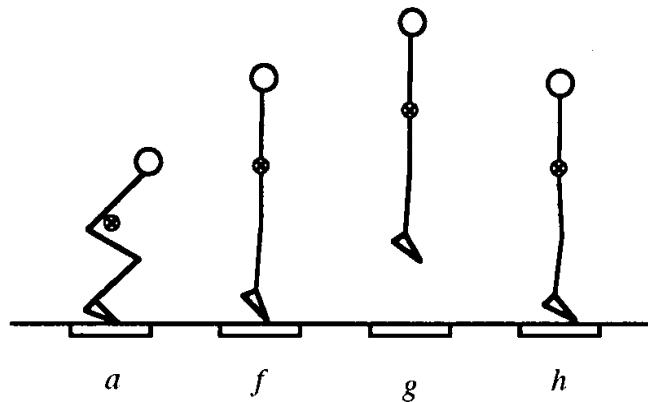
Slika 8: Primeri vertikalnih skokov v različnih športnih situacijah (Čoh idr., 2009; Reeser in Bahr, 2003)

Čeprav predstavljajo skoki enega izmed najosnovnejših načinov gibanja, nastajajo med posamezniki v izvedbi gibanja relativno velike razlike. Razlike ugotavljamo s kinematično in kinetično (SRP) analizo, z elektromiografijo (analiza EMG-signala) (Šarabon, 2002), s preučevanjem mišične koordinacije in z delovanjem enosklepnih ter dvosklepnih mišic spodnjih okončin (Gregoire idr., 1984).

V večini športnih situacij so vertikalni skoki izvedeni s predhodnim nasprotnim gibanjem, pri katerem prihaja do hitrega upogiba kolčnega, kolenskega in skočnega sklepa; v nekaterih primerih tudi brez nasprotnega gibanja (Hasson idr., 2004).

2.2 Skok iz polčepa

Skok iz polčepa (SJ; angl. *Squat jump*) je skok, pri katerem pričnemo gibanje iz statičnega, polčepčega položaja (kot v kolčnem in kolenskem sklepu je 90°), brez predhodnega nasprotnega gibanja (Bobbert in Casius, 2005; Hasson idr., 2004; Linthorne, 2001). Odriv izvedemo z mesta (brez zaleta), sonožno (bilateralno gibanje) in brez pomoči rok. Sledita faza leta v vertikalni smeri in pristonek, ki je identičen mestu, kjer smo zapustili podlago (Slika 9). Skakalec v začetnem položaju obmiruje vsaj dve sekundi. S tem preprečimo izvedbo EK (predhodno raztezanje mišic) in izvedemo skok le na koncentričen način, pri katerem prihaja do krajšanja mišic (Reisman, 2008).



Slika 9: Posamezne faze SJ; a – začetni položaj skoka, f – vertikalno pospeševanje in odziv, g – faza leta, h – pristanek na tleh; CTT skakalca (označen s simbolom ⊗) se giblje izključno v vertikalni smeri (Linthorne, 2001)

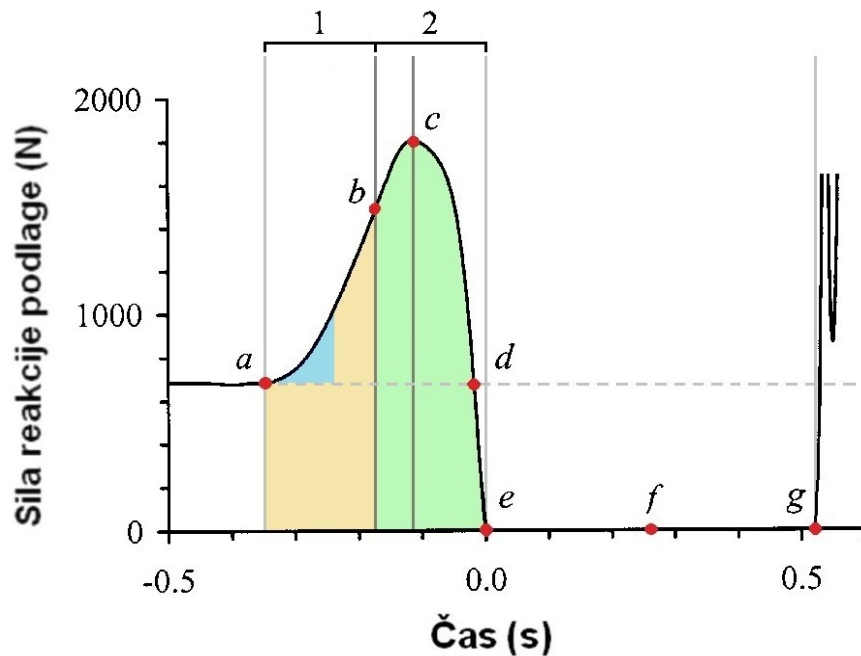
Za športnike predstavlja SJ dokaj »umeten« način gibanja in se v primerjavi s skokom z nasprotnim gibanjem (counter movement jump – CMJ) v praksi uporablja v manjši meri. Pri slednjem načinu skakanja izvedemo predhodno gibanje navzdol, pri katerem prihaja do raztezanja mišic nog (EK). Temu sledi takojšen odziv v vertikalni smeri navzgor (KK). Ker je skok z nasprotnim gibanjem veliko bolj naravno gibanje, večina športnikov skoči nekoliko višje v primerjavi s SJ (Linthorne, 2001). Zaradi elastičnosti in večje aktivacije mišic prihaja do 10 % razlike v višini obeh skokov (Strojnik, 2007b).

V raziskavah, ki so proučevale SJ, so bili uporabljeni različni štartni položaji in postavitve rok. V vseh raziskavah so bile roke izključene iz gibanja z namenom, da bi pri odzivni akciji uporabili le trup in noge. Roke so bile fiksirane v naslednjih položajih: prekržane na prsih (Hasson idr., 2004), sklenjene za hrbtom (Bobbert idr., 1996; Bobbert idr., 2006), stegnjene nad glavo (Enoka, 1994) in na bokih (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; Gregoire idr., 1984; Hudson, 1986; Pandy in Zajac, 1991; Ravn idr., 1999). Zadnja navedena tehnika položaja rok se uporablja tudi za testiranje odzivne moči v Laboratoriju za kineziologijo na Fakulteti za šport. Nekatere raziskave so proučevale SJ tudi s poljubnim položajem rok (Aragón-Vargas in Gross, 1997a; Bobbert idr., 2006; Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; Gregoire idr., 1984; Haguenaer idr., 2006; Hasson idr., 2004; Pandy in Zajac, 1991; Ravn idr., 1999; van Ingen Schenau idr., 1987).

Z mehanskimi parametri, kot so čas trajanja odziva, čas leta, hitrost CTT ob odzivu in višina skoka (slednja parametra sta fizikalno povezana), dobimo vpogled v delovanje med skokom. Za podrobnejšo sliko je potrebno v povezavi z merjenjem SRP dodati kinematično analizo gibanja. Iz sile na podlago lahko direktno sklepamo o gibanju CTT.

Takšen pristop nam omogoča le vpogled v mehaniko gibanja, ne pa tudi opazovanja aktivacije mišic, ki v največji meri določajo generiranje sile med odzivom (Enoka, 2002). Za podrobnejšo analizo gibanja je torej nujno združevanje vseh zgoraj naštetih metod.

Pri kinetičnih meritvah na TP dobimo specifično krivuljo, ki nam prikazuje spremembo SRP v odvisnosti od časa (Slika 10). Dinamika sprememb je odvisna od tehnike skakanja, treniranosti športnika (aktivacije mišic) in izbire skoka. V Laboratoriju za kineziologijo na Fakulteti za šport se za testiranje odzivne moči uporabljajo skok iz polčepa (SJ), skok z nasprotnim gibanjem (CMJ), globinski skok (DJ) in skok z dodatnimi bremenami.



Slika 10: Najpomembnejše točke in faze SRP pri SJ (prirejeno po Linthorne, 2001)

2.2.1 Analiza krivulje sile reakcije podlage

- a: začetek skoka: merjenec obmiruje v polčepečem položaju, SRP je identična sili teže merjenca ($800 \text{ N} = 80 \text{ kg}$);
- a–d: merjenec se prične iz štartnega položaja gibati navzgor (CTT pospešuje navzgor), SRP je večja od telesne teže;
- a–b: predstavlja prvo polovico skoka [1];
- b: točka prehoda med prvo in drugo polovico odzivne akcije;

- c: SRP je v tej točki največja, najvišjo vrednost doseže tudi pospešek CTT;
- b–e: predstavlja drugo polovico skoka [2];
- d: točka, v kateri je SRP zopet enaka sili teže – hitrost gibanja CTT navzgor je v tem trenutku najvišja;
- d–e: SRP pade pod silo teže, zato se prične hitrost zmanjševati;
- e: točka, v kateri se konča odziv in merjenec zapusti podlago;
- f: merjenec je v najvišji točki faze leta;
- g: trenutek ponovnega stika s podlago (doskok);
- e–g: faza leta;
- b–e/a–b: površina pod krivuljo v drugi polovici skoka (zelena površina) proti površini pod krivuljo v prvi polovici skoka (rumena površina) – impulz sile;
- modra površina: prirastek sile v prvih 100 ms skoka (štarčna moč) – večja površina pomeni večjo štarčno moč in obratno.

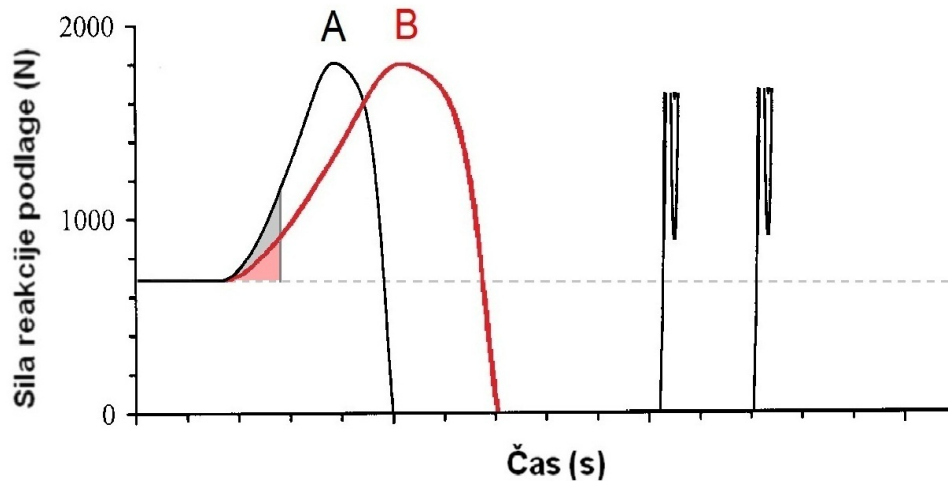
Skok je v celoti izveden na koncentričen način, kar pomeni, da krivulja SRP predstavlja KK, pri kateri je vertikalna hitrost CTT vseskozi pozitivna.

2.2.2 Analiza različnih izvedb (strategij) skoka iz polčepa

Preučevanje skokov nam ne omogoča zgolj vpogleda na višino skoka, ampak tudi način izvedbe odzivne akcije, ki je povezana z delovanjem mišičnih skupin. Dinamično razmerje mišic iz standardnih testov odzivne moči se v enaki meri odraža tudi v specifičnih športnih situacijah.

Slika 11 prikazuje dve strukturno različni izvedbi SJ, pri katerih sta merjenec A in B dosegla isto višino. Glavni dejavnik, ki določa višino skoka, so distalne mišice (bolj stran od trupa). Večja hitrost CTT ob zaključku odziva (bolj aktivirane distalne mišice) pomeni večjo višino skoka. Iz grafa je razvidna razlika v začetnem prirastku sile na intervalu 100 ms, saj je merjenec A razvil večjo silo oz. dosegel večjo štarčno moč. Ker slednji parameter najbolj determinirajo proksimalne mišice (bližje trupu), se bodo le-te pri večji štarčni moči bolj aktivirale. Ob predpostavki, da dosežeta merjenca v absolutnem smislu zadovoljivo višino skoka, je razvidna dobra treniranost proksimalnih mišic pri merjencu A in distalnih pri merjencu B. Za prvo izvedbo skoka (merjenec A) je potrebno veliko manj časa, da dosežemo isto višino. To z drugimi besedami pomeni, da je merjenec B

veliko počasnejši od merjenca A, kar se kaže tudi v športnih situacijah (prvi bo gibalne akcije izvajal iz zaleta, drugi z mesta). Tako lahko dobimo pomembne informacije, kako športnik funkcionira, in napovemo njegovo obnašanje na športnih tekmovanjih (kako izvaja dominantne akcije).



Slika 11: SRP pri hitri in počasni strategiji SJ: črna krivulja predstavlja silo, ki jo je proizvedel merjenec A, rdeča krivulja predstavlja silo merjenca B (prirejeno po Linthorne, 2001)

2.3 Gibalna kontrola pri vertikalnih skokih

Med gibalno kontrolo večsklepnih balističnih akcij, v katero sodi tudi SJ, uvrščamo naslednje pojme: motorični program, gibalna strategija in koordinacija. Pred funkcionalno analizo vertikalnih skokov je potrebno te pojme definirati in ugotoviti njihove povezave.

2.3.1 Motorični program oz. naloga

Pri učenju in prilagajanju (varanje nasprotnika, utrujenost, specifičnost in vpliv okolja) določenega gibanja imamo na razpolago veliko stopenj prostosti. Stopnje prostosti so možnosti, ki jih imamo na voljo za izvedbo nekega gibanja. Ko je gibanje naučeno in utrjeno, uporabimo le del možnosti, saj si izoblikujemo stabilen motorični program (Reisman, 2008).

Tudi v motoričnih nalogah, kjer gibanje zahteva večsklepno akcijo v mišično-kinetični verigi, prostorske stopnje gibanja precej narastejo (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; Enoka, 1994). Tako lahko nalogo v teoretičnem smislu izvedemo na ogromno

različnih načinov. Vendar raziskava Bobberta in van Ingen Schenaua (1988) potrjuje ugotovitev, da veliko število ponovitev kompleksne motorične naloge privede do pogojev stereotipnega izvajanja. Pri opazovanju atletov metalcev sta navedena avtorja z uporabo kinematičnih meritev ugotovila, da vsi merjenci izvedejo met na praktično enak način.

Vzrok stereotipnega opravljanja gibalne naloge, med katere prištevamo skoke in mete, je prilagoditev živčnega sistema na izvedbo gibanja, ki kljub večkratnim ponovitvam aktivira mišice na identičen način. Enoka (1994) definira motorični program kot skupek enakega zaporedja ukazov (živčnih impulzov), ki prihajajo iz hrbtenjače v mišice, v katerih izzovejo specifičen odziv. Zaradi zgradbe, organizacije in delovanja živčnega sistema nastane motorični program kot posledica interakcije suprasegmentalnih centrov, nevralnih mrež v hrbtenjači in senzoričnih povratnih povezav.

2.3.2 Gibalna strategija

Uporabi specifičnega vzorca nevralne aktivacije pri izvedbi gibanja pravimo gibalna strategija (Enoka, 1994). Glavni cilj pri proučevanju gibalnih strategij je ugotavljanje specifičnega vzorca aktivacije pri določenem gibu. S spremljanjem tega vzorca lahko sklepamo o nevralni aktivaciji in na podlagi ugotovljenih pravil, ki se pojavljajo v vzorcu aktivacije, določimo gibalno strategijo. Pri ugotavljanju mišične aktivacije nam je v pomoč EMG-metoda (Enoka, 1994).

Enoka (1994) navaja, da so bile gibalne strategije proučevane pri raznovrstnih gibanjih, tako pri počasnih (ohranjanje ravnotežja, koaktivacija, manipulacija in doseganje cilja) kot tudi pri eksplozivnih oz. balističnih akcijah. Med slednje uvrščamo KK in ekscentrično-koncentrično kontrakcijo. Specifika balističnih gibanj se kaže v vnaprejšnjem programiranju gibalne naloge (*feed-forward* kontrola), medtem ko se motorična kontrola počasnih gibov izvaja s povratno informacijo (*feed-back* kontrola).

2.3.3 Koordinacija

Koordinacija je sposobnost izvajanja usklajenega gibanja, posebno v nenaučenih, nepredvidljivih in zahtevnih motoričnih nalogah (Ušaj, 1997). Nastane kot posledica optimalnega delovanja vseh ravni osrednjega živčevja in skeletnih mišic. Zahteva optimalno časovno in prostorsko povezanost obeh sistemov, kar se kaže v minimalni porabi energije (ekonomično gibanje) in kasnejšem pojavu utrujenosti (Lasan, 2004).

Hudson (1986) označuje koordinacijo kot izdelavo optimalnega motoričnega programa oz. gibanja, v katerega so v smiselnem zaporedju integriranje posamezne sile. Osnovo koordinacije predstavlja pravilno časovno usklajevanje in zaporedje gibanja telesnih segmentov v smislu skladnega gibanja.

Koordinacijo lahko definiramo tudi kot aktivnost mišic pri proizvodjanju nekega gibanja, določeno s časovnim usklajevanjem (*timingom*), zaporedjem in amplitudo mišične aktivacije (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988). S kvalitativnega vidika pomeni boljša koordinacija ustreznejše izdelane motorični program gibalne naloge (Reisman, 2008) in posledično bolj usklajeno delovanje mišičnih skupin ob odsotnosti nepotrebnih gibov (Lasan, 2004). Pri preučevanju vertikalnih skokov, s poudarkom na opazovanju koordiniranosti gibanja, je bilo ugotovljeno, da je pravočasnost gibanja v sklepih ključnega pomena za kakovostno izvedbo skoka (Bobbert idr., 1986; Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; Fukashiro in Komi, 1987; Gregoire idr., 1984; van Ingen Schenau idr., 1987).

2.4 Mišična aktivacija pri skoku iz polčepa

Raziskava Hudsona (1986) je pokazala, da se gibalna naloga, katere breme je lahko oz. v kateri nastopa odprta kinetična veriga (meti), izvaja na sekvenčni način. Pri sekvenčnem gibanju se telesni segmenti gibljejo v določenem vrstnem redu: od proksimalnega k distalnemu ali v obratnem zaporedju. Najbolj poznan način sekvenčnega gibanja je PD-princip (Bobbert idr., 1994; Bobbert in van Ingen Schenau, 1988). Na drugi strani prihaja pri gibalnih nalogah, ki zahtevajo natančnost in pri katerih premagujemo (pre)težko breme, do simultane gibanja telesnih segmentov. Pri simultanem gibanju se vsi telesni segmenti gibljejo hkrati in ne v zaporedju (Hasson idr., 2004; Ravn idr., 1999). Selbie in Caldwell (1996) sta ugotovila nespecifično zaporedje gibanja sklepov v zaporedju koleno–kolk–gleženj oz. koleno–gleženj–kolk.

Ravn idr. (1999) so v svoji raziskavi ugotovili, da lahko SJ izvajamo tako na sekvenčni kot tudi simultani način. Izbira določene gibalne strategije je bila v največji meri odvisna od posameznika in ni bila determinirana s treningom. Na podlagi vzorca, ki je vseboval 7 vrhunskih baletnikov in prav toliko odbojkarjev, so dobili naslednje rezultate: specifični baletni skok je bil izveden s simultano strategijo, odbojgarski napadalni udarec pa s sekvenčno strategijo. Ta je bila definirana na podlagi (1) zaporedja iztegovanja dveh dominantnih sklepov in (2) zaporedja maksimalnih vrednosti neto navorov dveh dominantnih sklepov. Rezultati potrjujejo, da je izbira strategije pogojena s tehniko izvedbe skoka. Z EMG-meritvami so prikazali naslednji vzorec aktivacije: simultana

strategija je povzročila hkratno aktivacijo mišic gluteus maximus (GLU), semitendinosus, vastus lateralis (VAS) in rectus femoris (RF), medtem ko je prišlo pri sekvenčni strategiji do predhodne aktivacije GLU in semitendinosus, v primerjavi z VAS in RF. Posebni obliki sekvenčne strategije pravimo proksimalno-distalni (PD) princip.

2.4.1 Proksimalno-distalni princip

PD-princip je gibalna strategija večsklepnih balističnih akcij, ki govori o zaporedju aktivacije mišic oz. zaporedju vključevanja telesnih segmentov v gibanje. Na začetku gibanja se premikajo proksimalni telesni segmenti, na koncu distalni, vmesni segmenti pa se vključujejo v zaporedju od proksimalnih k distalnim.

Številne raziskave, ki so vključevale SJ, so analizirale PD-princip iz dveh zornih kotov: glede na način vključevanja telesnih segmentov v gibanje (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; Gregoire idr., 1984; Haguenaer idr., 2006; Pandy in Zajac, 1991; Ravn idr., 1991) in na podlagi aktivacije mišic (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; Pandy in Zajac, 1991; Ravn idr., 1999). Poleg SJ so raziskovalci proučevali tudi ostale balistične gibalne akcije: skok z nasprotnim gibanjem (Brezavšek, 2010; Gregoire idr., 1984; Ravn idr., 1999; van Ingen Schenau idr., 1987), met krogle (Zatsiorsky in Kraemer, 2006), met pri baseballu (Enoka, 1994) in nogometni udarec (Davids idr., 2000; v Reisman, 2008).

Omenjene raziskave so pokazale obstoj PD-principa na treh nivojih:

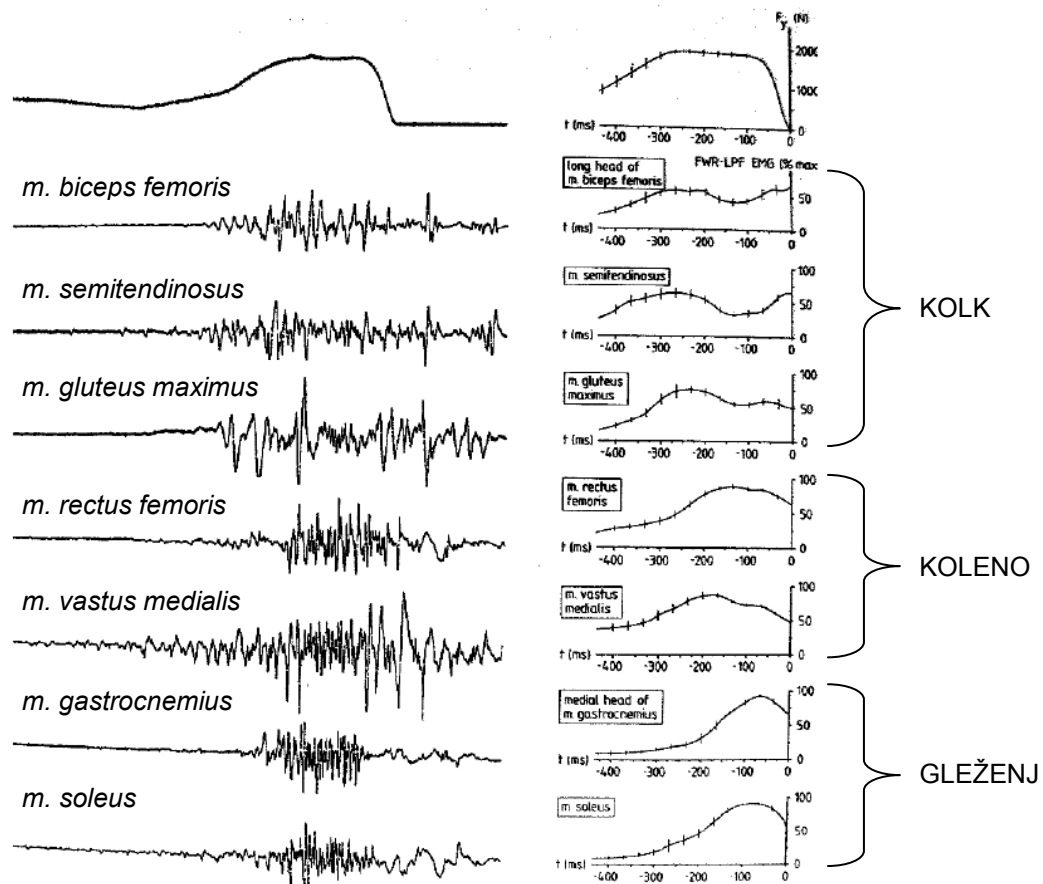
- kinematično – z vidika premikanja telesnih segmentov (spremembe kotnih hitrosti in CTT);
- mehansko – z vidika spreminjanja navora v sklepih (dinamične spremembe);
- funkcionalno – z vidika delovanja mišic (spremembe aktivacije mišic, ki jih prikazuje EMG-signal).

Bobbert in van Ingen Schenau (1988) sta s pomočjo merjenja EMG-signalov mišic spodnjih okončin pojasnila model skakalca. V raziskavi, v kateri so sodelovali vrhunski odbojkarji, sta ugotovila PD-princip aktivacije mišic pri SJ: najprej so se aktivirale iztegovalke kolka, sledile so iztegovalke kolena in na koncu še iztegovalke stopala.

Slika 12 prikazuje vzorec aktivacije v časovnem zaporedju od začetka mišične aktivnosti (angl. *onset*) do zaključka mišične aktivnosti (angl. *offset*) v fazi odziva SJ. Pri

interpretaciji aktivacije mišic je potrebno upoštevati elektromehansko zakasnitev, ki lahko znaša od 80 do 100 ms. Elektromehanska zakasnitev je definirana kot časovni zamik med spremembo aktivnosti mišice in mehanskim odzivom (Strojnik, 2007b).

Če gledamo potek krivulj, ki prikazujejo zapise aktivacij (desna stran Slike 12), lahko vidimo, da imajo mišice biceps femoris (BIC), GLU in semitendinosus vrhove v začetni fazi SJ in zato dosežejo največjo aktivacijo pred ostalimi mišicami v kinetični verigi. BIC, GLU in semitendinosus sodijo v mišično skupino, ki kontrolirajo iztegotanje kolka oz. rotacijo trupa nazaj. V srednjem delu skoka dosežeta največjo aktivacijo mišici RF in VAS, ki izvajata iztegotanje kolena. V zadnjem delu odriva se pojavita vrhova v aktivaciji mišic gastrocnemius (GAS) in soleus (SOL), ki sta povezani z iztegotanjem gležnja (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988).



Slika 12: Aktivacija mišic po PD-principu (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988)

Izvedba odriva pri vertikalnem SJ se prične v trenutku rotacije trupa nazaj (iztegotanje), ko nastopi vertikalno pospeševanje CTT. Izteg trupa je posledica povečane aktivacije mišic hamstring (predvsem BIC) in GLU. Zaradi velike teže trupa, ki povzroči velik vztrajnostni navor, potrebujemo relativno dolgo časovno obdobje, da ta segment doseže

visoko kotno hitrost v začetnem delu vertikalnega skoka. Pri povečevanju rotacije trupa (kotne hitrosti) pomaga povečana aktivnost mišic hamstring, ki istočasno preprečujejo tudi prehiter izteg kolenskega sklepa. Približno 100 ms po pričetku odriva, ko rotacija trupa ne prispeva več k povečevanju vertikalnega pospeška CTT, se aktivnost mišic hamstring zmanjša in nastopi povečana aktivnost dvosklepne mišice quadriceps femoris. Mišica RF, ki poteka preko kolčnega sklepa, izvaja med vertikalnim skokom upogib kolka in s tem zmanjšuje velik kotni pospešek trupa ter hkrati prenaša energijo na koleno. V zadnjih 100 ms vertikalnega skoka mišica GAS s svojo aktivnostjo zavira kotno pospeševanje pri iztegovanju kolenskega sklepa in prenaša energijo na gleženj. Dvosklepni mišici RF in GAS povzročata v zadnjih 50 ms odriva zaradi svoje »tetivne akcije« aktivno iztegovanje stopala. Takšno zaporedje aktivacije mišic po PD-principu ustreza dejstvu, da prihaja pri vertikalnem skoku do transformacije rotacijskega v translacijsko gibanje (Gregoire idr., 1984; van Ingen Schenau idr., 1990).

Šarabon in Strojnik (2002) sta v svoji raziskavi ugotavljala, ali obstaja statistično pomembna povezanost med maksimalno izometrično oz. izokinetično silo (največjim hotenim navorom) v kolčnem in kolenskem sklepu ter tremi najpomembnejšimi parametri SJ (štartno močjo, razmerjem med prvo in drugo polovico pospeševanja – P2/1 in hitrostjo ob zaključku odriva – višino skoka). Rezultati so pokazali, da je maksimalna izometrična sila iztegovalk kolka povezana z velikostjo prirastka sile na začetku odriva oz. s štartno močjo. Prav tako sta avtorja ugotovila povezanost med maksimalno izokinetično silo iztegovalk kolena in višino skoka ter maksimalno izometrično silo iztegovalk kolka in P2/1. V skladu z raziskavo Šarabona in Strojnika (2001) je Juhart (2003) v svojem diplomskem delu ugotovil, da je mogoče parametre pri SJ povezati s tehniko teka (šprinta) na osnovi medmišičnega razmerja iztegovalk in upogibalk kolena. Z uporabo Pearsonove korelacije je pokazal, da obstaja povezanost med frekvenco teka in štartno močjo, medtem ko povezanost med dolžino koraka pri šprintu in višino skoka ni bila statistično značilna. Povezanost med frekvenco teka in štartno močjo nastane najverjetneje zaradi delovanja mišic hamstring. Pri SJ se namreč v začetnem delu odriva v največji meri aktivirajo iztegovalke kolka, med katere uvrščamo tudi dolgo glavo BIC (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988). Dosedanja opazovanja so pokazala, da pri dolgoprogaših dosledno prevladuje odziv s poudarjenim drugim delom, in sicer dominantnostjo distalnih mišic. Pri šprinterjih je začetni prirastek v krivulji SRP pri SJ večji, verjetno zaradi večjega pomena mišic hamstring pri šprintu (Juhart, 2003).

Če primerjamo izvedbo SJ po PD-principu in ostale strategije skakanja, ugotovimo dve glavni fizikalni prednosti. PD-princip omogoča dobro pretvarjanje rotacije segmentov v navpično gibanje CTT in posledično popolno iztegnitev med odzivom. Tako pride pri

krčenju mišic, ki sodelujejo med odzivom, do popolnega izkoristka anatomske razpoložljive poti. Na ta način je mogoče dodatno izkoristiti dvosklepne mišice pri prenosu energije v PD-smeri in doseči daljšo aktivacijo enosklepnih mišic, kar predstavlja drugo fizikalno prednost PD-principa (van Ingen Schenau idr., 1990).

Pri uporabi fizikalnega modela povezanih mas in vzmeti uporaba PD-principa aktivacije ne vzdrži, saj prihaja do hkratnega gibanja telesnih segmentov (Gregoire idr., 1984). PD-princip namreč nastopi zaradi aktivacije dvosklepnih mišic, preko katerih se prenaša mehanska moč s sklepa na sklep (Enoka, 1994; Gregoire idr., 1984).

Mehanski smisel PD-principa mišične aktivacije pri eksplozivnih gibih je prenos energije med segmenti, in sicer v smeri od proksimalnega proti distalnemu. Končni cilj balističnih gibanj je namreč čim večji impulz sile (v mehanskem smislu) in čim večja hitrost (v kinematičnem smislu) na distalnem koncu mišično-kinetične verige (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; van Ingen Schenau, 1990).

2.5 Prenos energije med segmenti pri skoku iz polčepa

Prenos rotacijske energije med segmenti v PD-strategiji pri eksplozivnih gibanjih je predmet proučevanj že več kot dve desetletji (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; Gregoire idr., 1984; Pandy in Zajac, 1991; Ravn idr., 1999).

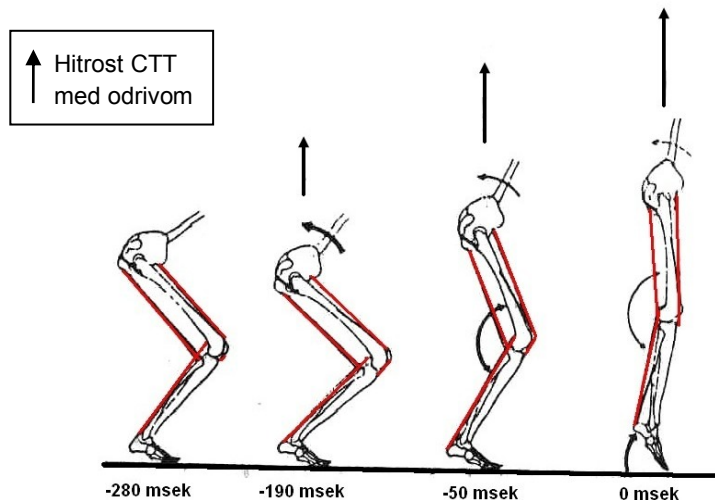
Zaradi minimalne amplitude translatornega gibanja v sklepih lahko gibanje rok in nog glede na trup interpretiramo kot rotacijo v sklepih. Van Ingen Schenau idr. (1987) v svoji študiji ugotavljajo, da prihaja pri vertikalnih skokih do transformacije iz rotacijskega gibanja sklepov v translatorno gibanje telesa, ki ima dve ključni omejitvi. Za uspešen prenos je potrebno koordinirano delovanje eno- in dvosklepnih mišic spodnjih okončin, ki sodelujejo pri odzivu. Proizvedeno mišično silo, ki je definirana na podlagi navora v sklepih, je potrebno usmeriti v vertikalno gibanje CTT. Drugo omejitev predstavljajo koti v sklepih, pri katerih se kotna hitrost in pospešek transformirata v linearno hitrost in pospešek. Pri balističnih gibanjih, katerih cilj je doseganje čim večje vzletne hitrosti CTT, je torej potrebno upoštevati velik pomen naštetih omejitvenih dejavnikov (van Ingen Schenau idr., 1990).

Pri prenosu rotacijske kinetične energije v translatorno gibanje sta najpomembnejši dvosklepni mišici: RF kot ključna mišica za prenos rotacijske kinetične energije s trupa na kolk in posledično s kolka na koleno (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988) ter GAS, ki omogoča prenos energije s kolenskega sklepa na gleženj (van Ingen Schenau idr.,

1987) (Slika 13). Pri iztegovanju kolčnega in kolenskega sklepa je potrebno poudariti vzajemno delovanje eno- in dvosklepnih mišic. Enosklepne iztegovalke kolka (GLU) opravljajo namreč tudi funkcijo iztegovalke kolena (Gregoire idr., 1984; Pandy in Zajac, 1991), in sicer v primeru, ko izvaja dvosklepna mišica RF izometrično kontrakcijo, pri čemer mora biti mišica aktivno napeta. Takšno delovanje mišic se ponovi z iztegovanjem kolena in posledično tudi skočnega sklepa (enosklepna mišica VAS in dvosklepna GAS), saj z iztegovanjem kolena izometrično iztegujemo tudi stopalo. Omenjeno vzajemno delovanje sklepov imenujemo ligamentna oz. tetivna akcija mišic (Cleland, 1867; Strojnik, 2007b).

Prednost takšnega gibanja se kaže v treh segmentih:

- v lažji kontroli kompleksnih gibanj (Hogan, 1985: v Bračič, 2010),
- v manjši obremenjenosti distalnih segmentov zaradi mišične mase, ki je skoncentrirana bližje trupu (proksimalno) in zavira hitrost gibanja (Cleland, 1867),
- v prenosu energije s proksimalnega na distalni sklep ali obratno (Gregoire idr., 1984).



Slika 13: Shematski prikaz rotacije telesnih segmentov in prenosa energije med odzivno akcijo SJ (van Ingen Schenau idr., 1990)

Glavni problem eksplozivnih gibanj je učinkovito pretvarjanje rotacijske energije telesnih segmentov v čim večjo izmetno hitrost pri metih oz. čim večjo vzletno hitrost CTT pri skokih. V začetni fazi odziva pri vertikalnem skoku prihaja zaradi rotacije okoli kolčnih sklepov do dvigovanja CTT, pri čemer je najpomembnejši dejavnik trup. Rotacija v kolčnem sklepu torej povzroči zmanjševanje projekcije vrtilne hitrosti na hitrost CTT v navpični smeri, čeprav se vrtilna hitrost z dvigovanjem trupa proti navpični legi

povečuje. Ko pospeševanje CTT v navpični smeri izgubi svojo učinkovitost, hkrati pa zaradi vrtenja trupa nastane radialni pospešek, ki je dovolj velik, da dvigne trup v vertikalni smeri, nastopi dvigovanje kolkov, s čimer se ohranja nadaljnje pospeševanje. Do dvigovanja kolkov pride zaradi rotacije stegen, ki je posledica iztegovanja kolenskega sklepa. Tudi v tej fazi povzroči rotacija stegen situacijo popolne izravnave, ki ne prispeva več k dvigovanju CTT. Nadaljnje pospeševanje je omogočeno z dvigovanjem kolen oz. z rotacijo goleni. Na koncu odzivne faze je pospeševanje odvisno le še od iztegovanja stopal. Opisano gibanje omogoča v fizikalnem smislu najdaljšo pot pospeševanja CTT oz. največjo možno hitrost ob odzivu – vzletno hitrost (van Ingen Schenau idr., 1990).

Povečevanje vzletne hitrosti ni edini omejitveni dejavnik pri izvajanju maksimalnega odziva, saj je za doseganje najvišjih skokov potrebno odziv izvesti do konca. V primeru prehitre izravnave trupa bi zaradi njegove velike mase prišlo do predhodnega odziva in s tem do uporabe zgolj iztegovalk kolka (Pandy in Zajac, 1991). Glavni problem maksimalnega odziva je torej čim večja vzletna hitrost ob čim bolj pokončnem položaju trupa in iztegnjenih sklepov spodnjih okončin. S tem pri odzivni akciji zagotovimo najdaljše pospeševanje in izkoristek vseh sodelujočih mišic. Z uporabo PD-strategije gibanja zadostimo obema zgoraj naštetima kriterijema, kar sta Bobbert in van Ingen Schenau (1988) poimenovala kot »učinkovita energija« (angl. *effective energy*).

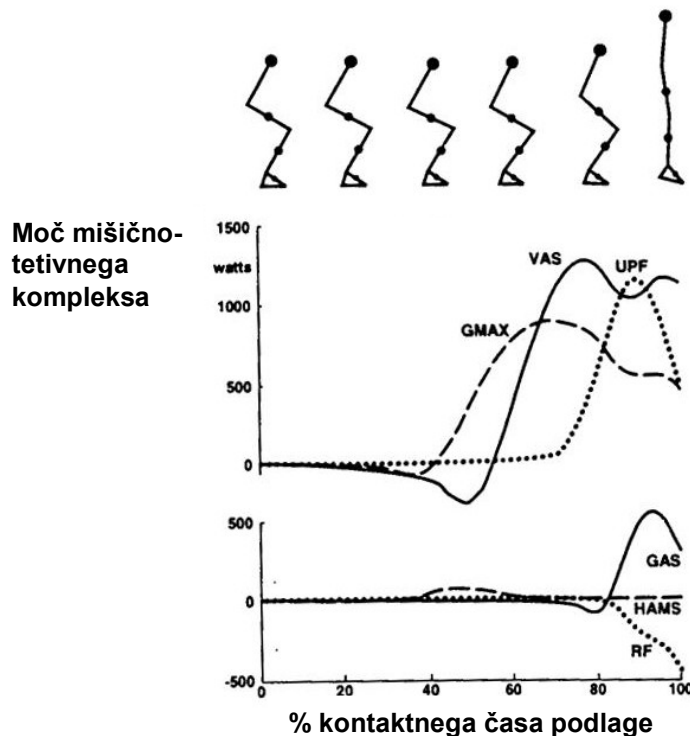
2.6 Vloga eno- in dvosklepnih mišic pri skoku iz polčepa

Mišice klasificiramo na podlagi dveh kriterijev: glede na telesno lokacijo (sklep), preko katere potekajo, in glede na pot delovanja pri določenem gibanju sklepa (upogibanje, iztegovanje) (Bračič, 2010). Če mišica v mišično-skeletnem sistemu poteka preko enega sklepa, jo imenujemo enosklepna, v kolikor prekriva dva sklepa, pa dvosklepna mišica. Za primer lahko opišemo telesno lokacijo in pot delovanja mišice RF. Ta poteka po sprednji strani kolenskega in kolčnega sklepa, zato jo uvrščamo med dvosklepne mišice. Ker mišica deluje v dveh sklepih, obsega njena funkcija upogibanje trupa in iztegovanje kolena (Enoka, 2008).

Na podlagi eksperimentalnih študij SJ je bilo ugotovljeno, da enosklepne iztegovalke ustvarijo večino mehanske energije pri odzivu in tako sodelujejo kot glavna gonilna sila. Sodelovanje enosklepnih upogibalcev je praktično zanemarljivo, medtem ko dvosklepne mišice natančno usklajujejo koordinacijo odzivne akcije. Slika 14 prikazuje moč mišično-tetivnega kompleksa sodelujočih mišic pri SJ. Iz posameznih krivulj je razvidna velika moč in energija, ki ju proizvedejo enosklepne mišice (GLU, VAS medialis in lateralis),

medtem ko dvosklepne mišice razvijejo majhno moč in energijo (GAS, mišice hamstring, RF). Zaradi velike mase trupa se večina mehanske energije, ki jo proizvajajo mišice, porabi za gibanje trupa (Bratina, 2009; Zajac, 1985; Zajac idr., 1981).

Hkrati se gibanje trupa kaže na dva načina, ki sta koristna za SJ. Pri vrtenju trupa okoli kolčne osi se povečuje radialni pospešek. V primeru, da je radialni pospešek dovolj velik, prične vleči trup iz radiusa navzven. Ko se trup približuje vertikali, ga radialni pospešek dviguje navzgor. Tudi v primeru fiksno vpetega kolčnega sklepa bi prišlo do vertikalnega dvigovanja trupa. Rotacija trupa nazaj je namreč tako velika, da vleče kolčni sklep stran od osi. Zaradi omenjenega delovanja je potrebno v začetni fazi odrida zagotoviti dvigovanje kolčnega sklepa, da preprečimo prehitro gibanje trupa navzgor. Drugi pozitivni učinek pri gibanju trupa se kaže v zaviranju, ki preprečuje ekstremno rotacijo trupa nazaj. Energijo zaviranja lahko namreč preko dvosklepnih mišic prenašamo v distalni smeri (navzdol). Opisana učinka pri gibanju trupa sta učinkovita do te mere, da ne prihaja samo do dvigovanja kolčnega sklepa, ampak nastopi istočasno še dodatno pospeševanje v kolenskem sklepu. Na ta način energijo trupa v celoti izkoristimo – en del za dvigovanje, drug del pa za prenos (Gregoire idr., 1984; Pandy in Zajac, 1991).



Slika 14: Moč mišično-tetivnega kompleksa mišičnih skupin, izračunana iz optimalne kontrole SJ (GMAX – gluteus maximus, VAS – vastus medialis in lateralis, UPF – enosklepne iztegovalke gležnja (SOL), GAS – gastrocnemius, HAMS – mišice hamstring, RF – rectus femoris) (Zajac, 1993)

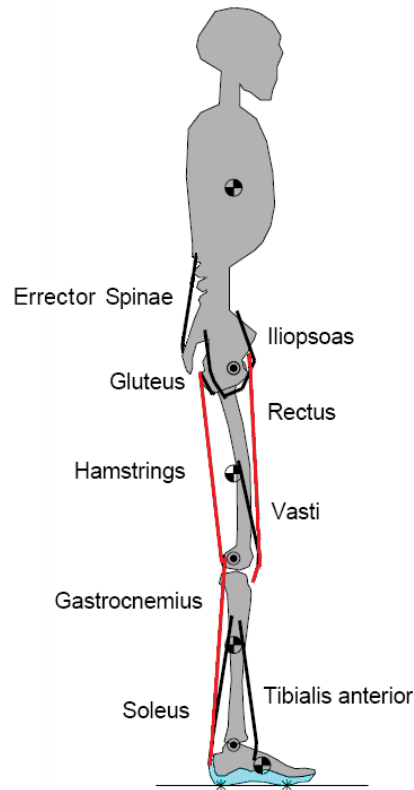
Glavna prednost delovanja dvosklepnih mišic se kaže v enosklepnih iztegovalkah, ki so lahko pri iztegovanju telesnih segmentov v fazi odziva popolnoma aktivirane in s tem opravijo več dela. Posledično se poveča tudi impulz sile na podlago. Dvosklepne mišice lahko proizvedejo bistveno večjo relativno silo med iztegovanjem sklepov kot enosklepne. Ob hkratnem upogibu enega sklepa in iztegovanju drugega sklepa, čez katerega potekajo, dvosklepne mišice namreč ne spreminjajo (veliko) svoje dolžine, kar pomeni, da so obremenjene izometrično. Tako je hitrost krčenja mišičnih pripojev do konca odziva majhna, zato lahko posledično razvijejo veliko silo (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; Bobbert in van Soest, 2000).

Nizko hitrost kontrakcije dvosklepnih mišic lahko opišemo na podlagi vzajemnega delovanja pri iztegovanju kolčnega in kolenskega sklepa. Hitrost krčenja dvosklepnih mišic hamstring je namreč nižja kot hitrost krčenja enosklepnih iztegovalk kolka – GLU. Tudi RF in GAS dosejata v primerjavi z enosklepnimi mišicami VAS lateralis in medialis ter SOL nižjo hitrost pri vzajemnem iztegovanju kolenskega in skočnega sklepa. Prednost delovanja mišice pri nizkih hitrostih se kaže v razvijanju večje sile, kar nam prikazuje krivulja sila-hitrost (glej Sliko 4) (Gregoire idr., 1984; van Ingen Schenau idr., 1990).

Ker mišica GAS izvaja upogib kolenskega sklepa, pri vertikalnem skoku pa prihaja do iztegovanja vseh aktivnih sklepov, lahko zmanjšuje pospešek in s tem tudi hitrost v kolenskem sklepu. V preteklih raziskavah so ugotovili, da aktivnost iztegovalk kolenskega sklepa vleče petnico navzgor in s tem povzroča iztegovanje skočnega sklepa (plantarno fleksijo), kar je prikazano na Sliki 15 (Bobbert in van Soest, 2000; Pandy in Zajac, 1991; van Ingen Schenau idr., 1990).

Van Ingen Schenau idr. (1990) ter Bobbert idr. (1986) so pri uporabi modela skakalca (*jumping Jack*) prišli do naslednjih sklepov: (1) model, v katerem je bil mišično-tetivni kompleks GAS napet, je skočil višje v primerjavi z ohlapnim kompleksom; (2) optimalna napetost mišično-tetivnega kompleksa GAS je predstavljala optimalen *timing* pri prenosu energije iz kolena na stopalo, pri čemer je prišlo do dvakratnega povečanja višine skoka.

Do podobnih ugotovitev so prišli tudi Bobbert in van Zandwijk (1999) ter van Soest idr. (1993). Skoki z uporabo modela skakalca so bili višji, če je mišica GAS opravljala vlogo dvosklepne mišice kot v primeru opravljanja funkcije enosklepne mišice. Raziskovalci navajajo, da koaktivacija antagonistov (enosklepnih VAS medialis in lateralis ter dvosklepne GAS) omogoča eksploziven odziv pri vertikalnih skokih.



Slika 15: Shematski prikaz mišično-skeletnega modela skakalca; enosklepne mišice so obarvane s črno barvo, dvosklepne z rdečo barvo (van Ingen Schenau idr., 1990)

Predmet diplomskega dela je proučevanje aktivacije mišic v povezavi s SRP pri SJ. Problem naloge pa je potrditi pojav PD-principa med odzivno akcijo s pomočjo usklajenih sprememb v aktivaciji mišic in SRP, ki nastanejo pri različnih strategijah izvajanja skokov in izhajajo iz PD-principa.

3 CILJI

Cilj raziskave je ugotoviti povezanost velikosti EMG-signalov aktiviranih mišic, ki predstavljajo proksimalni oz. distalni del kinetične verige pri SJ, ki so izvedeni z različno strategijo. Primerjali bomo dve različni izvedbi skoka. Strategiji se nanašata na velikost začetnega prirastka sil, ki se kaže v strmini krivulje SRP (v štartni moči).

Na podlagi rezultatov želimo dokazati, da so spremembe v štartni moči v največji meri povezane s spremembo v aktivaciji proksimalnih mišic in da je zato na osnovi štartne moči mogoče sklepati na delovanje proksimalnih mišic.

4 HIPOTEZE

Postavili smo naslednje delovne hipoteze:

H1: Proksimalne mišice bodo pri hitrem skoku bolj aktivne kot pri počasnem.

H2: V distalnih mišicah ne bo razlik v aktivaciji pri hitrem in počasnem skoku.

H3: V drugem delu skoka se aktivnost proksimalnih mišic med hitrim in počasnim skokom ne bo razlikovala.

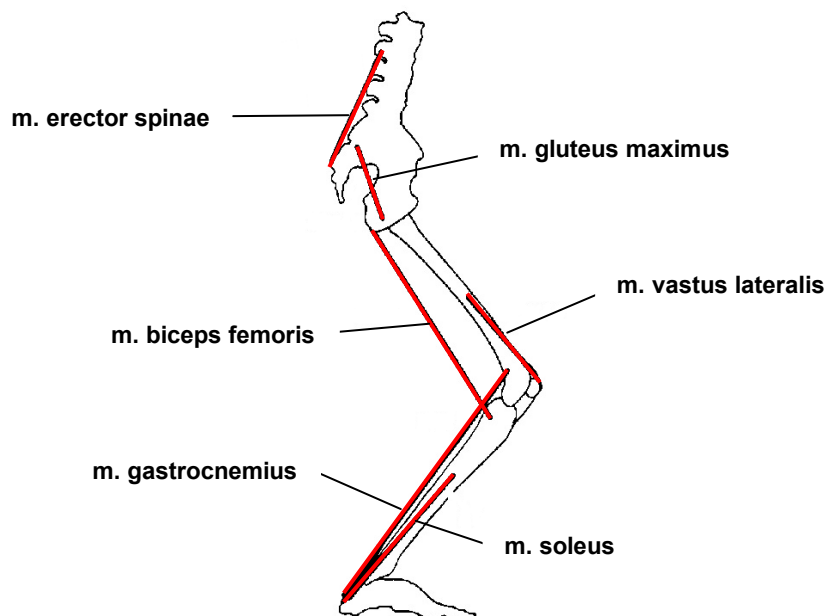
5 METODE DELA

5.1 Vzorec merjencev

V raziskavi je sodelovalo devet vrhunskih športnikov, od tega tri ženske (starost $22 \pm 4,3$ leta; telesna višina $175,8 \pm 6,5$ cm; telesna teža $73,3 \pm 11,8$ kg) in šest moških (starost $23,3 \pm 2,5$ let; telesna višina $188,3 \pm 12,3$ cm; telesna teža $90,3 \pm 17,0$ kg). Vsi merjenci so bili vključeni v redni proces treninga in nepoškodovani: tri odbojkarice so nastopale v 1. slovenski ligi, tri odbojkarice v 2. ligi, dva odbojkarja v 1. ligi ter en hokejist, ki je v času raziskave igral v 1. slovenski hokejski ligi. Pred pričetkom izvajanja meritev je bila organizirana predhodna vadba, na kateri so športniki izpopolnjevali obe strategiji (SJ s hitrim začetkom in SJ s počasnim začetkom). Merjenci so sodelovali prostovoljno, vse meritve pa so bile izvede v skladu s tokijsko-helsinško deklaracijo.

5.2 Merilni postopek

Med izvajanjem SJ smo merili SRP in zajemali EMG-signal naslednjih mišic: erector spinae (ERR), gluteus maximus (GLU), biceps femoris (BIC), vastus lateralis (VAS), gastrocnemius, caput laterale (GAS) in soleus (SOL) (Slika 16).



Slika 16: Shematski prikaz opazovanih mišic (prirejeno po Anderson in Pandy, 1993; Zajac, 1993)

5.2.1 Merjenje sile reakcije podlage

SRP smo merili s pomočjo TP proizvajalca Kistler (Winterthur, Švica), model 9287A. Za okrepitev signala smo uporabili nabojni ojačevalnik istega proizvajalca (model 9865E1Y28) in ga nato zajemali ter vzorčili s frekvenco 2000 Hz s programom *DasyLab* (National Instruments Ireland Resources Limited, Dublin, Irska).

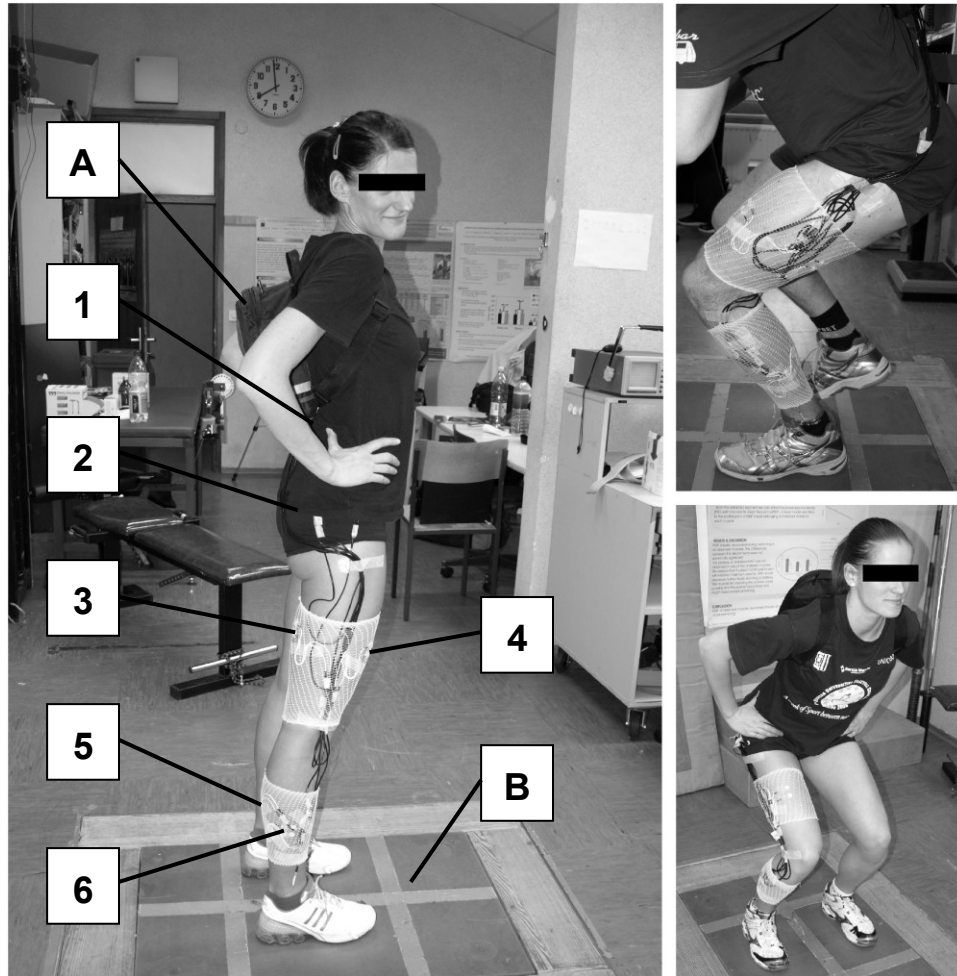
Za pravilno kvantifikacijo in normalizacijo sile na podlago smo vsem merjencem pred pričetkom izvajanja meritev izmerili telesno maso.

5.2.2 Merjenje EMG-signala

Za merjenje EMG-signala na površini mišice je bil uporabljen površinski telemetrijski EMG-sistem (Biotel 88, Glonner, München, Nemčija) skupaj z Ag/AgCl elektrodami (Hellige, Freiburg, Nemčija) s premerom 9 mm in z medelektrodno razdaljo 22 mm.

Elektrode na opazovanih mišicah (Slika 17) smo postavili na točno določene točke, v skladu z določili SENIAM (Hermens, 1999): na ERR smo elektrode namestili v vertikalni smeri dva prsta lateralno od kostnega izrastka (processus spinosus) prvega ledvenega vretenca; na GLU na polovico črte, ki povezuje sakralna vretenca z velikim trohanterjem, in obrnjene v smeri črte, ki povezuje spino iliaco anterior superior s sredino zadnjega dela stegna; na BIC so bile elektrode postavljene na polovico črte, ki povezuje grčo sednice (tuberositas ischii) z lateralnim epikondilom tibie. Na distalnih mišicah je bila postavitve sledeča: na VAS na distalni tretjini črte, ki povezuje lateralni del patele s spino iliaco anterior superior v smeri mišičnih vlaken; na GAS (caput lateral) na proksimalni tretjini črte, ki poteka od proksimalne glave fibule do pete, in na SOL na distalni tretjini črte, ki povezuje medialni kondil femurja z medialnim maleolusom.

Pred namestitvijo elektrod je bila koža posameznega merjenca pripravljena po naslednjem protokolu: površino, kamor smo kasneje prilepili elektrode, smo najprej pobrili z britvico za enkratno uporabo in relativno grobo očistili z abrazivno pasto (Nuprep, proizvajalec Weaver & co., Aurelia, ZDA). Tako smo odstranili odmrlo plast povrhnjice, zagotovili primerno upornost med elektrodama (1–5 kOhm) in omogočili, da je bil zajeti signal iz mišic dober.



Slika 17: Merjenci, pripravljeni na izvedbo skokov:

A – nahrbtnik z EMG-signalom,
 1 – m. erector spinae,
 2 – m. gluteus maximus,
 3 – m. biceps femoris,

4 – m. vastus lateralis,
 5 – m. gastrocnemius,
 6 – m. soleus,
 B – tenziometrična plošča.

Tudi za zajemanje EMG-signala s frekvenco vzorčenja 2000 Hz je bil uporabljen program DasyLab (National Instruments Ireland Resources Limited, Dublin, Irska), s katerim smo signal shranili in deloma tudi obdelali.

5.3 Protokol meritev

Vse meritve so bile izvedene v Laboratoriju za kineziologijo Inštituta za šport na Fakulteti za šport v Ljubljani.

Pred pričetkom glavnih meritev je bila z merjenci opravljena individualna predhodna vadba, na kateri so spoznavali in izpopolnjevali dve različni izvedbi SJ. Tudi predhodna vadba je potekala v Laboratoriju za kineziologijo na Fakulteti za šport, in sicer enkrat tedensko po dogovoru s posameznim merjencem. Vsak je opravil dve do tri vadbene enote. Skoke smo izvajali na TP, brez uporabe elektrod za zajemanje EMG-signalov. SRP, pridobljena s TP, je merjencu služila kot povratna informacija za izvedbo različnih načinov skakanja (počasna in hitra izvedba SJ). Kriterij za uspešen način skoka je bil povprečni pospešek CTT v prvih 100 ms (t. i. štartna moč), ki se je moral razlikovati za pol drugo enoto. Če je merjenec pri počasnem skoku dosegel štartno moč $1,5 \text{ m/s}^2$, je morala le-ta pri hitri izvedbi skoka doseči vrednost $3,0 \text{ m/s}^2$ ali več. Skok z nizko štartno močjo smo torej imenovali počasen skok, skok z visoko štartno močjo pa hiter skok. V vseh skokih je merjenec poskušal doseči največjo višino skoka.

Pri meritvah smo vsakemu merjencu po pripravi kože na opazovane mišice namestili EMG-elektrode in potrebno dodatno opremo s telemetrijskim oddajnikom v nahrbtniku, ki so ga merjenci nosili med meritvami. Sledilo je merjenje telesne mase ter 6-minutno standardizirano ogrevanje: vsak merjenec je izmenično (1 minuta desna noga, 1 minuta leva noga) stopal na 25 cm visoko pručko v ritmu 30 udarcev na minuto. Za določanje ritma smo uporabili glasbeni metronom. Opravili smo tudi specialno ogrevanje, pri katerem je posameznik izvedel še 10 počepov in 5 submaksimalnih SJ. S tem smo med meritvami zagotovili ustrezno delovanje živčno-mišičnega sistema in omogočili, da so bili merjenci pripravljene na nadaljnje delo.

Položaj telesnih segmentov je bil pred pričetkom odriva natančno določen. Globina počepa je bila pogojena s kotom v kolčnem in kolenskem sklepu, ki je znašal 90° . Merjenci so skoke izvajali z rokami na bokih, s čimer smo izključili sodelovanje rok (dodaten pospešek). Posebno pozornost smo namenili zahtevi, da je peta v štartnem položaju v stiku s tlemi. V primeru nezadostne gibljivosti skočnega sklepa ter posledično dvigovanja pete, smo merjencem podložili ustrezno visoko ploščico. Po 2-sekundnem ohranjanju štartnega položaja je sledil vertikalni odziv.

Izvajanje skokov na TP je potekalo v poljubnem vrstnem redu. Merjenci so hiter in počasen način skoka naredili po občutku. V primeru ponavljanja določene strategije skakanja smo z dodatnimi pojasnili omogočili pravilno in učinkovito izvedbo drugega načina skoka.

S spremljanjem štartne moči (iz krivulje SRP) smo skoke razporejali na hitre in počasne. Pri selekcioniranju smo opazovali tudi druge mehanske parametre, saj je preveliko odstopanje le-teh pomenilo neustrezen skok. Ker je z vidika mehanike kot tudi aktivacije

mišic pomembno mirovanje CTT pred pričetkom odzivnega impulza, smo opazovali krivuljo SRP. Pri nekaterih merjenjih se je namreč zgodilo, da skoka zaradi predhodnega nasprotnega gibanja (EK) niso izvedli na popolnoma koncentričen način. Če je zmanjšanje sile preseglo vrednost ene vrstice na monitorju, je bil skok izločen iz nadaljnje obdelave. V nasprotnem primeru je prišlo do zanemarljivega vpliva na doseženo višino in aktivacijo mišic. Do podobnih ugotovitev so v svoji raziskavi prišli tudi Hasson idr. (2004). Bobbert in van Ingen Schenau (1988) ter Pandy in Zajac (1991) so v raziskavah izvajali SJ z minimalno predhodno razbremenitvijo.

Merjenci so skoke izvajali toliko časa, dokler nismo dobili zadostnega števila ustreznih skokov (običajno je zadoščalo 10 ponovitev). Skoki, ki niso izpolnjevali postavljenih zahtev, niso bili uporabljeni v nadaljnjih fazah raziskave. V obdelavo smo uvrstili povprečje treh najbolj tipičnih počasnih skokov, kakor tudi povprečje treh najbolj tipičnih hitrih skokov. V primeru prevlade določene strategije, sta zadoščala že dva skoka. Izometrične meritve, opravljene na koncu merilnega postopka, so nam služile za normalizacijo podatkov.

5.4 Priprava podatkov in parametrizacija

Na podlagi vertikalne komponente SRP smo izračunali in analizirali naslednje parametre:

- čas odriva,
- hitrost odriva,
- višina odriva (izračunana iz hitrosti),
- povprečni pospešek CTT v prvih 100 ms odriva (štartna moč),
- povprečni pospešek CTT v prvi polovici odriva (Pos1),
- povprečni pospešek CTT v drugi polovici odriva (Pos2),
- razmerje med pospeškoma v prvi in drugi polovici odriva (P2/1).

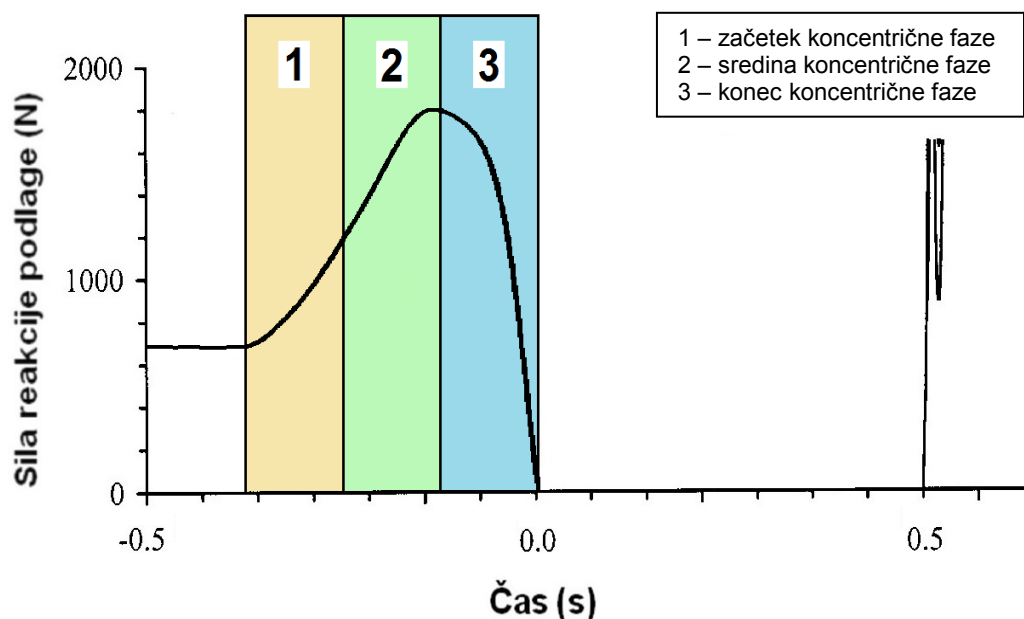
Surovemu EMG-signalu smo najprej poravnali osnovno linijo z uporabo filtra, prepustnega za visoke frekvence (t. i. *high-pass* filtriranje), katerega mejna frekvenca je znašala 10 Hz. Pomembnost tovrstnega filtriranja se kaže v izločanju motenj, ki nastanejo zaradi premikanja elektrod na koži. Sledilo je obračanje (*full-wave*

rectification) in gladenje EMG-signala s filtrom, prepustnim za nizke frekvence (*low-pass* filtriranje), prav tako z mejno frekvenco 10 Hz.

Parametrizacijo EMG-signalov smo izvedli z določanjem njihovih maksimalnih vrednosti (maksimalne amplitude signalov – max. EMG), v intervalu med začetkom in koncem odriva. Začetek odriva smo določili iz krivulje SRP: povečanje sile za 1 % od vrednosti v mirovanju je pomenilo začetek odrivne akcije. Isti princip smo uporabili tudi za določanje konca odriva. Ko je krivulja dosegla največjo amplitudo, smo dobili čas (t_{Fmax}) in maksimalno silo (F_{max}).

Po obdelavi EMG-signala smo na izbranih intervalih izračunali površino pod krivuljo (Slika 18):

- interval 1: prvih 100 ms po začetku odriva,
- interval 2: 100 ms na sredini odriva,
- interval 3: zadnjih 100 ms odrivne faze.



Slika 18: SRP pri SJ in intervali za zajemanje EMG-signala (prirejeno po Linthorne, 2001)

Za normalizacijo EMG-signala smo uporabili vaje, tipične za posamezne mišice. Pri teh vajah so merjenci izvedli največja hotena izometrična naprežanja s približno 2-sekundnim naraščanjem sile in nato 3- do 4-sekundnim ohranjanjem največje sile. Za normalizacijo je bil uporabljen 1 sekundo dolg interval, v katerem je bil EMG-signal med

ohranjanjem največje izometrične sile največji. Povprečne amplitude signala v analiziranem intervalu, ki so bile izmerjene med skakanjem, smo normalizirali glede na vrednosti amplitud pri maksimalnih izometričnih kontrakcijah ter jih nato uporabili v statistični analizi. Izmed vseh skokov istega tipa je bila pri posameznem merjencu izračunana povprečna vrednost treh najboljših skokov, ki smo jo kasneje uporabili v nadaljnjih statističnih postopkih.

5.5 Statistična obdelava

Statistična analiza je bila narejena z uporabo programskega paketa SPSS (*Statistical Package for Social Sciences*) verzije 13 (programska hiša SPSS Inc., Chicago, ZDA).

5.5.1 Uporaba univariatne analize

Za analizo razlik med različnima izvedbama skoka smo uporabili T-test za vezane vzorce (isti merjenci); za ugotavljanje razlik med posameznimi fazami istega skoka pa analizo variance (ANOVA) s ponovljenimi meritvami z Bonferronijevo korekturo, hi-kvadrat teste in računanje razmerij ter korelacij. Statistična značilnost je bila definirana s 5-odstotno alfa napako in z uporabo dvostranskega testa.

6 REZULTATI

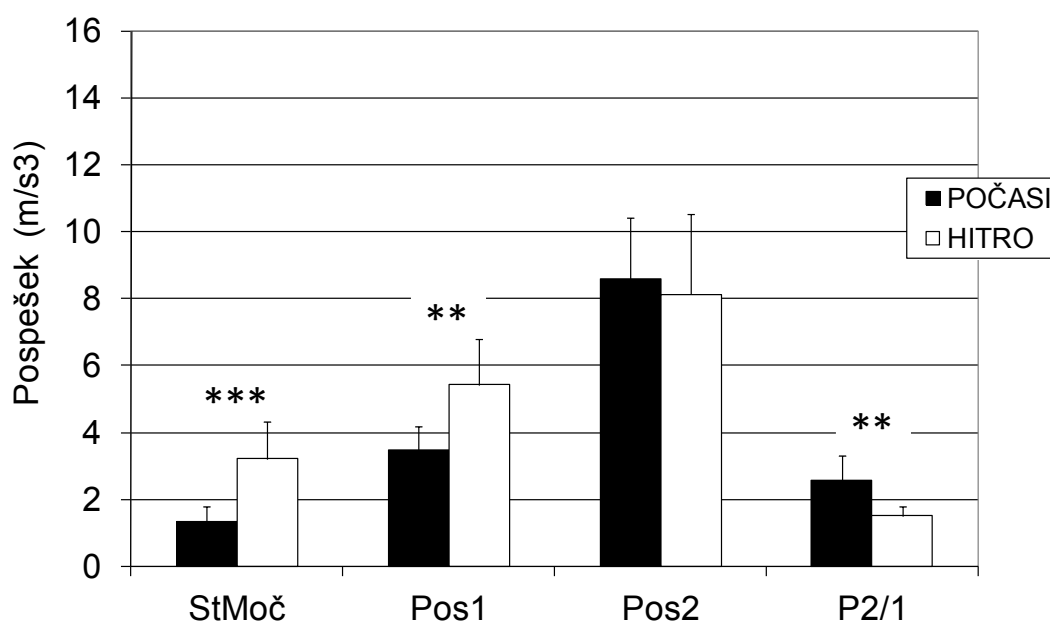
Raziskava je bila zasnovana tako, da so merjenci izvajali skoke na dva različna načina: hitro in počasi. Pri skoku s hitrim začetkom je bil začetni prirastek sile na krivulji SRP velik, medtem ko je pri počasnem skoku sila naraščala počasneje (bolj položna krivulja). Tako smo zagotovili, da sta se strategiji nanašali na velikost začetnega prirastka sile. Kriterij za določanje posamezne strategije skoka je bila štartna moč, ki je bila definirana z velikostjo prirastka sile v začetnem delu. Velika štartna moč je pomenila velik začetni prirastek sile, medtem ko je bil prirastek sile pri šibki štartni moči majhen. Pri izboru počasnega in hitrega skoka v nadaljnjih fazah raziskave smo uporabili kriterij štartne moči. V primeru, da se je štartna moč med obema strategijama razlikovala za pol drugo enoto, sta bila skoka uspešno izvedena (npr. štartna moč počasnega skoka $1,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$, hitrega skoka pa $3,0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$). Izračunali smo dve povprečji: za počasne in za hitre skoke. V analizo smo uvrstili povprečje treh tipičnih počasnih skokov in povprečje treh tipičnih hitrih skokov pri posameznih skakalcih.

Pri aktivaciji mišic smo opazovali tri različne intervale, ki z upoštevanjem elektromehanske zakasnitve ustrezajo prvim 100 ms aktivacije, srednjim 100 ms aktivacije in zadnjim 100 ms aktivacije. Višina posameznega stolpca (glej slike v nadaljevanju) prikazuje povprečno amplitudo EMG-signala določene mišice. Vrsten red analize posameznih mišičnih skupin je v skladu z zaporedjem aktivacije po PD-principu, ki smo ga analizirali.

6.1 Mehanski parametri skoka iz polčepa

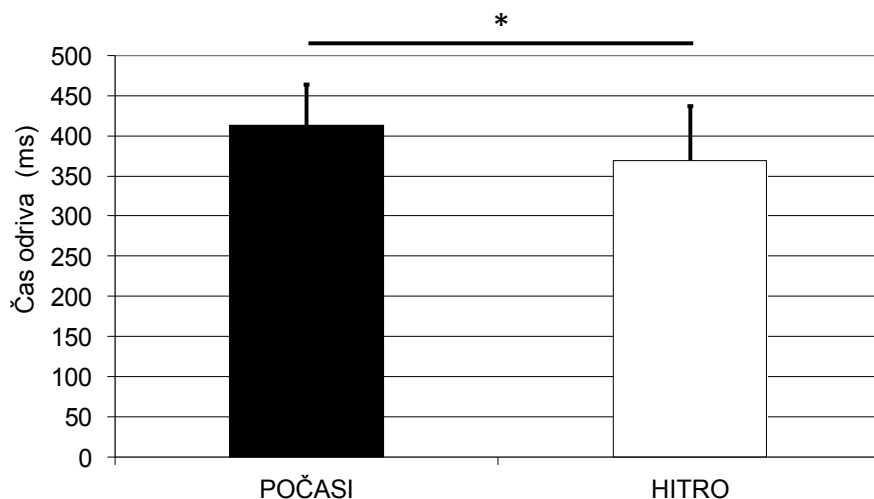
Iz krivulj SRP počasnega in hitrega načina skoka lahko opazimo nekatere razlike, ki so grafično prikazane na Sliki 19. Izmed vseh mehanskih parametrov nastajajo največje statistično značilne razlike pri štartni moči ($P \leq 0,001$), tudi v relativnem smislu. Vrednost štartne moči pri počasnem skoku je 1,35, pri hitrem pa 3,22. Ker slednji parameter določa začetno strmino krivulje SRP, bo krivulja pri počasnem skoku veliko bolj položna kot pri hitrem. Do razlik prihaja tudi pri povprečnem pospešku v prvi polovici skoka (Pos1), saj je le-ta pri hitrem skoku večji. Nastale razlike so manjše kot pri predhodnem parametru ($P \leq 0,01$). Prirastek sile je pri hitrem skoku tako precej večji. V drugi polovici je povprečni pospešek (Pos2) počasnega skoka nekoliko večji v primerjavi s hitrim, a ne prihaja do statistično značilnih razlik ($P = 0,230$). V relativnem smislu je povprečni pospešek pri obeh strategijah v prvem delu skoka manjši kot v

drugem. Korelacija Pos2 (Preglednica 1, par 4) med počasno in hitro izvedbo je statistično značilna ($P \leq 0,01$). To pomeni, da so merjenci drugi del skoka opravili v podobnem razmerju pri obeh skokih. P2/1 je pri počasnem skoku večje, med obema izvedbama pa prihaja do statistično značilnih razlik ($P \leq 0,01$). Struktura hitrega skoka se je zato v primerjavi s počasno izvedbo spremenila. Ker korelacija P2/1 med počasnim in hitrim skokom (Preglednica 1, par 5) ni statistično značilna ($P = 0,107$), se merjenci v smislu strategije gibanja obnašajo precej nesistematično. Povezanost med Pos1 in Pos2 je namreč relativno majhna (0,572): doseganje velikih (oz. majhnih) vrednosti pri Pos1 ne pomeni tudi povečevanja (oz. zmanjševanja) Pos2.



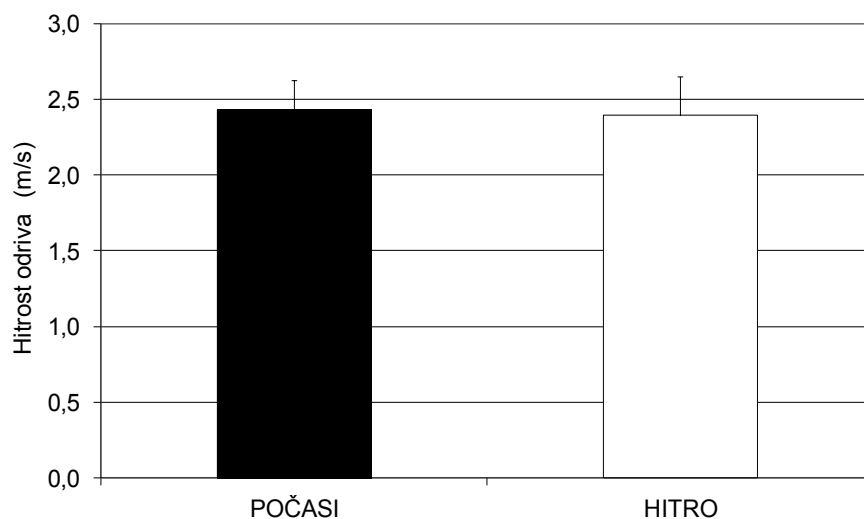
Slika 19: Mehanski parametri pri SJ: StMoč – štartna moč; Pos1 – povprečni pospešek v prvi polovici skoka; Pos2 – povprečni pospešek v drugi polovici skoka; P2/1 – razmerje med prvo in drugo polovico pospeševanja; črni stolpci predstavljajo počasno izvedbo skoka; beli stolpci predstavljajo hitro izvedbo skoka; zvezdice pomenijo moč statistično značilne razlike: ** – $P \leq 0,01$; *** – $P \leq 0,001$

Skoka se po času trajanja med seboj statistično razlikujeta ($P \leq 0,05$). Čas odriva pri počasnem skoku je 413 ms, pri hitrem skoku pa 369 ms. To pomeni, da je bil hiter skok izveden v krajšem času (Slika 20).



Slika 20: Čas odriva v milisekundah (ms) pri počasni in hitri izvedbi skoka; črni stolpec predstavlja počasno izvedbo skoka; beli stolpec predstavlja hitro izvedbo skoka; zvezdica pomeni moč statistično značilne razlike: * – $P \leq 0,05$

Pri počasni izvedbi skoka je bila ob zaključku odriva dosežena višja hitrost (2,432 m/s), ki se statistično ne razlikuje od hitre izvedbe (2,393 m/s) (Slika 21). Z uporabo formule $h = v^2/2g$ lahko iz hitrosti izračunamo višino posameznega skoka. Tudi pri višini dobimo zelo majhne razlike: povprečna višina počasnega skoka je 30,1 cm, povprečna višina hitrega skoka je 29,1 cm. Čeprav so merjenci pri hitrem skoku dosegali manjšo višino, razlika ni statistično značilna ($P = 0,369$). Korelacija hitrosti (Preglednica 1, par 6) med počasnim in hitrim skokom je zelo velika, zato se s spremembo skoka vrednosti parametra ne spreminjajo.



Slika 21: Hitrost odriva v metrih na sekundo (m/s) pri počasni in hitri izvedbi skoka; črni stolpec predstavlja počasno izvedbo skoka; beli stolpec predstavlja hitro izvedbo skoka

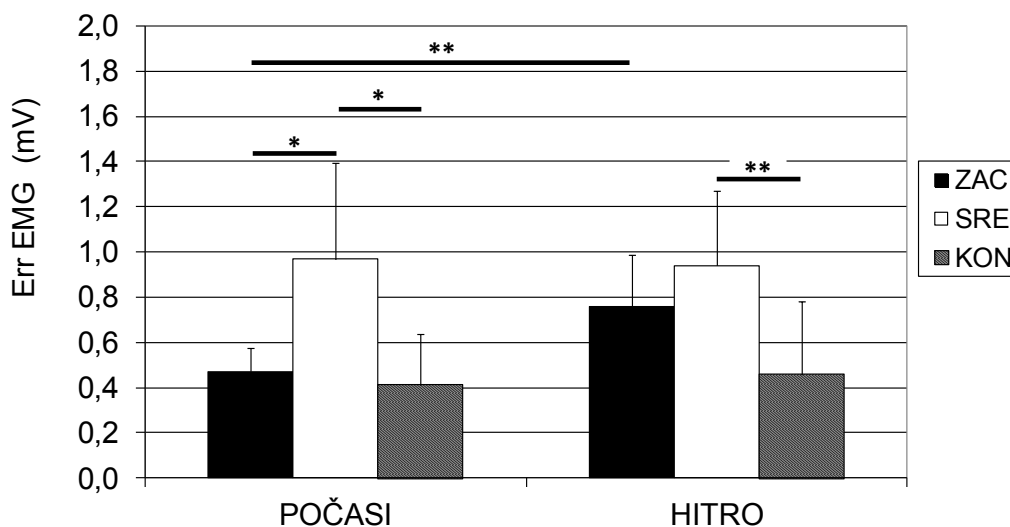
	N	Correlation	Sig.
Par 1 Cas_P & Cas_H	9	,768	,016
Par 2 StMoc_P & StMoc_H	9	,822	,007
Par 3 Pos1_P & Pos1_H	9	,658	,054
Par 4 Pos2_P & Pos2_H	9	,909	,001
Par 5 P2/1_P & P2/1_H	9	,572	,107
Par 6 Hitr_P & Hitr_H	9	,886	,001

Preglednica 1: Korelacije mehanskih parametrov v posameznih fazah počasnega in hitrega skoka; N – vzorec merjencev; *Correlation* – korelacija; *Sig.* – statistična značilnost razlik

6.2 Aktivacija mišic

6.2.1 Erector Spinae (ERR)

Pri počasnem skoku prihaja do statističnih razlik med prvo in drugo ($P \leq 0,05$) ter drugo in tretjo ($P \leq 0,05$) fazo skoka (Slika 22). Pri hitri izvedbi je razlika le med drugo in tretjo fazo, vendar je ta bolj izrazita ($P \leq 0,01$). Če primerjamo obe izvedbi skoka, vidimo, da je aktivacija različna le v začetni fazi ($P \leq 0,01$). V drugih fazah razlik ni.



Slika 22: Struktura aktivacije mišice ERR pri počasni in hitri izvedbi skoka; ZAC – začetna faza skoka; SRE – srednja faza skoka; KON – končna faza skoka; zvezdice pomenijo moč statistično značilne razlike: * – $P \leq 0,05$; ** – $P \leq 0,01$

Preglednica 2 nam prikazuje testiranje razlik med skokoma, kjer opazujemo razmerje velikosti EMG-signala ERR med končno in začetno fazo pri počasnem in hitrem skoku. Z uporabo T-testa ugotovimo, da prihaja do statistično značilnih razlik med skokoma (P

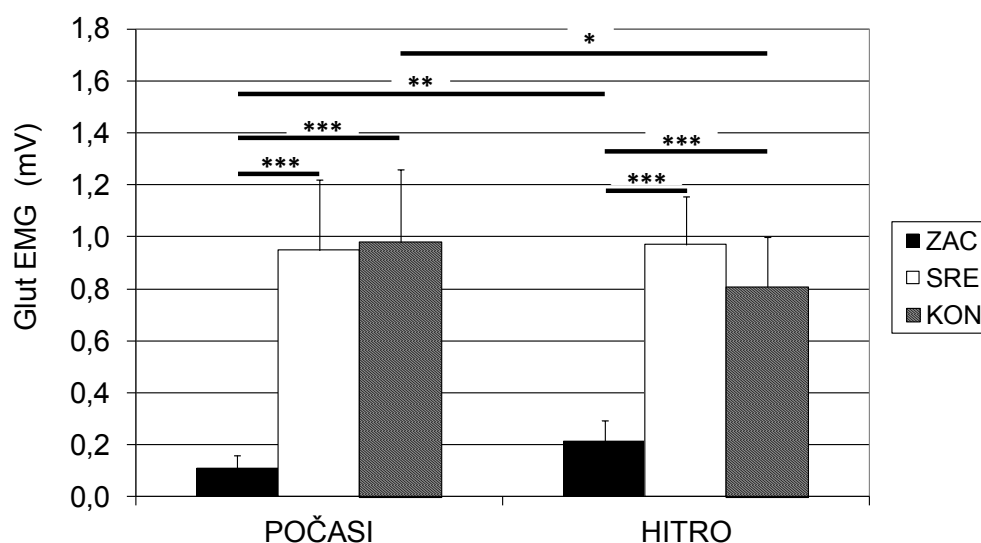
= 0,013), kjer je razmerje pri počasnem skoku večje kot pri hitrem. Na podlagi te ugotovitve lahko potrdimo strukturne razlike med skokoma.

	Ax	SD	P
ERR31_P	93,04	49,55	0,013
ERR31_H	62,85	46,74	

Preglednica 2: Statistična značilnost razlik med razmerjema končne in začetne faze mišice ERR pri počasnem (ERR31_P) in hitrem (ERR31_H) skoku; Ax – srednja vrednost; SD – standardna deviacija; P – statistična značilnost razlik

6.2.2 Gluteus Maximus (GLU)

Tako pri počasnem kot tudi pri hitrem skoku je aktivacija GLU v začetni fazi izrazito nizka in se statistično značilno razlikuje od ostalih dveh faz skoka ($P \leq 0,001$) (Slika 23). Pri primerjavi obeh skokov prihaja do največje statistično značilne razlike tako v prvi fazi skoka ($P \leq 0,01$) kot tudi zadnji fazi skoka ($P \leq 0,05$). Če pogledamo prehode med fazami, je vidna očitna strukturna razlika med obema skokoma, kar lahko potrdimo tudi s statistično značilno razliko ($P = 0,004$) razmerja med končno in začetno fazo obeh strategij skokov (Preglednica 3). Razlika nastane, ker aktivacija pri počasni izvedbi skoka narašča iz faze v fazo, pri hitri izvedbi pa najprej naraste (iz prve v drugo fazo), nato pa se iz druge v tretjo fazo aktivacija zmanjša.



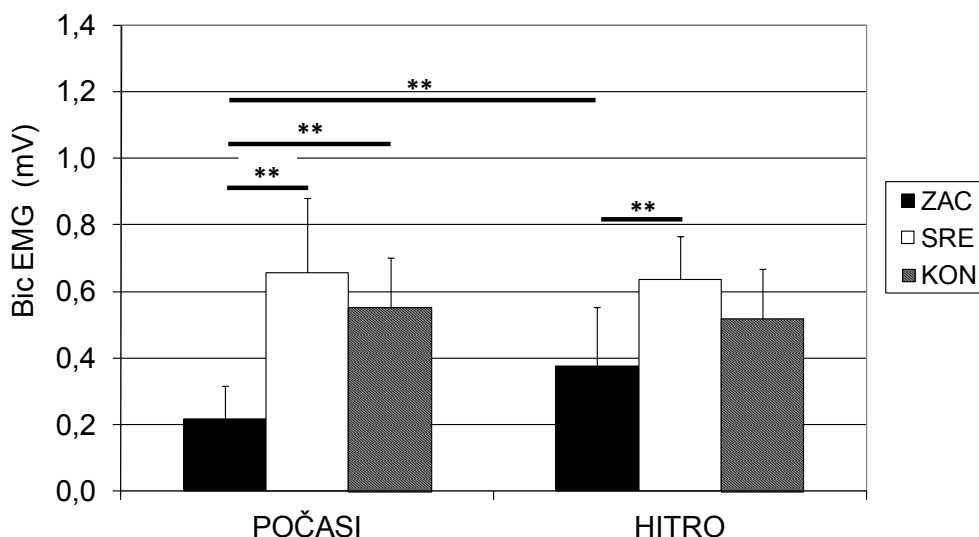
Slika 23: Struktura aktivacije mišice GLU pri počasni in hitri izvedbi skoka; ZAC – začetna faza skoka; SRE – srednja faza skoka; KON – končna faza skoka; zvezdice pomenijo moč statistično značilne razlike: * – $P \leq 0,05$; ** – $P \leq 0,01$; *** – $P \leq 0,001$

	Ax	SD	P
GLU31_P	1059,96	514,73	0,004
GLU31_H	425,44	182,44	

Preglednica 3: Statistična značilnost razlik med razmerjema končne in začetne faze mišice GLU pri počasnem (GLU31_P) in hitrem (GLU31_H) skoku; Ax – srednja vrednost; SD – standardna deviacija; P – statistična značilnost razlik

6.2.3 Biceps Femoris (BIC)

V prvi fazi skoka je aktivacija pri obeh izvedbah najnižja (gledano absolutne vrednosti vseh treh faz) (Slika 24). Pri obeh skokih je največja aktivacija v srednji fazi, ki se nato v končni fazi nekoliko zmanjša, vendar razlika ni statistično značilna. Pri počasni izvedbi skoka se aktivacija v prvi fazi statistično razlikuje od ostalih dveh, v obeh primerih so razlike enake ($P \leq 0,01$). Razlike med fazami hitrega skoka se zmanjšajo – statistično značilna razlika nastane le med začetno in srednjo fazo ($P \leq 0,01$). Pri primerjavi počasne in hitre izvedbe ugotovimo, da ni večjih sprememb, z izjemo povečane aktivacije v začetni fazi pri hitrem skoku, ki je statistično značilna ($P \leq 0,01$).



Slika 24: Struktura aktivacije mišice BIC pri počasni in hitri izvedbi skoka; ZAC – začetna faza skoka; SRE – srednja faza skoka; KON – končna faza skoka; zvezdice pomenijo moč statistično značilne razlike: ** – $P \leq 0,01$

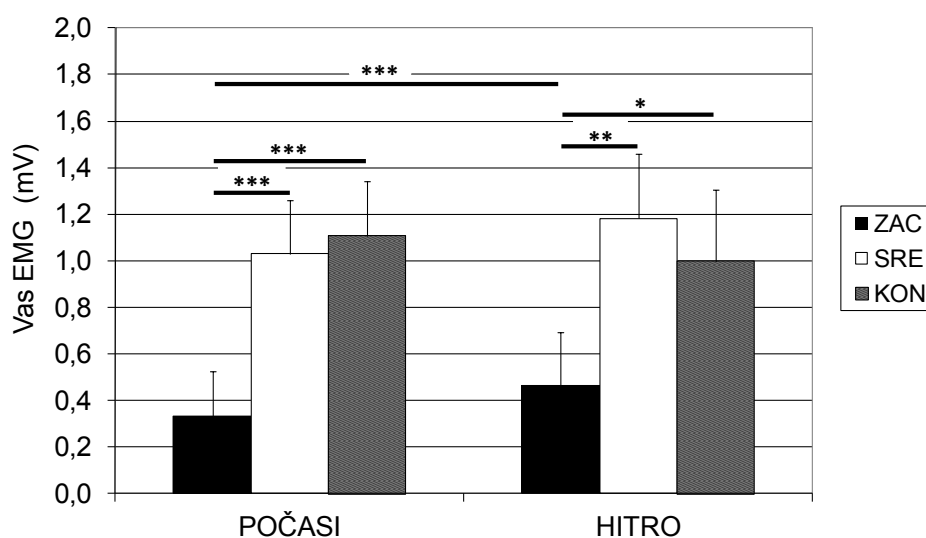
Tudi pri mišici BIC prihaja s spremembo strategije do strukturnih razlik, ki jih potrjuje statistična značilnost razmerja v Preglednici 4 ($P = 0,033$).

	Ax	SD	P
BIC31_P	296,56	157,92	0,033
BIC31_H	157,81	59,71	

Preglednica 4: Statistična značilnost razlik med razmerjema končne in začetne faze mišice BIC pri počasnem (BIC31_P) in hitrem (BIC31_H) skoku; Ax – srednja vrednost; SD – standardna deviacija; P – statistična značilnost razlik

6.2.4 Vastus Lateralis (VAS)

Če pogledamo statistično značilnost razlik med fazami počasnega skoka, vidimo, da je le-ta bistveno večja v primerjavi s hitro izvedbo (Slika 25). Aktivacija v začetni fazi počasnega skoka je precej manjša od srednje in končne faze ($P \leq 0,001$). Pri hitri strategiji se aktivacija v začetni fazi (v primerjavi s počasno strategijo) poveča, zato sistematičnost naraščanja ni tako očitna kot pri počasni strategiji. Razlike v aktivaciji med začetno, srednjo in končno fazo se zmanjšajo (med prvo in drugo $P \leq 0,01$; med prvo in tretjo $P \leq 0,001$). Pri primerjavi obeh strategij opazimo, da se aktivacija v začetni fazi bistveno razlikuje, kar pomeni, da pričetna mišici različno delovati. Strukturno gledano aktivacija pri počasnem skoku vseskozi narašča, pri hitrem pa ima kljub nizki aktivaciji v začetni fazi tendenco padanja (srednja in končna faza). Strukturne spremembe prikazuje Preglednica 5, v kateri je razmerje med končno in začetno fazo mišice VAS pri počasnem in hitrem skoku statistično značilno ($P \leq 0,01$).



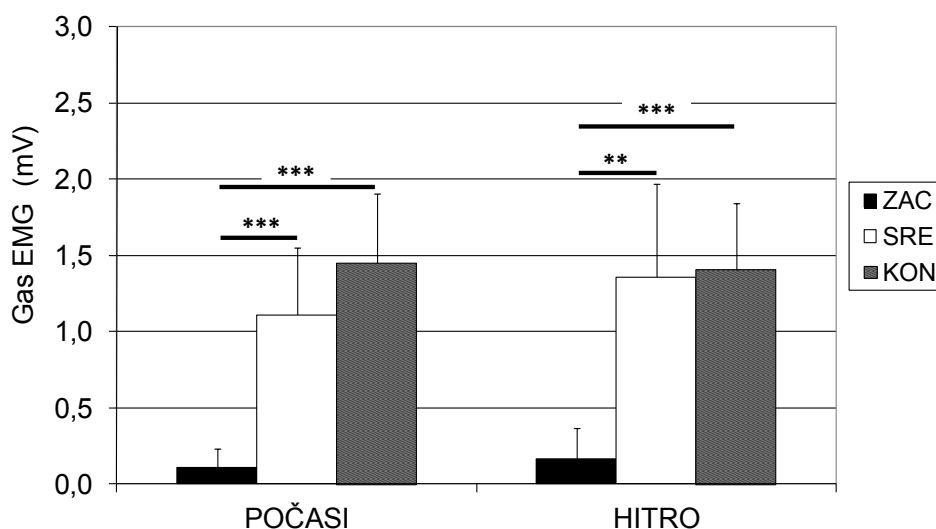
Slika 25: Struktura aktivacije mišice VAS pri počasni in hitri izvedbi skoka; ZAC – začetna faza skoka; SRE – srednja faza skoka; KON – končna faza skoka; zvezdice pomenijo moč statistično značilne razlike: * – $P \leq 0,05$; ** – $P \leq 0,01$; *** – $P \leq 0,001$

	Ax	SD	P
VAS31_P	405,64	199,30	0,002
VAS31_H	265,41	174,50	

Preglednica 5: Statistična značilnost razlik med razmerjema končne in začetne faze mišice VAS pri počasnem (VAS31_P) in hitrem (VAS31_H) skoku; Ax – srednja vrednost; SD – standardna deviacija; P – statistična značilnost razlik

6.2.5 Gastrocnemius (GAS)

Če primerjamo srednjo in končno fazo počasnega kakor tudi hitrega skoka na Sliki 26, ne opazimo razlik; pri hitri izvedbi ostajata aktivaciji praktično identični ($P = 1,000$). Nadaljnja primerjava pokaže, da se začetna faza obeh skokov močno razlikuje od druge in tretje ($P \leq 0,001$). Le pri hitri izvedbi je razlika med prvo in drugo fazo nekoliko manjša ($P \leq 0,01$). V posameznih fazah razlik v aktivaciji mišic med obema strategijama ni. V obeh strategijah se pokaže trend naraščanja aktivacije iz faze v fazo in ne prihaja do strukturnih sprememb (Preglednica 6).



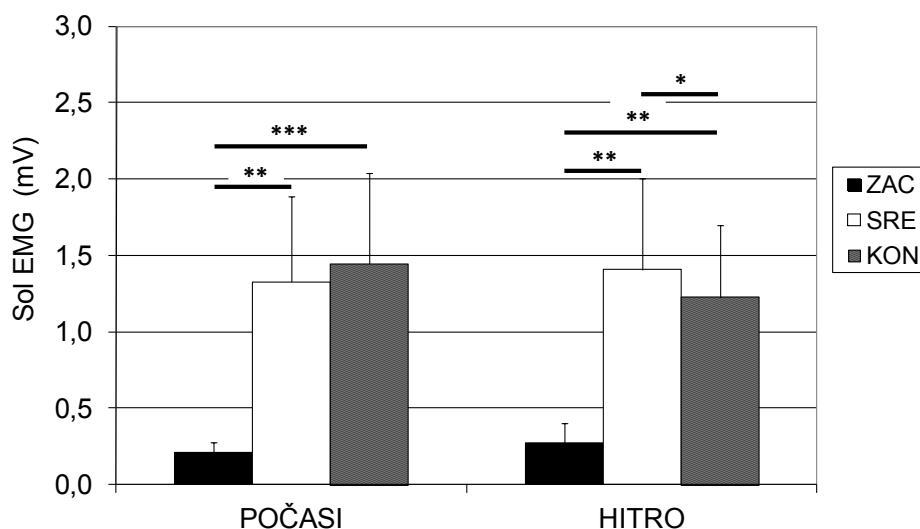
Slika 26: Struktura aktivacije mišice GAS pri počasni in hitri izvedbi skoka; ZAC – začetna faza skoka; SRE – srednja faza skoka; KON – končna faza skoka; zvezdice pomenijo moč statistično značilne razlike: ** – $P \leq 0,01$; *** – $P \leq 0,001$

	Ax	SD	P
GAS31_P	2105,05	1096,82	0,308
GAS31_H	1736,95	1068,45	

Preglednica 6: Statistična značilnost razlik med razmerjema končne in začetne faze mišice GAS pri počasnem (GAS31_P) in hitrem (GAS31_H) skoku; Ax – srednja vrednost; SD – standardna deviacija; P – statistična značilnost razlik

6.2.6 Soleus (SOL)

Pri počasnem skoku aktivacija vseskozi narašča, čeprav je razlika med srednjo in končno fazo neizrazita in ni značilna (Slika 27). Med začetno in srednjo fazo prihaja do statistično značilnih razlik ($P \leq 0,01$), ki se med začetno in končno fazo še povečajo ($P \leq 0,001$). Pri hitri izvedbi skoka je situacija nekoliko drugačna: aktivacija najprej narašča, v končni fazi pa se v primerjavi s srednjo fazo celo zmanjša in je statistično značilna ($P \leq 0,05$). Začetna faza se statistično razlikuje od ostalih dveh ($P \leq 0,01$). Pri primerjavi obeh skokov ugotovimo, da med posameznimi fazami ne prihaja do statistično značilnih razlik. Kljub zmanjšani aktivaciji v končni fazi hitrega skoka le-ta v primerjavi s počasno izvedbo ni statistično značilna ($P = 0,253$).



Slika 27: Struktura aktivacije mišice SOL pri počasni in hitri izvedbi skoka; ZAC – začetna faza skoka; SRE – srednja faza skoka; KON – končna faza skoka; zvezdice pomenijo moč statistično značilne razlike: * – $P \leq 0,05$; ** – $P \leq 0,01$; *** – $P \leq 0,001$

Preglednica 7 prikazuje razlike v razmerju končne in začetne faze mišice SOL pri obeh izvedbah skoka. Strukturne razlike, ki nastanejo zaradi sprememb v aktivaciji SOL pri hitrem skoku, so statistično značilne ($P \leq 0,05$).

	Ax	SD	P
SOL31_P	726,88	244,55	0,020
SOL31_H	529,11	239,26	

Preglednica 7: Statistična značilnost razlik med razmerjema končne in začetne faze mišice SOL pri počasnem (SOL31_P) in hitrem (SOL31_H) skoku; Ax – srednja vrednost; SD – standardna deviacija; P – statistična značilnost razlik

Statistično značilni korelaciji razmerja končne in začetne faze pri počasnem in hitrem skoku v Preglednici 8 (par 3 in 6) pokažeta, da se pri merjenjih aktivacija mišic VAS in ERR v obeh skokih spreminja precej podobno. Sprememba aktivacije pri počasnem skoku se v enaki meri odraža tudi pri hitrem.

	N	Correlation	Sig.
Par 1 Sol31_P & Sol31_H	9	,642	,062
Par 2 Gas31_P & Gas31_H	9	,561	,116
Par 3 Vas31_P & Vas31_H	9	,874	,002
Par 4 Bic31_P & Bic31_H	9	,132	,736
Par 5 Glu31_P & Glu31_H	9	,431	,247
Par 6 Err31_P & Err31_H	9	,827	,006

Preglednica 8: Korelacije razmerij končnih in začetnih faz posameznih mišic pri počasnem in hitrem skoku; N – vzorec merjencev; *Correlation* – korelacija; *Sig.* – statistična značilnost razlik

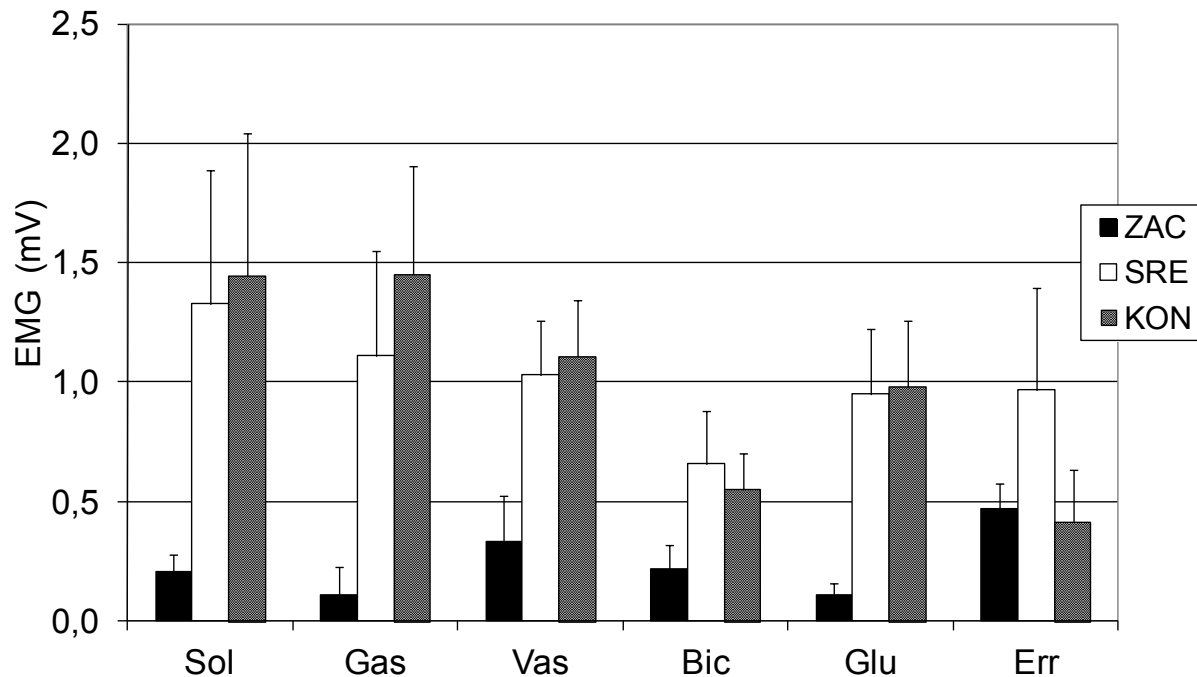
Kot prikazuje Preglednica 9, se največje korelacije (velika statistična značilnost – $P \leq 0,001$) pojavljajo v začetni fazi skoka pri mišicah GAS in VAS, v srednji fazi pri mišici BIC in v končni fazi pri GAS. Velika povezanost v aktivaciji mišic počasnega in hitrega skoka pomeni enake spremembe pri obeh načinih skakanja. Če se aktivacija določene mišice v posamezni fazi skoka poveča, pride do večje aktivacije tako pri počasnem kot tudi pri hitrem skoku. Statistična značilnost korelacije je manjša v končni fazi BIC in ERR, srednji fazi GLU ($P \leq 0,01$), srednji fazi SOL in ERR ter v končni fazi GLU ($P \leq 0,01$).

		N	Correlation	Sig.
Par 1	Sol1_P & Sol1_H	9	,331	,385
Par 2	Sol2_P & Sol2_H	9	,668	,049
Par 3	Sol3_P & Sol3_H	9	,526	,146
Par 4	Gas1_P & Gas1_H	9	,939	,000
Par 5	Gas2_P & Gas2_H	9	,503	,167
Par 6	Gas3_P & Gas3_H	9	,988	,000
Par 7	Vas1_P & Vas1_H	9	,972	,000
Par 8	Vas2_P & Vas2_H	9	,435	,242
Par 9	Vas3_P & Vas3_H	9	,660	,053
Par 10	Bic1_P & Bic1_H	9	,623	,073
Par 11	Bic2_P & Bic2_H	9	,951	,000
Par 12	Bic3_P & Bic3_H	9	,847	,004
Par 13	Glu1_P & Glu1_H	9	,534	,138
Par 14	Glu2_P & Glu2_H	9	,824	,006
Par 15	Glu3_P & Glu3_H	9	,775	,014
Par 16	Err1_P & Err1_H	9	,188	,628
Par 17	Err2_P & Err2_H	9	,670	,048
Par 18	Err3_P & Err3_H	9	,903	,001

Preglednica 9: Korelacije pri aktivaciji mišic v posameznih fazah počasnega in hitrega skoka; N – vzorec merjencev; *Correlation* – korelacija; *Sig.* – statistična značilnost razlik

6.2.7 Počasna izvedba skoka

Slika 28 prikazuje razmerja aktivacij med mišicami v vseh treh fazah skoka. Vidimo, da imajo SOL, GAS in VAS tendenco naraščanja aktivacije skozi faze, mišicama BIC in ERR pa aktivacija pri prehodu iz srednje v končno fazo pade. Slednji mišici imata najvišjo aktivacijo v srednji fazi skoka. GLU ima v začetni fazi izredno nizko aktivacijo, ki se, podobno kot pri prvih treh mišicah, vseskozi povečuje (aktivacija narašča iz faze v fazo).

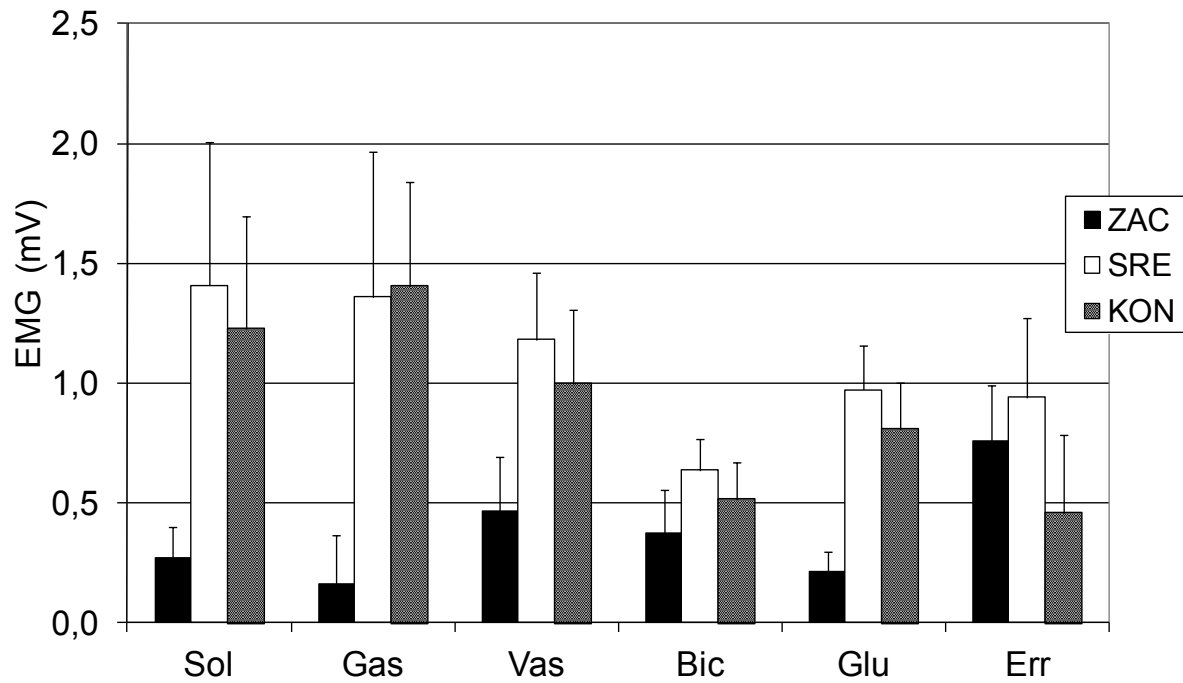


Slika 28: Aktivacija mišic pri počasni izvedbi SJ; SOL – soleus; GAS – gastrocnemius; VAS – vastus lateralis; BIC – biceps femoris; GLU – gluteus maximus; ERR – erector spinae; ZAC – začetna faza skoka; SRE – srednja faza skoka; KON – končna faza skoka

6.2.8 Hitra izvedba skoka

Pri hitri izvedbi skoka vidimo pri vseh mišicah (z izjemo GAS), zelo zanimiv vzorec mišične aktivacije (Slika 29): aktivacija se poveča iz začetne v srednjo fazo, nato se zmanjša. Pri GAS vidimo, kljub manjši razliki med srednjo in končno fazo, tendenco nenehnega naraščanja aktivacije. V začetni fazi skoka je najbolj aktiviran ERR, sledita VAS in BIC. Razlike med strategijama v največji meri povzroča mišica GLU, saj prihaja do razlik v aktivaciji tako v začetni ($P \leq 0,01$) kot tudi v končni fazi skoka ($P \leq 0,05$). Prav tako nastanejo razlike med skokoma v začetni fazi mišic VAS ($P \leq 0,001$) in BIC ($P \leq 0,001$), nekoliko manj, vendar še vedno statistično značilne, pa pri ERR ($P \leq 0,01$). Mišici SOL in GAS ne vplivata na spremembe v aktivaciji pri izvedbi druge strategije skakanja.

Pri hitrem skoku sta se povečala štartna moč in Pos1, pri počasni izvedbi pa P2/1 ter Pos2. Kljub nastalim spremembam pri Pos2 ni prišlo do statistično značilnih razlik (glej Sliko 19).



Slika 29: Aktivacija mišic pri hitri izvedbi SJ; SOL – soleus; GAS – gastrocnemius; VAS – vastus lateralis; BIC – biceps femoris; GLU – gluteus maximus; ERR – erector spinae; ZAC – začetna faza skoka; SRE – srednja faza skoka; KON – končna faza skoka

7 RAZPRAVA

Na podlagi dobljenih rezultatov smo prišli do nekaterih ključnih ugotovitev.

1. V začetni fazi hitre izvedbe skoka je prišlo do večje aktivacije mišic ERR, GLU in BIC, kar pomeni, da so proksimalne mišice pri hitrem skoku bolj aktivirane.
2. Pri primerjavi distalnih mišic smo ugotovili razliko v aktivaciji VAS v začetni fazi skoka, medtem ko pri GAS in SOL ni bilo razlik v aktivaciji med hitrim in počasnim načinom skoka.
3. V končni fazi skoka se je spremenila aktivacija mišice GLU: aktivacija je bila pri hitri izvedbi manjša v primerjavi s počasno izvedbo.

V raziskavi smo ugotavljali vpliv dveh različnih načinov izvedbe SJ na aktivacijo šestih, pri odzivni akciji ključnih mišic. Glavni kriterij za razvrščanje skokov je predstavljala štartna moč. Skok z nižjo štartno močjo smo imenovali počasen skok, medtem ko je bila velika štartna moč povezana s hitrim skokom. Poleg aktivacije mišic smo na TP merili tudi SRP in s pomočjo njenih parametrov ugotavljali mehanske zakonitosti skokov. Na podlagi predhodnih raziskav smo predvidevali, da se bodo mehanski parametri počasnega skoka razlikovali od parametrov hitrega skoka (večja štartna moč, krajši čas izvedbe in večja višina pri hitrem skoku). Pričakovane mehanske razlike smo nato podkrepili z aktivacijo mišic – kako se spremembe, ki nastanejo v mehaniki, kažejo v aktivaciji mišic.

Navodila, ki so jih dobili merjenci, so bila usmerjena predvsem v spremembo prve faze skakanja, tj. izvesti počasen oz. hiter SJ. Zanimalo nas je, kako začetna sprememba vpliva na delovanje proksimalnih in tudi distalnih mišic. Pri tem smo ugotavljali in analizirali PD-princip aktivacije mišic. Glavni poudarek je bil namenjen prirastku sile v prvih 100 ms skoka, ki določa štartno moč. Ker se trajanje kontrole odzivnih časov kaže v štartu (in ne delovanju v končni fazi), smo največje razlike pričakovali v prvem delu skoka. Teoretični model SJ predpostavlja, da so s hitrejšim začetkom povezane proksimalne mišice.

V začetni fazi skoka, v kateri izvedemo rotacijo trupa do vertikalnega položaja, je povečana aktivacija proksimalnih mišic (ERR, GLU in BIC). Ko se prispevek trupa na povečevanje vertikalne hitrosti CTT zmanjša, se poveča aktivnost mišice VAS, ki ji sledita tudi GAS in SOL (distalne mišice) (Gregoire idr., 1984; van Ingen Schenau idr., 1990). Omenjeno zaporedje aktivacije mišic mora torej delovati po načelu PD. Za učinkovito izvedbo skoka je potrebno zaporedje kotnih hitrosti, ki omogoča uspešen prenos energije med segmenti (Whiting, 2006). Rotacije posameznih segmentov in PD-vzorec proženja mišic pa zagotovijo skoraj linearno pospeševanje CTT (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988).

Glavni parametri, ki opisujejo mehanske zakonitosti v začetni fazi skoka, so čas odriva, povprečni pospešek v prvi polovici skoka (Pos1), razmerje med prvo in drugo polovico pospeševanja (P2/1) ter najpomembnejši parameter – štartna moč.

V teoretičnem smislu mora biti hiter skok izveden v krajšem času, kar potrjuje tudi rezultat v naši raziskavi. Velika razlika v štartni moči se kaže v večjem začetnem pospeševanju pri hitrem skoku. Prvi parameter Slike 19 nam prikazuje statistično zelo značilno razliko (tudi v relativnem smislu) in posledično bistveno hitrejši začetek hitrega skoka. Izrazita razlika v začetni strmini krivulje SRP pomeni uspešno logiko skakanja. Zaradi večjega Pos1 pri hitrem skoku je le-ta izveden v krajšem času. V večini športnih situacij je ključnega pomena hitrost spreminjanja smeri, preigravanja in izvedbe skokov. Pri smučarskem skakalcu je ključen čim krajši čas odriva na odzivni mizi, medtem ko mora odbojkar pri postavitvi bloka čim hitreje izvesti odziv in s tem onemogočiti nasprotnikov napad. Odbojkarji, ki imajo krajši odziv, lahko več časa porabijo za gibanje po igrišču in opazovanje igralcev nasprotnega moštva. Cilj vsakega športnika je torej izvedba gibalne akcije (skoka) v čim krajšem času.

Tudi Pos1 se med obema strategijama statistično razlikuje, a je razlika nekoliko manj sistematična in v primerjavi s štartno močjo ne tako očitna. Parameter P2/1 prikazuje razmerje med povprečnim pospeškom v drugem delu skoka in povprečnim pospeškom v prvem delu skoka, tako pri počasni kot tudi pri hitri izvedbi skoka. Razmerje je statistično značilno, zato ugotovimo, da je prišlo do strukturnih razlik med obema načinoma skakanja. Korelacija P2/1 med počasnim in hitrim skokom ni statistično značilna ($P = 0,107$), kar pomeni, da so merjenci izvajali hitre in počasne skoke v različnih razmerjih med Pos1 in Pos2 oz. na različne načine, brez specifičnega vzorca skakanja glede na parameter P2/1 hitrega in počasnega skoka.

Na osnovi predstavljenih rezultatov vidimo, da se v začetni fazi skoka počasna in hitra strategija bistveno razlikujeta. Začetek hitrega skoka je bil namreč izveden precej

hitreje. Na podlagi razlik v mehanskih parametrih pričakujemo, da bodo v proksimalnih mišicah nastale velike razlike, kar se je v naši raziskavi tudi pokazalo. Vidimo lahko, da so mišice ERR, GLU in BIC, ki so tipične predstavnice proksimalnih mišic, bistveno povečale svoj nivo aktivacije. Prva mišica v verigi PD-aktivacije je ERR, pri kateri ugotovimo povečano aktivacijo v začetni fazi, nastalo zaradi krajšega časa, ki je potreben za izvedbo hitrega skoka. V absolutnem smislu je razlika v začetni fazi med počasnim in hitrim skoka velika (odstopanje med aritmetičnima sredinama), vendar je le-ta statistično manj značilna. Čeprav je mišica ERR povezana z obračanjem trupa, ni tista mišica, ki bi neposredno omogočala njegovo vrtenje nazaj. Njena glavna funkcija je namreč v stabilizaciji trupa. Če hočemo hitreje obrniti trup, moramo to narediti z večjim pospeškom, kar pomeni, da nastopijo večje sile in večja potreba po zagotavljanju stabilnosti. Pri hitri izvedbi skoka se je aktivacija mišice ERR v začetni fazi povečala zaradi bolj intenzivnega štarta. S tega vidika je ERR proksimalna mišica v stabilizacijskem smislu in ne v gibalnem. Tipična proksimalna mišica v gibalnem smislu je namreč GLU, saj je direktno povezana z gibanjem kolčnega sklepa, medtem ko je mišica ERR povezana posredno. Pri gibanju v kolčnem sklepu mora biti trup stabilen, saj se v nasprotnem primeru »zlomimo« v ledvenem delu hrbtenice in gibanje medenice ni učinkovito. Pri mišici GLU vidimo, da v začetni fazi ni aktivirana, saj je aktivacija v tej fazi zelo nizka v primerjavi s kasnejšo fazo. Sledi mišica BIC, ki se v teoretičnem smislu aktivira v začetni fazi, nato pa relativno zgodaj (tj. ko trup doseže vertikalo) zmanjša svojo aktivnost. Rezultati prikazujejo, da prihaja v začetni fazi skoka do razlik v aktivaciji mišice BIC. Kljub dokaj veliki razliki med aritmetičnima sredinama počasnega in hitrega skoka (višina črnih stolpcev) ni prišlo do popolnoma sistematičnega povečevanja aktivacije. Nekaterim merjencem se je aktivacija pri hitri izvedbi skoka močno povečala, drugim nekoliko manj. Na drugi strani pri mišici VAS ugotovimo drugačen princip povečevanja aktivacije v začetni fazi skoka. Razlika se zmanjša, vendar je v primerjavi s predhodno mišico veliko bolj sistematična. Ta ugotovitev pomeni, da nastopijo pri mišici VAS statistično bolj značilne razlike v začetni fazi skoka. Ker je varianca razlik od prve do druge meritve zelo majhna, prihaja posledično pri vseh merjencih do podobnih sprememb. Sistematično obnašanje merjencev se odraža v visoki korelaciji, ki je statistično zelo značilna ($P = 0,000$). Sledita izrazito distalni mišici GAS in SOL, ki se kot zadnji aktivirata v kinetični verigi SJ. Sliki 26 in 27 prikazujeta spremembo aktivacije v začetni fazi skoka. Na navedenih slikah vidimo, da pri omenjenih mišicah ne prihaja do razlik, kar potrjuje tudi velika korelacija pri mišici GAS (0,939). Tako lahko sklenemo, da sprememba strategije ne vpliva na delovanje izrazito distalnih mišic v začetnem delu skoka.

Omenjeno delovanje mišic povzroči torej večjo štartno moč in krajši čas izvedbe pri hitrem skoku, ki se odražata v izboljšani aktivaciji ali povečani moči. Pri enaki aktivaciji

in močnejših mišicah lahko namreč skrajšamo trajanje skoka. Nagano in Gerritsen (2001) v svoji raziskavi navajata, da imamo za spremembo načina v smeri skrajšanja odzivnega časa v teoriji na voljo dva načina oz. metodi: povečanje fizične učinkovitosti živčno-mišičnega sistema in optimiziranje medmišične koordinacije. Prvi dejavnik izboljšujemo s povečevanjem moči živčno-mišičnega sistema (vključno z mišično maso), medtem ko z vadbo skokov, pri kateri je poudarek na eksplozivni izvedbi prvega dela skoka, pripomoremo k učinkovitejši medmišični koordinaciji (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988). Moč mišic, predvsem proksimalnih, določa višino skoka, dejanski dosežek (izkoristek moči) pa je odvisen od optimalnega nadzora gibanja (Bobbert in van Soest, 1994). Za izkoristek povečanja mišične moči je treba spremeniti tudi nadzor gibanja. Pri povečani moči mišic in nespremenjeni strategiji gibanja se višina skoka namreč zmanjša. Bobbert in van Soest (1994) sta izvedla raziskavo, v kateri sta na uporabljenem modelu povečala moč iztegovalk kolena za 20 % in ohranila nespremenjen nadzor gibanja. Pri tem so se višine skokov znižale.

Poleg povečanja fizične učinkovitosti živčno-mišičnega sistema in izboljšanja medmišične koordinacije lahko skok izboljšamo tudi z uporabo tretje metode, in sicer s povečanjem aktivacije proksimalnih mišic (znotrajmišična aktivacija). V praksi se je pokazalo, da je najbolj učinkovita uporaba vseh treh metod. Sprememba medmišične koordinacije, brez podpore v smislu povečanja znotrajmišične aktivacije ali mišične mase (povečanje sile specifičnih mišic), se ne odraža v povečani učinkovitosti skakanja. To z drugimi besedami pomeni, da je takšen tip treninga neučinkovit v smislu izboljšanja SJ. Vendar že sama sprememba v strategiji verjetno vpliva na (določeno) povečanje aktivacije proksimalnih mišic. To lahko prikažemo na primeru smučarjev skakalcev, ki trenirajo zgolj aktivacijo (medmišična koordinacija), brez povečevanja znotrajmišične aktivacije (trening z utežmi). Tvrstni treningi, ki torej vsebujejo zgolj skoke, so povečali nivo aktivacije na 80–85 %, medtem ko se je aktivacijski nivo z uporabo eksplozivnega treninga z utežmi povečal na 95 % in tudi več. Če torej treniramo zgolj medmišično koordinacijo, s katero poudarimo prvi del skoka, bomo dosegli določen napredek, ki pa ne bo tako izrazit, saj v tem primeru mišice ne moremo dobro aktivirati. Izkoristek namreč ostane na relativno nizkem nivoju. V primeru, da omenjeni trening dopolnimo z znotrajmišično aktivacijo, se izkoristek mišice poveča. Tako lahko z uporabo hitrega začetka SJ pričakujemo še boljši rezultat. Poleg tega je pomembno tudi povečanje mišične moči, kar lahko dosežemo s treningom mišične mase.

V srednji fazi skoka se aktivacija pri nobeni izmed opazovanih mišic ni spremenila. To pomeni, da je delovanje mišic neodvisno od izbora strategije. Omenjeni princip se odraža tudi v statistično značilnih korelacijah pri mišicah ERR, GLU, BIC in SOL.

Glavna mehanska parametra, ki ju opazujemo v končni fazi SJ in določata višino skoka, sta Pos2 in hitrost ob zaključku odziva (vzletna hitrost). Pri obeh parametrih s spremembo strategije ne prihaja do statističnih razlik, visoka korelacija pa govori o sistematičnem obnašanju merjencev pri obeh strategijah skokov. Na podlagi velike korelacije (0,909) pri parametru Pos2 med počasnim in hitrim skokom, ki je statistično značilna, lahko ugotovimo, da merjenci, ki so sposobni razvijati velike sile, le-te dosegajo v obeh načinih skakanja. To hkrati pomeni, da hiter skok izvajajo na enak način kot počasnega. Merjenci so v povprečju pri hitrem skoku dosegali nekoliko manjšo višino (v primerjavi s počasno strategijo), vendar razlika ni statistično značilna. Ker je korelacija hitrosti med obema načinoma skakanja zelo velika, dosegajo merjenci, ne glede na uporabo počasne oz. hitre strategije skakanja, relativno podobno višino. Visoka korelacija namreč pomeni, da so razmerja hitrosti pri počasnem skoku enaka razmerjem hitrosti pri hitrem skoku. Na podlagi analize slednjega parametra ugotovimo, da imajo merjenci izoblikovan zelo stabilen gibalni program. Pri nizki korelaciji bi namreč prišlo do neustrezne izvedbe ene izmed tehnik: nekateri bi uspešno izvajali le počasen skok, drugi le hitrega.

Z vidika kinetične verige imamo več mehanizmov, ki vplivajo na višino skoka, med katerimi sta najpomembnejša aktivacijski in mehanski. Pri eksplozivnem začetku skoka (začetna faza) se aktivacijski mehanizem kaže v povečani aktivaciji celotnega živčnega sistema. Boljša koncentracija in motiviranost se zato odražata v večji aktivaciji mišic. V tem primeru se poveča tudi aktivacija distalnih mišic, saj gre za povečanje v generalnem smislu, krajši čas odzivne akcije pa pomeni večjo višino skoka. Na drugi strani imamo tudi mehanski vidik, pri katerem gre za delovanje dveh mišičnih skupin v zaporedju. Če opazujemo delovanje distalnih mišic na podlagi odnosa sila-hitrost, nas zanima, s kakšno hitrostjo te mišice prevzamejo delo. Pri nizkih začetnih hitrostih (počasen skok) lahko distalne mišice razvijejo velike sile. Posledično nastopi povečan razteg tetiv, ki lahko na koncu povečajo hitrost odziva. Iz rezultatov smo ugotovili, da pri Pos2 med počasnim in hitrim skokom ni prišlo do statistično značilnih razlik, zato je slednji mehanizem v naši raziskavi zanemarljiv.

Aragon-Vargas in Gross (1997b) ugotavljata, da hitrost ob koncu odziva oz. višina skoka nista najpomembnejša kazalca učinkovitosti izvajanja skoka, saj so pomembni tudi maksimalna sila, povprečna skupna sila in čas propulzije. Z velikostjo sil se spreminja čas izvedbe skoka, ki se skrajša z izboljšanjem športnikovih sposobnosti (Zatsiorsky, 2006). Z mehanskega vidika počasna izvedba skoka ni optimalna pri doseganju velike višine, kar pa ne drži pri motoričnem nadzoru. Pri dolgotrajni uporabi počasnega načina skakanja v športnih situacijah je namreč izvedba hitrih skokov z vidika gibalne kontrole vprašljiva.

Pri analiziranju proksimalnih mišic (ERR, GLU in BIC) v končni fazi skoka ugotovimo, da med počasno in hitro strategijo ne prihaja do razlik v aktivaciji. Izjema je le enosklepna mišica GLU. Njena aktivacija se pri hitri izvedbi zmanjša in je statistično precej značilna. Tudi distalne mišice VAS, GAS in SOL se ne glede na izbor strategije obnašajo podobno. Pri mišici SOL sicer opazimo veliko razliko med aritmetičnima sredinama počasnega in hitrega skoka, a zaradi velikih standardnih deviacij omenjena razlika ni statistično značilna.

Poleg opazovanja in primerjave aktivacije mišic v posamezni fazi skoka smo analizirali tudi delovanje mišic skozi faze posameznega skoka. Z izračunom razmerja med končno in začetno fazo počasnega kakor tudi hitrega skoka smo ugotavljali strukturne spremembe, ki nastanejo pri izvedbi druge strategije skoka. Na podlagi izračunanega razmerja smo ugotovili, da nastanejo pri hitri strategiji skoka strukturne spremembe v delovanju ERR in BIC. Navedeni mišici se med izvajanjem skokov aktivirata zelo podobno, kar lahko razložimo na podlagi njunega vzajemnega delovanja: pri obračanju medenice navzgor, ki jo izvaja BIC, istočasno nastopi tudi aktivacija ERR. Zaradi hkratnega delovanja se obračanje medenice prenese v gibanje trupa. To gibanje postane neučinkovito, v kolikor se aktivacija ERR v tej fazi ne poveča. Omenjeni problem lahko opazimo pri ljudeh s slabo treniranimi hrbtnimi mišicami, saj izvedejo le rotacijo medenice nazaj (zmanjševanje lordoze), medtem ko trup ostane na mestu (Strojnik, 2007b). Kljub spremembam v začetni fazi skoka je obnašanje GLU veliko bolj podobno distalnim kot proksimalnim mišicam. GLU lokacijsko uvrščamo med proksimalne mišice, a je njeno obnašanje velikokrat nespecifično, kar se je pokazalo v naši in tudi v drugih meritvah (neobjavljeni podatki Laboratorija za kineziologijo). Delovanje GLU namreč ni podobno mišici BIC, ki je v začetni fazi močno aktivirana. Obstaja verjetnost, da želijo merjenci pri počasni izvedbi skoka uporabiti specifičen način skakanja, pri katerem v končni fazi skoka zaktivirajo vse mišične skupine. Ker je vsa akcija usmerjena na finalni napor oz. kratek čas izvedbe, PD-princip aktivacije mišic ni tako izrazit, medtem ko se pri hitrem skoku kaže v večji meri.

Prehod med fazami počasnega skoka pri mišici VAS je veliko bolj izrazit kot pri hitrem načinu. Zato sistematičnost naraščanja aktivacije hitrega skoka ni tako očitna kot pri počasnem skoku. S spremembo strategije se prične VAS obnašati kot proksimalna mišica, kar ni v skladu s teorijo. Kljub temu omenjene mišice ne moremo razvrščati po principu distalne oz. proksimalne. Njeno delovanje je namreč podobno kot pri mišici BIC, in sicer v smislu bolj intenzivnega začetka skoka. V nasprotju se v raziskavi Bobberta in van Ingen Schenaua (1988) pokaže, da je glavna funkcija VAS v drugem delu skoka. Pandy idr. (1990) so v svoji raziskavi ugotovili, da je aktivacija mišice VAS v časovnem smislu zelo pomembna za uspešnost skakanja pri SJ. V kolikor pride do 10

% zakasnitve njenega vzburjenja, nastanejo spremembe v gibanju posameznih telesnih segmentov, motnje v koordinaciji in posledično zmanjšana učinkovitost skakanja. Na podlagi rezultatov torej ugotovimo, da sta sredinski mišici v kinetični verigi SJ BIC in VAS odgovorni za hitrejši začetek pri hitri izvedbi skoka.

Obnašanje SOL, kot izrazito distalne mišice, je nesistematično, kar se v največji meri odraža pri hitrem skoku, ko aktivacija v končni fazi pade. Rezultati kažejo, da je odziv počasnega skoka izveden do konca, pri hitri izvedbi pa pričnejo mišice na koncu popuščati. Vsa koncentracija je namreč usmerjena na začetni del. Posledično nastanejo pri hitri izvedbi skoka strukturne spremembe v aktivaciji mišice SOL. Tudi mišica GAS pri hitrem skoku, podobno kot SOL, v končni fazi rahlo popusti, a spremembe niso statistično značilne. Ker se strukturi počasnega in hitrega skoka ne razlikujeta, je princip obnašanja GAS v obeh načinih skoka zelo podoben. To pomeni, da razmerji med končno in začetno fazo nista statistično značilni.

Pri izvedbi odzivne akcije SJ je potrebno poudariti tudi pomembnost ostalih mišic, ki jih v raziskavi nismo proučevali: iliopsoas, gluteus medius in minimus, semitendinosus (tudi ostale mišice primikalke) ter RF kot eno izmed najpomembnejših dvosklepnih mišic odzivne akcije. V raziskavi Voigta idr. (1995) se je povečana aktivacija mišice RF odražala v prenosu moči iz kolka na koleno. Omenjeno delovanje se kaže v spremembah skupne moči v kolčnem in kolenskem sklepu.

Na Sliki 28 so prikazana razmerja v aktivaciji mišic pri počasni izvedbi skoka. Aktivacija distalnih mišic narašča (višina stolpcev narašča), medtem ko se pri proksimalnih zmanjšuje (višina stolpcev pada). Proksimalna mišica GLU se obnaša nesistematično, saj njena aktivacija narašča skozi vse faze skoka. V raziskavah, ki so proučevale SJ, se je pokazalo, da so mišice v kolčnem sklepu ene izmed najpomembnejših. Pandy in Zajac (1991) sta namreč dokazala, da sta mišici GLU in VAS glavni proizvajalki moči pri maksimalnih vertikalnih skokih, velikost navora v kolčnem sklepu pa naj bi razlikovala dobre in slabe skakalce (Aragón-Vargas in Gross, 1997a). Kljub nekaterim odstopanjem v delovanju mišic, ki se kažejo zaradi submaksimalnega štarta, lahko govorimo o pojavu PD-principa, vendar je ta manj izrazit.

Pri hitri izvedbi skoka (Slika 29) pričakujemo še bolj izrazito aktivacijo mišic v smislu PD-principa. Na podlagi dobljenih rezultatov ugotovimo padec aktivacije distalnih mišic VAS, GAS in SOL v končni fazi skoka. To pomeni, da mišice v končni fazi prenehajo delovati. Nasprotno je aktivacija pri proksimalnih mišicah ERR, GLU in BIC veliko bolj izrazita. Pri hitri izvedbi skoka vidimo, da je ERR izrazito PD-mišica. Podobna dinamika se kaže tudi pri mišici BIC. Izjema je mišica GAS, ki je izrazito distalna. Njena glavna

funkcija je prenos energije s segmenta na segment. Tudi pri mišici VAS se aktivacija v začetni fazi skoka poveča. VAS kot distalna mišica relativno hitro štarta, kar pa ne pomeni, da je direktno povezana z dvigovanjem CTT (rotacijo trupa nazaj). Njena glavna naloga pri hitrem skoku je namreč povezana s funkcijo opore – trupu omogoča, da lahko hitro pospešuje v vertikalni smeri. Ker je pri hitrem skoku pospešek večji, mora biti tudi opora, ki jo nudi mišica, precej večja. Trup s svojim gibanjem omogoča povečevanje pospeška, mišica VAS pa s svojo povečano aktivacijo preprečuje, da bi se trup »pogreznil« navzdol. Če bi bila mišica strateško povezana z gibanjem, bi nastajale razlike v aktivaciji distalnih mišic GAS in SOL (vidimo, da se obnašajo identično). Zelo visoka korelacija počasnih in hitrih skokov torej pomeni enako delovanje distalnih mišic.

Eden od dejavnikov, ki bi tudi lahko vplivali na rezultate raziskave, je specifičnost vzorca merjencev, ki so sodelovali v raziskavi. Pokazalo se je, da izvajajo skoke z bistveno počasnejšim začetkom, kar je njihov tipičen način skakanja. Čeprav so merjenci s treningom osvojili tehniko hitre strategije, skok ni bil učinkovito izveden, saj hitrejši začetek skoka (večja štartna moč) ni vplival na povečanje višine skoka. S tega vidika strategija hitrega skoka ni bila optimalna.

8 ZAKLJUČEK

Namen raziskave je bilo proučevanje aktivacije mišic pri različnih izvedbah SJ. Izbira strategije se je nanašala na začetni prirastek sile na podlago oz. na štartno moč. Skoke, pri katerih je sila v začetnih 100 ms naraščala počasneje, smo imenovali počasni skoki, medtem ko smo skoke s strmo krivuljo sile na podlago uvrstili med hitre skoke. Želeli smo ugotoviti povezanost med velikostjo EMG-signalov aktiviranih mišic, ki predstavljajo proksimalni oz. distalni del kinetične verige, in obliko krivulje SRP pri SJ.

Poleg velikosti smo proučevali tudi zaporedje mišične aktivacije pri različnih izvedbah skoka. V kolikor se vzorec aktivacije ne spreminja, lahko o delovanju mišic sklepamo že na podlagi krivulje SRP. V ta namen smo poleg merjenja sile na TP izvajali tudi elektromiografske (EMG) meritve na šestih mišicah spodnje okončine in spremljali parametre SRP.

Rezultati mehanskih parametrov so pokazali, da se s spremembo strategije povečata štartna moč in Pos1 ter zmanjša P2/1. Velika razlika v štartni moči potrjuje uspešno razlikovanje v strategiji skakanja, hkrati pa pomeni, da je prišlo pri aktivaciji proksimalnih mišic do sistematičnih razlik. V začetni fazi hitrega skoka se je povečala aktivnost mišic ERR, BIC in GLU. Medtem ko BIC deluje v smislu strategije gibanja, se GLU, kljub njeni proksimalni legi, obnaša veliko bolj distalno. Povečana aktivacija pri mišici ERR, ki nastane zaradi bolj intenzivnega štarta, je povezana s stabilizacijo trupa. Večji Pos1 (v drugem delu skoka je povprečni pospešek nespremenjen) se odraža v krajšem času odzivne faze hitrega skoka. Kljub temu se višina skoka pri izvedbi hitre strategije ni povečala, kar v največji meri pripisujemo tehniki oz. specifični skakanja in delovanju distalnih mišic. Le-te se v obeh primerih obnašajo identično, z izjemo mišice VAS, ki podobno kot GLU ni povezana s strategijo gibanja.

Na podlagi dobljenih rezultatov lahko sklenemo, da se PD-princip aktivacije mišic pojavi tako pri počasnem kot tudi pri hitrem skoku, pri katerem je izražen v večji meri. Ker je prvi del skoka (prva polovica krivulje SRP) povezan s proksimalnimi mišicami, drugi del skoka (druga polovica krivulje SRP) pa z distalnimi, se izkaže, da je PD-model aktivacije zelo stabilen. Ta ugotovitev nam precej olajša testiranje odzivne moči, saj lahko na podlagi SRP sklepamo o delovanju posameznih mišic kinetične verige, kar daje diplomskemu delu znanstveno uporabnost. Prav tako se z uporabo merjenja SRP izognemo dolgotrajnim in relativno zahtevnim meritvam aktivacije mišic. Interpretacija SRP ima veliko praktično uporabnost tudi pri ugotavljanju športnikovih sposobnosti in pri nadaljnjem procesu treninga odzivne moči. Podrobnejši vpogled v delovanje mišic ima torej veliko uporabno vrednost tako v teoriji kot tudi v praksi.

9 VIRI IN LITERATURA

Aragón-Vargas, L. F. in Gross, M. M. (1997a). Kinesiological factors in vertical jump performance: differences among individuals. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(1), 24–44.

Aragón-Vargas, L. F. in Gross, M. M. (1997b). Kinesiological factors in vertical jump performance: differences within individuals. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(1), 45–65.

Basmajian, J. V. in De Luca, C. J. (1985). *Muscles Alive: Their Function Revealed by Electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins.

Bobbert, M. F., Huijing, P. A. in van Ingen Schenau, G. J. (1986). A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. *Journal of Biomechanics*, 19(11), 887–898.

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. (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 Soest, A. J. (2000). Two joint muscles offer the solution, but what was the problem? *Motor control*, 4(1), 48–52, 97–116.

Bobbert, M. F., Gerritsen, K. G., 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. in Casius, L. J. R. (2005). Is the effect of a Countermovement on Jump Height due to active state development? *Medicine and science in sports and exercise*, 37(3), 440–446.

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

Bobbert, M. F., Huijng, P. A. in van Ingen Schenau, G. J. (1986). 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 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.

Bolković, T., Čuk, I., Kokole, J., Kovač, M. in Novak, D. (2002). *Izrazoslovje v gimnastiki. Del 1, osnovni položaji in gibanja*. Ljubljana: Fakulteta za šport, Inštitut za šport, Inštitut za kineziologijo.

Bračič, M. (2010). *Biodinamične razlike v vertikalnem skoku z nasprotnim gibanjem in bilateralni deficit pri vrhunskih sprinterjih*. Doktorska disertacija, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.

Bratina, A. (2009). *Vpliv dodatne električne stimulacije mišice quadriceps femoris na silo reakcije podlage pri vertikalnem skoku iz polčepa*. Diplomsko delo, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.

Brezavšček, R. (2010). *Razlike pri aktivaciji mišic pri skokih z nasprotnim gibanjem, izvedenih na različne načine*. Diplomsko delo, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.

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.

Cleland, J. (1867). On the actions of muscles passing over more than one joint. *Journal of Anatomical Physiology*, 1(1), 85–93.

Čoh, M. s sodelavci. (2009). *Sodobni diagnostični postopki v treningu atletov*. Ljubljana: Fakulteta za šport, Inštitut za šport; Inštitut za kineziologijo.

Edman, K. A. P. (2003). Contractile Performance of Skeletal Muscle Fibers. V Komi, P. V. (Ur.), *Strength and Power in Sport (Second edition)* (str. 114–133). Oxford: Blackwell Science Ltd, Blackwell Publishing Company.

Enoka, M. R. (1994). *Neuromechanical basis of kinesiology (Second edition)*. Champaign (IL): Human Kinetics.

Enoka, M. R. (2002). *Neuromechanics of human movement (Third edition)*. Champaign (IL): Human Kinetics.

Enoka, M. R. (2008). *Neuromechanics of human movement (Fourth edition)*. Champaign (IL): Human Kinetics.

Enoka, M. R. in Stuart, D. G. (1984). Henneman's Size Principle: Current Issues. *Trends in Neurosciences*, 7, 226–228.

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.

Gregoire, L., Veeger, H. E., Huijling, P. A. in van Ingen Schenau, G. J. (1984). Role of mono- and biarticular muscles in explosive movements. *International Journal of Sports Medicine*, 5(6), 301–305.

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.

Hasson, C. J., Dugan, E. L., Doyle, T. L. A., Humphries, B. in Newton, R. U. (2004). Neuromechanical strategies employed to increase jump height during the initiation of the squat jump. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14, 515–521.

Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C. in Hägg, G. G. (1999). *European recommendations for surface ElectroMyoGraphy: results of the SENIAM project (Second edition)*. Enschede: Roessingh Research and Development, cop.

Hudson, J. L. (1986). Coordination of segments in the vertical jump. *Medicine and science in sports and exercise*, 18(2), 24–251.

Juhart, M. (2003). *Povezanost spremenljivk šprinterskega teka s spremenljivkami moči*. Diplomsko delo, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.

Komi, P. V. (Ur.). (2003). *Strength and power in sport (Second edition)*. Oxford: Blackwell Science Ltd, Blackwell Publishing Company.

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(1), 22–29.

Knudson, D. (2007). *Fundamentals of biomechanics (Second edition)*. New York: Springer, cop.

Lasan, M. (2004). *Fiziologija športa – harmonija med delovanjem in mirovanjem*. Ljubljana: Fakulteta za šport, Inštitut za šport.

Linthorne, P. N. (2001). Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physics*, 69(11), 1198–1204.

Nagano, A. in Gerritsen, K. G. M. (2001). Effects of neuromuscular strength training on vertical jumping performance – A computer simulation study. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(2), 113–28.

Pandy, M. G. in Zajac, F. E. (1991). Optimal muscular coordination strategies for jumping. *Journal of Biomechanics*, 24(1), 1–10.

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.

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*, 9(9), 201–208.

Reeser, J. C. in Bahr, R. (Ur.). (2003). *Handbook of Sports Medicine and Science – Volleyball*. Oxford: Blackwell Science Ltd, Blackwell Publishing Company.

Reisman, U. (2008). *Gibalne strategije med skoki iz polčepa*. Magistrska naloga, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.

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.

Silbernagl, S. in Despopoulos, A. (2009). *Color Atlas of Physiology (Sixth edition)*. Stuttgart, New York: Thieme.

Strojnik, V. (1997). Spreminjanje učinkov vadbe moči – primer iztegovalk nog. *Šport*, 45(4), 37–41.

Strojnik, V. (2007a). *Vadba za moč in gibljivost (2. modul): zapiski in folije s predavanj pri predmetu Kondicijsko treniranje, smer Športno treniranje*. Neobjavljeno delo.

Strojnik, V. (2007b). *Živčno-mehanske osnove gibanja (1. modul): zapiski in folije s predavanj pri predmetu Kondicijsko treniranje, smer Športno treniranje*. Neobjavljeno delo.

Summit Medical and Scientific (2011). Great Bookham, Surrey. Pridobljeno 20. 1. 2011 s svetovnega spleta: <http://www.summitmedsci.co.uk/Products.htm>.

Šarabon, N. (2002). *Napovedovanje parametrov skoka iz polčepa na osnovi diferencialnih testov mišične zmogljivosti*. Diplomsko delo, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Visoka šola za zdravstvo.

Šarabon, N. in Strojnik, V. (2001). Effects of power training on force development. V J. Mester, G. King, H. Strüder, E. Tsolakidis in A. Osterburg (Ur.), *Perspectives and profiles: book of abstracts* (str. 476). Cologne: Sport und Buch Strauss.

Šarabon, N. in Strojnik, V. (2002). Prediction of squat jump dynamics from differential strength tests. V D. Milanović in F. Prot (Ur.), *Kinesiology: new perspectives: proceedings book* (str. 709–12). Zagreb: Faculty of kinesiology, University of Zagreb.

Štirn, I. (2009). *Vrednotenje mišičnega utrujanja z analizo površinskega elektromiograma*. Doktorska disertacija, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.

Tomažin, K. (2001). *Spremembe površinskega EMG signala pod vplivom periferne utrujenosti*. Doktorska disertacija, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.

Ušaj, A. (1997). *Kratek pregled osnov športnega treniranja*. Ljubljana: Fakulteta za šport, Inštitut za šport.

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 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.

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 load. *Journal of Biomechanics*, 28(3), 293–307.

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, 1203–1216.

Winter, A. D. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement (Fourth edition)*. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, cop.

Zajac, F. E. (1985). Thigh muscle activity in cats during maximal height jumps. *Journal of Neurophysiology*, 53, 979–993.

Zajac, F. E. (1993). Muscle coordination of movement: a perspective. *Journal of Biomechanics*, 26, 109–124.

Zajac, F. E., Zomlefer, M. R. in Levine, W. S. (1981). Hindlimb muscular activity, kinetics and kinematics of cats jumping to their maximum achievable heights. *J. Experimental Biology*, 91, 73–86.

Zatsiorsky, M. V. in Kraemer, W. (2006). *Science and practice of strength training (Second edition)*. Champaign (IL): Human Kinetics.