

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA ŠPORT

DIPLOMSKA NALOGA

ALJOŠA BRATINA

LJUBLJANA 2009

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA ŠPORT

Pedagoška smer
Kondicijsko treniranje

**VPLIV DODATNE ELEKTRIČNE STIMULACIJE MIŠICE
QUADRICEPS FEMORIS NA SILO REAKCIJE PODLAGE PRI
VERTIKALNEM SKOKU IZ POČEPA**

DIPLOMSKA NALOGA

MENTOR

Prof. Dr. Vojko Strojnik

RECENZENT

Prof. Dr. Otmar Kugovnik

KONZULTANT

Asist. Dr. Aleš Dolenc

avtor dela

ALJOŠA BRATINA

ZAHVALA

Rad bi se zahvalil vsem, ki so pripomogli k nastanku tega dela. Zahvala gre prof. dr. Vojku Strojniku za strokovno pomoč, koristne nasvete in usmerjanje pri iskanju informacij. Zahvaliti se želim vsem, ki so pomagali pri izvedbi meritev ali pri meritvah sodelovali kot merjenci. Na koncu gre pa zahvala domačim za vzpodbudo in bodrenje med celotnim študijem.

Izjavljam, da je diplomska naloga rezultat lastnega raziskovalnega dela.

Aljoša Bratina

KLJUČNE BESEDE: Skok iz počepa, modeliranje, dodatna električna stimulacija, sila reakcije podlage

VPLIV DODATNE ELEKTRIČNE STIMULACIJE MIŠICE QUADRICEPS FEMORIS NA SILO REAKCIJE PODLAGE PRI VERTIKALNEM SKOKU IZ POČEPA

ALJOŠA BRATINA

Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport, 2009

Pedagoška smer, kondicijsko treniranje

Strani 75, slik 21, tabel 2, grafov 6, referenc 72.

IZVLEČEK

Cilj naloge je bil ugotoviti vpliv dodatne električne stimulacije štiriglave stegenske mišice na silo reakcije podlage pri vertikalnem skoku iz počepa. Pri meritvah je sodelovalo 7 študentov Fakultete za šport, ki niso bili vključeni v redni proces treninga. Vsak merjenec je izvajal vertikalne skoke iz počepa na tenziometrijski plošči s skrčenimi koleno 90°, do polne iztegnitve, z rokami oprtimi v boke. Vsi skoki so bili brez nasprotnega gibanja. Odriv je bil razdeljen na tri posamezne 100 ms odseke, v katerih je bila stimulirana štiriglava stegenska mišica (medialna in lateralna glava mišice) 100 ms s frekvenco 100 Hz, kar je dovolj za maksimalno potenciacijo stimuliranih mišic. Vsaka naslednja električna stimulacija je bila zamaknjena za 100 ms in je prav tako trajala 100 ms. Merjenec je opravil po 3 skoke z električno stimulacijo v vsakem odseku odriva in 3 skoke brez električne stimulacije. Vrstni red skokov je bil naključno izbran. Merjena je bila vertikalna komponenta sile reakcije podlage. S T testom za vezane vzorce je bila testirana razlika med silo reakcije podlage z dodatno električno stimulacijo in brez nje v izbranih časovnih odsekih odriva. Na osnovi dobljenih rezultatov nismo ugotovili statistično značilnih razlik med skoki iz počepa z dodatno električno stimulacijo in brez nje. Višina skokov z dodatno električno stimulacijo je bila nižja od skokov brez nje. V nalogi je bila zavrnjena hipoteza, da bo dodatna električna stimulacija štiriglave stegenske mišice v različnih delih odriva pri skoku iz počepa vedno povečala silo reakcije podlage glede na skok iz počepa brez dodatne električne stimulacije.

KEYWORDS: Squat jump, modeling, superimposed electrical stimulation, ground reaction force.

THE EFFECTS OF SUPERIMPOSED ELECTRICAL STIMULATION OF THE QUADRICEPS MUSCLES ON THE GROUND REACTION FORCE DURING SQUAT JUMPS.

ALJOŠA BRATINA

Faculty of sport, Ljubljana, Slovenija

Pages 75, pictures 21, tables 2, references 72.

ABSTRACT

The purpose of the study was to find the effect of superimposed electrical stimulation of the muscle quadriceps femoris on a vertical component of the ground reaction force during squat jumps. Seven students of the Faculty of Sport in Ljubljana were involved in the experiment, none of them had participated in any regular training process. Each subject performed squat jumps on the force-plate from 90 degrees in the knee joint, with hands on the hips. All jumps were performed without any countermovement. The take-off was divided into three 100 ms sections in which the muscle quadriceps femoris (vastus lateralis and vastus medialis) was stimulated for 100 ms with 100 Hz electrical stimulation, which is enough for maximum potentiation of stimulated muscles. Every next electrical stimulation was repeated for 100 ms and was also 100 ms long. Subjects performed 3 jumps with superimposed electrical stimulation in every section and 3 jumps without application of electrical stimulation. The jumps were performed in random order, without prior information about the application of electrical stimulation. The vertical component of the ground reaction force was observed. The »t«-test for paired samples was employed to evaluate the difference in the vertical component of the ground reaction force between the jumps with superimposed electrical stimulation and jumps without it in separate sections of take-off. Results showed, that there is no significant difference in squat jumps with superimposed electrical stimulation and squat jumps without application of electrical stimulation. The height of jumps with superimposed electrical stimulation was lower than in jumps without it. The hypothesis that superimposed electrical stimulation of quadriceps muscles during different sections of take-off in squat jump will always increase the vertical component of the ground reaction force was rejected.

KAZALO

1.0. UVOD	9
1.1. MIŠICA	10
1.2. DEFINICIJA NAVORA V SKLEPU, KI GA PROIZVAJA MIŠICA.....	13
1.3. ANATOMSKA KLASIFIKACIJA IN FUNKCIJA MIŠIC	14
1.4. MIŠICA LAHKO POVZROČI POSPEŠEK V SKLEPU, PREK KATEREGA NE POTEKA	16
1.5. DVOSKLEPNA MIŠICA LAHKO DELUJE S POSPEŠKOM NA SKLEPE, PREK KATERIH POTEKA, V NASPROTNI SMERI NAVOROV V SKLEPIH, KI JIH PROIZVEDE.....	17
1.6. MIŠIČNI DEJAVNIKI MAKSIMALNE MIŠIČNE MOČI.....	18
1.6.1. PREČNI PRESEK MIŠICE	18
1.6.2. RAZMERJE SILA - DOLŽINA	19
1.6.3. RAZMERJE KOT - NAVOR.....	21
1.6.4. RAZMERJE SILA - HITROST	23
1.7. NEVRALNI DEJAVNIKI MAKSIMALNE MIŠIČNE MOČI	26
1.7.1. REKRUTACIJA MOTORIČNIH ENOT	28
1.7.2. FREKVENČNA MODULACIJA MOTORIČNIH ENOT	29
1.7.3. VZOREC PROŽENJA AKCIJSKIH POTENCIALOV	30
1.8. KOORDINACIJA GIBANJA	31
1.8.1. PERIFERNA KONTROLA GIBANJA	33
1.8.2. MEDMIŠIČNA KOORDINACIJA	33
1.8.3. PROKSIMALNO DISTALNI PRINCIP	33
2.0. PREDMET IN PROBLEM	36
2.1. MODELIRANJE	37
2.1.1. INVERZNI DINAMIČNI PRISTOP	38
2.1.2. PRISTOP NA OSNOVI DINAMIKE Z DELOVANJEM NAPREJ.....	38
2.1.3. ZDRUŽLJIVOST (KOMPATIBILNOST) INVERZNEGA DINAMIČNEGA MODELA IN DINAMIČNEGA MODELA Z DELOVANJEM NAPREJ	39
2.1.4. PREVERJANJE REZULTATOV DINAMIČNEGA PRISTOPA Z DELOVANJEM NAPREJ	39
2.1.5. IZVAJANJE SIMULACIJ GIBALNE NALOGE Z MODELIRANJEM NAMENA TE NALOGE.....	40
2.1.6. DIREKTNO MODELIRANJE.....	41
2.2. ELEKTRIČNA STIMULACIJA.....	42
2.3. MIŠIČNA KOORDINACIJA PRI VERTIKALNEM SKOKU IZ POČEPA	43

2.3.1. ALI BI MORALE BITI MIŠICE MED ODRIVOM POPOLNOMA AKTIVIRANE?.....	44
2.3.2. ALI JE SKOK V VIŠINO BOLJ ODVIŠEN OD NAJVEČJE MIŠIČNE SILE ALI OD NAJVEČJE HITROSTI KRAJŠANJA MIŠICE?	44
2.3.3. ALI JE ZALOGA ELASTIČNE ENERGIJE POMEMBNA ZA DOSEGANJE MAKSIMALNE VIŠINE SKOKA?	47
2.3.4. KAKŠNA JE VLOGA ENO- IN DVOSKLEPNIH MIŠIC?.....	47
3.0. CILJI RAZISKAVE:	51
4.0. DELOVNE HIPOTEZE:	52
5.0. METODE DELA.....	53
5.1. VZOREC MERJENCEV	53
5.2. VZOREC SPREMENLJIVK	53
5.3. IZVEDBA MERITEV	53
5.4. ELEKTRIČNA STIMULACIJA.....	54
5.5. METODE OBDELAVE PODATKOV	54
6.0. REZULTATI.....	55
7.0. DISKUSIJA.....	62
8.0. ZAKLJUČEK.....	67
9.0. LITERATURA.....	68

1.0. UVOD

Gibanje, ki ga človek izvaja z običajno eleganco, zahteva usklajeno delovanje številnih mišic. Za razumevanje in izboljšanje procesa športnega treniranja je potrebno bolje spoznati načine koordiniranja, oziroma razumeti, zakaj telo reagira tako in ne drugače. V številnih športnih panogah so različni načini poskokov del trenažnega procesa ali celo ključni faktor pri doseganju vrhunškega rezultata. Zato je pomembno ugotoviti, katere mišice so ključne za opravljanje naloge, oziroma v katerem odseku gibanja so pomembne, kje pa njihova aktivacija gibanje ovira ali pa nanj ne vpliva več. Razumevanje prispevka mišice h gibanju segmentov in sklepov v večsklepnih gibalnih nalogah je velik izziv, ker mišica deluje s pospeškom na vse segmente in sklepe, včasih v smereh, ki niso skladne z njeno anatomsko klasifikacijo. Vrstni red aktivacije mišic pa ima stereotipen način. Imenujemo ga proksimalno – distalni princip, kar pomeni, da so na začetku gibanja aktivirane proksimalne mišice, na koncu pa distalne. Vmes se segmenti vključujejo zaporedno od proksimalnih do distalnih.

Za razumevanje dinamičnega nadzora gibanja, ki ga povzroča več mišic, uporabljamo modeliranje. Za te namene se navadno uporablja računalniško in matematično modeliranje, ki ima predvsem prednosti v dejstvu, da modeli niso invazivni in lahko vnašamo poljubne parametre enačb. Ena od možnosti pa je, da se modelira direktno na objektu, ki mu začasno spreminjamo lastnosti. Tako lahko na objektu neposredno spremljamo, kako se obnaša s spremenjenimi lastnostmi.

Človek ni sposoben v celoti aktivirati mišice. Običajno je posameznik sposoben zavestno aktivirati 70% mišice. Nivo aktivacije pa lahko začasno dvignemo z dodatno električno stimulacijo, kar povzroči večjo silo stimulirane mišice med vlakom impulzov dodatne električne stimulacije. To nam ponuja priložnost, da preizkušamo, kako bi izgledalo gibanje, kjer je stimulirana mišica močnejša.

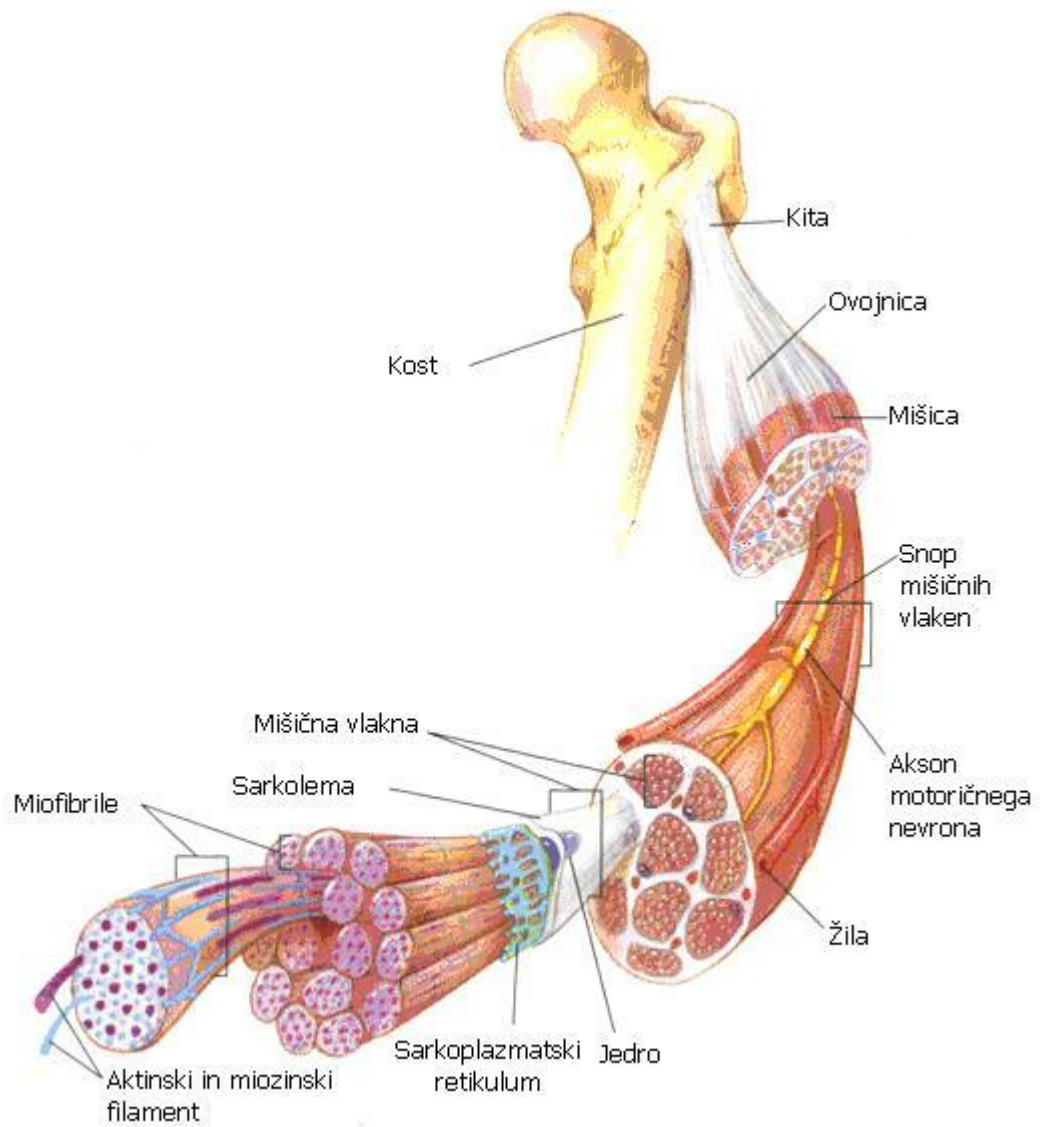
Različne raziskave so dokazale povečanje sile z dodatno električno stimulacijo med enosklepnimi gibanji ali v izometričnih pogojih, zato smo želeli ugotoviti, če dodatna električna stimulacija pripomore tudi pri bolj kompleksnem balističnem gibanju, kot je skok iz počepa.

1.1. MIŠICA

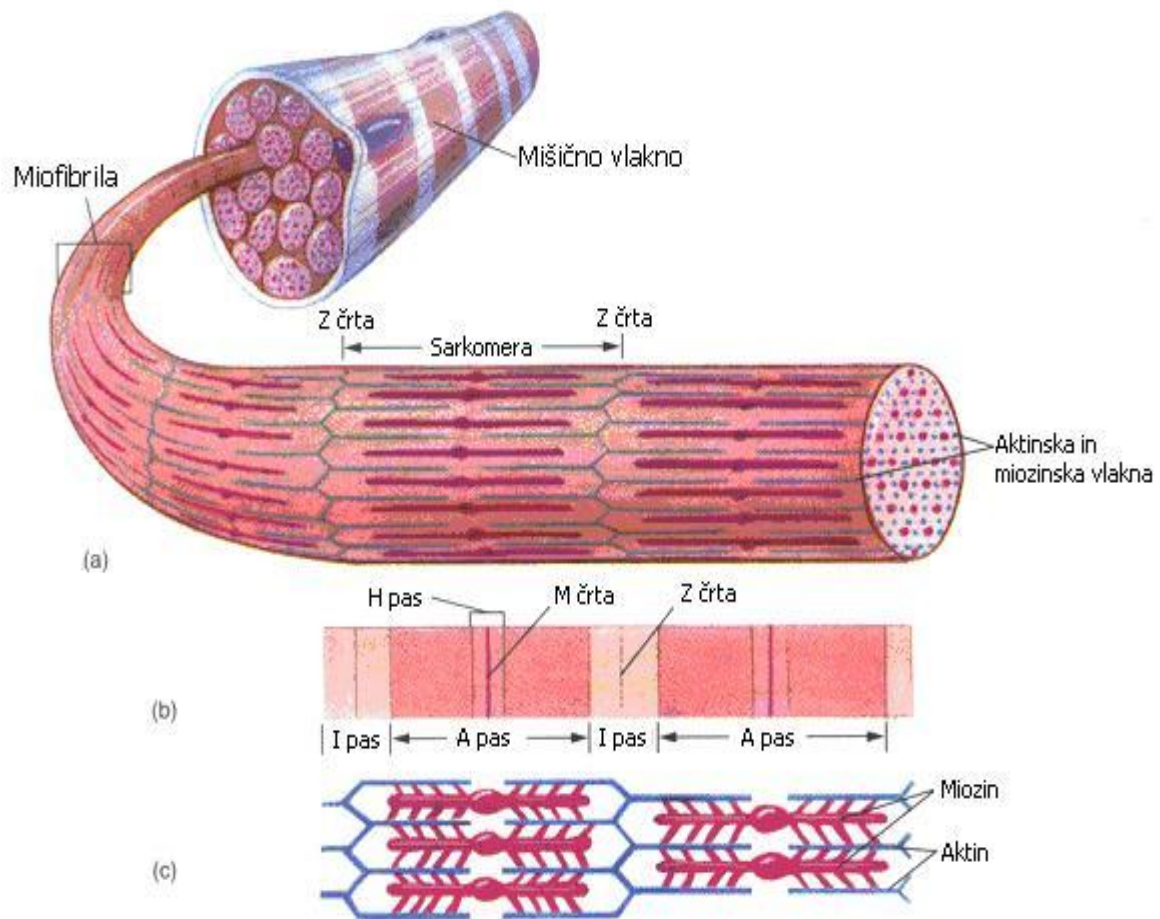
Človeško telo vsebuje več kot 400 skeletnih mišic, ki zavzemajo 40% do 50% celotne telesne teže človeka (Foks, 2002). Mišica zmore kemično energijo, uskladiščeno v različnih gorivih, pretvoriti v mehansko delo. To zmore zaradi svoje zgradbe in položaja, ki je tipičen: skeletne mišice so vpete na najmanj dve različni kosti, ki sta gibljivi v sklepu. Ob krčenju mišice kosti spremenita svoj medsebojni položaj. Prihaja do gibanja. Ob vsakem sklepu potekata vedno vsaj dve mišici (mišični skupini). Ena na strani, kjer prihaja do medsebojnega približevanja distalnih delov kosti, druga pa na nasprotni strani. Delovanje obeh mišičnih skupin je uravnavano s pomočjo živčnega sistema. Mišico, ki premaguje obremenitev in izvaja gibanje, imenujemo agonist, mišico, ki nasprotuje delu agonista, pa antagonist. Koordinacijo medsebojnega delovanja imenujemo medmišična koordinacija.

Gradbena enota skeletne mišice je mišično vlakno, ki nastane kot sincicij. Povprečni premer vlakna je 10-100 μm , največja dolžina pa 30 cm. Mišica nastane tako, da se več mišičnih vlaken združi v primarni snop, ki ga obdaja rahlo vezivo – endomysium (slika 2). Primarni snopi se združujejo v sekundarne, ki jih ovija zunanja mišična ovojnica – perymysium externum. Sekundarni snopi se končno združujejo v mišico, ki jo ovija rahlo vezivo – paramysium. Posamične mišice ali mišične skupine obdajajo čvrste vezivne ovojnice – fascie.

Tipična skeletna (slika 1) mišica ima svoj izvor – origo in narastišče – insertio. Izvor je po navadi nepremična točka in pri mišicah udov leži proksimalno, medtem ko je narastišče premična točka in po navadi leži distalno. Lahko je tudi nasprotno, tako da je gibljiv izvor in miruje narastišče. Tipična vretenasta mišica, kakršne so v udih, ima glavo – caput, trebuh – venter in rep – cauda, ki se konča s kito – tendo. Po obliki so mišice kratke, dolge in ploščate. Poznamo še enoperne – m. unipennatus, pri katerih mišična vlakna prehajajo v kito z ene strani, dvoperne mišice – m. bipennatus, kjer mišična vlakna prehajajo v kito iz obeh strani, ter večperne – m. multipennatus, kjer mišična vlakna potekajo od sten osteofascialnih oddelkov in se pripenjajo na osrednjo kito.



Slika 1: Zgradba skeletne mišice (iz Powers in Howley, 2004).



Slika 2: Mikrostruktura skeletne mišice (iz Powers in Howley, 2004).

1.2. DEFINICIJA NAVORA V SKLEPU, KI GA PROIZVAJA MIŠICA

Pri modeliranju nas zanima, kako nastane navor v sklepu in kako to vpliva na samo gibanje. Z definicijo navora v sklepu, ki ga proizvaja mišica, lahko opazujemo ali računamo prispevek sile mišice k neto kotnemu pospešku vsakega sklepa.

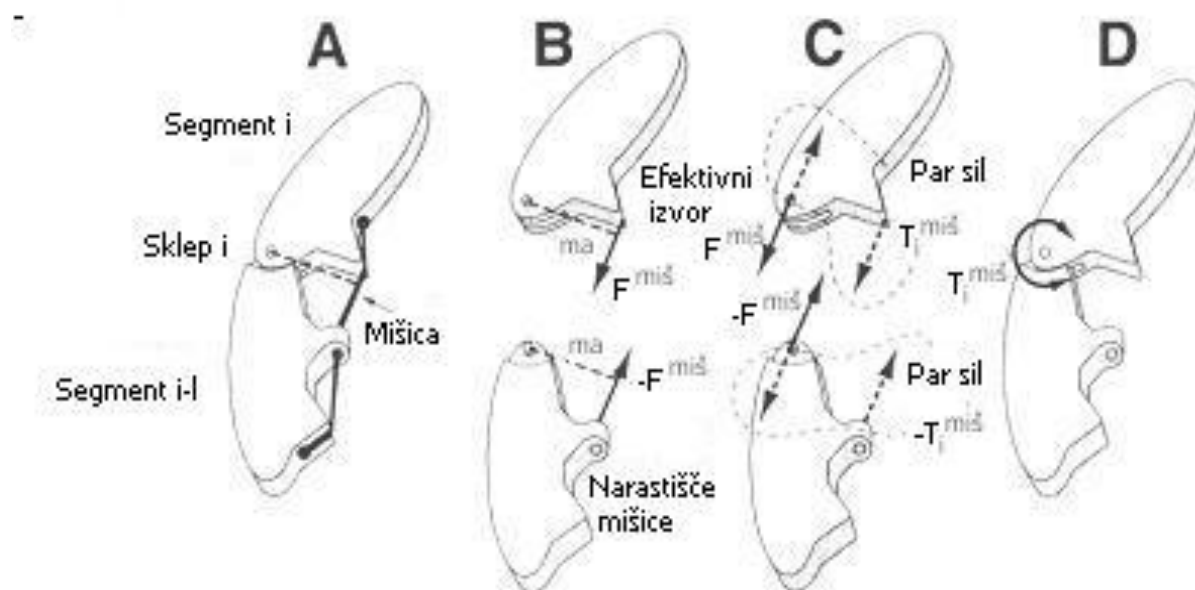
Mišice niso generatorji navora (Paul, 1978). Mišice so generatorji sile. Razvijejo sile, ki delujejo na segmente, na katere so pripete. So linearni, ne rotacijski aktivatorji. Pa vendar pogosto govorimo o "navoru v sklepu" ali "momentu sile v sklepu", ki ga razvije mišica, kot da mišica to dela po svoji naravi, čeprav ne. Težnja je, da bi na mišico gledali kot na rotacijski aktivator, ker si gibanje med segmenti pogosto predstavljamo kot rotacijo, namesto kot prenos. Gibanje segmentov si predstavljamo glede na to, kaj sklepi v osnovi delajo, se pravi, rotirajo. Želimo torej vedeti, kako delujejo mišice, da rotirajo sklepe (povzročajo kotno pospeševanje v sklepih). Vemo, da se sklepi krčijo/iztegujejo, in da sta upogib in iztezanje sklepov posledica delovanja mišic.

Vzemimo za primer enosklepno mišico, ki je pripeta na dva segmenta in poteka čez čepasti sklep (slika 3A). Če zanemarimo vsakršno trenje med mišico in segmentoma ali med to mišico in drugimi mišicami, bo na dinamiko segmentov sklepa (slika 3B) vplivala samo sila mišice pri svojem efektivnem izvoru in sila pri svojem efektivnem narastišču. Predpostavlja se torej, da sile v mišici na preostalem delu poti ni treba upoštevati pri izračunu njenega vpliva na pospešek segmentov. Ko obravnavamo enosklepno mišico kot generator sile, kar je pravilno, si jo v resnici pogosto predstavljamo kot mišico, ki razvije kolinearni sili na oba segmenta.

Pri čepastem sklepu brez trenja torej vpliv sile mišice na linearni in kotni pospešek enega segmenta glede na drugi segment določata navora obeh parov sil mišic (oziroma momentov obeh mišic v sklepih) (slika 3C). Ta dva navora skupaj imenujemo tudi navor v sklepu, ki ga proizvaja mišica (slika 3D).

Čepasti (in kroglasti) modeli sklepov brez trenja so seveda samo aproksimacija, vendar pogosto zadoščajo za preučevanje večsklepnih gibov, ki jih nadzira več mišic, in za preučevanje vpliva sile mišice na pospešek rotacije sklepov. Pri preučevanju sklepov, ki jih

nadzira več mišic in v katerih je prisotno močno trenje (na primer patologija), pa je potrebno izračunati kompresijske sile v sklepih. Spet druge študije zahtevajo kompleksnejšo kinematiko sklepov. V nekaterih primerih je morda dovolj točno, če upoštevamo mišice samo kot aktivatorje navora v sklepu (ali generatorje momenta). Vsekakor je pri uporabi dinamike vedno potrebno biti natančen (Kane in Levinson, 1985). Torej je treba na mišico gledati kot na aktivator, ki generira silo na izvoru in narastišču (slika 3B).

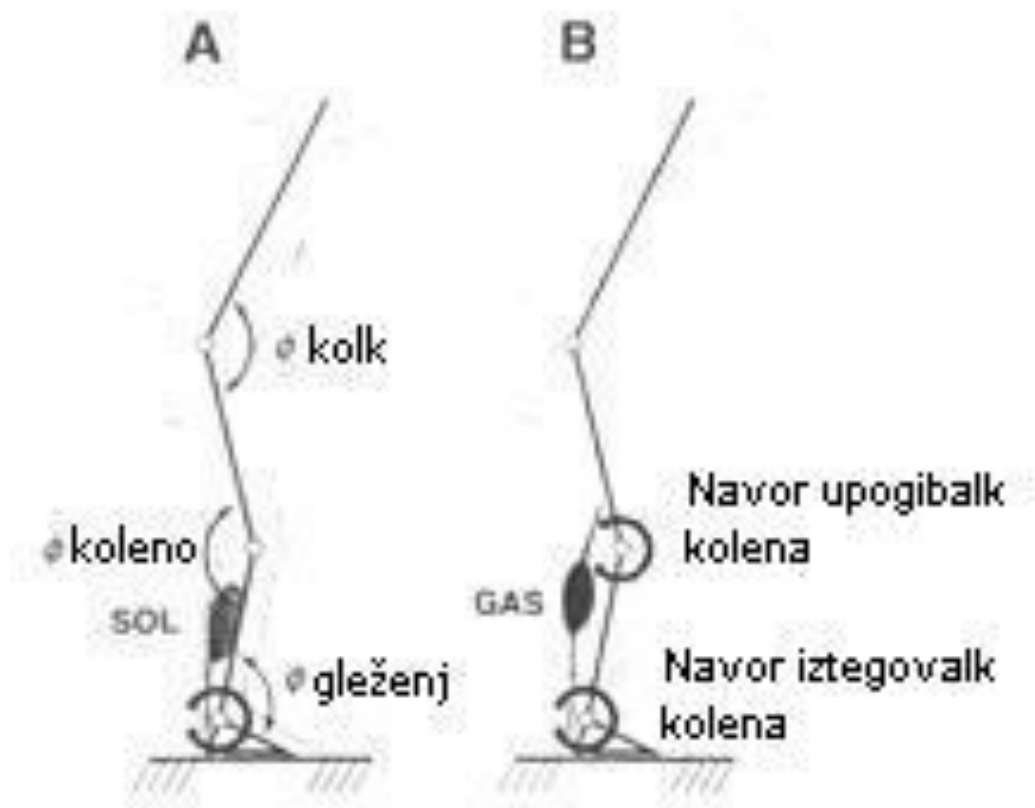


Slika 3: Navori v sklepu, ki jih lahko proizvedejo mišice (iz Zajac, 1993).

1.3. ANATOMSKA KLASIFIKACIJA IN FUNKCIJA MIŠIC

Mišice so razvrščene glede na usmerjenost navorov, ki jih proizvajajo v sklepih. Jasno je, da mišica proizvaja navor samo v tistem sklepu, prek katerega poteka (na sliki 3 samo v sklepu *i*). Velika mečna mišica se imenuje mišica iztegovalka gležnja, ker proizvaja navor, ki v gležnju povzroči iztezanje (slika 4A). Dvoglava mečna mišica se imenuje mišica iztegovalka gležnja in mišica upogibalka kolena, ker proizvaja tako navor, ki v gležnju povzroča iztezanje, kot tudi navor, ki v kolenu povzroči upogibanje (slika 4B). Tako lahko iz definicij rotacij sklepov (izteg, upogib) in iz anatomskega položaja mišice glede na sklep ugotovimo smer(i) navora v sklepu(ih) (slika 3) (Zajac in Gordon, 1989).

Ali bo smer, v kateri deluje mišica, da povzroči rotacijo sklepa, prek katerega poteka, enaka smeri navora v sklepu, ki ga razvije? V nekaterih primerih da, v drugih ne. Smer rotacije, v kateri deluje enosklepna mišica, da povzroči pospešek v sklepu, prek katerega poteka, je vedno enaka smeri navora v sklepu, ki ga razvije (velika mečna mišica povzroči iztezanje gležnja; $\Phi_{\text{gležnja}} > 0$ na sliki 4A) (Zajac, 1993). Torej je funkcija skladna z anatomijo. Če enemu od dveh sklepov, prek katerih poteka dvosklepna mišica, preprečimo gibanje (na primer z opornico), bo njena funkcija, ki bo zdaj enaka funkciji enosklepne mišice, prav tako skladna z anatomijo. Če pa sta oba sklepa, prek katerih poteka, prosta, lahko dvosklepna mišica povzroči, da se eden od sklepov, prek katerega poteka, giba v nasprotni smeri navora v sklepu, ki ga tam razvije (dvočlana mečna mišica lahko povzroči iztezanje kolena ali upogibanje gležnja) (Zajac, 1993).



Slika 4: Smeri navorov v sklepih (SOL – velika mečna mišica, GAS – dvočlana mečna mišica) (iz Zajac, 1993).

1.4. MIŠICA LAHKO POVZROČI POSPEŠEK V SKLEPU, PREK KATEREGA NE POTEKA

Zanimiv je tudi vpliv delovanja posamezne mišice na ostale segmente, ki se ga pri modeliranju pogosto zanemarja. Pri kompleksnejših modelih pa ga je potrebno upoštevati, ker mišica lahko povzroči pospešek v sklepih, prek katerih ne poteka, v enaki ali še večji meri kot v sklepih, prek katerih poteka. Velika mečna mišica na primer povzroča iztezanje gležnja, torej sklepa, prek katerega poteka. Pri človeku s ploskim stopalom, ki ima skoraj navpično držo, pa velika mečna mišica izteguje koleno dvakrat bolj kot gleženj, ker deluje na iztezanje stegna prav toliko kot na iztezanje goleni (na sliki 4A velika mečna mišica povzroča enak pospešek v stegnu v smeri urinega kazalca kot v goleni v nasprotni smeri urinega kazalca) (Zajac in Gordon, 1989). Dejstvo, da lahko mišica povzroča pospeške v segmentih, na katere ni pripeta, in v sklepih, prek katerih ne poteka, izhajajo iz inercialnih sil, ki se prenašajo z enega segmenta na drugega prek reakcijskih sil v sklepih (inercialni spoj) (Zajac, 1993).

Da bi ugotovili, kolikšen je prispevek sile mišice k neto kotnemu pospešku vsakega sklepa, vključno s sklepi, prek katerih mišica ne poteka, je treba poiskati dinamične enačbe gibanja (Kane in Levinson, 1985). Enačbe gibanja določajo pospeške segmentov telesa glede na trajektorije sile in navora, ki delujejo na te segmente. Matriko enačb za model togega telesa brez trenja ali stoje na ploskih nogah (slika 8) lahko zapišemo takole (Gordon idr., 1988; Kuo in Zajac, 1992):

$$M(\Phi)\Phi'' = T^{miš} + V(\Phi, \Phi') + G(\Phi) \quad (1)$$

kjer so Φ , Φ' , Φ'' vektorji kotov v sklepih, kotnih hitrosti v sklepih in kotnih pospeškov v sklepih, ki naj bi se gibali (tj. gleženj, koleno in kolk). $T^{miš}$ je vektor neto navorov v sklepih, ki jih proizvedejo vse mišice, ki potekajo prek vseh treh sklepov; $M(\Phi)$ je masna matrika, ki je med drugim odvisna od tega, kako je telesna masa porazdeljena med segmenti in koti sklepov; $V(\Phi, \Phi')$ je vektor navorov sklepov zaradi gibanja segmentov (centripetalne in Coriolisove sile); $G(\Phi)$ pa je vektor navorov sklepov, ki jih povzroča težnost. Če bi bilo potrebno, bi lahko dodali še navorne sklepe iz pasivnega mehkega tkiva in nemišičnih struktur sklepov (Zajac in Winters, 1990).

Torej enosklepna mišica pri večsklepni gibalni nalogi praviloma prispeva h kotnemu pospešku v najmanj enem sklepu, prek katerega ne poteka.

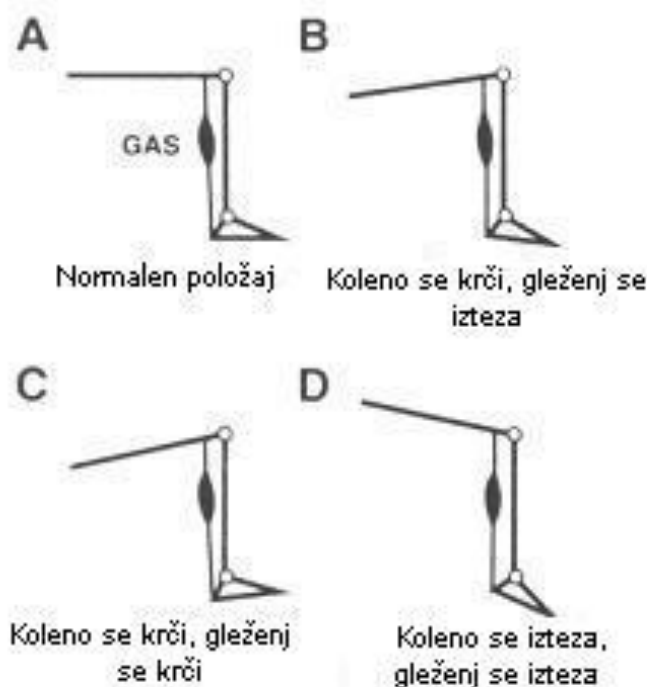
Ker vsak od obeh navorov v sklepu, ki ju proizvaja dvosklepna mišica, deluje s pospeškom na vse sklepe, dvosklepna mišica podobno kot enosklepna mišica deluje s pospeškom na vse sklepe in segmente. Vendar pa je kotni pospešek v enem sklepu, ki ga povzroča dvosklepna mišica glede na drugega, odvisen tudi od razmerja med navori v sklepih, ki jih proizvedejo mišice, oziroma, od razmerja ročic momenta mišice v obeh sklepih (Zajac in Gordon, 1989).

To pomeni, da so enačbe gibanja praviloma odvisne od naloge. Tako se od naloge do naloge razlikuje, kako se navori v sklepih transformirajo v kotne pospeške v sklepih in kako mišica deluje s pospeškom na sklepe (Zajac in Gordon, 1989).

1.5. DVOSKLEPNA MIŠICA LAHKO DELUJE S POSPEŠKOM NA SKLEPE, PREK KATERIH POTEKA, V NASPROTNI SMERI NAVOROV V SKLEPIH, KI JIH PROIZVEDE

Pri ugotavljanju prispevka sile mišice k neto kotnemu pospešku vsakega sklepa se pojavi dodaten problem, ko v kompleksen model dodajamo dvosklepne mišice. Posledica inercialnega spoja je, da dvosklepna mišica lahko deluje s pospeškom na enega od sklepov, prek katerega poteka, v nasprotni smeri navora v sklepu, ki ga v tem sklepu proizvede (Andrews, 1985; Andrews, 1987; Gordon idr., 1988; Zajac in Gordon, 1989). Dvoglava mečna mišica lahko povzroči iztezanje kolena ali upogibanje gležnja, čeprav proizvaja navor, ki povzroča upogibanje kolena in navor, ki povzroča iztezanje gležnja (Gordon idr., 1988; Zajac in Gordon, 1989). Dejstvo je, da med pokončno stojo dvoglava mečna mišica lahko povzroča iztezanje kolena, ker njegov navor, ki povzroča iztezanje gležnja, iztegne koleno veliko bolj kot njegov navor, ki povzroča upogibanje kolena, upogne koleno. Seveda v drugačnih držah ali drugih gibalnih nalogah dvoglava mečna mišica lahko deluje s pospeškom na koleno in gleženj na enega od drugih dveh načinov (slika 5). Vse tri situacije so teoretično možne (slika 5). Vendar pa dvoglava mečna mišica ne more hkrati povzročiti iztezanja kolena in upogibanja gležnja. Dvosklepna mišica nikoli ne more hkrati povzročiti pospeška v obeh

sklepah, prek katerih poteka, v nasprotni smeri navorov, ki ju proizvaja v teh dveh sklepih (Zajac, 1993).

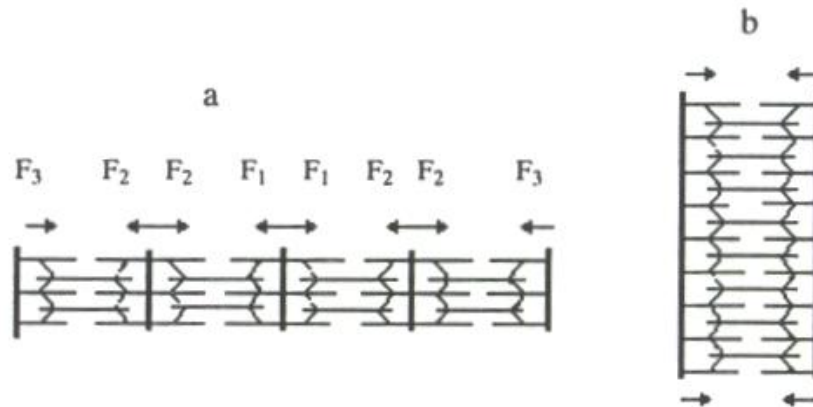


Slika 5: Teoretične situacije delovanja dvoglave mečne mišice (GAS – velika mečna mišica) (iz Zajac, 1993).

1.6. MIŠIČNI DEJAVNIKI MAKSIMALNE MIŠIČNE MOČI

1.6.1. PREČNI PRESEK MIŠICE

V dolgi in tanki mišici, v kateri so sarkomere postavljene zaporedno, sta si sila F_1 in F_2 nasprotni, ostane le sila F_3 , ki deluje na mišična pripoja (slika 6). Mišica, ki je daljša, torej ne more razviti večje sile kot enako debela in krajša mišica. Debela mišica, v kateri je enako število miozinskih in aktinskih filamentov, postavljenih vzporedno, razvije štiri krat večjo izometrično silo kot mišica v primeru a.

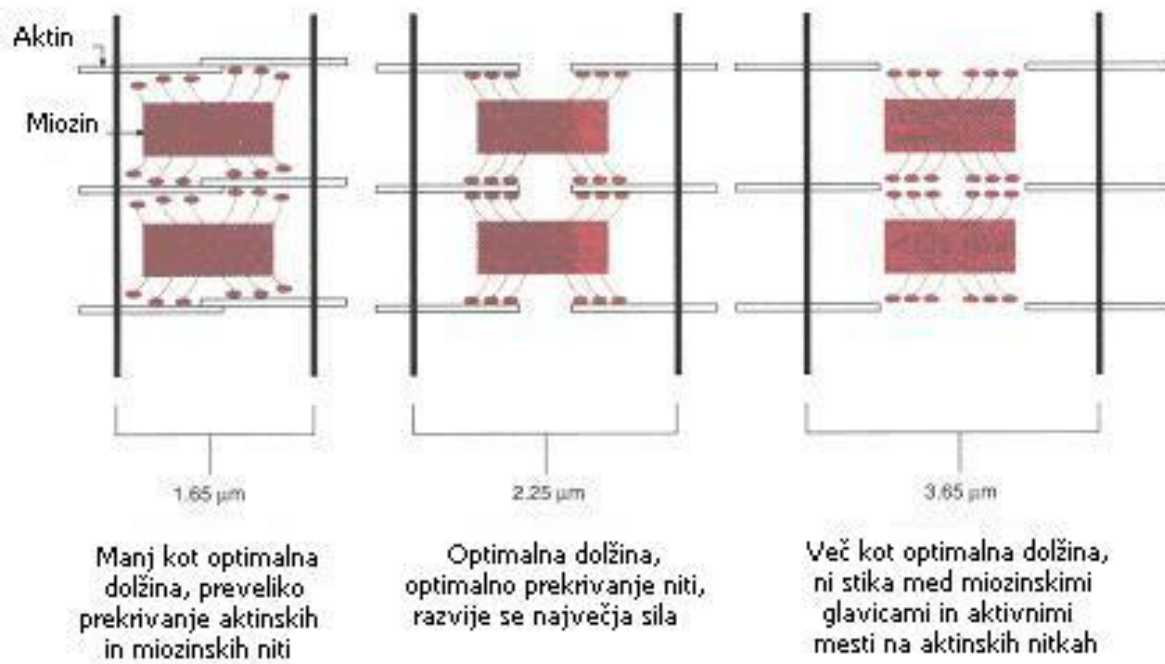


Slika 6: Zaporedno in vzporedno postavljene sarkomere (iz Bravničar - Lasan, 1996).

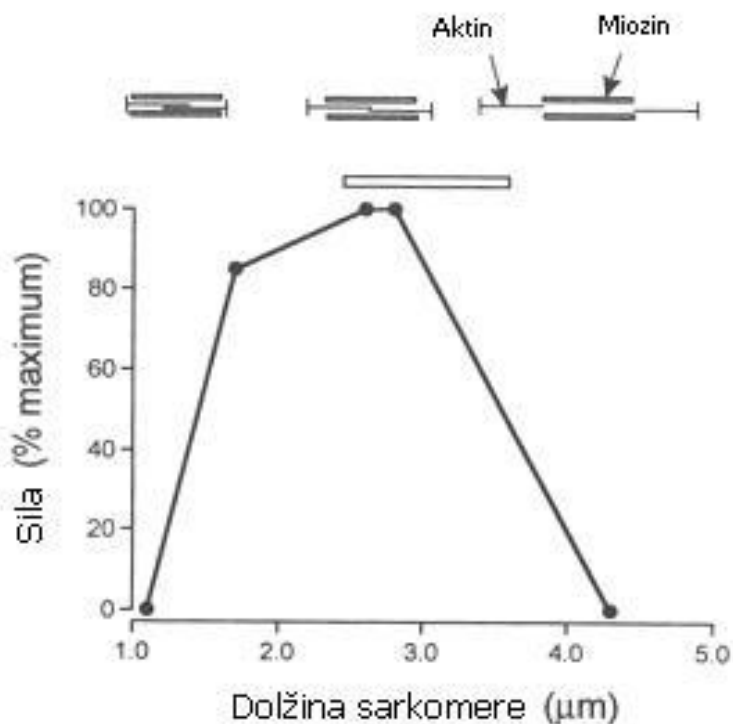
1.6.2. RAZMERJE SILA - DOLŽINA

Mišična celica razvije maksimalno silo, kadar je njena dolžina pred začetkom krčenja enaka 1,2 – kratni vrednosti njene dolžine v mirovanju (slika 8). To je optimalna dolžina mišične celice. Če je začetna dolžina mišične celice večja ali manjša od optimalne, je sila krčenja manjša. Če je začetna dolžina mišične celice 65% ali 170% optimalne, dražljaj ne povzroči nobene spremembe napetosti.

Ker je sila v mišici posledica interakcije med aktinskimi in miozinskimi nitkami, so različne napetosti pri različnih dolžinah mišičnih celic posledica spreminjanja števila prečnih mostičev v področju prekrivanja aktinskih in miozinskih filamentov (slika 7). Pri optimalni dolžini je število največje, pri 65% optimalne dolžine Z liniji pritisneta na miozinske nitke in preprečita vsako naraščanje napetosti, pri 170% optimalne dolžine ni nobenega kontakta med miozinom in aktinom in krčenje ni možno (slika 7).

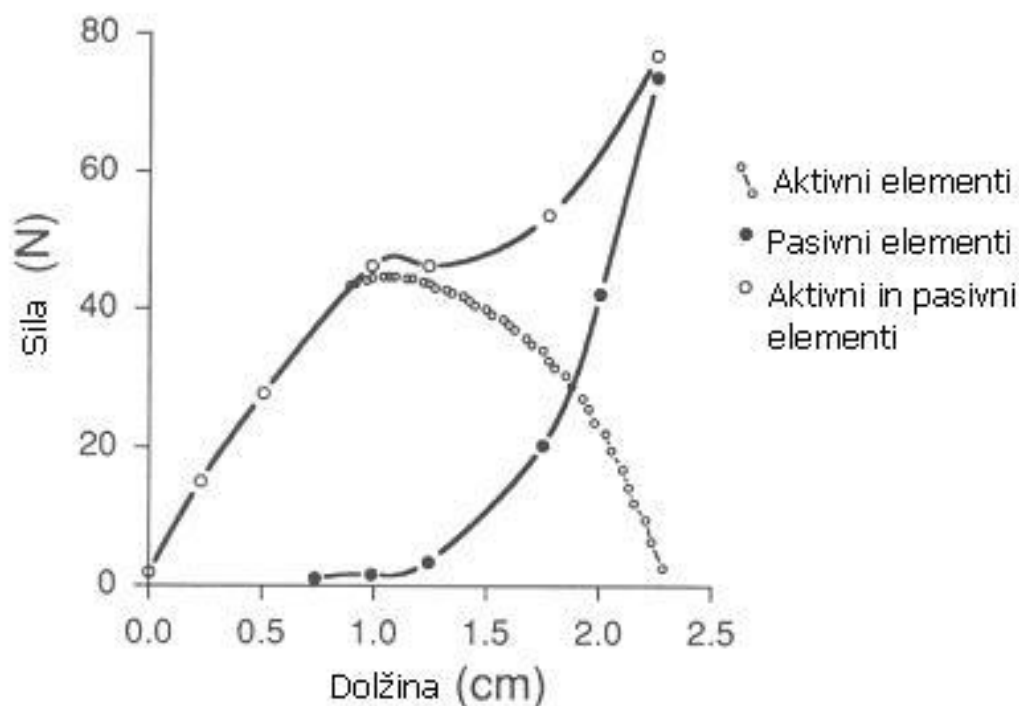


Slika 7: Prekrivanje aktinskih in miozinskih filamentov (iz Powers in Howley, 2004).



Slika 8: Razmerje sila - dolžina sarkomere (iz Enoka, 2002).

Mišična sila pa ni odvisna samo do aktivnega procesa povezovanja prečnih mostičev. Mišica je sestavljena tudi iz precejšnje količine vezivnega tkiva, ki ima podobne lastnosti kot močan elastični trak. Ko so raztegnjene, te strukture proizvajajo pasivno silo, ki dopolnjuje aktivno silo prečnih mostičev (slika 9). Zaradi te interakcije je proizvedena sila odvisna od kontraktilnih (miofilamenti) in strukturnih (vezivno tkivo) elementov mišice (Rozman, 1999).



Slika 13: Prispevek aktivnih in pasivnih elementov k celotni sili pri spremembi mišice (iz Enoka, 2002).

1.6.3. RAZMERJE KOT - NAVOR

Prispevek mišice k gibanju je odvisen od njene sposobnosti, da proizvaja navor, ki je produkt sile in ročice. Pretvarjanje razmerja sila – dolžina v razmerje kot – navor je zapleteno zaradi najmanj treh dejavnikov, ki lahko vplivajo na dolžino.

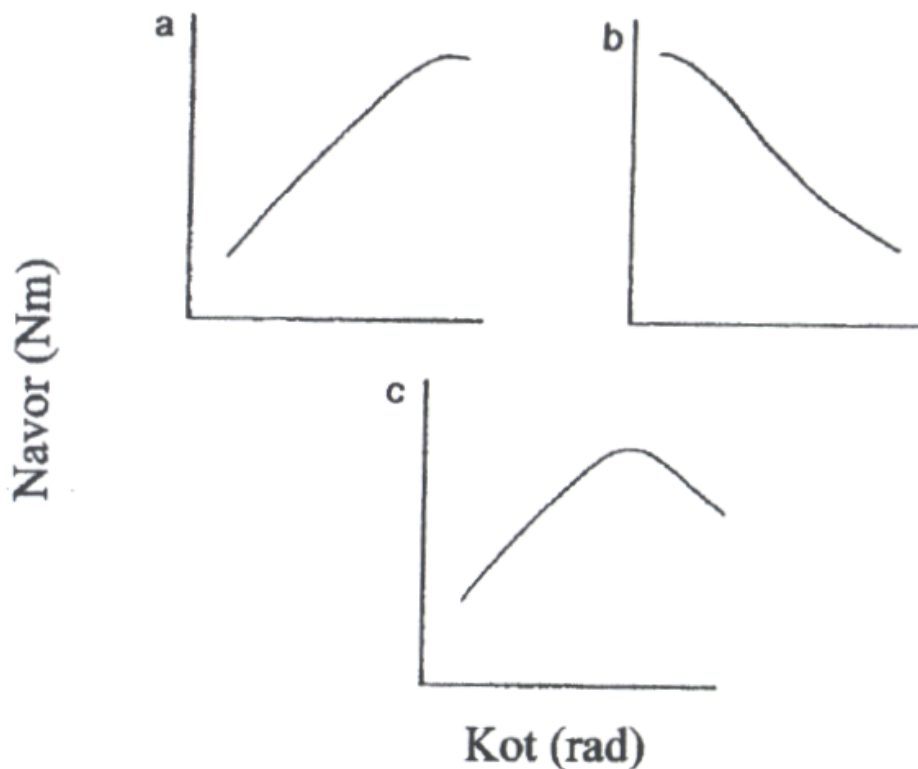
Prvič: Gibanje večine delov telesa nadzorujejo mišične skupine, ne pa posamezne mišice. Ker so posamezne mišice teh mišičnih skupin različno zgrajene, imajo mišična vlakna teh mišic pri različnih kotih v sklepu različne položaje na krivulji sila – dolžina.

Drugič: Ker veliko število mišic (stegenska prema mišica, polkitasta mišica,...) deluje v več kot enem sklepu, se dolžina in s tem tudi sila teh mišic ne spreminja samo s položajem enega sklepa.

Tretjič: Sprememba mišične sile ne povzroči enakih sprememb v mišičnem navoru, ker je le ta produkt dveh spremenljivk (sile in ročice). Potrebno je upoštevati tudi vpliv dolžine (kota v sklepu) na ročico. Lieber (1992) je ugotovil, da največja mišična sila ne nastopi v istem kotu kot največja ročica in da je največji navor v kotu med tema dvema. Vendar pa je mišična sila glavna determinanta mišičnega navora v sklepu. Izjeme so velika mečna mišica, srednja zadnjična mišica in stegenska prema mišica.

Razmerje kot – navor se med mišicami razlikuje zaradi zgradbe mišičnih vlaken, števila sklepov, ki jih mišica prečka in vpliva kota v sklepu na ročico (Kulig, Andrevs in Hay, 1984).

Na splošno ima razmerje kot – navor eno izmed treh oblik: vzpenjajočo se, padajočo ali srednjo (slika 10). Pri vzpenjajočem se razmerju (m. upogibalke kolena, m. primikalke kolka) navor narašča do platoja s povečevanjem kota v sklepu (slika 10A). Pri padajočem razmerju (m. odmikalke kolka) je navor največji pri najmanjšem kotu v sklepu in pada z naraščanjem kota (slika 10B). Pri srednjem razmerju (m. iztegovalke in upogibalke komolca, m. iztegovalke kolena) pa je navor največji pri srednjem kotu v sklepu (slika 10C). To je najbolj pogosta oblika razmerja kot – navor.

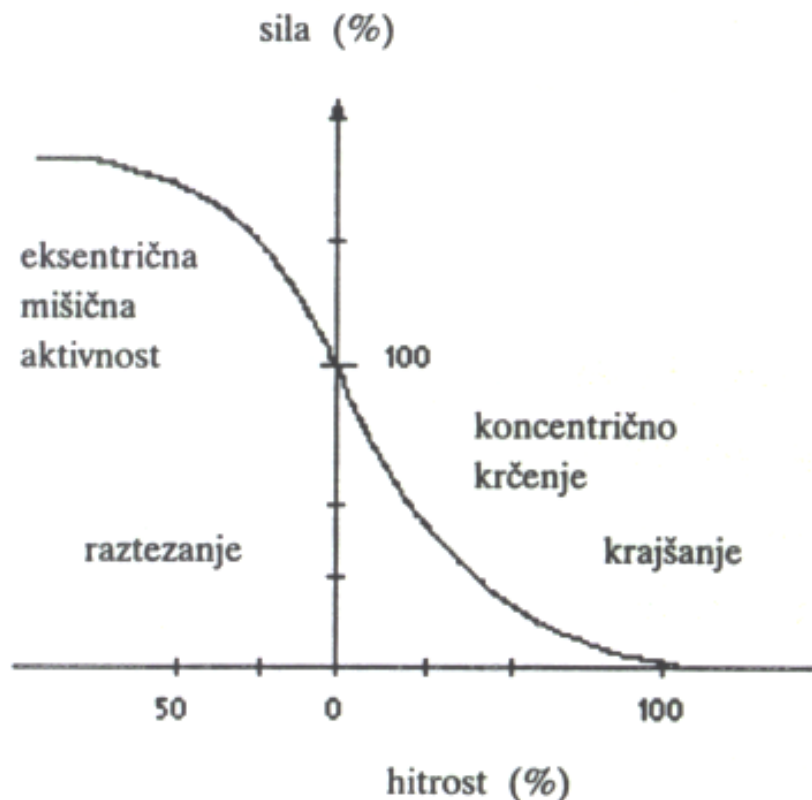


Slika 10: Tri oblike razmerja kot - navor: (a) vzpenjajoča, (b) padajoča, (c) srednja (Kulig, Andrevs in Hay, 1984).

1.6.4. RAZMERJE SILA - HITROST

Večina skeletnih mišic je sestavljena iz počasnih in hitrih motoričnih enot. Razmerje med njimi določa odnos sila - hitrost mišice.

Sila, ki jo mišična celica razvije, je povezana s hitrostjo giba: čim hitreje se mišica krajša, manjša je sila, ki jo pri krčenju razvije. Pri maksimalni hitrosti krajšanja je mišica sposobna razviti zelo majhno silo (slika 11).



Slika 11: Razmerje sila - hitrost (iz Bravničar - Lasan, 1996).

Odnos med razvito silo in hitrostjo krajšanja je bazična lastnost mišične celice in temelji na sodelovanju med aktinom in miozinom. Čim večja je zunanja sila, manjša je hitrost, pri kateri posamezni prečni mostiček ponovi svoj cikel aktivnosti, ker se mora sila v mostičku najprej izenačiti z zunanjo silo, da se lahko prečni mostiček premakne.

Od aktivnosti miozin ATP-aze in prožnosti prečnih mostičkov je odvisno, kako hitro bo naraščala napetost v prečnem mostičku in kakšna bo hitrost njegovega premikanja.

Maksimalna hitrost krajšanja glikolitičnih hitrih mišičnih celic je štirikrat večja od maksimalne hitrosti krajšanja oksidacijskih počasnih mišičnih celic.

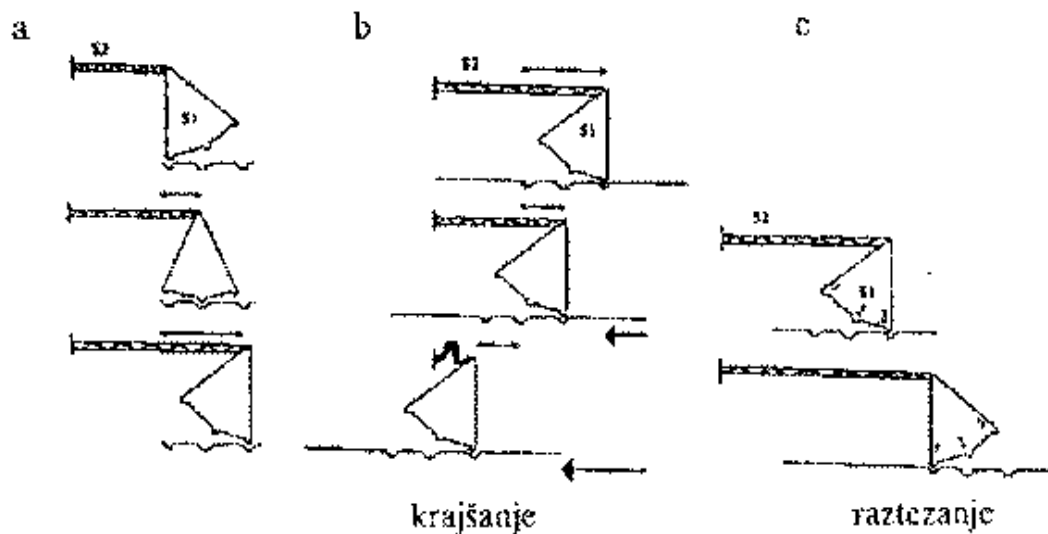
Med aktivnim mišičnim raztezanjem (ekscentrična mišična aktivnost) se razvije sila, ki je večja od izometrične sile in se spreminja s hitrostjo. S povečevanjem hitrosti raztezanja

narašča sila do maksimalne vrednosti pri izometričnem krčenju do 1,8 kratne maksimalne vrednosti. To povzroči dotok večjega števila živčnih impulzov, ki je posledica dodatne aktivacije alfa motoričnega nevrona prek mišičnega vretena.

Pri ekscentrični kontrakciji se mišica upira raztezanju, ki ga povzročijo zunanje sile. Takojšen mehanski odziv aktivirane mišice na ekscentrično kontrakcijo imenujemo elastična togost na kratki razdalji. Opisana je kot mehanizem, ki poveča silo pri ekscentrični kontrakciji. Pri maksimalno aktivirani mišici je samo še togost na kratki razdalji tista, ki lahko bistveno poveča silo v mišici. Refleksi ne delujejo več, ker je že dovolj Ca v sarkomeri.

Pri koncentričnem krčenju je mišična sila manjša od sile pri izometričnem krčenju zaradi razvijanja različnih napetosti v raztegljivem delu prečnega mostička miozinske molekule. Ko aktinske nitke drsijo mimo miozinskih proti sredini a pasu, se krajša S2 segment, kar zmanjša napetost v posameznem prečnem mostičku. Čim hitrejši je gib, večje je skrajšanje S2 segmenta in manjša je napetost v njem. Pri večji hitrosti krajšanja sarkomere je tudi manjše število vzpostavljenih prečnih mostičev, kar se odraža na nižji sili mišice pri večji hitrosti. Pri izometričnem krčenju pa v raztegljivem delu S2 napetost narašča (slika 12).

Pri številnih gibanjih, kot so hoja po stopnicah navzdol, spuščanje iz vese v zgibi, ipd. se aktivne mišice raztezajo. Sila, ki se razvije pri taki vrsti gibov, je večja od izometrične sile. Naraščanje sile je lahko posledica raztezanja segmenta S2, ki se pri ekscentrični mišični aktivnosti raztegne bolj kot pri izometričnem krčenju, posledica je večja napetost v vsakem posameznem prečnem mostičku.



Slika 12: premikanje prečnih mostičev pri koncentrični in ekscentrični kontrakciji (iz Bravničar - Lasan, 1996).

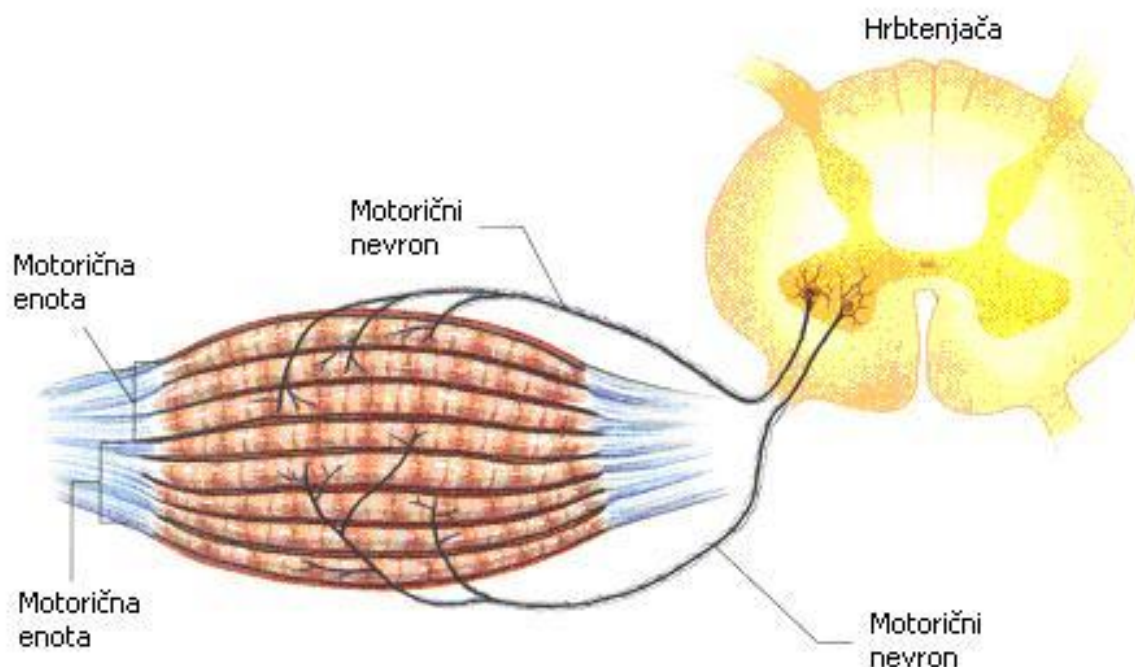
1.7. NEVRALNI DEJAVNIKI MAKSIMALNE MIŠIČNE MOČI

Vsaka mišična celica je povezana z živčnim vlaknom. Ta živčna vlakna so imenovana alfa motorični nevroni in potekajo vse do hrbtenjače. Stimulacija alfa motoričnega nevrona začne proces naprežanja mišičnih vlaken, ki jih ta motorični nevron oživčuje.

En alfa motorični nevron oživčuje različno število mišičnih celic (10 – 1700) in skupaj z njimi tvori motorično enoto (slika 13). Tako je motorična enota definirana kot skupek mišičnih vlaken, ki jih oživčuje isti motorični nevron. Akcijski potencial, ki povzroči kontrakcijo motorične enote, aktivira vsa mišična vlakna v njej.

Ker vsak motorični nevron oživčuje toliko mišičnih celic, lahko že z nekaj motoričnimi nevroni aktiviramo na tisoče mišičnih celic. Glede na tip mišičnih celic v motorični enoti imamo tri tipe motoričnih enot – oksidacijske počasne, oksidacijske hitre in glikolitične hitre. Motorični nevroni, ki pripadajo različnim tipom motoričnih enot, se razlikujejo po velikosti in

ekscitacijskih značilnostih. Tanjša živčna vlakna imajo višjo vzdražnost in se zato hitreje aktivirajo.



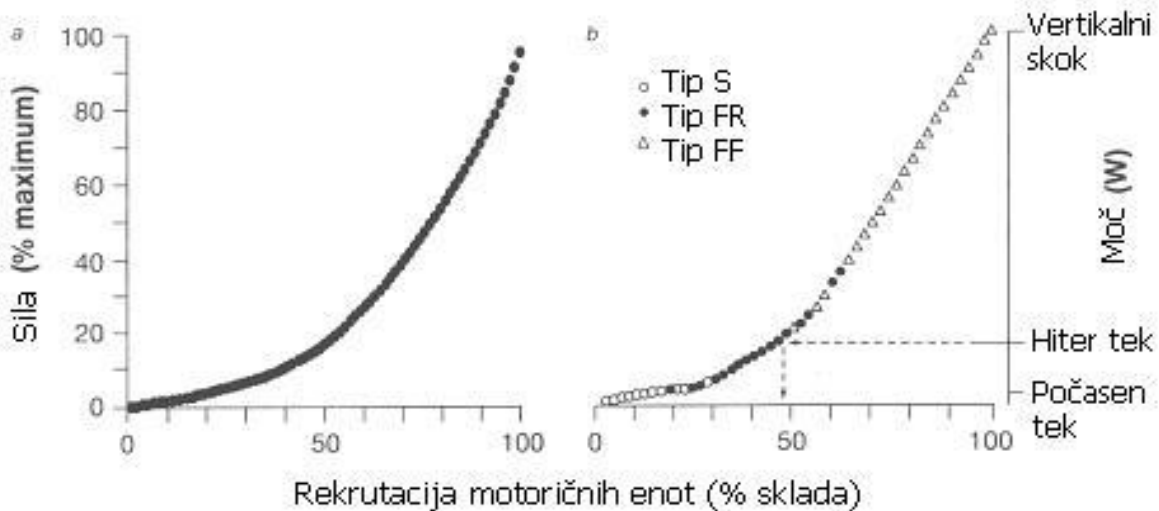
Slika 13: Motorična enota (iz Powers in Howley, 2004).

Mišica je sestavljena iz večjega števila motoričnih enot, ki so zasnovane tako, da proizvajajo individualne skrčke. Ker pa je za premagovanje zunanjih bremen potrebna večja sila, kot jo proizvede posamezen skrček, se začnejo akcijski potenciali zlivati, kar pripomore k seriji skrčkov, ki proizvedejo večjo silo kot posamezen skrček. Več akcijskih potencialov v kratkem času povzroči gladko ali tetanično kontrakcijo.

Motorična enota torej predstavlja funkcionalno živčno-mišično enoto, ki določa mišično silo, ta pa se spreminja s spreminjanjem stopnje aktivnosti motoričnih enot (Kernell, 1992). To omogočajo trije principi: rekrutacija motoričnih enot, frekvenčna modulacija in vzorec proženja akcijskih potencialov.

1.7.1. REKRUTACIJA MOTORIČNIH ENOT

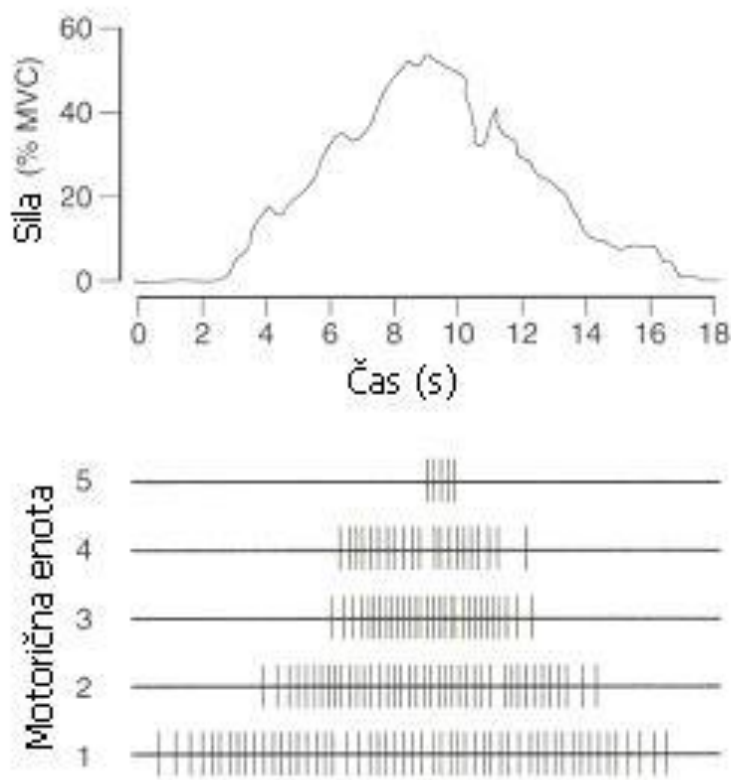
Leta 1938 sta Denny-Brown in Pennybacker ugotovila, da izvedbo nekega gibanja vedno spremlja aktivacija motoričnih enot v točno določenem zaporedju. Več motoričnih enot je aktivirano oziroma rekrutirano, večja je mišična sila. Ko je posamezna motorična enota enkrat rekrutirana, ostane aktivna, dokler sila ne popusti. Slika 14 prikazuje naraščanje in padanje mišične sile s spreminjanjem števila aktivnih motoričnih enot. Motorična enota 1 je aktivirana prva in ostane aktivna, dokler ne popusti. V prikazanem primeru sila doseže plato, ko se preneha aktiviranje novih motoričnih enot in se že aktiviranim ne spreminja frekvenca akcijskih potencialov. Velikost mišične sile se zmanjša z izklapljanjem motoričnih enot v obratnem vrstnem redu, kot so bile aktivirane. To pomeni, da se prva izklopi motorična enota, ki je bila aktivirana zadnja (Enoka, 2002).



Slika 14: Hipotetičen model rekrutacije motoričnih enot glede na dinamične zahteve gibanja (Enoka, 2002).

Vrstni red vključevanja in izključevanja motoričnih enot imenujemo Henemanov princip (Heneman, 1981). Vrstni red rekrutacije motoričnih enot je torej določen in mi nanj nimamo zavestnega vpliva. Vendar to ne drži v vseh primerih. Pri draženju kožnih receptorjev z električno stimulacijo so se najprej aktivirale velike (hitre) motorične enote, ki so sposobne razviti večjo silo. Drugo odstopanje od Henemanovega principa je v primeru ekscentrične kontrakcije, kjer prav tako pride do aktivacije hitrih motoričnih enot, počasne pa ostanejo

neaktivne (Nardone, Romano in Schieppati, 1989). S samo rekrutacijo motoričnih enot lahko mišica doseže približno 50% do 85% maksimalne sile, kar je odvisno od posamezne mišice (Enoka, 1994; Kukullka in Clamann, 1981). Začetno naraščanje sile vsaj do 50% maksimalne sile je odvisno od hkratnega naraščanja rekrutacije in frekvence proženja akcijskih potencialov (slika 15) (Monster in Chan, 1977; Person in Kudina, 1972).



Slika 15: Vzorec rekrutacije in frekvenčne modulacije motoričnih enot med izvajanjem postopne kontrakcije od 0 do 50% maksimalne sile (Kamen in DeLuca, 1989).

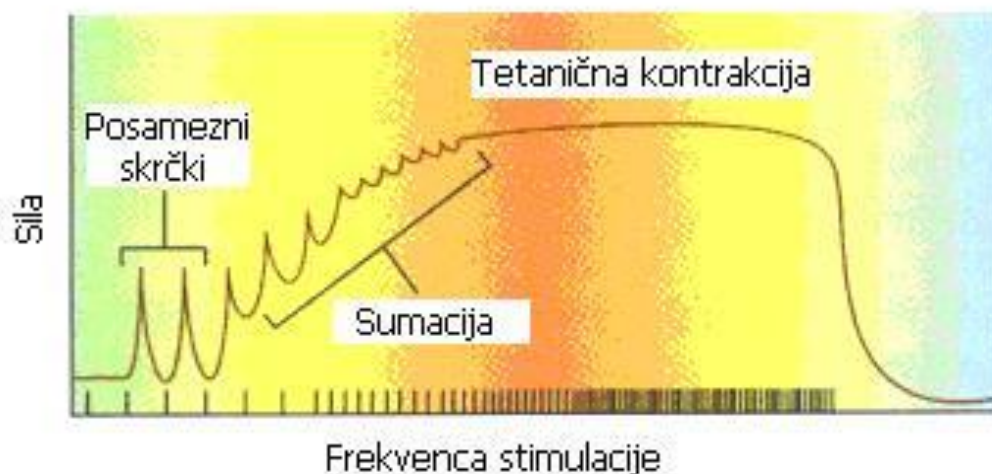
1.7.2. FREKVENČNA MODULACIJA MOTORIČNIH ENOT

Poleg rekrutacije je naraščanje mišične sile odvisno od povečanja frekvence proženja akcijskih potencialov. Ko je motorična enota rekrutirana, lahko mišična sila še vedno narašča zaradi povečanja frekvence proženja akcijskih potencialov. Vsak akcijski potencial povzroči maksimalno krčenje mišične celice. Krčenje (naraščanje napetosti, skrajševanje) lahko traja

od 10 do 100 ms. Delovanje novega akcijskega potenciala po končani fazi sprostitve povzroči v mišični celici identičen mehanski odgovor kot predhodni dražljaj.

Če deluje nov dražljaj na mišično celico v času krčenja, se bo napetost, ki jo povzroči, nadgradila na napetost, ki jo je povzročil predhodni dražljaj (zlivanje akcijskih potencialov). S povečevanjem frekvence akcijskih potencialov se povečuje raven napetosti v mišični celici, dokler se ne razvije maksimalna tetanična napetost, ki je 3 – 4 krat večja od enkratnega krčenja (slika 16).

Ker traja pri različnih tipih mišičnih celic faza krčenja različno dolgo, je frekvenca dražljajev, ki povzroči tetanično napetost v mišični celici različna (pri počasnih mišičnih celicah je ta frekvenca 30 Hz, pri hitrih mišičnih celicah pa 80 Hz).



Slika 16: Sumacija skrčkov z naraščanjem frekvence proženja akcijskih potencialov do tetanične kontrakcije (iz Powers in Howley, 2004).

1.7.3. VZOREC PROŽENJA AKCIJSKIH POTENCIALOV

Sila, ki jo proizvede mišica, ni odvisna samo od rekrutacije motoričnih enot in frekvence proženja akcijskih potencialov, ampak tudi od vzorca aktivnosti akcijskih potencialov (Windhorst, 1988). Vzorec proženja akcijskih potencialov se nanaša na časovno razmerje med enim akcijskim potencialom in drugimi akcijskimi potenciali, ki so proizvedeni v isti ali

drugih motoričnih enotah. Obstajajo najmanj trije pomembni vzorci proženja akcijskih potencialov: mišična jasnovidnost, dvojni akcijski potencial in sinhronizacija motoričnih enot.

Mišična jasnovidnost je sprememba frekvence proženja akcijskih potencialov, ki se pojavi pri mišični utrujenosti. Z naraščanjem utrujenosti se prične frekvenca proženja akcijskih potencialov zmanjševati (Birgland-Ritchie idr., 1983; Dietz, 1978). To zmanjševanje je prilagoditev živčne aktivnosti spremenjenim pogojem v mišici (Enoka in Stuart, 1992). Ker ta proces prilagajanja vsaj delno nadzira mišica, je zmanjševanje frekvence proženja akcijskih potencialov imenovana mišična jasnovidnost.

Drugi vzorec proženja akcijskih potencialov je dvojni akcijski potencial, kar pomeni sprožitev dveh akcijskih potencialov ene motorične enote znotraj 10 ms. Motorične enote človeških mišic ponavadi prožijo akcijske potenciale v razmiku 7 do 35 Hz, kar pomeni 30 do 140 ms dolge intervale med zaporednimi akcijskimi potenciali. Ko je motorična enota električno stimulirana s približno 12 Hz in je vmes vrinjen dvojni akcijski potencial, se proizvedena sila motorične enote močno poveča (Burke, Rudomin in Zajac, 1970). Na splošno pa se dvojni akcijski potencial pri zavestnih gibih ne pojavlja pogosto, razen pri eksplozivnih kontrakcijah.

Sinhronizacija motoričnih enot se nanaša na začasno ujemanje proženja akcijskih potencialov med različnimi motoričnimi enotami. Če so akcijski potenciali, proizvedeni v eni motorični enoti, časovno neodvisni glede na akcijske potenciale proizvedene v drugih motoričnih enotah, potem so nesinhroni. Če pa časovna povezanost proženja akcijskih potencialov dveh motoričnih enot obstaja, potem so sinhroni.

1.8. KOORDINACIJA GIBANJA

Mišično koordinacijo omogoča osrednji živčni sistem v sodelovanju z mišicami. Kakovost je v optimalnem časovnem in prostorskem udejstvovanju, kar omogoča racionalno uporabo energije (Čajavec1997).

Koordinacija je človekova sposobnost kar najbolj usklajenega gibanja nasploh, posebej pa v nenaučenih, nepredvidljivih in/ali zahtevnih motoričnih nalogah (Ušaj, 1997).

Koordinacija je sposobnost učinkovitega oblikovanja in izvajanja kompleksnih gibalnih nalog in je posledica optimalne usklajenosti delovanja vseh ravni osrednjega živčevja in skeletnih mišic. Koordinacija zahteva optimalno časovno in prostorsko povezanost obeh sistemov, kar se kaže v minimalni porabi energije (optimizacija, ekonomizacija gibanja) in s kasnejšim pojavom utrujenosti. Boljša koordinacija je posledica večje usklajenosti delovanja mišičnih skupin in odsotnosti vseh nepotrebnih gibov (Bravničar - Lasan, 1996).

Program za začetek giba (gibov) se sproži v motorični skorji šele po predhodni stimulaciji iz limbičnega sistema. V limbičnem sistemu je center za motivacijo in emocije, ki sproži nadaljnje postopke. Signali se od tu projicirajo k motoričnim predelom skorje, kjer se oblikuje koncept zelenega giba. Ti predeli ga posredujejo malim možganom, kjer se oblikuje časovni in prostorski program vzburjenj za hitre, balistične gibe, in bazalnim ganglijem, ki so odgovorni za časovni in prostorski program vzburjenj za organizacijo počasnejših gibov. Ti programi se prek talama vračajo v motorični korteks, od koder se po piramidni progi spustijo do ustreznih motoričnih nevronov v možganskem deblu ali v sprednjih rogovih hrbtenjače, ki so povezani z mišicami, katerih aktivnost bo oblikovala ustrezno gibanje (Bravničar - Lasan, 1996).

Pomemben vidik motoričnega programa je kinestetična informacija, ki se integrira na različnih nivojih CZS in ki splošni gibalni program priredi dejanskemu stanju efektornega sistema (dolžina, hitrost, sila mišic ipd). To postane pomembno, ko dodatna električna stimulacija poruši sistem kinestetičnih informacij in s tem poskrbi za dezintegracijo gibanja.

Kljub vsemu pa je preenostavno razmišljati o gibalnih programih v smislu specifičnih navodil, ki se nanašajo na aktivnost posameznih mišic. Merton opisuje svoja opažanja pri pisanju svojega podpisa z zelo majhnimi črkami z uporabo povečevalnega stekla in pri podpisovanju na steno. Podpis, podpisan s pomočjo lupe, je bil enak kot tisti, ki ga je napisal na steno. Specifične mišice, ki jih je uporabil za izvedbo obeh nalog, pa so povsem različne. V prvem primeru so bili potrebni rahli fini gibi mišic rok, v drugem pa veliki drzni gibi cele okončine in ramen. Kljub temu je bil podpis v obeh primerih značilno njegov lasten, kar je slutiti, da je uravnavanje sicer postavljeno v neko višje centralno področje, da pa obstaja v veliko bolj kompleksni obliki, kot je samo časovno in prostorsko zaporedje mišičnih gibov (povzeto po Bravničar Lasan, 1996).

1.8.1. PERIFERNA KONTROLA GIBANJA

Gre za uskladitev aktivnosti aktivacije mišice in inhibicijskih refleksov, posebej kitnega (Golgijev organ), pri zelo silovitih krčenjih mišic. Ta so navadno prisotna pri premagovanju zelo velikih bremen in/ali ekscentrično - koncentričnih krčenjih, ki so pogosta pri poskokih, seskokih, zamahih, udarcih. Velika aktivacija agonistov s pomočjo alfa in gama motoričnega sistema večkrat povzroči zelo velike sile v kitah in zato aktivacijo inhibicijskega refleksa. Če mišica ni prilagojena na takšne obremenitve, potem je lahko učinek inhibicijskega refleksa prevladujoč (Ušaj, 1997).

1.8.2. MEDMIŠIČNA KOORDINACIJA

Zaporedje, s katerim se določene mišice vključujejo v premagovanje napora (mišična veriga), in uspešnost, s katero se hkrati sprošča antagoniste ter pasivno aktivira tiste mišice, ki napora ne premagujejo neposredno, temveč predstavljajo pasivno oporo aktivnim mišicam, imenujemo medmišična koordinacija (Ušaj, 1997). Koordiniranost aktivacije agonistov in sproščanje antagonistov sta pomembna pri hitrih gibih, posebno takrat, ko se pojavlja utrujenost. Takrat se tovrstna koordiniranost hitro poruši, kar povzroči še večjo porabo energije, kar povzroči še hitrejši pojav utrujenosti. Sinergisti, ki so v gibanju le kot opora tistim mišicam, ki opravljajo osnovno gibanje, je ključnega pomena za uspešno izvedeno gibanje in pravilno tehniko.

1.8.3. PROKSIMALNO DISTALNI PRINCIP

Pri proksimalno distalnem principu gre za zaporedje aktivacije mišic ali gibanja segmentov pri balističnih večsklepnih akcijah. Proksimalno distalni princip je definiran kot zaporedje vključevanja posameznih segmentov. Na začetku gibanja se premikajo proksimalni segmenti telesa, na koncu gibanja distalni segmenti, vmesni segmenti pa se vključujejo v zaporedju od proksimalnih k distalnim. Ko se segmenti zaporedno vključujejo, se mehanski efekt sešteva. Prenos energije s segmenta na segment, v proksimalno distalni smeri ima končni cilj čim večji impulz sile oziroma hitrosti na distalnem koncu mišično - kinetične verige (Reisman, 2008).

Najprej se vključujejo večje, močnejše mišice, šibkejše mišice se vključujejo po zmanjšanem delovanju močnejših. Proksimalne mišice so povezane z gibalnim časom, distalne pa s končno hitrostjo gibanja. Glavno nalogo za prenašanje energije po segmentih imajo dvosklepne mišice. To lahko najlažje dokažemo s primerom, ko štiriglava stegenska mišica povzroča s svojim delovanjem iztezanje kolena. Če dvosklepna dvoglava mečna mišica v teh pogojih ostane enake dolžine, se zgodi iztezanje gležnja. Energija se prenese prek kolena do gležnja, čeprav dvoglava mečna mišica ni proizvedla lastne sile in sta pripoja mišice ostala na enaki razdalji (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988). Takšna funkcija dvosklepnih mišic je bila imenovana kot »tetivna akcija«.

Izvedba skoka po proksimalno – distalnem principu omogoča dobro pretvarjanje rotacije segmentov v navpično gibanje skupnega težišča telesa in posledično popolno iztegnitev med odzivom, kar pomeni, da se izkoristi vsa anatomsko razpoložljiva pot za krčenje mišic, ki sodelujejo pri odzivu. Na ta način je možno dodatno izkoristiti dvosklepne mišice za prenos mehanske energije v proksimalno – distalni smeri in doseči daljšo aktivacijo enosklepnih mišic (Reisman, 2008).

Osnovni problem eksplozivnih gibov je, kako učinkovito pretvoriti rotacijo telesnih segmentov v čim večjo izmetno hitrost pri metih, oziroma v čim večjo hitrost težišča celotnega telesa pri skoku. Pri skoku iz počepa na začetku odziva prispeva trup največ k dviganju skupnega težišča navzgor zaradi rotacije okoli kolčnih sklepov, a se zaradi rotacije projekcija vrtilne (obodne) hitrosti na hitrost težišča telesa v navpični smeri manjša toliko bolj, kolikor se trup dviga proti navpični legi. Od nekega trenutka naprej tako pospeševanje celotnega težišča telesa v navpični smeri zaradi rotacije trupa ni več dovolj učinkovito in mora priti do dviganja kolkov, da se zagotovi nadaljevanje pospeševanja težišča telesa navpično. Kolki se dvignejo zaradi rotacije stegen, to je zaradi iztegovanja kolena. Med rotacijo stegen pridemo spet do točke, ko so stegna toliko izravnana (v navpični smeri), da ne morejo več doprinesiti k dviganju težišča telesa in je naslednje pospeševanje možno le še zaradi dvigovanja kolen, torej rotacije v goleni in kasneje še stopal (Reisman, 2008).

Če motorična naloga vsebuje gibanje v več sklepih, nam stopnja prostosti teoretično omogoča, da nalogo izvedemo na različne načine. Po velikem številu ponovitev pa izgleda, da se tudi

kompleksne motorične naloge izvajajo v stereotipnih pogojih (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988).

Analize kinematičnih študij metanja orodji so pokazale, da telesni segmenti pripomorejo delež končne hitrosti orodja v fiksnem zaporedju od proksimalnih do distalnih segmentov (Atwater, 1979; Joris idr., 1985). Take ugotovitve dokazujejo, da zahteva vsak specifičen gib ustrezajočo koordinacijo (Singer, 1975; Stallings, 1982). Ker obstaja specifična koordinacija za izvedbo motorične naloge, mora timing in zaporedje mišične aktivacije vplivati na rezultat motorične naloge (Bobbert, van Ingen Schenau, 1988).

2.0. PREDMET IN PROBLEM

Gibanje, ki ga človek izvaja z običajno eleganco, zahteva usklajeno delovanje številnih mišic. Strokovnjaki z zelo različnih področij, kot so šport, umetnost, tehnika in medicina, želijo razumeti, kako in zakaj telo koordinira mišice. Pričakovali bi, da se bomo nato s sintezo skupnih spoznanj z vseh področij lahko zedinili o nekaterih osnovah mišičnega nadzora gibanja in postavili jasna teoretična izhodišča.

Jedro problema je v tem, da je redkokdaj jasno, kako mišice koordinirajo katerikoli gib, kaj šele več gibov. Preden bomo lahko postavili široko uporabne teorije o mišični koordinaciji, bomo morali razumeti dogajanje pri veliko gibih. Ali je potrebno za to, da se spozna mišično koordinacijo številnih gibov, samo zbrati biomehanske in kineziološke podatke? Čeprav je opazovanje subjektov, ki izvajajo različne gibe, zagotovo bistveno, za oblikovanje hipoteze pa ne zadošča.

Razumevanje prispevka mišice h gibanju segmentov in sklepov v večsklepnih gibalnih nalogah je velik izziv, deloma zato, ker mišica deluje s pospeškom na vse segmente in sklepe, včasih v smereh, ki niso skladne z njeno anatomsko klasifikacijo. Torej vse mišice prispevajo k nadzoru vsakega sklepa in segmenta. Poleg tega je lahko njihov prispevek odvisen od naloge. Modeliranje (npr. oblikovanje enačb za dinamiko gibanja z delovanjem naprej) je bistveno za razumevanje dinamičnega nadzora gibanja, ki ga povzroča več mišic.

Morda najboljši primer posplošenih modelov prihaja iz računalniške znanosti. Na tem področju izvaja veliko različnih statističnih programov skupne statistične postopke. Matematični in računalniški modeli imajo prednosti, ker niso invazivni in se vanje lahko vnašamo poljubne parametre enačb. Njihov problem pa je veljavnost.

Ena od možnosti modeliranja pa je direktno modeliranje na človeku, ko spreminjamo mehanske lastnosti mišice s pomočjo električne stimulacije mišic med gibanjem in opazujemo rezultate gibanja.

2.1. MODELIRANJE

Biomehanski model posameznega giba, ki se ga preučuje, je zelo pomemben. Da pa se lahko pojasnijo osnove mišične koordinacije, morajo biti modeli zadosti kompleksni. Veda o gibanju se bo razvijala, če se bo znalo razvijati biomehanske modele in posnemati (zabeležiti) ustrezne podatke, dobljene v poskusih. Pogosto se kot hipotezo postavi inverzne dinamične modele (*inverse dynamical models*), nato pa iz podatkov poskusa oceni neto mišične momente v sklepih. Vendar pa je dinamični model z delovanjem naprej (*forward dynamical model*) za študij gibanja, ki ga nadzoruje več mišic, primernejši. Sposobnost, da se oblikuje in uporablja dovolj kompleksne dinamične modele z delovanjem naprej za preučevanje mišične koordinacije v znanosti gibanja zaostaja za zmožnostjo zbiranja biomehanskih in kinezioloških podatkov.

Čeprav je uporaba inverzne dinamike zelo razširjena, ni idealna metoda za preučevanje mišične koordinacije gibanja. Nasprotno velja za dinamiko z delovanjem naprej, ki prikazuje, kako telo pri izvajanju gibanja upošteva mehanske značilnosti in geometrijo gibalnega aparata (mišice, kite, kosti in sklepe), ki jih poskuša koordinirati s pomočjo optimizacije mišične aktivacije. Teorijo optimalnega nadzora, ki zahteva oblikovanje dinamičnega modela z delovanjem naprej, je mogoče uporabiti za simulacijo gibanja. Te simulacije lahko bodisi poskušajo ustrezno replicirati podatke poskusa, ne da bi postavili hipotezo namena gibalne naloge ali kako drugače generirajo časovni potek mišične aktivacije in časovni potek gibanja, ki najbolje izvedejo postavljeno nalogo. V obeh primerih je simulacije mogoče analizirati za preučevanje mišične koordinacije. Vendar pa simulacije, generirane iz modelov, kjer je postavljena hipoteza namena naloge, ponujajo veliko boljši vpogled v to, zakaj osrednji živčni sistem koordinira mišice na način, kot jih. Vse simulacije so seveda nepopolne. Analiza teh nepopolnosti pokaže, katere predpostavke je potrebno ponovno preveriti. Nato se lahko postavi boljši model nadzora nevro-mišično-skeletnega sistema.

Za interpretiranje podatkov poskusov se najpogosteje uporabljata dva pristopa k modeliranju. Eden je zasnovan na dinamični predstavitvi telesa z delovanjem naprej, ki posnema, kako nevro-mišični kontrolni signali dejansko tvorijo gibanje. Drugi je zasnovan na inverzni dinamični predstavitvi (Zajac in Gordon, 1989; Zajac in Winters, 1990).

2.1.1. INVERZNI DINAMIČNI PRISTOP

Modeli na osnovi inverzne dinamike se široko uporabljajo. Na osnovi kinematičnih podatkov posameznih telesnih segmentov in njihovih mas se izračuna neto navore v sklepih, ki jih proizvedejo mišice. Če je mogoče, se izmeri sile, ki delujejo na telo (npr. silo podlage), da je čimmanj odvisnosti od ocen hitrosti in pospeškov. Na žalost se ne da določiti dejanskih sil mišic, ki proizvajajo neto mišične navore v sklepih. Upošteva se dodatne domneve, da se ugotovi, kako v vsakem trenutku porazdeliti neto navore sklepov med mišične sile (minimizirati neko funkcijo mišičnih sil z uporabo statičnega optimizacijskega algoritma). Na žalost imajo te domneve lahko malo fiziološke osnove. Četudi je ocena teh sil pravilna, se z inverznimi dinamičnimi modeli ne da ugotoviti, kako te sile delujejo na gibanje sklepov in segmentov.

2.1.2. PRISTOP NA OSNOVI DINAMIKE Z DELOVANJEM NAPREJ

Za preučevanje vpliva mišičnih sil na gibanje je treba za osnovo vzeti dinamični model z delovanjem naprej. Namen takih modelov je predstaviti, kako telo dejansko tvori gibanje, kako pretvarja mišično aktivacijo, mišične sile in mišični navor v sklepih v kotne pospeške v sklepih in časovni potek gibanja. Pomembno je spoznanje, da so položaj, usmeritev in gibanje segmentov v nekem trenutku odvisni od zgodovine prej uporabljenih sil, časovnega poteka sil in ne samo od trenutnih sil mišic. Sistem je namreč dinamičen. Tako pri uporabi statične optimizacije, pri izračunu mišičnih sil z uporabo inverznega dinamičnega modela, prihodnji učinki mišičnih sil na gibanje telesa niso upoštevani. Po drugi strani pa se pristop na osnovi dinamike z delovanjem naprej uporablja veliko bolj poredko kot inverzni dinamični pristop, ker je težko najti nabor signalov mišične aktivacije, ali mišičnih sil, ki potem, ko jih vnesemo v dinamični model z delovanjem naprej, proizvajajo koordinirano gibanje oziroma simulacijo gibanja.

2.1.3. ZDRUŽLJIVOST (KOMPATIBILNOST) INVERZNEGA DINAMIČNEGA MODELA IN DINAMIČNEGA MODELA Z DELOVANJEM NAPREJ

Ali lahko s pomočjo dinamičnega modela z delovanjem naprej, ki je točen posnetek inverznega modela, ugotovimo, kakšen je vpliv mišičnih sil, ki smo jih ocenili na osnovi inverznega modela, na gibanje sklepov in delov telesa? V teoriji da, v praksi pa komajda. Ali je to smiselno, lahko preskusimo tako, da trajektorije ocenjenih mišičnih sil ali neto mišičnih navorov v sklepih uporabimo v dinamičnem modelu z delovanjem naprej in ugotovimo, če dejanski rezultat ustreza izmerjenemu gibanju. Običajno ne moremo reproducirati izmerjenega gibanja, ker oba modela nista točni kopiji. Pri inverznem modelu se pri oceni sil lahko namesto določene kinematike uporabijo reakcijske sile podlage. In ker so ocene pospeškov in hitrosti na osnovi podatkov o položaju netočne, posledično pa tudi ocene neto mišičnega navora in mišičnih sil v sklepih. Le redko se preverja kakovost simulacije, ki temelji na oceni mišičnih sil ali neto mišičnih navorov v sklepih z uporabo inverznega modela, čeprav se za preučevanje vpliva mišičnih sil na gibanje telesa to zdi logično in potrebno.

2.1.4. PREVERJANJE REZULTATOV DINAMIČNEGA PRISTOPA Z DELOVANJEM NAPREJ

Eden od načinov, kako uporabiti dinamični pristop z delovanjem naprej za preučevanje mišične koordinacije, je izvedba čim boljše simulacije, ki je skladna z izmerjenimi kinetičnimi in kinematičnimi podatki (Belzer, Levine in Zajac, 1985; Chao, 1986). Metoda je naslednja: 1. Oblikovanje dinamičnega modela z delovanjem naprej. 2. Zbiranje kinezioloških podatkov, časovnega poteka segmentov telesa, sil reakcije podlage in EMG. 3. Izračun časovnega poteka mišične aktivacije (EMG), ki se ob apliciranju v dinamični model z delovanjem naprej najbolje ujema z meritvami. 4. Analiza časovnega poteka EMG, sil in kinematično simuliranega časovnega poteka giba, ki je potrebna za razumevanje mišične koordinacije te naloge. Za izračun vhodnih signalov mišične aktivacije je treba uporabiti algoritem dinamične optimizacije, ker upošteva prihodnje učinke vhodnih nadzornih signalov na gibanje telesa (Zajac, 1993). Na žalost še niso dobro razviti robustni algoritmi za reševanje visokodimenzionalnih, kompleksnih problemov optimalnega nelinearnega nadzora (Sim, 1988; Sim, Levine in Zajac, 1989; Pandy idr., 1992). Nenazadnje je pri dinamičnem pristopu z

delovanjem naprej pomembno spoznanje, da ni lahko ugotoviti, zakaj osrednji živčni sistem koordinira mišice na način, kot jih.

2.1.5. IZVAJANJE SIMULACIJ GIBALNE NALOGE Z MODELIRANJEM NAMENA TE NALOGE

Drug način izvedbe simulacije gibalne naloge z uporabo dinamike z delovanjem naprej z namenom preučevanja mišične koordinacije je postavitvev in rešitev problema optimalnega nadzora na osnovi popolnega modela gibalne naloge. Kot pri prejšnji uporabi optimalnega nadzora (glej zgoraj) je treba oblikovati dinamični model z delovanjem naprej in uporabiti algoritem dinamične optimizacije. Vendar je v tem primeru namen gibalne naloge treba potrditi tudi matematično. Algoritem dinamične optimizacije se tu uporabi za izračun nadzornih časovnih potekov signalov mišične aktivacije, kar omogoča najboljšo izvedbo predpostavljenega namena gibalne naloge, in ne na iskanje najboljšega ujemanja s podatki. Pri reševanju problema optimalnega nadzora ne ugotovimo samo signalov mišične aktivacije, ampak tudi mišične sile, ki izhajajo iz tega, kot tudi gibanje telesa. Seveda vse te napovedane časovne poteke ali katerokoli funkcijo le-teh lahko primerjamo s kineziološkimi podatki. Če je simulacija sprejemljiv posnetek dejanskega obnašanja, ni bila simulirana samo kinetika, kinematika in mišična koordinacija gibalne naloge, ampak tudi, kaj oseba želi doseči.

Seveda je vsaka simulacija gibalne naloge nepopolna. Odvisna je od podrobnosti modela (število elementov in realističnost parametrov za opis teh elementov) ter optimizacijskega algoritma. Če pa se primerja simulacijo z biomehanskimi in kineziološkimi podatki, se dobi vpogled v hipoteze, ki zahtevajo ponovno obravnavo. Ker je potrebno za simulacijo neke gibalne naloge modelirati vse komponente te gibalne naloge, je treba šibke predpostavke in tiste, ki imajo pomemben vpliv na simulacijo, ponovno preveriti.

Čeprav je uporaba inverzne dinamike zelo razširjena, ni idealna metoda za preučevanje mišične koordinacije gibanja. Nasprotno velja za dinamiko z delovanjem naprej, ki prikazuje, kako telo pri izvajanju gibanja dejansko obdela signale mišične aktivacije. Teorijo optimalnega nadzora, ki zahteva oblikovanje dinamičnega modela z delovanjem naprej, je mogoče uporabiti za simulacijo gibanja. Te simulacije lahko bodisi poskušajo ustrezno

replicirati podatke poskusa, ne da bi postavili hipotezo namena gibalne naloge, ali kako drugače generirajo časovne poteke mišične aktivacije in časovne poteke gibanja, ki najbolj izvedejo postavljeno nalogo. V obeh primerih je simulacije mogoče analizirati za preučevanje mišične koordinacije. Vendar pa simulacije, generirane iz modelov, kjer je postavljena hipoteza namena naloge, ponujajo veliko boljši vpogled v to, zakaj osrednji živčni sistem koordinira mišice na način, kot jih. Vse simulacije so seveda nepopolne. Analiza teh nepopolnosti pokaže, katere predpostavke je potrebno ponovno preveriti. Nato se lahko postavi boljši model nadzora nevro-mišično-skeletnega sistema.

2.1.6. DIREKTNO MODELIRANJE

V svoji diplomski nalogi sem uporabil direktno modeliranje, kar pomeni, da se za modeliranje ne uporablja modela ampak kar objekt sam, ki se mu začasno spreminja lastnosti, ki jih objekt sam po sebi v tistem trenutku ne zmore doseči. Tako lahko na objektu neposredno spremljamo, kako bi se obnašal, če bi imel tisto lastnost. Razlika tega pristopa glede na matematičnega je, da so elementi v tem primeru realni in zato najbolje odražajo lastnosti objekta (najmanjša možna poenostavitev).

Med največjo hoteno mišično kontrakcijo nismo sposobni v celoti aktivirati mišice (Strojnik, 1995). Nivo aktivacije nam pove razliko med silo maksimalne hotene mišične kontrakcije in maksimalno silo, ki jo mišica lahko razvije. Večina netreniranih ljudi uporablja 70% ali celo manj sposobnosti mišice, da proizvede silo. Aktivacijo lahko povečamo z vadbo za moč, ali z dodatno električno stimulacijo, vendar povečana aktivacija traja le v trenutku vlaka impulzov dodatne električne stimulacije. Začasno povečanje mišične sile predstavlja okno, znotraj katerega lahko spreminjamo lastnosti mišice in s tem preizkušamo, kako bi izgledal gib, kjer bi stimulirana mišica bila močnejša.

Zato se je med gibalno nalogo – skok iz počepa, z dodatno električno stimulacijo v različnih časovnih intervalih med fazo odziva spreminjalo aktivacijo nekaterih mišic in primerjalo rezultate s skokom iz počepa brez dodatne električne stimulacije. Merilo se je vertikalno komponento sile reakcije podlage. Aktivacijo v mišicah se je spreminjalo z dodatno električno stimulacijo v izbranih odsekih giba med samim izvajanjem gibalne naloge. S tem se je

ugotavljalo mišično mehaniko, oziroma iskalo, v katerem kotu dodatno stimulirana mišica izboljša rezultat skoka, oziroma poveča silo reakcije podlage, v katerem kotu pa ne pripomore nič ali celo ruši koordinacijo.

2.2. ELEKTRIČNA STIMULACIJA

Pri modeliranju direktno na objektu iščemo možnosti, kako bi objektu spremenili vrednosti lastnosti, do katerih sam ni sposoben priti. Dodatna električna stimulacija mišice, ki je že maksimalno zavestno aktivirana, povzroči silo, ki je večja kot pri maksimalni zavestni kontrakciji (Strojnik, 1995).

Električni impulz, ki je s površinsko stimulacijo doveden v mišico, povzroči skrček. Velikost skrčka oziroma sila skrčka mišice je odvisna od števila (prostorska sumacija) in vrste aktiviranih motoričnih enot v mišici. Vrsta in število motoričnih enot sta odvisna od jakosti impulza, velikosti elektrod, postavitve elektrod, prevodnosti kože in drugih parametrov.

Zaradi teh razlogov se električno stimulacijo uporablja pri raziskovanju mišične mehanike, oziroma vloge mišice pri izvajanju določenega giba ali pri testiranju napredka po treningu moči.

V večini dosedanjih raziskav se je opazovalo izometrično naprežanje in enostavne enosklepne gibe. Človeško gibanje pa se ne omejuje na izometrično naprežanje ali enosklepne akcije, zato nas je zanimalo, kako dodatna električna stimulacija vpliva na večsklepne motorične naloge, ki zahtevajo kompleksnejšo medmišično koordinacijo.

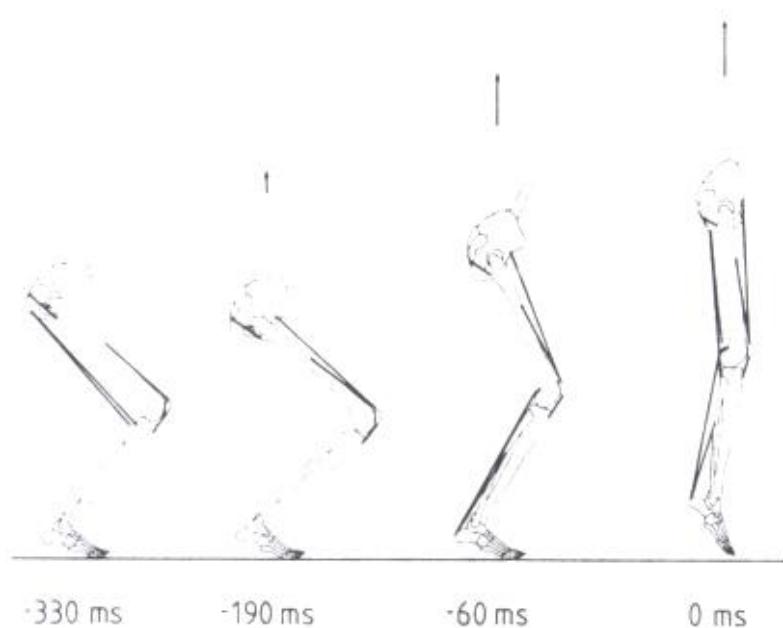
Problem pri električni stimulaciji je tudi hkratna stimulacija aferentnih živčnih celic in s tem vplivanje na motorični program, kar se kaže v dezintegraciji gibanja pri dodatni električni stimulaciji (Strojnik, 1995). Za dezintegracijo gibanja (porušitev koordinacije giba) je potreben določen čas. Prvi odziv na dodatno električno stimulacijo je vedno direktno mehanski – povečanje mišične sile. Spremembe nevralnega dotoka v mišico pridejo vedno z zamudo. Zato je pri električni stimulaciji smiselno spremljati spremembe neposredno po začetku dodatne električne stimulacije, ne pa kasneje, ko že pride do motenja mišične aktivacije in posledično do porušene koordinacije gibanja.

2.3. MIŠIČNA KOORDINACIJA PRI VERTIKALNEM SKOKU IZ POČEPA

Skok v višino, ki se začne iz počepa, je naloga, ki zahteva mišično koordinacijo: najprej za odziv, nato pa za nadzor med letom in pripravo na doskok. Kako telo koordinira dele telesa in mišice, da izvede odziv, je bilo in bo še predmet obširnega preučevanja (Asmussen in Bonde-Petersen, 1974; Komi in Bosco, 1978; Bobbert idr., 1986a,b; Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; Fukashiro idr., 1991; Van Soest in Bobbert, 1991; Voigt idr., 1991). Sledi pregled integracije modelov in poskusov z namenom, da bi dobili odgovore na nekatera vprašanja biomehanskega in nevromišičnega nadzora, ki so pomembna za odziv pri skoku. Odziv med skokom je definiran kot trenutek, ko se stopali pred dvigom telesa dotikata podlage. Odziv zato vključuje čas, ko se težišče telesa pospeši navzgor (odriv navzgor), kot tudi katerikoli drug čas pred odskokom, ko se telo upočasni (odriv navzdol) (slika 17).

Vprašanja, ki jih je treba obravnavati v zvezi z odzivom pri vertikalnem skoku iz počepa, so:

1. Ali morajo biti mišice spodnjih udov popolnoma vzdražene? Če je odgovor da, katere in kdaj?
2. Ali ima na višino skoka večji vpliv sila mišic ali hitrost krajšanja mišice?
3. Ali je delež elastične energije pomemben za doseganje maksimalne višine skoka?
4. Kakšna je vloga enosklepnih mišic nog? Kakšna je vloga dvosklepnih mišic nog?



Slika 17: Približen položaj telesa in aktivirane mišice pri skoku iz počepa pri 330ms, 190 ms, 60ms in 0 ms pred odskokom (Bobbert in van Ingen Schenau, 1998).

2.3.1. ALI BI MORALE BITI MIŠICE MED ODRIVOM POPOLNOMA AKTIVIRANE?

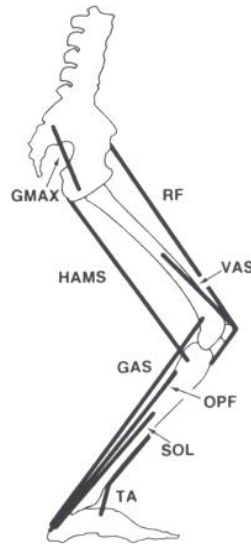
Za analizo tega vprašanja je bil uporabljen problem optimalnega nadzora na osnovi modela gibalne naloge, in sicer čim višjega skoka v višino. Problem je bil formuliran takole: kakšna bi morala biti koordinacija mišic pri modelu človeka ali živali, ki ima več segmentov in več mišic, da bi težišče telesa doseglo svojo največjo možno višino (Zomlefer idr., 1975; Zajac in Levine, 1979)? Ob predpostavki, da stopala med odzivom niso nikoli plosko na podlagi, je rešitev pokazala, da bi morale biti nekatere mišice (enosklepne iztegovalke) čimbolj vzdružene, druge popolnoma nič (enosklepn upogibalke), tretje pa bi morale preiti iz ene skrajne meje v drugo (dvosklepne mišice) (Zajac in Levine, 1979).

Ideja, da bi se morale nekatere mišice (enosklepne iztegovalke nog) vzdružiti tik pred odskokom in ob odskoku, je pravzaprav v nasprotju z zapisi znotrajmišičnih EMG, verjetno zato, ker bi sicer prišlo do poškodb sklepov (Zajac, 1985). Kljub temu je upočasnitev težišča telesa ovira za čim višji skok, saj je strategija popolnega vzdružanja enosklepnih iztegovalk nog za odskok neobčutljiva za podatke modela (Zajac, 1985). Seveda skakalci morda ne smejo natančno izvesti optimalne strategije za čim višji skok, ker najbrž želijo skok še kdaj ponoviti. Njihovi sklepi bi se zaradi prekomernega iztezanja lahko hudo poškodovali. Čeprav večina modelov ni vključevala takih faktorjev (refleksov za zaščito sklepov), rezultati, dobljeni z omenjenimi modeli, podpirajo obstoj teh zaščitnih refleksov.

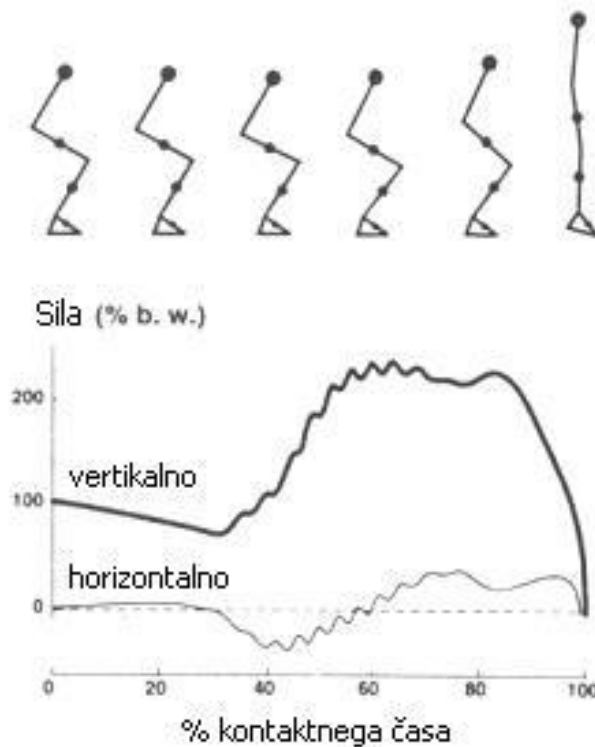
2.3.2. ALI JE SKOK V VIŠINO BOLJ ODVIŠEN OD NAJVEČJE MIŠIČNE SILE ALI OD NAJVEČJE HITROSTI KRAJŠANJA MIŠICE?

Če bi lahko izbirali med obema, raje okrepite svoje mišice, kot da jih trenirate za večjo hitrost. Ta odgovor izhaja iz rešitve problemov optimalnega nadzora na osnovi modela gibalne naloge, čim višjega skoka (Sim, 1988; Sim idr., 1989). Za vsak problem je bila predpostavljena različna mišična moč ali hitrost (Pandy in Zajac, 1989; Pandy, 1990). Nominalni mišično-skeletni model, uporabljen pri oblikovanju problema optimalnega nadzora, je bil sestavljen iz štirih segmentov telesa ter petih enosklepnih in treh dvosklepnih mišic nog. Pri tem je bila za vsako mišico predpostavljena tako dinamika aktiviranja kot kontrakcije (slika 18) (Sim, 1988; Sim idr., 1989; Pandy idr., 1990). Z modeliranjem so

ugotovili, da so bili vzorci koordinacije mišic in segmentov telesa, ki bi morali zagotoviti najvišji skok, podobni realnim skokom ljudi (slika 19) (Pandy idr., 1990). Ugotovljeno je bilo, da so si bile sile reakcije podlage, kinematika in vzorci koordinacije mišic, ki so jih dobili ob poskusih in teoretično, zelo podobni (slika 19). Simulirani skok iz počepa se začne z nasprotnim gibanjem (slika 19: 0% do 40% časa stika s podlago), kar se ujema z začetkom skoka, ki ga v realnosti izvede človek (Pandy idr., 1990; Pandy in Zajac, 1991).



Slika 18: Mišičnoskeletni model uporabljen za formacijo optimalnega nadzora pri vertikalnem skoku iz počepa (GMAX – velika zadnjična mišica, HAMS – stegenske strune, RF – prema stegenska mišica, VAS – medialna in lateralna glava štiriglave stegenske mišice, GAS – dvoglava mečna mišica, SOL – velika mečna mišica, OPF – ostale iztezalke gležnja, TA – prednja golenična mišica) (Zajac, 1993).



Slika 19: Rešitev problema optimalne kontrole pri vertikalnem skoku iz počepa (Zajac, 1993).

Ker je simulirani skok iz počepa dobro posnemal človeški skok, je bilo primerno, da se model optimalnega nadzora uporabi za preučevanje odvisnosti višine skoka iz počepa od sprememb mišično-skeletnih parametrov (mišične sile in hitrosti). Mišično hitrost se je spreminjalo tako, da se je spreminjalo notranjo hitrost krčenja mišičnih vlaken v vseh osmih simuliranih mišicah nog (hitrost mišičnih vlaken se je spreminjalo tako, da se je povečevalo ali zmanjševalo hitrost vlakna na enoto dolžine in ne s podaljševanjem ali skrajševanjem vlakna). Mišično moč pa se je spreminjalo tako, da se je spreminjalo fiziološki presek (in maso) vseh mišic, pri tem pa je mišična sila ostala nespremenjena (Zajac, 1993).

Po pričakovanjih je bila pri močnejših ali hitrejših mišicah višina skoka iz počepa večja (Pandy in Zajac, 1989; Pandy, 1990). Pri močnejših ali hitrejših mišicah se je povečala sila pritiska na podlago, vendar je bilo trajanje odzivne sile navzgor krajše. Kljub temu je bila vertikalna hitrost telesa ob odskoku še vedno večja, zato je bila večja tudi dosežena višina skoka.

2.3.3. ALI JE ZALOGA ELASTIČNE ENERGIJE POMEMBNA ZA DOSEGANJE MAKSIMALNE VIŠINE SKOKA?

Podatki simuliranih skokov kažejo, da je zaloga elastične energije v mišično-tetivnih strukturah nepomembna za doseganje maksimalne višine skoka. Rešitve problema optimalnega nadzora več sklepov in več mišic, ki je obravnavan zgoraj, so pokazale, da je višina skoka iz počepa neodvisna od večjih in manjših sprememb mišično-tetivne napetosti (Pandy in Zajac, 1989; Pandy, 1990; Anderson in Pandy, 1992). Spremembe mišično-tetivne napetosti so bile izvedene s spremembo krivulje elastične napetosti-iztega tetive bodisi iztegovalk gležnja (Pandy in Zajac, 1989) ali glavnih mišic, ki pri skoku proizvajajo energijo (Anderson in Pandy, 1989).

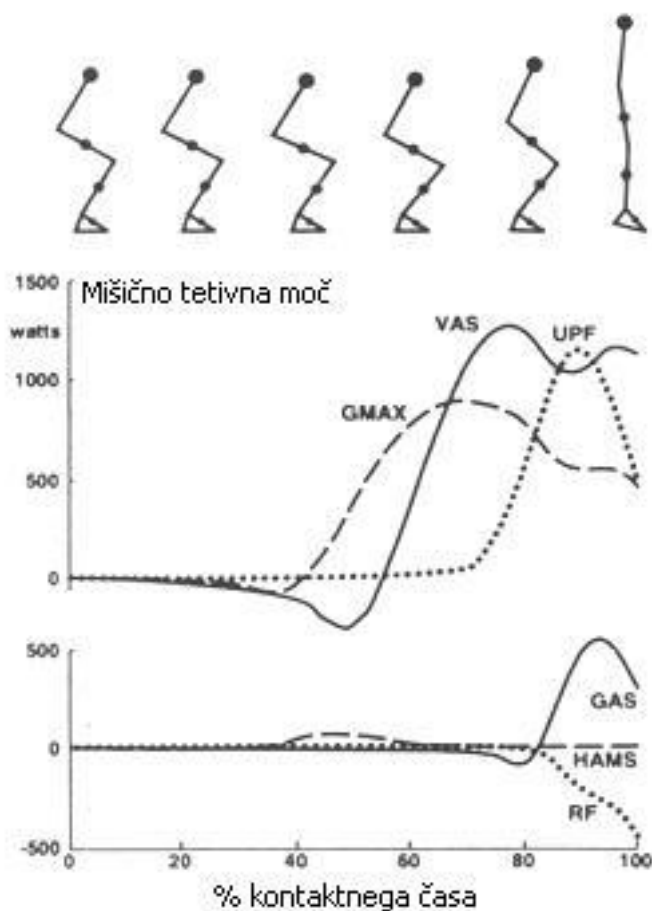
Čeprav podatki simulacij kažejo, da je zaloga elastične energije v mišicah in tetivah nepomembna za doseganje maksimalne višine skoka, to ne pomeni, da med odzivom v teh strukturah ni shranjeno veliko elastične energije. Podatki simulacij pravzaprav kažejo, da je med skokom v mišicah in tetivah shranjeno, pa tudi uporabljeno veliko elastične energije (Anderson in Pandy, 1992). Izkazalo se je, da do 70% energije, ki jo skeletu zagotovijo iztegovalke gležnja, izhaja iz zaloge elastične energije, kar se ujema ali je celo višje od izračunov drugih (Bobbert idr., 1986b).

Elastičnost mišic in tetiv pa lahko omogoči učinkovito izvedbo skoka z nasprotnim gibanjem (Anderson in Pandy, 1992). Simulacije kažejo, da se del gravitacijske energije iz stoječega položaja dejansko shrani in uporabi v elastičnih strukturah mišic in tetiv (Anderson in Pandy, 1992). Poleg tega se s povečevanjem elastičnosti mišic in tetiv več energije shrani in porabi v teh elastičnih strukturah, manj energije pa zagotovi skeletu kontraktilni aparat. Morda se zato porabi manj metabolne energije.

2.3.4. KAKŠNA JE VLOGA ENO- IN DVOSKLEPNIH MIŠIC?

Pri skoku iz počepa eksperimentalne študije nakazujejo, da enosklepne iztegovalke zagotavljajo večino odzivne mehanske energije (so glavna gonilna sila), enosklepne upogibalke praktično ne sodelujejo, dvosklepne mišice pa natančno uskladijo koordinacijo. Ugotovljeno je, da so enosklepne iztegovalke zadnjih ekstremitet pri mačkah, ki skočijo do

največje možne višine, po dvigu pet (heel-off) maksimalno vzdražene, enosklepne upogibalke so pasivne, dvosklepne mišice (razen dvoglave mečne mišice) pa so deaktivirane (Zomlefer idr., 1977; Zajac idr., 1981; Zajac, 1985). Pred dvigom pet (heel-off) med pripravo na eksplozivno drugo fazo skoka - odziv, je za dvosklepne mišice na zadnji strani kolka pri mačkah (iztegovalke kolka in upogibalke kolena) značilna veliko večja variabilnost kot za zadnje enosklepne mišice kolka (za iztegovalke kolka), kar je v skladu z idejo, da dvosklepne mišice natančno uskladijo koordinacijo (Zajac, 1985).



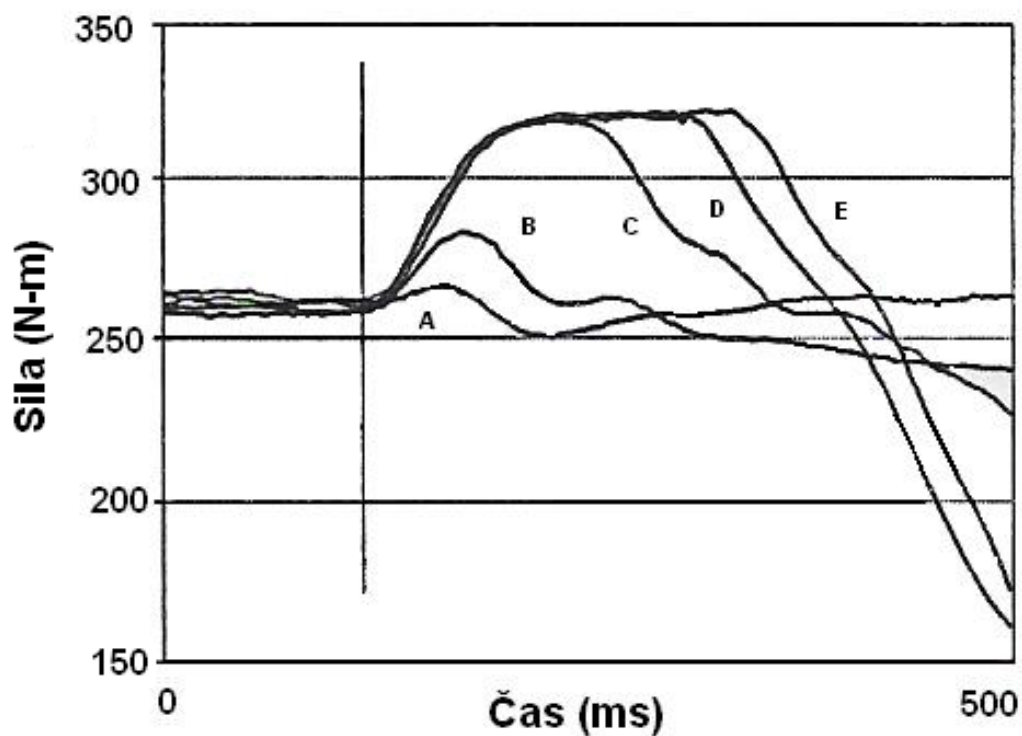
Slika 20: Mišičnokitna sila posameznih mišic izračunana iz optimalnega nadzora skoka iz čepa (GMAX – velika zadnjična mišica, VAS – medialna in lateralna glava štiriglave stegenske mišice, UPF – enosklepne iztezalke gležnja, GAS – dvoglava mečna mišica, HAMS – stegenske strune, RF – prema stegenska mišica) (Zajac, 1993).

Rešitve na osnovi večsegmentnega, večmišičnega modela optimalnega nadzora največjega možnega skoka človeka v višino tudi kažejo, da so enosklepne iztegovalke glavno gibalo, dvosklepne mišice pa natančno uskladijo koordinacijo tako pri skoku iz počepa (slika 20) (Pandy in Zajac, 1991) kot pri skoku z nasprotnim gibanjem (Pandy idr., 1992). Opozoriti je treba na veliko silo in energijo, ki ju proizvedejo enosklepne mišice (velika zadnjična mišica, medialna in lateralna glava štiriglave stegenske mišice), in majhno silo in energijo, ki ju razvijejo dvosklepne mišice (dvoeglava mečna mišica, stegenske strune, stegenska prema mišica). Večina mehanske energije, ki jo proizvedejo mišice, se porabi za odziv trupa, ker ima največjo maso.

Stegenska prema mišica je vzdražena, čeprav med odzivom opravlja negativno delo zaradi dodatnega dela, ki ga proizvajajo druge mišice. Vzdraženost te mišice je namreč večja od kompenzacije za njeno negativno delo (Zajac in Pandy, 1992). To je pravzaprav bistvo koordinacije: sodelovanje mišic za doseganje skupnega cilja. Zadnje simulacije skoka z nasprotnim gibanjem kot tudi skoka iz počepa, kjer so spreminjali mišično-skeletne parametre modela optimalnega nadzora, kažejo, da zadnje stegenske mišice igrajo pomembnejšo vlogo kot glavno gonilo, kot so mislili prej (Anderson in Pandy, 1992). Še vedno pa kaže, da ima dvoeglava mečna mišica enako vlogo kot druge iztegovalke gležnja (Pandy in Zajac, 1991; Zajac in Pandy, 1992).

Trenutnega povečanja mišične sile se ne da doseči le z matematičnim modeliranjem, temveč tudi v realnih pogojih s pomočjo električne stimulacije mišic. Takšna stimulacija se uporablja za določanje nivoja mišične aktivacije (slika 21). Vlaku električnih impulzov se lahko uporabi v izometričnih pogojih, lahko pa tudi dinamičnih. V predhodni raziskavi (Strojnik, 1995) je električna stimulacija štiriglave stegenske mišice trajala celoten odzivni čas. Pokazalo se je, da je bil prirastek sile reakcije podlage pri skoku z dodatno električno stimulacijo na začetku večji kot pa pri skoku brez električne stimulacije. Vendar je kasneje prišlo do porušene koordinacije skoka zaradi dodatne električne stimulacije. Zato bo v tej nalogi uporabljen drugačen način električne stimulacije, ki bo omogočil, da stimulacija v začetku odzivne faze ne bo motila stimulacije na koncu odzivne faze, kot se je to zgodilo pri neprekinjeni električni stimulaciji pri skoku iz počepa (Strojnik, 1995). V ta namen bo uporabljena stimulacija štiriglave stegenske mišice med skokom iz počepa v različnih časovnih intervalih, ki trajajo 100 ms. Ugotoviti želimo, ali bo imela dodatna električna stimulacija v različnih delih odzivne

faze različni učinek na silo reakcije podlage. Z njeno pomočjo bomo poskušali bolje razumeti vlogo štiriglave stegenske mišice pri skoku iz počepa.



Slika 21: Krivulje navor – čas. Izmerjene krivulje merjenca z različnimi vlaki dodatne električne stimulacije: A posamezen impulz, B 50 ms, C 100 ms, D 150 ms in E 200 ms dolg vlak dodatne električne stimulacije. Navpična linija predstavlja začetek dodatne električne stimulacije. (iz Strojnik, 1995).

3.0. CILJI RAZISKAVE:

Glede na predmet in problem je bil postavljen naslednji cilj raziskave:

Cilj1: Ugotoviti, kako se spreminja sila reakcije podlage pri dodatni električni stimulaciji štiriglave stegenske mišice, v različnih časovnih odsekih odzivne faze, med vertikalnim skokom iz počepa.

4.0. DELOVNE HIPOTEZE:

Postavljena je bila naslednja hipoteza:

H1: Dodatna električna stimulacija štiriglave stegenske mišice v različnih delih odnosa pri skoku iz počepa bo vedno povečala silo reakcije podlage glede na skok iz počepa brez dodatne električne stimulacije.

5.0. METODE DELA

5.1. VZOREC MERJENCEV

V vzorec merjencev je bilo vključenih 7 študentov Fakultete za šport moškega spola, ki niso bil vključeni v redni proces treninga, in so se za to prostovoljno odločili ter bili seznanjeni z namenom in cilji meritev. Vsi merjenci so bili že prej seznanjeni z vajo. Nihče od merjencev, ni nikoli imel poškodovanega kolena. Vsi merjenci so podpisali privolitev k sodelovanju v raziskavi.

5.2. VZOREC SPREMENLJIVK

Faza odziva je bila razdeljena na tri posamezne 100 ms odseke, v katerih je bila izračunana sila reakcije podlage z dodatno električno stimulacijo in brez nje v skoku iz počepa. Začetek prvega odseka je določala točka, ko je sila reakcije podlage preseгла 10 kg telesne teže vsakega merjenca. Vsak naslednji vlak impulzov dodatne električne stimulacije je imel 100 ms zakasnitev.

5.3. IZVEDBA MERITEV

Vsak merjenec je izvajal vertikalne skoke iz počepa na tenziometrijski plošči s skrčenimi koleno 90° do polne iztegnitve, z rokami ob bokih. Vsi skoki so bili brez nasprotnega gibanja. Odziv je bil razdeljen na tri posamezne 100 ms odseke, v katerih je bila stimulirana štiriglava stegenska mišica (lateralna in medialna glava mišice) 100 ms s frekvenco 100Hz, kar je dovolj za maksimalno potenciacijo stimuliranih mišic. Vsaka naslednja električna stimulacija je bila zamaknjena za 100 ms in je prav tako trajala 100 ms. Merjenec je opravil po 3 skoke z električno stimulacijo v vsakem odseku odziva in 3 skoke brez električne stimulacije. Vrstni red skokov je bil naključno izbran. Merjena je bila vertikalna komponenta sile reakcije podlage.

5.4. ELEKTRIČNA STIMULACIJA

Merjencem smo pri vertikalnem skoku iz počepa z dodatno električno stimulacijo direktno stimulirali dve glavi štiriglave stegenske mišice (lateralno in medialno glavo mišice) s samolepljivimi elektrodami 5X5 cm (Axelgaard Manufacturing Co, Fallbrook, CA). Na vsako mišico smo postavili dve elektrodi, proksimalno elektrodo smo postavili na prvo tretjino mišice, distalno pa na konec glave mišice. Pari elektrod so bili povezani v en kabel, ki je bil priključen na galvanično ločen kanal na električnem stimulatorju.

Uporabili smo 100 ms dolg vlak impulzov s frekvenco 100 Hz, moč električne stimulacije je bila določena na meji nelagodja vsakega posameznika. Procedura nastavljanja moči električne stimulacije je bila izvedena za vsako mišico posebej. Amplituda električne stimulacije je bila dovolj velika za maksimalno potenciacijo stimuliranih mišic. Vse mišice so bile stimulirane istočasno in z isto amplitudo določeno v pripravljalnem postopku. Električna stimulacija je bila izvedena z električnim stimulatorjem (EFM) Furlan Ljubljana, Slo.

5.5. METODE OBDELAVE PODATKOV

Izmed 3 skokov v vsakem odseku odrida sta bila izbrana 2 najboljša skoka.

S T testom za vezane vzorce je bila atestirana razlika med silo reakcije podlage z dodatno električno stimulacijo in brez nje v izbranih časovnih odsekih odrida. Stopnja značilnosti razlik je bila sprejeta s 5% alfa napako (dvostranski test).

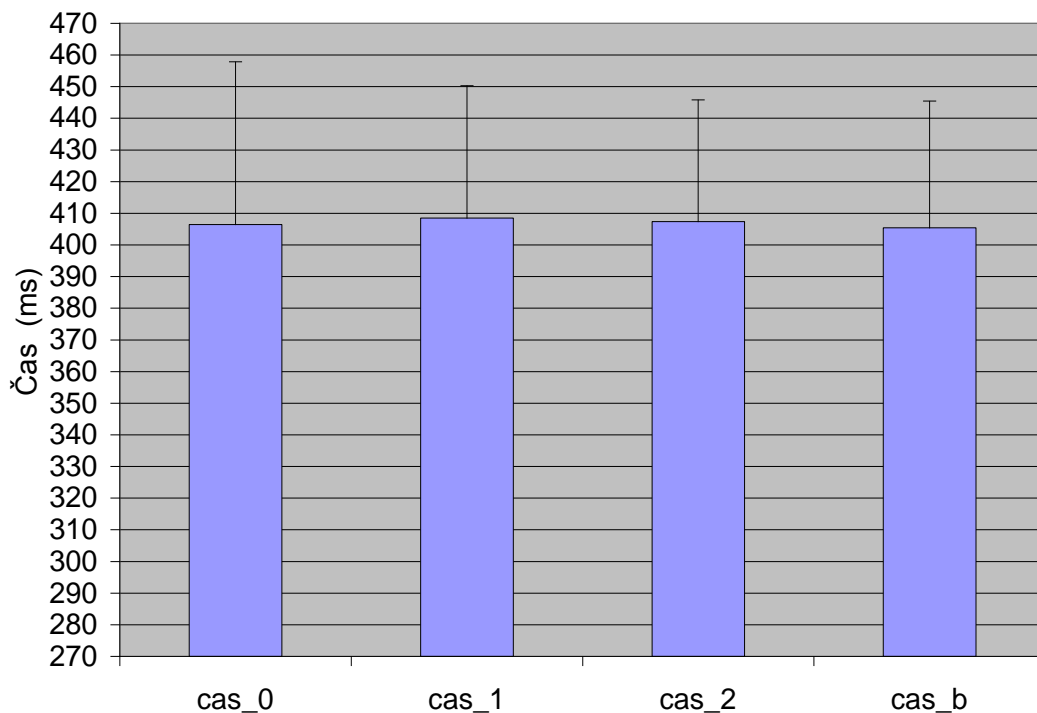
6.0. REZULTATI

Dodatna električna stimulacija je bila nastavljena na prag bolečine vsakega merjenca, tako da ni prišlo da nelagodja in bolečine med izvajanju skokov z dodatno električno stimulacijo. Večinoma pa so merjenci dodatno električno stimulacijo opisali kot motnjo, še posebej v začetni fazi odziva.

Opazovali smo čas odziva z dodatno električno stimulacijo ob začetku odziva s 100 ms zakasnitvijo, z 200 ms zakasnitvijo in brez dodatne električne stimulacije.

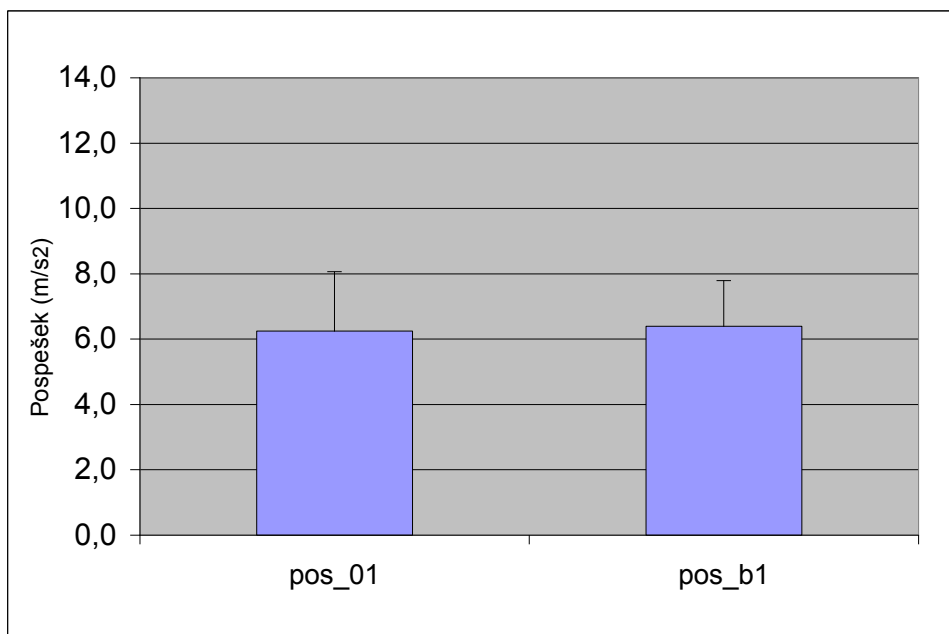
Iz podatkov sile reakcije podlage smo izračunali pospešek v prvih 100 ms odziva, drugih 100 ms odziva in tretjih 100 ms odziva.

Relativni čas, pospešek in višino smo izračunali tako, da smo delili podatke skoka z električno stimulacijo v različnih časovnih intervalih s podatki skoka brez dodatne električne stimulacije. Opazovana je bila tudi višina skoka z dodatno električno stimulacijo ob začetku odziva, s 100 ms zakasnitvijo, z 200 ms zakasnitvijo in brez dodatne električne stimulacije.



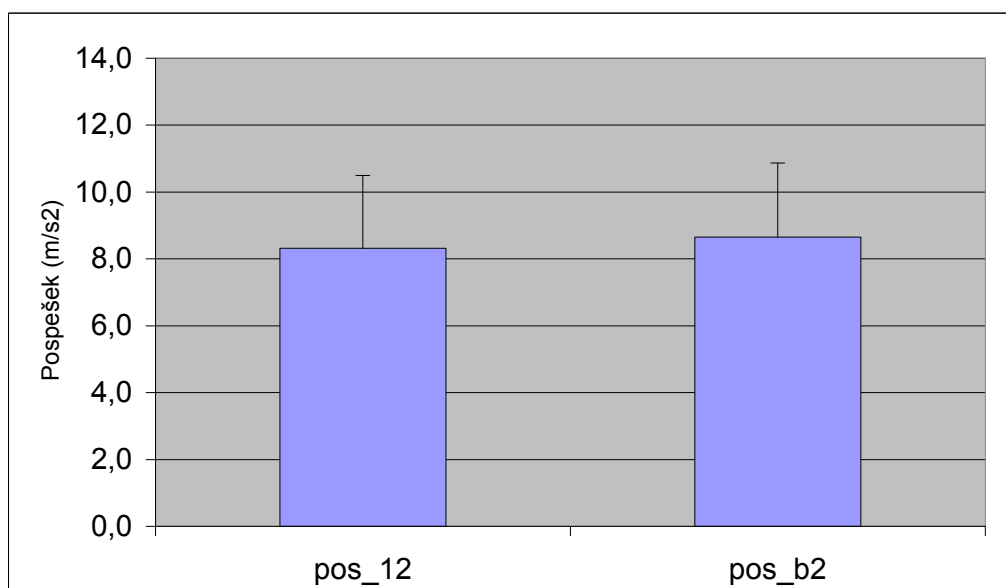
Slika 22: čas odziva z dodatno električno stimulacijo ob začetku odziva, s 100 ms zakasnitvijo, z 200 ms zakasnitvijo in brez dodatne električne stimulacije (cas_0 – čas odziva z dodatno električno stimulacijo ob začetku odziva; cas_1 – čas odziva z dodatno električno stimulacijo s 100 ms zakasnitvijo, cas_2 – čas odziva z dodatno električno stimulacijo z 200 ms zakasnitvijo, cas_b čas odziva brez dodatne električne stimulacije).

Opazovali smo čas odziva z dodatno električno stimulacijo v različnih časovnih intervalih odziva in čas odziva brez dodatne električne stimulacije. Zanimivo je, da so si odzivni časi zelo podobni, saj med njimi ni statistično značilnih razlik ($P > 0.05$), najkrajši pa je pri skoku brez dodatne električne stimulacije (405,4 ms \pm 40 ms), sledi odziv z dodatno električno stimulacijo ob začetku odziva (406,4 ms \pm 51,4 ms), nato odziv z dodatno električno stimulacijo z zakasnitvijo 200 ms (407,4 ms \pm 38,4 ms) in na koncu še odziv z dodatno električno stimulacijo z zakasnitvijo 100 ms (408,5 ms \pm 41,8 ms).



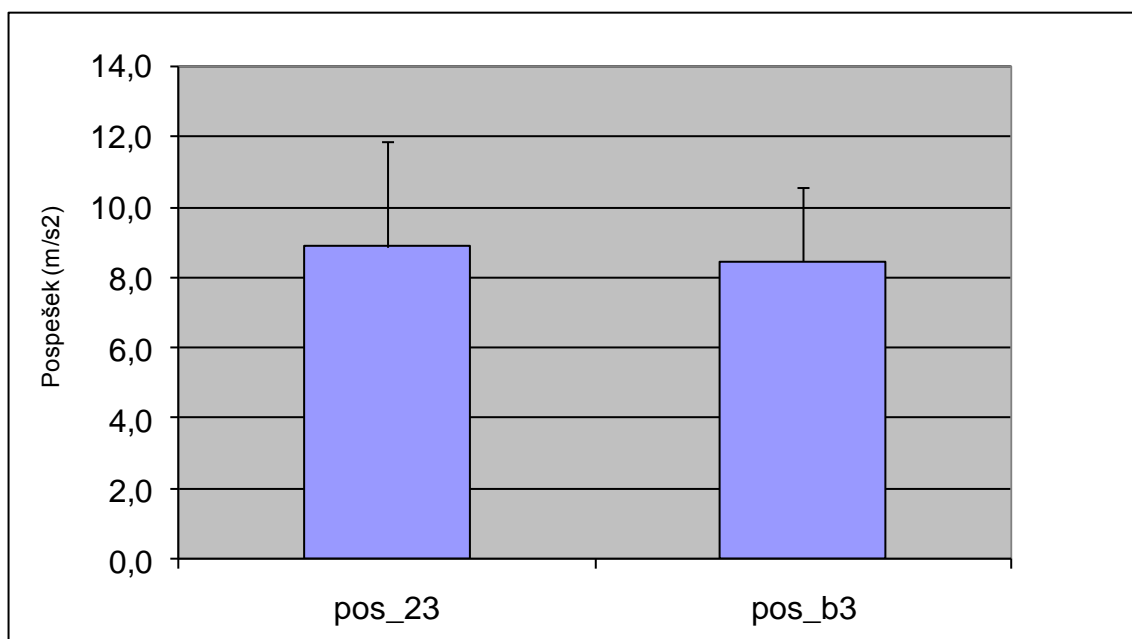
Slika 23: Pospešek z dodatno električno stimulacijo (pos_01) in pospešek brez dodatne električne stimulacije (pos_b1) v prvih 100 ms odriva.

Pri pospeških v prvih 100 ms odriva smo ugotovili, da je pospešek z dodatno električno stimulacijo ($6,242 \text{ m/s}^2 \pm 1,8 \text{ m/s}^2$) manjši kot pospešek brez električne stimulacije ($6,399 \text{ m/s}^2 \pm 1,4 \text{ m/s}^2$). Pri pospeških v prvih 100 ms z dodatno električno stimulacijo in brez nje nismo dobili statistično značilnih razlik ($P=0,683$).



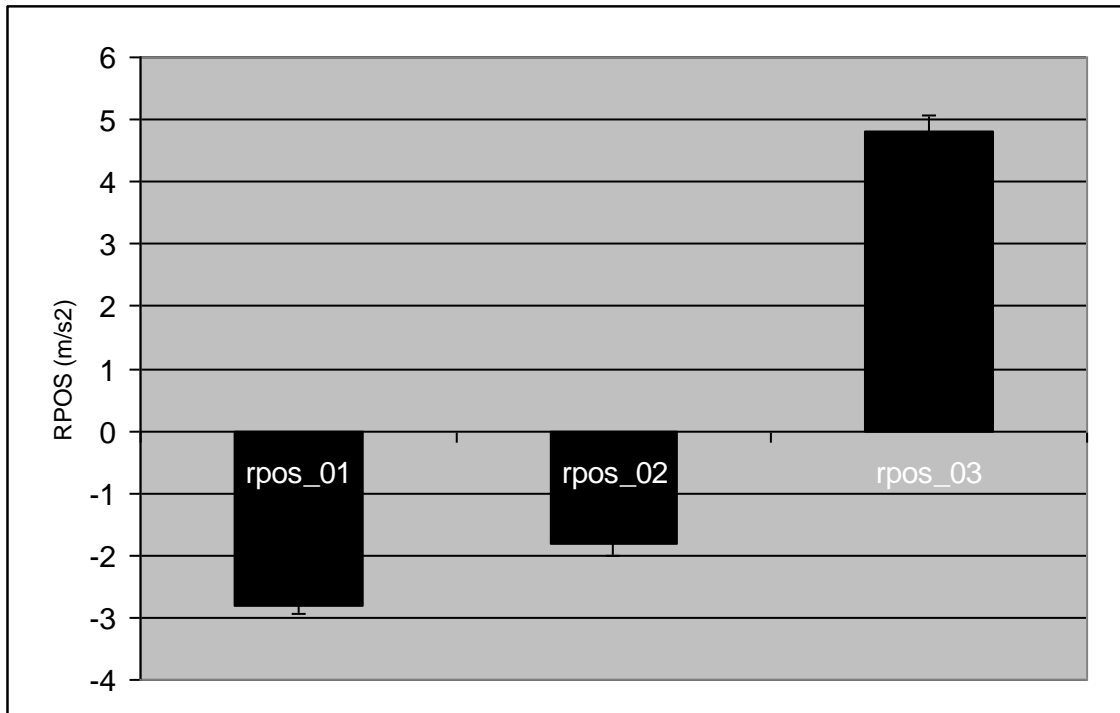
Slika 24: Pospešek z dodatno električno stimulacijo (pos_12) in pospešek brez dodatne električne stimulacije (pos_b2) v drugih 100 ms odriva.

Vrednost pospeška z dodatno električno stimulacijo ($8,319 \text{ m/s}^2 \pm 2,2 \text{ m/s}^2$) se približuje vrednosti pospeška brez dodatne električne stimulacije ($8,653 \text{ m/s}^2 \pm 2,2 \text{ m/s}^2$). Pri pospeških v drugih 100 ms z dodatno električno stimulacijo in brez nje nismo dobili statistično značilnih razlik ($P=0,668$).



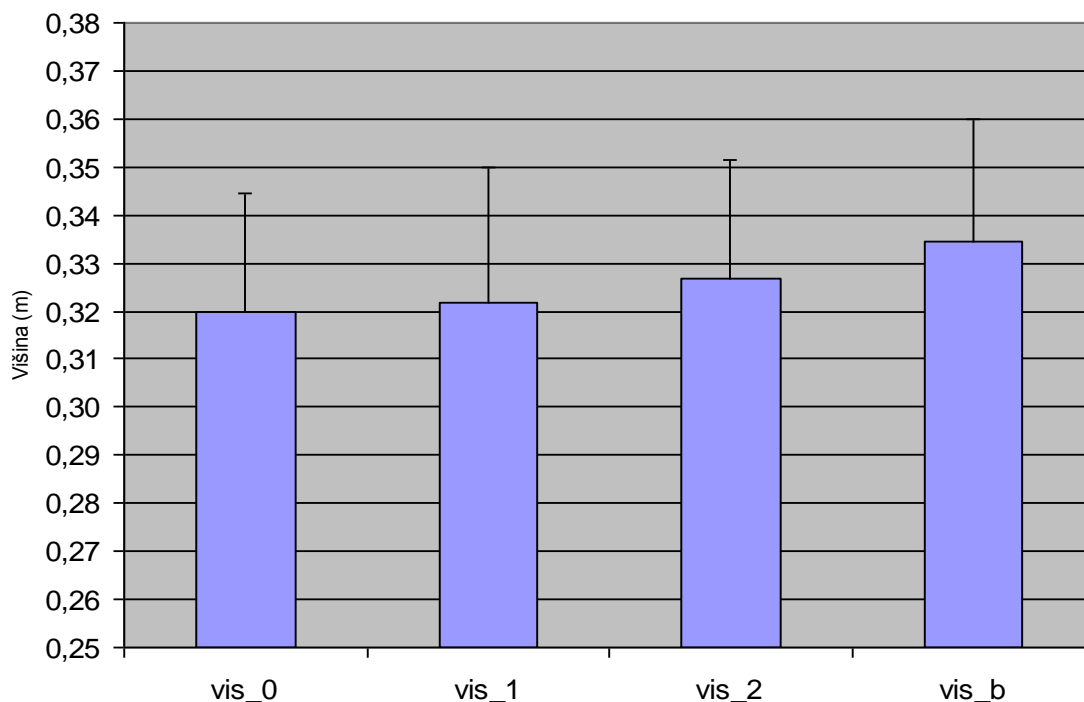
Slika 25: Pospešek z dodatno električno stimulacijo (pos_23) in pospešek brez dodatne električne stimulacije (pos_b3) v tretjih 100 ms odriva.

V zadnji fazi odriva je pospešek z dodatno električno stimulacijo ($8,884 \text{ m/s}^2 \pm 3 \text{ m/s}^2$) presegel vrednost pospeška brez dodatne električne stimulacije ($8,437 \text{ m/s}^2 \pm 2,1 \text{ m/s}^2$). Pri pospeških med 200 ms in 300 ms z dodatno električno stimulacijo in brez nje nismo dobili statistično značilnih razlik ($P=0,576$)



Slika 26: relativni pospešek v prvih 100 ms odriva, drugih 100 ms odriva in v tretjih 100 ms odriva.

Relativni pospešek smo izračunali tako, da smo delili (npr. rpos_01) pospešek z dodatno električno stimulacijo v prvih 100 ms odriva s pospeškom brez dodatne električne stimulacije v prvih 100 ms odriva. Nadalje smo vrednosti množili s 100 in od dobljenih vrednosti odšteli 100. Rezultati nam kažejo, da je pospešek z dodatno električno stimulacijo ob začetku odriva manjši kot pospešek brez dodatne električne stimulacije v enakem intervalu odriva, saj je vrednost rpos_01: $-2,8 \text{ m/s}^2 \pm 0,1 \text{ m/s}^2$, pospešek z dodatno električno stimulacijo s 100 ms zakasnitvijo je nekoliko večji, vendar še vedno manjši kot pospešek brez dodatne električne stimulacije (rpos_02 je $-1,8 \text{ m/s}^2 \pm 0,2 \text{ m/s}^2$). Pospešek z dodatno električno stimulacijo z 200 ms zakasnitvijo pa je že večji kot pospešek brez dodatne električne stimulacije v enakem časovnem intervalu odriva (rpos_03 je $4,8 \text{ m/s}^2 \pm 0,3 \text{ m/s}^2$). Med relativnimi pospeški nismo ugotovili statistično značilnih razlik ($P > 0,05$).



Slika 27: Višina skoka (m) z dodatno električno stimulacijo ob začetku odruva (vis_0), s 100 ms zakasnitvijo (vis_1), z 200 ms zakasnitvijo (vis_2) in brez dodatne električne stimulacije (vis_b).

Najviše so merjenci skočili pri skokih brez dodatne električne stimulacije ($0,335 \text{ m} \pm 0,067 \text{ m}$). Z dodatno električno stimulacijo ob začetku odruva so skočili $0,320 \text{ m} \pm 0,065 \text{ m}$, s 100 ms zakasnitvijo $0,322 \text{ m} \pm 0,074 \text{ m}$ in z 200 ms zakasnitvijo $0,327 \text{ m} \pm 0,066 \text{ m}$.

Statistika za vezane vzorce

		Mean	N	Std. Deviation
Pair 1	pos_b1	6,39850	7	1,388979
	pos_01	6,24243	7	1,819470
Pair 2	pos_b2	8,65279	7	2,214786
	pos_12	8,31943	7	2,177405
Pair 3	pos_b3	8,43693	7	2,136544
	pos_23	8,88379	7	2,979229

T test za vezane vzorce

		t	Sig. (2-tailed)
Pair 1	pos_b1 - pos_01	,429	,683
Pair 2	pos_b2 - pos_12	,451	,668
Pair 3	pos_b3 - pos_23	-,591	,576

Tabela 1, 2: T test za vezane vzorce

7.0. DISKUSIJA

V naši raziskavi nismo ugotovili statistično značilnih razlik med skoki iz počepa z dodatno električno stimulacijo in brez nje. Čas odrida z dodatno električno stimulacijo je daljši kot čas odrida brez nje. Iz sile reakcije podlage izračunani pospeški so nam pokazali, da je na začetku odrida pospešek z dodatno električno stimulacijo manjši kot pospešek brez nje. Pospešek z dodatno električno stimulacijo v drugih 100 ms se je približal pospešku v drugih 100 ms brez dodatne električne stimulacije, pospešek z dodatno električno stimulacijo med 200 ms in 300 ms intervalom pa je presegel pospešek brez dodatne električne stimulacije v istem časovnem intervalu. To je še bolj nazorno prikazano pri relativnem pospešku, ko se relativni pospešek spremeni iz negativne vrednosti od začetku odrida v pozitivno vrednost proti koncu odrida. Višina skokov z dodatno električno stimulacijo je bila v povprečju nižja od višine skokov brez nje. To nam kaže, da dodatna električna stimulacija ni vplivala na izboljšanje višine skoka.

V nalogi smo ovrgli hipotezo, da bo dodatna električna stimulacija štiriglave stegenske mišice v različnih delih odrida pri skoku iz počepa vedno povečala silo reakcije podlage glede na skok iz počepa brez dodatne električne stimulacije.

Večina predhodnih študij je opazovala potenciacijo mišic z dodatno električno stimulacijo pri enosklepnih gibih, kjer je stimulirana mišica edina povzročala gibanje, ali pri izometričnem naprežanju. Pri koncentričnem in izometričnem iztegovanju noge z dodatno električno stimulacijo štiriglave stegenske mišice se je sila povečala med celotnim vlakom impulzov dodatne električne stimulacije (Strojnik, 1998).

Dokazano je torej, da dodatna električna stimulacija povzroča povečanje sile v mišici pri enostavnih gibalnih nalogah in izometričnem naprežanju. Izgleda, da je kombinacija maksimalne zavestne kontrakcije in dodatne električne stimulacije najučinkovitejši način za potenciacijo mehanskega efekta mišice. Iz teh razlogov smo skušali ugotoviti kako deluje dodatna električna stimulacija na mišično mehaniko pri kompleksnih večsklepnih gibih. Dokazano je, da dodatna električna stimulacija, aplicirana v pravem časovnem intervalu poveča višino skoka (Gollhofer idr, 1994).

Podobna raziskava je pokazala, da so bili skoki z dodatno električno stimulacijo nižji kot skoki brez nje. Stimulirane so bile mišice lateralna glava štiriglave stegenske mišice in stegenska prema mišica s 0,4 s dolgim vlakom impulzov s frekvenco 100 Hz (Strojnik, 1998). V naši raziskavi smo stimulirali lateralno in medialno glavo štiriglave stegenske mišice. Stegenske preme mišice pa nismo stimulirali, saj naj bi proizvajal negativno delo pri skoku iz počepa (Pandy in Zajac, 1991). Pri simulaciji skoka iz počepa so dobili najvišji skok, ko stegenska prema mišica ni bila stimulirana (Pandy in Zajac, 1991).

Aktivacija stegenske preme mišice zmanjša kotni pospešek trupa, ki v kombinaciji z iztezanjem kolena povzroča prenos sile iz kolka do kolena (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988).

Po drugi strani pa je izvedba skoka pogojena z delovanjem dvosklepnih mišic. Posebno pri proksimalno distalnem prenosu sile se sklepa, da povzroča spremembo rotacijskega gibanja v translacijsko gibanje težišča telesa (Gregorie idr, 1984; van Ingen Schenau idr, 1987).

Rešitve na osnovi večsegmentnega, večmišičnega modela optimalnega nadzora najvišjega možnega skoka človeka v višino tudi kažejo, da so enosklepne iztegovalke glavno gibalo, dvosklepne mišice pa natančno uskladijo koordinacijo tako pri skoku iz počepa (slika 9) (Pandy in Zajac, 1991) kot pri skoku z nasprotnim gibanjem (Pandy idr, 1992).

Funkcija mišice, da proizvedeno energijo prenese po segmentih, ne glede na to, ali mišica deluje izometrično, ekscentrično ali koncentrično, je lahko bolj pomembno za izvedbo giba, kot je funkcija mišice, da proizvede energijo v posameznih segmentih (Fregly in Zajac, 1996; Zajac, 2002).

Za manjšo višino skokov z dodatno električno stimulacijo, kot če električne stimulacije ni, je lahko odgovornih več dejavnikov. S pomočjo računalniške simulacije je ugotovljeno, da linearno povečanje sile v štiriglavi stegenski mišici brez ustrezne spremembe v mišični aktivaciji vodi do rušenja koordinacije giba, ker se odziv zaključuje prezgodaj in se velik delež sile, ki jo mišice proizvedejo transformira v rotacijsko energijo segmentov v fazi odziva (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; Bobbert in van Ingen Schenau, 1994).

V raziskavi skoka iz počepa z dodatno električno stimulacijo se je na začetku odrida zabeležilo večjo silo reakcije podlage, takoj za tem je sila reakcije podlage padla pod nivo skoka brez dodatne električne stimulacije in povzročila bolj zgoden konec odrida (Strojnik, 1998). V naši raziskavi pa se je čas odrida z dodatno električno stimulacijo malenkost podaljšal, kar je v nasprotju s prejšnjimi raziskavami.

Dodatna električna stimulacija prizadene živčne poti do mišic. Pri enosklepnih gibih je mogoče predpostaviti, da dodatna električna stimulacija preglasi možne inhibicijske efekte v mišici, ki je direktno stimulirana (Strojnik, 1998). Prav tako se pri skoku iz počepa, ko sta bili stimulirani obe štiriglavi stegenski mišici simultano, inhibicijskega refleksa nasprotnega ekstenzorja ni zaznalo, ali taka inhibicija ni povzročila mehanskih učinkov (Strojnik, 1998).

Da bi zmanjšali učinke dodatne električne stimulacije na kasnejši potek skoka, je bila električna stimulacija izvedena za krajši čas (100 ms), ko bi morali prevladovati direktni učinki električne stimulacije v smislu trenutnega povečanja mišične sile. Zato z vidika te raziskave niti niso toliko zanimivi rezultati pri skokih z električno stimulacijo, ki kažejo skok kot celoto, kot sta višina skoka in odrivni čas, za katere vemo, da na njih dodatna električna stimulacija vpliva negativno zaradi porušene koordinacije giba (glej zgoraj). Ampak so zato bolj zanimive sile reakcije podlage v obdobjih med stimulacijo. Pri tem je bila upoštevana predpostavka, da so merjenci izvajali vse skoke na podoben način in da je glavna sprememba bila tista, povzročena z dodatno električno stimulacijo. Seveda je nemogoče v popolnosti izvajati skoke na enak način. Zato so merjenci izvedli več skokov v istem režimu in upoštevalo se je povprečni rezultat, da bi zmanjšali vpliv variabilnosti izvajanja skokov iz počepa pri posameznem merjencu. Zato je mogoče pričakovati, da bodo zaradi variabilnosti pri izvajanju skokov, razlike, zlasti pa njihova statistična moč, nekoliko manjše.

Mehanska sprememba med maksimalno zavestno kontrakcijo in kontrakcijo z dodatno električno stimulacijo nam pove vlogo stimulirane mišice v določenem gibu ali amplitudi giba. V naši raziskavi smo ugotovili, da dodatna električna stimulacija ob začetku odrida, ko je kot v kolenih 90° , zmanjša pospešek telesa. Iz tega lahko sklepamo, da štiriglava stegenska mišica še ni vključena v gibalno akcijo. Pri dodatni električni stimulaciji s 100 ms zakasnitvijo se pospešek telesa približa nivoju skoka brez dodatne električne stimulacije, pri dodatni električni stimulaciji z 200 ms zakasnitvijo pa pospešek telesa naraste nad nivo skoka

brez dodatne električne stimulacije. To nakazuje proksimalno-distalen princip, ko se štiriglava stegenska mišica vključuje v gibanje proti koncu gibalne akcije, ko se spodnja ekstremiteta izteguje. To potrjujejo številne raziskave (Pandy idr, 1990; Pandy in Zajac, 1991; Hoy idr, 1990; Zajac, 2002; Bobbert in van Ingen Schenau, 1988).

Ugotovili so, da enosklepne iztegovalke proizvedejo večji delež propulzivne energije. Proksimalne iztegovalke se prve vključijo v gibanje. Dvosklepne mišice nog prenašajo energijo med segmenti, ne da bi proizvajali veliko energije sami, razen dvoglave mečne mišice (Pandy in Zajac, 1991; Anderson in Pandy, 1993).

Mišice zadnje lože in velika zadnjična mišica so glavni izdelovalci energije v spodnji okončini. Te mišice so prve premikalke spodnjih okončin, ker so glavne pri kotnem pospeševanju kolka pri iztezanju in takojšnje moči trupa (Pandy in Zajac, 1991). Raziskava je pokazala proksimalno distalno zaporedje mišične aktivacije (kolk – koleno – gleženj). Ugotovili so, da je prispevek mišic pomemben tako za kotni pospešek kot tudi za takojšnjo moč v segmentu (Pandy in Zajac, 1991).

Pri maksimalnem skoku iz počepa se maksimalna vertikalna hitrost pri odzivu zgodi pri polni iztegnitvi telesa, ker dvosklepne mišice porazdelijo energijo proizvedeno od enosklepnih mišic (Zajac, 2002).

Dvosklepna dvoglava mečna mišica lahko poveča višino skoka tudi do 25%, vendar to izboljšanje ni pripisano posebni dvosklepni akciji, saj je višina skoka podobna, ko se v simulaciji skoka dvoglava mečna mišica nadomesti z enosklepno mišico (Pandy in Zajac, 1991).

Mišice porazdelijo mehansko energijo po posameznih segmentih telesa, ker vsaka sila mišice povzroči reakcijsko silo skozi celo telo z namenom pospešiti posamezne segmente telesa in vstavljati ostale (Zajac, 2002). Dejstvo, da lahko mišica povzroča pospeške v segmentih, na katere ni pripeta, in v sklepih, prek katerih ne poteka, izhaja iz inercialnih sil, ki se prenašajo z enega segmenta na drugega prek reakcijskih sil v sklepih. Posledica inercialnega spoja je tudi, da dvosklepna mišica lahko deluje s pospeškom na enega od sklepov, prek katerega poteka, v nasprotni smeri navora sklepa, ki ga v tem sklepu proizvede (Andrews, 1985; Andrews, 1987;

Gordon idr, 1988; Zajac in Gordon, 1989). V naši raziskavi nismo spremljali delovanja ostalih mišic. Dodatna električna stimulacija povzroči takojšnje povečanje sile v stimulirani mišici, kar pa povzroči reakcijo ostalih mišic, ki so lahko reagirale drugače, z inhibicijo ali povečano aktivacijo. Ne glede na reakcijo, se mišice niso koordinirale efektivno in rezultat je bila manjša končna hitrost pri odzivu.

Človeški mišično skeletni sistem bi imel večje in težje iztegovalke kolena in iztegovalke gležnja, če ne bi imeli dvosklepnih mišic (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988). Enosklepna mišica pri večsklepni gibalni nalogi praviloma prispeva h kotnemu pospešku najmanj enega sklepa, prek katerega ne poteka (Zajac, 1993).

Faktor, ki tudi vpliva na višino skoka, je velikost nagiba trupa na začetku navpične propulzije (Anderson in Pandy, 1993). Pri naši raziskavi nismo opazovali kota med spodnjo okončino in trupom pri začetku odziva. Menimo, da ima vsak skakalec ob začetku odziva enak začetni položaj in zato ne vpliva na razliko med skoki z dodatno električno stimulacijo in brez nje.

Prav zaradi zgoraj omenjenih dejavnikov je pri večsklepnih akcijah težko določiti prispevek posamezne mišice. Preenostavno je razmišljati o gibalnih programih v smislu specifičnih navodil, ki se nanašajo na aktivnost posameznih mišic. Uravnavanje je sicer postavljeno v neko višje centralno področje, obstaja pa v veliko bolj kompleksni obliki, kot je samo časovno in prostorsko zaporedje mišičnih gibov (Bravničar – Lasan, 1996).

8.0. ZAKLJUČEK

Cilj naloge je bil ugotoviti vpliv dodatne električne stimulacije štiriglave stegenske mišice na silo reakcije podlage pri vertikalnem skoku iz počepa. Postavljena je bila hipoteza, da bo dodatna električna stimulacija štiriglave stegenske mišice v različnih delih odriva pri skoku iz počepa vedno povečala silo reakcije podlage glede na skok iz počepa brez dodatne električne stimulacije.

V raziskavo je bilo vključenih 7 študentov Fakultete za šport, ki niso bili vključeni v redni proces treninga. Vsak merjenec je izvajal vertikalne skoke iz počepa na tenziometrijski plošči s skrčenimi kolena 90°, do polne iztegnitve, z rokami ob bokih. Vsi skoki so bili brez nasprotnega gibanja. Odriv je bil razdeljen na tri posamezne 100 ms odseke, v katerih je bila stimulirana štiriglava stegenska mišica (medialna in laterana glava) 100 ms s frekvenco 100Hz. Dodatna električna stimulacija je bila nastavljena na prag bolečine vsakega merjenca, tako da ni prišlo do nelagodja in bolečine med izvajanjem skokov. Vsaka naslednja električna stimulacija je bila zamaknjena za 100 ms in je prav tako trajala 100 ms.

Čas odriva z dodatno električno stimulacijo in brez nje se je malo spreminjal, najkrajši je bil pri skoku brez dodatne električne stimulacije.

Primerjava relativnih sprememb pospeškov zaradi dodatne električne stimulacije so nam pokazali, da je bil relativni pospešek ob začetku odriva negativen, ob koncu odriva pa se je spremenil v pozitivnega. Čeprav razlike niso bile statistično značilne, pa jasn trend kljub vsemu do določene mere nakazuje, da je ključna vloga štiriglave stegenske mišice v zadnjih fazah odriva.

Na osnovi dobljenih rezultatov nismo mogli potrditi predpostavke, da bo električna stimulacija v vseh primerih povečala silo reakcije podlage.

9.0. LITERATURA

Anderson, F.C. in Pandy, M.G. (1992). Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *Journal of biomechanics*, 26,(12), 1413-27.

Anderson, F.C. in Pandy, M.G. (1993). Storage and utilization of elastic strain energy during jumpoing. *Journal of Biomechanics*, 26, 1413-1427.

Andrews, J.G. (1985). A general method for determining the functional role of a muscle. *Journal of Biomechanics*, 107, 348-353.

Andrews, J.G. (1987). The functional role of the hamstrings and quadriceps during cycling: Lombard's paradox revisited. *Journal of Biomechanic*, 20, 565-575.

Asmussen, E. in Bonde – Petersen, F. (1974). Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 91, 385-392.

Atwater, A.E. (1979). Biomechanics of throwing movements and of throwing injuries. *Exercise and Sport Reviews*, 7, 43-85.

Belzer, M.R., Levine, W.S. in Zajac, F.E. (1985). Some results simultaneous estimation of joint torques and body segment parameters during movement. V *Conference on Modelling Q Simulation 4.2* (str. 55-76). Atene: Proc. Int. ASME.

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

Bobbert, M.F., Huijing, P.A. in van Ingen Schenau, G.J. (1986 b). An estimation of power output and work done by the human triceps surae muscle-tendon complex in jumping. *Journal of Biomechanics*, 19, 899-906.

Bobbert, M.F. in van Ingen Schenau, G.J. (1988). Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 21, 249-262.

Bobbert, M.F. in Van Ingen Schenau, G.J. (1994). Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. *Journal of Biomechanics*, 27(11), 1299-307.

Bobbert, M.F. in van Ingen Schenau, G.J. (1998). Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 21(3), 249-262.

Bravničar – Lissan, M. (1996). *Fiziologija športa – harmonija med delovanjem in mirovanjem*. Ljubljana: Fakulteta za šport, inštitut za šport v Ljubljani in Viharnik d.o.o.

Bigland – Ritchie, B.R., Johansson, R., Lippold O.C. in Woods, J.J. (1983). Contractile Speed and EMG Changes During Fatigue of Sustained Maximal Voluntary Contractions. *Journal of Neurophysiology*, 50, 313-324.

Burke, R.E., Rudomin, P. in Zajac, F.E. (1970). Catch Property in Single Mammalian Motor Units. *Science*, 168, 122-124.

Chao, E.Y.S. (1986). Biomechanics of the human gait. V G.W. Schmid – Schonbein, S.L.Y. Woo in B.W. Zweifach (ur.), *Frontiers in Biomechanics* (225-244). New York: Springer – Verlag.

Čajavec, R. (1997). *Medicina športa: izbrana poglavja*. Celje: Združenje medicine športa Slovenije.

Denny – Brown, D. in Pennybacker, J.B. (1938). Fibrillation and Fasciculation in Voluntary Muscle. *Brain Research*, 61, 311-314.

Dietz, V. (1978). Analysis of the Electrical Muscle Activity During Maximal Contraction and the Influence of Ischemia. *Journal of the Neurological Sciences*, 37, 187-197.

Enoka, R.M. (1994). *Neuromechanical basis of kinesiology*. Leeds: Human Kinetics.

Enoka, R.M. (2002). *Neuromechanics of human movement. 3rd ed.* Leeds: Human Kinetics.

Enoka, R.M. in Stuart, D.G. (1992). Neurobiology of Muscle Fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 72, 1631-1648.

Foks, S.I. (2002). *Human Physiology*. New York: McGraw-Hill Companies.

Fregly, B.J. in Zajac, F.E. (1996). A state-space analysis of mechanical energy generation, absorption, and transfer during pedaling. *Journal of Biomechanics*, 29, 81-90.

Fukashiro, S., Kobayashi, T., Wakayama, A., Yanagi, H. and Matsui, H. (1991). The Characteristics of Various Vertical Jumps in Japanese Top Athletes. V *Book of Abstracts. XIIIth Int'l Congress on Biomechanics* (str. 65-66). Perth: The University of Western Australia.

Gollhofer, A., Strojnik, V. in Komi, P.V. (1994). Electrostimulation in stretch shortening cycle exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26(5), 542.

Gordon, M.E., Zajac, F.E., Khang, G. in Loan, J.P. (1988). Intersegmental and mass center accelerations induced by lower extremity muscles: Theory and methodology with emphasis on quasi-vertical standing postures. V R.L. Spilker in B.R. Simon (ur.), *Computational Method in Bioengineering ASME Winter Annual Meeting* (str. 481-492). New York: The American Society of Mechanical Engineers.

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

Heneman, E. (1981). Recruitment of motoneurons: the size principle. *Prog. Clin. Neurophysiology*, 9, 26-60.

Hoy, M.G., Gordon, M.E., Zajac, F.E. in Maclean, K.E. (1990). Amusculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *Journal of Biomechanics*, 23, 157-169.

Joris, H.J.J., Edwards van Muyen, A.J., van Ingen Schenau, G.J. in Kemper, H.C.G. (1985). Force, velocity and energy flow during the overarm throw in female handball players. *Journal of Biomechanics*, 18, 409-414.

Kamen, G. in De Luca, C.J. (1989). Unusual Motor Firing Behavior in Older Adults. *Brain Research*, 482, 136-140.

Kane, T.R. in Levison, D.A. (1985). *Dynamics, Theory and Application*. New York: McGraw-Hill.

Kernell, D. (1992). Organized Variability in the Neurumuscular System: A Survey of Task-related Adaptions. *Archives Italiennes de Biologie*, 130, 19-66.

Komi, P.V. in Bosco, C. (1978). Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Medicine and Science in Sports*, 10, 261-265.

Kukullka, C.G. in Clamann, H.P. (1981). Comparison of the Recruitment and Discharge Properties of Motor Units in Human Brachial Biceps and Adductor Policis During Isometric Contraction. *Brain Research*, 219, 45-55.

Kulig, K., Andrews, J.G. in Hay, J.G. (1984). Human Strength Curves. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 12, 417-466).

Kuo, A.D. in Zajac, F.E. (1992). A biomechanical analysis of muscle strength as a limiting factor in standing posture. *Journal of Biomechanics*, 26, 137-50.

Monster, A.W. in Chan, H.C. (1977). Isometric Force Production By Motor Units of Extensor Digitorum Communis Muscle in Men. *Journal of Neurophysiology*, 40, 1432-1443.

Nardone, A., Romano, C. in Schieppati, M. (1989). Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *Journal of Physiology*, 409, 451-471.

Pandy, M.G. (1990). An analytical framework for quantifying muscular action during human movement. V J.M. Winters in S. L-Y. Woo (ur.), *Multiple Muscle Systems-Biomechanics and Movement Organization* (str. 653-662). New York: Springer-Verlag.

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), 1185-1189.

Pandy, M.G., Anderson, F.C. in Hull, D.G. (1992). A parameter optimization approach for the optimal control of large-scale, musculoskeletal system. *Journal of Biomechanical Engng.*, 114, 450-460.

Pandy, M.G. in Zajac, F.E. (1989). Dependence of jumping performance on muscle strength, muscle-fiber speed, and tendon compliance. V J.L. Stein, J.A. Ashton-Miller in M.G. Pandy (ur.), *Modeling and Control of Biomechanical Systems, 1989 ASME Winter Annual Meeting in San Francisco 17* (str. 59-63). New York: The American Society of Mechanical Engineers.

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

Paul, J.P. (1978). Torques produce torsion. *Journal of Biomechanics*, 11, 97.

Person, R.S. in Kudina, L.P. (1972). Discharge Frequency and Discharge Pattern of Human Motor Units During Voluntary Contraction of Muscle. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 32, 471-483.

Powers, S.K. in Howley, E.T. (2004). *Excercise physiology: Theory and application to fitness and performance*. New York: McGraw-Hill Companies.

Rozman, S. (1999). *Aktivacija mišic nog pri počepu*. Diplomsko delo, Ljubljana: Fakulteta za šport, Inštitut za šport.

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

Sim, E. (1988). *The application of optimal control theory for analysis of human jumping and pedaling* (raziskovalno pročilo). New York: Electrical Engineering Dept., University of Maryland, College Park.

Sim, E., Levine, W.S., Zajac, F.E., in Topp, E. (1989). Some results on modeling and computing the controls that produce maximal height jumps. V *IEEE Int'l Conference On Control and Applications* (str. 1-7). New York: The Institute of Electrical and Eletronic Engineers.

Singer, R.N. (1975). *Motor Learning and Human Performance*. New York: McMillan.

Stallings, L.M. (1982). *Motor Learning: From theory to Practice*. St. Luis: C.M. Mosby.

Strojnik, V. (1995). Muscle activation level during maximal voluntary effort. *European Journal of Appl Physiology*, 72, 144-149.

Strojnik, V. (1998). The effects of superimposed electrical stimulation of the quadriceps muscles on performance in different motor tasks. *Journal of sports Med Phys Fitness*, 38, 194-200.

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 biarticular muscles in complex movements. *Journal of Anatomy*, 155, 1-5.

Van Soest, A.J. in Bobbert, M.F. (1991). The Contribution of Bi-Articular m. Gastrocnemius in Vertical Jumping: A Simulation Study. V *Book of Abstracts, XIIIth Int'l Congress on Biomechanics* (str. 431-433). Perth: The University of Western Australia.

Voigt, M., Simonsen, E.B., Dyhre-Poulsen, P. in Bojsen-Moller, F. (1991) Strategies in Human Jumping. V *Book of abstracts, XIIIth Int'l Congress on Biomechanics* (str. 34-36). Perth: The University of Western Australia.

Windhorst, U. (1988). *How Brain-Like is the Spinal Cord?* Berlin: Springer-Verlag.

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. (2002). Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations. *Journal of Biomechanics*, 35, 1011-1018.

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.

Zajac, F.E., Gordon, M.E., (1989). Determinating muscle's force and action in multi-articular movement. *Exercise and Sports Science Reviews*, 17, 187-230.

Zajac, F.E. in Levine, (1979). Novel experimental and theoretical approaches to study the neural control of locomotion and jumping. V R. Talbott in D. Humphrey (ur.), *Posture And Movement: Perspective For Integrating Sensory And Motor Research on the Mammalian Nervous System* (str. 259-279). New York: Raven Press.

Zajac, F.E. in Pandy, M.G. (1992). On the role of biarticular muscles in human jumping (author's response to a letter-to-the-editor). *Journal of Biomechanics*, 25, 208-209.

Zajac, F.E. in Winters, J.M. (1990). Modeling musculoskeletal movement systems: joint and body-segment dynamics, musculotendinous actuation, and neuromuscular control. V J.M. Winters in S.L.-Y. Woo (ur.), *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization* (str. 121-148). New York: Springer.

Zajac, F.E. in Gordon, M.E. (1989). Determining muscle force and action in multi-articular movement. *Exercise and Sports Science Reviews*, 17, 187-230.

Zomlefer, M.R., Ho, R., Levine, W.S. in Zajac, F.E. (1975). A study of the coordination of cat hindlimb muscles during a maximal vertical jump. V *IEEE Conference On Decision and Control* (str. 402-407). New York: The Institute of Electrical and Electronic Engineers.

Zomlefer, M.R. Zajac, F.E. in Levine, W.S. (1977). Kinematics and muscular activity of cats during maximal height jumps. *Brain Research*, 126, 563-566.