

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA ŠPORT



Športno treniranje
Kondicijsko treniranje

**RAZLIKE PRI AKTIVACIJI MIŠIC PRI SKOKIH Z
NASPROTNIM GIBANJEM, IZVEDENIH NA RAZLIČNE
NAČINE**

DIPLOMSKO DELO

MENTOR

Prof. dr. Vojko Strojnik

RECENZENTKA

Doc. dr. Katja Tomažin

Avtor dela

ROK BREZAVŠČEK

Ljubljana, 2010

ZAHVALA

Mentorju prof. dr. Vojku Strojniku za strokovno vodenje in dostopnost

Recenzentki doc. dr. Katji Tomažin

Očetu Emilu, mami Rosandi ter bratoma Alešu in Juriju

Merjencem za potrpežljivost

Mihi Miklavcu za pomoč pri meritvah

Mihi Fijaužu za pomoč pri izpolnjevanju študijskih obveznosti

Hvala, Andreja*

Ključne besede: skok z nasprotnim gibanjem, EMG-signal, sila reakcije podlage, gibalna strategija

RAZLIKE PRI AKTIVACIJI MIŠIC PRI SKOKIH Z NASPROTNIM GIBANJEM, IZVEDENIH NA RAZLIČNE NAČINE

Rok Brezavšček

Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport, 2010

Športno treniranje – Kondicijsko treniranje

54 strani, 25 slik, 54 virov

IZVLEČEK

Namen diplomskega dela je bil preučiti način aktivacije mišic pri skoku z nasprotnim gibanjem. Zanimalo nas je, ali bi lahko s pomočjo razlik v poteku sile reakcije podlage in električne aktivnosti mišic pri različnih načinih izvajanja skokov skleпали na delovanje proksimalnih in distalnih mišičnih skupin. Da bi to preverili, so merjenci izvajali različne skoke. Skoke z večjo povprečno silo v zaviranju kot pospeševanju smo imenovali hitri skoki. Skoke z manjšo povprečno silo v zaviranju kot v pospeševanju pa počasni skoki. Pri meritvah je sodelovalo devet športnikov, ki so bili vključeni v redni proces treniranja. Merili smo elektromiografsko (EMG) aktivnost šestih mišic: soleus, gastrocnemius, vastus lateralis, biceps femoris, gluteus maximus in erector spinae. Poleg EMG-aktivnosti smo merili tudi silo reakcije podlage s tenziometrično ploščo. Merjenci so izvajali skoke z nasprotnim gibanjem z rokami na naramnicah EMG-oddajnika. Odriv je bil razdeljen na štiri posamezne 100 ms odseke, v katerih smo spremljali EMG-aktivnost mišic. Merjenec je poljubno opravljal skoke, mi pa smo jih na podlagi parametrov sile reakcije podlage razvrščali med hitre in počasne. Na podlagi rezultatov smo ugotovili, da so bili večja startna moč, večja povprečna sila v fazi zaviranja, večja sila na prehodu med fazo zaviranja in fazo pospeševanja, manjša povprečna sila v fazi pospeševanja in nižji skok povezani z večjo aktivacijo mišice vastus lateralis.

Keywords: counter movement jump, EMG-signal, ground reaction force, strategies of movement

DIFFERENCES IN MUSCLE ACTIVATION DURING COUNTER MOVEMENT JUMP PERFORMED WITH DIFFERENT STRATEGIES

Rok Brezavšček

Faculty of sport, Ljubljana, Slovenia, 2010

Sport coaching – Strength and conditioning training

54 pages, 25 pictures, 54 references

ABSTRACT

The purpose of this study was to investigate muscle activity during counter movement jump. We investigated the link between ground reaction force, muscle activation during different jump strategies and activity of proximal and distal muscles. Subjects performed two different types of jump. A jump with greater average force in eccentric phase than in concentric phase (fast jump) and a jump with lower average force in eccentric phase than in concentric phase (slow jump). 9 athletes with training background participated in the study. We measured electromyographical (EMG) activity of six muscles: soleus, gastrocnemius, vastus lateralis, biceps femoris, gluteus maximus and erector spinae. Together with EMG measurements we also took measurements of ground reaction force with a force-measuring plate. Subjects performed counter movement jumps with hands holding the straps of EMG transmitter. Each jump was divided into 4 phases of 100ms where EMG activity of muscles was monitored. Jumps were randomly performed and sorted in fast and slow jumps based on force plate parameters. The results have shown that greater start acceleration, greater average force in eccentric phase, greater force in transition between eccentric and concentric phase, lower average force in concentric phase and lower jump height, coincided with greater activation of muscle vastus lateralis.

KAZALO

1.	UVOD	7
1.1	Elektromiografija (EMG).....	8
1.2	Sila reakcije podlage	10
1.3	Ekscentrično-koncentrična kontrakcija (EKK).....	11
1.4	Elastičnost mišično-tetivnega kompleksa	13
2.	PREDMET IN PROBLEM.....	17
2.1	Definicija skoka.....	18
2.2	Skok z nasprotnim gibanjem (CMJ)	19
3.	CILJI.....	25
4.	HIPOTEZE	26
5.	METODE DELA	27
5.1	Merjenci.....	27
5.2	Protokol meritev.....	27
5.3	Merilni postopki	28
5.4	Priprava podatkov in parametrizacija	30
5.5	Statistična obdelava	31
6.	REZULTATI.....	32
7.	RAZPRAVA	43
8.	ZAKLJUČEK.....	49
9.	VIRI	50

1. UVOD

Razumevanje človeškega gibanja zahteva poznavanje in razumevanje anatomskih, fizioloških in biomehanskih značilnosti. Vrsta zapletenih procesov, ki potekajo hkrati z izvedbo, od najpreprostejših do kompleksnih gibanj, je skrita očem zunanjega opazovalca. V vsako človeško gibanje in vsakodnevno odzivanje telesa na notranje in zunanje dražljaje je aktivno vključen živčni (nevralni) sistem.

Skoki so sestavni del večine športov, od moštvenih iger z žogo do atletike, najdemo jih v zimskih in poletnih športih bodisi kot glavni del gibanja bodisi kot podpora drugim vrstam gibanja. Športniki si z različnimi vrstami treninga prizadevajo izboljšati rezultate v elementu skoka zaradi številnih zahtev v športnih panogah, ki so tehnične in taktične narave. Na tem mestu lahko znanost ponudi teoretični okvir za razlago, zakaj so nekatere tehnike in vrste treningov za skoke bolj in druge manj učinkovite.

Pred izvedbo vsake motorične naloge centralni živčni sistem pošlje signale številnim mišicam. Kot odziv na te signale se razvije mišična sila, ki je odgovor na mehanične zahteve naloge in se izrazi kot gibanje. Koordinacijo lahko definiramo kot skupno akcijo mišic pri izvedbi giba in je pogojena s točnostjo, zaporedjem in amplitudo aktivacije mišic. Če naloga zahteva gibanje v več kot enem sklepu, se poveča število stopenj prostosti in gib je teoretično mogoče izvajati na vrsto različnih načinov. S treningom se začnejo kompleksna gibanja izvajati na stereotipne načine, kar nakazuje, da sta za optimalne rezultate pri izvajanju motoričnih nalog potrebna specifičen gibalni vzorec in specifična (gibalnemu vzorcu prirejena) koordinacija (Singer in Stallings v Bobbert in van Ingen Schenau, 1988, str. 249).

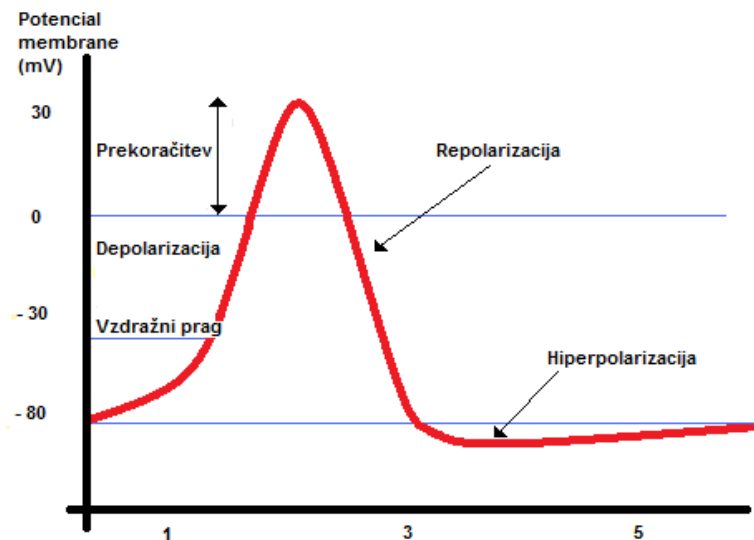
Če torej obstajajo specifične koordinacijske zahteve za učinkovitost motoričnih nalog, morata točnost in zaporedje mišičnega delovanja nekako vplivati na dosežek. Prav poznavanje faktorjev, ki posredujejo ta vpliv, je potrebno za razumevanje organizacije mišičnega delovanja. Zadnje študije vertikalnih skokov so pritegnile pozornost na geometrijske omejitve pri pretvorbi kotnega gibanja telesnih delov v vertikalno gibanje težišča telesa (Bobbert in drugi, 1986; Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; van Ingen Schenau in drugi, 1987). Rezultati kažejo, da je soočanje s temi omejitvami

pomembno vprašanje pri organiziranju mišičnega delovanja (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988).

Če povzamemo – gre za to, da se hitrost oziroma mišično delovanje pretvori iz ene v drugo smer. Ker je človeško telo sestavljeno iz veliko sklepov, ki se gibljejo vsak v različnih smereh in je torej veliko mogočih variacij, s treningom dosežemo optimalno kombinacijo gibov, da je skok učinkovit v skladu z njegovim namenom. Pri tem tehnika skoka ni stvar izbire, ampak je stvar sposobnosti. Z raziskovanjem in merjenjem EMG-signala v šestih, za skok z nasprotnim gibanjem ključnih mišicah bomo poskušali določiti razliko v aktivaciji mišic pri hitrem in počasnem skoku in s tem določiti mišice, ki so za različna gibanja pomembnejše. Na podlagi teoretičnih spoznanj iz diplomskega dela se bo lahko športnike v procesu treninga pravilno usmerilo, kar daje raziskavi tudi veliko uporabno vrednost.

1.1 Elektromiografija (EMG)

Elektromiografija je eksperimentalna tehnika, ki obravnava razvoj, merjenje in analizo mioelektričnih signalov, ki se tvorijo s fiziološkim nihanjem napetosti okoli membrane mišičnih vlaken (Basmajian in De Luca, 1985). Električna aktivnost v mišici je posledica spremembe električnega potenciala mišične membrane. Električni signali prihajajo prek motoričnih nevronov do motorične ploščice. Ko se z dvigom natrijevih ionov preseže vzdražni prag, depolarizacija membrane sproži akcijski potencial, ki spremeni napetost z -80 mV na $+30$ mV (Slika 1). Dvigu električne napetosti sledi repolarizacija na začetno vrednost. Preden se membranski potencial ustali na vrednosti mirovnega membranskega potenciala, sledi še faza hiperpolarizacije. Akcijski potenciali se nato širijo vzdolž mišice v obeh smereh.



Slika 1. Akcijski potencial (Enoka, 1994).

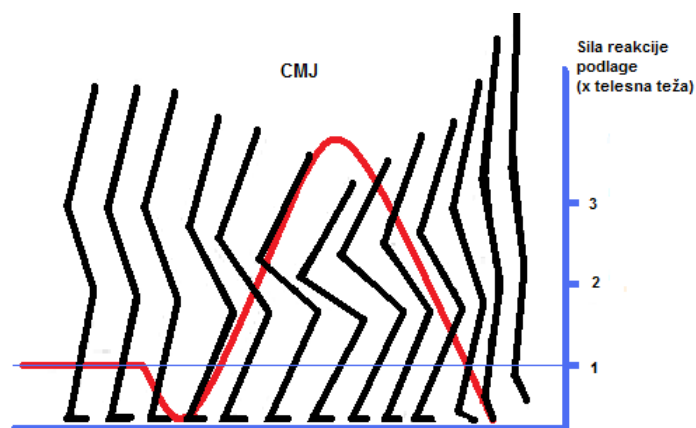
EMG-signal temelji na akcijskih potencialih mišičnih vlaken, njihovih depolarizacijskih in repolarizacijskih fazah, opisanih zgoraj. Depolarizacijsko-repolarizacijski cikel tvori val, ki potuje vzdolž mišičnega vlakna. Ta val spremembe električne napetosti tako potuje mimo elektrod. Površinske elektrode se postavijo na kožo nad izbrane mišične skupine, na srednji del mišice, zunaj nevro-mišične plošče. Praviloma se uporabljajo srebro-srebrnokloridne (Ag-AgCl) bipolarne elektrode. Predel kože, kamor namestimo elektrode, mora biti skrbno pripravljen in očiščen. Določitev točk opisuje metodologija SENIAM (Hermens in drugi, 1999). »Surovi« elektromiogram se nato s pomočjo različnih filtrov nadaljnje obdela. Večkanalni elektromiografi nam omogočajo hkratno spremljanje delovanja več mišičnih skupin. Pri skokih so to navadno: m. soleus, m. gastrocnemius, m. tibialis anterior, m. vastus lateralis, m. rectus femoris, m. biceps femoris in m. gluteus maximus.

Elektromiografija je torej zapis električnega signala, ki ga zaznajo elektrode na mišici med mišično aktivnostjo. Močnejše kot se bo mišica aktivirala, večji bo signal. Rezultati meritev EMG nam tako daje pomembne informacije o času in trajanju aktivacije mišic, o njihovem časovnem zaporedju sproženja pri izvedbi naloge, lahko pa tudi o prispevku sile posamezne mišice (De Luca, 1997). Tako dobimo informacijo o tem, katera mišica ima ključno vlogo pri izvedbi giba.

1.2 Sila reakcije podlage

Na človeško telo med športom delujejo številne sile. Med drugim tudi sila podlage. Ideja o merjenju sile reakcije podlage je bila predstavljena že leta 1879 (Marey). Pridobljena je iz Newtonovega zakona »akcija-reakcija«, ki predstavlja reakcijo podlage na pospeške vseh telesnih segmentov. Tretji Newtonov zakon govori, da če neki predmet deluje na neki drugi predmet z neko silo, potem tudi drugi predmet deluje na prvi predmet z enako, vendar ravno v nasprotno smer usmerjeno silo. Torej za vsako silo (akcijo) obstaja njena reakcija. Ta sila se lahko meri z inštrumentom, poznanim kot tenziometrična plošča, ki deluje podobno kot tehtnica za merjenje teže. Razlika je v tem, da s tenziometrično ploščo merimo silo v treh dimenzijah. Rezultanto sile na podlago lahko razdelimo na tri komponente s smermi gor-dol, naprej-nazaj, levo-desno. Te komponente predstavljajo silo reakcije podlage na stopala merjenca in odziv na pospešek telesa v teh smereh. V kakšni meri deli telesa vplivajo na reakcijo podlage, je odvisno od njihove mase in pospeška težišča (Enoka, 2002).

Obstajajo različni proizvajalci (Kistler, AMTI ...) in modeli tenziometričnih plošč. Ločimo take, ki uporabljajo ali piezokristale ali uporovne lističe. Prednost piezoelektričnih plošč je, da je deformacija senzornega dela manjša. Pri uporovnih lističih so deformacije večje in lahko prihaja do motenj v zaznavanju sil. Zato je v teoriji plošča s piezokristali zanesljivejša. Navadno so štirikotne oblike in imajo v vsakem kotu piezoelektrične pretvornike, ki ustvarjajo naboj, ko na njih deluje sila. Piezoelektrični efekt je pojav tvorjenja električnega naboja na površini kristalov, ki se deformirajo, ko na njih deluje zunanja sila. Ta naboj se s pomočjo pretvornikov okrepi in nato pretvori iz analognega v digitalni signal. Računalnik nam prikaže tako velikost signala kot velikost izmerjene sile, navadno v obliki krivulje sila-čas, ki nam kaže, kako se sila spreminja s časom oziroma z izvedbo giba. Krivulja se začne z vrednostjo, ki je enaka teži telesa. Primer povezave sile reakcije podlage in gibanja je prikazan na Sliki 2. Gib je skok z nasprotnim gibanjem ali »countermovement jump« (CMJ).



Slika 2. Sila reakcije podlage pri skoku z nasprotnim gibanjem.

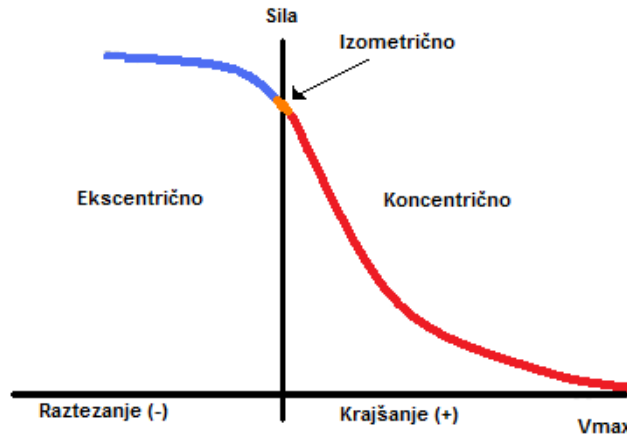
Večji kot bo pospešek merjenca, večja bo sila in višji bo skok. S to tehnologijo je mogoče meriti sile odriva pri startu, sprintu, skoku v daljino, troskoku, skoku v višino. Tenziometrija kot metoda se najpogosteje uporablja pri diagnosticiranju stopnje razvoja odrivne – hitre moči v laboratorijskih in tekmovalnih – situacijskih razmerah (Čoh, 2009; Strojnik, 1997). Pri meritvah nas zanimajo parametri krivulje sile v odvisnosti od časa. Govorijo o tem, kolikšna je bila sila reakcije podlage v času odrivne akcije in kako je posameznik dosegel končno vzletno hitrost, ki pogojuje višino skoka (Šarabon, 2002).

Oblika krivulje odrivne akcije je pogojena z vsaj dvema dejavnikoma – z zmogljivostjo mišic, ki so pri odrivni akciji aktivne, in z zaporedjem vključevanja teh mišic oziroma medmišično koordinacijo (Šarabon, 2002).

1.3 Ekscentrično-koncentrična kontrakcija (EKK)

Pri izvedbi nalog, kot so meti in skoki, ljudje po navadi začnejo gibanje s tako imenovanim nasprotnim gibanjem, gibanjem, ki je usmerjeno v nasprotno smer zelenega cilja (Bobbert in drugi, 1996). Ta način gibanja je izveden z ekscentrično-koncentričnim mišičnim naprežanjem, ki ima pred drugimi nekatere prednosti. Prednost EKK je, da mišica lahko proizvede več dela, če jo aktivno raztegnemo, preden dovolimo njeno krajšanje. Rezultat je več opravljenega dela med krčenjem, kot če jo samo krčimo (Enoka, 2002). Če z zadostno hitrostjo raztegnemo aktivno

mišico, bo sposobna razviti večjo silo kot pri maksimalni izometrični kontrakciji. To zakonitost delovanja mišic poznamo iz Hillove krivulje, ki govori o odvisnosti sile od hitrosti krajšanja mišice (Slika 3).



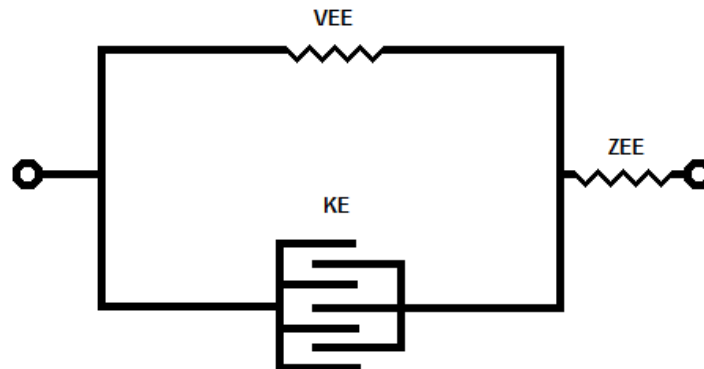
Slika 3. Hillova krivulja (Knudson, 2007).

Povečevanje negativne hitrosti (levo od izometrično) kaže, kako se mišična napetost povečuje pri hitrih ekscentričnih akcijah.

Krivulja govori o tem, da se sila, s katero se mišica lahko upira, s hitrostjo raztega (ekscentrična akcija) povečuje. Sila, ki jo lahko mišica proizvede, pa se s povečevanjem hitrosti krčenja (koncentrična akcija) manjša. Ob ustrezni hitrosti raztega in čim več vzpostavljenih prečnih mostičev lahko sila pri ekscentrični kontrakciji (EK) preseže maksimalno izometrično silo tudi za 40 odstotkov. Če se koncentrična kontrakcija (KK) začne v obdobju, preden poteče doba prečnega mostiča (15–120 ms), je mogoče uporabiti zamik miozinske glavnice za večjo raven sile v začetku KK (Strojnik, 1990). Večja kot je sila na prehodu, bolj se raztegujejo tetive in manj kontraktilni elementi. Posledično se bo mišica raztegnila manj (Avis in drugi, 1986). Torej bo mišica delovala na krajši razdalji in pri manjši hitrosti krčenja, kar je prednost tako pri porabi energije kot razvoju sile (Walshe in drugi, 1998). Manjša poraba energije omogoča večjo ekonomičnost gibanja, večja sila pa večje pospeške. Hitrost ob zaključku odnosa je lahko večja tudi za 20 odstotkov in več pri skoku, izvedenem na ekscentrično-koncentrični način (skok z nasprotnim gibanjem), v primerjavi s skokom, izvedenim samo na koncentrični način (skok iz počepa) (Knudson, 2007).

1.4 Elastičnost mišično-tetivnega kompleksa

Mišično-tetivni kompleks (MTK) označuje vse elemente med obema pripojema mišice oziroma njene tetive na kost. Kompleks lahko delimo na kontraktilni element (KE), zaporedni elastični element (ZEE) in vzporedni elastični element (VEE) (Bobbert in drugi, 1986).

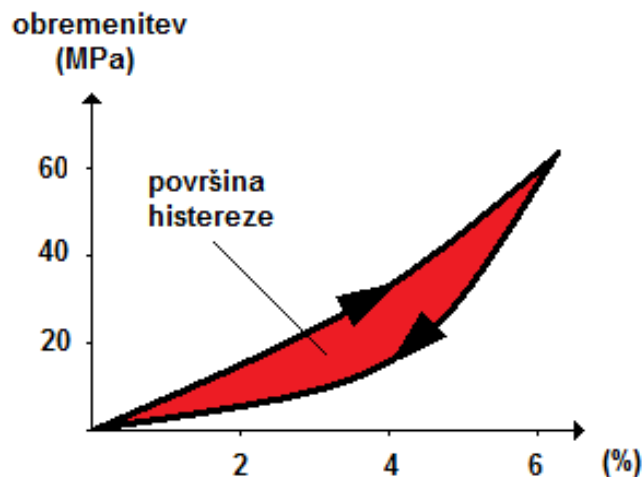


Slika 4. Mišično-tetivni kompleks (Nordin in Frankel, 2001). KE – glavica miozina in aktivno mesto na aktinu; ZEE – miozin, aktin, tetive, aponevroze; VEE – epimizij, perimizij, endomizij in sarkolema.

Obnašanje posameznih elementov mišice opisujejo različni mehanizmi delovanja. Silo, ki jo proizvede MTK, lahko izrazimo kot funkcijo treh faktorjev, in sicer dolžine mišice, hitrosti mišice in mišične aktivacije. Ključno vlogo pri razvoju sile ima KE. Pomemben delež pri učinkovitosti skakanja pa ima tudi elastičnost ZEE (Zajac, 2002). S povečevanjem dolžine ZEE se povečuje tudi sila. VEE se po navadi ne upošteva pri preučevanju športnih gibanj zaradi pasivnih lastnosti (Pandy in drugi, 1990; Payton in Bartlett, 2008).

Elastičnost je lastnost materiala, da se po deformaciji ob delovanju zunanje sile povrne v prvotno obliko. Ko se material razteza, dovajamo energijo, ko pa se vrača oziroma krči, dobivamo energijo nazaj. Popolna elastičnost pomeni, da smo dobili nazaj ravno toliko, kot vložili. V normalnih razmerah se vedno nekaj energije izgubi. Izgubljeno delo opisuje krivulja histereza (Slika 5). Histereza je lastnost materialov, ki imajo različno lastnost razbremenitve od obremenitve. Predstavlja količino izgubljene energije zaradi nepopolne elastičnosti. Površina med krivuljama obremenitve in

razbremenitve je energija, ki se izgubi pri vračanju raztegnitve (Knudson, 2007). Predstavlja razliko med energijo, ki je potrebna, da se material raztegne, in med energijo, ki se pri krčenju sprosti. Če je površina zelo majhna, pomeni, da se skoraj vsa vložena energija pri krčenju povrne. Elastični mehanizmi pri ekscentrično-koncentričnih akcijah preprečujejo izgubo energije oziroma ohranjajo učinkovitost mišic (Ettema, 2001).

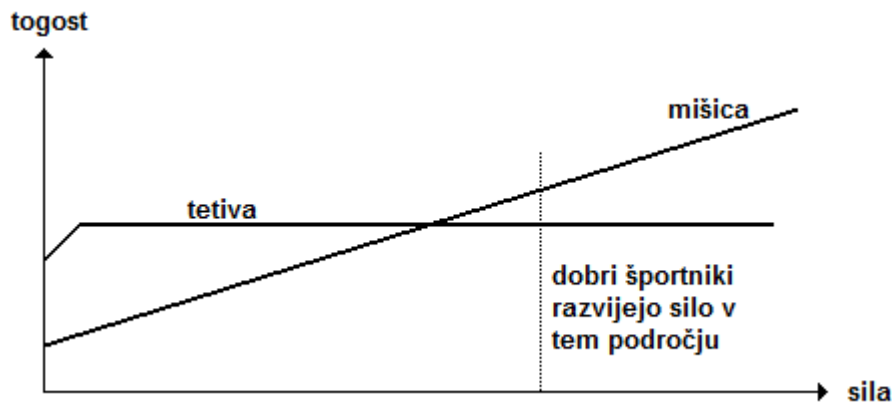


Slika 5. Histereza tetive. Zgornja krivulja predstavlja raztezanje, spodnja pa krčenje tetive (Herzog in Loitz v Dolenc, 1997, str. 27).

Ko se VEE in ZEE med aktivnim mišičnim krčenjem ali pasivnim raztezanjem raztezajo, se pojavi napetost in energija se shrani. Ko se s sprostitvijo mišice vračajo v prvotno stanje, se shranjena energija sprosti (Nordin in Frankel, 2001).

Način obremenitve ima močan vpliv na togost, razteg in moč MTK. V ekscentrični fazi se v njem shrani določena količina elastične energije, ki jo je mogoče uporabiti v drugi fazi. Količina shranjene energije je odvisna od vložene sile in povzročene deformacije. Ker so mišice in tetive vezane zaporedno, so podvržene enakim silam in razporeditev shranjene energije med njimi je v tem primeru odvisna od njihove deformacije. Deformacija pa je odvisna od togosti mišic in tetiv. Togost tetive je konstantna, medtem ko je togost mišice odvisna od proizvedene sile. Pasivna mišica je voljna in jo raztegnemo brez velikega napora oziroma sile. Aktivirana mišica pa je toga in za njen razteg potrebujemo veliko silo. Bolj je aktivirana, večjo silo potrebujemo. Vrhunski športniki lahko razvijejo veliko silo. Togost njihovih mišic lahko

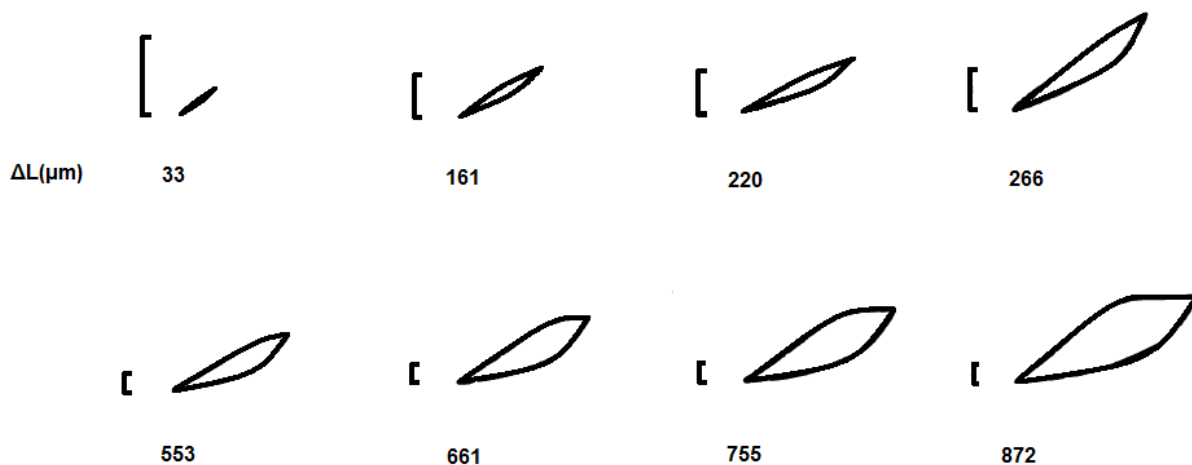
preseže togost tetiv. V tem primeru je elastična energija shranjena predvsem v tetivah. Tako lahko pri hitrih gibanjih, kot so poskoki, dolga tetiva deluje kot vzmet (Zatsiorsky, 1995).



Slika 6. Togost tetive in mišice (Zatsiorsky, 1995).

Tetiva močno vpliva na način uporabe mišic pri gibanju. Delež doprinosa elastične energije je v največji meri odvisen od raztegljivosti tetiv (Anderson in Pandy, 1993). Mišica s kratko tetivo prenese silo na kost hitreje, ker je razteg krajši (Knudson, 2007).

Uporaba shranjene energije v MTK je odvisna od hitrosti prehoda iz EK v KK. Ta čas mora biti čim krajši. Del elastične energije, ki se nakopiči v mišici, je na voljo le določen čas. Ta je omejen z življenjsko dobo prečnih mostičev in traja od 15 do 120 milisekund (Enoka, 2002). Daljši kot je čas preklopa, manjša je učinkovitost EKK. Če koncentrična faza krčenja dovolj hitro sledi ekscentrični, potem elastični elementi nakopičeno energijo sprostijo v kinetično in mehansko delo v začetku koncentrične faze, kar se kaže v večji mišični sili (Komi, 2003). Ta odboj iz EK se odraža v povečanju sile v nadaljevanju KK (Knudson, 2007) in manj porabljeni kemični energiji kot pri samostojni KK (Komi in Gollhofer, 1997). Do prekinitve prečnega mostiča lahko pride tudi (poleg časovne omejitve) pri daljši raztegnitvi sarkomere (mišice). S povečevanjem dolžine raztezanja mišice se površina histereze povečuje, kar pomeni, da je bilo več energije vložene v raztezanje, kot je bilo sproščene pri krčenju in je zato prišlo do izgubljanja mehanske energije (Flitney in Hirst, 1978).

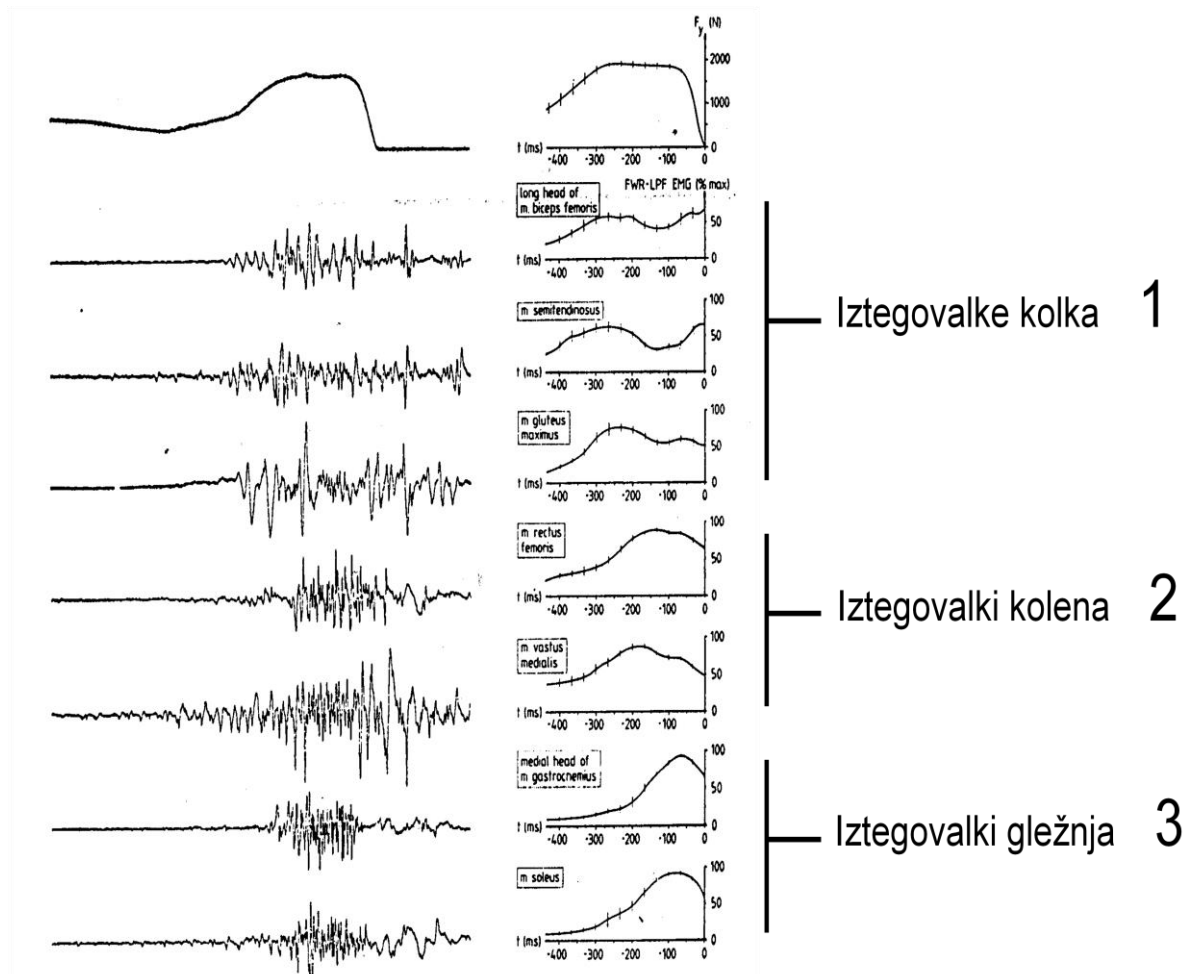


Slika 7. Histereze mišice pri konstantnih hitrostih in različnih dolžinah raztezanja (Flitney in Hirst, 1978).

Elastičnost in tehnika uporabe shranjene elastične energije sta zelo pomembni za doseganje vrhunskih rezultatov. Več elastične energije bo shranjene le, če bo mišica proizvedla več sile (Zatsiorsky, 1995).

2. PREDMET IN PROBLEM

Raziskave so pokazale (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988), da se pri večsklepnih balističnih akcijah pojavlja proksimalno-distalni način aktivacije mišic. Najprej se aktivirajo iztegovalke kolka, ki so kot proksimalne mišice, in nato iztegovalke kolena in gležnja kot distalne mišice (Slika 8).



Slika 8. Zaporedje aktivacije mišic v skladu s proksimalno-distalnim načinom (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988).

Za spremljanje zaporedja aktivacije posameznih mišic v kinetični verigi je primerna metoda merjenja EMG-signalov mišic kinetične verige, kar je precej zahtevna metoda meritev. Z raziskavami (Strojnik in Šarabon, 2002) je bilo ugotovljeno, da je mogoče oceniti moč posameznih mišic s parametri, ki jih dobimo iz krivulje sile reakcije

podlage, pri skoku na tenziometrični plošči. Na osnovi tega sklepamo, da bi bilo mogoče s skokom z nasprotnim gibanjem s temi parametri dobiti vpogled v delovanje posameznih mišic kinetične verige. Zanima nas, ali bi s spreminjanjem sile reakcije podlage z različnimi načini izvajanja skokov lahko sklepali na delovanje proksimalnih in distalnih mišičnih skupin. Da bi to preverili, bodo merjenci izvajali različne skoke, pri tem bomo merili aktivnost mišic z EMG-signalom in na osnovi tega ugotavljali, ali bodo te spremembe povezane z različno aktivacijo mišic. Skoke z aktivnejšim ekscentričnim delom bomo imenovali hitri skoki. Skoke z manj aktivnim ekscentričnim delom pa počasni skoki.

2.1 Definicija skoka

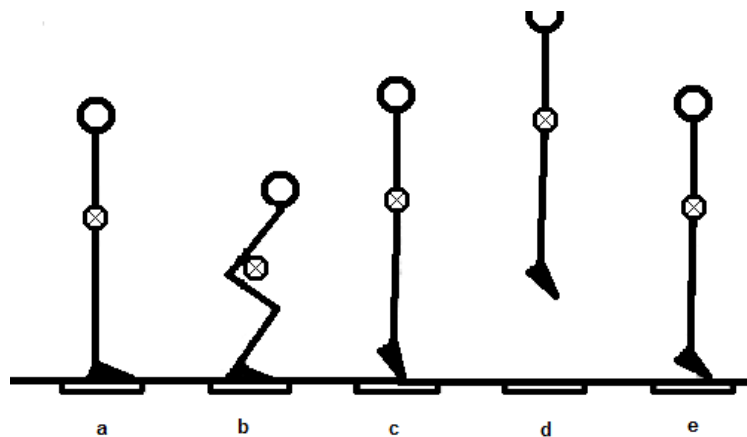
Skok je gibanje, ki povzroči, da je težišče telesa projektirano navzgor in stopala zapustijo podlago. S skoki se dosegajo različni cilji, kot so maksimalni doseg rok (višina dotika), maksimalna razdalja v horizontalni smeri, maksimalna višina težišča telesa in maksimalni čas, ki ga telo preživi v zraku. Ti cilji sovpadajo z akcijami, kot so skok za žogo v košarki, skok v daljino in skok v višino pri atletiki, skoki v gimnastiki, skoki v vodo in pri plesu. Po merilih biomehanike skoke razvrstimo v take, kjer razvijemo maksimalno vertikalno hitrost težišča pri odskoku, take, kjer hočemo doseči maksimalno horizontalno daljavo, in take, ki vključujejo salte in obrate med letom (Enoka, 2002). Skoki so eni najosnovnejših človeških gibanj. Kljub temu lahko med posamezniki najdemo razlike pri izvedbi. Kinematične analize, analize sil reakcije podlage in analize EMG-signalov potrjujejo razlike med posamezniki (Šarabon, 2002).

Skoki igrajo pomembno vlogo v mnogih športih, kot so atletika, košarka in odbojka. Zato ima razumevanje koordinacije telesa in biomehanskih zakonitosti teh eksplozivnih gibanj veliko praktično uporabnost (Fritz in Peikenkamp, 2010).

2.2 Skok z nasprotnim gibanjem (CMJ)

Skok z nasprotnim gibanjem je skok, pri katerem gibanje začnemo z gibanjem navzdol (ekscentrična kontrakcija). Takoj za tem sledi koncentrična faza odziva. Te vrste akcij so znane pod imenom »stretch-shortening cycle« (SSC) (Bosco in drugi, 1982a; Komi in Bosco, 1978). Skoraj vsa silovita gibanja so izvedena z določeno mero nasprotnega gibanja (Hasson in drugi, 2004).

Pri skoku z nasprotnim gibanjem (counter movement jump – CMJ) se gibanje skakalca (Slika 9) začne iz vzravnane, pokončnega položaja (a), z upogibom v kolenih in kolku se gibanje težišča telesa nadaljuje navzdol (b), nato se skakalec z eksplozivnim in močnim iztegom v kolenih in kolku požene s tal v zrak (c/d) in pristane spet na tleh (e).

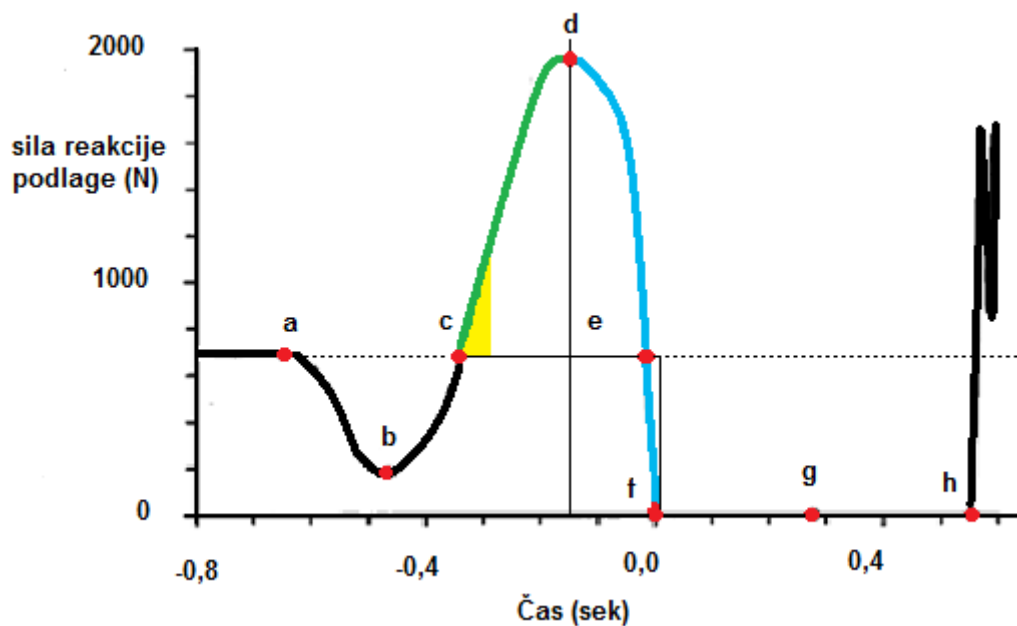


Slika 9. Skok z nasprotnim gibanjem (Linthorne, 2001).

Gre za skok, pri katerem se uporabi ekscentrično-koncentrična mišična kontrakcija. Pri nižanju težišča se aktivne mišice nog raztegnejo (ekscentrična kontrakcija), nato gibanje ustavimo in se takoj odrinemo vertikalno navzgor (koncentrična kontrakcija).

S skokom z nasprotnim gibanjem izmerimo poseben primer eksplozivne moči, ki je najpogostejša v cikličnih, acikličnih in kombiniranih gibalnih strukturah. Skok se največkrat izvaja s fiksiranimi rokami na bokih (Čoh, 2009). Da bi dobili vpogled v delovanje med skokom, potrebujemo kazalce, kot so višina skoka in vzletna hitrost (med seboj sta fizikalno povezani), čas trajanja odziva ... Z merjenjem sile na

podlago lahko neposredno sklepamo o gibanju centralnega težišča telesa. To silo običajno merimo s tenziometrično ploščo. Še vedno pa je tak pristop omejen, saj ne omogoča opazovanja mišic, ki v največji meri vplivajo na generacijo sile med odzivom (Enoka, 2002). Zato je za podrobne analize gibanja nujno združevanje podatkov kinematičnih analiz telesnih segmentov, sil reakcij podlage in EMG-meritev. Rezultat meritev skokov na tenziometrični plošči je graf, ki nam kaže spremembo sile reakcije podlage v času. Nekaj ključnih točk pri skoku z nasprotnim gibanjem je prikazanih spodaj (Slika 10).



Slika 10. Sila reakcije podlage pri skoku z nasprotnim gibanjem in nekaj ključnih točk (prirejeno po Linthorne, 2001).

a: Začetek skoka. Merjenec je v pokončnem položaju. Sila reakcije podlage je enaka sili teže merjenca (85 kg = 850 N).

a–b: Merjenec popusti mišice, da bi lahko znižal težišče. Sila je manjša, kot je sila teže, in zato težišče pospešuje navzdol.

b: Točka, kjer je pospešek gibanja težišča navzdol največji.

b–c: Merjenec začne vključevati mišice, vendar se hitrost gibanja navzdol še vedno povečuje, ker je sila še vedno negativna.

c: Sila reakcije podlage je enaka sili teže. V tej točki je hitrost gibanja težišča navzdol največja.

c–d: Rezultanta sil je zdaj pozitivna in tako merjenec pospešuje navzgor oziroma zavira navzdol. Težišče se še vedno znižuje.

d: Točka težišča je v najnižjem položaju, hitrost je enaka nič. Tu se konča ekscentrično gibanje in začne koncentrično. Sila je na tej točki prehoda najvišja (v idealnem primeru).

d–e: Težišče pospešeno potuje navzgor.

e: Sila reakcije podlage je zopet enaka sili teže. Hitrost gibanja navzgor je najvišja.

e–f: Sila je manjša kot sila teže in zato se hitrost znižuje. Merjenec se še vedno giblje navzgor.

f: Točka, ko merjenec zapusti podlago.

g: Merjenec je v najvišji točki.

h: Merjenec doskoči.

rumeni del: Naklon premice predstavlja startno moč.

zeleni del: Sila v zaviranju.

modri del: Sila v pospeševanju.*

Ekscentrična faza je definirana s časom, kjer je vertikalna hitrost centralnega težišča telesa negativna, koncentrična pa, kjer je pozitivna.

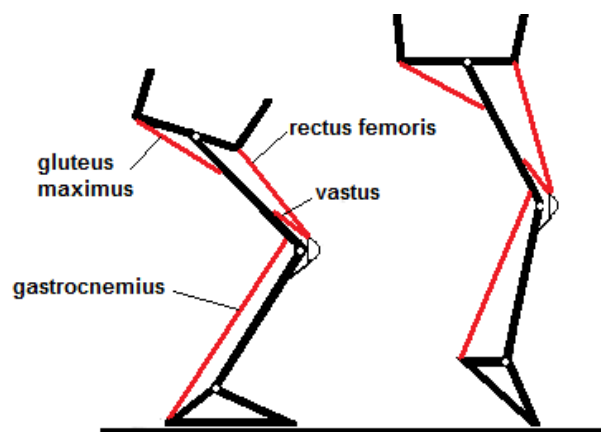
**Pospeševanje se zaključi v točki e. Strogo gledano zadnji del krivulje (e–f) že zaviramo. Vendar v nalogi obravnavamo fazo pospeševanja z vključenim zadnjim delom krivulje, torej fazo pospeševanja + fazo zaviranja na koncu gibanja navzgor. Poimenovanje faze pospeševanja se nanaša na koncentrično fazo ali fazo gibanja težišča navzgor.*

Za izvedbo gibanja mora centralni živčni sistem (CŽS) v mišice poslati akcijske potenciale, da pride do aktivacije mišice. Mišica nato proizvede silo, ki prek ročic sklepa ustvarja navor. Mišice so aktiven element, ki ga nadzoruje CŽS. S svojim krčenjem ustvarjajo silo na skelet (Späglele in drugi, 1999). Nadzor mišično-skeletnega sistema, imenovan koordinacija, timing ali tehnika, je v bistvu velikost aktivacije posamezne mišice v času. Višina skoka ni odvisna samo od moči mišic, ampak tudi njihovega nadzora (Bobbert in van Soest, 1994). Vzorcju uporabljene nevralne aktivacije pri izvedenem gibanju pravimo gibalna strategija. Pri nalogah, kjer

gibanje zahteva uporabo več sklepov v mišično-kinetični verigi, stopnje prostosti (možnosti za izvedbo gibanja) zelo narastejo (Enoka, 1996). Izvedeno je bilo kar nekaj študij, ki so bile osredotočene na vertikalne skoke in način mišičnega koordiniranja gibanja (Bobbert in drugi, 1986; Bobbert in van Ingen Schenau, 1988; Fukashiro in Komi, 1987; Gregoire in drugi, 1984; van Ingen Schenau in drugi, 1987). Prišli so do veliko ugotovitev, ki jim je skupno, da je pravočasnost gibanja v sklepih ključnega pomena za kakovostno izvedbo skoka.

Začetni gib navzdol je dosežen z zmanjšano aktivacijo mišic tako, da je skupna sila iztegovalk manjša kot sila teže. Količina in hitrost nasprotnega giba pri vertikalnem skoku sta ključnega pomena. Točna količina nasprotnega giba je odvisna od moči in znanja skakalca (Knudson, 2007). Rezultat raztezanja mišic med nasprotnim gibanjem je shranjena energija v elastičnih elementih mišice, ki se nato porabi v fazi propulzije (Anderson in Pandy, 1993). Če z zadostno hitrostjo raztegnemo aktivno mišico, bo sposobna razviti tudi za 40 odstotkov večjo silo kot pri maksimalni izometrični kontrakciji (Strojnik, 1990). Koncentrična kontrakcija mora nato takoj slediti ekscentrični, drugače se shranjena energija izgubi v obliki toplote. Hitreje je akcija izvedena, več energije se bo shranilo. Pri primerjavah skokov z ali brez nasprotnega gibanja pride v vseh treh sklepih (gleženj, koleno, kolk) pri CMJ do večjih navorov v začetnem delu koncentrične faze. Višina skoka z nasprotnim gibanjem je višja od skoka iz počepa zaradi elastičnosti in večje aktivacije mišic (Kubo in drugi, 2007). To je v skladu s konceptom, ki govori, da začetni ekscentrični del poveča mišično silo na začetku gibanja navzgor. Do največje razlike pride v kolčnem sklepu (Enoka, 2002).

Shranjeno energijo, ki jo ustvarimo v začetnem delu s spuščanjem težišča, je nato treba učinkovito porabiti. Mišica ustvarja mehansko energijo, ki se porablja za delo, če se razdalja med izvorom in narastiščem mišice spremeni. Mišica lahko energijo tudi prenaša. Recimo, da m. quadriceps tvori energijo pri iztegovanju kolena. Če se dolžina dvosklepne mišice m. gastrocnemius medtem ne spremeni, pride do plantarne fleksije stopala in se tako del energije prenese na gleženj. V takem primeru m. gastrocnemius prenaša energijo m. quadricepsa iz kolena na gleženj. Seveda se lahko m. gastrocnemius med delovanjem m. quadricepsa tudi krči in tako hkrati prenaša in tvori energijo (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988).



Slika 11. Shematski prikaz enosklepnih in dvosklepnih mišic, ki imajo pomembno vlogo pri skokih (van Ingen Schenau, 1987). Enosklepne: vastus lateralis, gluteus maximus; dvosklepne: gastrocnemius, rectus femoris.

Torej je za učinkovito gibanje centralnega težišča telesa nujno, da preden skakalec zapusti podlago, enosklepne iztegovalke sprostijo čim več energije in da dvosklepne mišice (m. rectus femoris in m. gastrocnemius) to energijo učinkovito prenesejo. Rezultat je, da imamo ob zaključku odriva čim večjo vertikalno hitrost CTT. Predvideva se, da se to lahko doseže le tako, da se maksimalne vertikalne hitrosti med točkami posameznih telesnih segmentov dosegajo zaporedno na proksimalno-distalni način. To zaporedje, ki ga ustvari vzorec proženja mišic, je: trup, stegno, golen, stopalo (Bobert in van Ingen Schenau, 1988; Gregoire in drugi, 1984; Pandy in drugi, 1990).

Gibanje z namenom, da bi pri dvigovanju CTT razvili čim večjo hitrost, ima nekatere omejitve. Zaradi rotacij segmentov okoli sklepov je nemogoče ohraniti vertikalni pospešek pozitiven. Ko se kot povečuje, se vertikalna hitrost zmanjšuje ne glede na hitrost iztegovanja v sklepu. Večji kot je kot, več hitrosti se iz vertikalne pretvori v horizontalno. Temu pravimo geometrijska omejitev (van Ingen Schenau in drugi, 1985). Da bi preprečili prekomerno iztegnitev (hiperekstenzijo) sklepov, se mora iztegovanje na koncu giba zaustaviti. Temu pravimo anatomski omejitvi. Pri vertikalnih skokih je namen ohraniti gibanje centralnega težišča telesa v vertikalni smeri in preprečiti rotacije okoli težišča. Če se delo mišic porablja za preprečevanje rotacij, se izgubi učinkovitost (Voigt in drugi, 1995). Zdi se očitno, da je aktivacija

mišice m. gastrocnemius namenjena nadomestitvi neizogibne izgube vertikalne hitrosti med boki in gležnji na koncu odriva. V zadnji fazi odriva se m. gastrocnemius upira iztegnitvi kolena in izteguje stopalo. Dvosklepna mišica m. gastrocnemius dovoljuje, da so mišice, ki iztegujejo koleno, aktivne dlje in proizvajajo silo. Ta sila se ne uporablja več za povečevanje vertikalne hitrosti med boki in gležnji, temveč za iztegovanje stopala. Podobno vlogo ima dvosklepna mišica m. rectus femoris. Dviganje CTT navzgor se začne s pospeševanjem trupa kot rezultat aktivacije mišic m. gluteus maximus in zadnje lože (Gregoire in drugi, 1984). Zaradi geometrijskih omejitev se prispevek kotne hitrosti iztegovanja trupa k vertikalni hitrosti dviganja težišča s povečevanjem kota zmanjšuje. Nadaljnji aktivaciji gluteusa in povečevanju hitrosti trupa nasprotuje m. rectus femoris. Posledično lahko gluteus ustvarja energijo, ki se porablja za izteg kolena in stopala. Ta prenos energije med segmenti omogočijo dvosklepne mišice m. rectus femoris in m. gastrocnemius (van Ingen Schenau in drugi, 1987).

Vzorec segmentalnih rotacij med odzivom zagotovi skoraj linearno pospeševanje CTT (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988). To zaporedje kotnih hitrosti je nujno za uspešen prenos energije med segmenti in s tem za učinkovitost izvedbe skoka (Whiting, 2006).

Največja vertikalna hitrost dviganja težišča se doseže okoli 30 ms preden prsti zapustijo podlago. Iztegnitev prstov preprečuje izgubo stika s tlemi. Vendar je sila na podlago v tem trenutku manjša od sile teže telesa, kar pomeni, da se ne da izogniti izgubljanju hitrosti dviganja težišča v zadnjem delu odriva (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988).

Predmet naloge je ugotoviti, kakšna je aktivacija mišic pri skokih z nasprotnim gibanjem. Problem naloge pa je ugotoviti, kako se aktivacija mišic razlikuje pri dveh različnih strategijah izvajanja skokov.

3. CILJI

Z raziskavo želimo ugotoviti povezanost oziroma razlike med velikostjo EMG-signala aktiviranih mišic pri skokih z nasprotnim gibanjem. Opazovali bomo dva različno izvedena skoka. Razlika v strategiji gibanja se nanaša na razmerje sil med zaviranjem in pospeševanjem skupnega težišča. Torej bolj ali manj aktiven ekscentrični del.

4. HIPOTEZE

H01 – na začetku ekscentričnega dela ne bo razlik v aktivnosti mišic med hitrimi in počasnimi skoki.

H02 – na koncu ekscentričnega dela ne bo razlik v aktivnosti mišic med hitrimi in počasnimi skoki.

H3 – na začetku koncentričnega dela bodo pri hitrem skoku proksimalne mišice aktivnejše kot pri počasnem skoku.

H04 – na začetku koncentričnega dela v aktivnosti distalnih mišic ne bo razlik med skokoma.

H05 – na koncu koncentričnega dela v aktivnosti proksimalnih in distalnih mišic ne bo razlik med obema skokoma.

5. METODE DELA

5.1 Merjenci

V vzorec merjencev je bilo vključenih devet športnikov, in sicer šest žensk in trije moški, stari od 17 do 29 let. Vsi so bili vključeni v redni proces treninga: tri odbojkarice 1. slovenske lige, tri odbojkarice 2. lige, dva odbojkarja 1. lige ter en hokejist 1. slovenske lige. Vsi so bili brez poškodb in so sodelovali prostovoljno. Z merjenci je bila opravljena predhodna vadba, kjer so se naučili izvedbo dveh različnih skokov.

5.2 Protokol meritev

Vse meritve so potekale v Laboratoriju za kineziologijo Inštituta za šport (LBM) na Fakulteti za šport v Ljubljani.

Z merjenci je bila opravljena predhodna vadba, na kateri so se učili dve različni izvedbi skoka z nasprotnim gibanjem. Vadba je potekala enkrat tedensko v Laboratoriju za kineziologijo po individualnem dogovoru z vsakim izmed merjencev. Vsak je opravil dve do tri vadbe. Vse skoke so izvajali na tenziometrični plošči. Parametri sile reakcije podlage so merjencem služili kot povratna informacija, da so dobili občutek za izvedbo različnih načinov skoka. Pri prvem načinu skoka je moral biti povprečen pospešek skupnega težišča telesa v ekscentrični fazi okoli dve enoti večji kot v koncentrični fazi. Ta skok smo imenovali hiter skok. Pri drugem načinu pa je moral biti povprečni pospešek skupnega težišča telesa v koncentrični fazi okoli dve enoti večji kot v ekscentrični fazi. Ta skok smo imenovali počasen skok.

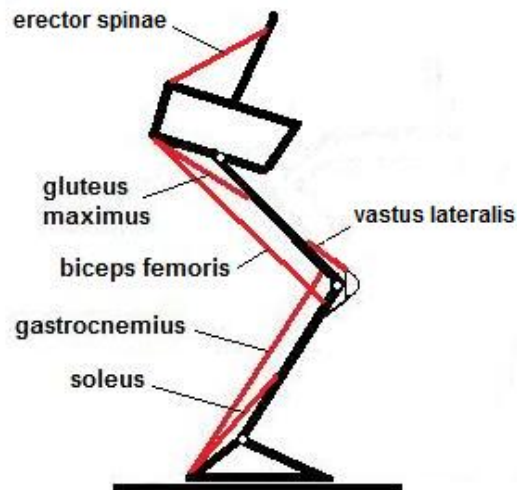
Na merilni dan smo vsakemu merjencu najprej pripravili kožo za EMG-meritve in namestili EMG-elektrode na mišice. Namestili smo mu tudi potrebno dodatno opremo (telemetrijski oddajnik) in izmerili telesno maso. Sledilo je šest minut standardiziranega ogrevanja: stopanje na 25 cm visoko pručko v določenem ritmu. Ritem smo določili z metronomom, in sicer 30 u/min. Merjenec je vsako minuto

zamenjal nogo. Po ogrevanju je vsak merjenec naredil vsaj pet skokov iz počepa. Merjenci so izvajali hitre in počasne skoke v poljubnem zaporedju. Oba načina so izvajali maksimalno. S spremljanjem parametrov sile reakcije podlage smo skoke razporejali med hitre ali počasne. Izvajali so jih toliko časa, dokler nismo dobili zadostnega števila hitrih in počasnih skokov. Tistih, ki niso ustrezali kriterijem hitrega ali počasnega tipa, nismo uporabili. V obdelavo smo vzeli povprečje dveh do treh najbolj tipičnih skokov obeh načinov.

5.3 Merilni postopki

Med skoki smo merili sile na podlago s tenziometrično ploščo ter EMG-signal mišic. Merjenje sile na podlago smo izvedli s tenziometrično ploščo proizvajalca Kistler (Winterthur, Švica), model 9287A, signal pa smo okrepili z nabojnim ojačevalnikom istega proizvajalca, model 9865E1Y28, ter ga nato zajemali in vzorčili s frekvenco 2000 Hz. Za merjenje EMG-signalov na površini mišice smo uporabili površinski telemetrijski EMG-sistem (Biotel 88, Glonner, München, Nemčija) skupaj z Ag/AgCl elektrodami (Hellige, Freiburg, Nemčija).

Položaji za elektrode na opazovanih mišicah (Slika 12) so bili določeni v skladu z določili Seniam (1999): na mišico erector spinae (ERR) so bile elektrode nameščene v vertikalni smeri dva prsta lateralno od kostnega izrastka (processus spinosus) prvega ledvenega vretenca; na m. gluteus maximus (GLU) na polovico črte, ki povezuje sakralna vretenca z velikim trohanterjem in obrnjene v smeri črte, ki povezuje spino iliaco anterior superior s sredino zadnjega dela stegna; na m. biceps femoris (BIC) na polovico črte, ki povezuje grčo sednice (tuberositas ischii) z lateralnim epikondilom tibie; na m. vastus lateralis (VAS) na distalni tretjini črte, ki povezuje lateralni del patele s spino iliaco anterior superior v smeri mišičnih vlaken; na m. gastrocnemius (GAS) na proksimalni tretjini črte, ki poteka od (proksimalne) glave fibule do pete; na m. soleus (SOL) pa na distalni tretjini črte, ki povezuje medialni kondil femurja z medialnim maleolusom.

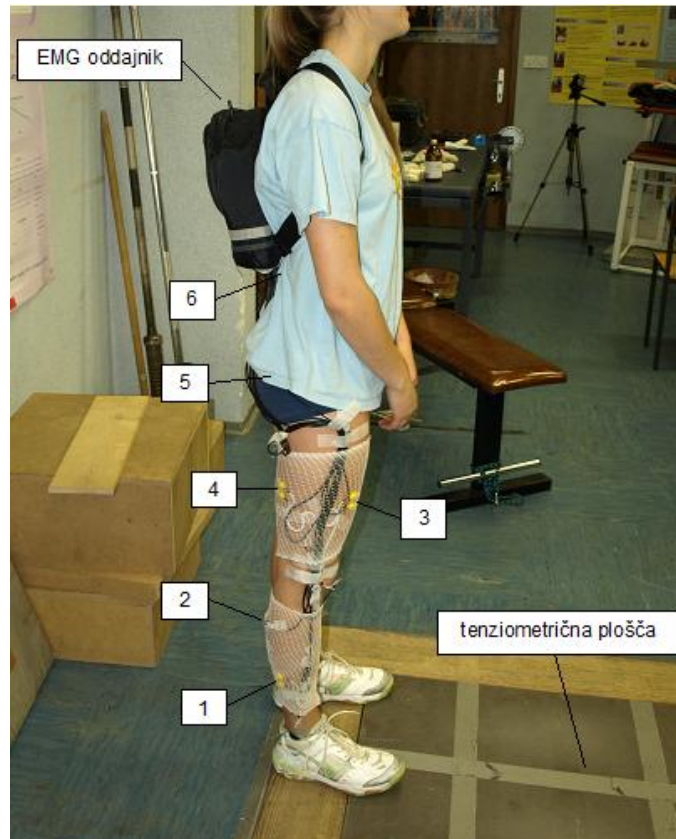


Slika 12. Shematski prikaz opazovanih mišic.

Preden smo elektrode namestili, smo morali kožo merjencev ustrezno pripraviti. Najprej smo kožo pobrili (britvica za enkratno uporabo) in nato podrsali z abrazivno pasto (Nuprep, proizvajalec Weaver & co., Aurelia, ZDA). Tako smo odstranili odmrlo plast povrhnjice in zagotovili primerno upornost med elektrodami (1–5 kOhm), da smo lahko zajeli dober signal mišice.

Za zajemanje signala, ki je bilo opravljeno s frekvenco vzorčenja 2000 Hz, shranjevanje in deloma obdelavo EMG-signalov je bil uporabljen program DasyLab (National Instruments Ireland Resources Limited, Dublin, Irska).

Po namestitvi elektrod smo za normalizacijo sile na podlago in pravilno kvantifikacijo vsem merjencem izmerili telesno maso.



Slika 13. Pripravljena merjenka na meritve skokov. 1–6: nameščene elektrode za zajemanje EMG-signala izbranih mišic (1 – soleus; 2 – gastrocnemius; 3 – vastus lateralis; 4 – biceps femoris; 5 – gluteus maximus; 6 – erector spinae).

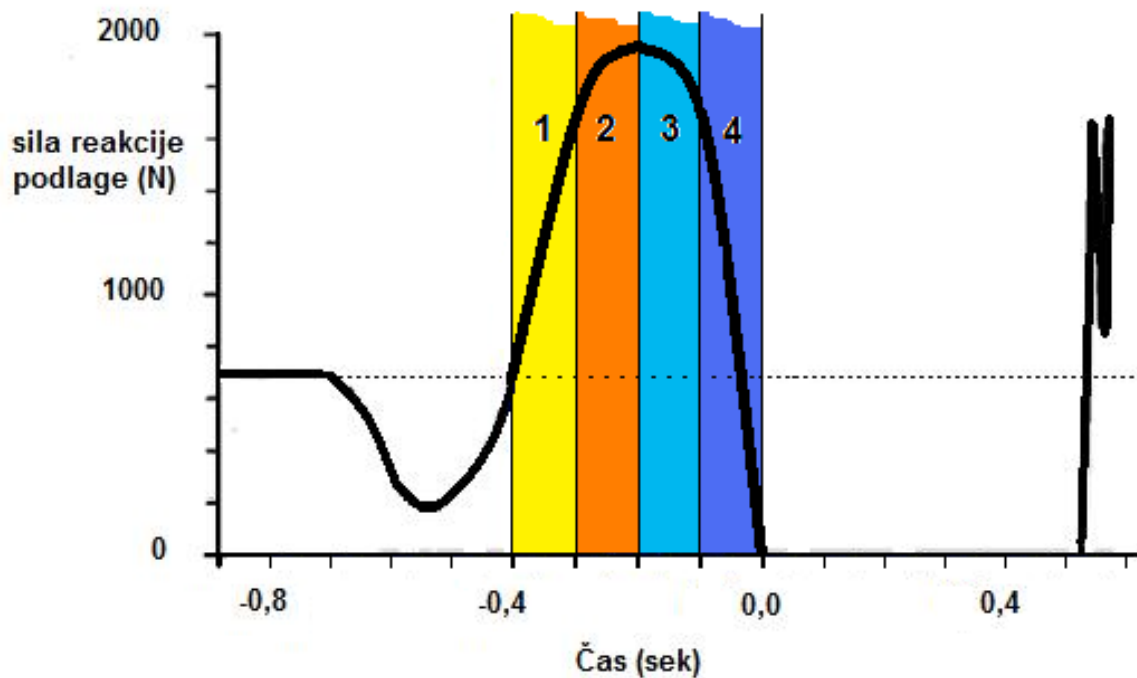
5.4 Priprava podatkov in parametrizacija

S tenziometrično ploščo smo izmerili vertikalno komponento sile in na njeni osnovi izračunali naslednje parametre:

- čas ekscentrične faze,
- čas koncentrične faze,
- povprečni pospešek skupnega TT v ekscentrični fazi,
- povprečni pospešek skupnega TT v koncentrični fazi,
- silo reakcije podlage, normalizirano na telesno maso ob najnižjem položaju skupnega težišča telesa (prehod med zaviranjem in pospeševanjem).

Surovemu EMG-signalu smo najprej poravnali osnovno linijo. Nato smo signal obrnili in izračunali površine pod krivuljo EMG-signala na izbranih intervalih (Slika 14):

- interval 1 predstavlja prvih 100 ms ekscentrične faze,
- interval 2 predstavlja zadnjih 100 ms ekscentrične faze,
- interval 3 ustreza prvim 100 ms koncentrične faze,
- interval 4 ustreza zadnjim 100 ms koncentrične faze.



Slika 14. Intervali EMG-signala in sila reakcije podlage. 1 – začetek zaviranja, 2 – konec zaviranja, 3 – začetek pospeševanja, 4 – konec pospeševanja.

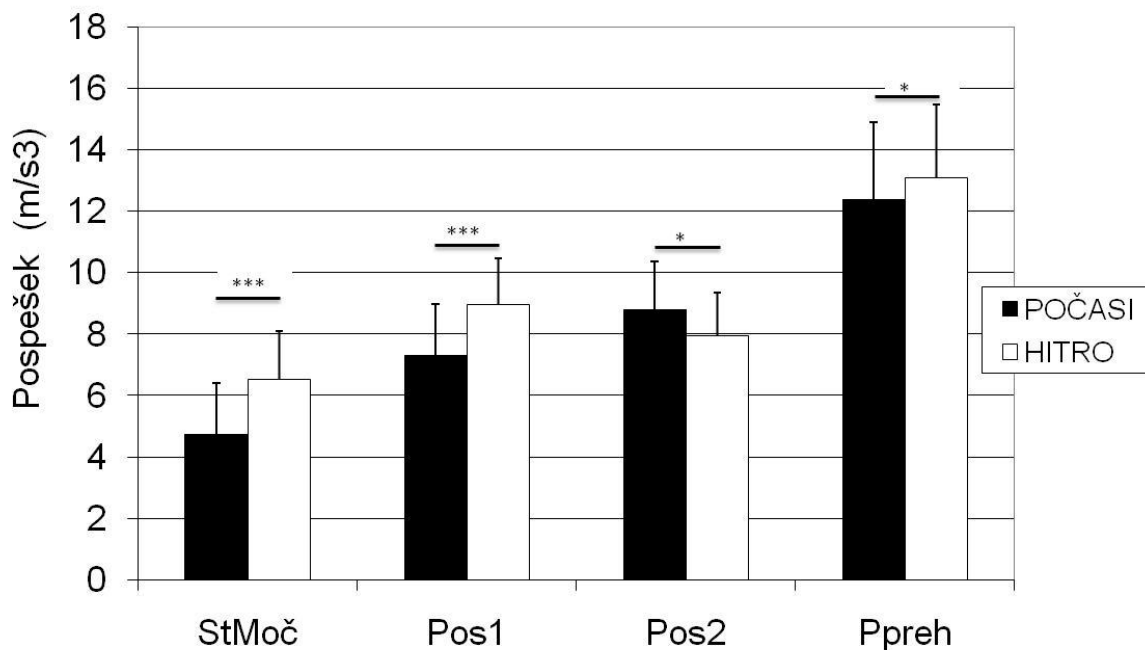
5.5 Statistična obdelava

Za statistično analizo razlik med različnima izvedbama skoka bo uporabljen T-test za vezane vzorce (isti merjenci). Za ugotavljanje statistične značilnosti razlik za posamezne faze istega skoka pa analiza variance s ponovljenimi meritvami z Bonferonnijevo korekturo. Statistično značilnost smo definirali z napako alfa 5 odstotkov in pri tem uporabili dvostranski test.

6. REZULTATI

Merjenci so izvajali skoke na dva različna načina. Pri prvem načinu je moral biti povprečen pospešek skupnega težišča telesa v ekscentrični fazi okoli dve enoti večji kot v koncentrični fazi. Ta skok smo imenovali hiter skok. Pri drugem načinu pa je moral biti povprečni pospešek skupnega težišča telesa v koncentrični fazi okoli dve enoti večji kot v ekscentrični fazi. Ta skok smo imenovali počasen skok. Tako smo na osnovi parametrov sil reakcije podlage lahko skoke razdelili med počasne in hitre. Merjenci so izvajali maksimalne skoke na oba načina.

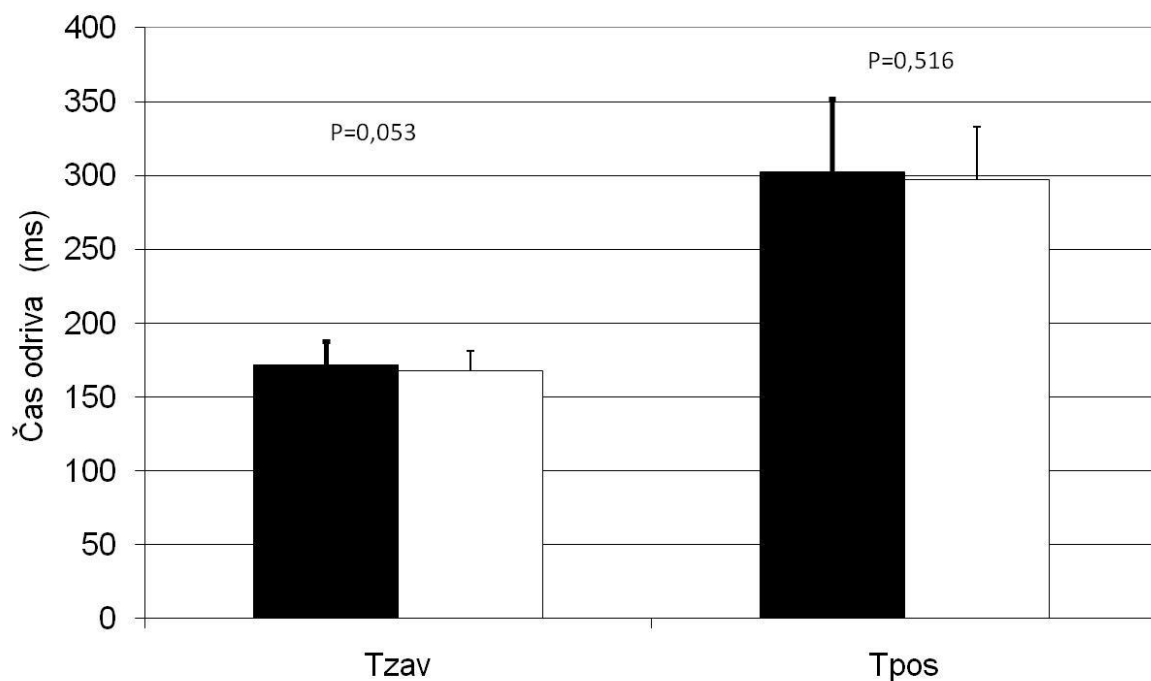
Če med seboj primerjamo sile, razvite pri počasnem in hitrem skoku, opazimo nekatere razlike.



Slika 15. Mehanski parametri skoka. StMoč – startna moč; Pos1 – povprečni pospešek pri zaviranju; Pos2 – povprečni pospešek pri pospeševanju navzgor; Ppreh – sila na prehodu iz ekscentrične v koncentrično fazo; temno – počasen skok; svetlo – hiter skok; * – $P < 0.05$ (statistično značilna razlika); *** – $P < 0.001$ (statistično značilna razlika).

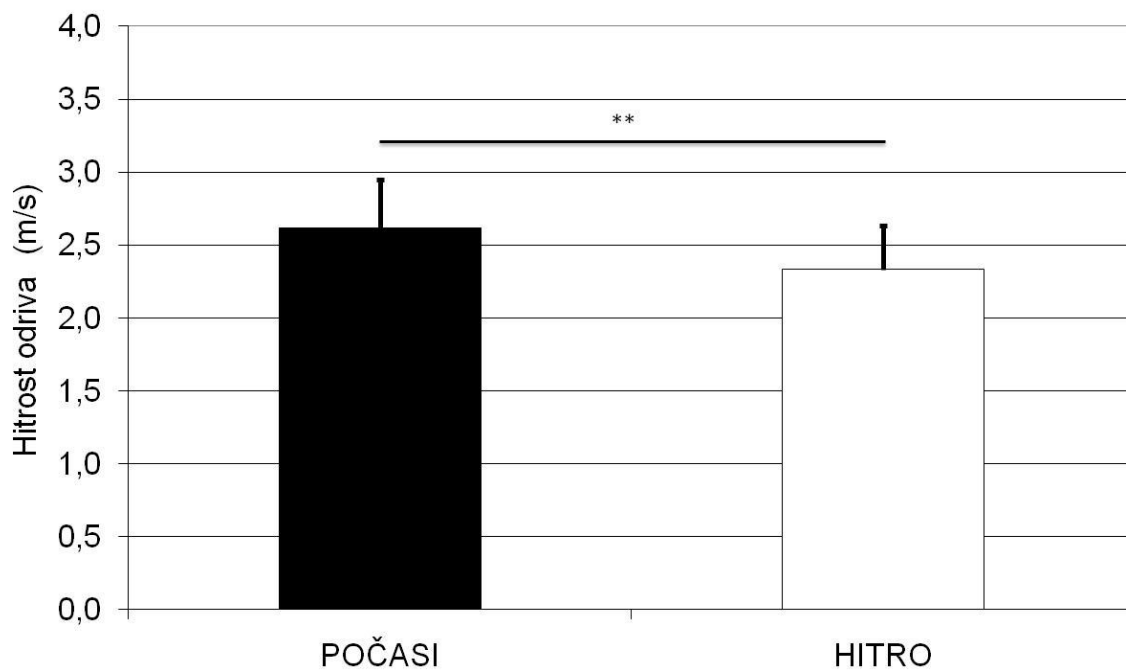
Razlike med skokoma v mehanskih parametrih (Slika 15) so najočitnejše ($P < 0.001$) v startni moči (StMoč), kar pomeni, da imata skoka različni začetni strmini krivulj sile reakcije podlage. Prav tako je z razliko ($P < 0.001$) v povprečnem pospešku pri zaviranju (Pos1). Prirastek sile na začetku zaviranja je bistveno večji pri hitrem skoku. Pri pospeševanju navzgor (Pos2) pa je razlika ($P < 0.05$) v pospeških ravno obratna. Sila na prehodu iz ekscentrične v koncentrično fazo (Ppreh) je višja pri hitrem skoku.

Čas zaviranja (Tzav) pri počasnem skoku je bil 171 ms, pri hitrem pa 167 ms. Skoka sta bila izvedena skoraj v enakem času (Slika 16).



Slika 16. Časovni parametri odriwa pri različnih načinih skoka. Tzav – čas zaviranja (ekscentrična faza); Tpos – čas pospeševanja (koncentrična faza); P – statistična značilnost; temno – počasen skok; svetlo – hiter skok.

Merjenci so pri skoku, izvedenem na počasen način, ob zaključku odrida razvili večjo hitrost (Slika 17). To pomeni, da so skočili višje.

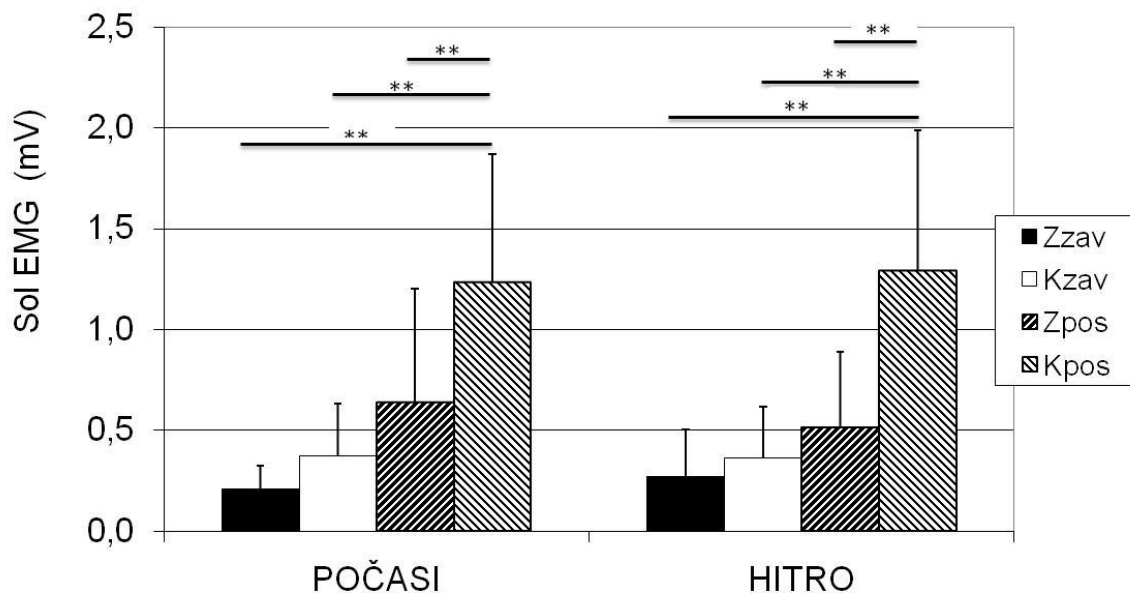


Slika 17. Hitrost odrida pri različnih načinih skoka. ** – $P < 0.01$ (statistično značilna razlika); temno – počasen skok; svetlo – hiter skok.

Skok je bil razdeljen v štiri intervale (Slika 14). Pri opazovanju delovanja mišic v posameznih fazah skoka vidimo dinamiko spreminjanja njihove aktivacije.

Soleus (SOL)

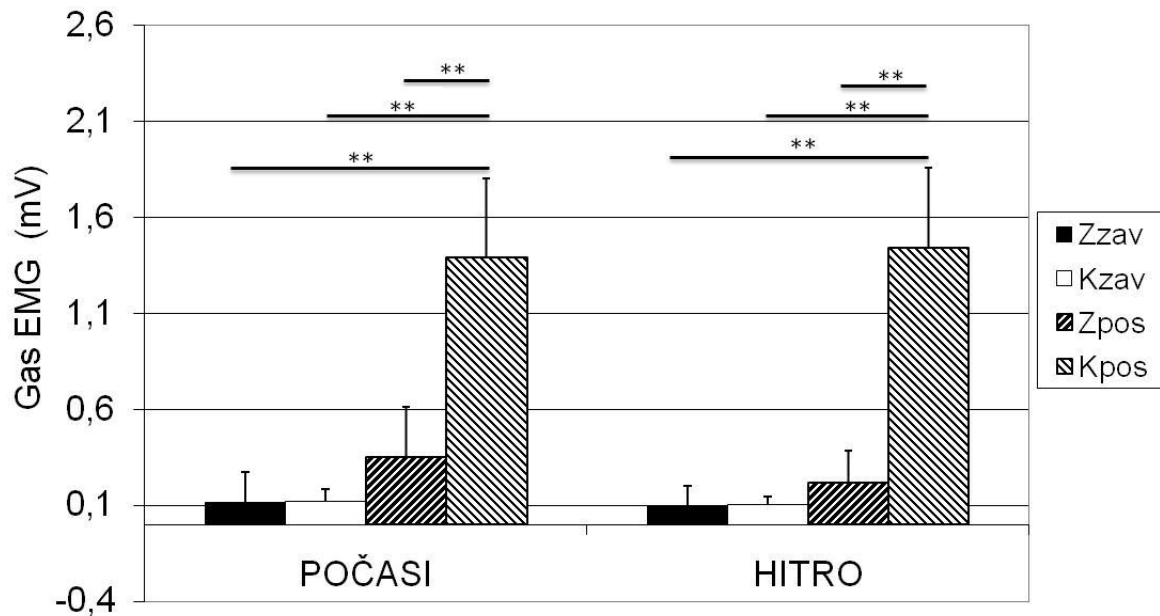
Vidimo, da mišica soleus doseže svoj maksimum v zadnji fazi skoka (Slika 18). V prvih treh fazah ni prišlo do statističnih razlik. Četrta faza se razlikuje od vseh treh ($P < 0.01$), medtem ko med prvimi tremi fazami ni razlik. Pri primerjanju delovanja mišic med počasnim in hitrim skokom vidimo, da ni prišlo do razlik.



Slika 18. Aktivacija mišice soleus pri različnih načinih skoka. Zzav – začetek zaviranja (1. faza); Kzav – konec zaviranja (2. faza); Zpos – začetek pospeševanja (3. faza); Kpos – konec pospeševanja (4. faza); ** – $P < 0.01$ (statistično značilna razlika).

Gastrocnemius (GAS)

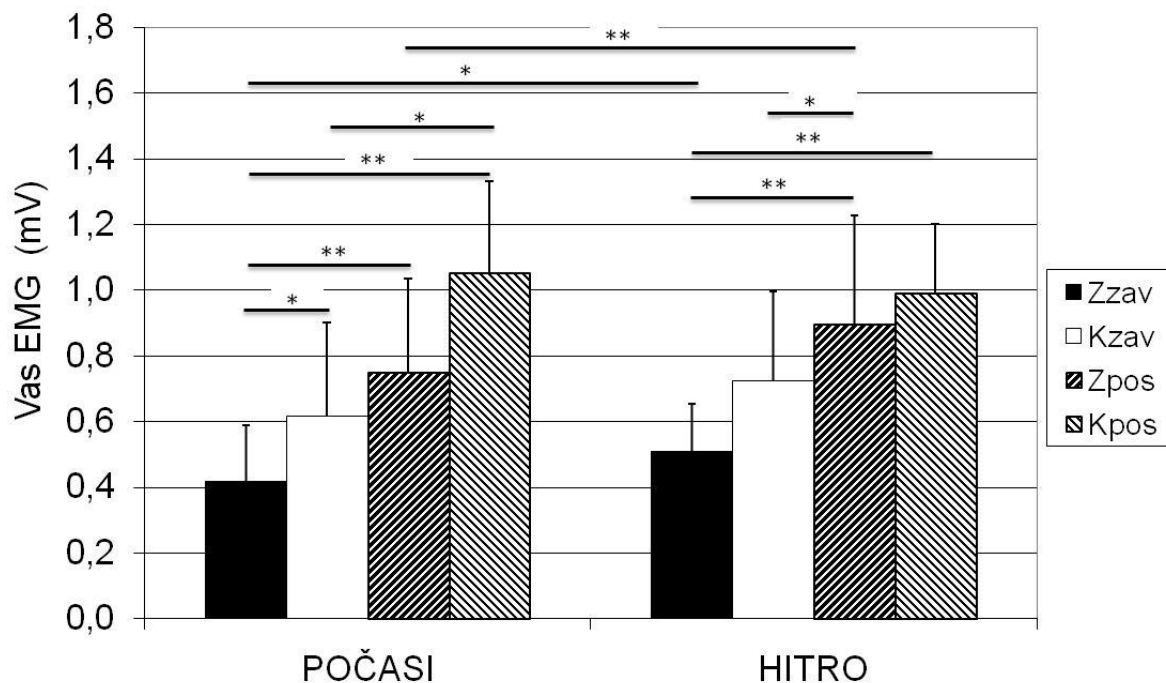
Tudi mišica gastrocnemius (Slika 19) ima podoben vzorec delovanja kot SOL. V prvih treh fazah je aktivacija skoraj neopazna. Do razlik v delovanju mišic med počasnim in hitrim skokom ni prišlo.



Slika 19. Aktivacija mišice gastrocnemius pri različnih načinih skoka. Zzav – začetek zaviranja (1. faza); Kzav – konec zaviranja (2. faza); Zpos – začetek pospeševanja (3. faza); Kpos – konec pospeševanja (4. faza); ** – $P < 0.01$ (statistično značilna razlika).

Vastus lateralis (VAS)

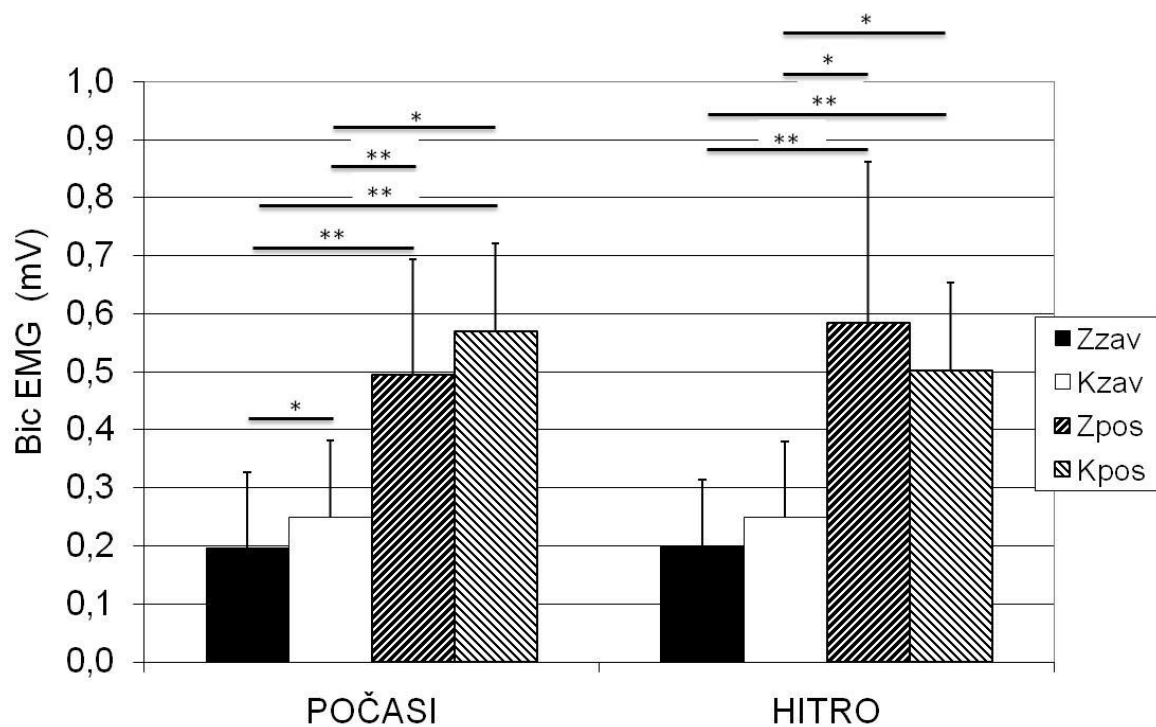
Tudi pri mišici vastus lateralis (Slika 20) se velikost aktivacije skozi potek giba stopnjuje, vendar se pri obeh oblikah skoka četrta faza ne razlikuje od tretje. Pri počasnem skoku se prva faza razlikuje od vseh ostalih faz ($P < 0.05$ in $P < 0.01$). Razlika je statistično značilna tudi med 2. in 4. fazo ($P < 0.05$). Pri hitrem skoku je razlika med 1. in 3. ($P < 0.01$), 1. in 4. ($P < 0.01$) ter 2. in 3. fazo ($P < 0.05$). Pri primerjanju počasnega in hitrega skoka je prišlo do statistično značilnih razlik v delovanju mišice v 1. ($P < 0.05$) in 3. fazi ($P < 0.01$).



Slika 20. Aktivacija mišice vastus lateralis pri različnih načinih skoka. Zzav – začetek zaviranja (1. faza); Kzav – konec zaviranja (2. faza); Zpos – začetek pospeševanja (3. faza); Kpos – konec pospeševanja (4. faza); * – $P < 0.05$ (statistično značilna razlika); ** – $P < 0.01$ (statistično značilna razlika).

Biceps femoris (BIC)

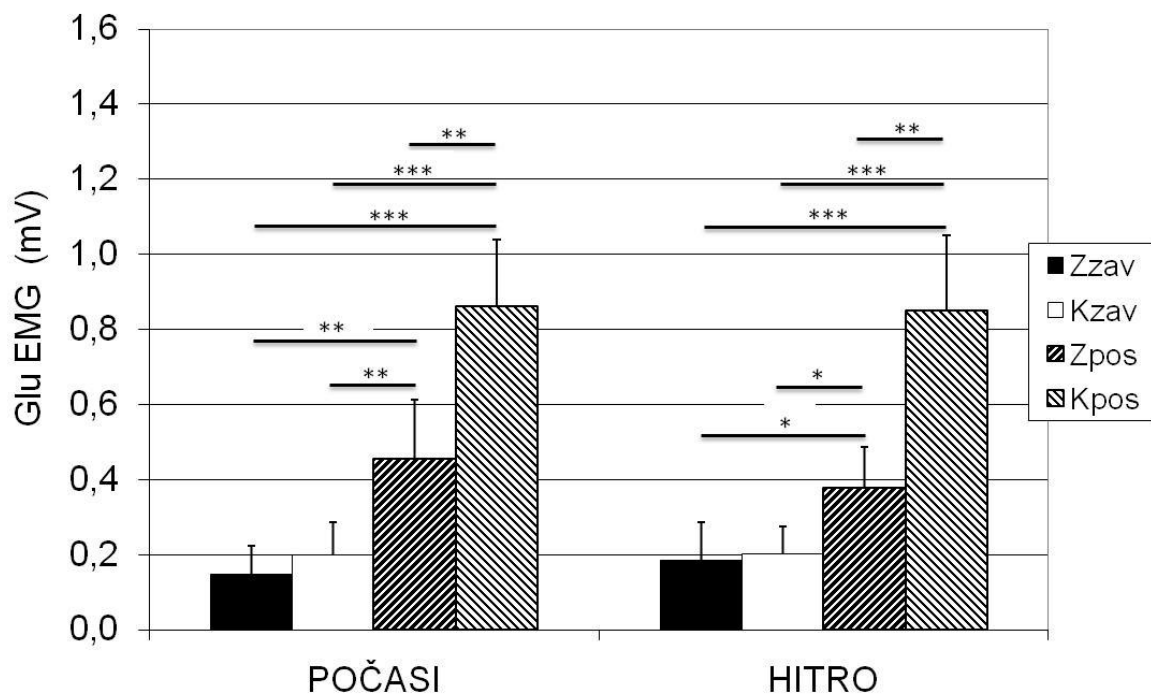
Pri aktivaciji mišice biceps femoris (Slika 21) se pri počasnem skoku med seboj razlikujejo vse faze ($P < 0.05$ in $P < 0.01$) razen 3. in 4. Pri hitrem sta si poleg podobnosti med 3. in 4. fazo podobni tudi 1. in 2. Pri primerjanju počasnega in hitrega skoka ni bilo statistično značilnih razlik.



Slika 21. Aktivacija mišice biceps femoris pri različnih načinih skoka. Zzav – začetek zaviranja (1. faza); Kzav – konec zaviranja (2. faza); Zpos – začetek pospeševanja (3. faza); Kpos – konec pospeševanja (4. faza); * – $P < 0.05$ (statistično značilna razlika); ** – $P < 0.01$ (statistično značilna razlika).

Gluteus maximus (GLU)

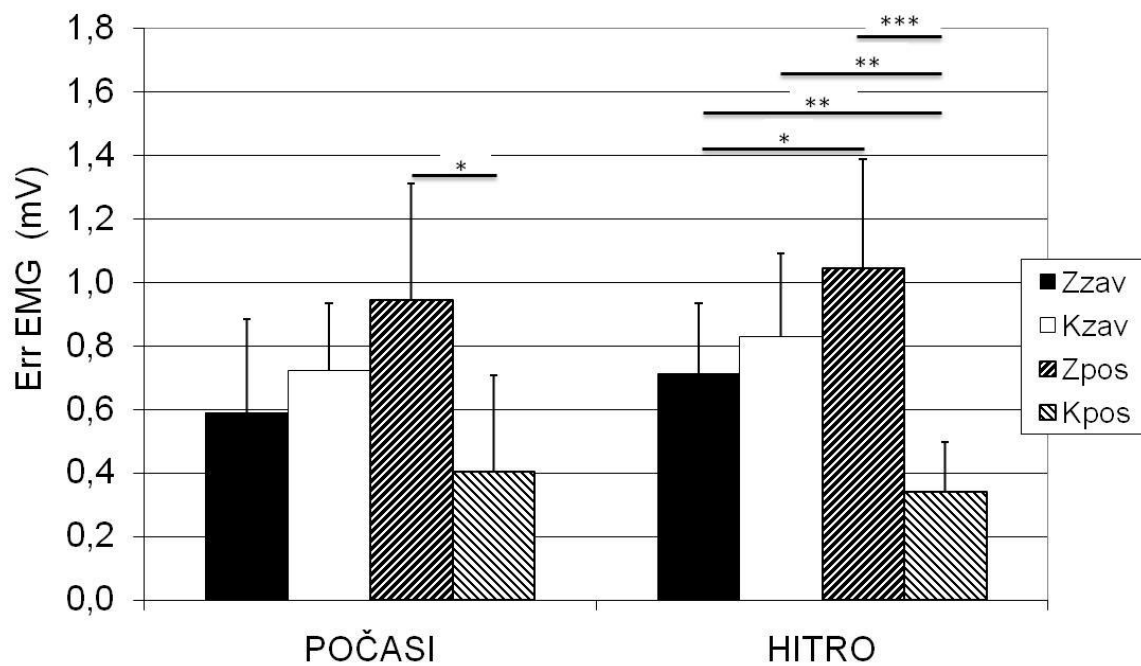
Pri mišici gluteus maximus (Slika 22) se 3. in 4. faza pri obeh načinih skoka razlikujeta od vseh ostalih faz ($P < 0.05$, $P < 0.01$ in $P < 0,001$). Le 1. in 2. faza sta si med seboj zelo podobni. Mišica ima na začetku giba majhno aktivacijo in se najmočneje aktivira ob zaključku odrida. Med počasnim in hitrim skokom ni razlik v aktivaciji mišice.



Slika 22. Aktivacija mišice gluteus maximus pri različnih načinih skoka. Zzav – začetek zaviranja (1. faza); Kzav – konec zaviranja (2. faza); Zpos – začetek pospeševanja (3. faza); Kpos – konec pospeševanja (4. faza); * – $P < 0.05$ (statistično značilna razlika); ** – $P < 0.01$ (statistično značilna razlika); *** – $P < 0.001$ (statistično značilna razlika).

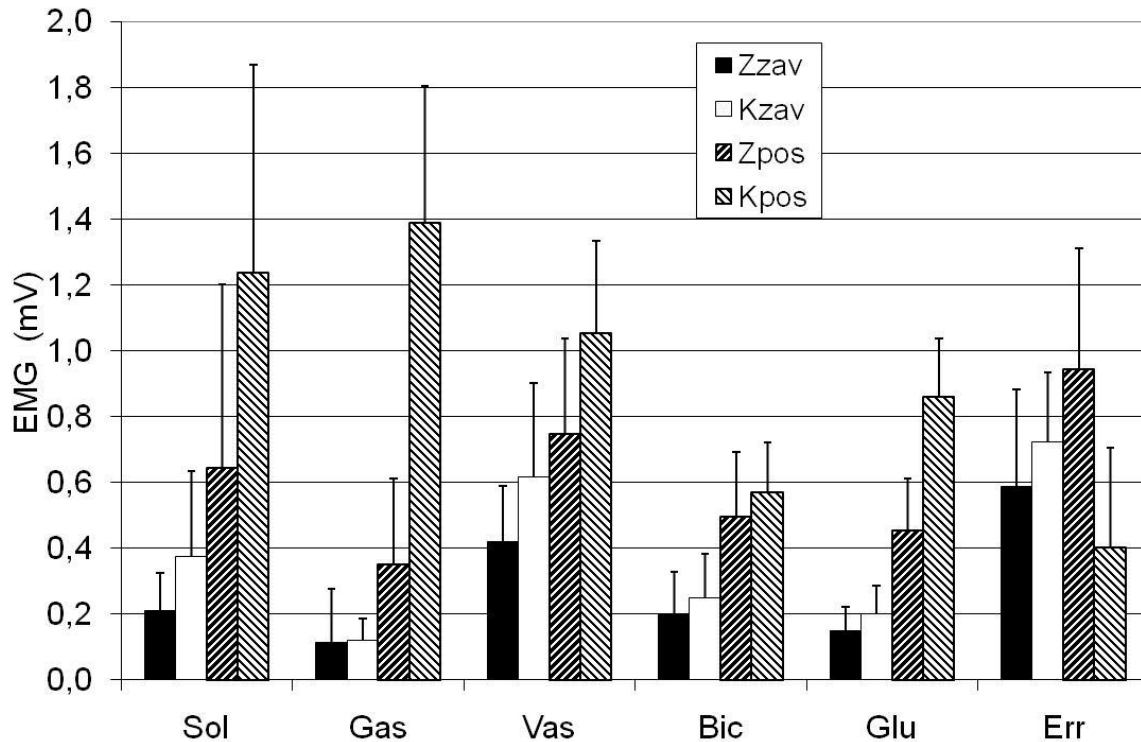
Erector spinae (ERR)

Pri aktivaciji mišice erector spinae (Slika 23) je razlika najvidnejša med 3. in 4. fazo (počasi – $P < 0.05$, hitro – $P < 0.001$). V zadnjem delu skoka se aktivacija mišice precej zmanjša. Mišica je najaktivnejša v 3. fazi. Med počasnim in hitrim skokom ni prišlo do razlik.

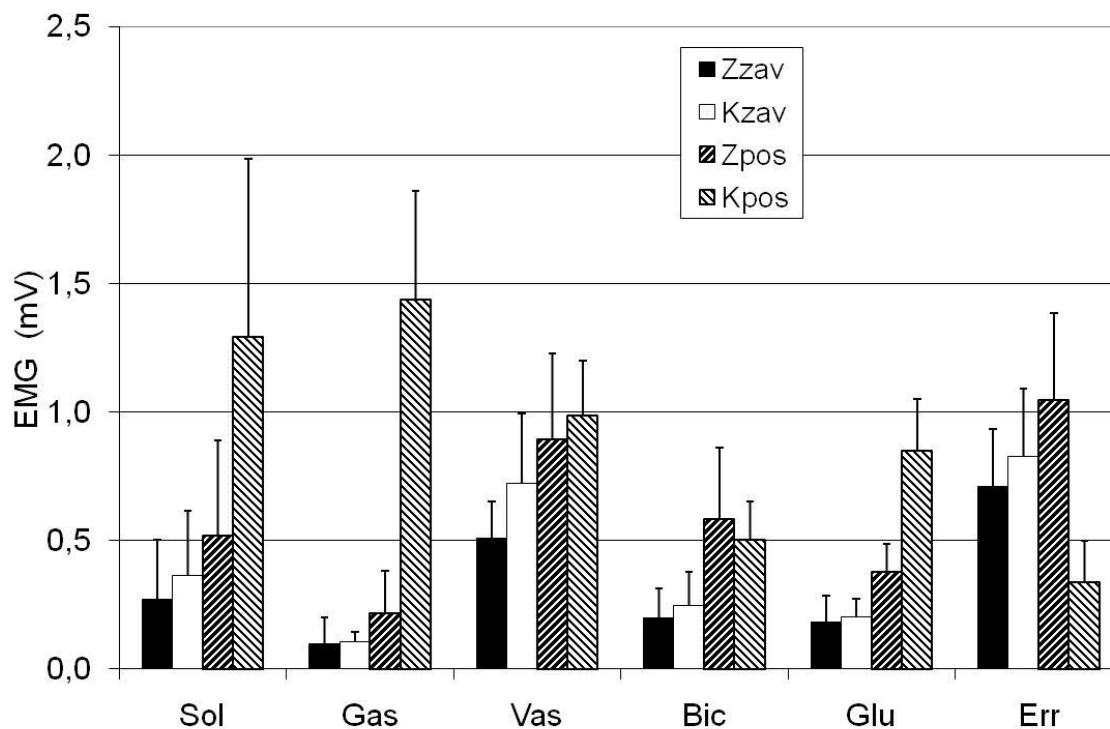


Slika 23. Aktivacija mišice erector spinae pri različnih načinih skoka. Zzav – začetek zaviranja (1. faza); Kzav – konec zaviranja (2. faza); Zpos – začetek pospeševanja (3. faza); Kpos – konec pospeševanja (4. faza); * – $P < 0.05$ (statistično značilna razlika); ** – $P < 0.01$ (statistično značilna razlika); *** – $P < 0.001$ (statistično značilna razlika).

Na grafih je lepo vidno (Slika 24, 25), da večina mišic pride do največje aktivacije šele na koncu gibanja, na koncu pospeševanja. Le erector doseže najvišjo aktivacijo na začetku pospeševanja. Nakazuje se, da se pri hitri izvedbi skoka tudi BIC obnaša podobno, vendar ni prišlo do statistično značilnih razlik. Mišici, ki delujeta izrazito distalno, sta soleus in gastrocnemius.



Slika 24. Aktivacija mišic pri počasnem skoku. Sol – soleus; Gas – gastrocnemius; Vas – vastus lateralis; Bic – biceps femoris; Glu – gluteus maximus; Err – erector spinae; Zzav – začetek zaviranja (1. faza); Kzav – konec zaviranja (2. faza); Zpos – začetek pospeševanja (3. faza); Kpos – konec pospeševanja (4. faza).



Slika 25. Aktivacija mišic pri hitrem skoku. Sol – soleus; Gas – gastrocnemius; Vas – vastus lateralis; Bic – biceps femoris; Glu – gluteus maximus; Err – erector spinae; Zzav – začetek zaviranja (1. faza); Kzav – konec zaviranja (2. faza); Zpos – začetek pospeševanja (3. faza); Kpos – konec pospeševanja (4. faza).

Z različno strategijo skakanja je najbolj povezana mišica m. vastus. Do statistično značilnih razlik v delovanju mišic pride v začetni fazi zaviranja ($P < 0.05$) in v začetni fazi pospeševanja ($P < 0.01$). Povsod drugod ni prišlo do statistično značilnih razlik med delovanjem mišic.

Pri hitrem skoku sta bili večji startna moč in povprečna sila v zaviranju. Pri počasnem skoku sta bili večji povprečna sila pospeševanja in višina skoka. Čas posameznih faz je bil pri obeh skokih skoraj enak.

7. RAZPRAVA

Rezultati raziskave so pokazali:

1. Na začetku ekscentričnega dela so bile razlike med hitrimi in počasnimi skoki v aktivnosti mišice vastus lateralis.
2. Na koncu ekscentričnega dela ni bilo razlik v aktivnosti mišic med hitrimi in počasnimi skoki.
3. Na začetku koncentričnega dela pri hitrem skoku proksimalne mišice niso bile aktivnejše kot pri počasnem skoku.
4. Na začetku koncentričnega dela je bila aktivnost mišice vastus lateralis večja pri hitrem skoku kot pri počasnem.
5. Na koncu koncentričnega dela v aktivnosti proksimalnih in distalnih mišic ni bilo razlik med obema skokoma.

Merili smo devet športnikov in vsi so bili vključeni v redni proces treninga. Merjenci so se s predhodno vadbo naučili izvesti dva različna skoka z nasprotnim gibanjem. Skok, ki je imel pri zaviranju večjo povprečno silo kot pri pospeševanju, smo imenovali hiter skok, skok, ki je imel pri pospeševanju večjo povprečno silo kot pri zaviranju, pa počasen skok. Pri tem smo merili EMG-signale šestih mišic in spremljali parametre sile reakcije podlage s tenziometrično ploščo. Tako smo primerjali delovanje mišic pri različno izvedenih skokih.

Ugotovili smo, da je prišlo do razlik v delovanju mišic med skokoma le pri mišici vastus lateralis. Skoki z razmerjem v prid zaviranja (hitri skoki) so bili izvedeni z večjo aktivacijo VAS na začetku zaviranja in začetku pospeševanja. S tem so merjenci povečali startno moč in povprečno silo pri zaviranju ter znižali povprečno silo med pospeševanjem gibanja navzgor. Posledično so bili skoki z razmerjem v prid pospeševanja (počasni skoki) višji.

V osnovi obstajata dva načina za izboljšanje skoka: (a) z izboljšanjem fizičnih lastnosti živčno-mišičnega sistema ali (b) z optimizacijo mišične koordinacije (Nagano in Gerritsen, 2001). Fizične lastnosti izboljšamo z vadbo živčno-mišičnih dejavnikov moči, mišično koordinacijo pa z vadbo skokov (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988). Moč mišic določa, kako visoko nekdo lahko skoči, dejanski dosežek pa določa optimalnost nadzora gibanja (Bobbert in van Soest, 1994). Za izkoristek povečanja mišične moči je treba spremeniti tudi nadzor gibanja. Če se moč mišic poveča in strategija gibanja ostane nespremenjena, se višina skoka zmanjša. Bobbert in van Soest (1994) sta v eksperimentu z modelom povečala moč iztegovalk kolena za 20 odstotkov, ne da bi spreminjala nadzor gibanja. Pri tem so se višine skokov znižale.

Višina skoka je odvisna od vzletne hitrosti. Večja bo hitrost CTT ob zaključku odziva, višji bo skok. Uspešni skakalci lahko razvijejo velik povprečni vertikalni pospešek oziroma veliko silo v koncentrični fazi skoka. Ena od strategij za razvoj velike sile v fazi dviganja CTT je, da v ekscentrični fazi razvijemo čim večjo silo, kar posledično vodi v večjo razpoložljivo silo pred začetkom koncentričnega dela in tako večjo povprečno silo v drugem delu skoka. Večja kot je sila v kontraktilnih elementih, več bo shranjene elastične energije. Hitra in počasna mišična vlakna imajo različne sposobnosti shranjevanja elastične energije, zato je količina shranjene energije odvisna od hitrosti izvedbe raztega (Bosco in sodelavci, 1982b).

Sposobnost kontraktilnih elementov se poveča s hitrostjo raztega (Cavagna in drugi, 1968; Ettema in drugi, 1992; Herzog in drugi, 2003). Vendar to velja le za trenirane športnike. Pri netreniranih ljudeh se maksimalen navor v kolenu v ekscentrični kontrakciji s hitrostjo raztega ne spreminja in ostane na ravni maksimalne izometrične kontrakcije (Zatsiorsky, 1995). V raziskavi, ki so jo opravili Cormie in drugi (2009), so bile po 12 tednih vadbe moči največje razlike pri skoku z nasprotnega gibanja vidne v obliki krivulje v ekscentričnem delu skoka. Rezultat sta bili večja sila in negativna hitrost. Merjenci so lahko zaradi večje ekscentrične sile ustvarili večji pospešek na začetku in med celotno koncentrično fazo.

Pri hitrih skokih večini naših merjencev s povečanjem ekscentrične sile ni uspelo ustvariti večje sile v pospeševanju kot pri počasnem skoku. Tudi v raziskavi Cavagne (1977) je bilo ugotovljeno, da strategija z večjo ekscentrično silo ni pripomogla k

višjim skokom. Predvidevali so, da je točka, v kateri se pojavi maksimalna sila glede na najnižji položaj CTT, kritičnega pomena (Cavagna v Aragón-Vargas in Gross, 1997a, str. 38). Pri idealni izvedbi skoka je zaželeno, da je sila najvišja na prehodu iz ekscentrične v koncentrično fazo v trenutku, ko je težišče v najnižji točki. Takrat se namreč lahko shrani največ elastične energije in se lahko začne dviganje z večjim pospeškom. Posledično je izvedba odrida v krajšem času in skok je višji. Počasna izvedba z mehanskega vidika ni optimalna za doseganje velike višine, kar pa ni nujno z vidika motoričnega nadzora. Če športnik med svojim gibanjem izvaja večinoma počasne skoke in ne hitre, potem je optimalnost strategije hitrega skoka vprašljiva. Da so bili hitri skoki merjencev izvedeni neučinkovito, lahko opazimo pri EMG-signalih mišic. Pri mišici VAS je prišlo do povečanja signala, pri ostalih mišicah pa je aktivacija ostala na isti ravni. Pri tem pa je bila višina skoka nižja. Če je EMG relativni pokazatelj porabe energije mišic, potem lahko sklepamo, da so merjenci pri hitrem skoku porabili več energije in opravili manj dela. Ob večji ali enaki aktivnosti mišic je prišlo do padca sile v fazi pospeševanja.

V raziskavi, ki jo je opravil Komi (1973), so merjenci na izokinetični napravi poskušali proizvesti čim večjo silo, medtem ko so izvajali koncentrično ali ekscentrično kontrakcijo pri nadzorovani hitrosti. Opazili so, da je EMG-signal mišic ostal isti kljub znižanju sile v koncentričnem ali povečani sili v ekscentričnem delu. Ti rezultati potrjujejo teorijo, da EMG kaže aktivacijo kontraktilnih elementov, ki pa je lahko drugačna kot napetost, izmerjena v tetivi (Komi v Winter, 2005, str. 255). Naši merjenci so pri hitrem skoku v fazi zaviranja shranili več elastične energije kot pri počasnem, vendar se shranjena elastična energija lahko izgubi v obliki toplote, če elastični elementi opravljajo delo v obliki raztega kontraktilnih elementov, namesto da bi premikali skelet (Anderson in Pandy, 1993).

Iz rezultatov skokov vidimo, da strategija hitrega skoka ni bila tako uspešna kot strategija počasnega. Ker pri zaporedjih aktivacij ni prišlo do razlik, lahko sklepamo, da je tak način proženja mišic lahko ugoden za počasen način skakanja, medtem ko za hitrega ni. Vzorec proksimalno-distalnega proženja mišic in segmentalnih rotacij med odridom zagotovi skoraj linearno pospeševanje CTT (Bobbert in van Ingen Schenau, 1988). To zaporedje kotnih hitrosti je nujno za uspešen prenos energije med segmenti in tako za učinkovitost izvedbe skoka (Whiting, 2006). Na začetku

zaviranja je trup še v pokončnem položaju, zato začnemo zavirati s kvadricepsom. Ko se spuščamo nižje v počep, se začne trup pomikati naprej in so aktivnejše proksimalne mišice (ERR, GLU, BIC). Nižje kot gremo, aktivnejše so. V začetku dvigovanja težišča so proksimalne še vedno aktivne, vendar se aktivnost z iztegovanjem prenaša proti distalnim mišicam (VAS, GAS, SOL). Torej bi zaporedje aktivacij mišic pri izvedbi učinkovitega skoka moralo delovati po načelu distalno-proksimalno v delu skoka, kjer težišče spuščamo navzdol, in proksimalno-distalno v delu pospeševanja navzgor oziroma distalno-proksimalno-distalno.

Po obnašanju med distalne mišice lahko uvrstimo tiste, ki imajo med 3. in 4. fazo skoka statistično značilno povečanje aktivacije. To so SOL, GAS in GLU. VAS in BIC dosežeta največjo aktivacijo v fazi dviganja težišča (faza 3. in 4.), vendar statistično ne moremo dokazati, ali se to zgodi v 3. ali 4. fazi odriva. Edino ERR lahko po delovanju uvrstimo med proksimalne mišice, saj je aktivacija v 3. fazi statistično značilno večja od aktivacije v 4. fazi.

Pri merjencih se torej strategija distalno-proksimalno-distalno ni pokazala v celoti. Najbolj od optimalne strategije odstopa aktivacija GLU. V mnogih raziskavah se je pokazalo, da so mišice kolka ene izmed pomembnejših mišic. Pandy in Zajac (1991) sta dokazala, da so mišice m. gluteus maximus in m. vastii glavne proizvajalke moči pri maksimalnih vertikalnih skokih. Prav navori v kolčnem sklepu naj bi bili tisti, ki razlikujejo dobre od slabih skakalcev (Aragón-Vargas in Gross, 1997a).

Pri ekscentričnem krčenju mišice sodeluje manj mišičnih vlaken kot pri koncentričnem. Zato pri primerjavi EMG-signalov mišice pri enaki sili opazimo manjši signal v ekscentričnem kot pri koncentričnem krčenju (Zatsiorsky, 1995). Tudi če upoštevamo, da so aktivacije mišic pri ekscentričnem krčenju vedno nekoliko nižje kot pri koncentričnem (Svantesson in drugi, 1994), so bile aktivacije merjencev v fazi zaviranja še vedno veliko premajhne. Tudi aktivacija VAS, prek katere se je povečala sila v zaviranju pri hitrem skoku, je bila daleč pod ravnjo maksimalnih sposobnosti. Očitno merjencem ekscentrične obremenitve niso odgovarjale.

Končna hitrost (višina skoka) ni vedno najpomembnejši pokazatelj učinkovitosti izvedbe naloge. Pomembni so maksimalna sila, povprečna skupna sila, čas

propulzije in maksimalna ekscentrična sila (Aragón-Vargas in Gross, 1997b). Velikost sil je pomembna, ker le-te določajo čas, v katerem se naloga opravi. Z izboljšanjem sposobnosti se čas za izvedbo giba skrajša (Zatsiorsky, 1995). V športnih igrah je pri raznih spremembah smeri zelo pomembno, v kakšnem času jih izvedemo, blok v odbojki mora biti postavljen čim hitreje itd. Če smo sposobni delovati v območju majhnih sil, potem to pomeni, da ko bomo prišli v območje velikih, bomo potrebovali veliko časa za izvedbo naloge. Še pomembneje pa je, da je v takih situacijah motorični nadzor slabši in ne obvladujemo telesa. V teh razmerah je nemogoče svobodno ustvarjati gibanje. Skoke smo imenovali hitri in počasni zaradi predvidevanja, da bo skok z večjo silo v zaviranju izveden v krajšem času. Izkazalo se je, da so merjenci za izvedbo skokov porabili enako časa. Torej se po kriteriju časa nista razlikovala. Čas zaviranja in pospeševanja je bil pri obeh načinih skoka enak. Način skakanja s povečano ekscentrično silo pri večini naših merjencev zato ne bi imel nobene prednosti.

Zavedati se moramo, da imajo pri skokih velik vpliv mišice, ki jih nismo merili. Nagano in drugi (2005) so v tridimenzionalni živčno-mišični model vključili mišice, kot so iliopsoas, gluteus medius in minimus ter mišice primikalke. Z modelom, ki je vključeval poleg mišic iztegovalk tudi te mišice, so dosegli višje skoke kot z modelom, ki je vključeval samo iztegovalke. Ugotovljeno je bilo, da mišice, ki ne iztegujejo sklepov, bistveno prispevajo pri maksimalnih skokih z nasprotnim gibanjem.

Predvidevamo lahko, da so merjenci zaradi nezmožnosti toleriranja velikih sil v ekscentrični fazi podaljšali čas za izvedbo. Poglavitna biomehanska prednost podaljšane časa za distribucijo sile je varnost. Maksimalna sila, ki se prenese na telo, bo manjša kot pri krajšem času. Posledično bodo tkiva obremenjena manj (Knudson, 2007). V raziskavi se tako prednost aktivnejšega ekscentričnega dela ni pokazala. Večja sila na začetku koncentričnega dela je negativno vplivala na višino skoka, kar je v nasprotju s teorijo optimalne izvedbe skoka. Velika verjetnost je, da je za to kriva specifičnost vzorca. Večina merjencev se namreč ukvarja z odbojko in njihov tipičen način skakanja je navadno podoben počasnemu načinu skoka (neobjavljeni podatki Laboratorija za kineziologijo). To pomeni, da so vajeni skokov, izvedenih na počasen način, in zato strategija hitrega skoka ni bila optimalna. Hiter način skoka so se merjenci sicer učili in so ga tehnično tudi znali izvesti, vendar skok

ni bil učinkovit. V že omenjeni raziskavi, ki sta jo opravila Bobbert in van Soest (1994), je bilo ugotovljeno, da samo s spreminjanjem posameznih elementov modela (moč iztegovalk kolena) in nespremenjeno strategijo gibanja zmanjšamo učinkovitost skoka (nižji skok). Očitno je, da naši merjenci niso uspeli prilagoditi gibalne strategije, da bi lahko optimalno izvedli hiter skok. Tako nismo dobili želenih podatkov o optimalni aktivaciji mišic pri skoku z nasprotnim gibanjem.

Na osnovi izmerjenih rezultatov ugotavljamo, da med obema načinoma skokov ni bilo znatnih razlik v aktivaciji mišic. Ne glede na to, kakšen skok so izvedli, je bilo delovanje mišic zelo podobno. Do razlike v aktivaciji je prišlo le pri mišici vastus lateralis, in sicer je bila mišica v fazi začetka zaviranja ter v fazi začetka pospeševanja pri hitrem skoku bolj aktivirana kot pri počasnem. Dobljene rezultate v znatni meri pripisujemo specifičnosti vzorca.

8. ZAKLJUČEK

Predmet diplomskega dela je bilo preučevanje delovanja mišic pri skokih z nasprotnim gibanjem, izvedenih na različne načine. Cilj je bilo ugotoviti, kakšne so aktivacije mišic pri skoku, kjer v ekscentrični fazi ustvarimo večjo povprečno silo kot v koncentrični fazi (hiter skok), kakšne so aktivacije mišic pri skoku, kjer v koncentrični fazi ustvarimo večjo povprečno silo kot v ekscentrični (počasen skok), ter katere so tiste mišice, ki so bistvene za spremembo strategije. Orientirali smo se na razliko v razmerju 1 do 1,5 enote v prid zaviranja ali pospeševanja.

Pri meritvah je sodelovalo devet športnikov, ki so bili vključeni v redni proces treninga. Merjenci so se s predhodno vadbo naučili izvesti dva različna skoka z nasprotnim gibanjem. Vsak je izvajal skoke na tenziometrični plošči z rokami na naramnicah EMG-oddajnika. Pri tem smo merili EMG-signale šestih mišic in spremljali parametre sile reakcije podlage s tenziometrično ploščo.

Na podlagi rezultatov smo ugotovili, da je prišlo do razlike v delovanju mišice vastus lateralis. V fazi začetka zaviranja in v fazi začetka pospeševanja je bila mišica pri hitrem skoku aktivirana bolj kot pri počasnem. Povprečna sila v zaviranju je bila pri hitrem skoku večja kot pri počasnem, povprečna sila v pospeševanju pa je bila večja pri počasnem skoku. Počasni skoki so bili višji od hitrih. Merjenci so samo s povečanjem aktivacije ene mišice v dveh od štirih faz, ki smo jih opazovali, povečali startno moč, povprečno silo v zaviranju, silo na prehodu iz zaviranja v pospeševanje, zmanjšali povprečno silo v pospeševanju in znižali višino skoka. Sklepamo lahko, da je taka strategija skakanja neučinkovita.

Za nadaljnje raziskovanje bi bilo morda ustrezno, da bi z merjenci opravili več predhodne vadbe, da bi se lahko bolje prilagodili strategiji skakanja, ki ni njihova prevladujoča. Zanimivo bi bilo tudi primerjati skoke z različnimi kombinacijami razmerij sil v fazi zaviranja in pospeševanja. Ob tem bi bilo smiselno dodatno vključiti še kinematične analize in primerjati amplitude gibanj.

9. VIRI

- Anderson, F. C. in Pandy, M. G. (1993). Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *Journal of Biomechanics* 26 (12), 1413–27.
- Aragón-Vargas, L. F. in Gross, M. M. (1997a). Kinesiological factors in vertical jump performance: differences among individuals. *Journal of Applied Biomechanics* 13 (1), 24–44.
- Aragón-Vargas, L. F. in Gross, M. M. (1997b). Kinesiological factors in vertical jump performance: differences within individuals. *Journal of Applied Biomechanics* 13 (1), 45–65.
- Avis, F. J., Toussaint, H. M., Huijing, P. A. in van Ingen Schenau, G. J. (1986). Positive work as a function of eccentric load in maximal leg extension movements. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 55 (5), 562–68.
- Basmajian, J. V. in De Luca, C. J. (1985). *Muscles Alive: Their Function Revealed by Electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Bobbert, M. F., Huijing, P. A. in van Ingen Schenau, G. J. (1986). A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. *Journal of Biomechanics* 19 (11), 887–98.
- Bobbert, M. F. in van Ingen Schenau, G. J. (1988). Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics* 21 (3), 249–62.
- Bobbert, M. F. in van Soest, A. J. (1994). Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 26 (8), 1012–20.
- Bobbert, M. F., Gerritsen, K. G., Litjens, M. C. A. in van Soest, A. J. (1996). Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Medicine and Science in Sports and Exercise* 28 (11), 1402–12.
- Bosco, C., Ito, A., Komi, P. V., Luhtanen, P., Rahkila, P., Rusko, H. in Viitasalo, J. T. (1982). Neuromuscular function and mechanical efficiency of human leg extensor muscles during jumping exercises. *Acta Physiologica Scandinavica* 114 (4), 543–50.

- Bosco C., Tihanyi, J., Komi, P. V., Fekete, G in Apor, P. (1982). Store and recoil of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscles. *Acta Physiologica Scandinavica* 116 (4), 343–49.
- Cavagna, G. A., Dusman, B. in Margaria, R. (1968). Positive work done by a previously stretched muscle. *Journal of Applied Physiology* 24 (1), 21–32.
- Cormie, P., McBride, J. M. in McCaulley, G. O. (2009). Power-time, force-time, and velocity-time curve analysis of the countermovement jump: impact of training. *Journal of Strength and Conditioning Research* 23 (1), 177–86.
- Čoh, M. s sodelavci. (2009). *Sodobni diagnostični postopki v treningu atletov*. Ljubljana: Fakulteta za šport, Inštitut za kineziologijo.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 13 (2), 135–63.
- Dolenec, A. (1997). *Analiza delovanja skočnega sklepa pri različnih tehnikah izvedbe vertikalnih skokov*. Magistrsko delo. Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.
- Enoka, M. R. (1994). *Neuromechanical basis of kinesiology – Second edition*. Champaign (IL): Human Kinetics.
- Enoka, M. R. (1996). Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *Journal of Applied Physiology* 81 (6), 2339–46.
- Enoka, M. R. (2002). *Neuromechanics of Human Movement – Third edition*. Champaign (IL): Human Kinetics.
- Ettema, G. J. C., Huijing, P. A. in de Haan, A. (1992). The potentiating effect of prestretch on the contractile performance of rat gastrocnemius medialis muscle during subsequent shortening and isometric contractions. *Journal of Experimental Biology* 165 (1), 121–36.
- Ettema, G. J. C. (2001). Muscle efficiency: the controversial role of elasticity and mechanical energy conversion in stretch-shortening cycles. *European Journal of Applied Physiology* 85 (5), 457–65.
- Flitney, F. W. in Hirst, D. G. (1978). Filament sliding and energy absorbed by the cross-bridge in active muscle subjected to cyclical length changes. *Journal of Physiology* 276 (1), 467–79.
- Fritz, M. in Peikenkamp, K. (2010). Simulation of the complex countermovement jumping by means of a simple four-degrees-of-freedom model. *Medical and Biological Engineering and Computing* 48 (4), 361–70.

- Fukashiro, S. in Komi, P. V. (1987). Joint moment and mechanical power flow of the lower limb during vertical jump. *International Journal of Sports Medicine* 8 (S1), 15–21.
- Gregoire, L., Veeger, H. E., Huijting, P. A. in van Ingen Schenau, G. J. (1984). Role of mono- and biarticular muscles in explosive movements. *International Journal of Sports Medicine* 5 (6), 301–5.
- Hasson, C., Dugan, E., Doyle, T., Humphries, B. in Newton, R. (2004). Neuromechanical strategies employed to increase jump height during the initiation of the squat jump. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 14 (4), 515–21.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., Hägg, G. G. (1999). *European recommendations for surface ElectroMyoGraphy : results of the SENIAM project – Second edition*. Enschede: Roessingh Research and Development, cop.
- Herzog, W., Schachar, R. in Leonard, T. R. (2003). Characterization of the passive component of force enhancement following active stretching of skeletal muscle. *Journal of Experimental Biology* 206 (20), 3635–43.
- Knudson, D. (2007). *Fundamentals of biomechanics – Second edition*. New York: Springer, cop.
- 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 (4), 261–65.
- Komi, P. V. in Gollhofer, A. (1997). Stretch reflex can have an important role in force enhancement during SSC exercises. *Journal of Applied Biomechanics* 13 (4), 451–60.
- Komi, P. V. (ur.). (2003). *Strength and power in sport – Second edition*. Oxford (etc.): Blackwell, cop.
- Kubo, K., Morimoto, M., Komuro, T., Tsunoda, N., Kanehisa, H. in Fukunaga, T. (2007). Influences of tendon stiffness, joint stiffness and electromyographic activity on jump performances using single joint. *European Journal of Applied Physiology* 99 (3), 235–43.
- Linthorne, P. N. (2001). Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physics* 69 (11), 1198–204. Pridobljeno 12. 4. 2010 iz [http://people.brunel.ac.uk/~spstnpl/Publications/VerticalJump\(Linthorne\).pdf](http://people.brunel.ac.uk/~spstnpl/Publications/VerticalJump(Linthorne).pdf)

- Nagano, A. in Gerritsen, K. G. M. (2001). Effects of neuromuscular strength training on vertical jumping performance – A computer simulation study. *Journal of Applied Biomechanics* 17 (2), 113–28.
- Nagano, A., Komura, T., Fukashiro, S. in Himeno, R. (2005). Force, work and power output of lower limb muscles during human maximal-effort countermovement jumping. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 15 (4), 367–76.
- Nordin, M. in Frankel, V. H. (2001). *Basic Biomechanics of The Musculoskeletal System (third edition)*. Philadelphia (etc.): Lippincott Williams & Wilkins.
- Pandy, M. G., Zajac, F. E., Sim, E., Levine, W. S. (1990). An optimal control model for maximum-height human jumping. *Journal of Biomechanics* 23 (12), 1185–98.
- Pandy, M. G. in Zajac, F. E. (1991). Optimal muscular coordination strategies for jumping. *Journal of Biomechanics* 24 (1), 1–10.
- Payton, J. C. in Bartlett, M. R. (2008). *Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise : The British Association of Sport and Exercise Sciences guidelines*. London; New York: Routledge.
- Spägle, T., Kistner, A. in Gollhofer, A. (1999). Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump. *Journal of Biomechanics* 32 (5), 521–30.
- Strojnik, V. (1990). Biomehanske in fiziološke osnove mišičnega naprežanja. *Šport* 38 (1/2), 44–47.
- Strojnik, V. (1997). Spremljanje učinkov vadbe moči – primer iztegovalk nog. *Šport* 45 (4), 37–41.
- Strojnik, V. in Šarabon, N. (2002). Prediction of squat jump dynamics from differential strength tests. V D. Milanović (ur.), F. Prot (ur.). *Kinesiology: new perspectives: proceedings book* (str. 709–12). Zagreb: Fakultet za kineziologiju, Univerza v Zagrebu.
- Svantesson, U., Grimby, G. in Thomeè, R. (1994). Potentiation of concentric plantar flexion torque following eccentric and isometric muscle actions. *Acta Physiologica Scandinavica* 152 (3), 287–93.
- Šarabon, N. (2002). *Napovedovanje parametrov skoka iz polčepa na osnovi diferencialnih testov mišične zmogljivosti*. Diplomsko delo. Ljubljana: Fakulteta za šport.
- Van Ingen Schenau, G. J., de Boer, R. W. in de Groot, G. (1985). The control of speed in elite female speed skaters. *Journal of Biomechanics* 18 (2), 91–96.

- Van Ingen Schenau, G. J., Bobbert, M. F. in Rozendal, R. H. (1987). The unique action of bi-articular muscles in complex movements. *Journal of Anatomy* 155 (december), 1–5.
- Voigt, M., Simonsen, E. B., Dyhre-Poulsen, P., Klausen, K. (1995). Mechanical and muscular factors influencing the performance in maximal vertical jumping after different prestretch loads. *Journal of Biomechanics* 28 (3), 293–307.
- Walshe, A. D., Wilson, G. J. in Ettema, J. C. G. (1998). Stretch-shorten cycle compared with isometric preload: contributions to enhanced muscular performance. *Journal of Applied Physiology* 84 (1), 97–106.
- Whiting, C. W. in Rugg, S. (2006). *Dynatomy: dynamic human anatomy*. Champaign (IL): Human Kinetics, cop.
- Winter, A. D. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement (third edition)*. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, cop.
- Zajac, F. E. (2002). Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations. *Journal of Biomechanics* 35 (8), 1011–18.
- Zatsiorsky, M. V. (1995). *Science and practice of strength training*. Champaign (IL): Human Kinetics, cop.