

Владимир Мрдаковић

УДК. 796.012.412:612.766(043.2)

МОДУЛАЦИЈА КРУТОСТИ ДОЊИХ ЕКСТРЕМИТЕТА У ЗАВИСНОСТИ ОД РАЗЛИЧИТИХ ФРЕКВЕНЦИ И ИНТЕНЗИТЕТА СКОКОВА

(Извод из магистарског рада)

Сажетак

Предмет ове студије представљао је изучавање модулације крутости доњих екстремитета у зависности од извођења поскока са различитом фреквенцом и различитом висином. Основни циљ студије је био да се утврде механизми прилагођавања крутости система доњих екстремитета на различите механичке услове извођења кретања. Осам испитаника је учествовало у истраживању, просечне телесне висине 189 ± 3 cm и телесне масе $81,1 \pm 5,1$ kg, који су у својој тренажној пракси стекли искуство у реализовању суножних скокова (кошаркаши, одбојкаши). Испитаници су реализовали суножне поскоке у месту у пет одређених фреквенци (1.6; 1.8; 2.0; 2.2; 2.4 Hz) које су биле задаване помоћу дигиталног метронома. Шеста фреквенца, у којој су реализовани поскоци, била је оптимална фреквенца поскока – ОФ. На свакој од фреквенци поскока испитаник је реализовао поскоке са инструкцијама да се остваре различите висине одскока, са намером да свака покаже одређено својство приликом покрета (Узастопни поскоци оптималном /ОВ/ и максималном висином /МВ/; Узастопни поскоци где се на сваки четврти поскок реализује максимални одскок /МВКц/; Узастопни поскоци где се само последњи поскок реализује са максималним вертикалним одскоком /МВКцц/). Код свих кретних задатака примећен је статистички значајан утицај ($p \leq 0.01$) оба фактора (висине и фреквенце поскока) на варијабилитет праћених механичких варијабли (максимална сила, трајање контакта, промена дужине ноге и вертикална крутост). При оптималним фреквенцама поскока примећено је да фактор висине одскока статистички значајно не утиче на варијабилитет вертикалне крутости ($p=0.157$). Показано је да се код комбинованих ацикличних поскока оптималном и максималном висином, вертикална крутост система значајно смањује ($p=0.000$) циљу постизања максималне висине одскока. Добијени резултати у спроведеном истраживању потврђују резултате претходних истраживања која су утврдила да оба фактора (висина и фреквенца) значајно утичу на модулацију вертикалне крутости локомоторног система. Не може бити издвојено и наглашено који је степен вертикалне крутости неопходан за испољавање најбољих перформанси, с обзиром да испољавање ове појаве у кретном задатку, у којем постоји тежња да се оствари максимална способност, зависи од кретања које је претходило том максималном покрету.

Кључне речи: /висина поскока, фреквенца поскока, вертикална крутост/

1. УВОД

Током различитих механичких услова извођења скокова и трчања доњи екстремитети човека показују карактеристике које су сличне опругама (Farley & Ferris, 1998). У таквим кретањима нога се у првој половини фазе ослонца о подлогу сабија (амортизује), а у другој половини фазе ослонца о подлогу опружа (отискује). Другим речима, мишићно-тетивни системи доњих екстремитета имају особину да прво акумулирају, а затим ослобађају енергију еластичне деформације. Да би се на неки начин квантификовао однос силе која опругу сабија и силе коју опруга ослобађа, целокупни локомоторни систем се моделује коришћењем модела «маса и опруге», (енгл. *spring-mass model*), који се у основи састоји од телесне масе (центра масе локомоторног система) и линеарне опруге (ноге) која подупире телесну масу (и њен је саставни део).

Важно физичко својство модела масе и опруге представља степен испољене крутости (енгл. *stiffness*) тј. колики ће бити степен сабијања опруге током појединих кретања, услед деловања одређене спољне силе. У најопштијем тумачењу, крутост система представља однос између остварене силе реакције подлоге и степена деформације система. У оквирима човековог локомоторног система, крутост може бити описана на нивоу појединачног мишићног влакна, па све до моделовања комплетног локомоторног система, упрошћавајући га на ниво масе и опруге. Сматра се да је степен испољене крутости доњих екстремитета локомоторног система дефинисана појединачним степеном крутости сваког од елемената: мишића, тетива, лигамената, зглобова и костију испољена дуж вертикале локомоторног система.

Са тим у вези вертикална крутост (*Kvert*) се често користи да опише линеарно кретање које се одвија у вертикалном правцу, као што су поскоци и скокови. Потреба за изучавањем вертикалне крутости доњих екстремитета је у томе што одређен степен испољене крутости детерминише способност извођења одређених кретања, док неадекватно прилагођавање крутости на задате услове кретања доводи до настанка повреда локомоторног апарата.

Различити приступи у испитивању ове појаве (под тим се подразумевају различити кретни задаци и избор различитих варијабли) довели су до различито установљених законитости, тако да ова појава и даље подлеже расправи између истраживача. На пример Stefanyshyn i Nigg (1998) су претпоставили да је могуће продуковати бољу способност у спринту са већим степеном крутости скочног зглоба. Без обзира што способност у спринту зависи од продуковане механичке снаге (Fukunaga et al., 1981) у студији Arampatzis et al., (2001) није приказана линеарна међузависност између крутости скочног зглоба и механичке снаге. Крутост скочног зглоба је утицала на механичку снагу за време пропулзивне фазе доскок-одскок, али већи степен крутости скочног зглоба не значи обавезно већу механичку снагу целог система. Генерално, претпоставља се да крутост ноге утиче на вертикалну брзину одскока, максималну просечну механичку снагу током позитивне фазе доскок-одскока (Arampatzis et al., 2001). Студија такође показује да је могуће максимизовање вертикалне брзине одскока кроз различит степен крутости ноге, док је максимизовање механичке снаге достигнуто кроз оптималну крутост ноге и крутост скочног зглоба, као и кроз оптималну количину активације мишића доњих екстремитета за време фазе преактивације.

У великом броју претходних студија са овим циљем, различити аутори истичу различите нивое и временску шему испољавања крутости као бенефите за ефикасно извођење покрета, па су се тако издвојиле тврдње да је или велика крутост (Burgess et al. 2007; Bojsen-Moller et al. 2005; Farley & Morgenroth 1999), или оптимална крутост (Arampatzis et al. 2001; Voigt et al. 1995; Anderson & Pandy 1993), или мала крутост (Kubo et al. 1999; Walshe & Wilson 1997; Bobbert 2001) неопходна за испољавање максималних својстава покрета.

Такође, на основу резултата постојећих студија претпоставља се да прекомерна или премала крутост система доводи до различитих видова повреда (Granata et al., 2001; Williams et al., 2003, 2001). На основу тога претпоставља се да постоји идеални оптимални опсег крутости који омогућава унапређење способности и истовремено смањује ризик за настајање повреда.

У оквиру великог броја истраживања испитиване су релације између крутости система доњих екстремитета и брзине, фреквенце и висине поскока (Farley et al., 1991; Granata et al., 2001; Arampatzis et al., 2001a,b). Истраживања Farley et al. (1991) и Granata et al. (2001) су показала да се крутост ноге увећава са повећањем фреквенце поскока. Arampatzis et al. (2001a,b) су испитивали одскоке након доскока са одређене висине и показали су да како се брзина одскока повећавала тако се увећавала испољена крутост доњих екстремитета. Farley et al. (1991) су запазили да се испољена вертикална крутост увећава како се брзина извођења поскока једном ногом на тредмилу увећава. Ове студије наводе на закључак да је разлог увећања крутости доњих екстремитета са увећањем интензитета активности, превенција на прекомерно “пропадање” зглобова доњих екстремитета у иницијалној фази контакта стопала са подлогом (тј. током амортизационе фазе), као и стварање услова за максимално испољавање енергије еластичне деформације за време пропулзивне фазе (Farley et al., 1991; Granata et al., 2001; Arampatzis et al., 2001a,b).

Код поскока у месту крутост ноге се увећава у циљу увећања фреквенце поскока или увећања висине поскока (Farley et al., 1991). Механизам прилагођавања крутости система, како би се остварила максимална висина поскока, у смеру је дуплог увећања крутости система у односу на крутост за природне, оптималне поскоке (Farley et al., 1991). Модулирање крутости скочног зглоба је примарни механизам за адаптирање крутости ноге, када људи врше поскоке са различитим висинама поскока (Farley i Morgenroth 1999). Такође, резултати показују да и током трчања људи адаптирају крутост система на промену фреквенце трчања на истој одређеној брзини трчања (Farley & Gonzalez, 1996). Сматра се да тркачи адаптирају крутост ноге како би избегли настале препреке или измене у природним условима кретања.

У горе поменутој врсти поскока примећено је да се крутост система удвостручује у условима када је задато да се одсочи максималном висином приликом сваког поскока, у односу на преферирану висину одскока, а да се при том фреквенца поскока није мењала (Farley i Morgenroth, 1999). Овакви резултати намећу питање да ли је крутост ноге, која је увећана код поскока са максималном висином, последица увећаног импакта услед веће количине кретања које тело поседује у тим условима и

заштите локомоторног система, или увећана крутост подразумева стварање услова да се реализује виши одскок. Из тих разлога у методолошкој поставци кретних задатака мора се разграничити максимална висина одскока за дату фреквенцу, и преферирана висина одскока за ту исту фреквенцу.

Испитаници у студији Laffaye et al. (2005) који су реализовали вертикални одскок једном ногом након кратког залета од 5м, смањивали су крутост ноге за приближно 15% , када се висина одскока мењала са 55 на 95% од максималне. Последица смањења крутости је била мало умањење вертикалне силе реакције подлоге и значајно већег сабијања ноге, како се висина одскока повећавала. Овакви резултати су у супротности са резултатима Farley-a и Morgenroth-a (1999) који су показали увећање крутости доњих екстремитета са повећањем висине одскока код суножних поскова у месту. Једино очигледно објашњење стоји у разликама у кретним задацима.

Систем доњих екстремитета се понаша у виду простог модела масе и опруге кроз широки опсег фреквенца кретања које се протежу од префериране па све до највиших могућих фреквенци.

Када се поскови реализују у месту, крутост модела масе и опруге се увећава за отприлике два пута за увећање фреквенце поскова од 65%. Слично томе, код трчања на одређеној брзини, крутост модела масе и опруге се такође увећава за око два пута са увећањем фреквенце корака за 65%. Према томе, однос између крутости ноге и фреквенце кретања је сличан код поскова у месту и трчања унапред (Farley et al., 1991).

Резултати истраживања Nobara et al., (2007) су такође потврдили да се са повећањем фреквенце кретања значајно увећава и крутост система доњих екстремитета, и то код различитих типова спортиста (издржљивости и снаге). Ова појава је карактеристична за крутост целог система, као и за крутост сваког зглоба посебно (Nobara et al., 2007).

Предмет овог истраживања представља изучавање модулације крутости доњих екстремитета у зависности од извођења скокова са различитом фреквенцом и различитом вишином.

Циљ студије је да се утврде механизми прилагођавања крутости система доњих екстремитета на различите механичке услове извођења кретања, тј. да се утврди да ли се модулација крутости доњих екстремитета реализује у циљу прилагођавања на задате механичке услове извођења кретања или у циљу потребе за реализовањем максималних перформанси кретања.

На основу теоријских сазнања, предмета, циља и задатака постављено је пет хипотеза истраживања:

1. Са повећањем интензитета кретања, у условима када је тежња за остваривањем максималне висине одскока (захтеви за максималним испољавањем) вертикална крутост се повећава (у складу са Farley et al., 1991).
2. Када су механички услови извођења поскова мањег интензитета након којих постоји тежња да се последњи посков реализује максималном

висином, код последњег максималног одскока неопходно је смањити вертикалну крутост система ради остваривања максималне перформансе кретања (у складу са Laffaye et al., 2005).

3. Са повећањем максималне висине одскока током извођења узастопних поскока у месту, вертикална крутост се повећава (у складу са Farley i Morgenroth, 1999).
4. Са повећањем фреквенце извођења поскока у месту, вертикална крутост се повећава (у складу са Farley et al., 1991).
5. Са скраћивањем трајања контакта са подлогом током извођења поскока, вертикална крутост се повећава (у складу са Arampatzis et al., 2001).

2. МЕТОДЕ ИСТРАЖИВАЊА

2.1. Узорак испитаника

Осам испитаника је учествовало у истраживању, просечне телесне висине 189 ± 3 cm и телесне масе $81,1 \pm 5,1$ kg. Испитаници су били хомогенизовани по годинама (20-25 година) и полу (мушки пол), и врсти и обиму тренинга који су упражњавали у претходном периоду. С обзиром да су кретни задаци у самом експерименту по критеријуму координације (тј. технике извођења) и интензитета кретања захтевали висок ниво способности, важан критеријум за одабир испитаника је представљала способност и искуство испитаника у реализовању суножних скокова (кошаркаши, одбојкаши).

2.2. Узорак варијабли

Узорак се састојао од зависних и независних варијабли.

Зависне варијабле: Вертикална крутост – K_{vert} (kN/m); Релативизована вертикална крутост са телесном масом K_{rel} (kN/m/kg); Време контакта стопала са подлогом – T_{cont} (ms); Време фазе лета – T_{leta} (ms); Фреквенца поскока – f (Hz); Максимална вертикална сила реакције подлоге – F_{max} (N); Релативизована максимална вертикална сила реакције подлоге – F_{rel} (N/kg); Степен деформације опруге – Δl (m); Релативизован степен деформације опруге – $\Delta l/l$; Висина поскока – h (cm).

Независне варијабле: Висина одскока у поскоцима – h (mm) (*оптимална и максимална*); Фреквенца поскока – f (Hz) (1.6; 1.8; 2.0; 2.2; 2.4; и *оптимална фреквенца* – ОФ).

Снимање, мерење и анализирање варијабли F_{max} , F_{rel} , T_{cont} , T_{leta} и f се реализовало уз помоћ тензиометријске платформе (AMTI, Inc., Newton, MA уз појачиваче Mini Amp – MSA 6) и одговарајућег софтвера Net Force, AMTI acquisition software. Фреквенца аквизиције сигнала је била подешена 1000Hz.

Снимање, мерење и анализирање варијабли l , $\Delta l/l$, и h се реализовало уз помоћ инфрацрвених камера за 3Д кинематичку анализу (Qualisis). Апаратура је била подешена на фреквенцу узорковања сигнала 240Hz. Шест ретрофлексивних

маркера су постављена на пети метатарсофалангеални зглоб, цалцанеус, латерални малеолус, латерални епикондил фемура, велики трохантер, и акромион скапуле. Дводимензионална анализа кинематичких варијабли извршена је уз помоћ софтвера – *Qualisys Track Manager*. Кинематички резултати су филтрирани ниско пропусним (*low pass*) филтером на 9 Hz уз помоћ *moving average* процедуре.

Варијабла вертикална крутост (K_{vert}) је дефинисана као однос (количник) максималне силе реакције подлоге и степена деформације опруге (McMahon & Cheng, 1990):

$$K_{vert} = F_{max}/l \text{ (kN/m)},$$

док је релативизована вертикална крутост (K_{rel}) дефинисана као однос (количник) вертикалне крутости и телесне масе испитаника (Farley et al., 1993):

$$K_{rel} = K_{vert}/kg \text{ (kN/m/kg)}$$

2.3. Ток и поступци истраживања

Постављен проблем се испитивао за поскоке у месту. Како би се реализовали циљ и задаци истраживања издвојени су два основна експериментална фактора: висина поскока и фреквенца поскока. Како би се испитао утицај ова два фактора на поменуте зависне варијабле, дефинисани су одређени кретни задаци.

Испитаник је поскоке реализовао у пет одређених фреквенци (**1.6; 1.8; 2.0; 2.2; 2.4 Hz**) које су биле задаване помоћу дигиталног метронома. Шеста фреквенца, у којој су реализовани поскоци, била је оптимална фреквенца поскока – ОФ, и представљала је одржавање природне (префериране) фреквенце поскока за испитаника (без метронома), за дефинисани кретни задатак у смислу различитих висина поскока.

На свакој од фреквенци поскока испитаник је реализовао поскоке са инструкцијама да се остваре различите висине одскока, са намером да свака показује одређено својство приликом покрета.

Кретни задатак 1: узастопни поскоци са оптималном висином одскока и узастопни поскоци са максималном висином одскока.

Кретни задатак 2: поскоци са оптималном висином одскока, где је на сваки четврти поскок реализована максимална висина одскока, са враћањем на задату фреквенцу поскока и оптималну висину одскока.

Кретни задатак 3: поскоци са оптималном висином одскока, где се након улажења у задату фреквенцу поскока реализовао један максимални одскок, без враћања у задату фреквенцу кретања.

Преглед основних скраћеница за обележавање различитих поскока:

Кретни задатак 1:

- ОВ – узастопни поскоци оптималном висином – слободно изабрана висина одскока у поскоцима који се реализују на одређеној фреквенци.
- МВ – узастопни поскоци максималном висином – максимална висина одскока у поскоцима који се реализују на одређеној фреквенци.

Кретни задатак 2:

- МВКц – максимални поскок (кретни задатак бр.3).
- АВКц – први оптимални (амортизациони) поскок након максималног.
- ОВКц1 и ОВКц2 – други и трећи оптимални поскок након максималног, после којег опет следи максимални поскок (МВКц).

Кретни задатак 3:

- ОВКац1, ОВКац2, ОВКац3 – оптимални поскоци који претходе максималном.
- МВКац – максимални (последњи) поскок.

Како би се реализовали задаци истраживања, неопходно је било реализовати следеће конкретне поступке у истраживању, који су се реализовали у два различита дана:

У првом дану протокола експеримента одрађивала се фамилијаризација испитаника са кретним задацима који су коришћени у тестирању. Поред увежбавања кретних задатака поступак фамилијаризације подразумева прилагођавање испитаника на услове тестирања. Процес увежбавања је садржао неколико различитих фаза:

1. Увежбавање кретног задатка бр.1. Поскоци ОВ и МВ на задатим фреквенцама кретања (1.6; 1.8; 2.0; 2.2; 2.4 Hz и ОФ) са инструкцијом да испитаник прати фреквенцу поскока која је задата помоћу метронома (осим за ОФ где испитаник сам бира фреквенцу која му највише одговара), и да одскаче висином која је или оптимална или максимална за дату фреквенцу поскока.
2. Увежбавање кретног задатка бр.2. Одржавање оптималне висине поскока на задатим фреквенцама кретања (1.6; 1.8; 2.0; 2.2; 2.4 Hz и ОФ) са задатком да се на сваки четврти поскок реализује максимални одскок, и да се након максималног одскока обавезно врати на висину поскока која је претходила максималном и са захтевом да се одржи задата фреквенца кретања.
3. Увежбавање кретног задатка бр.3. Одржавање оптималне висине поскока на задатим фреквенцама кретања (1.6; 1.8; 2.0; 2.2; 2.4 Hz и ОФ) са задатком да се последњи поскок реализује са максималним вертикалним одскоком, без захтева да се након максималног одскока врати у задату фреквенцу кретања.

НАПОМЕНА: Код инструкције да се одржава оптимална фреквенца (ОФ) поскока испитаник је бирао фреквенцу која му највише одговара за дати кретни задатак. Другим речима, када је захтев био да се креће оптималном висином, неопходно је било да бира фреквенцу која је најеконичнија. Када је захтев био да се оствари максимална висина поскока бирао је фреквенцу која му омогућава да оствари максималну висину. Такве инструкције су дефинисане из разлога да се

детерминишу оптималне фреквенце кретања које су карактеристичне за технику кретања по критеријуму економичности и криретријуму ефикасности.

У другом дану спровођења експеримента приступило се непосредном тестирању сваког испитаника на којима се вршило мерење кинематичких и динамичких варијабли кретања. За сваку од задатих фреквенци кретања реализовали би се дефинисани кретни задаци. Редослед извршавања различитих фреквенци поскока и висине поскока је дефинисан по критеријуму насумичног одабира. Између две различите фреквенце кретања пауза је трајала 5 минута. Између два кретна задатка унутар једне фреквенце пауза је трајала 2-3 минута.

Број изведених поскока и узорак скокова за даљу анализу је за сваку врсту поскока посебно одабран:

- поскоци са оптималном висином и максималном висином одскока (реализовано је од 15 до 20 поскока, где је 5 стабилних поскока издвојено за даљу анализу),
- поскоци са оптималном висином одскока, где је на сваки четврти поскок реализована максимална висина одскока, са враћањем на задату фреквенцу поскока и оптималну висину одскока (реализовано је 6 циклуса тј. око 24 поскока, где је 4 циклуса - 16 поскока издвојено за даљу анализу) и
- поскоци са оптималном висином одскока, где се након одржавања задате фреквенце поскока реализовао један максимални одскок, без враћања у задату фреквенцу кретања (реализовано је 3 понављања и у оквиру сваког понављања последња четири поскока (три оптимална и један максимални) издвојена су за даљу анализу. На тај начин укупно је издвојено 12 поскока).

2.4. Статистичка обрада података

Основни статистички метод који је коришћен да се испита утицај два фактора на поменуте зависне варијабле је дво-факторска анализа варијансе (МАНОВА). Да би се испитао утицај модалитета фактора висине и фреквенце поскока на праћене варијабле користила се Сцхеффе пост-хоц анализа. За испитивање утицаја висине поскока код оптималних фреквенца поскока користила се једно-факторска анализа варијансе (АНОВА). Да би се испитао утицај модалитета фактора висине код оптималних фреквенци поскока на праћене варијабле користила се *Scheffe* пост-хоц анализа. Обрада података се реализовала у статистичком програму СПСС верзија 17.0.

3. ИНТЕРПРЕТАЦИЈА РЕЗУЛТАТА

Након обрађених резултата дескриптивном и компаративном анализом, селектирано је четири кључне варијабле за даљу статистичку анализу. Примећено је да се све три релативизоване варијабле (F_{rel} , $\Delta I/I$ и K_{rel}) мењају по истом принципу и имају висок степен корелације са варијаблама којима се изражавају апсолутне вредности испитиване појаве (F_{max} , I , и K_{vert}). Из тог разлога даља статистичка

анализа (двофакторска анализа варијансе - МАНОВА) није примењена на релативизоване варијабле, с обзиром да се мењају под истим модусом као и њихове одговарајуће варијабле које су изражене преко апсолутних вредности. Висина поскока (h) и фреквенца поскока (f) представљају независне варијабле и њихово мењање је било искључиво дефинисано самим кретним задацима који су били постављени у експерименту. Из тих разлога, након дескриптивне анализе у којој се примећује да су кретни задаци који су задавани преко висине и фреквенце поскока у потпуности испоштовани, није примењена МАНОВА на независне варијабле: висину и фреквенцу поскока.

Четири основне варијабле, помоћу којих је било могуће описати механику поскока за испитивану проблематику и за које је примењена МАНОВА, биле су: Вертикална крутост (K_v); Максимална вертикална сила реакције подлоге (F_{max}); Степен деформације опруге (l) и Трајање контакта са подлогом (t_{cont}).

Узастопни поскоци оптималном висином и максималном висином

Примећен је статистички значајан утицај оба фактора (висине и фреквенце) на варијабилитет праћених варијабли ($p \leq 0.01$; табела 1). Интеракција фактора висине и фреквенце такође значајно утиче на варијабилитет варијабли F_{max} , l , и K_v ($p \leq 0.01$).

Табела 1. Одређивање извора варијабилитета дво-факторском (висина и фреквенца) анализом варијансе (МАНОВА) за варијабле трајање контакта (t_{cont}), максималне силе (F_{max}), промене дужине ноге (l) и вертикалне крутости (K_v) код узастопних поскокока на одређеној фреквенци оптималном висином (ОВ) и максималном висином (МВ). Статистички значајно $p \leq 0,05$.

Source	Dependent Variable	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	Partial Eta Squared
Visina	<i>tcont (ms)</i>	91268,42	1	91268,42	135,519	,000	0,623
	<i>Fmax (N)</i>	2,58E+07	1	2,58E+07	176,479	,000	0,683
	<i>l (m)</i>	3890,677	1	3890,677	13,952	,000	0,145
	<i>Kv (kN/m)</i>	55383,64	1	55383,64	74,354	,000	0,476
Frekvenca	<i>tcont (ms)</i>	9618,291	5	1923,658	2,856	,020	0,148
	<i>Fmax (N)</i>	1,01E+07	5	2026720	13,842	,000	0,458
	<i>l (m)</i>	51849,72	5	10369,94	37,187	,000	0,694
	<i>Kv (kN/m)</i>	81107,03	5	16221,41	21,778	,000	0,57
Visina * Frekvenca	<i>tcont (ms)</i>	1438,466	5	287,693	0,427	,828	0,025
	<i>Fmax (N)</i>	3409298	5	681859,6	4,657	,001	0,221
	<i>l (m)</i>	9846,033	5	1969,207	7,062	,000	0,301
	<i>Kv (kN/m)</i>	17787,38	5	3557,476	4,776	,001	0,226
a. R Squared = ,652 (Adjusted R Squared = ,605)			c. R Squared = ,739 (Adjusted R Squared = ,704)				
b. R Squared = ,765 (Adjusted R Squared = ,734)			d. R Squared = ,715 (Adjusted R Squared = ,677)				

Комбиновани циклични поскоци оптималном висином и максималном висином

Примећен је статистички значајан утицај оба фактора (висине и фреквенце) поскока на варијабилитет праћених варијабли ($p \leq 0.01$; табела 2). За овај кретни задатак интеракција фактора висине и фреквенце није утицала значајно на варијабилитет праћених варијабли ($p \geq 0.05$).

Табела 2. Одређивање извора варијабилитета дво-факторском (висина и фреквенца) анализом варијансе (МАНОВА) за варијабле трајање контакта (t_{cont}), максималне силе (F_{max}), промене дужине ноге (l) и вертикалне крутости (K_v) код узастопних поскокока на одређеној фреквенци када се циклично, на сваки четврти поскок, одскаче максималном висином (МВКц, АВКц, ОВКц1, ОВКц2). Статистички значајно $p \leq 0,05$.

Source	Dependent Variable	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	Partial Eta Squared
Frekvencija	t_{cont} (ms)	39562,371	5	7912,474	15,806	,000	0,336
	F_{max} (N)	7834229,573	5	1566846	17,762	,000	0,363
	l (m)	139026,589	5	27805,32	96,281	,000	0,755
	K_v (kN/m)	225066,63	5	45013,33	37,922	,000	0,549
Visina	t_{cont} (ms)	35153,429	3	11717,81	23,408	,000	0,31
	F_{max} (N)	2,30E+07	3	7680666	87,068	,000	0,626
	l (m)	17038,92	3	5679,64	19,667	,000	0,274
	K_v (kN/m)	16511,544	3	5503,848	4,637	,004	0,082
Frekvencija * Visina	t_{cont} (ms)	2318,446	15	154,563	0,309	,994	0,029
	F_{max} (N)	1035836,94	15	69055,8	0,783	,695	0,07
	l (m)	2044,643	15	136,31	0,472	,952	0,043
	K_v (kN/m)	18111,643	15	1207,443	1,017	,440	0,089
a. R Squared = ,501 (Adjusted R Squared = ,428)				c. R Squared = ,778 (Adjusted R Squared = ,745)			
b. R Squared = ,708 (Adjusted R Squared = ,665)				d. R Squared = ,586 (Adjusted R Squared = ,525)			

Статистички значајне разлике за варијаблу Вертикалне крутости, између различитих модалитета **фактора висине** поскока представљени су у табели б.

Комбиновани ациклични поскоци оптималном висином и максималном висином

Примећен је статистички значајан утицај оба фактора (висине и фреквенце поскока) на варијабилитет праћених варијабли ($p \leq 0.01$; табела 3). Интеракција фактора висине и фреквенце поскока значајно је утицала на варијаблу K_{vert} ($p \leq 0.01$), док на остале варијабле (T_{cont} , F_{max} , l) није показан значајан утицај ($p \geq 0.05$).

Статистички значајне разлике за варијабле Вертикалне крутости и Трајања контакта, између модалитета **фактора висине** поскока представљени су у табели 7.

Оптимална фреквенца кретања за различите висине поскока

Издвојена четири различита кретна задатка у контексту различите висине поскока, која су реализована на оптималној фреквенци кретања, представљали су модалитете фактора висине. Кретни задаци су представљали: узастопни одскоци оптималном висином (ОВ); узастопни поскоци максималном висином (МВ); комбиновани поскоци оптималном и максималном висином, када се циклично на сваки четврти одскаче максималном висином (МВКц); комбиновани поскоци када је циљ да се након поскока оптималном висином у последњем поскоку реализује максимална висина, без поновног враћања на узастопне поскоке (МВКац). Поред стандардних варијабли T_{cont} , F_{max} , l и K_{vert} , у оквиру ове статистичке процедуре праћене су фреквенца поскока (f) и висина поскока (h), с обзиром да у овом случају представљају зависне варијабли. (табела 5).

Примећено је да фактор висине одскока, при оптималним фреквенцама поскока статистички значајно ($p \leq 0.01$) утиче на варијабилитет свих варијабли осим на K_{vert} ($p=0.157$) (табела 4).

Табела 3. Одређивање извора варијабилитета дво-факторском (висина и фреквенца) анализом варијансе (МАНОВА) за варијабли трајање контакта (t_{cont}), максималне силе (F_{max}), промене дужине ноге (l) и вертикалне крутости (K_v) код узастопних поскокока на одређеној фреквенци када се ациклично, на четврти поскок у низу одскаче максималном висином, без враћања у задату фреквенцу кретања (ОВКац1, ОВКац2, ОВКац3, МВКац). Статистички значајно $p \leq 0,05$.

Source	Dependent Variable	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	Partial Eta Squared
Frekvencа	t_{cont} (ms)	15013,768	5	3002,754	6,325	,000	0,235
	F_{max} (N)	1601784,322	5	320356,864	2,392	,043	0,104
	l (m)	38666,091	5	7733,218	17,979	,000	0,466
	K_v (kN/m)	19973,939	5	3994,788	16,175	,000	0,44
Visina	t_{cont} (ms)	55702,696	3	18567,565	39,112	,000	0,533
	F_{max} (N)	3,54E+07	3	1,18E+07	87,996	,000	0,719
	l (m)	67374,043	3	22458,014	52,212	,000	0,603
	K_v (kN/m)	11336,757	3	3778,919	15,301	,000	0,308
Frekvencа * Visina	t_{cont} (ms)	8562,965	15	570,864	1,202	,282	0,149
	F_{max} (N)	1957174,954	15	130478,33	0,974	,487	0,124
	l (m)	5300,632	15	353,375	0,822	,652	0,107
	K_v (kN/m)	9253,056	15	616,87	2,498	,004	0,267
a. R Squared = ,663 (Adjusted R Squared = ,587)			c. R Squared = ,736 (Adjusted R Squared = ,677)				
b. R Squared = ,750 (Adjusted R Squared = ,694)			d. R Squared = ,657 (Adjusted R Squared = ,581)				

Табела 4. Одређивање извора варијабилитета једно-факторском (висина) анализом варијансе (АНОВА) за варијабле трајање контакта (*tcont*), максималне силе (*Fmax*), промене дужине ноге (*l*) и вертикалне крутости (*Kv*) остварене фреквенце (*f*) и остварене висине поскока (*h*), код узастопних поскокока на ОПТИМАЛНОЈ фреквенци код свих кретних задатака за промену висине поскока (ОВ, МВ, МВКц, МВКац). Статистички значајно $p \leq 0,05$.

Source	Dependent Variable	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	Partial Eta Squared
Corrected Model		16426,920a	3	5475,640	5,797	,004	,431
Висина	<i>tcont (ms)</i>	16426,920	3	5475,640	5,797	,004	,431
	<i>Fmax (N)</i>	1,267E7	3	4222726,186	21,229	,000	,735
	<i>l (m)</i>	23192,748	3	7730,916	6,135	,003	,444
	<i>Kv (kN/m)</i>	3081,420	3	1027,140	1,902	,157	,199
	<i>h (cm)</i>	401591,206	3	133863,735	46,436	,000	,858
	<i>f (Hz)</i>	1,171	3	,390	9,789	,000	,561

Табела 5. Дескриптивна анализа добијених резултата трајања контакта (*tcont*), максималне силе (*Fmax*), промене дужине ноге (*l*), вертикалне крутости (*Kv*), остварене фреквенце (*f*) и остварене висине поскока (*h*), код узастопних поскокока на ОПТИМАЛНОЈ фреквенци код свих кретних задатака за промену висине поскока (МВ, ОВ, МВКц, МВКац)

	Visina	Mean	Std. Deviation	N
tcont (ms)	МВ	201,214	26,1627	7
	МВКац	229,036	24,1329	7
	МВКц	211,833	35,8883	5
	ОВ	263,550	35,8039	8
Fmax (N)	МВ	5014,948	541,2258	7
	МВКац	4277,024	349,5610	7
	МВКц	4300,933	498,7463	5
	ОВ	3201,000	394,4872	8
l (m)	МВ	102,955	31,0901	7
	МВКац	148,095	32,7589	7
	МВКц	120,150	46,2016	5
	ОВ	70,875	34,2438	8
Kv (kN/m)	МВ	56,371	29,6230	7
	МВКац	30,836	8,5488	7
	МВКц	42,439	22,3253	5
	ОВ	55,174	25,9716	8
h (cm)	МВ	411,26	63,250	7
	МВКац	477,27	58,724	7
	МВКц	404,18	56,272	5
	ОВ	173,77	35,744	8
f (Hz)	МВ	1,428	,1315	7
	МВКац	1,800	,2112	7
	МВКц	1,680	,1857	5
	ОВ	1,976	,2414	8
	Тотал	1,734	,2834	27

Табела 6. Scheffe post-hoc анализа за варијаблу вертикалне крутости (K_v).
 Одређивање статистички значајне разлике између модалитета фактора висине одскока (МВКц, АВКц, ОВКц1, ОВКц2) код узастопних поскокока који су реализовани на фреквенцама од 1.6, 1.8, 2.0, 2.2, 2.4 и ОФ, када се циклично на сваки четврти поскок одскаче максималном висином. Статистички значајно $p \leq 0,05$

Dependent Variable	(I) Frekvenca	(J) Frekvenca	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
K_v (kN/m)	АВКц	МВКц	25,597*	7,2633	,007	5,069	46,125
		ОВКц1	1,352	7,2633	,998	-19,176	21,880
		ОВКц2	11,345	7,2633	,488	-9,183	31,873
	МВКц	АВКц	-25,597*	7,2633	,007	-46,125	-5,069
		ОВКц1	-24,245*	7,2633	,013	-44,773	-3,717
		ОВКц2	-14,252	7,2633	,282	-34,780	6,276
	ОВКц1	АВКц	-1,352	7,2633	,998	-21,880	19,176
		МВКц	24,245*	7,2633	,013	3,717	44,773
		ОВКц2	9,993	7,2633	,596	-10,535	30,521
	ОВКц2	АВКц	-11,345	7,2633	,488	-31,873	9,183
		МВКц	14,252	7,2633	,282	-6,276	34,780
		ОВКц1	-9,993	7,2633	,596	-30,521	10,535

Табела 7. Scheffe post-hoc анализа за варијаблу вертикалне крутости (K_v) и трајања контакта (t_{cont}). Одређивање статистички значајне разлике између модалитета фактора висине одскока (ОВКац1, ОВКац2, ОВКац3, МВКац) код узастопних поскокока који су реализовани на фреквенцама од 1.6, 1.8, 2.0, 2.2, 2.4 и ОФ, када се ациклично, на четврти (последњи) поскок одскаче максималном висином. Статистички значајно $p \leq 0,05$.

Dependent Variable	(I) Frekvenca	(J) Frekvenca	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
K_v (kN/m)	МВКац	ОВКац1	-7,347	4,5486	,459	-20,275	5,582
		ОВКац2	-11,771	4,3560	,069	-24,152	,610
		ОВКац3	-21,075*	3,2594	,000	-30,339	-11,811
	ОВКац1	МВКац	7,347	4,5486	,459	-5,582	20,275
		ОВКац2	-4,424	5,3996	,880	-19,772	10,923
		ОВКац3	-13,729*	4,5612	,033	-26,693	-,765
	ОВКац2	МВКац	11,771	4,3560	,069	-,610	24,152
		ОВКац1	4,424	5,3996	,880	-10,923	19,772
		ОВКац3	-9,304	4,3691	,216	-21,723	3,114
t_{cont} (ms)	ОВКац3	МВКац	21,075*	3,2594	,000	11,811	30,339
		ОВКац1	13,729*	4,5612	,033	,765	26,693
		ОВКац2	9,304	4,3691	,216	-3,114	21,723
	МВКац	ОВКац1	-59,008*	6,3065	,000	-76,933	-41,083
		ОВКац2	-56,435*	6,0394	,000	-73,600	-39,269
		ОВКац3	-28,149*	4,5190	,000	-40,993	-15,305
	ОВКац1	МВКац	59,008*	6,3065	,000	41,083	76,933
		ОВКац2	2,573	7,4863	,990	-18,705	23,852
		ОВКац3	30,859*	6,3238	,000	12,885	48,833
ОВКац2	МВКац	56,435*	6,0394	,000	39,269	73,600	
	ОВКац1	-2,573	7,4863	,990	-23,852	18,705	
	ОВКац3	28,285*	6,0576	,000	11,068	45,503	
ОВКац3	МВКац	28,149*	4,5190	,000	15,305	40,993	
	ОВКац1	-30,859*	6,3238	,000	-48,833	-12,885	
	ОВКац2	-28,285*	6,0576	,000	-45,503	-11,068	

4. ДИСКУСИЈА

Сврха ове студије је била да утврди механизме прилагођавања вертикалне крутости система доњих екстремитета на различите механичке услове извођења кретања. Механички услови извођења покрета се пре свега односе на фреквенцу поскока, и висину реализованих поскока. Добијени резултати у спроведеном истраживању потврђују резултате претходних истраживања (Dalleau et al., 2004; Farley et al., 1991; Ferris & Farley, 1997; Granata et al., 2002; Rapoport et al., 2003; Padua et al., 2005) која су утврдила да оба фактора значајно утичу на модулацију вертикалне крутости локомоторног система.

Претходна истраживања су показала да извођење поскока са захтевима да се оствари максимална висина одскока удвостручује вертикалну крутост локомоторног система у односу на поскоке које имају оптималну висину одскока (Farley & Morgenroth 1999; Farley et al., 1991). Аутори поменутих истраживања закључују да је повећање интензитета кретања у виду тежње да се оствари максимална висина одскока основни механизам који утиче на повећање крутости у овим условима. Оваква тврдња не сме бити искључива из разлога што када се реализују узаstopни максимални вертикални поскоци није могуће разлучити да ли је механизам увећања вертикалне крутости система у вези са тежњом да се оствари максимална висина одскока, или је у вези са доскоком са нешто веће висине после којег треба реализовати поновни одскок. Додатни проблеми у тумачењу испољене крутости система произилазе из анализе других истраживања која су испитивала крутост за друге врсте кретања. Тако у истраживањима Arampatzisa et al., (2001 a, b) утврђено је да се са повећањем висине платформе са које се изводи доскок-одскок, вертикална крутост система повећава и да је максимална способност испољена са умереним степеном крутости. Са друге стране у истраживањима Laffaye et al., (2005) као и Moran & Wallace (2007) са повећањем висине на коју се одскоче долази до смањења крутости система, где је најбоља способност реализована са најмањим степеном крутости. Генерално посматрано, у литератури постоји велики проблем у дефинисању степена крутости који мора бити испољен у циљу испољавања максималних перформанси кретања. Различити аутори истичу различите нивое крутости као бенефите за перформансе кретања, па су се тако издвојиле тврдње да је или велика крутост (Burgess et al. 2007; Bojsen-Moller et al. 2005; Farley & Morgenroth 1999), или оптимална крутост (Arampatzis et al. 2001; Voigt et al. 1995; Anderson & Pandy 1993), или мала крутост (Kubo et al. 1999; Walshe & Wilson 1997; Bobbert 2001) неопходна за испољавање максималних перформанси кретања.

Из свих ових разлога неопходно било је раздвојити одређене кретне задатке и утврдити механизме који ће разјаснити поменути проблем. Како би се свеобухватно сагледао проблем када су вертикални суножни поскоци предмет истраживања, поставила су се три основна кретна задатка, која су представљала фактор промене висине одскока у поскоцима и који су се изводили кроз различите фреквенце кретања.

Узастопни поскоци оптималном висином и максималном висином

Резултати показују да се вертикална крутост система скоро удвостручује при извођењу узастопних поскока максималном висином у односу на узастопне поскоке оптималном висином (са $\approx 60,5$ kN/m на $\approx 109,5$ kN/m). Овакви резултати су у складу са резултатима Farley et al., (1991) где се може констатовати, да се са повећањем интензитета поскока вертикална крутост повећава. Потврђивање ове генералне хипотезе било је од изузетног значаја за даљу обраду и анализу података, с обзиром су се на бази ових резултата поставили кретни задаци који би требало да разграниче да ли се код максимално узастопних поскока крутост испољава у циљу остваривања веће висине поскока или у циљу амортизације доскока са веће висине. Како је још једном потврђен резултат Farley et al., (1991) могуће је било аргументовано дискутовати кретне задатке који су даље задавани, јер су изведени из потребе да се дискриминише који механизам доводи од увећања вертикалне крутости код узастопних максималних поскока.

Комбиновани циклични поскоци оптималном висином и максималном висином

Резултати спроведеног истраживања указују на статистички значајно већу испољену крутост система ($p=0.007$, табела 6) код „амортизационог поскока“ - АВКц, (поскока који је уследио након максималног) у односу на максимални поскок - МВКц (поскок у којем је остварена максимална висина). Овај резултат указује на чињеницу да се у мишићно-скелетном систему доњих екстремитета увећава крутост у циљу очувања стабилности. На овај начин потврђују се претпоставке постављене у раду које указују на то да систем избегава изражено мали ниво испољене крутости, с обзиром да такви услови могу довести до повреда (Granata et al., 2001; Williams et al., 2003, 2001). У појединим ранијим студијама (Farley et al., 1991; Granata et al., 2001; Agampatzis et al., 2001a,b) наводи се да код одређених кретања када је после покрета у једном смеру неопходно реализовати брз покрет у супротном смеру (нпр. доскок-одскок), долази до увећања вертикалне крутости доњих екстремитета са увећањем интензитета активности (нпр. висине доскока). Овакво понашање система описује се као превенција на прекомерне амплитуде у зглобовима доњих екстремитета у иницијалној фази контакта стопала са подлогом (тј. током амортизационе фазе), као и стварање услова за максимално испољавање енергије еластичне деформације за време пропулзивне фазе.

Вертикална крутост код максималног поскока се значајно смањује у односу на неке од оптималних поскока ($p=0.013$, табела 6). Овакав резултат иде у прилог постављеној хипотези да је у овако умереним условима извођења кретања неопходно смањити крутост система, како би се реализовала максимална способност.

Комбиновани ациклични поскоци оптималном висином и максималном висином

Како би испитали понашање крутости система код испољавања максималних способности уведен је задатак где се из одређене фреквенце поскока реализује максимални одскок као последњи у низу поскока. Овакав кретни задатак се може

описати као кретање умереног до малог интензитета из којег треба реализовати кретање максималног интензитета. Добијени резултати показују да се са повећањем висине поскока, тј. постизање максималне висине одскока, неопходно значајно смањити вертикалну крутост ноге ($p=0.000$, табела 7). Овакав резултат је добијен и код кретних задатака када се у одређеном ритму смењују различите висине поскока (табела 6). На тај начин може се још једном констатовати да је постављена претпоставка у потпуности испоштована. Ове резултате можемо поредити и са истраживањем Laffaye et al., 2005, који такође показује смањен степен крутости са повећањем висине одскока. Без обзира што је у поменутом истраживању испитивана испољена способност скока у вис са једном ногом након краћег залета, где се шема кретања знатно разликује од суножног поскока, може се претпоставити и упоредити механизам који контролише понашање кретања доњих екстремитета у овим условима. Неопходно је напоменути да овакав кретни задатак није карактеристичан за све спортске гране. Такмичарски услови у одређеним спортским гранама не дозвољавају трајање покрета које је најоптималније за спортисту како би испољио максималну висину или даљину одскока, или максимално брзу кретању у одређеном смеру. У великом броју случајева постоје временска ограничења да се реализују одређена кретања (нпр. како би се остварила предност у одређеним фазама игре у кошарци, поред саме висине одскока битно је и да се одскок реализује релативно брзо у кратком временском интервалу). У вези са претходним, резултати добијени у оваквој експерименталној поставци се могу само тумачити у контексту кретања која искључиво имају циљ да остваре максималну висину или даљину одскока. Као што је у оквиру метода рада описано, у овом кретном задатку могу се издвојити три карактеристична оптимална поскока која претходе максималном (ОВКац1, ОВКац2 и ОВКац3) и један максимални последњи поскок (МВКац). Резултати показују да се претпоследњи поскок (ОВКац3) карактерише специфичним променама одређених варијабли у односу на претходна два (ОВКац1 и ОВКац2). Код последњег припремног поскока (ОВКац3) примећена је тенденција за нешто већим испољавањем крутости ($p=0.033$, табела 7), као и значајно краћи контакт са подлогом ($p=0.000$, табела 7) у односу на претходна два (ОВКац1 и ОВКац2). При томе код ОВКац3 нема разлика у испољеној висини одскока у односу на претходна два ОВКац1 и ОВКац2. Могуће да је овакво понашање система у припремног поскоку пре свега усмерено на припрему за реализовање максималног одскока. Иако није праћена електрична активација мишића, можемо претпоставити да је увећана крутост контрактилне компоненте била неопходна у овој фази у циљу боље контроле покрета за ексцентричну фазу наредног поскока – максималног, и тиме ефикаснијег испољавања енергије еластичне деформације. Код максималног поскока (МВКац) уочава се значајно смањена вертикална крутост и скраћено трајање контакта у односу на припремни оптимални поскок (ОВКац3) ($p=0.000$; и $p=0.000$, табела 7).

Остварена висина максималног одскока се са повећањем фреквенце кретања све време смањује. Способност реализованог кретања се значајно смањује уколико се припремна фаза не реализује у оптималним условима. Морамо напоменути да се оптимални услови за испољавање високо ефикасне кретање (максималне способности), и оптимални услови за испољавање неке економичне кретање

разликују. Резултати истраживања показују да се оптимална фреквенца (≈ 1.8 Hz) за испољавање максималне перформансе (кретни задатак – оптимална фреквенца за ОВКац1, ОВКац2, ОВКац3 и МВКац) разликује у односу на оптималну фреквенцу кретања (≈ 2.0 Hz) када је циљ реализовање поскока на најекономичнији начин (кретни задатак – оптимална фреквенца за ОВ) (табела 5).

Још један од значајних резултата у оквиру ове студије представља приметно повећан степен крутости система испољен код поскока који се реализује након доскока са нешто веће висине, и где је та испољена крутост пре свега испољена у циљу неутралисања нешто већих импулса сила, спречавајући на тај начин превелике амортизационе фазе, које у одређеним условима могу довести до повреда меких ткива. С обзиром да методолошка поставка експеримента пре свега испитује оптимално понашање модела масе и опруге за задате услове кретања, можемо претпоставити да је услед постојећих различитих инхибиторних механизма, такав вид модулације механике поскока усмерен ка заштити мишићног зглобног система од повређивања. На основу тога изводи се премиса да је неопходно кроз разне врсте инструкција испитаницима контролисати превише продужене амортизационе фазе за поједине поскоке. Вероватно у условима претераног наглашеног „потањања“ организма, а када је велики интензитет кретања у припремној фази (припремни поскоци) претходио последњем покрету у низу који се анализира, може доћи до нарушавања структуре и повреда на неким ткивима мишићно-зглобног система. Овакве инструкције могу бити актуелне како у тренажним методама за развој појединих специфичних способности у виду мишићне снаге (нпр. плиометријски тренинг), тако и у оквиру дефинисања адекватне технике кретања за поједине спортске гране (скок у даљ, скок у вис, брзе промене правца и смера кретања у фудбалу и кошарци, вертикални суножни одскок код одбојкаша итд.).

5. ЗАКЉУЧЦИ

У оквиру механике извођења поскока, испољавање вертикалне крутости система доњих екстремитета је под значајним утицајем услова у којима се изводе кретања. Не могу се извести јасни закључци о томе каква механика одскока омогућава испољавање најбољих перформанси. Начин извођења поскока, тј. степен испољене крутости система зависи од великог броја фактора. У овом истраживању описана је искључиво спољашња манифестација тог кретања, где је систем посматран у целини, без испитивања понашања унутрашњих фактора који утичу на испољену способност. Под унутрашњим факторима подразумевамо степен мишићне активације који је последица или рефлексних механизма, или вољно генерисане силе у фази пре (препрограмирана активност) и током извођења покрета, и унутрашње еластичне везивне структуре мишићног система (тетиве и фасције). У спроведеном истраживању не постоје резултати који конкретно описују испољавање ових својстава али се на основу анализе претходних истраживања претпоставља да је механика кретања у поскоцима значајно дефинисана овим факторима.

Без обзира на чињеницу да није било могуће описати факторе који значајно дефинишу испољавање својства крутости, један од значајнијих резултата спроведеног

истраживања је дефинисање модулације укупне крутости система за различите кретне задатке, што може да значајно унапреди методолошке поставке испитивања ове појаве. Не може бити издвојено и наглашено који је степен вертикалне или зглобне крутости неопходан за испољавање најбољих перофманси, с обзиром да испољавање ове појаве у кретном задатку у којем постоји тежња да се оствари максимална способност искључиво зависи од кретања које је претходило том максималном покрету. На основу резултата истраживања може се закључити да када је припремна фаза реализована са мањим интензитетом кретања, неопходно је да се значајно смањи крутост система у циљу постизања максималне способности. Постоје одређене премисе које објашњавају овакву појаву и односе се на то да је мишићном апарату неопходно значајно дужа активација како би се импулс силе увећао на рачун нешто дужег деловања силе реакције подлоге, а који се увећава на рачун продужавања амортизационе фазе скока. За разлику од оваквих услова, када је припремна фаза реализована са великим интензитетом кретања, омогућена је конверзија потенцијалне енергије из претходног покрета, у кинетичку енергију наредног покрета, где до изражаја долазе еластичне структуре мишићно-тетивног комплекса.

Резултати истраживања показују да се вертикална крутост код узастопних поскока максималном висином значајно увећава у односу на вертикалну крутост код узастопних поскока оптималном висином, на основу чега су у потпуности потврђене прва и трећа хипотеза истраживања, које су предвиђале да ће се са повећањем интензитета и висине поскока повећавати вертикална крутост.

На основу анализе резултата уочено је да се приликом реализације максималног поскока, након узастопних поскока оптималном висином, вертикална крутост система значајно смањује, чиме је потврђена друга хипотеза истраживања која је предвиђала да је у механичким условима извођења кретања мањег интензитета неопходно значајно смањити вертикалну крутост код максималног одскока, како би се испољила максимална перформанса кретања.

Са повећањем фреквенце извођења поскока у месту вертикална крутост се систематски повећава, независно од тога који су кретни задаци у питању, чиме је у потпуности потврђена и четврта хипотеза истраживања.

Генерално посматрано, резултати истраживања су показали да постоји механизам који контролише механику поскока, где се „натезање опруге“ мишићно-тетивног комплекса доњих екстремитета остварује кроз широк опсег амплитуда у зглобовима који директно зависе од наметнутих механичких спољашних услова у којима се кретање реализује.

ЛИТЕРАТУРА

1. **Arampatzis, A., Bruggemann, G., Klapsing, G.M.** (2001a). Leg stiffness and mechanical energetic processes during jumping on a sprung surface. *Med. Sci. Sports* 33, 923–931.
2. **Arampatzis, A., Bruggemann, G., Metzler, V.** (1999). The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *J. Biomech.* 32, 1349–1353.

3. **Arampatzis, A., Bruggemann, G.P., Klapsing, G.M.** (2002). A threedimensional shank-foot model to determine the foot motion during landings. *Med. Sci. Sports* 34, 130–138.
4. **Arampatzis, A., Schade, F., Walsh, M., Bruggemann, G.P.** (2001b). Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 11, 355–364.
5. **Aruin AS, Prilutskii BI.** (1985). Relationship of the biomechanical properties of muscles to their ability to utilize elastic deformation energy. *Hum Physiol;* 11 (1): 8-12
6. **Asmussen E, Bonde-Petersen F.** (1974). Apparent efficiency and storage of elastic energy in human muscles during exercise. *Acta Physiol Scand;* 92 (4): 537-45
7. **Aura O, Komi PV.** (1986). The mechanical efficiency of locomotion in men and women with special emphasis on stretch-shortening cycle exercises. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol;* 55 (1): 37-43
8. **Burr, D.B., Martin, R.B., Schaffler, M.B., Radin, E.L.** (1985). Bone remodeling in response to in vivo fatigue microdamage. *J. Biomech.* 18, 189–200.
9. **Cavagna, G.A.,** (1985). Force platforms as ergometers. *J. Appl. Physiol.* 39, 174–179.
10. **Cavagna, G.A., Franzetti, P., Heglund, N.C., Willems, P.** (1988). The determinants of the step frequency in running, trotting and hopping in man and other vertebrates. *J. Physiol.* 399, 81–92.
11. **Cavanagh PR, Pollock ML, Landa J. A.** (1977). Biomechanical comparison of elite and good distance runners. *Ann N Y Acad Sci;* 301: 328-45
12. **Cavanagh PR, Williams KR.** (1982). The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Med Sci Sports Exerc;* 14 (1): 30-5
13. **Chang YH, Kram R.** (1999). Metabolic cost of generating horizontal forces during human running. *J Appl Physiol;* 86 (5): 1657-62
14. **Collins MH, Pearsall DJ, Zavorsky GS, et al.** (2000). Acute effects intense interval training on running mechanics. *J Sports Sci;* 18 (2): 83-90
15. **Dalleau G, Belli A, Bourdin M, et al.** (1998). The spring-mass model and the energy cost of treadmill running. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol;* 77 (3): 257-63
16. **Derrick, T.R., Cladwell, G.E., Hamill, J.** (2000). Modeling the stiffness characteristics of the human body while running with various stride lengths. *J. Appl. Biomech.* 16, 36–51.
17. **Devita, P., Skelly, W.A.** (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Med. Sci. Sports* 24, 108–115.
18. **Dufek, J.S., Bates, B.T.** (1990). The evaluation and prediction of impact forces during landings. *Med. Sci. Sports* 22, 370–377.
19. **Dutto, D.J., Smith, G.A.** (2002). Changes in spring–mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Med. Sci. Sports* 34, 1324–1331.

20. **Farley, C. T., Blickhan, R., Saito, J. and Taylor, C. R.** (1991). Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *Journal of Applied Physiology*; 71, 2127-2132.
21. **Farley, C.T., Blickhan, R., Saito, J., Taylor, C.R.** (1991). Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *J. Appl. Physiol.* 71, 2127–2132.
22. **Farley, C.T., Glasheen, J., McMahon, T.A.** (1993). Running springs: speed and animal size. *Journal of Experimental Biology* 185, 71–86.
23. **Farley, C.T., Gonzalez, O.** (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. *J. Biomech.* 29, 181–186.
24. **Farley, C.T., Houdijk, H.H.P., Van Strien, C., Louie, M.** (1998). Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *J. Appl. Physiol.* 85, 1044–1055.
25. **Farley, C.T., Morgenroth, D.C.** (1999). Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *J. Biomech.* 32, 267–273.
26. **Ferris, D.P., Louie, M., Farley, C.T.** (1998). Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proc. R. Soc. London* 265, 989–994.
27. **Fredrick EC.** (1983). Measuring the effects of shoes and surfaces on the economy of locomotion. In: Nigg BM, Kerr BA, editors. *Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces*. Calgary: University of Calgary; 93-106
28. **Gleim GW, Stachenfeld NS, Nicholas JA.** (1990). The influence of flexibility on the economy of walking and jogging. *J Orthop Res*; 8 (6): 814-23
29. **Godges JJ, Macrae H, Longdon C, et al.** (1989). The effects of two stretching procedures on hip range of motion and gait economy. *J. Orthop Sports Phys Ther*; 7:350-7
30. **Granata, K.P., Padua, D.A., Wilson, S.E.** (2001). Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 12, 127–135.
31. **Grimston, S.K., Ensberg, J.R., Kloiber, R., Hanley, D.A.** (1991). Bone mass, external loads, and stress fractures in female runners. *Int. J.Sport Biomech.* 7, 293–302.
32. **Hamill, J., Derrick, T.R., McClay, I.** (2000). Joint stiffness during running with different footfall patterns. *Conference Proceedings: XIth Congress of the Canadian Society for Biomechanics, Montreal, Que., Canada*, p. 47.
33. **Heise GD, Martin PE.** (2001). Are variations in running economy in humans associated with ground reaction force characteristics? *Eur J Appl Physiol*; 84 (5): 438-42
34. **Heise, G.D., Martin, P.E.** (1998). “Leg spring” characteristics and the aerobic demand of running. *Med. Sci. Sports* 30, 750–754.
35. **Hennig, E.M., Lafortune, M.A.** (1991). Relationships between ground reaction force and tibial bone acceleration parameters. *Int. J. Sport Biomech.* 7, 303–309.

36. **Hewett, T.E., Lindenfeld, T.N., Riccobene, J.V., Noyes, F.R.** (1999). The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes: a prospective study. *Am. J. Sports Med.* 27, 699–705.
37. **Hewett, T.E., Stroupe, A.L., Nance, T.A., Noyes, F.R.** (1996). Polymetric training in females athletes: decreased impact forces and decreased hamstring torques. *Am. J. Sports Med.* 24, 765–773.
38. **Hogberg P.** (1952). How do stride length and stride frequency influence the energy output during running. *Arbeitsphysiologie*; 14: 437-41
39. **Iain Hunter, Gerald A. Smith.** (2007). Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *Eur J Appl Physiol*; 100:653–661
40. **Isolehto, J., Virmavirta, M., Kyröläinen, H., Komi, P.V.** (2006). Biomechanical Analysis of the High Jump, Neuromuscular Research Center, Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Finland.
41. **J.B. Morin, P. Samozino, K. Zameziati, A. Belli.** (2007). Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *Journal of Biomechanics*; 40 3341–3348
42. **Kaneko M, Matsumoto M, Ito A, et al.** (1987). Optimum step frequency in constant speed running. In: Jonsson B, editor. *Biomechanics X-B*. Champaign (IL): Human Kinetics: 803-7
43. **Kerdock, A.E., Biewener, A.A., McMahon, T.A., Weyand, P.G., Herr, H.M.** (2002). Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *J. Appl. Physiol.* 92, 469–478.
44. **Kuitunen, S., Komi, P.V., Kyrolainen, H.** (2002). Knee and ankle stiffness during sprint running. *Med. Sci. Sports* 34, 166–173.
45. **Kyrolainen H, Belli A, Komi P.V.** (2001). Biomechanical factors affecting running economy. *Med Sci Sports Exerc*; 33 (8): 1330-7
46. **Kyrolainen H, Pullinen T, Candau R, et al.** (2000). Effects of marathon running on running economy and kinematics. *Eur J Appl Physiol*; 82 (4): 297-304
47. **Latash, M.L., Zatsiorsky, V.M.** (1993). Joint stiffness: Myth or reality? *Hum. Movement Sci.* 12, 653–692.
48. **Latash, M.L., Zatsiorsky, V.M.** (1993). Joint stiffness: Myth or reality? *Hum. Movement Sci.* 12, 653–692.
49. **Laughton, C.A., McClay Davis, Z., Hamill, J., Richards, J.** (2003). Effect of orthotic intervention and strike pattern on tibial shock in runners. *Journal of Applied Biomechanics*, in press.
50. **McMahon, T.A., Cheng, G.C.** (1990). The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *J. Biomech.* 23 (Suppl 1), 65–78.
51. **McMahon, T.A., Valiant, G., Frederick, E.C.** (1987). Groucho running. *J. Appl. Physiol.* 62, 2326–2337.
52. **Radin, E.L., Ehrlich, M.G., Chernack, R., Abernathy, P., Paul, I.L., Rose, R.M.,** (1978). Effect of repetitive impulse loading on the knee joints of rabbits. *Clin. Orthop.* 131, 293–299.

53. **Robert J. Butler, Harrison P. Crowell III, Irene McClay Davis.** (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*; 18 511–517
54. **Seyfarth, A., Geyer, H., Gunther, M., Blickhan, R.A.** (2002). A movement criterion for running. *J. Biomech.* 35, 649–655.
55. **Smith, G., Watanatada, P.** (2002). Adjustment to vertical displacement and stiffness with changes to running footwear stiffness. *Med. Sci. Sports* 34, 179.
56. **Stefanyshyn, D.J., Nigg, B.M.** (1998). Dynamic angular stiffness of the ankle joint during running and sprinting. *J. Appl. Biomech.* 14, 292–299.
57. **Thomas DQ, Fernhall B, Grant H.** (1999). Changes in running economy during a 5km run in trained men and women runners. *J Strength Cond Res*; 13 (2): 162-7
58. **Williams KR, Cavanagh PR.** (1986). Biomechanical correlates with running economy in elite distance runners. *Proceedings of the North American Congress on Biomechanics*; Montreal; Aug, 287-8
59. **Williams KR, Cavanagh PR.** (1987). Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *J. Appl Physiol*; 63 (3): 1236-45
60. **Williams, D.S., McClay Davis, I., Scholz, J.P., Hamill J., Buchanan, T.S.** (2003). Lower extremity stiffness in runners with different foot types. *Gait and Posture*, in press.
61. **Williams, D.S., McClay, I.S., Hamill, J.** (2001). Arch structure and injury patterns in runners. *Clin. Biomech.* 16, 341–347.
62. **Zhang, S., Bates, B.T., Dufek, J.S.** (2000). Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Med. Sci. Sports* 32, 812–819.

LEG STIFFNESS MODULATION FOR A DIFFERENT JUMPING FREQUENCIES AND INTESITIES

Abstract

The purpose of this study was the investigation of vertical stiffness modulation during hopping at the different frequency and different height. The main aim of this study was to determine the mechanisms of the vertical stiffness in a variety of mechanical movement conditions. Eight subjects (basketball and volleyball players) participated in the study, mean body height 189 ± 3 cm and weight 81.1 ± 5.1 kg. The subjects performed hopping in place at five frequencies (1.6, 1.8; 2.0, 2.2, 2.4 Hz) set by digital metronome. The sixth frequency at which they performed hopping was hopping at optimal frequency - OF. For each of the frequency subjects realized hopping with instructions to achieve different rebound heights (preferred hopping height / OV / and a maximal hopping height / MV /; while following the beat of the metronome subject performed three hops at preferred height and one hop at maximal height after which they returned to preferred height / MVKc /; subjects were instructed to follow the beat of metronome at preferred hopping height (6 to 8 hops) and to perform only one maximal final hop, without request to return into the following the beat of metronome / MVKac /). In all the movement tasks it was observed statistically significant effect ($p \leq 0.01$) of both factors (hopping frequency and hopping height) on the variability of the observed mechanical variables (maximal ground reaction force, time contact, center of mass displacement and vertical stiffness). At the preferred frequency it was noted that the hopping height does not significantly affect vertical stiffness ($p=0,157$). For the MVKac task it was shown that vertical stiffness of the system is significantly reduced ($p=0,000$) for the maximal hopping height compare to preferred hopping height. The results of this research confirmed the results of the previous studies where both factors (hopping height and hopping frequency) significantly affect the modulation of the vertical stiffness. It couldn't be emphasized what is the amount of the vertical stiffness required for the maximal performance, considering that maximal hopping tasks depends on the activity before maximal hopping task.

Keywords: /hopping height, hopping frequency, vertical stiffness/