

## ЕФЕКТИ ПРОМЕНЕ ВИСИНЕ ВЕРТИКАЛНОГ СУНОЖНОГ СКОКА НА ЕЛЕКТРОМИОГРАФСКЕ, КИНЕМАТИЧКЕ И КИНЕТИЧКЕ ВАРИЈАБЛЕ

Владимир Мрдаковић<sup>1</sup>, Немања Пажин<sup>2</sup>, Радун Вуловић<sup>3</sup>, Милош Убовић<sup>3</sup>,  
Михајло Јовановић<sup>3</sup>, Марко Капелети<sup>3</sup>, Агрон Вујић<sup>4</sup>, Душко Илић<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Факултет спорта и физичког васпитања, Универзитет у Београду, Србија

<sup>2</sup>Факултет за менаџмент у спорту, Алфа Универзитет, Београд, Србија

<sup>3</sup>PROFEX – Академија здравог живота, Београд, Србија

<sup>4</sup>Општа болница "Пожаревац", Пожаревац, Србија

### Сажетак

Вертикални суножни скок са амортизационом припремом је елемент технике који је садржан у многим спортским гранама и представља важан фактор свеукупних перформанси, како када се изводи максималним интензитетом, тако и када се изводи субмаксималним. Циљ овог рада је испитивање промена биомеханичких и неуромишићних варијабли које су одговорне за контролу извођења суножног вертикалног скока различитог субмаксималног интензитета. Узорак испитаника чинило је 8 здравих и неповређених одбојкаша Прве лиге Републике Србије, просечне старости  $21.9 \pm 1.9$  година, просечне телесне висине  $191.6 \pm 9.2$  cm, просечне телесне масе  $83.1 \pm 7.1$  kg. Испитаници су реализовали вертикалне суножне скокове са амортизационом припремом на три различите висине одскока, које су износиле приближно 65%, 80% и 95% од максимума. За анализу електромиографских података коришћена је вредност *root mean square* анализе одвојено за фазу амортизације и фазу одскока, и то за следеће мишиће: *m. gluteus maximus* (ГлутМ), *m. rectus femoris* (РФ), *m. biceps femoris* (БФ), *m. vastus lateralis* (ВЛ), *m. tibialis anterior* (ТА) и *m. gastrocnemius medialis* (ГастМ). Праћене кинематичке и кинетичке варијабле су биле следеће: вертикални померај центра масе у амортизационој фази [m], висина центра масе у тренутку одскока [m], висина одскока [m], брзина одскока [m/s], угаони померај у скочном зглобу [rad], угаони померај у зглобу колена [rad], угаони померај у зглобу кука [rad], максимална вертикална сила реакције подлоге [N/kg], вертикална крутост [kN/m/kg], обртни момент скочног зглоба [Nm/kg], обртни момент зглоба колена [Nm/kg], обртни момент зглоба кука [Nm/kg]. Промена висине одскока (65, 80 и 95%) није значајно утицала на промену активације за већину мишића ( $p \geq 0.05$ ), осим за ГастМ код кога је уочена тенденција ка повећању ( $p = 0.066$ ). Током фазе одскока значајно се повећавала активација мишића ВЛ, БФ, ГлутМ, ТА у поређењу са фазом амортизације ( $p \leq 0.05$ ). Обртни момент у зглобу кука се значајно повећавао са повећањем висине одскока (65<80=95%) ( $p = 0.028$ ). Током фазе амортизације вредности помераја тежишта тела су се значајно повећавале између сваког нивоа висине одскока (65<80<95%) ( $p \leq 0.05$ ), док су се вредности вертикалне крутости смањиле са повећањем висине одскока, где се значајне разлике уочавају између одскока на 80% и 95% (65=80<95%) ( $p = 0.012$ ). Угаони помераји у зглобу колена и кука су се значајно повећавали са повећањем висине одскока (65<80<95%) ( $p \leq 0.05$ ), док нису уочене промене угаоног помераја у скочном зглобу ( $p \geq 0.05$ ). Резултати истраживања показују да је повећање висине скока праћено повећањем амортизационе фазе, услед повећања угаоних помераја у зглобу колена и кука, као и повећањем испољеног обртног момента у зглобу кука.

**Кључне речи:** МИШИЋНА АКТИВАЦИЈА / ВЕРТИКАЛНА КРУТОСТ / ОБРТНИ МОМЕНТ

**Кореспонденција са ауторима:** Владимир Мрдаковић, Е – mail: vladimir.mrdakovic@dif.bg.ac.rs

## УВОД

Готово све спортске гране захтевају ефикасно кретање спортисте, као један од главних фактора за постизање успешних резултата. Спортске технике састоје се од природних (ходање, трчање, скакање и бацање) и изведених облика кретања (нпр. форхенд и бекхенд у тенису, скок шут у кошарци, салто окрет у гимнастици). Предмет овог истраживања јесте вертикални суножни скок са амортизационом припремом, који поред других облика бочних скокова или скока у даљ, у одређеним спортским гранама (нпр. одбојка и кошарка), представља један од важнијих фактора од којег зависи резултат. Поред тога, вертикални суножни скок са амортизационом припремом (енгл. *countermovement jump*) је једноставна, практична и веома поуздана мера снаге доњих екстремитета (Holmberg, 2010). Може се окарактерисати као широко примењива, вишезглобна вежба, која захтева висок ниво неуромишићног ангажовања. Користи се у програмима тренинга и тестирањима многих спортиста и рекреативаца. Способност извођења вертикалног суножног скока може се повезати и са брзинском и максималном снагом, али најчешће припада класи експлозивних кретања, односно способности експлозивне снаге, која настаје као резултат продукције максималне силе у што краћем временском периоду (Van Zandwijk et al., 2000). За развој висине одскока могу се користити вежбе са теговима, гумама, ланцима, кетлбелом (нпр. чучањ, искорак са додатним оптерећењем), али ефикасније је примењивати специфичније методе, као што су извођења разних облика самих скокова (Holcomb et al., 1990; Gehri et al., 1998).

Међу појединцима, координациона шема испољавања максималног скока, веома је слична и остварује се са циљем да се оптимизује неуромишићна контрола и постигне оптимално решење или стратегија за испољавање максималних перформанси. Субмаксимални скок се од максималног разликује по многим варијаблама (Van Zandwijk et al., 2000). Подешавањем појединих варијабли, као што су нпр. продукција мишићне силе, трајање покрета, брзина извођења, оптимизује се укупни интензитет, односно висина скока. Субмаксимални скокови, за разлику од максималних, теоријски могу имати бесконачно велики број могућих решења. У једном од претходних истраживања показано је да постоји разлика у релативном тајмингу између поменутих два интензитета скока. Ово указује на то да је неуромишићна контрола током субмаксималних скокова условљена променама у самом моторном обрасцу (van Zandwijk et al., 2000).

Прогресивно повећање висине одскока показује повећање амортизационе фазе и ротације проксималних сегмената (Vanrenterghem et al., 2004, Lees et al., 2004, Mrdakovic et al., 2018), како би се потенцијал кинетичке енергије ефикасно искористио, као и повезаност са негативним и позитивним извршеним механичким радом у скочном зглобу, зглобу колена и кука (Kipp et al., 2020). Утврђено је да је прогресивно повећање висине одскока повезано са тежњом да се повећа инклинација трупа према напред у тренутку започињања отискивања од подлоге (Vanrenterghem et al., 2004; Lees et al., 2004, Mrdakovic et al., 2018) и најчешће је праћено увећаним обртним моментима у зглобу колена и у зглобу кука, али не и у скочном зглобу (Ford et al., 2005; Vanrenterghem et al., 2008). Допринос скочног зглоба зависи од самог интензитета, па тако удео скочног зглоба и мишића плантарних флексора у извршеном раду највеће вредности од чак 78% показује на 25% од максималног интензитета одскока и тај удео опада са повећањем висине одскока (Vanrenterghem et al., 2004; Zajac et al., 1984). Наиме, због хоризонталне оријентације стопала, она су једина која током фазе отискивања могу да генеришу силу реакције подлоге (Zajac et al., 1984). Када се тежи да се вертикална крутост скока максимално смањи, односно да се скок свесно изведе из амортизације у дубоком чучњу, показано је да су извршен рад, максимални обртни момент и максимална активација екстензора у зглобу кука значајно већи (Wade et al., 2020). Повећање одскока са субмаксималног на максимални интензитет праћено је повећаном активацијом *m. biceps femoris*-а у раним фазама отискивања и редуковање активације *m. quadriceps femoris*-а у каснијој фази отискивања (Lees et al., 2004; Salles et al., 2011), као и повећањем интегрисаног електромиографског (ЕМГ) сигнала *m. triceps surae*-а када се уведе додатно спољашње оптерећење (Wade et al., 2019). Такође, истакнута је улога

двозглобних мишића (*m. rectus femoris* и *m. biceps femoris*) који имају значајну улогу у контроли и дозирању висине одскока (van Zandwijk et al., 2000; Lees et al., 2004).

Сврха овог истраживања је да се испитају механизми који су одговорни за контролу интензитета извођења вертикалних суножних скокова. Циљ овог истраживања је да се утврде које су то неуромишићне, кинематичке и кинетичке варијабле које се мењају са променом интензитета извођења вертикалног суножног скока. Прва хипотеза овог истраживања је да ће промена висине скока утицати на механику зглоба колена и кука, изражену преко угаоних помераја и испољених обртних момената, док ће механика скочног зглоба остати несензитивна на промену висине скока. Друга хипотеза је да ће повећање висине скока утицати на повећање амортизационе фазе и на смањење вертикалне крутости. Трећа хипотеза овог истраживања је да ће се електрична активација мишића повећавати са повећањем висине одскока, код већине праћених мишића ногу.

## МЕТОД РАДА

### Узорак испитаника

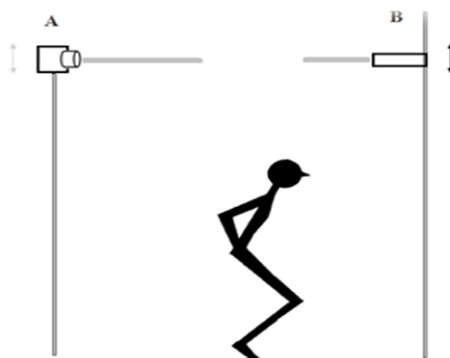
Узорак испитаника чинило је 8 одбојкаша Прве лиге Републике Србије, просечне старости  $21.9 \pm 1.9$  година, просечне телесне висине  $191.6 \pm 9.2$  цм, просечне телесне масе  $83.1 \pm 7.1$  кг. Испитаници нису имали повреде у последњих годину дана. Сваки испитаник је потписао формулар за добровољни пристанак да учествује у овом експерименту. Такође, испитаници су унапред били упознати са протоколом тестирања и имали су најмање осам година искуства у активном бављењу одбојком.

### Протокол мерења

Мерење је спроведено у два дана. Првог дана, након уводног загревања које се састојало од 10 минута вожње бицикла, активног истезања, извођења поскока у месту и извођења вертикалних суножних скокова са амортизационом припремом, приступило се упознавању испитаника са кретним задацима који ће се изводити у главном дану тестирања. Након три дана паузе рађена је аквизиција ЕМГ, кинематичких и кинетичких варијабли током главног дана тестирања. Након загревања, које је било исто као првог дана тестирања, постављене су електроде за ЕМГ анализу и маркери за кинематичку анализу на доминантну ногу испитаника. Површинске електроде су постављане на седам мишића: *m. gluteus maximus* (ГлутМ), *m. rectus femoris* (РФ), *m. biceps femoris* (БФ), *m. vastus lateralis* (ВЛ), *m. tibialis anterior* (ТА) и *m. gastrocnemius medialis* (ГастМ). За потребе кинематичке анализе постављено је осам ретрорефлективних маркера на доминантну страну испитаника, на следећим фигуративним тачкама: пета метатарзална фаланга, пета, скочни зглоб, зглоб колена, зглоб кука, зглоб рамена, зглоб лакта, зглоб ручја, стерноклавикуларни зглоб и глава.

Испитаници су реализовали скокове на три различите висине одскока, које су износиле приближно 65%, 80% и 95% од максимума. Максималне висине одскока мерене су на основу максималног вертикалног помераја центра масе (реализовано у односу на усправан став испитаника) и контролног маркера који је био постављен изнад горње ивице слушне шкољке, у равни са очном дупљом. Означавање висине на коју испитаник треба да скочи вршило се помоћу визуелног сигнала, у виду кутије (ширине 20 цм, дужине 10 цм и висине 2 цм), која је са једне стране према испитнику била отворена, а са друге стране су се налазиле лед сијалице. Кутија је увек заузимала хоризонталну раван у односу на подлогу и помоћу клизајућег механизма било је могуће подешавати њену висину. Задатак је био да се оствари одређена висина скока тако што ће се достићи хоризонтална раван кутије и визуелно уочити светлосна маркација са задње стране кутије. Линијским ласером, уређаја *Bosh PCL20*, који се налазио иза испитаника, експериментатор је контролисао висину одскока. Успешно изведен задатак подразумевао је пресецање снопа ласера испитаниковом горњом ивицом ушне шкољке (слика 1). Захтевало се извођење пет успешних скокова за сваку висину одскока. Укупно је изведено седам скокова, где би у пост-обradi два скока, у којима није адекватно погођена висина

одскока, била одстрањена. Просечна вредност од пет скокова узета је за даљу анализу. Пауза између скокова који су се изводили на исте висине је била око 30 секунди, а између висина око 60 секунди.



Слика 1 Приказ експерименталне поставке и начина помоћу којег је вршена контрола субмаксималне висине скока

### Узорак варијабли

За анализу ЕМГ података коришћена је *root mean square* (РМС) анализа за сваки мишић, посебно у фази амортизације и у фази отискивања од подлоге. Вредности РМС су нормализоване у односу на максималну вредност РМС остварене при извођењу максималног вертикалног скока и изражене су као процентуална вредност у односу на њега (где 1 означава 100%). Праћене кинематичке и кинетичке варијабли су биле следеће: вертикални померај центра масе у амортизационој фази [m], висина центра масе у тренутку одскока [m], висина одскока [m], брзина одскока [m/s], угаони померај у скочном зглобу [rad], угаони померај у зглобу колена [rad], угаони померај у зглобу кука [rad], максимална вертикална сила реакције подлоге [N/kg], вертикална крутост [kN/m/kg], обртни момент скочног зглоба [Nm/kg], обртни момент зглоба колена [Nm/kg], обртни момент зглоба кука [Nm/kg]. Вертикална крутост се израчунавала по моделу масе и опруге, као количник остварене максималне силе реакције подлоге и вертикалног помераја центра масе у амортизационој фази (Blickhan, 1989; Farley & Morgenroth, 1999). Обртни моменти сила у зглобовима су одређени на основу модела међусобно повезаних крутих сегмената, затим антропоморфолошких карактеристика сегмената и на основу принципа инверзне динамике (Winter et al., 1990). Све вредности кинетичких варијабли су релативизоване према испитаниковој телесној маси.

За ЕМГ анализу је коришћен телеметријски апарат фирме *Myomonitor IV (DelSys Inc. Boston, MA, USA)* са појединачним диференцијалним сребро-хлорид електродама (*DE-2.1*), са сензорним контактом од 2 сребрне плоче (дужине 10 mm и ширине 1 mm) и контактном површином од 10 mm. Фреквенција узорковања сигнала била је подешена на 2000 Hz. Сирови ЕМГ сигнал је прво филтриран *band-pass* филтером у опсегу од 10 до 750 Hz, и затим формиран линеаран прираст уз помоћ *low-pass* филтера на 10 Hz. Тензиометријска платформа фирме *AMTI (60x120)* коришћена је за мерење силе реакције подлоге и момента силе у ортогоналним правцима, на фреквенцији снимања од 2000 Hz, са појачивачем од x4000 и *band-pass* филтрирањем 10-1050 Hz. Кинематичке варијабли су праћене помоћу инфрацрвених камера фирме *Qualysis (ProReflex MCU 240)* које су уснимавале ретрофлексивне маркере дијаметра 32 mm, уз фреквенцу узорковања сигнала од 240 Hz.

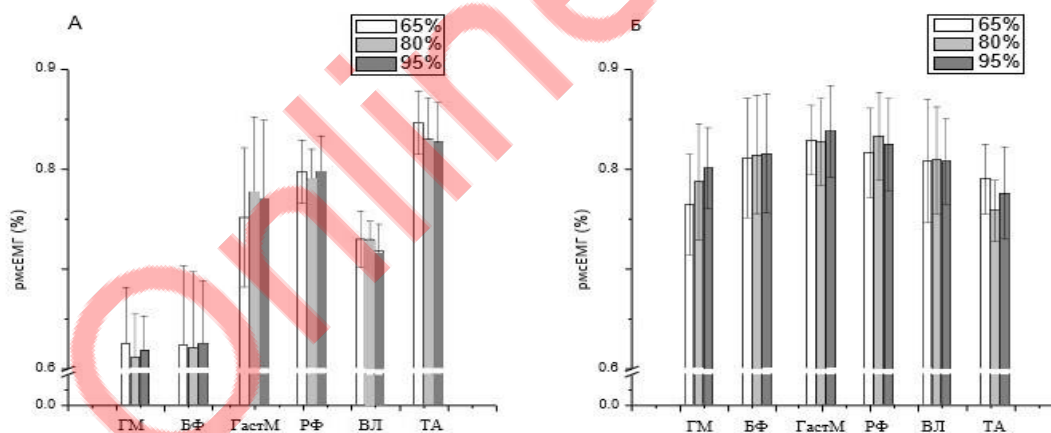
### Статистичка обрада и анализа

Резултати дескриптивне анализе (просечне вредности и стандардне девијације) за све праћене варијабли су графички представљени, док су резултати анализе варијансе са поновљеним мерењима (*df, F, p, post-hoc*) представљени табеларно. За потребе испитивања утицаја висине одскока (65%, 80% и 95% од максимума) и фазе скока (амортизациона фаза и фаза отискивања) на ЕМГ варијабли коришћена је двострука анализа варијансе са поновљеним мерењима (*ANOVA*). За потребе испитивања утицаја висине одскока (65%, 80% и 95% од максимума) на кинематичке и кинетичке

варијабле вертикалних скокова, коришћена је једнострука анализа варијансе са поновљеним мерењима (*ANOVA*). За сваку групу варијабли прво је утврђена претпоставка сферичности резултата помоћу *Mauchly's* теста. Уколико претпоставка није била задовољена, тј. уколико су вредности *Mauchly's* теста показивале *p*-вредности мање од 0.05, коришћена је *Greenhouse-Geisser* корекција за *df* и *F*-вредности. Уколико је *ANOVA* статистичком анализом утврђен значајан утицај неког од фактора и уколико тај фактор има више од два различита нивоа, уследиле су *post-hoc* анализе у циљу одређивања разлика између различитих нивоа унутар једног фактора уз помоћ *Bonferroni post-hoc* анализе или *T* теста за зависне узорке са *Holm-Bonferroni* корекцијом. Све статистичке анализе одрађене су у програму за обраду резултата *SPSS* верзије бр. 17. Вредности  $p < 0.05$  су одабране за утврђивање нивоа статистичке значајности.

## РЕЗУЛТАТИ ИСТРАЖИВАЊА

Између различитих фаза извођења (амортизациона фаза и фаза отискивања) вертикалног суножног скока, двоструком АНОВА анализом са поновљеним мерењима добијена је значајна разлика у *root mean square* ЕМГ (рмсЕМГ) варијабли за мишиће ВЛ, БФ, ГлутМ и ТА ( $p \leq 0.01$ ) (табела 1, графикон 1). Током фазе отискивања измерена је већа количина активације у поређењу са амортизационом фазом, осим за ТА, где је тренд промена обрнут. Промена висине одскока (65%, 80% и 95%) није значајно утицала на активацију мишића, осим за ГлутМ, где је уочен тренд ка значајном утицају висине одскока ( $p = 0.066$ ). *Bonferroni post-hoc* анализа за ГлутМ је показала значајну разлику у рмсЕМГ варијабли између одскока на 65% и 95% од максималне висине ( $p \leq 0.01$ ), док између осталих интензитета скока значајне разлике не постоје. Двострука АНОВА анализа са поновљеним мерењима није показала значајан утицај интеракције фазе скока и висине одскока на рмсЕМГ варијаблу.



**Графикон 1** Просечне вредности рмсЕМГ ( $\pm$ СД) током амортизационе фазе (А) и фазе отискивања (Б) током извођења вертикалног суножног скока са амортизационом припремом на различите висине одскока

Табела 1 Резултати двоструке АНОВА анализе са поновљеним мерењима (фаза скока и висина одскока) за рмсЕМГ варијабле са *Bonferroni post-hoc* обрадом, ( $p \leq 0.05$ )

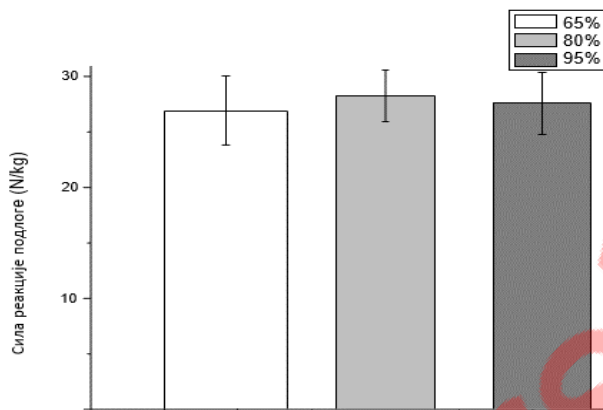
		Фазе скока	Висина одскока	Интеракција
ВЛ	<i>df;error</i>	1; 7	2; 14	2; 14
	<i>F</i>	14.925	0.373	0.376
	<i>p</i>	<b>0.006</b>	0.696	0.693
	<i>Post-hoc</i>			
РФ	<i>df;error</i>	1; 7	2; 14	2; 14
	<i>F</i>	3.811	0.157	0.733
	<i>p</i>	0.092	0.856	0.498
	<i>Post-hoc</i>			
БФ	<i>df;error</i>	1; 7	2; 14	2; 14
	<i>F</i>	51.887	0.047	0.033
	<i>p</i>	<b>0.000</b>	0.954	0.967
	<i>Post-hoc</i>			
ГасгМ	<i>df;error</i>	1; 7	2; 14	2; 14
	<i>F</i>	3.151	3.319	1.682
	<i>p</i>	0.119	0.066	0.221
	<i>Post-hoc</i>		с↑	
ГлутМ	<i>df;error</i>	1; 7	2; 14	2; 14
	<i>F</i>	105.883	0.742	3.525
	<i>p</i>	<b>0.000</b>	0.494	0.058
	<i>Post-hoc</i>			
ТА	<i>df;error</i>	1; 7	1.129; 7.906	2; 14
	<i>F</i>	14.201	3.582	0.496
	<i>p</i>	<b>0.007</b>	0.093	0.619
	<i>Post-hoc</i>			

*Post-hoc (Bonferroni)*: (а) значајна разлика између 65% и 80%; (б) значајна разлика између 80% и 95%; (в) значајна разлика између 65% и 95%; симболи (↑)(↓) означавају да се вредност повећава (↑) или смањује (↓) на већим висинама одскока

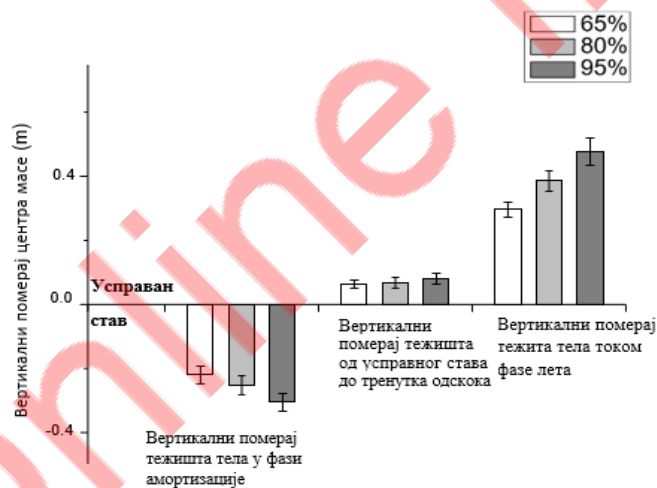
Добијеним резултатима уочава се да висина одскока, према АНОВА анализи са поновљеним мерењима, није утицала на варијабилитет максималне силе реакције подлоге (табела 2, графикон 2). Током фазе амортизације, вредности помераја тежишта тела су се значајно повећале између сваког нивоа висине одскока (65<80<95%) ( $p \leq 0.05$ ), док су вредности висине центра масе у тренутку одскока такође биле значајно веће код одскока на 95%, у поређењу са одскоцима на 65% (табела 2, графикон 3). Током фазе лета, вредности вертикалног помераја тежишта тела значајно су се повећале са повећањем висине одскока (65<80<95%) ( $p \leq 0.05$ ) (табела 2, графикон 3). Вредности вертикалне крутости се смањују са повећањем висине одскока, где се значајне разлике уочавају између одскока на 80% и 95% (65=80<95%) ( $p \leq 0.05$ ) (табела 2, графикон 4).

Вредности угаоног помераја у скочном зглобу нису се мењале са променом висине одскока, док су се за угао у зглобу колена и кука значајно мењале (табела 2, графикон 6). *Post-hoc* анализом је утврђено да су вредности угаоног помераја у зглобу кука значајно повећаване између сваког нивоа висине одскока, док су исте вредности у зглобу колена при одскоцима на висине од 95% биле значајно веће у односу на одскоке на висине 65 и 80% (65=80<95 %) ( $p \leq 0.05$ ).

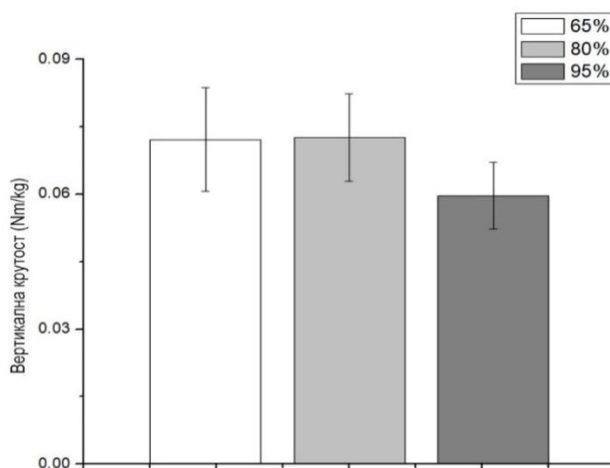
Варијабла обртног момента у зглобу кука једина је била под значајним утицајем промене висине одскока (табела 2, графикон 5). *Post-hoc* анализом добијено је да су вредности испољеног обртног момента у зглобу кука значајно веће при извођењу одскока на висине од 80 и 95%, у поређењу са висинама одскока на 65% ( $65 < 80 = 95\%$ ) ( $p \leq 0.05$ ).



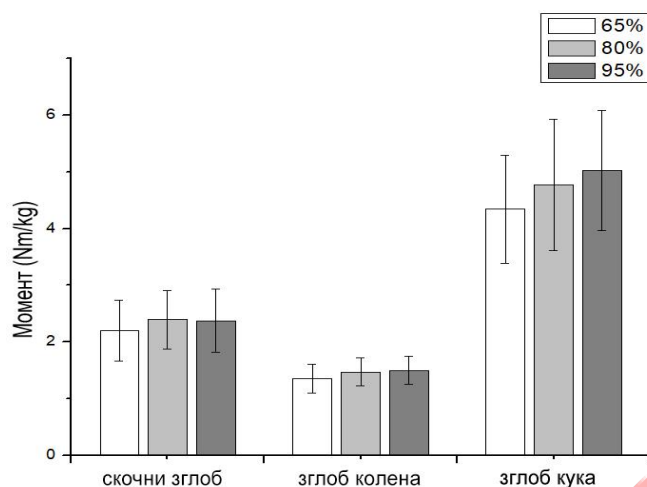
Графикон 2 Просечне вредности ( $\pm$ СД) силе реакције подлоге током извођења вертикалног суножног скока са амортизационом припремом на различите висине одскока



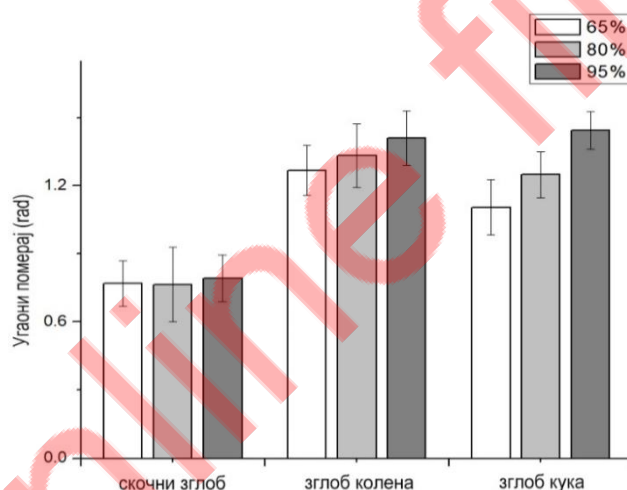
Графикон 3 Просечне вредности ( $\pm$ СД) вертикалног помераја тежишта тела током извођења вертикалног суножног скока са амортизационом припремом на различите висине одскока



**Графикон 4** Просечне вредности ( $\pm$ СД) вертикалне крутости током извођења вертикалног суножног скока са амортизационом припремом на различите висине одскока



**Графикон 5** Просечне вредности ( $\pm$ СД) обртног момента у скочном зглобу, зглобу колена и зглобу кука током извођења вертикалног суножног скока са амортизационом припремом на различите висине одскока



**Графикон 6** Просечне вредности ( $\pm$ СД) угаоних помераја у скочном зглобу, зглобу колена и зглобу кука током извођења вертикалног суножног скока са амортизационом припремом на различите висине одскока

**Табела 2** Резултати АНОВА анализе са поновљеним мерењима (висина одскока) за кинематичке и кинетичке варијабле, са *Bonferroni post-hoc* обрадом ( $p \leq 0.05$ )

	<i>df;error</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>Post-hoc</i>
Максимална сила реакције подлоге	2; 14	1.061	0.372	
Амортизациона фаза	2; 14	34.890	<b>0.000</b>	a $\uparrow$ , b $\uparrow$ , c $\uparrow$
Висина центра масе у тренутку одскока	1.213; 8.494	4.888	<b>0.051</b>	c $\uparrow$
Висина одскока	2; 14	294.225	<b>0.000</b>	a $\uparrow$ , b $\uparrow$ , c $\uparrow$
Брзина одскока	2; 14	162.142	<b>0.000</b>	a $\uparrow$ , b $\uparrow$ , c $\uparrow$
Угаони померај у скочном зглобу	2; 14	0.407	0.673	
Угаони померај у зглобу колена	2; 14	14.601	<b>0.000</b>	b $\uparrow$ , c $\uparrow$
Угаони померај у зглобу кука	2; 14	32.551	<b>0.000</b>	a $\uparrow$ , b $\uparrow$ , c $\uparrow$
Вертикална крутост	2;14	6.135	<b>0.012</b>	b $\downarrow$ , c $\downarrow$
Обртни момент у скочном зглобу	1.210; 8.470	2.708	0.134	
Обртни момент у зглобу колена	2; 14	1.274	0.310	



Обртни момент у зглобу кука

1.076; 7.530

7.261

0.028

a†, c†

*Post-hoc (Bonferroni)*: (a) значајна разлика између 65% и 80%; (b) значајна разлика између 80% и 95%; (c) значајна разлика између 65% и 95%; симболи (†)(‡) означавају да се вредност повећава (†) или смањује (‡) на већим висинама одскока

## ДИСКУСИЈА

Основни циљ ове студије је био да се на основу праћења промена електромиографских, кинематичких и кинетичких варијабли, при извођењу вертикалних суножних скокова на различите висине одскока, утврди које неуромишићне и координационе варијабле локомоторни систем адаптира за потребе контроле извођења вертикалног суножног скока са амортизационом припремом. Испитаници су реализовали скокове на три различите висине одскока, које су износиле приближно 65%, 80% и 95% од максимума.

Добијени резултати су показали да се са повећањем интензитета вертикалног скока не повећава пропорционално остварено оптерећење на нивоу сваког зглоба. Тачније, на нивоу скочног зглоба и зглоба колена оптерећење се, преко испољених обртних момената, незнатно повећава са повећањем висине одскока, док су се у зглобу кука вредности обртног момента значајно увећале са повећањем висине одскока (графикон 5). Тиме је једним делом потврђена прва хипотеза овог истраживања. Подаци из претходног истраживања потврдили су добијене резултате (Lees et al., 2004), који говоре да са повећањем висине одскока долази и до повећаног испољавања снаге и рада на нивоу зглоба кука. Овим резултатима потврђује се значајност улоге активности екстензора у зглобу кука при максималним интензитетима вертикалног скока. На основу тих информација, адекватна техника вертикалног скока мора бити испраћена правовременим опружањем у зглобу кука великим интензитетом и великим адекватним способностима тих мишића. Имајући у виду да механика зглоба колена, у виду испољених обртних момената, није сензитивна на промену висине одскока, не може се рећи да је активност зглоба колена незначајна за перформансу извођења вертикалног скока из простог разлога што су мишићи опружачи у зглобу колена показали значајну промену у нивоу активације у односу на промењене услове извођења (графикон 1 и табела 1). Објашњење за то може бити улога екстензора у зглобу кука, чији двозглобни мишићи, поред екстензије у зглобу кука врше и флексију у зглобу колена и на тај начин неутралишу обртне моменте екстензора у зглобу колена (Lees et al., 2004).

Вертикални померај тежишта тела у амортизационој фази, као и од усправног става до тренутка одскока, се са повећањем висине одскока значајно повећавао (графикон 3). Осим тога, сила реакције подлоге је са променом висине одскока остала непромењена (графикон 2). Повећање амортизационе фазе, са циљем повећања висине одскока, је смањило вертикалну крутост (графикон 4), што је у сагласности са другом хипотезом овог истраживања. Према неким ауторима, дозирање висине одскока се може објаснити чињеницом да на одређеним нивоима централног нервног система (ЦНС) постоје сетови контролисаних команди који су усмерени на контролу глобалних варијабли извођења (Auyang et al., 2009). На овај начин човек може да се адаптира на очекиване и неочекиване промене настале током извођења кретања, тиме што ће међузглобном координацијом стабилизovati кинематику извођења скока. Ово последње потврђује претпоставку да делови локомоторног система који функционишу по моделу масе и опруге, и који имају мали број степени слободе, могу бити варијабле које су коришћене од стране нервног система за контролу извођења вертикалног скока (Auyang et al., 2009).

Трећа хипотеза овог истраживања није потврђена јер резултати показују да мишићи не мењају активацију са повећањем висине одскока код вертикалног суножног скока (графикон 1 и табела 1). Једини мишић где је уочена тенденција да се вредности активације мењају под утицајем висине одскока јесте ГастМ (графикон 1 и табела 1). На нивоу скочног зглоба, показано је да испољена снага има три чиниоца: мишићна контракција (27%), продукција акумулиране енергије еластичне деформације у везивном ткиву (53%) и трансфер испољене снаге од стране зглоба колена преко

двозглобног мишића (Bobbert et al., 1986). Последње доказује да присуство двозглобног мишића омогућава скочном зглобу да испољи много већу снагу у поређењу са случајем ангажовања само једнозглобних мишића. Такав механизам је могућ јер са опружањем у зглобу колена долази до издужења ГастМ. Уколико дужина тог мишића остане константна, опружање у зглобу колена изазваће плантарну флексију у скочном зглобу, што омогућава да се испољена снага са зглоба колена пренесе на скочни зглоб. Фино подешавање активације управо двозглобног мишића ГастМ је један од важнијих фактора за успешно дозирање висине одскока (van Zandwijk et al., 2000).

Како стопало има хоризонталну оријентацију, за разлику од вертикалних оријентација натколенице и потколенице, последње фазе отискивања од подлоге врше се на основу угаоног помераја у скочном зглобу. Како се са повећањем висине одскока угаони померај у скочном зглобу не мења (графикон 6), тешко се може закључити да је управо механика скочног зглоба одговорна за прилагођавање висине центра масе у тренутку одскока. С тим у вези, може се судити да се велика активација ГастМ током извођења максималних скокова, у поређењу са субмаксималним, јављала са циљем да омогући адекватан трансфер остварених активности са зглоба колена на скочни зглоб (Bobbert et al., 1986). За разлику од угаоног помераја у скочном зглобу, угаони помераји у зглобу колена и кука су се значајно повећавали са повећањем висине одскока.

Увећање интензитета активације ВЛ током концентричне фазе у односу на ексцентричну (графикон 1 и табела 1) може се објаснити улогом овог мишића који је главни опружач зглоба колена током отискивања од подлоге. С друге стране, интензитет активације РФ није промењен у фази отискивања од подлоге у поређењу са фазом амортизације, већ показује током целог скока висок ниво активације (графикон 1 и табела 1). Претпоставља се да активација РФ, као двозглобног мишића флексора у зглобу кука и екстензора у зглобу колена, не може бити изражено повећана у фази отискивања од подлоге у односу на амортизациону фазу, услед симултаног опружања зглоба кука и колена током одскока у вертикалном скоку. И на крају, интензитет активације ТА у фази ексцентричне контракције је била изражена у односу на фазу концентричне (графикон 1 и табела 1), што објашњава улогу овог мишића као важног амортизера стечене кинетичке енергије током фазе амортизације.

Резултати показују да између амортизационе фазе и фазе отискивања вертикалног скока постоји значајна разлика у степену мишићне активације ВЛ, БФ, ГлутМи ТА (графикон 1 и табела 1). Значајно повећање активације ГлутМ и БФ у фази одскока истиче значај активности екстензора у зглобу кука у овој фази извођења скока. Проксимално-дистални образац извођења вертикалног скока подразумева прво опружање трупа из најниже тачке, који има могућност да оствари највећу кинетичку енергију, а тек касније ротације дисталних сегмената тела. Током фазе амортизације долази до претклона трупа, а да би се неутралисала та количина кретања, неопходна је велика активност мишића екстензора у зглобу кука. На основу тога, истиче се важност активности БФ, као двозглобног мишића који значајно утиче на извођење вертикалног скока, иако не постоји значајна промена његове активације у односу на повећање висине одскока (графикон 1 и табела 1).

## ЗАКЉУЧАК

Промена висине одскока (65, 80 и 95%) није значајно утицала на промену активације мишића, осим за ГастМ код кога је уочена тенденција ка повећању. С друге стране, фаза одскока је значајно утицала на повећање активације код мишића ВЛ, БФ, ГлутМ и ТА, али не и код двозглобних мишића ногу ГастМ и РФ. Повећање висине одскока је значајно утицало на повећање обртног момента у зглобу кука (65<80=95%). Висина одскока није утицала на варијабилитет максималне силе реакције подлоге. Током фазе амортизације вредности помераја тежишта тела су се значајно повећале између сваког нивоа висине одскока (65<80<95%), док су се вредности вертикалне крутости смањиле са повећањем висине одскока, где се значајне разлике уочавају између одскока на 80% и 95%

(65=80<95%). Вредности угаоног помераја у скочном зглобу се нису мењале са променом висине одскока, док су се угаони помераји у зглобу колена и кука значајно повећавали (65<80<95%).

Мерењем промена одређених неуромишићних, кинематичких и кинетичких варијабли, које су биле најсензитивније на промену висине одскока, стиче се увид у критеријумске варијабле кретања које доводе до повећања испољене способности, где постоји могућност да се одређеним инструкцијама моторног задатка перформансе унапреде. Сходно томе, инструкције да се повећа амортизациона фаза и угаони померај у зглобу колена и кука, требало би да утичу на побољшање перформансе вертикалног скока. Наравно, овакве врсте препорука се морају сагледати у односу на способност испитаника у погледу развијености мишићне снаге да савлада увећане обртне моменте који настају услед оваквих инструкција.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Auyang, A. G., Yen, J. T., & Chang, Y. H. (2009). Neuromechanical stabilization of leg length and orientation through interjoint compensation during human hopping. *Experimental brain research*, 192(2), 253-264.
2. Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of biomechanics*, 22(11-12), 1217-1227.
3. Bobbert, M. F., Huijing, P. A., & van Ingen Schenau, G. J. (1986). A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. *Journal of biomechanics*, 19(11), 887-898.
4. Farley, C. T., & Morgenroth, D. C. (1999). Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *Journal of biomechanics*, 32(3), 267-273.
5. Ford, K. R., Myer, G. D., Smith, R. L., Byrnes, R. N., Dopirak, S. E., & Hewett, T. E. (2005). Use of an overhead goal alters vertical jump performance and biomechanics. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(2), 394-399.
6. Gehri, D. J., Ricard, M. D., Kleiner, D. M., & Kirkendall, D. T. (1998). A comparison of plyometric training techniques for improving vertical jump ability and energy production. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 12, 85-89.
7. Holcomb, W. R., Lander, J. E., Rutland, R. M., & Wilson, G. D. (1996). The effectiveness of a modified plyometric program on power and the vertical jump. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 10(2), 89-92.
8. Holmberg, P. M. (2010). Preseason preparatory training for a division III women's college basketball team. *Strength & Conditioning Journal*, 32(6), 42-54.
9. Kipp, K., Kiely, M., Giordanelli, M., Malloy, P., & Geiser, C. (2020). Joint-and subject-specific strategies in male basketball players across a range of countermovement jump heights. *Journal of sports sciences*, 38(6), 652-657.
10. Lees, A., Vanrenterghem, J., & De Clercq, D. (2004). The maximal and submaximal vertical jump: implications for strength and conditioning. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 18(4), 787-791.
11. Mrdakovic, V., Pazin, N., Vulovic, R., Filipovic, N., & Ilic, D. (2018). Neuromechanical control in submaximal drop jumps: The effects of volitional effort demands and drop height magnitude on soleus muscle activation. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 20(4), 101-111.
12. Salles, A. S., Baltzopoulos, V., & Rittweger, J. (2011). Differential effects of countermovement magnitude and volitional effort on vertical jumping. *European journal of applied physiology*, 111(3), 441-448.
13. Vanrenterghem, J., Lees, A., & De Clercq, D. (2008). Effect of forward trunk inclination on joint power output in vertical jumping. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(3), 708-714.
14. Vanrenterghem, J., Lees, A., Lenoir, M., Aerts, P., & De Clercq, D. (2004). Performing the vertical jump: movement adaptations for submaximal jumping. *Human movement science*, 22(6), 713-727.
15. Van Zandwijk, J. P., Bobbert, M. F., Munneke, M. A. R. T. E. N., & Pas, P. I. E. T. E. R. (2000). Control of maximal and submaximal vertical jumps. *Medicine and science in sports and exercise*, 32(2), 477-485.
16. Wade, L., Lichtwark, G. A., & Farris, D. J. (2019). The influence of added mass on muscle activation and contractile mechanics during submaximal and maximal countermovement jumping in humans. *Journal of Experimental Biology*, 222(2), doi: 10.1242/jeb.194852.
17. Wade, L., Lichtwark, G. A., & Farris, D. J. (2020). Joint and muscle-tendon coordination strategies during submaximal jumping. *Journal of Applied Physiology*, 128(3), 596-603.
18. Winter, D. A., Patla, A. E., & Frank, J. S. (1990). Assessment of balance control in humans. *Medical Progress through Technology*, 16(1-2), 31-51.
19. Zajac, F. E., Wicke, R. W., & Levine, W. S. (1984). Dependence of jumping performance on muscle properties when humans use only calf muscles for propulsion. *Journal of biomechanics*, 17(7), 513-523.