

УНИВЕРЗИТЕТ У БЕОГРАДУ

ФАКУЛТЕТ СПОРТА И ФИЗИЧКОГ ВАСПИТАЊА

МАСТЕР АКАДЕМСКЕ СТУДИЈЕ



АНАЛИЗА КИНЕМАТИЧКИХ ВАРИЈАБЛИ ЗГЛОБА
КОЛЕНА У ВЕЖБАМА БРЗИНСКЕ СНАГЕ

Мастер рад

Студент:

Јована Ђоковић

Ментор:

ред. проф. др Ненад Јанковић

Београд, 2024.

УНИВЕРЗИТЕТ У БЕОГРАДУ

ФАКУЛТЕТ СПОРТА И ФИЗИЧКОГ ВАСПИТАЊА

МАСТЕР АКАДЕМСКЕ СТУДИЈЕ



**АНАЛИЗА КИНЕМАТИЧКИХ ВАРИЈАБЛИ ЗГЛОБА
КОЛЕНА У ВЕЖБАМА БРЗИНСКЕ СНАГЕ**

Мастер рад

Студент:

Јована Ђоковић

4019/2020

Датум:

.....

Оцена:

.....

Ментор:

ред. проф. др Ненад Јанковић

.....

Чланови комисије:

ван. проф. др Милан Матић

.....

ван. проф. др Владимир Мрдаковић

.....

Београд, 2024.

“АНАЛИЗА КИНЕМАТИЧКИХ ВАРИЈАБЛИ ЗГЛОБА КОЛЕНА У ВЕЖБАМА БРЗИНСКЕ СНАГЕ”

САЖЕТАК:

Вежбе брзинске снаге представљају кључни аспект у многим спортовима, јер омогућавају постизање високих интензитета кретања и могу значајно утицати на спортске резултате. Интензитет ових вежби је често директно повезан са перформансама, посебно у дисциплинама које захтевају велику брзину и снагу.

Многобројна су истраживања која су се бавила класичним техникама дизања тегова, као што су трзај и набачај, и мерењем перформанси у контексту спортских резултата. Међутим, постоји значајан недостатак истраживања која би се бавила модификацијама ових вежби у различитим спортским дисциплинама као што су атлетика, спортске игре и други спортови. Циљ овог рада је идентификовање кинематичких варијабли и кинематичких шема извођења покрета у зглобу колена у вежбама брзинске снаге и њихова анализа у односу на врсту вежбе, оптерећење и симетричност између леве и десне ноге. Истраживање је спроведено на врхунској атлетичарки – спринтерки, која је изводила вежбе као што су получучањ, скок из получучња, набачај са колена и трзај са колена. Кинематичке варијабле су праћене помоћу 3D уређаја марке Qualisys, а подаци су анализирани кроз просторно - временске карактеристике.

Резултати су показали високу подударност углова и угаоних брзина међу коленима посебно у концентричној и ексцентричној фази, док се разлика појавила у вредностима угаоних убрзања. Лева нога, одскачна, показује ниже вредности угаоних брзина и убрзања у ексцентричној фази у односу на десну ногу. Повећање оптерећења доводи до смањења флексионе амплитуде левог колена, док десно колено задржава већу флексиону амплитуду и бележи значајно повећање угаоних брзина и убрзања. Ове разлике указују на потребу за компензаторним механизмима десне ноге, што може бити покушај тела да одржи равнотежу и стабилност. Анализа графика промене углова у вежбама показује обрасце попут латиничног слова "W", који је повезан са SSC.

КЉУЧНЕ РЕЧИ: брзинска снага, кинематика, зглоб колена, получучањ, набачај, трзај, угао, угаона брзина, угаоно убрзање, флексиона амплитуда, екстензиона амплитуда, биомеханика

"ANALYSIS OF KINEMATIC VARIABLES OF THE KNEE JOINT IN SPEED STRENGTH EXERCISES"

ABSTRACT:

Speed strength exercises are a crucial aspect of many sports, as they enable high-intensity movements and can significantly impact athletic performance. The intensity of these exercises is often directly related to performance, particularly in disciplines that require great speed and strength.

Numerous studies have focused on traditional weightlifting techniques, such as the snatch and clean, and their performance measurements in the context of sports results. However, there is a significant lack of research addressing the modifications of these exercises in various sports disciplines such as athletics, team sports, and others. The aim of this study is to identify kinematic variables and movement patterns in the knee joint during speed strength exercises and to analyze them in relation to the type of exercise, load, and symmetry between the left and right leg. The research was conducted on an elite female athlete – a sprinter, who performed exercises such as half squats, jump squats, cleans from the knee, and snatches from the knee. Kinematic variables were tracked using 3D Qualisys equipment, and the data were analyzed through spatiotemporal characteristics.

The results showed a high consistency of angles and angular velocities between the knees, particularly in the concentric and eccentric phases, while differences appeared in the values of angular accelerations. The left leg, which is the take-off leg, exhibited lower angular velocities and accelerations in the eccentric phase compared to the right leg. Increased loading leads to a decrease in the flexion amplitude of the left knee, while the right knee maintains greater flexion amplitude and records a significant increase in angular velocities and accelerations. These differences suggest the need for compensatory mechanisms in the right leg, which may be the body's attempt to maintain balance and stability. The analysis of the angle change graphs in the exercises shows patterns resembling the letter "W," which is associated with the stretch-shortening cycle (SSC).

KEYWORDS: speed strength, kinematics, knee joint, angle, angular velocity, angular acceleration, flexion amplitude, extension amplitude, biomechanics

СПИСАК СКРАЋЕНИЦА

Ake - екстензиона амплитуда у зглобу колена

Akf - флексиона амплитуда у зглобу колена

Udo - угао у зглобу колена у тренутку доскока

Ukmax - максимални угао у колену код скокова

Ukmin - минимални угао у колену код скокова

Umax - максимални угао/углови у зглобу колена

Umin - минимални угао/углови у зглобу колена

Uod - угао у зглобу колена у тренутку одскока

Up - почетни угао у зглобу колена

Uz - завршни угао у зглобу колена

Tconc - време концентричне/концентричних контракција

Teksc - време ексцентричне/ексцентричних контракција

Ts - време фазе стабилизације

Tu - време трајања вежбе

TI - време фазе лета

Ubmax - максимална угаона брзина у зглобу колена

Ubmin - минимална угаона брзина у зглобу колена

Uiconc - концентрично угаоно убрзање у зглобу колена

Uieksc - ексцентрично угаоно убрзање у зглобу колена

1 RM - максимално оптерећење које особа може савладати у једном понављању

SSC - циклус издужења - скраћења мишића

CJ - скок из получучња

CMJ - скок увис са почучњем

MCL - медијални колатерални лигамент

PCL - задњи укрштени лигамент

ACL- предњи укрштени лигамент

LCL - латерални колатерални лигамент

десно к - десно колено

лево к - лево колено

ЕМГ - електромиографија

% - проценат

° - степен

°/s - степени у секунди

°/s² - степени у секунди на квадрат

Hz - херци (мерна јединица за фреквенцију)

kg - килограм

s - секунд

ms - милисекунди

САДРЖАЈ

1. УВОД	1
2. ТЕОРИЈСКИ ОКВИР РАДА	3
2.1. Кинематика	3
2.2. Брзинска снага	7
2.3. Функционална анализа зглоба колена	14
2.3.1. Анатомија зглоба колена	14
2.3.2. Карактеристике покрета у зглобу колена	15
3. ПРЕДМЕТ, ЦИЉ И ЗАДАЦИ ИСТРАЖИВАЊА	17
4. МЕТОДЕ ИСТРАЖИВАЊА	19
4.1. Метода теоријске анализе	23
4.2. Варијабле	23
5. РЕЗУЛТАТИ СА ДИСКУСИЈОМ	26
5.1. Получучањ	26
5.2. Скок из получучња	28
5.3. Набачај	32
5.4. Трзај	36
6. ЗАКЉУЧЦИ	40
7. ЛИТЕРАТУРА	45

1. УВОД

Вежбе брзинске снаге представљају кључни сегмент у тренажним и такмичарским активностима у многим спортовима. Оне омогућавају постизање високих интензитета кретања, чиме се може стећи предност над конкуренцијом. Важно је истаћи да интензитет ових вежби најчешће директно корелира са спортским резултатима, нарочито у дисциплинама које захтевају изузетну брзину и снагу. Диверзитет форми снаге се манифестује у већини спортских дисциплина, док трансфер брзинске на друге облике испољавања снаге има значајну улогу у побољшању перформанси.

Спорт се значајно променио у последњих тридесет година, посебно у домену интензитета и обима тренинга, као и у пракси периодизације и организације такмичења. Сезонска такмичења су продужена, број лига и купова је у порасту, што захтева ефикасније приступе тренирању у свим фазама такмичарских циклуса. Различита тренажна средства и методе тренинга, укључујући развијање брзинске снаге коришћењем тегова и других врста оптерећења, требају бити оптимизовани. Идентификација оптималног нивоа снаге за појединачне спортисте у специфичним спортовима и дисциплинама је кључна за постизање врхунских резултата.

У атлетици, вежбе из области дизања тегова су дуго присутне, а значај тренинга снаге препознаје се у већини атлетских дисциплина, посебно у технички захтевним дисциплинама попут скокова, бацања и спринта, где су перформансе врхунских атлетичара директно повезане са постигнутим резултатима на такмичењима.

Вежбе брзинске снаге су од суштинског значаја јер омогућавају спортистима да развију способност извођења брзих покрета у отежаним условима, што представља кључну карактеристику у многим спортовима. Оне доприносе побољшању експлозивности мишића, брзине реакције и агилности, што може имати директни утицај на спортске перформансе. Вежбе брзинске снаге могу бити од помоћи и у превенцији спортских повреда, унапређењу постуралне стабилности и повећању укупне снаге тела. Њихова редовна примена може резултирати побољшањем спортских резултата и ефикаснијим тренирањем у различитим фазама такмичарског циклуса.

Карактеристика појединих вежби брзинске снаге као што су скок из получучња, трзај, набачај је присуство циклуса издужења - скраћења мишића (eng. stretch shortening cycle, SSC). Циклус издужење - скраћење се дефинише као природна мишићна функција у којој се преактивиран мишићно - тетивни комплекс издужује током ексцентричне фазе након чега следи његово скраћење током концентричне фазе. (Janković, Matić 2019)

Ефикасност SSC зависи од могућности трансфера енергије код преактивираних и издужених мишића током ексцентричне фазе и њеног даљег ослобађања накнадно током концентричне фазе (Komi, 2003). Циклус SSC је карактеристичан за већину природних облика кретања у којима се остварују виши интензитети кретања или када је потребна већа економичност или ефикасност. Ефикасност ексцентрично-концентричне мишићне контракције током одскока зависи од два физиолошка фактора: 1) искоришћавање еластичне енергије сачуване током одскока у мишићима и тетивама (engl. switching time), 2) мишићне крутости (зависи од преактивације мишића, голџијевог и миотатичког рефлекса). Временски период у коме се енергија еластичне деформације може користити се назива „време живота“ (engl. Life - time) и траје око 100 ms. (Čoh i Mikuž, 2002)

У професионалном спорту данас се покушавају избећи све замке произвољности тако да тренажни центри и стручњаци који у њима раде прате велики број моторичких показатеља и функционалних способности, као и друге факторе који могу да укажу на могуће дисбалансе и евентуалне ризике за повређивање односно здравље спортиста и спортисткиња. Претпоставка је да ће у будућности велика пажња да се посвећује прецизним анализама технике извођења основних кретних активности спортиста, али и код вежби снаге посебно на нивоу апсолутних показатеља и билатералних асиметрија.

Проучавање кинематике зглоба колена у контексту брзинске снаге од изузетног је значаја за разумевање механике покрета и превенцију повреда. Колено, као један од зглобова који трпи највећа оптерећења, посебно је подложен стресу током вежби које захтевају велику брзину и снагу. Циљ овог истраживања је да се анализирају кинематичке варијабле зглоба колена током различитих вежби брзинске снаге. Ова анализа, базирана на прецизној мерној технологији, пружиће драгоцене увиде који могу допринети оптимизацији тренинга и смањењу ризика од повреда.

2. ТЕОРИЈСКИ ОКВИР РАДА

2.1. Кинематика

Кинематика представља део биомеханике који се бави анализом кретања. У контексту спортске биомеханике, кинематика истражује појаве попут брзине тела, убрзања, успоравања, облика кретања генерисаног током активности, као и опсега покрета који се остварује приликом спортских активности. Анализа наведених информација најчешће се постиже коришћењем брзих камера које омогућавају добијање просторних података о кретању. На основу добијених резултата, углавном путем софтвера, се израчунавају положаји, помаци, брзине, убрзања, силе реакције подлоге током фазе контакта, као и вредности угаоних брзина у релевантним зглобовима. Камере или софтвери идентификују референтне анатомске тачке, попут центара зглобова, тежишта делова тела или целог тела.

„У биокинематици описујемо кретања тела како линијска тако и кружна. Код линијског кретања све тачке на телу се крећу на једнаким трајекторијама. У случају са кружним кретањем тачке се премештају по кружним путањама чији центри леже на осама обртања. У већини кретања човека транслаторна и ротаторна компонента дешавају се истовремено и таква кретања називамо сложеним. Локомоторни апарат је такве грађе да се сви покрети стварају из комбинације обртних кретања у зглобовима.” (Vasiljev i Ilić, 2004).

Примарна сврха анализе кинематике јесте да асистира у формирању оптималних путања кретања за различите врсте спортских дисциплина, пружајући теоријску основу подржану емпиријским доказима и презентујући их путем карактеристичних графикана и других релевантних средстава.

Кинематичка анализа заснована на дводимензионалној и тродимензионалној реконструкцији све више добија на значају у домену спорта, спортске превенције и рехабилитације.

Савремена истраживања обухватају анализу кинематике као кључног сегмента технике извођења, при чему се кинематичке варијабле користе за повезивање динамичких, неурофизиолошких и биохемијских карактеристика. Тренутни трендови у кинематичкој анализи теже ка примени система који функционишу без потребе за постављањем маркера на тело спортиста, уз значајну улогу квалитетног софтвера и примене машинског учења, односно вештачке интелигенције. Овакав приступ омогућава прецизне резултате високе резолуције захваљујући брзим рачунарским процесорима. Други правац развоја подразумева коришћење широко доступних уређаја попут фотоапарата, камера и мобилних телефона, уз употребу специјализованог софтвера као што је Qimovea. Већина спортских техника је изузетно комплексна, с нагласком на тродимензионалност кретања. Међутим, због превелике комплексности и обиља варијабли, детекција и проучавање свих фактора може представљати изазов. У том контексту, дводимензионална кинематика у неким ситуацијама може пружити довољно информативне или чак боље резултате.

Прегледом доступних радова и истраживања долазимо до закључка да истраживања о вежбама брзинске снаге у контексту тренинга и унапређења спортских перформанси постоје у обиљу, док прецизне анализе кинематичких варијабли уз помоћ 3Д система камера нису у великој мери заступљене.

Комфорт (Comfort, 2015) је објединио шест студија од којих се само једна бавила и кинематичком и кинетичком анализом различитих варијација набачаја, циљ свих студија био је да се утврди утицај различитих варијација набачаја на релацију сила – време. Мерене кинематичке варијабле биле су померај штангле и брзина кретања штангле. Коришћени су линеарни трансдјусер и плоча за мерење силе реакције подлоге. Утврђено је да када се mid-thigh clean pull (повлачење са средине бутине) изводи са оптерећењем од 120-140% од 1RM у вежби набачај, долази до значајно веће силе, стопе прираста силе и импулса у поређењу са оптерећењима $\leq 100\%$ од 1RM у вежби набачај. С друге стране, значајно већа снага, померање шипке и брзина шипке се дешавају када се изводи са оптерећењем од 40-60% од 1RM. Лимит ове докторске дисертације се огледа у томе да нису приказане кинематике зглобова већ само штангле.

Милетело, Бим и Купер (Miletello, Beam, Cooper, 2009) су мерили и анализирали разлике између професионалних дизача тегова сениора, јуниора и почетника током чучња да би утврдили утицај нивоа припремљености на перформансе. Сви дизачи тегова су извели

три чучња, при чему је последњи чучањ изведен са максималним оптерећењем. Кинематички подаци (екстензиона и флексиона амплитуда, укупно време трајања вежбе, угао у зглобу колена, угаона брзина колена и угаоно убрзање колена) мерени су коришћењем дводимензионалне опреме за анализу кретања. Вредност убрзања као и трајање убрзања биле су кључне кинематичке варијабле у одређивању утицаја нивоа вештине на технику током спуштања, ниже вредности убрзања су пожељне током спуштања, а веће током подизања -у концентричној фази. Најважнији добијени резултат је разлика у вредностима убрзања међу групама током опружања. Највећа вредност убрзања у току концентричне фазе директно указује на највиши степен припремљености. Кип (Kipp, Redden, Sabick, Harris, 2012) је са својим сарадницима идентификовао корелације између перформанси дизања тегова и биомеханичких варијабли. У истраживању је учествовало десет елитних јуниорских дизача тегова који су снимани са две камере фреквенције од 50 снимака у секунди. За кинематичку анализу одабрана су успешна дизања са максималним оптерећењем. Од кинематичких варијабли мерени су углови кука, колена и скочног зглоба током извођења вежбе трзај са оптерећењем од 85% 1RM. Инфрацрвени систем са 6 камера коришћен је за снимање трајекторија са 16 рефлектујућих маркера причвршћених за референтне тачке. Две плоче које мере силу реакције подлоге биле су уграђене у платформу за дизање тегова, коришћене су за прикупљање кинетичких података на 1.250Hz. Кинематички обрасци су забележили кретање кука и трупа током првог повлачења, као и кретање зглоба кука током прелаза између првог и другог повлачења. Први кинетички образац представља врхунац момента екстензије колена током другог повлачења. Други кинетички образац се односи на просторну и временску промену у трајању екстензионе амплитуде колена. Кинематички резултати сугеришу да је већа маса подигнутог терета била повезана са стабилнијим положајем трупа током првог повлачења и мањим кретањем екстензије кука током прелаза између првог и другог савијања колена. Даље, резултати сугеришу да је већа маса терета била повезана са мањим моментима екстензора колена током првог повлачења, али већим моментима екстензије колена током другог повлачења, као и са ранијом временском транзицијом између флексије и екстензије колена на почетку другог повлачења. Свеукупно, ови резултати истичу важност синхронизованих покрета трупа и кука током првог повлачења и брзе активације мишића екстензора колена током другог повлачења.

Масталерз и др. (Mastalerz, Szyszka, Grantham & Sadowski, 2019) су идентификовали биомеханичке факторе који утичу на успешне и неуспешне покушаје трзаја код елитних дизаџа тегова током Светског првенства у дизању тегова 2013. године. У овом истраживању учествовало је четрнаест такмичарки. Њихова успешна и неуспешна извођења трзаја са истим оптерећењем снимљена су са 2 камере (50 Hz), а одабране тачке су ручно дигитализоване на телу и шипки користећи Ariel performance analysis sistem, 24 кинетичке и кинематичке варијабле су испитане и проучаване кроз 3-димензионалну кинематичку анализу. Анализирано је укупно трајање вежбе, просечне и максималне брзине у целокупном кретању, као и у свим појединим фазама. Анализирана је максимална висина тег и смањење висине при постављању под тег. Штавише, израчуната је просечна брзина центра гравитације спортисте током извођења трзаја. Анализа угловних варијабли спроведена је у зглобовима колена и кука. Резултати ове студије потврђују да су у успешним покушајима углови у зглобовима колена и кука већи пред почетак беспотпорне фазе него у неуспешним.

Соуза и Шимада (Souza, Shimada, 2002) су описали 3-димензионалне силе које делују на зглоб колена приликом извођења набачаја. Десет мушкараца са најмање једном годином такмичарског искуства у дизању тегова учествовали су у студији. Максималне 3-димензионалне силе, угао флексије и екстензије колена и време трајања вежбе измерени су анализом кинематичких и кинетичких података. Вежбе су снимане са 4 камере Peak Performance Technologies системом. Учесници су извели три серије по пет понављања, прва серија загревања са 40% од максималног оптерећења, затим друга серија са 60% и трећа са 70% од максималног оптерећења.

На основу анализе приказане доступне литературе може се закључити да су наведена истраживања за узорак имала дизаџе тегова, нису пронађена истраживања која би за предмет проучавања требала имати модификације ових дизаџких вежби на начин који се најчешће користи у атлетици, спортским играма и у другим спортским дисциплинама где се и најшире примењују.

2.2. Брзинска снага

Један од најчешће коришћених термина у спортској литератури је снага. Она описује различите врсте мишићних контракција у односу на интензитете, фазност и координационе шеме извођења. Снага је један од основних фактора који утичу на спортске перформансе и успех у различитим спортским дисциплинама, било да се ради о индивидуалним спортовима као што су атлетика и гимнастика, или о тимским спортовима као што су фудбал и кошарка и слично.

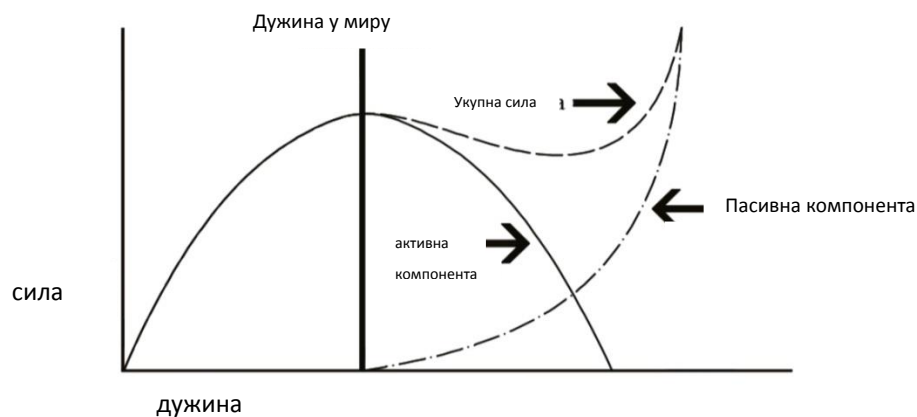
Разноликост дефиниција снаге у литератури произлази из различитих аспеката и контекста у којима се она проучава и примењује. Снага је комплексна и мултидимензионална способност и може се посматрати из различитих перспектива, што доводи до бројних дефиниција. Она се може испитивати у контексту различитих врста мишићних контракција, као што су статичке, динамичке, концентричне и ексцентричне. Сваки тип контракције захтева различите аспекте и објашњења снаге. Различите дефиниције снаге истичу значај интензитета и брзине контракције. Неке дефиниције наглашавају способност мишића да произведу велику силу, док друге разматрају брзину којом се та сила развија. Снага има различите значаје у зависности од спорта или физичке активности. Научни и практични приступи њеном истраживању могу довести до различитих дефиниција. Методе мерења, као што су статичке или динамичке анализе, као и инструмент који се користи (на пример, динамометри или тестови снаге), могу утицати на то како се она дефинише и разуме.

Снага представља способност неуромишићног система да савлада оптерећење великим брзинама контракције (Dick, 1980), односно, способност неуромишићног система да развије највећу могућу силу за потребно време (Van Praagh and Dore, 2002). Нешто другачије, али и одређеније, у дефиницији снаге истакнута је повезаност јачине мишића и брзине скраћења -снага се посматра као способност мишића да делује релативно великим силама против мањег спољашњег оптерећења, али при великим брзинама скраћења (Jarić i Kukulj, 1996).

Снага као моторичка способност има значајан утицај на извођење покрета различитог интензитета и сложености, посебно у покретима високог интензитета. Различити фактори као што су грађа мишића, структура мишића, јачина мишића, брзина скраћења мишића,

дужина мишића, спољашње оптерећење, замор и температура, утичу на испољавање снаге. Поред наведених фактора, испољавање снаге зависи и од пола, узраста, телесних димензија и нивоа тренираности. Физички посматрано, снага произлази из комбинације јачине мишића и брзине његове контракције, настајући као резултат изражавања силе у условима брзих покрета. Покрети различитог интензитета и сложености захтевају не само испољавање снаге, већ и других моторичких способности попут брзине, окретности, издржљивости и флексибилности. Повезаност снаге и других моторичких својстава има узрочно-последичну природу која се манифестује у процесу физичког развоја. Интеракције између снаге и других моторичких способности посебно су приметне у процесима систематских вежби (тренинга) с циљем побољшања перформанси и неизбежне су у планирању и обликовању спортске форме. Из развојног аспекта, снага проистиче из стања јачине и представља услов за развој максималне брзине кретања. Она омогућава брзу и интензивну промену правца кретања, те је комплементарна окретности. У продуженим активностима различитог интензитета, снага је повезана са издржљивошћу. Такође, снага зависи и од дужине мишића, односно флексибилности, јер омогућава рад на већој путањи и веће убрзање.

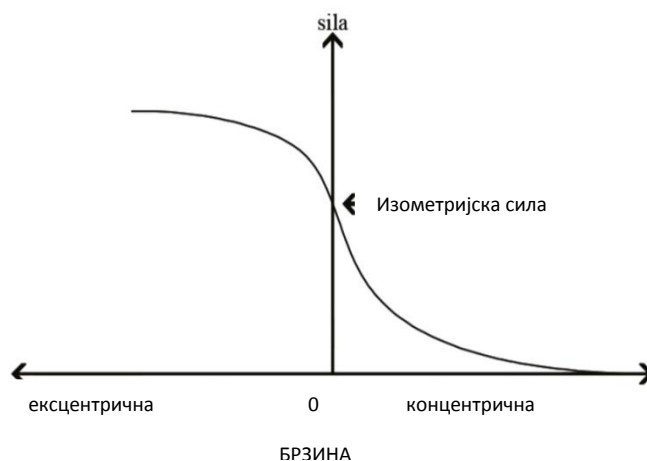
Варирање интензитета мишићне силе у зависности од његове дужине се дефинише као релација сила - дужина мишића (Hill, 1922; Ilić i Mrdaković, 2009). Релација сила дужина мишића је представљена на слици 1. Мишићна сила представља суму активне силе (активна компонента) и пасивне силе (пасивна компонента) коју генерише мишић. На слици 1 је приказано да се активна сила при истом степену активације остварује као највећа при средњим дужинама мишића. Ово се објашњава оптималним међусобним позицијама актинских и миозинских филамената. Повећањем или смањењем дужина мишића смањује се могућност генерисања мишићне силе.



Слика 1. Релација сила-дужина мишића
(преузето и модификовано од Јанковић, Матић 2019.)

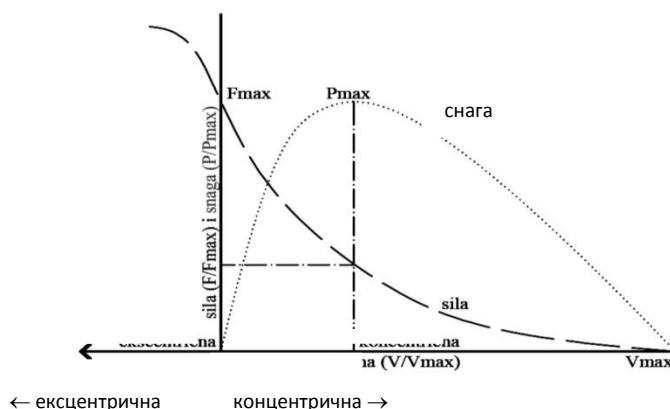
Извођење спортских техника се значајно адаптира и према мишићној релацији сила-дужина на тај начин што се позиционирање телесних сегмената за извођење покрета оријентише према средњим мишићним дужинама. Према Илићу и Мрдаковићу (2009) код кретних активности где је примарно савладавање спољног оптерећења потребно је остварити почетне услове у којима мишић максимално испољава активну компоненту, у случају одржавања великих спољњих оптерећења дужине мишића треба да буду у зони максималних дужина како би се испољила и пасивна компонента мишићне силе.

Анализирањем функције силе и брзине контракције (сл. 2) показано је да мишићи производе веће силе током ексцентричне, него концентричне контракције. Током ексцентричне контракције активна, пасивна и вискозна компонента делују у истом смеру што вероватно утиче на генерисање веће мишићне силе у односу на силе које исти мишићи могу генерисати током концентричне фазе мишићног скраћења.



Слика 2. Зависност силе мишића од брзине његовог скраћења
(преузето и модификовано од Јанковић, Матић 2019.)

Снага је физичка величина која представља извршен рад у јединици времена а такође се може изразити и као производ силе и брзине. На основу релације сила-брзина може се израчунати снага мишића. Вредност мишићне снаге је директно одређена величином силе мишића и брзином промене његове дужине.



Слика 3: Зависност снаге мишића од брзине његове контракције
(преузето и модификовано од Јанковић, Матић 2019.)

Мишић има способност да генерише највећу снагу у опсегу приближном 1/3 од максималне брзине његовог скраћења. При мањим и већим брзинама контракција продуклована снага мишића опада . Према Хилу (1938) максимална снага код изолованих мишића се остварује при оптерећењу 35-40% од максималне силе и 35-40% од максималне брзине контраховања мишића. У изометријским условима када нема промене дужине мишића и при максималној брзини контраховања мишићна снага је једнака нули. У првом случају брзина је једнака нули, а у другом сила. Са повећањем

брзине покрета сила мишића опада, а снага расте, максимална сила и снага не развијају се при истим брзинама скраћења мишића, односно режимима мишићних контракција (Jarić, 1997)

Верхошански (1979) наводи поделу на апсолутну, брзинску, експлозивну снагу и издржљивост у снази. Са њим се слажу Стефановић и сарадници (2010) који предлажу сличну поделу, с тим што уместо апсолутне снаге наводе максималну снагу. У односу на облик испољавања снаге, разликујемо:

- Максимална снага, представља или означава најјачу вољну контракцију;
- Брзинска снага, која представља способност мишића да се супротстави оптерећењу са циљем да се убрза кретања у једном или више покрета;
- Експлозивна снага, представља способност да се за најкраће могуће време произведе највећу могућу силу.

Када се покрет изводи са максималним спољашњим оптерећењем говоримо о максималној снази. Максимална снага обухвата оптерећења у распону од 1 до 3 РМ.

Брзинска снага се развија када се покрет изводи релативно великом брзином контракције мишића са спољашњим оптерећењем 20% -70% од 1 РМ. Брзинску снагу карактерише извођење једног, или више покрета, што већом брзином при различитом спољашњем оптерећењу. Њено испољавање је карактеристично за активности као што су скокови, убрзања, бацања као и вежбе са теговима. Приликом развијања брзинске снаге, потребно је величину оптерећења одабрати тако да оно не утиче негативно на квалитет извођења такмичарске вежбе. (Stefanović & Ranisavljev, 2013)

Одређена величина деловања кретних структура на телесне спороспособности спортисте назива се тренажно оптерећење. Тренажно оптерећење може бити изражено као:

- Спољашње оптерећење - има квантитативне и квалитативне вредности, представља савладано растојање, утрошено време, достигнут ниво припремљености, број понављања и слично.
- Унутрашње оптерећење - карактерише се величином одговарајућих реакција организма, односно степеном морфолошких, моторичких и других промена код спортисте под утицајем тренажних кретних структура.

Компоненте оптерећења дефинишу облике испољавања снаге. Малим променама компоненти оптерећења при извођењу појединачне вежбе мења се и њен утицај на облик испољавања снаге. (Stefanović & Ranisavljev, 2013) Компоненте оптерећења су:

- Интензитет оптерећења (% од 1РМ или као број понављања)
- Обим (укупна подигнута тежина на тренингу, број вежби, број серија, број понављања итд)
- Број вежби
- Број понављања
- Број серија
- Редослед извођења вежби
- Брзина покрета (спори покрети, покрети средњом брзином, брзи покрети)
- Режим рада мишића (концентрични, ексцентрични, изометријски, ексцентрично-концентрични)
- Комплексност вежби
- Извођење вежби у нестабилним условима
- Извођење вежби једном ногом/руком
- Трајање и карактер паузе
- Врста хвата
- Додатно оптерећење у ексцентричној или концентричној фази покрета

Концепт брзинске снаге у технологији тренинга многих спортова и дисциплина често представља одлучујући развојни фактор. Дobar пример из спортске праксе представља студија о развоју моторичких перформанси још увек актуелног светског рекордера у троскоку из 1995. године Џонатана Едвардса, коју је публиковао његов тренер Карл Џонсон 1996. године под називом "The elastic strength development of Edwards". У наведеном раду је приказан развој перформанси из простора брзине, максималне, брзинске и експлозивне снаге током вишегодишњег тренажног циклуса. Анализирањем тих података могло би се закључити да је у периоду који је претходио најбољим остварењима највећи напредак постигнут у перформансама из простора брзинске снаге, у вежбама набачаја и трзаја. То је у складу са научном и атлетском праксом где је доказано

да вежбе брзинске снаге имају велики позитиван трансфер на све интензивне видове кретања посебно на оне где експлозивна снага чини битне делове техника.

У спортској пракси као и у физичком васпитању вежбе брзинске снаге су широко заступљене. Гледано из аспекта фазности мишићних контракција у вежбама доминирају концентрични типови контракција. У том смислу може се рећи да су сви скокови који се изводе из места као и бацања медицинки, кугли или других предмета вежбе које у себи доминантно садрже компоненту брзинске снаге. Када су у питању вежбе са теговима који могу бити једноручни, олимпијски тегови који подразумевају систем штангла плоче или руских звона (гирије), вежбе немају изразиту балистичку компоненту.

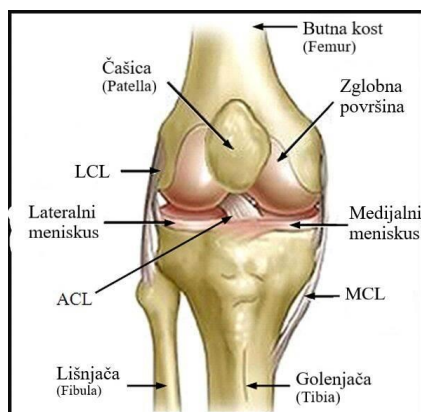
Више врста скокова се, поред тога што су ефикасна тренажна средства, користе и као тестови за предикцију различитих врста испољавања снаге, односно као поуздани теренски или лабораторијски тестови. У спортским наукама разматрања скокова из аспекта биомеханике, физиологије, анатомије, технике као и трансфера и повезаности скокова са другим облицима кретања и испољавања снаге и других перформанси су изузетно заступљене. Најчешће коришћени тестови за процену снаге - скочности у великом броју спортова су скокови увис (Сарџент, Абалаков тест, вертимакс) и удаљ из места, трескок из места и различите форме скокова са различитих платформи. Све већа употреба скокова као тренажних метода и средстава довела је до терминолошке новине тако да је данашњи опште прихваћен назив за такав тип тренинга плиометријски тренинг (шок тренинг). Висина скока код CMJ (Countermovement Jump – обеножни скок у вис са почучњем) представља меру брзинске снаге испитиваног спортисте. Сматра се да је скок из получучња (SJ) са припремом мера споре (одскок дужи од 250 ms) перформансе SSC, а да је на пример скок из саскока или наскока (одскок краћи од 250 ms) мера брзе перформансе SSC (Janković, Matić, 2019).

Развој брзинске снаге уско је повезан са кинематичким варијаблама зглоба колена. Угаона брзина и убрзање колена током скокова и спринтева играју кључну улогу у генерисању максималне снаге. Тренажне методе као што су плиометријске вежбе и високоинтензивни интервални тренинг могу значајно побољшати брзинску снагу, али такође могу повећати ризик од повреда ако се не изводе правилно. Због тога је од великог значаја детаљна анализа кинематике колена како би се оптимизовао тренинг и смањио ризик од повреда.

2.3. Функционална анализа зглоба колена

2.3.1. Анатомија зглоба колена

Колено (слика 4) је зглоб у коме се спајају кости потколенице и натколенице. Као највећи зглоб у људском телу, колено функционише попут шарке, омогућавајући широк спектар покрета као што су седење, чучање, ходање или скакање.

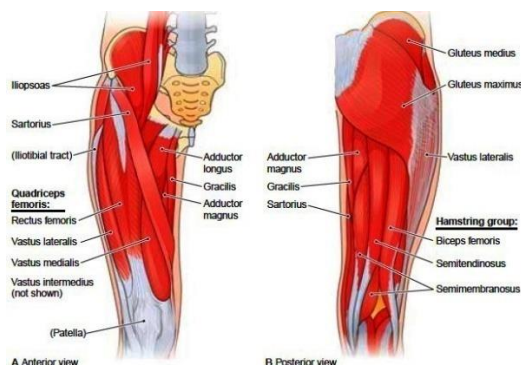


Слика 4: Зглоб колена, предња страна.

Извор: Физио тим рехабилитација и физикална терапија Београд. (б.д.). Преузето са: <http://sportklub.rs/Ostali/a323864-Zglob-kolena-LCL-i-MCL-povreda.html>

Колено се састоји од три кости:

- бутна кост -натколеница,
- тибија - кост на предњем делу потколенице,
- патела - дебела, троугласта кост која се налази преко осталих костију на предњем делу колена



Слика 5: Мишићи предње и задње ложе бута.

Извор: <https://treningbeograd.rs/2012/12/20/kako-prilagoditi-trening-rezultatima-naucnih-istrazivanja/>

Највећу стабилност коленом зглобу дају активни стабилизатори - мишићи око зглоба колена који омогућавају покрете флексије (до 15°), екстензије и ограничене медијалне (до 5°) и латералне ротације (до 20°).

Најважнији и најмасивнији мишић који стабилизује колено *m. quadriceps* врши екстензију у зглобу колена. Флексију у зглобу колена изводе мишићи задње ложе бута (*mm. hamstrings*): *m. biceps femoris*, *m. semitendinosus* и *m. semimembranosus* и у мањој мери *m. gracilis*, *m. sartorius*, *m. gastrocnemius* и *m. popliteus*. Мишићи који су задужени за унутрашњу ротацију су: *m. semitendinosus*, *m. semimembranosus*, *m. popliteus*, *m. gracilis* и *m. sartorius*. Спољашњу ротацију врши *m. biceps femoris*.

2.3.2. Карактеристике покрета у зглобу колена

Када се посматра са биомеханичког аспекта, колено представља најкомплекснији зглоб људског тела. Покрети колена као комбинација котрљања и клизања описују се терминима линеарног и угаоног кретања. Анализа тродимензионалног кретања колена веома је комплексна и описује се са три транслациона и три ротациона кретања. Транслациона кретања су антеропостериорна, медиолатерална, проксимално дистална. Ротациона кретања су флексија - екстензија, абдукција - адукција, спољашња - унутрашња ротација.

С биомеханичког аспекта, за кинетику колена су врло битни пателофеморални и феморотибијални зглоб, са свим својим структурама које утичу на пуну физиолошку активност зглоба. Тако је стабилност зглоба колена условљена комбинацијом геометрије зглоба, менискокапсулним елементима, мишићима, лигаментима и оптерећењем, као и негативним атмосферским притиском у зглобу. Геометрија кондила фемуре и платоа тибије с еминенцијама спречавају прекомерну медиолатералну транслацију, ротационе и антеропостериорне покрете. Стабилност колена се посматра за сваки покрет одвојено. Флексија је ограничена комбинацијом артикулационих површина и лигамената, док је екстензија ограничена лигаментима и медијалном и латералном зглобном компресијом.

Абдукција – адукција ограничена је лигаментима и медијалном и латералном зглобном компресијом. Спољашња и унутрашња ротација ограничене су лигаментима и меснискусима. Медиолатерална и антеропостериорна померања ограничена су конфигурацијом зглоба и лигаментима. Међутим, у свим овим покретима учествују и остали елементи колена као секундарни стабилизатори. Очувани анатомски припоји менискуса, његова грађа и структура, као и остале компоненте које чине физиолошку биомеханику менискуса, неопходни су за обављање основних и најсложенијих покрета у зглобу колена. Само очувани интегритет свих анатомских структура чини функциону складност колена, те омогућава његово уклапање у биомеханичку целину доњег екстремитета, односно локомоторног система уопште. (Mićunović, Mirić, 2001)

Такаи (Takai, 1993) је доказао да однос елемената у зглобу колена зависи у многоме од спољне силе, односно оптерећења. Када је колено флектирано без оптерећења, не долази до унутрашње ротације тибије. За разлику од тога, довољна је врло мала аксијална сила да би током флексије дошло до унутрашње ротације колена. При пуној флексији потколеница се налази у унутрашњој ротацији, а при пуној екстензији у спољној ротацији. При флексији од 40° - 90° оса у фронталној равни је практично хоризонтална, тако да се у тим моментима одвија чиста флексија и тада се колено понаша као шаркасти зглоб. Смањивањем или повећавањем флексије долази до ротације потколенице уз могућност валгус или варус положаја. Ови покрети су лимитирани постојањем лигамената, као колатералних тако и укрштених. Централни лигаментарни апарат је основа пасивне стабилности зглоба колена у све три равни, а не само у сагиталној. Мишићи предње и задње ложе бута се могу сврстати у групу двозглобних мишића и повезују карлицу са горњим крајцима тибије и фибуле и испољавају своје дејство на зглоб кука и колена. Ови мишићи својим координисаним радом регулишу однос у зглобу кука и колена и фиксирају их у потребном међусобном положају. Двозглобни мишићи својим затезањем и контракцијом обезбеђују стабилност положаја колена и нормалну функцију овом зглобу. Поред основне улоге која се огледа флексијом у коленом зглобу и екстензијом у зглобу кука, мишићи задње ложе бута врше и ротаторне покрете у зглобу колена. *M. biceps femoris* врши спољну ротацију, а *m. semimebranosus* и *m. semitendinosus* врше ротацију потколенице ка унутра (Drapšin, 2009).

Дадатна је важност флексора у зглобу колена због тога што у брзим и балистичким вежбама постоји потреба за брзим гашењем покрета коју они врше.

3. ПРЕДМЕТ, ЦИЉ И ЗАДАЦИ ИСТРАЖИВАЊА

Предмет истраживања

Предмет овог рада је прикупљање, анализа и поређење појединих кинематичких карактеристика зглоба колена у вежбама брзинске снаге. Брзинска снага се развија када се покрет изводи релативно великом брзином контракције мишића са спољашњим оптерећењем 20-70% од 1 RM (Repetition maximum). Брзинску снагу карактерише извођење једног, или више покрета, што већом брзином при различитом спољашњем оптерећењу. Њено испољавање је карактеристично за активности као што су скокови, убрзања, бацања као и вежбе са теговима.

Кинематика или биокинематика представља део биомеханике где се анализирају биолошки објекти и предмети који се под утицајем спољашњих и унутрашњих фактора крећу. Биокинематика изучава проблематику везану за питање како се тело креће без узимања у обзир вредности маса и деловања сила на њих те се може рећи да је то просторна форма кретања у реалном времену.

Циљ истраживања

Циљ овог рада је идентификовање кинематичких варијабли и кинематичких шема извођења покрета у зглобу колена у вежбама брзинске снаге и њихова анализа у односу на врсту вежбе, оптерећење и симетричност између леве и десне ноге.

Задачи истраживања

- Прикупити податке о биокинематичким карактеристикама зглоба колена током извођења вежби брзинске снаге при различитим оптерећењима.
- Забележити просторне, временске и просторно-временске варијабле
- Анализирати прикупљене податке о кинематичким варијаблама.
- Испитати разлике у кинематичким варијаблама између леве и десне ноге током различитих вежби.
- Поређење кинематичких карактеристика зглоба колена у различитим вежбама брзинске снаге.
- Анализирати како различита оптерећења утичу на кинематичке шеме покрета.

- Идентификовати и анализирати асиметрије у перформансама између леве и десне ноге током извођења вежби.
- Размотрити могуће узроке асиметрија и њихов утицај на технику и перформансе.
- Приказати резултате анализе кроз графике и табеле које илуструју промене у угловима, брзинама и убрзањима у зглобу колена.
- Интерпретирати графике у контексту биомеханичких принципа.

4. МЕТОДЕ ИСТРАЖИВАЊА

У раду су коришћене две основне научне методе истраживања: експериментална метода и метода теоријске анализе.

Мерена је кинематика колена врхунске спортисткиње, атлетичарке – спринтерке. Она у својој тренажно такмичарској пракси изводи технике - вежбе у којима је заступљена брзинска снага. Кинематичке варијабле су праћене током извођења вежби брзинске снаге у различитим зонама до субмаксималног интензитета у следећим вежбама:

- Получучањ,
- Скок из получучња,
- Набачај,
- Трзај.

Протокол тестирања:

Након загревања које се састојало од трчања, скокова, поскока и других припремних вежби испитаници су позиционирани ретрофлексивни маркери на одређене референтне тачке које представљају центре зглобова. Одабране су следеће локације:

- Раме - acromion,
- Кук - trochanter major,
- Колено - caput fibulae,
- Скочни зглоб - maleolus lateralis,
- Прсти - пета метатарзална кост,
- Крајеви олимпијске шипке.

Редослед извођења вежби:

1. Получучањ,
2. Скок из получучња,
3. Набачај са колена,
4. Трзај са колена.

У току извођења наведених вежби, испитаница је снимана 3D уређајем марке Qualisys. Вредности просторно - временских биокинематичких карактеристика су нумерички исказане, а из добијених резултата су се на бази софтвера аутоматски прорачунали положаји, а помераји, брзине убрзања, угаоне брзине у актуелним зглобовима су прорачунавани за свако појединачно извођење. За потребе овог рада издвојене су четири вежбе, получучањ, скок из получучња, набачај са колена и трзај са колена. Вежбе су извођене са дворучним тегом - штанглом и оптерећењима односно тежинама које су вариране од 15 до 35 килограма. Инструкција дата испитаници је била да вежбе не изводи максималним интензитетом већ да највећу пажњу посвети коректној техници извођења. Како је у питању испитаница врхунска спортисткиња са дугогодишњом праксом тренинга снаге основни циљ је и био фокусиран на то да се у датим условима са за њу релативно малим оптерећењем дође до података о оптималној техници наведених вежби.

Получучањ

Почетни положај је усправан са тегом на леђима (сл. 6). Састоји се од две фазе и то:

- Ексцентрична фаза у којој мишићи агонисти продужавају своју дужину под оптерећењем. Током чучња, то је фаза спуштања до позиције получучања флексијом у зглобовима кука, колена и скочног зглоба.
- Концентрична фаза у којој мишић скраћује своју дужину под оптерећењем. Током получучња, то је фаза подизања, након што се достигне минимални угао у зглобу колена, следи активно опружање тела, враћајући га у почетни положај.

Скок из получучња са тегом на леђима

1. Почетна позиција (сл. 6): Тег се позиционира на горњи део леђа, преко рамена. Тело је у усправном положају, ноге у ширини рамена.
2. Ексцентрична фаза: Спуштање тела у позицију получучања.
3. Концентрична фаза: Од позиције получучања, изведи се интензивно опружање тела, користећи снагу ногу и кукова. Када се достигне највиши тренутак концентричне фазе следи фаза лета.
4. Фаза лета: Док траје беспотпорна фаза, одржава се контрола над телом и позицијом тег. Ноге остају опружене.
5. Фаза стабилизације: При доскоку, савијају се колена и кукови како би се апсорбовао удар. Након доскока, осигурати да тег и даље остане стабилан на раменима, следи опружање до почетног положаја.



Слика 6: Почетни положај за вежбу получучањ и скок из получучња.

Набачај са колена (Mid-Thigh Power Clean)

Набачај са колена је варијација класичног набачаја (clean) која се изводи са шипком постављеном на средини бутине, што омогућава веће акцентовање на генерисању веће брзине покрета.

1. Почетни положај је усправан са ногама у ширини рамена, шипка је постављена на средини бутина (сл. 7а).
2. Ексцентрична фаза: Колена и кукови се полако савијају док шипка не дође до средине бутина.

3. Концентрична фаза: Следи опружање тела, на крају ове фазе долази до положаја „седа“ (сл. 7б).

5. Фаза стабилизације, након које у позицији чучња са шипком на раменима следи опружање у зглобовима колена све до усправног става (сл. 7ц).



Слика 7: Извођење вежбе набачај, а – почетни положај, б – позиција „седа“, ц – завршни положај.

Трзај са колена

1. Почетна позиција: Усправан положај са ногама у ширини рамена, тег је позициониран на средњем делу бутине, ближе куковима. (сл. 8а).

2. Екцентрична фаза: Спуштање тежишта тела, смањује се угао у зглобовим колена, скочног зглоба и кука. Одржава се тег на бутинама.

3. Концентрична фаза: Долази до опружања колена и кукова као и потпуне екстензије лактова.

4. Фаза лета: Одржава се контрола над позицијом и стабилношћу.

5. Фаза стабилизације: Након контакта са тлом (сл. 8б) савијају се колена и кукови како би се амортизовао удар, након чега следи опружање (сл. 8ц).



Слика 8: извођење вежбе трзај, а – почетни положај, б – постављање под тег, ц – завршни положај.

4.1. Метода теоријске анализе

У оквиру методе теоријске анализе извршена је свеобухватна претрага научне литературе коришћењем кључних речи попут биомеханике, кинематике, кинематичке анализе колена, кинематике набачаја, чучња и трзаја. Истраживање је спроведено преко база података Google Scholar, PubMed и ResearchGate. Од великог броја радова који су се бавили феноменом кинематике, издвојено је само пет који су се конкретно фокусирали на биокинематику вежби брзинске снаге као што су чучањ, набачај и трзај. Иако су ови радови релевантни, њихова ограниченост у броју варијабли које су анализирани представља значајан изазов. У поређењу са детаљношћу и обимом анализе спроведене у овом истраживању, ово указује на јасну потребу за дубљим истраживањем и унапређењем постојеће литературе, са циљем бољег разумевања кинематичких аспеката вежби снаге у спортској пракси.

4.2. Варијабле

Након обраде и анализе кинематике изведених вежби за потребе овог истраживања дефинисане су и презентоване варијабле које описују кинематику зглобова колена атлетичарке. Постављени маркери током експерименталних процедура су омогућили праћење великог броја варијабли у зглобовима рамена, кука, колена и скочног зглоба као и трајекторије брзине и убрзања тегова. Праћење свих наведених варијабли би у великој мери премашило обим мастер рада, и одлучено је да се детаљно проуче и опишу варијабле на нивоу зглобова колена са циљем да се применом прецизних инструмената утврде референтне вредности испитиваних варијабли. Одлука да се изабере зглоб колена је произашла из чињенице да је 2Д кинематика најприближнија кретањама у зглобу колена, односно потребом да се смањи број степени слободе у извођењу анализираних кретања. У данашњој спортској пракси се зна да дисбаланс снаге може бити прекурсор повређивања а да постоји епидемиологија повреда колена код спортисткиња резултати овог рада могу да укажу на неке потенцијалне проблеме. Код испитанице је лева нога одскачна.

Узорак кинематичких варијабли у зглобу колена се састоји од временских, просторних и просторно - временских варијабли.

Временске варијабле:

- Време трајања вежбе (T_u),
- Време ексцентричне/ексцентричних контракција (T_{eksc}),
- Време концентричне/концентричних контракција (T_{conc}).
- Време фазе лета (T_l)
- Време фазе стабилизације (T_s)

Просторне варијабле:

- Почетни угао у зглобу колена (U_p),
- Минимални угао/углови у зглобу колена (U_{min}),
- Максимални угао/углови у зглобу колена (U_{max})
- Завршни угао у зглобу колена (U_z),
- Угао у зглобу колена у тренутку одскока (U_{od})
- Угао у зглобу колена у тренутку доскока (U_{do})
- Флексиона амплитуда у зглобу колена (A_{kf}),
- Екстензиона амплитуда у зглобу колена (A_{ke}).

Просторно -временске варијабле:

- Минимална угаона брзина у зглобу колена (U_{bmin}),
- Максимална угаона брзина у зглобу колена (U_{bmax}),
- Ексцентрично угаоно убрзање у зглобу колена (U_{ueksc}),
- Концентрично угаоно убрзање у зглобу колена (U_{uconc}).

Варијабла трајања вежбе представља укупно време трајања вежбе. Почетак вежбе дефинисан је на основу анализирања просторних координата маркера на зглобу колена као и промена координата маркера на крајевима олимпијске шипке. Крај вежбе

дефинисан је постизањем максималног угла у зглобу колена. Варијабла је изражена у секундама (s).

Варијабле углова у зглобу колена представљају вредности издвојене на основу критеријума промене из ексцентричног у концентрични режим рада и обратно. Варијабла је изражена у степенима ($^{\circ}$) и заокружена на цео број.

Варијабле угаоних амплитуда у зглобу колена представљају остварене ротације од почетка покрета до најмањег зглобног угла, и од њега до максималног реализованог угла током извођења вежбе, односно флексионе и екстензионе амплитуде. Презентоване су вредности у степенима ($^{\circ}$).

Варијабле угаоних брзина представљају њихове најмање и највеће вредности током извођења вежбе. Презентоване варијабле угаоних брзина су изражене у степенима у секунди ($^{\circ}/s$).

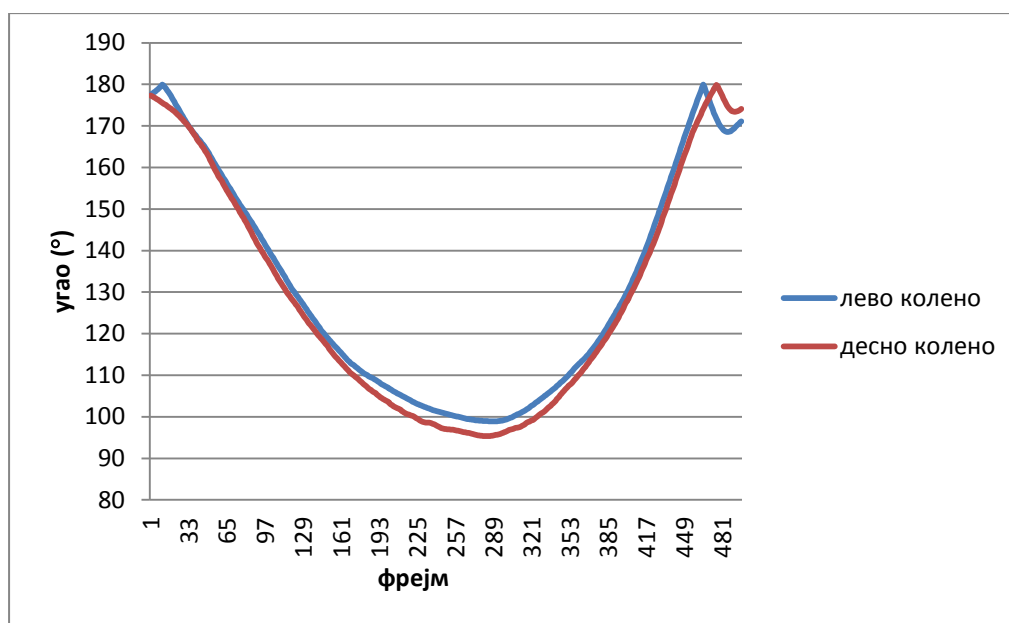
Угаоно убрзање представља прираст угаоне брзине у јединици времена, изражено у степенима у секунди на квадрат ($^{\circ}/s^2$). Угаоно убрзање мерено је у концентричном и ексцентричном режиму рада.

Графикони у којима су приказане варијабле су презентовани тако да су почетак и крај вежбе на десетом фрејму од почетка криве и десетом фрејму пре краја извођења вежбе.

5. РЕЗУЛТАТИ СА ДИСКУСИЈОМ

5.1. Получучањ са оптерећењем од 35 килограма

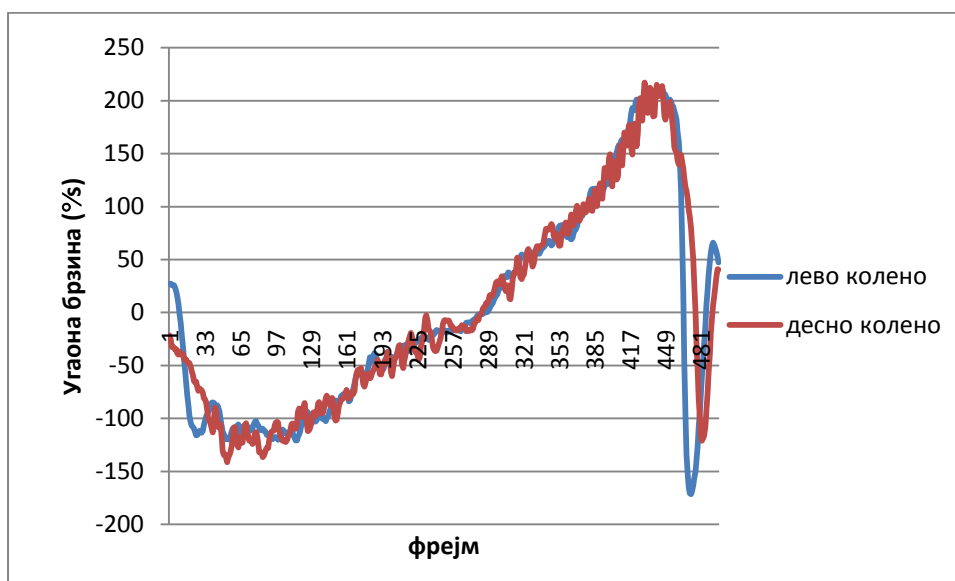
На слици 9 приказане су промене у угловима колена током извођења вежбе получучања. Криве углова левог и десног колена су веома уједначене и готово да се поклапају у потпуности, што указује да је задатак да се вежба изведе коректном техником постигнут. Темпо извођења вежбе је релативно спор и износи 2s. Обзиром да је трајање ексцентричне фазе дуже од концентричне, можемо закључити да је вежба изведена контролисано током ексцентричне фазе и релативно брзо током концентричне фазе. Ово временско трајање указује на добро избалансирану технику, где се посебна пажња посвећује контроли покрета током спуштања у получучањ, док се концентрична фаза изводи енергичније.



Слика 9: Промена углова колена током извођења вежбе получучањ са оптерећењем од 35kg.

На слици 10 се уочава промена угаоних брзина у зглобовима колена. Анализирањем графика видимо да постоји континуирани раст, од минималних $-121^{\circ}/s$ до максималних $212^{\circ}/s$ за лево колено, односно од $-141^{\circ}/s$ до $217^{\circ}/s$ за десно, што указује на релативно брзу

промену из ексцентричне у концентричну фазу. Ова комбинација може бити оптимална за развој снаге и стабилности у зглобу колена, уз смањење ризика од повреде.



Слика 10: Промена угаоних брзина колена током извођења вежбе получучањ.

Ниске вредности угаоних убрзања у концентричној фази сугеришу да је вежба изведена контролисано током спуштања. Разлике у угаоним убрзањима левог и десног колена током концентричне фазе су релативно мале, што указује на уједначену снагу и контролу током подизања. Ово сугерише да су мишићи обе ноге подједнако активни током концентричне фазе. У току ексцентричне фазе, остварена је вредност U_{ueks} десне ноге од $806^{\circ}/s^2$ и леве од $277^{\circ}/s^2$. Иако је опсег покрета сличан, различита вредност угаоног убрзања може значити да једна нога можда боље стабилизује зглоб током покрета или да је ефикаснија у контролисању брзине ротације.

Детаљнији преглед испитиваних варијабли можемо видети у табели 1.

Табела 1. Варијабле вежбе получучањ.

	Up	Umin	Uz	Akf	Ake	Ubmin	Ubmax	Uukonc	Uueks	Teksc	Tconc	Ts
Levo k	180°	99°	180°	81°	81°	-121°/s	212°/s	242°/s ²	277°/s ²	1.1s	0.8s	0.1
Desno k	176°	95°	180°	80°	85°	-141°/s	217°/s	228°/s ²	806°/s ²			s

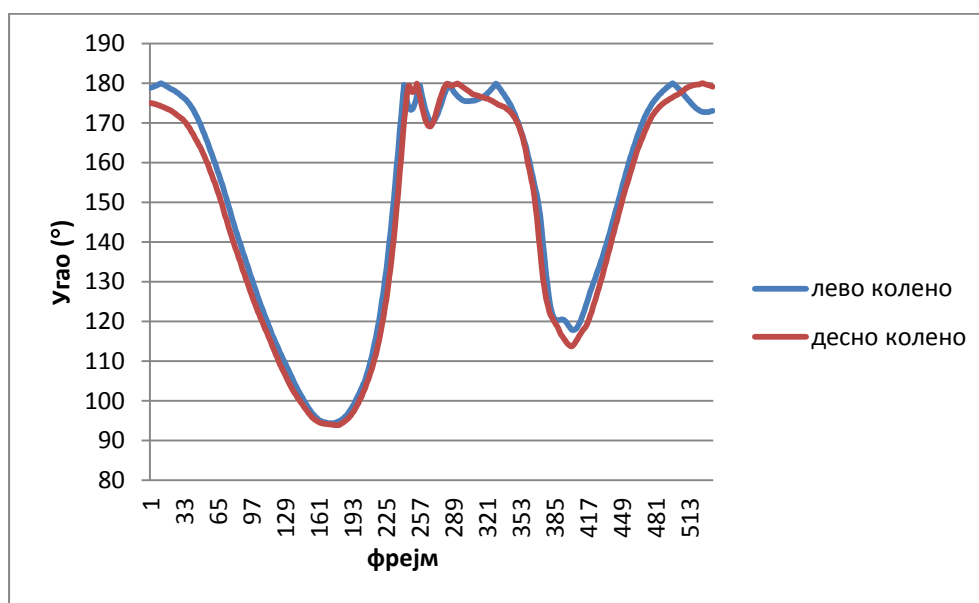
5.2. Скок из получучња са тегом на леђима

Скок из получучња са оптерећењем од 15 килограма

За разлику од получучња, током вежбе скок из получучња са тегом на леђима препознајемо циклус издужења – скраћења. Овај циклус представља биомеханички феномен који се дешава када се мишић брзо истегне (екстензија) и затим контрахује током покрета. Овај циклус омогућава брзу и ефикасну генерацију снаге.

Током извођења скока из получучња са оптерећењем од 15 килограма (слика 11), углови у зглобовима колена леве и десне ноге показују висок степен уједначености - симетрије.

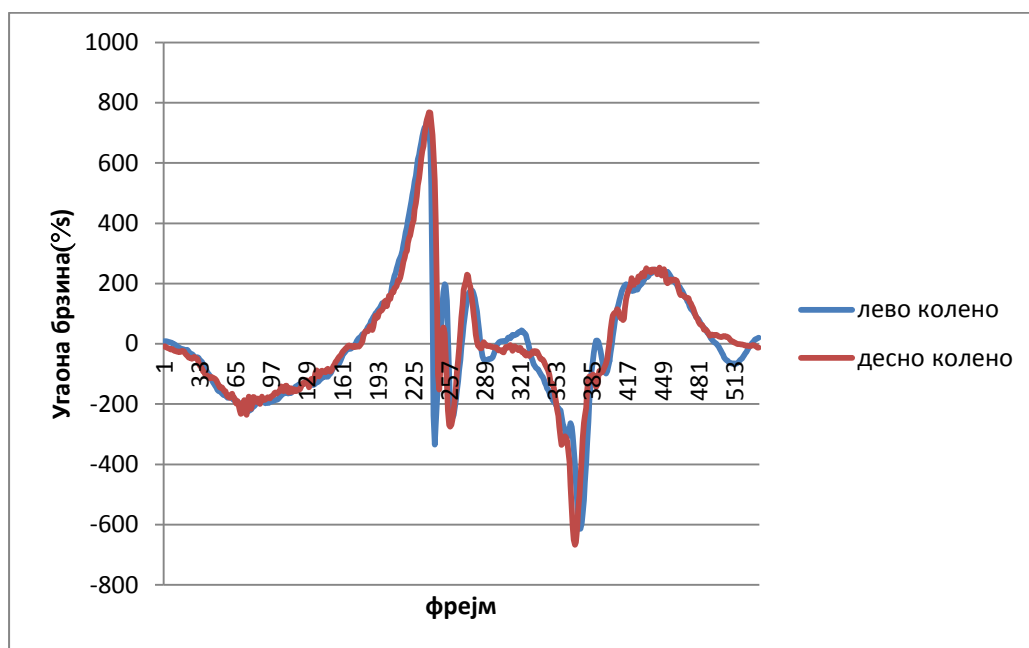
Промене у амплитудама углова су минималне између леве и десне ноге, што сугерише да су обе ноге адекватно синхронизоване и да се покрет изводи без значајних техничких недостатака. Ова симетрија у угловима и амплитудама доприноси ефикасном преносу снаге и смањењу ризика од повреда.



Слика 11: Промена угла колена током вежбе скок из получучња са оптерећењем од 15kg.

При анализи графика промене угаоних брзина (слика 12), уочено је да се криве угаоних брзина као и промене угла у зглобовима колена леве и десне ноге готово потпуно поклапају током свих фаза вежбе. Симетрија у угаоним брзинама и угловима сугерише да су обе ноге једнако укључене у извођење вежбе, што је позитиван знак за правилну

технику и смањење ризика од повреда. Десна нога показује нешто веће вредности у ексцентричној и концентричној фази у поређењу са левом ногом.



Слика 12: Промена угаоних брзина колена током извођења вежбе скок из получучња са оптерећењем од 15kg

Детаљнији преглед испитиваних варијабли приказани су у табелама 2 и 3.

Табела 2. Просторне варијабле вежбе скок из получучња са оптерећењем од 15kg.

	Up	Umin	Uod	Udo	Uz	Акф	Аке
Levo k	180°	94°	180°	160°	173°	86°	86°
Desno k	174°	94°	180°	158°	180°	80°	86°

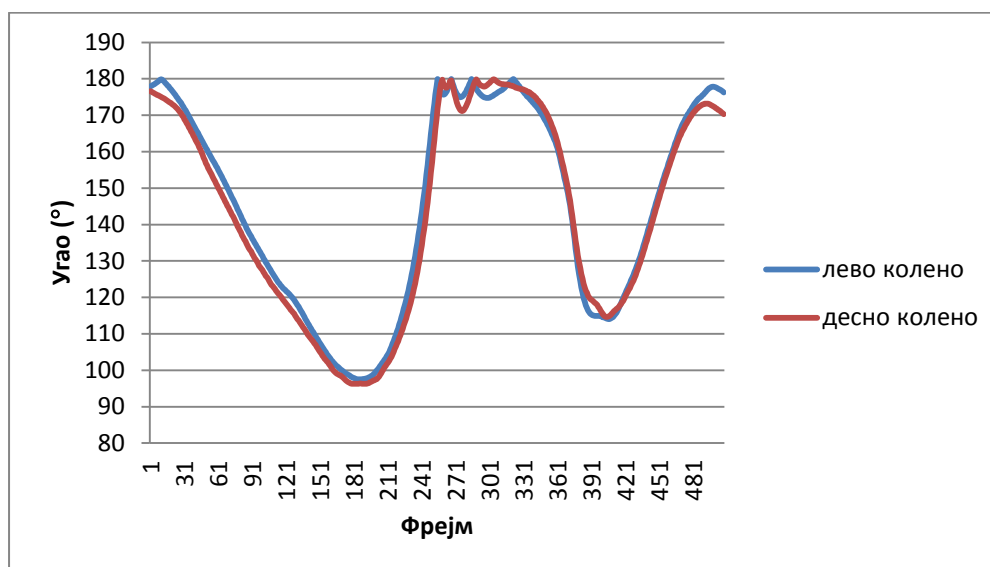
Може се констатовати да су и просторне и просторно – временске варијабле леве и десне ноге готово идентичне.

Табела 3. Просторо-временске и временске варијабле вежбе скок из получучња са оптерећењем од 15kg.

	U _{bmin}	U _{bmax}	U _{ueks}	U _{ukonc}	T _{eksc}	T _{conc}	T _I	T _s
Levo k	-225°/s	738°/s	815°/s ²	1444°/s ²	0.7s	0.3s	0.5s	0.7s
Desno k	-236°/s	768°/s	833°/s ²	1469°/s ²				

Скока из получучња са оптерећењем од 35 килограма

На слици 13 може се уочити промена углова у колену у вежби скок из получучња са оптерећењем од 35 килограма, криве су готово у потпуности изједначене, односно подударају се. Једина уочљива промена, несинхронизација, појавила се у вредностима угаоних убрзања.



Слика 13: Промена углова у колена током вежбе скок из получучња са оптерећењем од 35kg.

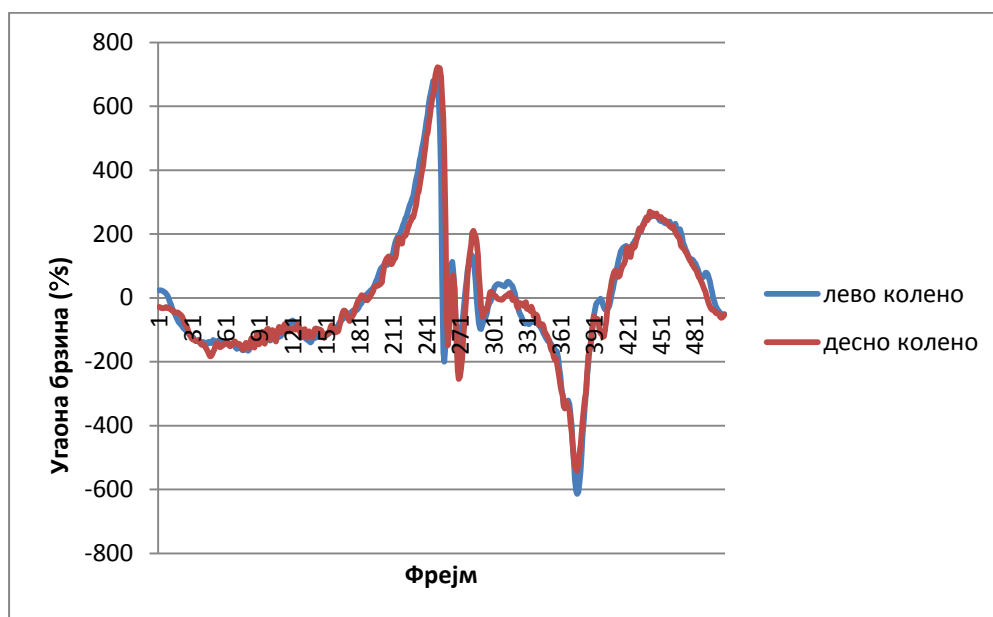
Десна нога показује нешто веће вредности угаоних брзина и у ексцентричној и у концентричној фази са повећањем оптерећења.

У ексцентричној фази, десна нога има знатно веће угаоно убрзање ($1220\text{ }^{\circ}/\text{s}^2$) у поређењу са левом ногом ($566\text{ }^{\circ}/\text{s}^2$).

У концентричној фази, лева нога има веће угаоно убрзање ($1216\text{ }^{\circ}/\text{s}^2$) у поређењу са десном ногом ($1065\text{ }^{\circ}/\text{s}^2$).

Како се разлика у угаоном убрзању између десног и левог колена појавила само са повећањем оптерећења, то се може објаснити компензаторним механизмима десне ноге док покушава да се носи да додатним оптерећењем. Компензациони механизми су адаптивне стратегије које тело користи да би се носило са неравнотежама, повредама или додатним оптерећењем. Компензациони механизми укључују промене у мишићној активацији и кретању које омогућавају телу да изведе задати покрет упркос присутним

ограничењима. Ови механизми могу бити резултат разлика у снази, стабилности, флексибилности, или техници између две ноге.



Слика 14: Промена угаоних брзина колена током вежбе скок из получучња са оптерећењем од 35kg.

Детаљнији преглед испитиваних варијабли представљен је у табелама 4 и 5.

Табела 4. Просторне варијабле вежбе скок из получучња са тегом на леђима са оптерећењем од 35kg.

	Up	Umin	Uod	Udo	Uz	Akf	Ake
Levo k	180°	97°	162°	154°	178°	82°	82°
Desno k	175°	96°	151°	156°	172°	79°	84°

На основу приказа просторних и просторно – временских варијабли види се да постоје значајне разлике између леве и десне ноге посебно у варијаблама Uod и Uueks. Узроке за те разлике не можемо тачно утврдити само на основу посматрања кинематике колена, највероватније су разлике настале због потребе за стабилизацијом током извођења вежбе, односно без варијабли које описују позиционирање тупа и тега не можемо дати потпуно објашњење.

Табела 5. Просторо-временске и временске варијабле вежбе скок из получучња са тегом на леђима са оптерећењем од 35kg.

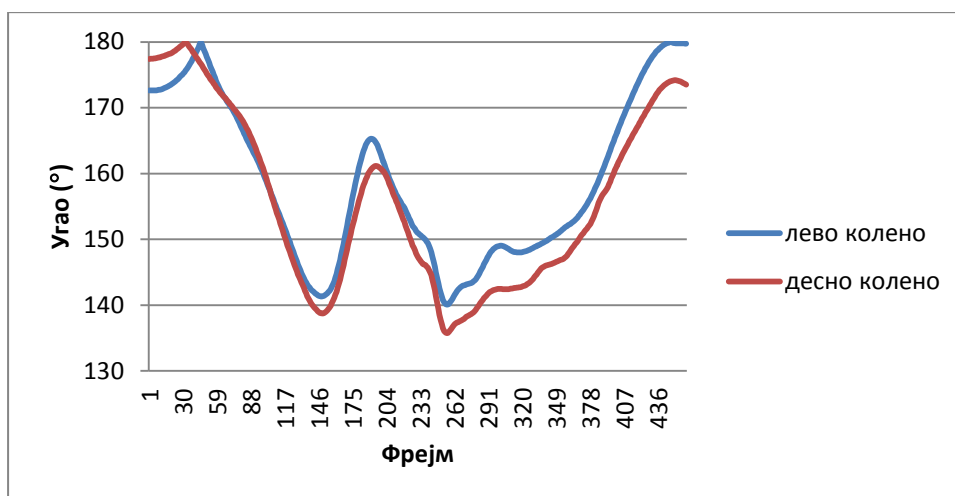
	Ubmin	Ubmax	Uueks	Uukonc	Teksc	Tconc	Tl	Ts
Levo k	-165°/s	686°/s	566°/s ²	1216°/s ²	0.7s	0.3s	0.5s	0.5s
Desno k	-183°/s	722°/s	1220°/s ²	1065°/s ²				

5.3. Набачај

Набачај са оптерећењем од 25 килограма

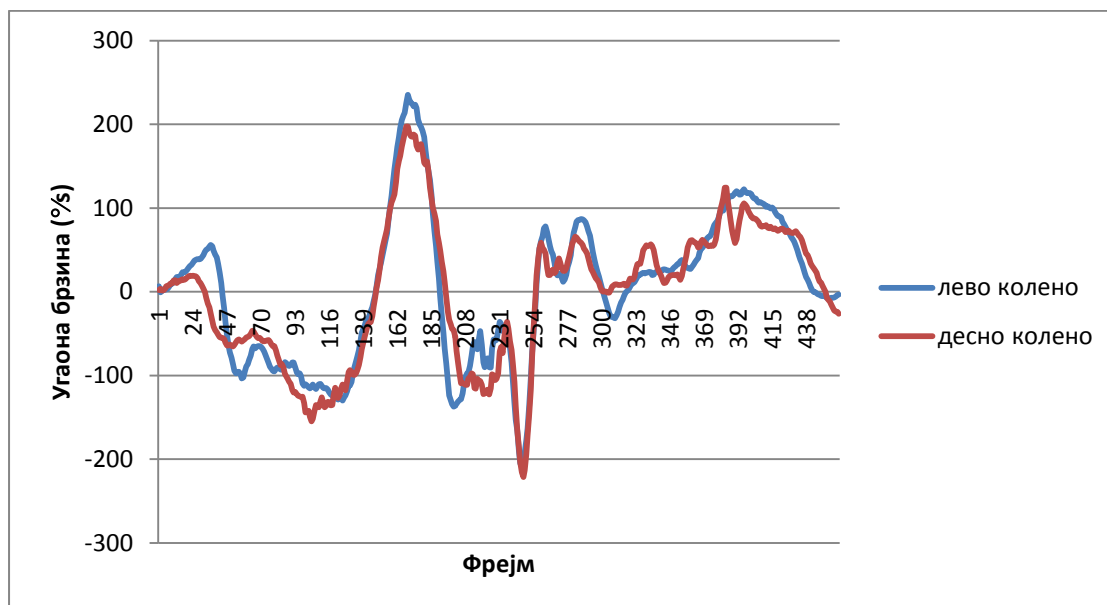
При посматрању кинематике угла у зглобу колена током набачаја, можемо приметити да се угао колена континуирано мења током покрета. Током набачаја, правилно координисани покрети у зглобу колена омогућавају ефикасно извођење вежбе. Овај процес подразумева комплексну интеракцију између мишића, тетива и костију како би се постигла оптимална кинематичка функција зглоба колена током набачаја.

Пре самог почетка ексцентричне фазе можемо видети да долази до повећања угла у зглобу колена, што представља припремну радњу ради повећања ефикасности. У тренутку када угао у зглобу колена достигне око 160° активно деловање вежбача на тег престаје и он се спушта у позицију „седа“ (Zemunik,1985), што се види и на графику на слици 15, где су остварени максимални углови од 160° у десном односно 165° у левом колону у концентричној фази.



Слика 15: Промена углова колена током набачаја са оптерећењем од 25kg.

Десно колено показује вишу вредност $U_{\min}$ у поређењу са левим, док лево колено показује већу $U_{\max}$ у поређењу са десним. Како је лева нога испитанице одскачна нога, постоји велика вероватноћа да преузима више оптерећења током вежби. То би могло довести до нижих вредности угаоних брзина и убрзања у левој нози у поређењу са десном ногом, која је мање оптерећена и самим тим постиже веће вредности. Ово је у складу са принципима биомеханике и мишићне активације, где доминантна нога (у овом случају лева) преузима већу улогу у стабилизацији и извођењу покрета, док друга нога (десна) може слободније генерисати брзину и убрзање.



Слика 16: Промена угаоних брзина колена током вежбе набачај са оптерећењем од 25kg.

Нумеричке вредности варијабли приказане су у табелама 6 и 7.

Табела 6. Просторне варијабле вежбе набачај са оптерећењем од 25 килограма.

	U_p	$U_{\max 1}$	$U_{\min 1}$	$U_{\max 2}$	$U_{\min 2}$	U_z	A_{kf}	A_{ke}
Levo k	173°	180°	141°	165°	140°	180°	40°	40°
Desno k	178°	180°	139°	161°	136°	174°	44°	44°

Вредности $U_{\text{екек}}$ су практично идентичне, са минималним разликама ($2^\circ/s^2$). Ово указује на одличну технику у ексцентричној фази код обе ноге. Конзистентност у ексцентричној

фази може указивати на правилно усмеравање напора и контролу. Постоји значајна разлика између U_{conc} . Десно колено има већу вредност угаоног убрзања ($1320^\circ/\text{s}^2$) у поређењу са левим коленом ($1069^\circ/\text{s}^2$).

Табела 7. Просторо-временске и временске варијабле вежбе набачај са оптерећењем од 25 килограма.

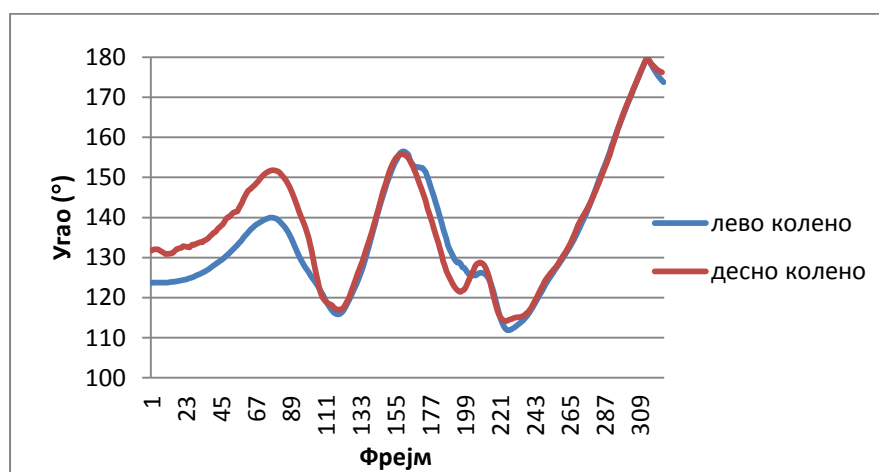
	U_{bmin}	U_{bmax}	U_{ueks}	U_{ukonc}	T_{ekcs}	T_{conc}	T_{s}
Levo koleno	$-130^\circ/\text{s}$	$235^\circ/\text{s}$	$507^\circ/\text{s}^2$	$1069^\circ/\text{s}^2$	0.6s	0.4s	0.8s
Desno koleno	$-155^\circ/\text{s}$	$197^\circ/\text{s}$	$509^\circ/\text{s}^2$	$1320^\circ/\text{s}^2$			

Набачај са оптерећењем од 29 килограма

На слици 17 приказана је промена углова у зглобовима колена приликом извођења набачаја са колена са оптерећењем од 29kg. Услед припремних радњи ради повећања ефикасности након заузимања почетног положаја углови у коленима нису уједначени, али је зато у концентричној фази дошло до потпуне синхронизације и вежба је изведена сливено.

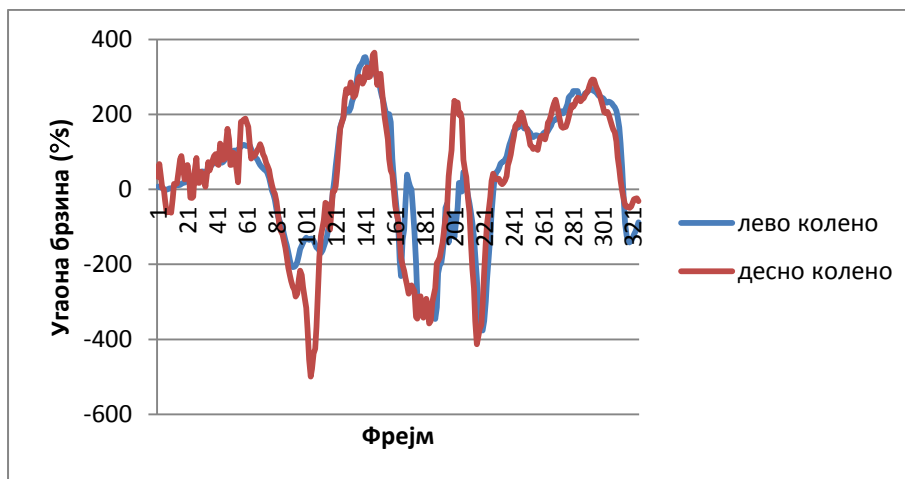
У поређењу са извођењем набачаја са 25kg, флексиона амплитуда колена се смањила, док се екстензиона повећала. Како оптерећење није блиско максималном, смањење амплитуде се може објаснити начином извођења вежбе са већом крутошћу система.

При повећаном оптерећењу, времена трајања ексцентричне и стабилизационе фазе смањила су се на 0,3s, а трајање концентричне фазе се повећало на 0,7s



Слика 17: Промена углова колена током вежбе набачај са 29kg.

На слици 18 приказан је график промене угаоних брзина у току извођења набачаја са 29kg. Услед разлике у угловима у ексцентричној фази при вршењу припремних радњи добијене су различите вредности угаоних брзина и самим тим угаоних убрзања.



Слика 18: Промена угаоних брзина колена током вежбе набачај са оптерећењем од 29kg.

Детаљније вредности варијабли при извођењу вежбе набачај са повећаним оптерећењем могу се видети у табелама 8 и 9.

Табела 8. Просторне варијабле вежбе набачај са оптерећењем од 29 kg.

	Up	Umax1	Umin1	Umax2	Umin2	Umax3	Umin3	Uz	Akf	Ake
Levo k	124°	140°	116°	156°	125°	126°	112°	180°	28°	68°
Desno k	131°	152°	117°	156°	121°	129°	114°	180°	38°	66°

На основу приказа просторно – временских варијабли види се да постоје значајне разлике између леве и десне ноге посебно у варијаблама U_{ikop} и U_{ueks} . Овако велике разлике указују на то да постоји релативно велика потреба за компензаторним кретањима. На основу посматрања само зглоба колена није могуће дати тачан одговор за узрок овакве појаве. Претпоставка је да се повећањем убрзања једне ноге постиже потребно позиционирање тела за симетрично извођење појединих фаза вежбе.

Угаоне брзине су се у потпуности поклопиле у концентричној - активној фази, која је главни показатељ колико синхронизовано и сливено је вежба изведена.

Табела 9. Просторо-временске и временске варијабле вежбе набачај са оптерећењем од 29kg.

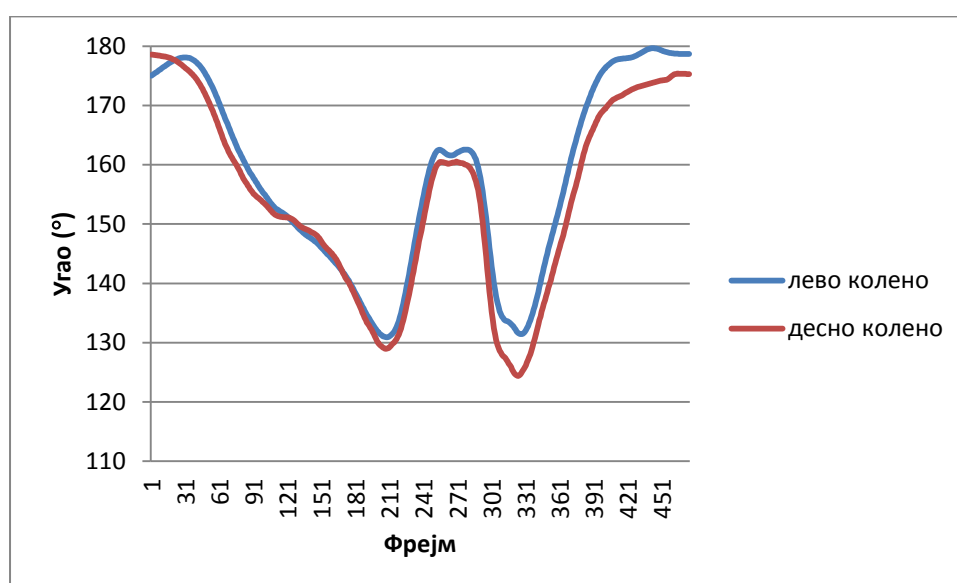
	Ubmin	Ubmax	Uueks	Uukonc	Teksc	tconc	ts
Levo k	-208°/s	352°/s	2373°/s ²	2743°/s ²	0.3s	0.7s	0.3s
Desno k	-500°/s	364°/s	3753°/s ²	4818°/s ²			

5.4. Трзај

Трзај са оптерећењем од 25 килограма

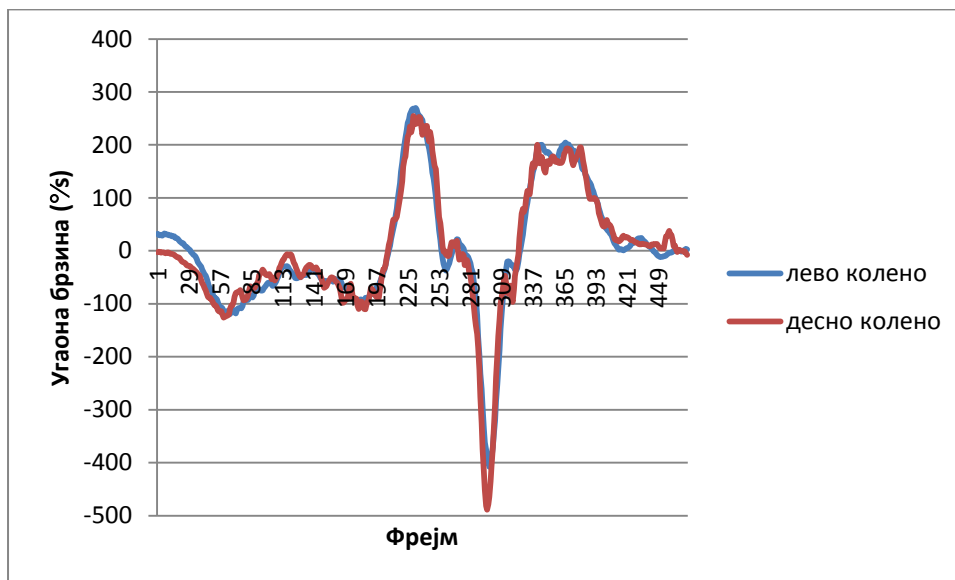
Трзај је сложена вежба која укључује динамичан и брз покрет довођења тега у положај узручења, често коришћена у многобројним спортовима. Покрет је изведен врло синхронизовано у ексцентричној и концентричној фази где су разлике у постигнутим угловима минималне (2°). У фази стабилизације десна нога постигла је нижи угао.

Ексцентрична и концентрична фаза трају по 0,8 s. Исто време у обе фазе указује на то да се покрет одвија у усклађеном темпу. Фаза стабилизације је кратка и износи 0,3s.



Слика 19: Промена углова колена током вежбе трзај са оптерећењем од 25kg.

На слици 20 приказана је промена угаоних брзина у току трзаја са колена. Остварене угаоне брзине при U_{min1} и U_{max} су готово идентичне, са минималним разликама, па се криве у концентричној фази преклапају.



Слика 20: Промена угаоних брзина колена током вежбе трзај са оптерећењем од 25kg

Детаљније вредности варијабли при извођењу вежбе трзај са оптерећењем од 25kg представљене су у табелама 10 и 11.

Табела 10. Просторне варијабле вежбе трзај са оптерећењем од 25kg.

	Up	Umin1	Umax	Umin	Uz	Akf	Ake
Levo k	176°	131°	162°	131°	180°	45°	49°
Desno k	178°	129°	160°	124°	175°	54°	54°

Што се тиче угаоног убрзања, у ексцентричној фази, оно је практично идентично за обе ноге, што указује на сличан рад и оптерећење у овој фази покрета.

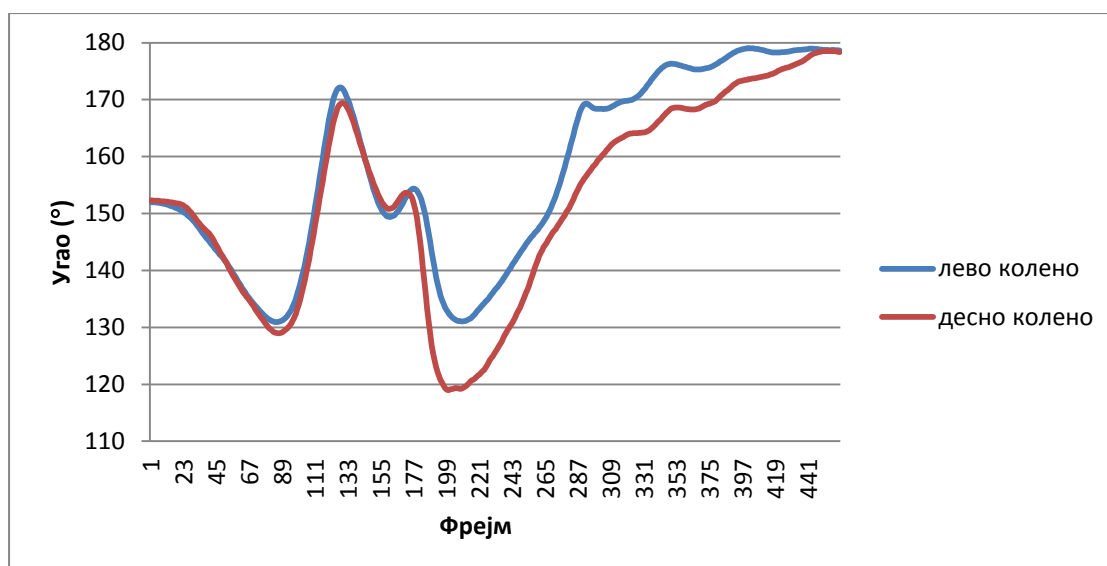
У концентричној фази, угаоно убрзање је веће у десном колону ($2037^{\circ}/s^2$) у поређењу са левим коленом ($2017^{\circ}/s^2$).

Табела 11. Просторо-временске и временске варијабле вежбе вежбе трзај са оптерећењем од 25kg.

	Ubmin	Ubmax	Uueks	Uukonc	Teksc	Tconc	Tu
Levo k	-92°s	269°s	402°s ²	2017°s ²	0.8s	0.8s	0.3s
Desno k	-110°s	255°s	401°s ²	2037°s ²			

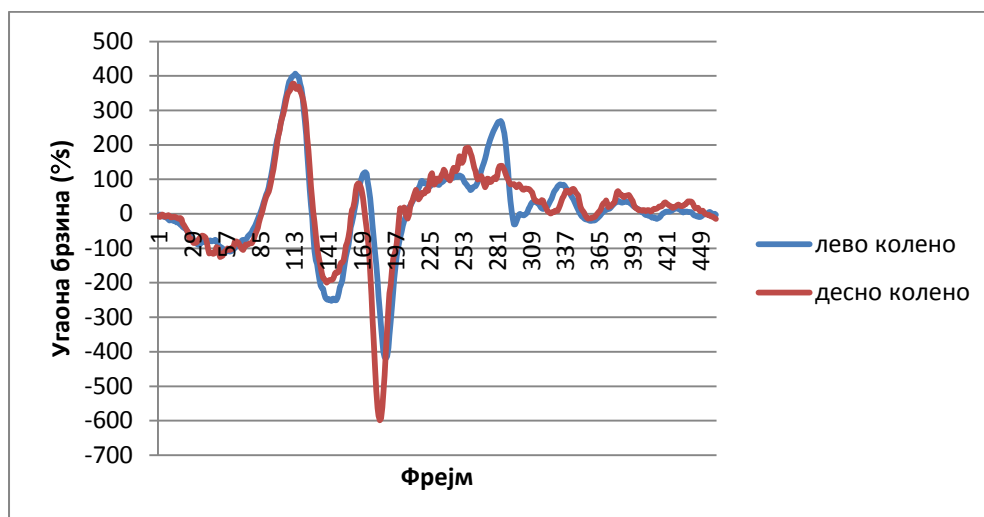
Трзај са оптерећењем од 35 килограма

На слици 21 може се видети промена углова у току извођења трзаја са оптерећењем од 35kg. Задржан је висок степен синхронизације у ексцентричној и концентричној фази. Промена у угловима види се у фази стабилизације.



Слика 21: Промена углова колена током вежбе трзај са оптерећењем од 35kg.

Као што је случај на слици 21, висок ниво синхронизације види се и на слици 22, где су се криве поклопиле и у ексцентричној и у концентричној фази.



Слика 22: Промена угаоних брзина колена током вежбе трзај са оптерећењем од 35kg.

Детаљније вредности варијабли при извођењу вежбе трзај са оптерећењем од 35kg приказане су у табелама 12 и 13.

Табела 12. Просторне варијабле вежбе трзај са оптерећењем од 35kg.

	Up	Umin1	Umax1	Umin2	Umax2	Umin3	Uz	Akf	Ake
Levo k	152°	131°	172°	149°	154°	131°	179°	21°	48°
Desno k	152°	129°	169°	151°	154°	119°	178°	33°	60°

Са повећањем оптерећења, минималне угаоне брзине су се благо повећале, а максималне значајно, што указује на већу експлозивност у концентричној фази. Угаона убрзања у ексцентричној фази су се смањила са повећањем оптерећења, а у концентричној фази су остала приближно истих вредности.

Табела 13. Просторо-временске и временске варијабле вежбе трзај са оптерећењем од 35kg.

	U _{bmin}	U _{bmax}	U _{ueks}	U _{ukonc}	T _{eksc}	t _{conc}	T.s
Levo k	-111°/s	407°/s	318°/s ²	2145°/s ²	0.3s	0.9s	0.6s
Desno k	-125°/s	378°/s	374°/s ²	2011°/s ²			

6. ЗАКЉУЧЦИ

У спортској пракси велики број спортиста и тренера примећује бенефите од тренинга који у себи садрже вежбе из простора брзинске снаге. То се посебно односи на вишезглобне вежбе са олимпијским теговима као што су получучањ и различите варијанте трзаја, набачаја и скокова. У спортовима где је интензитет кретања тела императив, неизоставни делови тренинга снаге представљају управо наведене вежбе. У врхунском спорту где се основне такмичарске активности налазе у највишим зонама интензитета често није могуће у тренажне програме инкорпорирати такозване плиометријске вежбе због ризика од премора и повреда, у том смислу вежбе брзинске снаге представљају најчешће добар избор из разлога што имају позитиван трансфер на остале облике испољавања снаге и смањених ризика од преоптерећења. За разумевање механизма трансфера могуће је поређење варијабли извођења вежби брзинске снаге са варијаблама у основним такмичарским активностима. На примеру скока у даљ могуће је поређење на нивоу углова, амплитуда, трајања, угаоних брзина на нивоу свих релевантних зглобова. У том смислу могу бити адекватна поређења ових резултата са оним публикованим у докторској дисертацији Јанковић (2009), посебно имајући у виду да је у оба истраживања коришћен исти кинематички мерни систем.

На основу добијених резултата може се уочити следеће:

- Лева нога испитанице, која је одскачна, показује ниже вредности угаоних брзина и убрзања у ексцентричној фази у свим вежбама
- Десна нога показује веће вредности угаоних брзина и убрзања у ексцентричној фази.

Како је лева нога доминантна или одскачна нога, можемо претпоставити да она може преузимати више оптерећења током вежби. То може резултирати већим мишићним напрезањем и већим стабилизационим улогом леве ноге, што може довести до нижих вредности угаоних брзина и убрзања. Десна нога, ослобођена дела оптерећења, може постићи веће вредности угаоних брзина и убрзања. Ако је десна нога мање оптерећена у поређењу са левом, она може брже реаговати и постићи веће угаоне брзине и убрзања.

Лева нога може бити ангажована у већем степену за стабилизацију и контролу, што може резултирати нижим вредностима угаоних брзина и убрзања.

Повећање оптерећења доводи до смањења флексионе амплитуде левог колена, док десно колено задржава већу флексиону амплитуду.

Са повећањем оптерећења, примећено је смањење флексионе амплитуде левог колена, док десно колено задржава већу флексиону амплитуду, као и значајно повећање угаоних брзина и убрзања у обе ноге. Овако изражене разлике у перформансама између леве и десне ноге указују на значајну потребу за компензаторним кретањима током извођења вежби. Ова компензаторна кретања могу бити одраз покушаја тела да одржи равнотежу и стабилност током различитих фаза покрета. Посматрајући само зглоб колена, није могуће са сигурношћу утврдити узрок ових разлика, јер такве разлике могу бити последица комплексних интеракција између различитих сегмената тела. Једна од претпоставки је да повећање убрзања једне ноге служи као механизам којим тело покушава да постигне оптимално позиционирање за симетрично извођење одређених фаза вежбе. Овај процес може укључивати и друге зглобове и мишићне групе које доприносе целокупној кинематици покрета, чинећи ову компензацију сложенијом него што се може закључити само из кинематичке анализе зглоба колена.

Сагледавањем графика промене углова у вежбама скок из получучња, набачај и трзај примећујемо да се разлике у угловима једино јављају у току припремних радњи или у фази стабилизације, док су у кључним фазама (концентрична и ексцентрична фаза) занемарљиве или их готово нема.

Према Бранку Земуну (Zemunik, 1985) када дизачи тегова заузму стартни положај они изводе различите припремне радње, неки испружају ноге да би их затим поново савили и одмах почели дизати тегове. Таквим се покретима растежу мишићи ногу што повећава њихову предстојећу ефективност. Други вежбачи се након старта положе опружају назад - доле а затим брзо заузимају претходни положај и не задржавајући се у њему почињу дизати тегове. Такве кретње осигуравају правовремено напрезање и растезање мишића. Случај који се дешава код наше испитанице је управо тај да долази до екстензије у зглобовима колена због потребе за стабилизацијом и ефикаснијим извођењем вежбе.

Овај рад истиче значај анализе биомеханичких параметара током извођења сложених вежби. Асиметрије у перформансама између леве и десне ноге могу утицати на целокупне атлетске способности и ризик од повреда, и стога захтевају пажњу и прилагођавање тренинг програма.

Занимљиво је то да се код графика промене углова у коленима у вежбама скок из получучња, набачај са колена и трзај са колена јавља крива у облику латиничног слова "W", то указује на специфичне обрасце у динамици покрета. Облик латиничног слова "W" је класичан образац повезан са SSC. Добро изведен SSC омогућава максимизирање снаге и брзине, користећи и ексцентричну и концентричну фазу за побољшање перформанси. Овакви графици могу указивати на технички исправно извођење вежбе, где се преузима адекватна контрола и стабилизација у свим фазама покрета. Анализа ових графика помаже у разумевању функције колена у току различитих фаза покрета и може указати на потребу за усавршавање технике или прилагођавање оптерећења.

У табели 14 приказани су параметри углова и амплитуда у колену за цео узорак скокова из докторске дисертације Јанковића (2009). Ако погледамо графике промене углова колена у вежбама набачај и трзај, распон Аке у концентричној фази кретао се од минималних 22° до максималних 41° , што се у великој мери поклапа са распоном Аке код скокова. Такође распон минималних углова на крају ексцентричне фазе у вежбама набачај и трзај кретао се од 116° до 141° , док је код скокова од $124,9^{\circ}$ до 158° .

Табела 14. Дескриптивни параметри углова и амплитуда у зглобу колена у атлетској дисциплини скока у даљ за цео узорак скокова докторске дисертације Јанковића (2009).

	Minimum	Maximum
Ukmin	$124,9^{\circ}$	$158,0^{\circ}$
Ukmax	$158,7^{\circ}$	$179,6^{\circ}$
Akf	$12,5^{\circ}$	$36,2^{\circ}$
Ake	$21,3^{\circ}$	$48,9^{\circ}$

У табели 15 представљене су минималне и максималне вредности угаоних брзина колена за све скокове из докторске дисертације Јанковића (2009). Ubmin у скоковима имају велике негативне вредности у односу на Ubmin у вежбама получучањ, скок из получучња,

набачај и трзај. Једино вредности Ub_{max} у вежбама скок из получучња са оптерећењем од 15kg и 35kg могу се упоредити са Ub_{max} код скокова, док код осталих вежби те вредности су знатно ниже.

Табела 15. Дескриптивни показатељи угаоних брзина у зглобу колена за све скокове из докторске дисертације Јанковића (2009).

	Minimum	Maximum
Ub_{min}	$-1101^{\circ}/s$	$-425^{\circ}/s$
Ub_{max}	$543^{\circ}/s$	$1132^{\circ}/s$

На основу анализе доступне литературе, можемо закључити да већина истраживања фокусирана на кинематичке и кинетичке анализе углавном укључује дизаче тегова као узорак. Ова истраживања се углавном баве класичним техникама дизања тегова, као што су трзај и набачај, и мерењем перформанси у контексту спортских резултата. Међутим, постоји значајан недостатак истраживања која би се бавила модификацијама ових вежби у различитим спортским дисциплинама као што су атлетика, спортске игре и други спортови где се вежбе брзинске снаге примењују у специфичним контекстима.

Модификације техника дизања тегова у овим дисциплинама често су прилагођене специфичним захтевима спорта, укључујући различите услове оптерећења, брзину покрета и специфичне позиције тела. Ова адаптација може укључивати варијације у темпу, угловима флексије и екстензије, амплитудама, угаоних брзина и убрзања. Истраживања која се баве овим аспектима била би од великог значаја за боље разумевање како се техника дизања тегова може оптимално применити у различитим спортским контекстима. Ова врста истраживања би могла да понуди вредне увиде у то како адаптације вежби могу утицати на перформансе спортиста у различитим дисциплинама, као и да помогне у развоју ефикаснијих тренажних програма који ће боље одговарати специфичним потребама сваког спорта. Такође, будућа истраживања могу укључивати:

- Анализу мишићне активације помоћу ЕМГ-а (електромиографије) како би се боље разумеле разлике у мишићној активацији између леве и десне ноге.

- Дугорочне студије које испитују ефекте специфичних тренинг интервенција на смањење асиметрије у перформансама.
- Упоредне студије са различитим популацијама спортиста како би се утврдило да ли су примећене асиметрије специфичне за одређене спортове или ниво физичке активности.

7. ЛИТЕРАТУРА

1. Comfort, P. (2015). A biomechanical analysis of variations of the power clean and their application for athletic development.
2. Čoh, M., Krzysztof, M. (2019). Biodynamic analysis of sprint, jumps and agility. Ljubljana: University of Ljubljana Faculty of Sport.
3. Dick, F. W. (1980). *Sports training principles*. London: Lepus Books.
4. Drapšin, M. (2009). *Ispitivanje validnosti izokinetičke dinamometrije pri evaluaciji snage mišića natkolenice kod ispitanika sa oštećenjem prednjeg ukrštenog ligamenta kolena* (Doktorska disertacija). Univerzitet u Novom Sadu, Medicinski fakultet, Novi Sad.
5. Golik-Perić, D. (2016). *Razlike u izokinetičkim parametrima natkolene muskulature u odnosu na bol u leđima* (Doktorska disertacija). Univerzitet u Novom Sadu: ACIMSI.
6. Ivančević, V., Lukman, L., & Ivančević, T. (1994). *Odabrana poglavlja iz humane biomehanike*. Novi Sad: MP Student.
7. Janković, N. (2009). *Uticaj dužine zaleta na kinematiku odskoka i dužinu kod skoka u dalj* (Doktorska disertacija). Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja Univerziteta u Beogradu, Beograd.
8. Janković, N., & Matić, M. (2019). *Optimizacija skokova u sportu*. Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja Univerziteta u Beogradu, Beograd.
9. Jarić, S. M., & Kukolj, M. S. (1996). Sila (jačina) i snaga u pokretima čoveka. *Fizička kultura*, 50(1-2), 15-28.
10. Jarić, S., & Kukolj, M. (1996). Sila (jačina) i snaga u pokretima čoveka. *Fizička kultura*, 50(1-2), 15-28.
11. Johnson, C. (1996). The elastic strength development of Jonathan Edwards (English) in New Studies In Athletics, 11(2/3), 63-70
12. Jovanović, M., Kapeleti, M., Ubović, M., Pažin, N., Ilić, D., & Mrdaković, V. (2021). Razlike između konvencionalne i sumo varijante tehnike mrtvog dizanja - kinematička, kinetička i elektromiografska studija. *Fizička kultura*, 75(2), 133-143.
13. Jovanović, S., Keros, P., Kargovska-Klisarova, A., Ruszkowski, I., & Malobabić, S. (1989). Donji ekstremitet. *Naučna knjiga i Školska knjiga, Beograd-Zagreb*, 71-100.

14. Kipp, K., Redden, J., Sabick, M., & Harris, C. (2012). Weightlifting performance is related to kinematic and kinetic patterns of the hip and knee joints. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(7), 1838-1844.
15. Klisarić, D. (2020). Uticaj spoljašnjih i unutrašnjih faktora na visinu skoka iz polučučnja. *Fizička kultura*, 74(1), 19-29.
16. Korkmaz, S., & Harbili, E. (2016). Biomechanical analysis of the snatch technique in junior elite female weightlifters. *Journal of Sports Sciences*, 34(11), 1088-1093.
17. Marković, S., Ćuk, I., & Milošević, M. (2022). *Analitika u sportu sa osnovama skautinga*. Beograd: Univerzitet Singidunum.
18. Mastalerz, A., Szyszka, P., Grantham, W., & Sadowski, J. (2019). Biomechanical analysis of successful and unsuccessful snatch lifts in elite female weightlifters. *Journal of Human Kinetics*, 68, 69-79.
19. Matić, M. (2015). *Metodološki aspekti optimizacije intenziteta kod skoka iz saskoka* (Doktorska disertacija). Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja Univerziteta u Beogradu.
20. Matić, M., Mrdaković, V., Janković, N., Ilić, D., Stefanović, Đ., & Kostić, S. (2012). Active landing and take-off kinematics of the long jump. *Facta Universitatis, Series Physical Education and Sport*, 10(3), 243-256.
21. Mićunović, L., & Mirić, D. M. (2001). Biomehanika meniskusa zgloba kolena i njen značaj. *Srpski arhiv za celokupno lekarstvo*, 129(3-4), 91-93.
22. Milanese, C., Bertuccio, M., & Zancanaro, C. (2014). The effects of three different rear knee angles on kinematics in the sprint start. *Biology of Sport*, 31(3), 209-215.
23. Miletello, W. M., Beam, J. R., & Cooper, Z. C. (2009). A biomechanical analysis of the squat between competitive collegiate, competitive high school, and novice powerlifters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(5), 1611-1617.
24. Nićin, Đ. A. (2000). *Antropomotorika -teorija*. Novi Sad: Fakultet fizičke kulture.
25. Olaya-Mira, N., Soto-Cardona, I. C., Palacio-Peña, R. T., & Acevedo-Tangarife, N. J. (2020). Kinematic analysis of the snatch technique in high performance weightlifters. *Apunts. Educación Física y Deportes*, 140, 70-76.
26. Radivojević, S. (1975). Zglob kolena. U Radivojević, S. (Ed.), *Anatomija-noga* (pp. 9-19). Beograd: Naučna knjiga.
27. Souza, A. L., & Shimada, S. D. (2002). Biomechanical analysis of the knee during the power clean. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 16(2), 290-297.

28. Stefanović, Đ., & Ranisavljev, I. (2013). *Teorija i tehnologija kondicije -praktikum*. Beograd: Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja.
29. Stefanović, Đ., Jakovljević, S., & Janković, N. (2010). *Tehnologija pripreme sportista*. Beograd: Fakultet sporta i fizičkog vaspitanja.
30. Stefanović, N., Antić, S., & Pavlović, S. (2002). *Anatomija donjeg ekstremiteta*. Niš: Autori.
31. Takai, S., Woo, S. L., Livesay, G. A., Adams, D. J., & Fu, F. H. (1993). Determination of the situ loads on the human anterior cruciate ligament. *Journal of Orthopedic Research*, 11(5), 686-695.
32. Van Praagh, E., & Dore, E. (2002). Short-term muscle power during growth and maturation. *Sports Medicine*, 32(11), 701-728.
33. Vasiljev, D., & Ilić, D. (2004). *Biomehanika I*. Novi Sad: Old Commerce.
34. Verhošanski, J. (1979). *Razvoj snage u sportu*. Beograd: NIP Partizan.
35. Zatsiorsky, V. M., & Kraemer, W. J. (2009). *Nauka i praksa u treningu snage*. Beograd: Data Status.
36. Zemunik, B. (1985). *Dizanje utega*. Zagreb: Sportska tribina