



**УНИВЕРЗИТЕТ У КРАГУЈЕВЦУ**  
**ФАКУЛТЕТ МЕДИЦИНСКИХ НАУКА**

**Миодраг Глишић**

**Процена динамичке нестабилности колена  
код повреде задње укрштене везе  
помоћу тродимензионалног OptiTrack система**

**ДОКТОРСКА ДИСЕРТАЦИЈА**

**Ментор: др сци. мед. Бранко Ристић, ванредни професор**

**Крагујевац, 2018. године**

## ИДЕНТИФИКАЦИОНА СТРАНИЦА ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ

<i>I Аутор</i>
Име и презиме: Миодраг Глишић
Датум и место рођења: 20.05.1973., Чачак, Република Србија
Садашње запослење: доктор медицине, специјалиста ортопедије и трауматологије, клинички асистент из хирургије, Институт за ортопедско хирушке болести „Бањица“, Медицински факултете Универзитета у Београду
<i>II Докторска дисертација</i>
Наслов: Процена динамичке нестабилности колена код повреде задње укрштене везе помоћу тродимензионалног OptiTrack система
Број страница: 149
Број слика: 50
Број библиографских података: 152
Установа и место где је рад израђен: Клиника за ортопедију и трауматологију, Клинички центар Крагујевац
Научна област (УДК): клиничка и експериментална хирургија
Ментор: проф. др Бранко Ристић
<i>III Оцена и одбрана</i>
Датум пријаве теме: 26.10.2015. године
Број одлуке и датум прихватања докторске дисертације: IV-03-133/16 од 08.02.2017.
Комисија за оцену научне заснованости теме и испуњености услова кандидата:
<ol style="list-style-type: none"><li>1. Проф. др Горан Девеџић, председник, редовни професор Факултета инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу за ужу научну област Производно машинство и Индустриски инжењеринг</li><li>2. Проф. др Зоран Благојевић, члан, ванредни професор Медицинског факултета Универзитета у Београду за ужу научну област Хирургија</li><li>3. Проф. др Мирослав Стојадиновић, члан, ванредни професор Факултета медицинских наука Универзитета у Крагујевцу за ужу научну област Хирургија</li><li>4. Проф. др Небојша Здравковић, члан, ванредни професор Факултета медицинских наука Универзитета у Крагујевцу за ужу научну област Медицинска статистика и информатика</li><li>5. Доц. др Снежана Лукић, члан, доцент Факултета медицинских наука Универзитета у Крагујевцу за ужу научну област Радиологија</li></ol>
Комисија за оцену и одбрану докторске/уметничке дисертације:
<ol style="list-style-type: none"><li>1. Доц. др Александар Матић, доцент Факултета медицинских наука Универзитета у Крагујевцу за ужу научну област Хирургија, председник;</li><li>2. Проф. др Горан Девеџић, редовни професор Факултета инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу за ужу научне области Машинско инжењерство, Производно машинство и Индустриски инжењеринг, члан;</li><li>3. Проф. др Зоран Благојевић, редовни професор Медицинског факултета Универзитета у Београду за ужу научну област Хирургија, члан.</li></ol>
Датум одбране дисертације:

## Апстракт

**Увод:** Колено је јединствен зглоб у људском телу по томе што је највећи зглоб, најсложеније анатомске грађе са врло комплексном биомехаником. Покрети у зглобу су јако сложени и састоје се у основи из транслације и ротације, а могући су у све три равни простора. Одређени су како геометријом зглобних површина тако и мекоткивним омотачем зглоба. Применом нових техничких достигнућа, пре свега техника снимања и праћења покрета тела и зглобова, пружа нам се могућност да проучавамо биомеханику колена на један нов начин.

**Методологија:** Циљ ове студије је да се коришћењем OptiTrack система, који се састоји од специјализованих инфрацрвених камера високе прецизности и класификационих алгоритама, измере микро покрети у колenu, који настају као последица недостатка задњег укрштеног лигамента. Одабрани су пацијенти који имају повреду задње укрштене везе једног колена. Упоредује се биомеханика повређеног колена са здравим зглобом супротне стране и са истим коленом након хируршке интервенције.

**Резултати:** У овој серији од 16 пацијената било је 13 мушкараца и 3 жене, просечне старости 28.6 година. Упоредујући обрасце покрета добијене OptiTrack системом код здравог и повређеног зглоба јасно је да је шема покрета поремећена. Изражена је задња нестабилност приказана кроз задње померање тибије као и повећана спољашња ротација тибије у фази ослонца код нестабилног зглоба. Користећи Вилкоксонов тест, доказано је да постоји статистички значајна разлика између здравог и болесног колена, у погледу антериорно-постериорне транслације и интерно-екстерне ротације. Након хируршке интервенције резултати мерења су показали да је биомеханика зглоба враћена у физиолошке границе.

**Закључак:** Резултати ове студије су јасно показали динамичку нестабилност која настаје у колenu са оштећеним задњим укрштеним лигаментом, а која се може објективно измерити OptiTrack системом. Оперативним лечењем ове повреде, покрети колена се враћају у нормалне границе као код здравог зглоба.

**Кључне речи:** задњи укрштени лигамент, нестабилност колена, OptiTrack системом.

## Abstract

**Introduction:** The knee is a unique joint in the human body because it is the largest joint, with the most complex anatomy and very complex biomechanics. The movements in the knee are very complicated and consist essentially of translation and rotation and are possible in all three levels of space. They are determined by the geometry of the articular surfaces and by the soft tissue of the joint. By applying new technical achievements, primarily the technique of recording and monitoring movements of the body and joints, we are able to study the biomechanics of the knee in a new way.

**Methodology:** The aim of this study is to measure the micro-movements in the knee, which result from the lack of the posterior cruciate ligament using the OptiTrack system. The system consists of specialized high precision infrared cameras and classification algorithms. Patients who have a rupture of posterior cruciate ligament of one knee were selected. The function of The biomechanics of an injured knee is compared with a healthy joint on the opposite side and with the same knee after surgery.

**Results:** In this 16-patient series, there were 13 males and 3 females, with an average age of 28.6 years. Comparing patterns of motion obtained with the OptiTrack system in a healthy and injured knee, it is clear that the scheme of the movement is disturbed. The posterior instability was expressed through the posterior displacement and increased external rotation of the tibia in the support phase of gait in the injured joint. Using the Wilcoxon signed-rank test, it has been shown that there is a statistically significant difference between healthy and diseased knee, in terms of anterior-posterior translation and internal-external rotation. After surgical intervention, the results of the measurement showed that the biomechanics of the joints were in normal physiological limits.

**Conclusion:** The results of this study clearly demonstrated the dynamic instability that occurs in the knee with posterior cruciate ligament rupture that can be objectively measured by the OptiTrack system. Operative treatment of this knee injury returns movements of the joint in the normal limits as in a healthy one.

**Key words:** posterior cruciate ligament, knee instability, OptiTrack system

## Захвалница

Ова докторска дисертација је резултат вишегодишњег рада и сарадње између Института за ортопедско хирушке болести „Бањица“, Клинике за ортопедију и трауматологију Клиничког центра Крагујевац и Факултетом инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу. Представља део рада у оквиру јуниор програма 20/10 (Лабораторија за компјутерску анализу кретања пацијената - „Gait lab”) и пројекта министарства науке 3/41007 (Примена биомедицинског инжењеринга у претклиничкој и клиничкој пракси). Тимски рад и подршка породице, колега и пријатеља били су ослонац у читавом периоду њене израде.

Највећу захвалност дугујем својим родитељима Душану и Стани Глишић који су ми усадили веру, истрајност и упорност да човек својим радом може достићи сваки циљ који пред себе постави. Моја супруга Вера Глишић на себе је преузела део терета мојих обавеза и тиме ми поклонила неопходно додатно време за рад на дисертацији. Моја деца Ивона, Искра и Андреј давали су ми додатну снагу да наставим са радом у тренуцима када је то било најтеже. Зато овај рад и посвећујем њима са жељом да и они једног дана достигну своје циљеве.

Посебну захвалност дугујем колегама са којима радим пре свега проф. др Зорану Благојевићу и ас. др Владану Стевановићу који су веровали у мене и подржали ме на овом путу мог академског усавршавања. Такође се захваљујем и осталим колегама I мушког одељедења Института за ортопедско хирушке болести „Бањица“.

Овог рада вероватно неби ни било без несебичне сарадње са колегама из Клинике за ортопедију и трауматологију Клиничког центра Крагујевац, у оквиру које је и спроведено експериментално испитивање. Ту се пре свега захваљујем свом ментору проф др Бранку Ристићу као и доц. др Александру Матићу који су дали значајан допринос да ова дисертација угледа светлост дана.

Још једном истичем мултидисциплинарни приступ при изради ове дисертације јер је она резултат споја медицинских и техничких наука. Тога неби било без подрше и сарадње са проф. др Гораном Девецићем и др Сузаном Петровић Савић, са Факултета инжењерских наука у Крагујевцу. Надам се да ћемо и даље сарађивати и наставити да развијамо идеје које су се родиле у току овог рада.

# САДРЖАЈ

<b>Апстракт</b> .....	2
<b>Abstract</b> .....	3
<b>Захвалница</b> .....	4
<b>1. УВОД</b> .....	7
<b>1.1. Поглед на колено из другог угла</b> .....	7
1.1.2. Специфичност анатомије зглоба колена .....	8
1.1.3. Коштане структуре колена .....	8
1.1.4. Мекоткивни омотач колена .....	10
1.1.5. Интраартикуларне структуре колена .....	14
<b>1.2. Анатомија у функцији зглоба колена</b> .....	16
1.2.1. Специфичност покрета зглоба колена .....	17
1.2.2. Функција мекоткивних структура .....	18
1.2.3. Функција менискуса .....	19
1.2.4. Функција укрштених веза .....	20
1.2.4.1. Предњи укрштени лигамент .....	20
1.2.4.2. Задњи укрштени лигамент .....	22
<b>1.3. Основе биомеханике</b> .....	25
1.3.1. Врсте тела и принципи биомеханике .....	26
1.3.1.1. Основе кретања крутог тела .....	27
1.3.1.2. Веза анатомије и биомеханике .....	28
1.3.1.2.1. Анатомске равни .....	29
1.3.1.2.2. Осе кретања .....	29
1.3.1.2.3. Број степени слободе тела и зглоба .....	30
1.3.1.3. Кретање као основна карактеристика зглоба .....	31
1.3.2. Биомеханика коленог зглоба .....	33
<b>1.4. Кинематика хода</b> .....	37
1.4.1. Циклус хода .....	37
1.4.2. Детерминанте хода .....	39
1.4.3. Функционална анализа циклуса хода .....	42
<b>1.5. Повреда задње укрштене везе</b> .....	43
1.5.1. Клинички преглед .....	46
1.5.1.1. Клинички тестови за нестабилност колена .....	46
1.5.2. Додатна дијагностика .....	52
1.5.3. Како лечити повреду задње укрштене везе .....	54
1.5.4. Утицај раскида LCP-а на кинематику хода .....	56

<b>2.</b>	<b>ЦИЉЕВИ И ХИПОТЕЗЕ СТУДИЈЕ</b> .....	59
<b>2.1.</b>	<b>Главни циљеви</b> .....	59
<b>2.2.</b>	<b>Радне хипотезе испитивања</b> .....	59
<b>3.</b>	<b>МАТЕРИЈАЛ И МЕТОДЕ</b> .....	60
<b>3.1.</b>	<b>Врста студије</b> .....	60
<b>3.2.</b>	<b>Популација која се испитује и узорковање пацијент</b> .....	61
<b>3.3.</b>	<b>Клиничко тестирање</b> .....	62
3.3.1.	Тестови за нестабилност колена .....	62
3.3.2.	Радиолошко испитивање .....	63
3.3.3.	Магнетна резонанца .....	64
3.3.4.	Клинички скорови за процену функције зглоба .....	64
3.3.5.	Оперативна техника .....	65
<b>3.4.</b>	<b>Мерење динамичке нестабилности колена OptiTrack системом</b> .....	67
<b>3.5.</b>	<b>Статистичка обрада добијених података</b> .....	78
<b>4.</b>	<b>РЕЗУЛТАТИ</b> .....	79
<b>4.1.</b>	<b>Подаци о испитаницима</b> .....	79
<b>4.2.</b>	<b>Клинички тестови</b> .....	80
<b>4.3.</b>	<b>Тестирање OptiTrack системом</b> .....	83
4.3.1.	Резултати мерења екстремитета без оштећења .....	83
4.3.2.	Резултати мерења екстремитета са оштећењем задњег укрштеног лигамента	88
4.3.3.	Резултати мерења екстремитета након реконструктивне операције задњег укрштеног лигамента .....	92
4.3.4.	Статистичка анализа мерења OptiTrack системом .....	96
<b>5.</b>	<b>ДИСКУСИЈА</b> .....	101
<b>6.</b>	<b>ЗАКЉУЧАК</b> .....	115
<b>7.</b>	<b>ЛИТЕРАТУРА</b> .....	116
<b>8.</b>	<b>БИОГРАФИЈА</b> .....	128
<b>9.</b>	<b>БИБЛИОГРАФИЈА</b> .....	129
	<b>Прилог</b> .....	130
	<b>Образац 1 – Изјава аутора о оригиналности докторске дисертације</b> .....	138
	<b>Образац 2 – Изјава аутора о искоришћавању докторске дисертације</b> ....	139
	<b>M. Glišić, Z. Blagojević, V. Stevanović, B. Ristić, A. Matić</b> <b>Diagnosis and surgical treatment of the posterior knee instability</b> <b>Dijagnostika i operativno lečenje zadnje nestabilnosti kolena</b> .....	141

# 1. УВОД

## 1.1. Поглед на колено из другог угла

Колено је јединствен зглоб у људском телу по томе што је највећи зглоб, најсложеније анатомске грађе са врло комплексном биомехаником. Има највеће зглобне површине и један је од основних носећих зглобова тела. Анатомске структуре колена, као и сваког другог зглоба, састоје се из коштане и мекоткивне компоненте. Коштане структуре су такве да својим обликом не дају примарну стабилност зглоба, већ је она одређена мекоткивним анатомским структурама. Покрети у зглобу који су јако сложени и састоје се у основи из translације и ротације могући су у све три равни простора, а дефинисани како геометријом зглобних површина тако и мекоткивним омотачем зглоба. Еволуција која је човека као биће довела до ортоградног положаја, захтевала је такав развој коленог зглоба. С друге стране, та сложена анатомија и биомеханика, уз повећано оптерећење савременог начина живота (спортске активности, саобраћајна траума...), довела је до честих повреда, тако да је колено један од зглобова у људском телу који се најчешће повређује. Физичка неактивност, доста седења, коришћење разних превозних средстава, уз повећање телесне тежине, такође доводи до неадекватног и неравномерног оптерећења локомоторног система, а пре свега зглоба колена. Последица свега тога је убрзано дегенеративно пропадање колена – gonarthrosis. Број тих пацијената је у сталном порасту и сматра се да ће то бити болест будућности.

Сложена анатомија и биомеханика зглоба колена може бити проучавана на различите начине: макроскопски, хистолошки, различитим дијагностичким техникама, почев од клиничког прегледа, преко разних дијагностичких процедура (ултразвук – УЗ, радиолошко снимање – РТГ, компјутеризована томографија – КТ, магнетна резонанца – МР) и артроскопским прегледом. Савремени приступ проучавању и лечењу обољења колена подразумева повезивање информација из свих поменутих извора. Примена и коришћење резултата инжењерства у анализи људског тела користи се од давнина. Применом нових техничких достигнућа, пре свега техника снимања и праћења покрета тела и зглобова, пружа нам се могућност да проучавамо колено на један нов начин.



Крајњи циљ је боље познавање анатомије и биомеханике колена, бржа дијагностика патолошких стања у колону, унапређење лечења повреда зглоба у циљу продужења нормалне функције и спречавање раних дегенеративних промена. Развојем технике откривају се нове дијагностичке процедуре које ће бити мање инвазивне, а довољно прецизне и специфичне за одређена патолошка стања зглоба колена.

### **1.1.2. Специфичност анатомије зглоба колена**

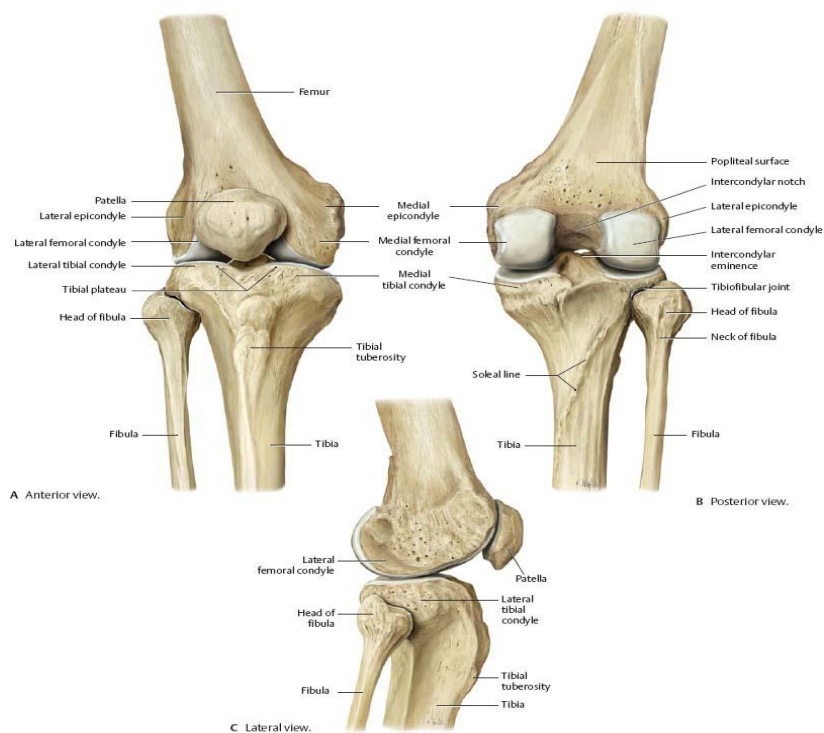
Колено је један од најважнијих носећих зглобова тела, представља спој између натколенице и потколенице. Ортоградни положај човека условио је веома комплексну грађу коленог зглоба који има кључну улогу у обезбеђивању усправног хода, одржавању баланса и енергетске ефикасности хода. У еволутивном смислу дошло је до великих промена анатомске грађе која је заслужна за стабилност и фину биомеханику коленог зглоба.

Анатомске структуре колена можемо поделити на коштане и мекоткивне, док мекоткивне структуре могу бити екстраартикуларне и интраартикуларне.

### **1.1.3. Коштане структуре колена**

Коштану анатомију зглоба чине: фемур, тибија, патела и фибула, који међусобно граде три зглоба (пателофеморални, тибиофеморални и горњи тибиофибуларни) и три функционална простора – компартмана (медијални, латерални и пателофеморални) (Сл. 1).

Патела је највећа сезамoidна кост у телу, налази се са предње стране колена и зглобљава се са колотуром бутне кости. Саставни је део екстензионог апарата колена који чини четвороглави мишић (*m. quadriceps*) са својим тетивним завршетком који обухвата чашицу и наставља се у лигамент пателе. Постериорни конкавни аспект чашице је зглобни покривен хијалном хрскавицом и вертикалним гребеном, подељен на ширу латералну и ужу медијалну фасету. Основна улога чашице је да појача дејство екстензионог апарата и штити структуру колена са предње стране (1,2).



Слика 1. Коштана анатомија колена  
([http://doctorlib.info/medical/anatomy/anatomy.files/image\\_674.jpg](http://doctorlib.info/medical/anatomy/anatomy.files/image_674.jpg))

Дистални крајак фемура је проширен и чине га медијални и латерални кондил који са предње стране прелази у колотур бутне кости (*trochlea femoris*) док су дистално и позади раздвојени интеркондиларном јамом (*fossa intercondylaris*). На сваком кондилу разликујемо: дубоку, спољну и артикулациону страну. Највећи део кондила је зглобна површина, док се на дубокој страни припајају укрштени лигаменти, а на спољашњој страни, која је екстраартикуларна, су припоји мишића и колатералних веза. Кондили су конвексни у фронталној и сагиталној равни али је радијус кривине и њихова оријентација у простору различита. Латерални кондил је шири, има већи радијус закривљености и постављен је у сагиталној равни. Медијални кондил има дужу артикуларну површину, ниже је постављен, симетрично је закривљен у обе равни, а под углом је постављен у односу на сагиталну раван од  $22^\circ$  (1,2,3).

Проксимална тибиа је проширење познато као плато тибие који се састоји из два периферна зглобна дела и средњег незглобног дела. Зглобне површине су конкавне у сагиталној и фронталној равни са већим радијусом у сагиталној равни, а чија уздужна осовина конвергира према напред. Унутрашња зглобна површина је већа и више издубљена од латералне. Незглобни део је нераван, у средњем делу чини га међукондиларна бодља (*eminencia intercondylaris*), а напред и позади су међукондиларне јаме (*area intercondylaris*), где су припоји укрштених веза и рогова менискуса (1,2,3).

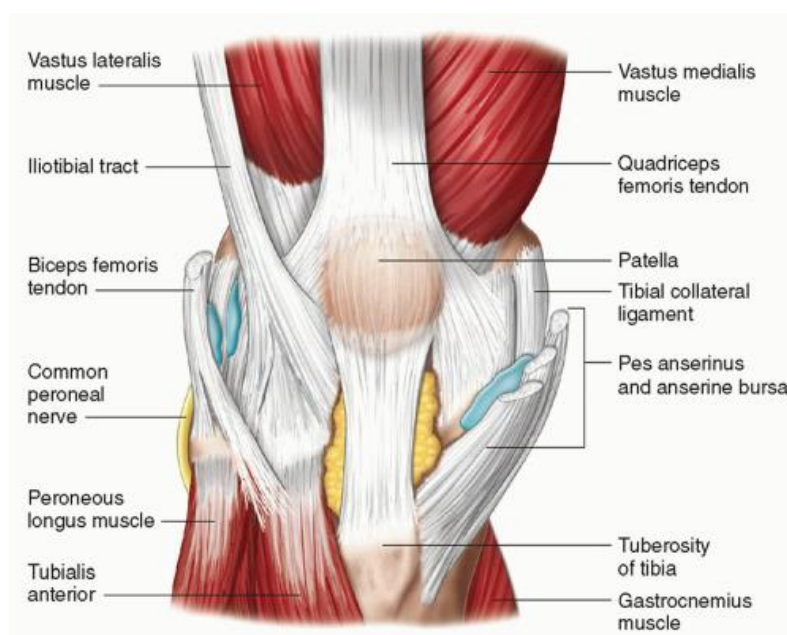
Све зглобне површине покривене су хијалном хрскавицом дебљине од 2-4 mm, чија је основна функција да обезбеди глатку, клизаву површину која омогућује покрет и преноси оптерећење уз минимални коефицијент трења (3).

#### 1.1.4. Мекоткивни омотач колена

Екстраартикуларни мекоткивни омотач колена чине: зглобна капсула, колатерални лигаменти и мишићи. Својом функцијом дају активну и пасивну стабилност зглоба.

Зглобна капсула је припојена за ивице зглобних површина и окружује зглоб као манжетна са медијалне, латералне и задње стране. Веома је битна за стабилност колена и припада групи пасивних стабилизатора зглоба. Зглобне капсуле нема само са предње стране на месту где се налази чашица.

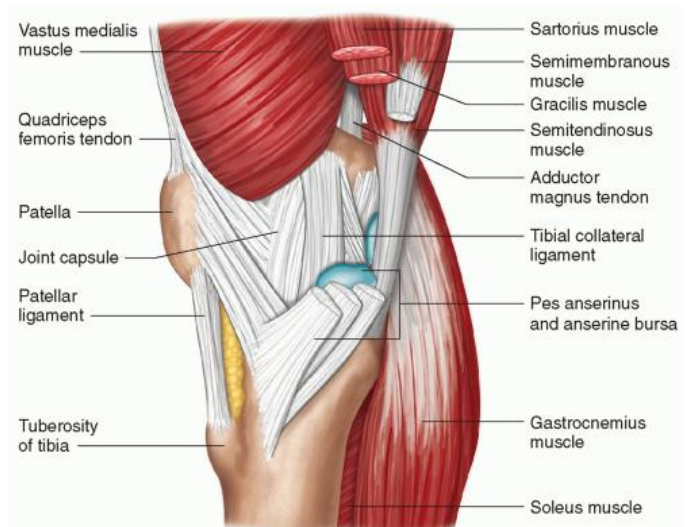
Предњи аспект колена заузима екстензорни апарат. Њега чини четвороглави мишић (m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. vastus intermedius) са својим тетивним завршетком који обухвата чашицу и завршава се лигаментом чашице на туберу голењаче (tuberositas tibiae) (Сл.2). Поред основне улоге екстензора, овај комплекс је један од најзначајнијих активних стабилизатора колена. Са медијалне и латералне стране чашице шири се задебљани део капсуле – ретинакулуми, који у себи садрже пателофеморални лигамент (4,5). Они дају потребну стабилност чашици у клизном путу, јер је пателофеморални зглоб коштано нестабилан.



Слика 2. Предњи аспект колена  
(<https://clinicalgate.com/the-knee-4/>)

Мекоткивни омотач медијалне стране колена чини капсуларни лигамент и медијални колатерални лигамент (MCL) (Сл. 3). Код капсуларног лигамента разликујемо од напред према позади три дела (предњи, средњи и задњи), док се површније у средњем делу налази MCL. Предњи део капсуле чине ретинакули пателе појачани влакнима *m. vastus medialis*-а и медијалним пателофеморалним лигаментом. Средњи део се састоји од две структуре: горњи менискофеморални део и доњи менискотибијални део. Менискофеморални део припојен је проксимално за унутрашњи кондил фемура испод припоја MCL-а, а дистално за средњу трећину медијалног менискуса. Менискотибијални део, познат и као коронарни лигамент, повезује меникус и тибију испод зглобне хрскавице, те омогућава покретање менискуса у односу на тибију (1,3,5). Задњи део капсуларног лигамента простире се од медијалног колатералног лигамента постеромедијално до директног припоја *m. semimembranosus*. Због своје велике анатомске и функционалне важности Hughston га је описао као задебљање капсуларног лигамента и назвао га *posterior oblique ligament* (6). Проксимално он се припаја за медијални меникус и постеромедијални угао колена, док на дисталном припоју има три гране и то: површну, централну (тибијалну) и горњу (капсуларну). Површна грана прелази преко тетиве *m. semimembranosus* и дистално се припаја за постеромедијалну ивицу тибије. Централна, односно тибијална грана пружа се ка постеромедијалном углу тибије и припаја се за кост. Горња, односно капсуларна грана пружа се ка задњој зглобној капсули и чини функционалну целину са поплитеалном граном тетиве *m. semimembranosus* у виду *ligamentum popliteum obliquum*. Овај део капсуле је јако битан за ротаторну и валгус стрес стабилност. Он припада комплексу постеромедијалног угла колена кога чине:

1. *posterior oblique ligament*;
2. задњи рог медијалног менискуса;
3. припој тетиве *m. semimembranosus*.



Слика 3. Медијални аспект колена  
(<https://clinicalgate.com/the-knee-4/>)

Динамички стабилизатор комплекса је *m. semimembranosus* који са својих 5 припоја обухватају све структуре постеромедијалног угла. Његови припоји су:

1. одбојна тетива – пружа се напред хоризонтално и припаја се за тибију уз артикулациону површину;
2. директна инсерација – којом се припаја *m. semimembranosus* за постеромедијални део тибије;
3. крак – који се пружа косо на горе преко задње зглобне капсуле као *ligamentum popliteum obliquum*;
4. крак – чија се влакна мешају са *ligamentum popliteum obliquum* преко којег се припаја за задњи рог медијалног менискуса;
5. крак – у виду широког апонеуротичног проширења који се меша са фасцијом *m. popliteus*.

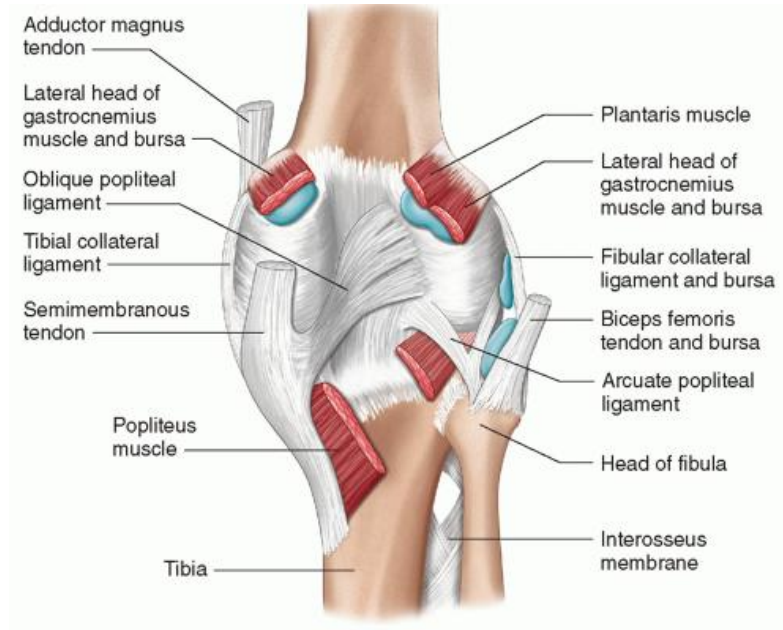
Овај мишић са својим припојима затеже задњу и постеромедијалну капсулу, а такође повлачи задњи рог медијалног менискуса позади у току флексије колена.

Медијални колатерални лигамент (MCL) је дуга, танка, добро дефинисана структура која се налази површно од капсуле зглоба, пружајући се од медијалног епикондила фемура до медијалног дела проксималне тибије, 7–10 cm испод нивоа зглоба (5). Он је примарни пасивни стабилизатор медијалног отварања зглоба.

Задњи део капсуле (Сл. 4) зглоба је чврст фиброзни део капсуларне манжетне и важна стабилизирајућа структура задње стране колена. Капсула је ојачана продужецима *m. semimembranosus* – *ligamentum popliteum obliquum* и *m. popliteus* – *arcuatni ligament*.

Проксимални припој *m. popliteus* (MP) има 3 дела:

1. на спољашњем кондилу фемура;
2. припој за фибулу;
3. припој за задњи рог латералног менискуса.



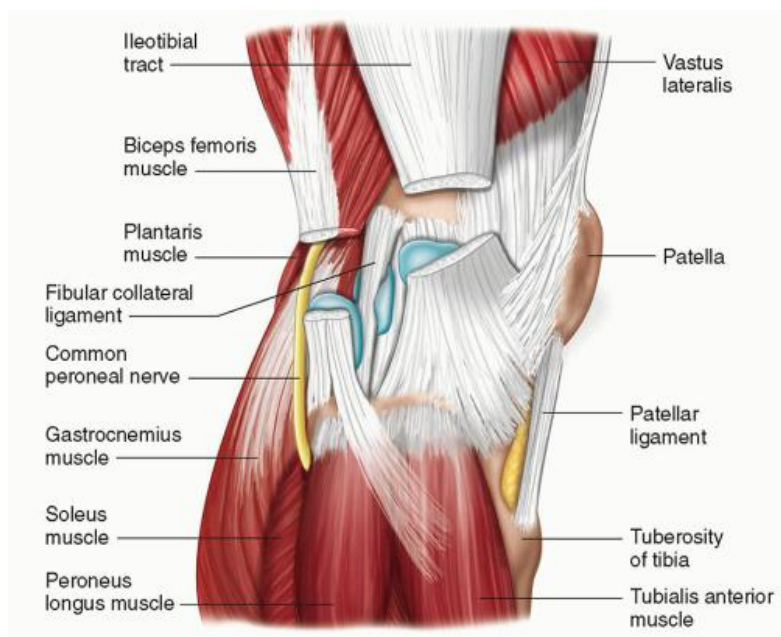
Слика 4. Задњи аспект колена  
(<https://clinicalgate.com/the-knee-4/>)

Ова три припоја имају изглед слова „Y” и представљају аркуатни лигамент. Он је значајан стабилизатор задње транслације тибије, постеролатералног ротаторног померања и латералног отварања код варус стреса. Сам мишић такође својом контракцијом врши унутрашњу ротацију тибије приликом флексије и повлачи задњи рог латералног менисуса позади (3,5).

Латерална зглобна капсула (Сл.5) је нешто тања и дели се на предњу, средњу и задњу трећину (5). Предњи део латералне капсуле ограничен је напред спољашњом ивицом пателарне тетиве и пателом, а позади предњом ивицом *tractusa iliotibialis*. Појачана је и ретинакулумом *m. vastus lateralis*. Средњи део латералне капсуле простире се између *tractus iliotibialis*-а напред и латералног колатералног лигамента позади.

*Tractus iliotibialis* (ТИТ) је фиброзно задебљање фасције натколенице које се протеже од илеума до кврге на горњем спољашњем делу голењаче (*Gerdy*). Значајан је за антеролатералну стабилност колена.

Латерални колатерални лигамент (LCL) је структура у виду округле траке која се простире од латералног епикондила фемура до главице фибуле где се спаја са припојем *m. biceps femoris*.



Слика 5. Спољашња страна колена  
(<https://clinicalgate.com/the-knee-4/>)

Задњи део латералне капсуле налази се између латералног колатералног лигамента и задњег укрштеног лигамента. Познат и као угао *m. popliteus*-а, односно постеролатерални угао (PLC). По Muller-у (7) њега чине:

1. латерални менискус и његов задњи рог;
2. *m. popliteus* са својим припојима;
3. аркуатни лигаментарни комплекс;
4. *m. gastrocnemius*.

Има улогу пасивног стабилизатора латералног отварања колена и постеролатералне ротаторне нестабилности а секундарни стабилизатор задњег померања тибије. У активне стабилизаторе латералне стране зглоба убрајамо *m. biceps femoris*, *m. popliteus* и *m. gastrocnemius*.

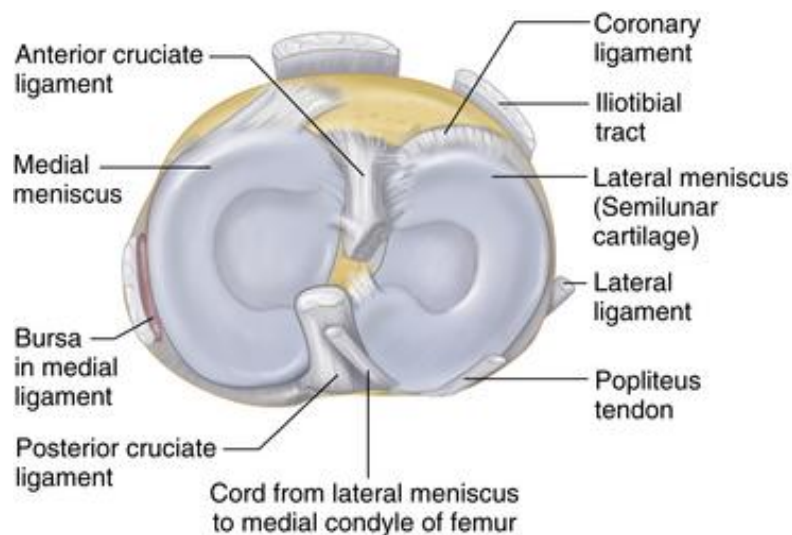
### 1.1.5. Интраартикуларне структуре колена

Унутрашње структуре зглоба налазе се у простору ограниченом зглобном капсулом и зглобним површинама и чине их менискуси, предњи и задњи укрштени лигамент (Сл. 6). Менискуси су фиброкартилагинозне творевине полумесечастог облика, причвршћени за тибију и уметнути између зглобних површина фемура и



тибије. Анатомски су одвојени на медијални и латерални менискус. Површина им се прилагођава облику зглобних окрајака тибије и фемура, те је доња површина менискуса равна, а горња је конкавна. Спољашње ивице су конвексне и припојене за зглобне капсуле, док су унутрашње конкавне и слободне. У хирушкој анатомији менискуса разликујемо: тело, два краја и рогове.

Медијални менискус (ММ) има облик слова „С” и покрива више од половине медијалног тибијалног платоа. Шири је у задњем делу и постепено се сужава према напред. Чврсто је фиксиран у средњем делу преко зглобне капсуле за тибију и фемур. Припој предњег рога налази се на унутрашњем делу међукондиларне јаме испред предње укрштене везе, док се припој задњег рога налази на задњој међукондиларној јами испред припоја задње укрштене везе.



Слика 6. Менискуси  
(<https://clinicalgate.com/the-knee-4/>)

Латерални менискус (МЛ) облика је слова „О”, заузима мањи део тибијалног платоа и тело му је углавном једнаке дебљине, за разлику од медијалног. Напред се припаја на задњем делу предње међукондиларне јаме заједно са предњим укрштеним лигаментом, а позади задњи рог се припаја на задњој страни интеркондиларне еминенције. У задњој трећини је слободан у простору познатом као поплитеални хиатус, где пролази тетива *m. popliteus*. Захваљујући томе, латерални менискус је покретљивији од медијалног. Од задњег рога полазе и две мениско-феморалне везе: предња (Humphrey) и задња (Wrisberg). Њихов припој је на медијалном кондилу фемура испод и изнад у односу на припој задњег укрштеног лигаamenta (8).



Укрштени лигаменти, предњи и задњи, попуњавају интеркондиларни простор и спајају тибију и фемур. То су јаки влакнасти спојеви омотани синовијалним омотачем, тако да су интраартикуларни и екстрасиновијални. Имају кључну улогу у стабилности зглоба колена (2,3,5).

Предња укрштена веза (LCA) простире се од задњег дела унутрашње површине латералног кондила фемура косо напред и доле ка тибијалном припоју на предњој интеркондиларној јами испред и латерално од *tuberculum intercondylare mediale*. Тибијални припој је јачи и шири од феморалног припоја и ту се он меша са влакнима припоја предњег рога латералног и медијалног менискуса. Функционално и анатомски разликују се два снопа: антеромедијални (AM) и постеролатерални (PL) (2,3).

Задња укрштена веза (LCP) простире се компактним припојем од средњег дела задње ивице платоа тибије, 1 cm испод зглобне површине, напред и горе према унутрашњем делу медијалног кондила фемура. Ту се припој шири од саме зглобне површине напред и горе ка позади до задње ивице кондила. Припој на фемуру се меша са припојем менискофеморалних веза, а на тибији са припојем задњег рога латералног менискуса. Функционално и анатомски се влакна могу поделити у два снопа: антеролатерални и постеромедијални (2,8). Анатомске студије су показале да је просечна дужина лигамента између 32 mm и 38 mm и да је површина попречног пресека у средњем делу 31.2 mm<sup>2</sup>, што је за 1.5 више од попречног пресека LCA (9).

## 1.2. Анатомија у функцији зглоба колена

Оваква сложена анатомска грађа колена неопходна је да обезбеди комплексну механику покрета, стабилност и да заштити зглоб од повреда.

Основни покрет зглоба флексија-екстензија пропраћен је комбинацијом ротационог и транслационог кретања, тако да колено има карактеристике зглоба шарке (*ginglymus*), али и клизног зглоба (*trochoid*) (1,5). Суштина тих покрета ротације око неке осовине је комбинација котрљања и клизања. Котрљање се манифестује у току првих 20° флексије, после чега у покрету доминира клизање. Поред тога, могући су и покрети абдукције и адукције у фронталној равни до неког степена. Геометрија коштаних окрајака фемура и тибије дозвољава велику слободу покрета, али су они fino и прецизно вођени захваљујући мекоткивним структурама. Механички гледано,

колено је сложен спој асиметричних покретних делова чији је заједнички циљ покрет који омогућава ход. Функција овог споја је и да се прихвате, пренесу и разложе силе оптерећења настале у току хода. Саставни делови тог механизма су: статички део (зглобна хрскавица), мобилни део (менискуси) и сензитивни адаптивни ланчани спој (лигаменти). Моторни покретач и инхибитор покрета је мускулатура која је под сталном неуролошком контролом (10). У зависности од врсте покрета коју извршавају у зглобу, мишићи се могу поделити у следеће групе:

- Екстензори колена (*m. quadriceps femoris*);
- Флексори колена (*m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. biceps femoris, m. popliteus, m. gastrocnemius, m. gracilis*);
- Ротатори колена (*m. biceps femoris, m. popliteus, m. semimembranosus*).

### 1.2.2. Специфичност покрета зглоба колена

Нормални покрет флексије и екстензије креће од  $0^\circ$  до  $140^\circ$  и тај покрет се одвија у сагиталној равни око хоризонталне осовине која је у фронталној равни. Ротаторни покрет колена одвија се у хоризонталној равни и око осовине која се поклапа са уздужном осовином подколенице. Ротације могу бити вољне и аутоматске. Практични значај ротације је у подешавању потколенице и стопала према терену по коме се газе и јако је битна за стабилизацију колена у пуној екстензији (5).

Аутоматска ротација директна је последица ортогоналног положаја човека и одговорна је за: функцију, стабилност и избегавање повреда унутрашњих структура колена (7). Познати су бројни синоними за аутоматску ротацију: терминална ротација, завршна ротација, „screw home” покрет. Оваква ротација настаје аутоматски у току почетних  $20^\circ$  флексије и последњих  $20^\circ$  екстензије и одређена је конфигурацијом и дужином медијалног кондила фемура. Приликом исправљања колена на  $20^\circ$  флексије артикуларна површина латералног кондила фемура у потпуности је исцрпила свој контакт са тибиијом, ослањајући се на њу делом названим *impresio terminalis*, где се за њу екстензија завршава. Да би се колено исправило до краја неопходна је ротација потколенице, при чему се центар ротације премешта постеролатерално од интеркондиларне еминенције и одговара осовини која пролази кроз феморални припој задње укрштене везе. Активну улогу у завршној ротацији код оптерећеног колена има *m. vastus medialis* који врши унутрашњу ротацију фемура, а код неоптерећеног колена

спољашњу ротацију тибије. (7) У пуној екстензији колена се стабилизује, а зглобне површине остварују највећу контактну површину. Укупни износ амплитуде покрета у току завршне ротације износи  $15^\circ$ , при чему процес клизања доминира над процесом котрљања. При започињању флексије понавља се исти покрет, али у супротном смеру. Контракцијом *m. popliteus*-а на почетку флексије долази до унутрашње ротације потколенице. Истовремено, преко свог споја са латералним менискусом *m. popliteus* повлачи његов задњи рог уназад и штити га од феморалног кондила. Осим поменуте динамичке функције, *m. popliteus* са својим припојима је значајан као статички стабилизатор латералног и постеролатералног аспекта колена. Поремећај овог сложеног механизма завршне ротације доводи до раскида унутрашњих структура колена, нарочито менискуса и делом укрштених лигамената.

Вољна ротација се догађа тек после  $20^\circ$  флексије и пре последњих  $20^\circ$  екстензије и активно се изводи дејством мишића. Њена осовина се налази медијално од центра тибијалног платоа и пролази кроз медијалну интеркондиларну еминенцију. Различит је обим ротаторних покрета на медијалној и латералној страни тибијалног платоа (3,11,12). Клинички степен вољне ротације обично се одређује при флексији колена од  $90^\circ$ , индивидуално варира, и у просеку унутрашња ротација (УР) износи  $15^\circ$ , а спољашња (СР)  $20^\circ$  (5).

Саме коштане зглобне површине колена у основи си инконгруентне. Захваљујући мекоткивним структурама колена има потребну стабилност и врло сложена покретљивост. Основа тог покрета састоји се од покрета тибије у односу на фемур. Лигаментарни апарат и структуре капсуле функционишу као један систем, међусобно завистан, фино усклађен и балансиран тако да координира ове претходно наведене покрете зглоба. (1,5,13). Поремећај било које структуре овог сложеног механизма довешће до поремећаја тих покрета зглоба, што ће резултовати његово даље оштећење.

### **1.2.2. Функција мекоткивних структура**

Повезаност анатомских структура одређује стабилност и функцију зглоба колена. Комбинацијом активних и пасивних стабилизатора обезбеђује се статичка и динамичка стабилност зглоба. Статичка стабилност зглоба подразумева стабилност у условима непроменљиве силе и зглобне позиције у току времена (зглоб у миру).

Динамичка стабилност зглоба се дефинише као његова стабилност у присуству променљиве силе и зглобне позиције током покрета (зглоб у покрету) (13).

Пасивне стабилизаторе колена чине: коштана геометрија зглобних површина, менискуси, лигаменти и зглобна капсула, док активну стабилност дају мишићи. Активна контракција мишића као и пасивни стабилизатори неопходни су за одржавање статичке и динамичке стабилности. Код колена у одређеној равни и у одређеном смеру само један или два лигамента имају улогу примарног пасивног стабилизатора. Други лигаменти дају додатну стабилност и чине секундарне стабилизаторе. Они функционишу истовремено, и штите једни друге од истезања и повреде. Само заједно они обезбеђују неопходну статичку и динамичку стабилност (13,14).

### **1.2.3. Функција менискуса**

Анатомска структура која се највише прилагођава специфичном покрету колена је менискус. Интраартикуларни покрети менискуса су активни и пасивни. Активни настају дејством мишића који су везани за менискусе (*m. semimembranosus*, *m. popliteus*), а пасивни настају потискивањем од стране зглобних површина при покрету колена. Покрети менискуса су јако битни за функцију ротаторног механизма. Ако би се феморо-мениско-тибијални простори сматрали као зглобни простори, горњи феморо-менискални зглоб креће се у току флексије и екстензије, а ротација настаје у доњем мениско-тибијалном зглобу. У току тих покрета, а у циљу добијања боље конгруенције у односу на закривљене површине кондила, менискуси мењају свој облик. У пуној екстензији, менискуси се својим предњим роговима углављују између кондила и спречавају даљу екстензију. У току флексије се крећу према назад, смањују радијус кривине, прилагођавајући се кривини фемура. Како је покрет спољашње ротације већи, латерални менискус трпи знатно веће деформације и амплитуде покрета у односу на медијални менискус (3,7).

Функција менискуса је вишеструка:

- повећа конгруентност зглобних површина
- врши дистрибуцију оптерећења, тако да ублажује међусобни удар фемура и тибије
- делује као пасивни стабилизатори зглоба
- врши лубрикацију колена

- учествује у механизму завршне ротације колена
- штити зглобне површине
- неуросензорна функција

## **1.2.4. Функција укрштених веза**

Најзначајнији лигаменти за стабилност и биомеханику колена су предњи и задњи укрштени лигамент. Треба напоменути да они нису само механичке структуре, већ имају и неуросензорну функцију да шаљу информације о оптерећењу лигамента и позицији зглоба централном нервном систему.

### **1.2.4.1. Предњи укрштени лигамент**

Бројна биомеханичка и морфолошка испитивања на кадаверима показала су да су главне функције предње укрштене везе: спречавање предњег померања тибије у односу на фемур, ограничавање хиперекстензије потколенице и контрола прекомерне аксијалне ротације колена у екстензији. Такође се дошло до сазнања да је LCA највише затегнут у првих 20° флексије, затим долази до пада тензије у лигаменту са повећањем флексије, нарочито између 40° и 50°. Поновно затезање се јавља при флексији између 70° и 90° (15). Истраживани су и ефекти ротације тибије на натегнутост LCA. Унутрашња ротација у свим положајима флексије повећава натегнутост. Натегнутост LCA расте и са порастом абдукције и спољне ротације, тако да је овај лигамент последња линија одбране у готово свим екстремним фазама покрета.

Функционално и анатомски код предње укрштене везе разликујемо два снопа: антеромедијални (AM) и доминантни постеролатерални (PL) сноп. Селективним пресецањем појединих снопова у кадаверичким студијама утврђено је да је антеромедијални сноп одговоран за повећану антеропостериорну покретљивост у флексији, док пресецање постеролатералног снопа доводи до повећане хиперекстензије. Раније се сматрало да је AM сноп значајнији за функцију целог лигамента. Woo и сарадници су у својим бројним биомеханичким студијама нашли да су основне функције овог лигамента у ограничавању предњег померања тибије, тибијалне ротације и варус-валгус ангулације колена (16). Показано је такође и да PL сноп хуманог LCA трпи веће оптерећење него AM сноп, нарочито у положају колена близу екстензије. Ови

радови истичу већи значај PL снопа у функцији LCA при пружању отпора предњој транслацији тибије (16).

Након повреде колена последична предња дислокација тибије је сложен покрет састављен од транслације и ротације тибије у зависности од степена удружених лигаментарних повреда. Степен предње транслације тибије зависи и од инклинације тибијалног платоа. Dejour H. и сарадници показали су да сваких  $10^\circ$  повећања задње инклинације тибијалног платоа доводи до повећања предње тибијалне транслације за 6 mm (17). LCA је примарни стабилизатор предњег померања тибије јер пружа више од 90% од укупне стабилности. Секундарни стабилизатори су: ПП, средња трећина спољашње и унутрашње зглобне капсуле, као LCM и LCL. Током времена код колена са покиданим LCA долази до слабљења секундарних стабилизатора и до развоја пуне нестабилности – хронично нестабилно колено (3). Пресецањем LCA не мења се само предња транслација тибије, већ и унутрашње-спољашња ротација тибије која се увећава за 15,0%–20,0% (18). Недостатак LCA доводи и до развијања антеролатералне ротаторне нестабилности. Она се додатно увећава пресецањем постеролатералног комплекса и LCL-а. Медијално и латерално отварање колена при флексији од  $5^\circ$  и  $25^\circ$ , испитивано у кадаверичким студијама, показало је такође значајну улогу LCA (19). При мањој флексији на  $5^\circ$  задњи део капсуле и укрштене везе били су више затегнути и имали су већу улогу секундарних стабилизатора, док су повећањем флексије те структуре постајале лабавије, те је њихов значај био мањи (20). Тада већу улогу преузимају колатералне везе које су примарни стабилизатори медијалног и латералног отварања.

Повезана улога укрштених и колатералних веза у кинематици колена позната је и као – „ланац са четири полуге” (7,21). Укрштене везе су релаксирани у току спољне ротације тибије, а затегнуте и обмотане око себе у току унутрашње ротације – када су и под највећом тензијом. Колатерални лигаменти су затегнути у току спољашње ротације, а релаксирани при унутрашњој ротацији. На овај начин они наизменично повећавају притисак на зглобне површине, одржавајући стабилност зглоба при максималној унутрашњој или спољашњој ротацији. Овај механизам се одржава чак и код оштећења лигамента након истегнућа и повећања лабавости. Тада се повећава обим ротације што се, у зависности од степена оштећења, манифестује као ротаторна нестабилност.

### 1.2.4.2. Задњи укрштени лигамент

Дуго је запостављана функција задње укрштене везе у односу на предњу, иако је он један од основних стабилизатора колена. Бројне студије су показале да је то најјача лигаментарна структура у колenu и, према подацима из литературе, максимална сила затезања је 739–1.627 N (22,23). Основна функција лигамента је да спречи задњу дислокацију тибије у односу на фемур и хиперекстензију колена (24,25). Кадаверичке биомеханичке студије, у којима је вршено селективно пресецање LCP-а, показале су да има већу улогу у стабилности зглоба при флексији, те да његово пресецање доводи до задњег померања тибије, познатог као знак „задње фиоке”. Ротациона стабилност се такође знатно више мења са флексијом колена након пресецања LCP-а. Он је примарни стабилизатор задњег померања тибије и пружа отпор 85,0% од укупне силе потребне за спречавање задње дислокације тибије на 30° и 90° флексије (26). Секундарни стабилизатори задње дислокације тибије су: постеролатерална капсула, LCL, комплекс MP (58,0% функције) и LCM (16,0% функције). Улога секундарних стабилизатора се повећава како се зглоб приближава пуној екстензији. У кадаверичким студијама селективним пресецањем LCP-а показано је да, уз дејство силе, са предње стране тибије повећава задњу translацију у скоро свим угловима флексије, а максимално на 90° (26). Изоловано пресецање било LCL-а или дубоког лигаментарног комплекса постеролатералног угла не доводи до задње translације при било ком углу флексије колена. Удружено пресецање LCL-а и дубоког лигаментарног комплекса доводи до малих повећања задње translације (3 mm) при свим угловима флексије колена. Обимно пресецање свих структура постеролатералног и постеромедијалног угла колена доводи до задње translације тибије при флексији од 0° до 30°, која је приближна као и након изолованог пресецања LCP-а. Комбиновано пресецање LCP-а, LCL-а и дубоког лигаментарног комплекса доводи изражене постериорне translације тибије (20 до 25 mm) при свим угловима флексије, у односу на интактно колено или колено са изолованом секцијом LCP-а (27).

„Ротације у пару” настају кад под дејством силе на тибију из антеропостериорног смера долази до њене унутрашње ротације, а дејство силе из постероантериорног правца довешће до спољне ротације тибије код нормалног здравог колена (25). Изоловано или комбиновано пресецања LCP-а, LCL-а, или дубоког лигаментарног комплекса, довешће до промене унутрашње ротације која је изазвана дејством антеропостериорних сила. Такође, пресецање LCP-а ће спречити и спољну ротацију

тибије која се јавља при апликацији силе из постероантериорног смера. Комбиновано пресецање LCL-а и дубоког лигаментарног комплекса повећава спољну ротацију која постоји приликом апликације постероантериорне силе при свим угловима флексије колена (максимум на 30° флексије). Уколико би се вршило додатно пресецање LCP-а не долази до даљег увећања спољне ротације (28).

Већ смо поменули да је у пуној екстензији колена медијално и латерално отварање најмање и да са повећањем флексије долази до њиховог прогресивног увећавања како се флексија колена приближава 90°. Изоловано или комбиновано пресецање LCP-а, LCL-а и дубоког лигаментарног комплекса постеролатералног угла не утиче значајно на промену медијалног отварања при било којем углу флексије колена (29). Међутим, утицај на латерално отварање може бити различит. У неким случајевима нема промене код изолованог пресецања LCP-а, док изолована секција LCL-а даје латерално отварање при варус стресу (1° до 4°) у свим угловима флексије колена. Комбиновано пресецање LCL-а и дубоког лигаментарног комплекса доводи до умереног повећања (5° до 9°) латералног отварања при свим угловима флексије колена, а максимално на 30° флексије. Највећи степен латералног отварања добија се комбинованим пресецањем LCP-а, LCL-а и дубоког лигаментарног комплекса, када је отварање 15° до 19° при свим угловима флексије колена са максимумом на 60° (29).

Анатомски и функционално разликујемо два снопа LCP-а: антеролатерални и постеромедијални сноп. Разликују се по: месту припоја, правцу пружања влакана, а и различито су тензионисани, у зависности од степена флексије колена. Са повећањем флексије колена антеролатерални сноп LCP-а се прогресивно затеже и максимално је натегнут на 90° флексије, док је постеромедијални сноп напет у пуној флексији и пуној екстензији. Постеромедијални је знатно мањи и чини свега 15,0% дебљине целог лигамента, тако да се у функционалном биомеханичком смислу већи значај даје антеролатералном снопу.

У новије време све је више радова који указују на значај LCP у ротаторној као и медиолатералној стабилности колена. Ранија испитивања на кадаверима су показала повећан степен спољашње ротације колена са повредом задње укрштене везе. Савремене биомеханичке студије указују на повећану спољашњу али и унутрашњу ротацију колена са овом повредом (30,31).



Испитивања која су вршена на кадаверима пратила су и утицај ротације тибије на степен затегнутости LCP-а, те се показало да унутрашња ротација доводи до прогресивног затезања лигаментна независно од степена флексије колена. Чак и када се уклоне екстензорни ретинакулум, капсуларни лигамент, колатерални лигаменти, задња капсула колена при пуној екстензији и интактном LCP-у и LCA-у, минимално је медијално и латерално отварање зглоба. Истовремено LCA, медијални и латерални колатерални лигаменти, појачавају његов стабилизујући ефекат механизмом познатим као „ланац са четири полуге” (7,21). Екстензорни механизам (четвороглави мишић и тетива, патела, пателарни лигамент и ретинакулум четвороглавог мишића) чини активну стабилизацију зглоба, спречавајући предњу дислокацију фемура у односу на фиксирану тибију током хода и трчања (24).

У горе поменутих биомеханичких студијама видимо да је постеролатерални угао примарни стабилизатор латералног отварања и постеролатералне ротаторне стабилности, а секундарни стабилизатор задње стабилности колена. Оштећење ових структура често се превиди код повреде колена. Саставни део овог комплекса су и менискофеморални лигаменти (Humphrey и Wrisberg). Они нису стално присутни и нови радови показују да у 93% колена постоји бар једна од ова два лигаментна (Humphrey 74%; Wrisberg 69%) (32). Тензиона снага тих структура није мала, чак је већа од силе затезања постеромедијалног снопа LCP-а, те су значајни фактори задње стабилности колена (33). Ове структуре описују се и као трећи функционални сноп задње укрштене везе.

Не треба заборавити улогу лигаментарног апарата колена у проприоцепцији и кинестезији. Ове структуре обезбеђују неопходне информације о позицији зглоба, оптерећењу, брзини покрета. Укрштене везе, такође, спајајући зглобне крајке и одржавајући стабилност колена, омогућују преношење мишићне снаге на потколеницу која је неопходна за процес хода. Оштећење лигаментна доводи и до поремећаја неуролошке и проприоцептивне функције, што се одражава и на функцију зглоба, као и на локомоцију целе ноге. То треба имати у виду и након оперативног лечења лигаментарних повреда, где до пуног опоравка долази тек након враћања проприоцепције. Због тога треба истаћи и значај протокола физикалне рехабилитације и њену улогу у комплетном опоравку након лигаментарне повреде колена.

### 1.3. Основе биомеханике

Механика је наука која проучава појаву кретања и равнотежу материјалних тела под деловањем физичких сила (34). Биомеханика је грана механике која основне механичке принципе и законе примењује на разматрање кретања живих бића. У зависности од области истраживања, механика крутих тела може се поделити:

- статика – проучава равнотежу тела под дејством сила;
- кинематика – проучава кретање тела, не узимајући у обзир узроке кретања;
- динамика – проучава законе кретања тела под дејством сила које то кретање изазивају или мењају.

Кретање човека је сложен задатак који захтева координацију, флексибилност и адаптацију различитих мишића који делују на различите зглобове скелета. Сваки живи организам у току свог раста и развоја изложен је дејству различитих сила. Ако у том периоду дође до неадекватног оптерећења ткива, органа или организма, доћи ће до преоптерећења, а самим тим и до повреда или обољења. Циљ биомеханике као науке је да математичком анализом објасни начине којим се жива бића крећу, као и начин којим би било могуће побољшати кретање или га учинити сигурнијим.

Биомеханика има широку примену у различитим областима: спорт (дизајнирање обуће), рад (анализа покрета човека на радном месту), аутомобилске несреће (дизајнирање кацига), клиничке анализе (анализа кретања код неког обољења, повреде), форензика (реконструкција могућег узрока повреде), анализа флуида (анализа рада срца, креирање пливачке опреме са минималним коефицијентом отпора), дизајнирање имплантата у хирургији вештачких зглобова...

Локомоторна способност човека зависи пре свега од анатомских структура (кости, зглобови, мишићи и нервне структуре) и физиолошко–когнитивне способности. Биомеханика као наука нарочито долази до изражаја у активностима где техника кретања има доминантан утицај у односу на физичке структуре или физиолошки капацитет (спортске активности, период рехабилитације човека након операције). Биомеханика као наука је веома корисна, јер ова област садржи низ техника и технологија за објективно мерење и анализу људског кретања. Поред тога, биомеханичке студије дају информације везане за својства ткива и њихова механичка

оптерећења током кретања, чијом анализом можемо превенирати повреду. Након повреде, познавањем биомеханичких принципа и анализом кретања, убрзава се процес рехабилитације. Даљим изучавањем биомеханике кретања човековог тела и зглобова можемо утврдити поремећаје у том кретању који ће довести до неравномерног оптерећења и убрзаног пропадања зглоба познатог као артроза.

### **1.3.1. Врсте тела и принципи биомеханике**

Посматрајући тела која су изложена дејству силе, биомеханика разликује две врсте (34):

- крута тела,
- деформабилна тела.

Под крутим телом се подразумева објекат чије су деформације под дејством силе тако мале да се могу занемарити. Иако се ова појава у реалности не догађа, увођење ове претпоставке је разумно у већини биомеханичких студија. На тај начин се скраћује време математичких прорачуна и моделирања процеса без превеликог губитка тачности.

Биомеханика деформабилног тела проучава понашање биолошких материјала који се мењају услед деловања спољних сила на њих. У принципу, ова грана биомеханике проучава дистрибуцију сила унутар материјала и може се фокусирати на више нивоа у циљу испитивања утицаја силе на раст или изазивање штете.

Највећи део испитивања система за кретање има особине крутог тела. Биомеханика мери све врсте линеарних и угаоних механичких променљивих у циљу документовања и проналажења узрока кретања људи.

Постоји девет базичних принципа биомеханике, а могу се повезати са кретањем људи или активностима које они изводе (34):

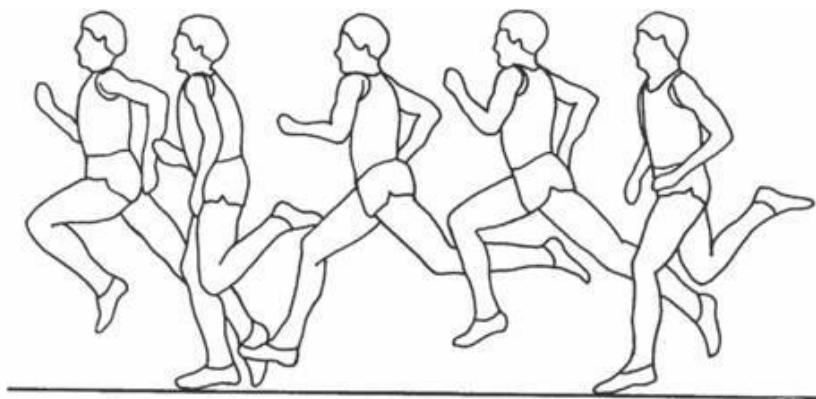
1. сила – кретање: подразумева да неуравнотежене силе делују на тело, било при започињању или промени правца кретања;
2. сила – време: интензитет силе и временски интервал током кога сила делује на тело утичу на његово резултујуће кретање;

3. инерција: својство свих објеката да се опиру промени стања кретања у коме се налазе;
4. обим кретања: растојање (линеарно или угаоно) које може да пређе део тела у току свог покрета;
5. равнотежа – способност тела да остане у истој позицији у односу на неку референтну тачку;
6. континуирана координација: подразумева оптимално време мишићне реакције потребно да би се добио жељени покрет;
7. интеракција сегмената: сила делује преко система полуга (кости) које су међусобно повезане мобилним спојевима (зглобови), при чему померање једног сегмента утиче на други;
8. принцип пројектила: да би се постигао жељени циљ тело мора да има адекватан угао под који започиње кретање;
9. ротације: ротација у току кретања даје телу стабилност током кретања кроз ваздух (лифт ефекат).

### 1.3.1.1. Основе кретања крутог тела

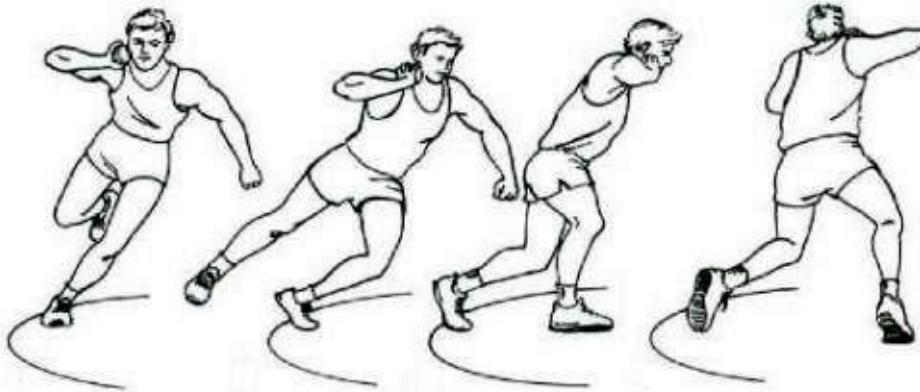
Кретање се може дефинисати као непрекидна промена позиције неког објекта у простору и времену. Кинематика као наука која се бави проучавањем кретања разликује два облика кретања: линеарно (транслаторно) (Сл.7) и угаоно (ротационо кретање) (Сл.8) (34,35,36).

При транслаторном кретању све тачке крутог тела имају исту брзину. Пређено растојање је исто за све тачке тог тела. У зависности од путање транслација може бити праволинијска и криволинијска.



Слика 7. Транслаторно кретање  
( <http://www.znanje.org/i/i22/02s/02/atlitika.htm> )

Код ротационог кретања тачке на крутом телу крећу се по кружним путањама, а све те кружнице леже у равнима које су међусобно паралелне. Оса ротације – права којој припадају центри свих кружница може да пролази кроз тело, а може бити и изван тела. Битно је да свака тачка извршава идентичну угаону ротацију при истој угаоној брзини.



Слика 8. Ротационо кретање  
([http://tsukinegradprogram.blogspot.rs/2013/02/glide-vs-spin-in-shot-put\\_16.html](http://tsukinegradprogram.blogspot.rs/2013/02/glide-vs-spin-in-shot-put_16.html))

Сложено кретање јавља се у случају када постоји комбинација линеарног и ротационог кретања. Оптерећење које узрокује ротационо кретање назива се торзија, а сила која производи транслаторно кретање назива се аксијална сила (34,35,36).

### 1.3.1.2. Веза анатомије и биомеханике

Анатомија је наука о структурама тела која има дескриптиван карактер, што није довољно да објасни функцију и механизам покрета тела. Да би се принципи механике применили на људско тело неопходно је добро познавање анатомских структура. Људско тело се креће у одређеном простору и времену, под дејством неке силе одређеном брзином. Кинематика је грана механике која описује кретања тачака, тела и система тела, не узимајући у обзир њихову масу, као и силе које њихово кретање изазивају. Како се кинематика односи на тзв. геометрију кретања, често може бити описана и као грана математике. Кинематски проблеми се заснивају на опису геометрије неког система и дефинисањем иницијалних услова било које познате вредности, нпр. позиција, брзина или убрзање. Коришћењем иницијалних геометријских услова могуће је одредити непознате величине (35,36).

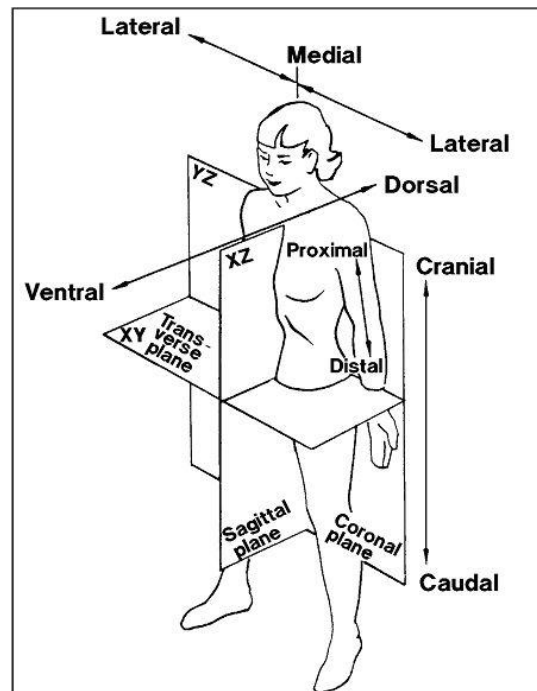
### 1.3.1.2.1. Анатомске равни

Веома је битно одредити специфичне равни тела, јер се помоћу њих описују структурална позиција и правци функционалног кретања. Стандардна позиција тела, односно анатомска позиција тела подразумева усправан положај тела са рукама поред тела, при чему су шаке окренуте напред. Равни тела одређене су у простору и међусобно су управне једна на другу (Сл. 9).

Сагитална раван је вертикална и простире се од напред ка позади, односно од anteriорног ка posteriорном правцу. Њено име је одређено правцем сагиталног шавана на лобањи.

Коронална раван се често назива и фронтална раван. Она дели тело на anteriорну и posteriорну компоненту, а име је одређено на основу короналног шавана на лобањи.

Трансверзална раван је хоризонтална раван која дели тело на горњу и доњу компоненту.



Слика 9. Анатомске равни и осе  
(<https://www.pinterest.com/explore/medical-anatomy>)

### 1.3.1.2.2. Осе кретања

Оса је линија око које или дуж које се јавља кретање. Осе су повезане са основним равнима и међусобно су управне једна на другу тако да чине правоугли координатни систем ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ). Значајност овог координатног система је у дефинисању (лоцирању) опсега могућих типова кретања за сваки зглоб – ротација, translација или сложено кретање. Сва кретања која се врше око осе сматрају се ротационим, а кретања дуж осе или равни сматрају се translаторним кретањем.

Познавање ових равни и оса је неопходно за разумевање и описивање кретања и покрета у људском телу. Оса око које се врши кретање, односно раван кроз коју се одвија кретање дефинише специфично кретање или резултујућу позицију.

Коронална оса лежи на короналној равни и протеже се са једне стране тела на другу. Флексија и екстензија се врше око ове осе и у сагиталној равни. За зглобове главе, врата, трупа, горњих екстремитета и кукова флексија се врши у антериорном правцу. За зглобове колена, скочног зглоба, стопала и прстију флексија се врши у постериорном правцу. Екстензија је супротно кретање од флексије.

Сагитална оса лежи на сагиталној равни и протеже се од антериорног ка постериорном правцу. Кретање абдукције и адукције екстремитета, као и латерална флексија кичме одвија се око ове осе у короналној равни. Латерална флексија је ротационо кретање и користи се да означи ту врсту кретања главе, врата и трупа у короналној равни. Абдукција је кретање од тела, а адукција означава кретање ка телу.

Лонгитудална оса је вертикална оса и протеже се од главе ка прстима. Покрети медијалне (интерне) и латералне (екстерне) ротације екстремитета врше се око ове осе, као и аксијална ротација кичме. Ротација се одвија око анатомске осе (изузев у случају фемура који се окреће око механичке осе).

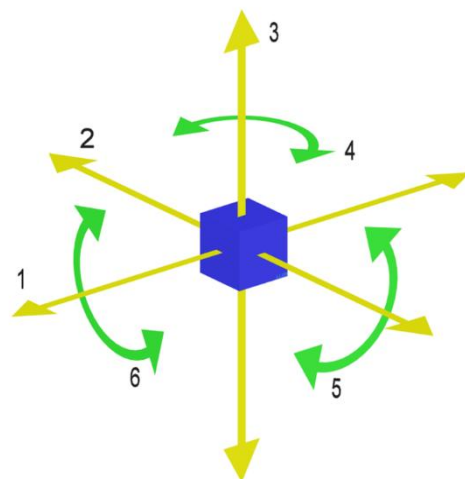
### 1.3.1.2.3. Број степени слободе тела и зглоба

Број могућих кретања неког тела дефинисан је бројем степени слободе.

Уколико се посматра равански случај, тело поседује три степена слободе (две транслације и једну ротацију), док у простору постоји шест степени слободе: три ротације и три транслације (Сл. 10).

Број степени слободе у зглобу одређен је структуром зглоба (геометријом зглобних површина) и мекоткивним омотачем (капсула, лигаменти и мишићи) који га окружују. Како се зглоб састоји од коштаног дела који је круто тело али и од лигамената,

мишића и капсуле који имају својство еластичне деформације, понекад је тешко одредити број степени слободе. Сваки зглоб у телу има своје специфичне



Слика 10. Број степени слободе кретања

([https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/f/fa/DOF\\_Degrees\\_of\\_freedom\\_%28mechanics%29.png/845px-DOF\\_Degrees\\_of\\_freedom\\_%28mechanics%29.png](https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/f/fa/DOF_Degrees_of_freedom_%28mechanics%29.png/845px-DOF_Degrees_of_freedom_%28mechanics%29.png))

карактеристике и може се посматрати као јединствена целина са јединственим обрасцем кретања.

### 1.3.1.3. Кретање као основна карактеристика зглоба

Спој између две кости називамо зглобом. На основу обима покрета у том споју, зглобове функционално делимо на:

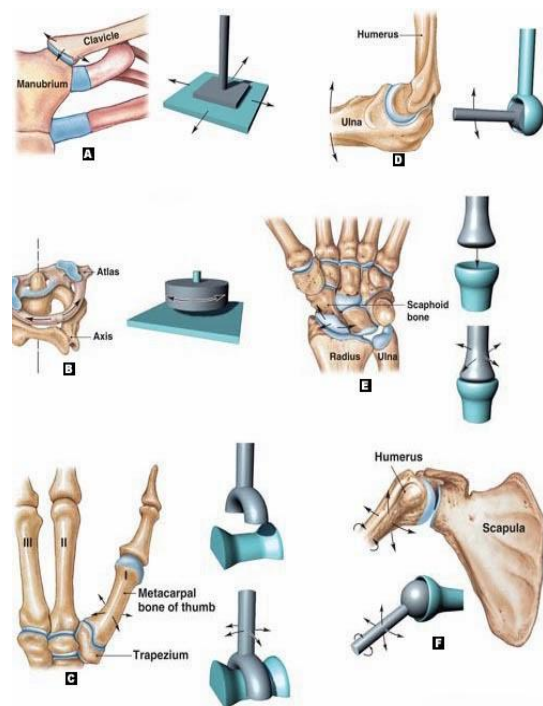
- непокретне (synarthrosis),
- полупокретне (amphiarthrosis),
- покретне (diarthrosis).

Синовијални зглобови су најчешћи зглобови који се јављају на човековом телу. Ови зглобови се сматрају за слободно покретне и степен могућих кретања варира према индивидуалном структуралном дизајну, равни и њиховој примарној функцији (кретање или стабилност). Типични синовијални зглоб укључује коштане елементе, артикуларну хрскавицу, синовијалну мембрану, фибролигаментарну зглобну капсулу и артикулационе зглобне рецепторе. Они се даље могу поделити у три категорије, у зависности од броја равни у којима се могу вршити покрети (Сл 11):

- униаксијални: покрети у једној равни око једне осе ротације,
- биаксијални: покрети у две равни,
- мултиаксијални: покрети у више равни.

Схватање основне форме синовијалних зглобова представља основу за одређивање клинички значајних промена у зглобу које воде до зглобне дисфункције.

Коштани елементи обезбеђују потпорну структуру која зглобовима даје функционалност и индивидуалне карактеристике, формирајући систем полука на које делују спољашње и унутрашње силе.



Слика 11. Типови зглобова (<http://elcuerpohumanoen.blogspot.rs/2013/10/>)



Могући физиолошки покрети на сваком зглобу јављају се при контракцији мишића, или под дејством гравитационе силе. Osteокинематика описује како се релативно креће једна кост у односу на другу. Специфични покрети који се јављају на артикулационој површини зглоба проучава артрокинематика.

При разматрању покрета у зглобовима osteокинематику треба придружити артрокинематици. Ово укључује одређивање релативног покрета механичке осе кости која се покреће у односу на стационарну површину зглоба. Механичка оса зглоба је линија која пролази кроз кост, која се покреће оријентисана управно на центар стационарне површине зглоба. Кретање једне зглобне површине у односу на другу подразумева да долази до ротације, котрљања, клизања или комбинације ових покрета (37,38).

Котрљање се јавља када контактне тачке једне кости додирују контактне тачке друге кости у истом временском интервалу. Клизање се јавља када само једна тачка покретне површине зглоба додирује више тачака на другој контактаној површини зглоба.

У већини зглобова на људском телу ови покрети се јављају симултано. Правило конкавности-конвексности односи се на очекиване ротационе и праволинијске покрете. Када се конкавна површина креће по конвексној површини, котрљање и клизање треба да се јаве у истом смеру. Када се конвексна површина креће по конкавној површини, котрљање и клизање се јављају у супротним смеровима. Чисто кретање котрљања резултира дислокацијом зглоба, а чисто кретање клизања подразумева ударање једне површине у другу.

Комбинација покрета котрљања и клизања присутна је у покрету свих зглобова, при чему важну улогу у том покрету игра артикуларна хрскавица која омогућује лакше извршење покрета и може умањити оштећење зглобних површина. Овај концепт је веома битан приликом доношења одлуке за рестаурацију смањеног обима покрета на зглобу.

Када се објекат помера, оса око које се врше покрети може варирати у положају од једне до друге инстанце. У зависности од врсте зглоба и сила које делују унутар њега, тренутна оса ротације може мењати свој положај. Овај концепт је погодан за разматрање комплексних покрета (нпр. у две или три равни).

При тродимензионалном кретању између објеката, јединствена просторна оса се назива хеликоидна оса кретања. Хеликоидна оса кретања је најпрецизнији начин за опис кретања између анатомских структура, због потешкоћа при конзистентном и прецизном идентификовању референтних тачака оваквих објеката. Већина покрета се одвија око или кроз више оса симултано, па се чисти покрети у људским оквирима ретко јављају. Природа и обим индивидуалног кретања зглоба дефинисани су структуром зглоба, а нарочито обликом и оријентацијом зглобних површина. Ниједна зглобна површина се не поклапа перфектно, као што немају ни перфектну геометрију. Све зглобне површине имају неки степен закривљености који није константан и мења се од тачке до тачке. Због инконгруенције између зглобних површина, неки зглобни простор дозвољава слободније покрете, због чега зглобови поседују споредне покрете који морају бити ограничени ради нормалног функционисања зглоба (39,40).

### **1.3.2. Биомеханика коленог зглоба**

Покрети колена су регулисани коштаном геометријом зглобних површина, зглобном капсулом, лигаментима и другим мекоткивним стабилишућим структурама. Зглоб колена може да изводи покрете у оквиру шест степени слободе и то (Сл. 12) (41):

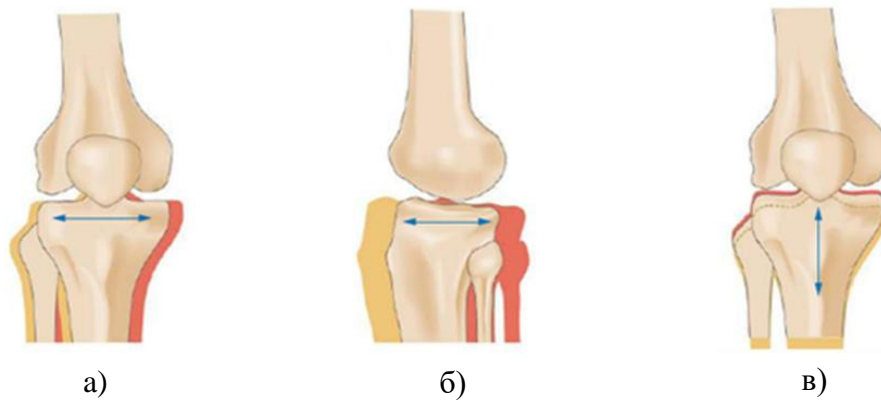
Три ротације:

- Флексија/Екстензија са просечним вредностима од  $160^\circ$  флексије и до  $-5^\circ$  екстензије (хиперекстензије);
- Varus/Valgus са просечним вредностима од 6 до  $8^\circ$  у екстензији;
- Интерно-екстерна ротација са просечним вредностима од 25 до  $35^\circ$  у флексији.

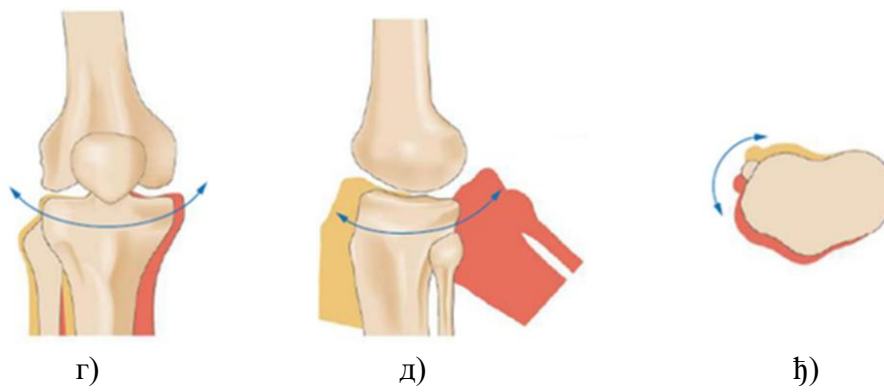
Три транслације:

- Антериорно-постериона транслација са просечним вредностима од 5 до 10 mm;
- Проксимално-дистална транслација са просечним вредностима од 2 до 5 mm;
- Медијално-латерална транслација са просечним вредностима од 1 до 2 mm (41).

## Транслација



## Ротација



Слика 12. Кретања у зглобу колена: а) Медијално-латерална, б) Антериорно-постериорна транслација, в) Инфериорно-супериорна транслација, г) Абдукција – адукција, д) Флексија – екстензија, и љ) Интерно-екстерна ротација (41)

Поменути степени слободе покрета изводе се око три осовине: уздужна осовина дијафизе тибије, биепикондиларне осе и антеропостериорне осе која стоји перпендикуларно на претходне две. Ограничење ексцесивних покрета у оквиру наведених шест степени слободе омогућавају коштана геометрија и мекоткивне структуре зглоба (34,41).

За нормално функционисање колена неопходан је велики број мекоткивних структура. Четири основна лигамента колена у комбинацији са другим статичким стабилизаторима (коштана геометрија, капсуларне структуре и менискуси), као и динамским мишићним стабилизаторима, одређују границе покрета зглоба. Флексионо-екстензиони кинематички принципи колена су објашњени на основу улоге укрштених и колатералних веза, као кинематичког пара „ланац са четири полуге”. Овај модел приказује важност интеракције између укрштених веза и коштане геометрије и

објашњава централну улогу укрштених веза у кинематици колена. Четири полуге представљају карику формирану између тибијалних и феморалних припоја LCA, LCP-а и неутралних влакана колатералних веза. Током флексије колена, тренутни центар зглобне ротације (тачка међупресека LCA и LCP-а) помера се позади, форсирајући комбинацију котрљања и клизања између артикуларних површина. Овај јединствени механизам спречава да се фемур откотрља са задњег аспекта тибијалног платоа при флексији колена, као и стабилност зглоба кроз цео наведени обим покрета. Укупна стабилност зглоба зависи од сваког појединачног лигамента као и њихове међусобне интеракције. Познавање сила које делују на лигаменте током нормалног функционисања колена, омогућава разумевање механизма повреда и пружа помоћ у развоју рехабилитационих протокола након повреде (42,43).

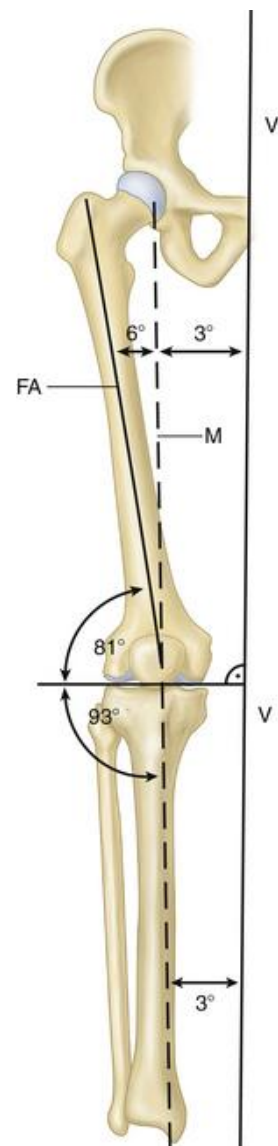
При проучавању функције колена треба имати у виду да се ради о зглобу код кога се, поред покрета флексије и екстензије, одвијају и ротаторни покрети. Велика вулнерабилност колена условљена је његовим ротаторним покретима. Суштина покрета колена је у ротацији око неке од осовина. У току покрета осовине се константно мењају, те се говори о тзв. тренутним осовинама. Покрети флексије и екстензије се одвијају у сагиталној равни, а око хоризонталне осовине. Са биомеханичког аспекта, исти покрети су комбинација котрљања и клизања. Котрљање се манифестује у току првих 20° флексије, после чега су покрети доминантно клизајућег типа. Покрети котрљања испуњавају захтеве стабилности колена у релативно опруженој позицији, док клизање дозвољава већу слободу покрета у току ротације (42). Инконгруентност зглобних површина фемура и тибије условљава котрљање и клизање. Код котрљања пређени путеви оба тела су исти и постоји мање трење, док код клизања једно тело прелази много већи пут у односу на друго. Ови покрети се одвијају истовремено, прецизно су вођени и свако повећање једног типа кретања у односу на други изазива поремећај у зглобу. Чак и у положају екстензије, еластичност меких ткива колена дозвољава неколико степени адукције и абдукције која се одвија у фронталној равни. У хиперекстензији ови покрети нису могући.

Ротациони покрети колена одвијају се у хоризонталној равни и око осовине која се поклапа са уздужном осовином потколенице. Суштина ротације су покрети тибије у односу на фемур у току флексије, а њена амплитуда износи половину ширине пателе (43). Конфигурација коштаних структура и напетост мекоткивних структура не дозвољавају ротаторне покрете у позицији пуне екстензије. Са флексијом, капсула,

коллатерални лигаменти и укрштене везе постају мање напети, што дозвољава ротаторне покрете. Они се постепено увећавају са флексијом. Ротација има индивидуалне карактеристике и увек је унутрашња ротација мања од спољашње. Практични значај ротације је у подешавању потколенице и стопала према терену по коме се вади као и стабилизација колена у пуној екстензији. Ротациони покрети, нарочито на почетку флексије или завршетку екстензије, највећим делом су условљени конфигурацијом доњег краја фемура. Нормални покрети колена представљају заправо синхронизацију покрета екстензије са спољном ротацијом тибије и флексије са унутрашњом ротацијом тибије. Ови хеликоидни покрети су омогућени функцијом укрштених веза и менискуса у склопу механизма познатог као „фигура осмице” (43).

Механичка осовина ноге одређена је линијом која иде од центра главе фемура до центра скочног зглоба (Сл. 13). Дели се на механичку осовину фемура представљену линијом чији се почетак налази у центру главе фемура и спушта се дистално до међукондиларног удубљења, односно до тачке између укрштених лигамената и механичке осе тибије која спаја центар тибијалног платоа и центар скочног зглоба.

У неутралној позицији ове две осе су колинеарне и поклапају се са осом оптерећења. Она представља реакцију тла која делује на стопало и пролази од центра скочног зглоба до центра главе фемура. Анатомска осовина подразумева осовину дијафизе кости фемура и тибије. Анатомска осовина фемура заклапа са механичком осовином угао  $5-7^\circ$ . Анатомска осовина тибије и фемура заклапају феморитибијални угао  $172-176^\circ$  (44). То је нормалан валгус угао доњег екстремитета који је одређен анатомским обликом дисталног фемура. Медијални и латерални кондил фемура су различите геометрије. Латерални кондил је шири, како у фронталној тако и у сагиталној равни, док је медијални кондил ниже постављен. Раван зглоба колена при усправном положају тела практично



Слика 13. Осовина ноге  
(<https://clinicalgate.com/the-knee-4/>)

је хоризонтална и нормална на механичку осовину екстремитета (5). Артикуларна површина медијалног кондила је већа у сагиталној равни, тако да када се екстензија заврши на латералном кондилу на медијалном још остаје простора за завршну ротацију. Том завршном ротацијом колена се доводи у стабилну, закључану позицију екстензије, што људском телу оумугућује стајање без већег ангажовања активних стабилизатора – мишића. На тај начин се штеди енергија потребна за одржавање стабилности зглоба у фази стајања. Када се крене са флексијом колена процес иде обрнуто и започиње спољашњом ротацијом фемура. Осовина око које се врше ови покрети завршне ротације налази се у близини припоја задње укрштене везе на медијалном кондилу фемура и одређена је функционалним интегритетом ове везе. Зато је ова веза са својим феморалним припојем значајна за биомеханику овог важног ротаторног покрета зглоба колена (1,2,3,5).

## **1.4. Кинематика хода**

Ход је метод кретања који настаје ритмичким покретањем ногу са циљем давања потпоре и погона (45). То је аутоматски покрет чији се почетак, крај или нека промена налази под вољном контролом. Ход је комплексна активност која подразумева интеракцију коштаних елемената, неуромишићну активност и правила која управљају телом током кретања. Деформитети, повреде, неурлошки или мишићни поремећај потенцијално могу довести до умањења ефикасности хода (46,47).

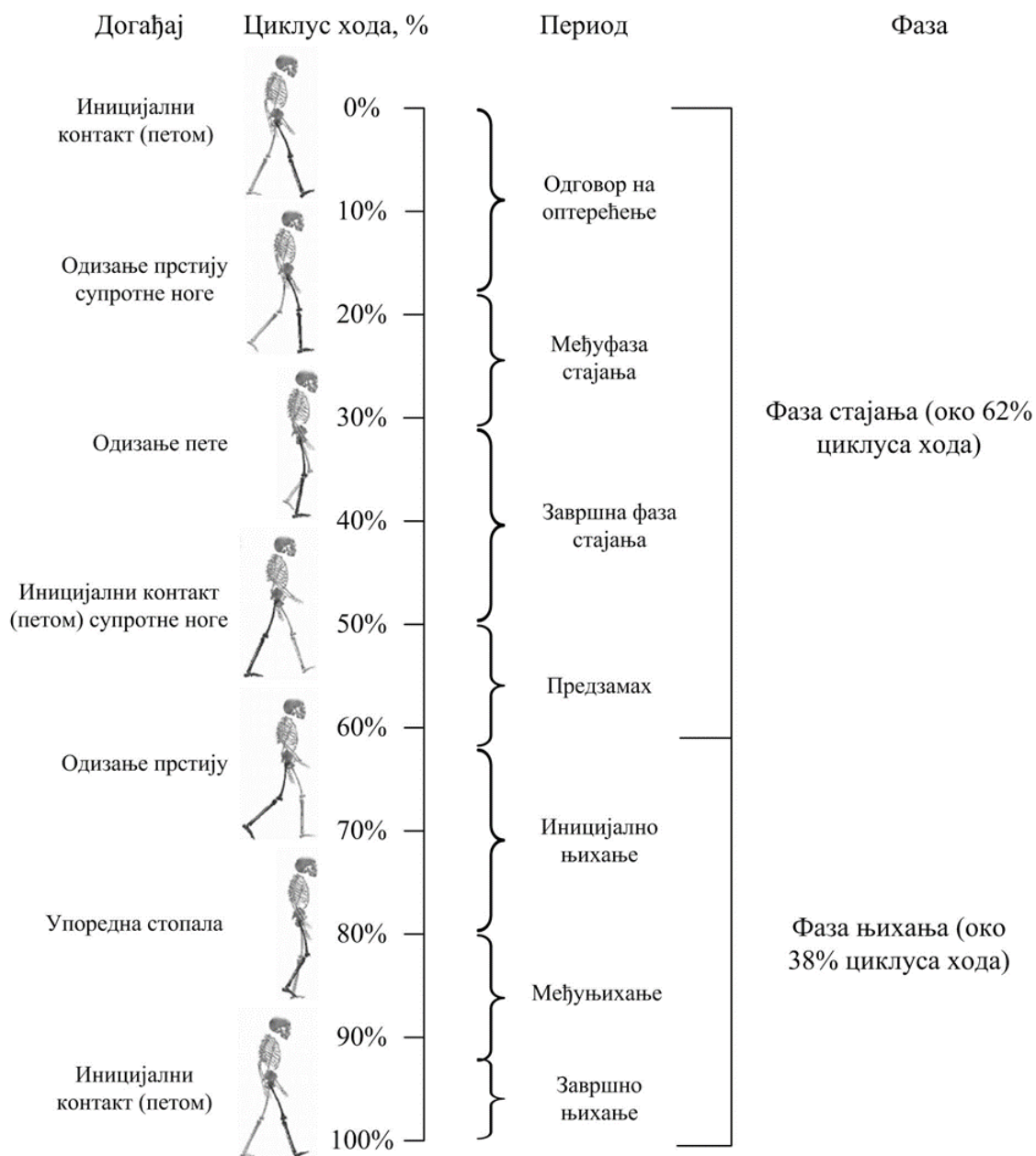
### **1.4.1. Циклус хода**

Циклус хода је дефинисан као период од тренутка ударца пете посматраног стопала у тло до следећег ударца истим стопалом. Догађаји који дефинишу циклус хода су [Kharab A. (2011), Umberger B. R. (2010), Chambers M. D. (2002)] (Сл. 14):

1. Иницијални контакт посматраног екстремитета (енгл. Initial contact)
2. Одизање прстију супротног екстремитета (енгл. Opposite toe off)
3. Одизање пете посматраног екстремитета (енгл. Heel rise)
4. Иницијални контакт супротног екстремитета (енгл. Opposite initial contact)
5. Одизање прстију посматраног екстремитета (енгл. Toe off)

6. Упоредна стопала (енгл. Feet adjacent)

7. Вертикална тибиа посматраног екстремитета (енгл. Tibia vertical)



Слика 14. Циклус хода

Наведене догађаје могуће је декомпоновати на седам периода (четири се појављују током фазе стајања, а три током фазе њихања), односно:

Фаза стајања састоји се из периода:

- Одговор на оптерећење
- Међуфаза стајања
- Завршна фаза стајања
- Предзамах

Фаза њихања састоји се из периода:

- Иницијално њихање
- Међуњихање
- Завршно њихање

У једном циклусу хода потребно је извршити следећа три задатака:

1. прихватање оптерећења,
2. монопедални ослонац,
3. напредовање екстремитета.

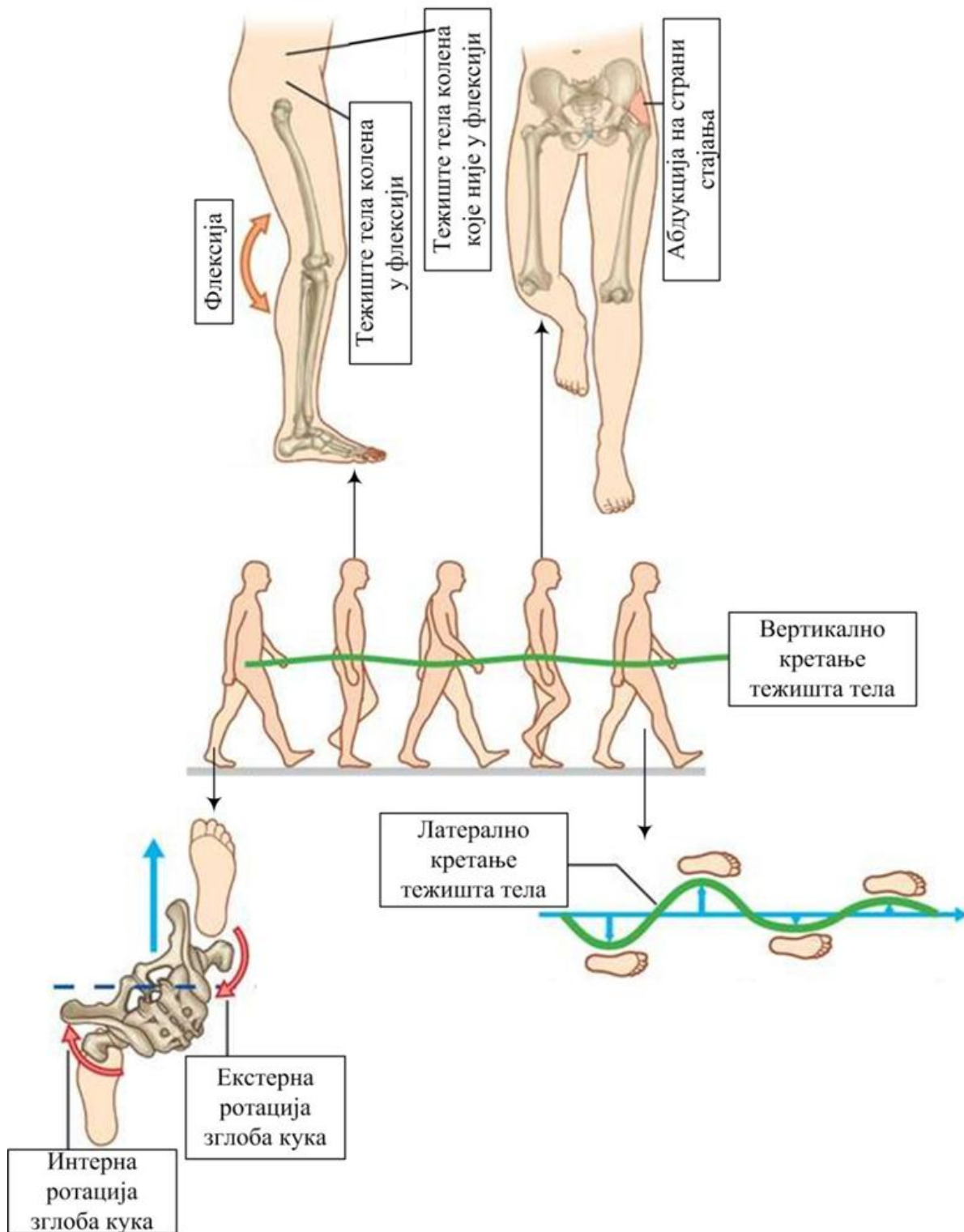
У фази стајања посматрани екстремитет је у сталном контакту са тлом. Почиње ударцем пете у тло, а завршава се напуштањем контакта тла и прстију. У овој фази основни задатак који би требало извршити је прихватање оптерећења. У почетку, у периоду одговора на оптерећење, долази до неуједначеног трансфера тежине тела на посматрани екстремитет, јер је потребно да се изврши апсорпција ударца, као и да се обезбеди иницијална стабилност посматраног екстремитета. Како циклус хода напредује комплетна тежина тела се пребацује на стопало посматраног екстремитета у међуфази стајања, односно у завршној фази стајања. Другим речима, ослонац је само на једној ноzi, тзв. монопедални ослонац, што је следећи задатак који треба извршити. Последњи задатак који треба да се изврши током хода је напредовање екстремитета. Тај задатак се одвија у фази њихања. Посматрани екстремитет напредује тако што долази до повећања флексије у зглобовима кука и колена.

#### **1.4.2. Детерминанте хода**

Током историје, развијале су се многе теорије које појашњавају механизам хода. Једна од значајнијих је теорија о шест детерминанти хода која предлаже скуп кинематских карактеристика за померање тежишта тела из једне у другу тачку (45). Основне детерминанте хода су (Сл. 15) (35):



1. Латерални нагиб карлице (енгл. lateral pelvis tilt) – Карлица је нагнута наниже на страни екстремитета који је у фази њихања дуж фронталне равни, а ротација се врши око сагиталне осе. Максималну вредност достиже у међуфази њихања и просечна вредност износи око 5 степени. Ова детерминанта је повезана са адукцијом зглоба кука у фази стајања и његовом абдукцијом у фази њихања. Утиче на смањење вертикалног положаја тежишта тела.
2. Флексија колена током фазе стајања (енгл. knee flexion during stance phase) – Ова детерминанта треба да изврши апсорпцију ударца при контакту стопала и тла, смањи измештање тежишта тела и редукује утрошак енергије.
3. и 4. Интеракција колена, скочног зглоба и стопала (енгл. Interaction of knee, ankle and foot) – У раној фази стајања стопало је у дорсифлексији, док је зглоб колена скоро у пуној екстензији. Екстремитет достиже своју максималну дужину и тежиште тела достиже своју најнижу тачку. У каснијој фази стајања стопало је у плантарној флексији, док зглоб колена започиње флексију. Ова кретања утичу на промену положаја тежишта тела навише.
5. Ротација карлице (енгл. Pelvis rotation) – Током нормалног хода карлица ротира око вертикалне осе, лево и десно (око 4 степена), утичући на смањење вертикалног положаја тежишта тела. Ова детерминанта је повезана са интерном и екстерном ротацијом зглоба кука.
6. Латерално растојање карлице (енгл. lateral displacement of pelvis) – При нормалном ходу тежиште тела је постављено латерално изнад ослоњеног екстремитета два пута током циклуса хода у хоризонталној равни. Кретање је узроковано латералним померањем карлице и адукцијом зглоба кука. Максимална вредност јавља се у међуфази стајања на страни ослоњеног екстремитета.



Слика 15. Детерминанте хода ([http://medical.dictionaty.thefreedictionary.com/\\_/viewer.aspx?path=MosbyMD&name=gait-determinant.jpg&url=http%3A%2F%2Fmedical-dictionaty.thefreedictionary.com%2Fgait%2Bdeterminant](http://medical.dictionaty.thefreedictionary.com/_/viewer.aspx?path=MosbyMD&name=gait-determinant.jpg&url=http%3A%2F%2Fmedical-dictionaty.thefreedictionary.com%2Fgait%2Bdeterminant))

Детерминантама хода треба да се испуни неколико захтева, а односе се на:

- повећање ефикасности и глаткоће путање хода,

- смањење вертикалног и хоризонталног измештања тежишта тела,
- смањење утrophка енергије и
- шармантност хода.

### 1.4.3. Функционална анализа циклуса хода

Функционално у току хода разликујемо три фазе (47,48). За разлику од претходне поделе која описује како ход визуелно изгледа, функционална подела базира се на функционалној активности мишића и зглобова у току циклуса хода.

1. Фаза преузимања тежине: Најзахтевнија фаза циклуса хода, када је потребно апсорбовати удар при контакту са подлогом, обезбедити иницијалну стабилност и очувати прогрессију. Почиње додиром пете и подлоге при чему је стопало у неутралној позицији, колена је наизглед у пуној екстензији, а у ствари је у 5° флексије и нога је савијена у куку за 20°. Овакав положај ноге омогућава да пета прва додирне подлогу. Користећи пету као клацкалицу, колена се савија и апсорбује удар. Стопало прелази у плантарну флексију од 5°, под дејством флексора позиција колена се одржава активношћу *m. quadriceps-a*. Ова фаза траје до подизања друге ноге са подлоге и представља период бипедалног ослонца.
2. Фаза ослонца једне ноге: Активношћу мишића потколенице стопало прелази из позиције 5° плантарне флексије у 10° дорзифлексије. *M. quadriceps* својом активношћу исправља колена од 15° до пуне екстензије. А позиција ноге у куку се под утицајем екстензора кука мења из 20° флексије, прелази у 20° екстензије. Ово је монопедална фаза ослонца у којој нога треба да преузме тежину целог тела и да настави даљу прогрессију кретања.
3. Фаза њихања једне ноге: Започиње одвајањем ноге од подлоге при чему долази до плантарне флексије стопала од 15°. Нога у куку под дејством мишића флексора прелази из екстензије у флексију, а у колена долази до флексије до 60° под дејством *m. hamstringa*. Подизањем стопала са подлоге, активацијом дорзифлексора, стопало се доводи у неутралну позицију. Оваква позиција ноге дозвољава слободно њихање, без запињања за подлогу. У завршној фази колена се исправља под дејством *m. quadriceps-a* и припрема екстремитет за контакт са подлогом.

На основу ове функционалне анализе хода видимо да је за нормалан ход неопходно добро функционисање свих анатомских структура ноге, и да уколико дође до неке повреде или оштећења то се може одразити на циклус хода. Некад на основу поремећене шеме хода можемо рећи о каквој повреди или оштећењу се ради. Дегенеративно обољење кука (coxarthrosis) доводи до болова и ограничених покрета у зглобу, што се одражава на циклус хода у смислу скраћења фазе ослонца на ту ногу, пацијент храмље. Такође видимо да су у зависности од фазе циклуса хода одређени зглобови изложени различитом интензитету силе оптерећења, што код повређеног зглоба доводи до бола, или може изазвати нестабилност (35,36).

## **1.5. Повреда задње укрштене везе**

Иако је анатомија и биомеханика колена релативно добро позната и даље постоје бројне контроверзе по питању задње укрштене везе. У стручној литератури много више пажње је посвећено оштећењу предње укрштене везе и њеном значају за рано пропадање колена. Тегобе након повреде LCP понекад нису пуно изражене и самим тим је нејасна даља судбина колена након њеног оштећења. Дилеме постоје по питању:

- ране дијагностике повреде,
- процене степена повреде,
- какав је исход након неоперативног лечења такве повреде,
- да ли и када треба такву повреду оперативно лечити,
- коју оперативну технику применити,
- какав је резултат након оперативног лечења?

Мишљења су различита и по самој улози и значају повреде LCP-а за биомеханику колена, а није јасна ни даља судбина колена након ове повреде. Hughston у свом раду сматра да је то основни стабилизатор зглоба колена (49), док Shelbourne истиче да степен повреде LCP не утиче значајно на кинематику зглоба (50). Треба истаћи да се сама повреда често не препозна, било да је изолована или удружена са повредама других структура колена. Иако јако ретка, за разлику од повреда LCA која је знатно чешћа, код озбиљније повреде колена увек треба имати на уму и други

укрштени лигамент. Нарочито треба обратити пажњу на механизам повреде, након чега следи детаљан клинички преглед, а по могућству и додатна дијагностика како се ова повреда не би превидела..

Инциденца повреде, према подацима из литературе, врло је различита и креће се од 1–40% свих повреда колена. Ова разлика у подацима зависи од популације на коју се односи. Тако, на пример, инциденца ове повреде у општој трауми у популацији је до 3%, по наводима Miyasaka и Daniel (50). Тај проценат је знатно већи у групи пацијената са повредом колена. Fanelli у својој серији износи инциденцу од 38.3% повреда LCP код акутних лигаментарних повреда колена, од чега 56.5% имају удружене повреде других структура. Од тога 45.9% су удружене повреде ACL/PCL, 41.2% су LCP/PLC повреде, а само 3% је изоловани раскид LCP (51). Као што видимо, ретко је изолована, а најчешће је удружена са повредом LCA и постеролатералног угла. Према подацима из разних серија, ове удружене повреде се јављају у 50%–90% случајева (52,53,54). Описане су још и повреде менискуса, оштећење хрскавице, колатералних лигамената. Повреде менискуса се јављају у 16%–28% и најчешће су то уздужни раскиди предњег рога, или попречни раскид у задњој трећини латералног менискуса (55). Оштећење хрскавице најчешће у медијалном компартману јавља се 12%–52%, али само у 16% је то оштећење III степена или више (56). Код акутне трауме увек треба имати у виду и повреду неуроваскуларних структура. Луксација зглоба колена, као последица високоенергетске трауме, даје мутилигаментарне повреде, где се у 14% јавља и оштећење васкуларних структура (57).

Механизам повреде је најчешће саобраћајна траума, када код путника у возилу, при седећем положају, долази до удараца са предње стране у горњи крајак тибиге, те се она под дејством силе потискује позади (енгл. dashboard). Слично се може догодити и код возача моторцикла, који при савијеном колону добијају ударац са предње стране. У зависности од ротације потколенице, смера дејства силе и њеног интензитета, могућа су оштећења и постеромедијалних и постеролатералних структура (54). У спортској трауми, најчешће долази до повреда при паду са савијеним коленом, а нешто ређе хиперекстензионим механизмом. Повреда је чешћа код фудбалера него кошаркаша, док је за атлетичаре карактеристична изолована повреда LCP (58). Изолована повреда најчешће настаје хиперфлексионим механизмом када долази до истезања и пуцања антеролатералног снопа, док постеромедијални снап и задње структуре зглоба остају очувани. Екстремни варус и валгус стрес такође могу довести до удружених повреда

које садрже и оштећење LCP-а. Оптерећење које доводи до оштећења LCA и LCM-а, који су структурно сличних карактеристика, јавља се под дејством силе од 340N до 390N. Знатно већа сила је потребна за кидање LCP-а, који је структурно јачи и износи 780N (43).

Сама повреда може се поделити, у зависности од времена протеклог од повреде, на акутну и хроничну, а у зависности од повреде других структура на изоловану и комбиновану. Према Fowler-у и Messieh-у изоловани раскид можемо поделити (59):

- Тип I: делимичан раскид са очуваним делом влакана и хематомом
- Тип II: авулзиона руптура чешће са тибијалног него феморалног припоја
- Тип III: комплетан раскид

Рана дијагностика ове повреде најчешће није лака. Почине детаљно узетом анамнезом о механизму повреде, након чега следи клинички преглед. Сам механизам повреде је доста специфичан и први је податак који нам указује на могуће оштећење задњих структура колена. Пацијенти немају јасан осећај раскида и пуцања као код повреде LCA. Од тегоба наводе: бол са задње стране, оток, ограничене покрете, посебно флексије. Клиничке тестове за задњу нестабилност, због бола и ограничених покрета, тада није лако урадити. Касније, кад повреда пређе у хроничну фазу, пацијент наводи бол са предње стране колена, када се креће низбрдо и низ степенице, при трчању и успоравању. Такође наводе и осећај нестабилности, у зависности од степена повреде (60,61). Како време пролази, доминантна тегоба је бол са предње и медијалне стране зглоба, где и настају прва оштећења на контактним површинама (60).

У саобраћајној трауми када постоје удружене повреде које угрожавају живот пацијента није могуће узети добру анамнезу и урадити детаљан клинички преглед колена. Тада, не ретко, ову повреду дијагностикујемо одложено, понекад чак и кад она пређе у хроничну фазу. Велики проблем је и изолован раскид када пацијенти најчешће немају јасне тегобе, немају изражену нестабилност, а клинички налаз није убедљив (62). Код њих веће тегобе настају касније када, као последица микронестабилности, долази до секундарних оштећења и убрзаног пропадања зглоба.

### 1.5.1. Клинички преглед

Сама клиничка слика зависи од степена трауме којој је пацијент био изложен и времена које је прошло од повреде.

У акутној фази колена је јако болно, отечено, са ограниченим покретом, бол се појачава са флексијом колена. Често постоји хематом са задње стране зглоба. Флексија је најчешће редукована за  $10^{\circ}$ – $20^{\circ}$ . Код нормалног колена, у мировању и при флексији од  $90^{\circ}$ , медијални део платоа тибије се налази 1 cm испред медијалног кондила фемура (Сл.16). Тај степеник се може лако испалпирати палцем и упоредити са другим коленом. Уколико га нема постоји велика сумња на оштећење задњих стабилизатора зглоба.



Слика 16. Нормално и повређено колена

Читава је лепеза клиничких тестова за испитивање лигаментарне стабилности колена. Могу се поделити на тестове за испитивање нестабилности у једној равни и тестове за испитивање ротаторне нестабилности.

#### 1.5.1.1. Клинички тестови за нестабилност колена

У сагиталној равни процењујемо стабилност на основу померања тибије напред и назад у односу на фемур (предња и задња нестабилност). За процену задње стабилности колена користе се: тест задње фиоке, тест задњег западања тибије, тест квадрицепса.

**Тест „задње-фиоке”** сматра се најосетљивијим клиничким тестом за процену оштећења LCP-а и мери задње померање тибије у односу на фемур, као и степен те нестабилности (Сл.17) (62,63). При извођењу овога теста пацијент лежи на леђима на столу за прегледе. Нога је у куку савијена на  $45^\circ$ , а у колелу  $90^\circ$ , са стопалом ослоњеним на сто за преглед. Испитивач палцем палпира медијални зглобни простор а дланом врши притисак позади на проксималну тибију (64,65). Тако палпацијом може да осети уколико постоји задње померање платоа тибије. Преглед се увек ради и на другом неповређеном колелу. На основу тог медијалног померања тибије разликујемо три степена задње нестабилности (64).

- I степен: и даље постоји мањи медијални степеник, задње померање тибије је 0–5 mm.
- II степен: медијални плато је у равни са медијалним кондилком фемура и транслира се позади под дејством силе 5–10 mm.
- III степен: медијални плато је иза медијалног кондила фемура и може се померити позади више од 10 mm.



Слика 17. Почетна и крајња фаза теста „задње фиоке”

**Тест задњег западања тибије (гравитациони тест, тест улегнућа тибије).** Пацијент лежи на леђима на столу за прегледе, са савијеном испитиваном ногом у куку и колелу под  $90^\circ$ , док му испитивач придржава стопало (Сл.18) (64,65). Под дејством гравитационе силе, а услед недостатка



Слика 18. Задње западање тибије



LCP, плато тибије се помера позади и има се утисак улегнућа на тој страни у поређењу са здравим коленом.

**Активни тест квадрицепса** изводи се активно контракцијом мишића квадрицепса, те спада у тзв. активне тестове. Позиција пацијента је иста као и код теста „задње фиоке” са испитиваним коленом савијеним на  $90^\circ$  флексије. Испитивач једном шаком фиксира стопало болесника за подлогу а шака друге руке је ослоњена на натколеницу, како би утврдио да ли су мишићи релаксирани. Код оштећења LCP, тибија се налази у позицији задње сублуксације, због дејства гравитационе силе. Контракција квадрицепса помера тибију напред у односу на фемур, као њеној нормалној позицији, што се јасно види. Тог померања нема код здравог колена (65).

Због удружених повреда увек је потребно урадити и тестове за предњу нестабилност: тест „предње фиоке”, Лахман тест.

**Тест „предње фиоке”.** При извођењу теста „предње фиоке”, болесник је у истом положају као и код теста „задње фиоке”, са коленом савијеним на  $90^\circ$  и стопалом на подлози на којој лежи пацијент. Испитивач обично седне на стопало испитиване ноге и са обе шаке обухвати проксимални крајак потколенице. Флексори потколенице треба да буду максимално релаксирани. Повуче се у неколико наврата проксимални део потколенице напред и назад и при том прати њено померање у односу на фемур. Пре извођења овог теста потребно је имати на уму да код оштећења LCP-а тибија може бити у позицији задње сублуксације, те се приликом овог теста помера напред. Овај лажно позитиван тест грешком се може интерпретирати као раскид LCA. Овај тест се може радити у три позиције: у неутралном положају, у спољашњој и унутрашњој ротацији потколенице. При унутрашњој ротацији од  $30^\circ$  долази до снажног затезања LCP-а, те је тада тест знатно мање изражен (64). Код раскида LCP-а повлачењем тибија напред она се доводи у нормалну неутралну позицију, где остаје чврсто фиксирана функцијом LCA, уколико је очуван. Ако постоји раскид LCA уз очуван LCP, тибија се повлачи напред у положај „предње фиоке” из неутралне позиције. Обрнуто, гурањем тибије уназад из положаја „предње фиоке” долази до заустављања покрета у неутралном положају због затезања LCP-а. Код стабилног колена нема великог померања ни у једном ни у другом смеру. Нормално померање се сматра 2–3 mm, уколико је присутно и на неповређеном колону.

**Лахман тест.** Најчешће извођен тест код повреде колена, сличан је тесту „предње фиоке”, при чему је флексија колена од  $20^{\circ}$ – $30^{\circ}$  и неутралном ротацијом тибије. Лакше се изводи у акутној фази повреде, када су ограничени покрети, високо је специфичан и позитиван је чак и у случајевима када је типичан тест „предње фиоке” негативан. Приликом извођења теста болесник лежи на столу за прегледе максимално релаксиране мускулатуре. Колено је у позицији флексије  $20^{\circ}$ – $30^{\circ}$ , испитивач једном шаком чврсто стабилизује фемур, док другом хвата проксимални крајак тибије тако да палац лежи на антеромедијалном делу зглобне пукотине. Повлачи се потколеница напред и процењује се њено предње померање у односу на фемур. Сматра се да је тест позитиван ако имамо предњу translацију тибије у односу на фемур уз „мекану” крајњу тачку.

За процену стабилности колена у фронталној равни користе се: абдукциони и адукциони (валгус и варус) стрес тест, који показују степен отварања медијалног и латералног зглобног простора.

**Абдукциони или валгус-стрес тест** изводи се са коленом у екстензији и флексији од  $30^{\circ}$ . Положај пацијента је као приликом претходно поменутих тестова на столу за преглед. Испитивана нога лагано се абдуцира у куку и опружа тако да бутина остаје релаксирана. Тест се изводи тако што једну шаку постављамо преко латералног аспекта колена, а другом шаком ухватимо стопало или скочни зглоб. Притиском на колено са спољне стране врши се абдукционо валгус опетерећење, док се истовремено потколеница лагано ротира упоље. Са флексијом колена од  $30^{\circ}$  долази до попуштања задње зглобне капсуле и секундарних стабилизатора, те се тада изоловано тестира LCM. Ако је тест позитиван у екстензији то говори о озбиљнијој повреди колена која обухвата: LCM, POL, медијални део задње капсуле, а код већег отварања оштећени су и LCA и LCP.

**Адукциони или варус-стрес тест** изводи се на сличан начин као и претходни, у истој позицији пацијента. Такође се ради у пуној екстензији и флексији од  $30^{\circ}$ . Испитивач шаке поставља са медијалне стране колена уз аплицирање адукционе или варус силе на потколеницу. Позитиван тест у екстензији значи обимну повреду структура латералног и задњег аспекта колена: LCL, структура постеролатералног угла, ТПТ, а код теже повреде са већим отварањем, LCP и LCA. Са флексијом колена

постеролатералне структуре и задња капсула су опуштени, те отварање указује на оштећење LCL.

При сваком већем отварању у фронталној равни постоји сумња на раскид једног од укрштених лигамената. Тада уз тестове за укрштене лигаменте увек треба испитати и ротаторну нестабилност колена (66).

Тестови ротаторне нестабилности су неопходни за процену оштећења постеромедијалног и постеролатералног угла који су често оштећени код повреде LCP-а и указују на мултилигаментарну повреду зглоба.

**Спољно ротациони рекурватум тест** је специфичан тест за дијагностику постеролатералне ротаторне нестабилности. Приликом овог теста фемур и тибија се доводе у абнормални однос у екстензији који показује оштећење структура постеролатералног угла. Тест се изводи док болесник лежи на леђима, тако што испитивач истовремено ухвати палчеве оба стопала и подигне обе ноге од подлоге. Долази до рекурватума постеролатералног угла и спољне ротације тибије услед недостатка поменутих структура. Увек се упоређују обе ноге и прати да ли тибијални туберкул потколенице ротира споља (64,65).

**Тест спољне ротације тибије (Dial test)** користи се за тестирање структура постеролатералног угла. Може се урадити док је пацијент у положају супинације, или много чешће пронације. Док су колена у позицији флексије од 30° и 90° мери се спољашња ротација потколенице, при чему се унутрашња ивица стопала користи као референтна тачка за спољну ротацију. Испитивач ротира споља оба стопала упоређујући једну и другу страну. На основу угла стопало-натколеница одређује се величина спољне ротације и упоређује са другом страном. Сматра се да је тест позитиван ако је спољна ротација на повређеној страни већа за 10° или више од оне која је измерена на неповређеној страни. Треба водити рачуна о позицији тибијалног платоа у односу на кондиле фемура, јер до повећане спољне ротације може доћи померањем латералног платоа тибије позади (постеролатерална нестабилност), или пак медијалног платоа тибије напред (антеромедијална нестабилност). Повећана спољна ротација тибије на 30°, која се на 90° смањује, указује на изоловану повреду постеролатералног угла. Уколико је спољна ротација повећана на 30° као и на 90°, најчешће се ради о удруженој повреди LCP-а и постеролатералног угла.

**Тест постеролатералне фиоке** такође служи за дијагностику повреда структура постеролатералног угла. Позиција пацијента је стандардни лежећи положај са флексијом кука од  $45^\circ$  и колена од  $80^\circ$ . Испитивач седне на стопало као код теста „предње фиоке”, елиминишући тако покрете у куку и скочном зглобу. Шакама обухвати проксималну потколеницу. Потребна је такође добра релаксација мишића натколенице. Тест се ради при позицији тибије у неутралној, односно положај унутрашње и спољне ротације, енергичним повлачењем потколенице напред и назад као код тестова „предње” и „задње фиоке”. Уколико је тест позитиван при спољашњој ротацији потколенице, а негативан у унутрашњој ротацији када је LCP затегнут, значи да се ради о изолованом раскиду постеролатералног угла. Позитиван знак у неутралној позицији потколенице говори о раскиду LCP-а. Позитиван знак у све три позиције потколенице указује на повреду и постеролатералног угла и LCP-а.

**Обрнути (реверзни) *pivot shift* тест** такође се користи за дијагностику постеролатералне нестабилности колена. Испитивач држи стопало и скочни зглоб пацијента једном шаком а другом шаком спољну страну проксималне потколенице. Тест се ради из флексије колена  $70^\circ$  до  $80^\circ$ , са потколеницом у спољној ротацији и аксијалним оптерећењем дуж ње. У овој позицији услед спољне ротације потколенице долази до сублуксације латералног платоа тибије позади у односу на латерални кондил фемура (уочава се као постериорно западање проксималног крајка тибије). Колено се затим постепено исправља, док се испитивач лагано наслања на стопало и даје аксијално и валгус оптерећење. При позицији колена од  $20^\circ$  долази до редукције положаја латералног платоа која се осети и види као његова ротација унутра у нормалан положај. Овај се помак може палпирати или осетити као „удар” (67). Исти тест се може извести из позиције екстензије када ће се при савијању, под утицајем валгус стреса и спољне ротације потколенице при око  $10^\circ$  флексије, осетити удар који настаје када тибија запада у постериорну сублуксацију. Код постојања ротаторне нестабилности тестови *pivot shift* и обрнути *pivot shift* указују на ненормалну позицију у којој се могу наћи зглобни делови колена у току неке фазе покрета. Понекад је тешко одредити у ком се правцу тибија абнормално покреће. Зато се и сматра да обрнути *pivot shift* тест није специфичан за постеролатералну нестабилност (67,68).

**Постеромедијални *pivot shift* тест** служи за процену постеромедијалног угла колена узрокованог раскидима LCM-а, POL-а и LCP-а (68). Клинички се овај тест исто изводи у флексији колена већој од  $45^\circ$ , уз истовремену апликацију компресије по

уздужној осовини потколенице, варус-стресом и унутрашњом ротацијом потколенице. У овој позицији долази до задње сублуксације медијалног платоа тибије код повређеног зглоба. Колено се постепено исправља уз спољну ротацију потколенице, тако да се тибија изненада врати у редуковану позицију на око 20° до 40° пре пуне екстензије. Понекад у овој фази покрета долази до нагле унутрашње ротације фемура. Тада је неопходно упоредити налаз са контралатералним здравим коленом, пошто у извесним случајевима при екстензији и код неповређеног колена може настати унутрашња ротација фемура. Овај тест је могуће урадити и из екстензије, када при савијању и поменутом оптерећењу долази до сублуксације медијалног платоа. Он се не користи толико често, али га треба имати у виду код оштећења задњих структура, а пре свега постеромедијалног угла.

Тестови антеролатералне ротаторне нестабилности која настаје након повреде LCA су бројни (MacIntoshu тест, „Jerk” тест, Slocumov тест, Losee test, Флексионо-ротациони тест фиоке...) Без обзира на то што се ради о многобројним варијацијама, све оне указују на предњу ротациону сублуксацију тибије у односу на фемур. Испитивач у основи врши аксијално оптерећење, валгус стрес и унутрашњу ротацију потколенице. Таква позиција у првих 20° флексије доводи до предње сублуксације латералног платоа. Даљом флексијом плато се враћа у нормалну позицију, што се јасно види и чини тест позитивним.

За објективно мерење предње и задње нестабилности постоје комерцијални уређаји артрометри, као што су KT-1000 i KT-2000 (MedMetric). Код њих се под дејством константне силе мери задње и предње померање тибије у односу на фемур. Они засада још увек не могу измерити ротаторну нестабилност, а такође су показали мању прецизност у детекцији оштећења LCP-а (69).

### **1.5.2. Додатна дијагностика**

Дејство силе високе енергије са предње стране проксималне тибије има за последицу већу задњу транслацију и могућу сублуксацију или луксацију зглоба. У таквим случајевима, без обзира да ли се зглоб налази у луксираној позицији или је репониран, увек треба имати у виду честа оштећења неуроваскуларних структура. Као последица дејства веће силе долази до већег померања зглобних крајака, те самим тим и веће оштећење мекоткивног омотача. Најчешће се тада ради о удруженој

лигаментарној повреди, при чему је у акутној фази при прегледу приоритет процена васкуларног статуса, који може угрозити цео екстремитет. Обавезно је проверити периферне пулсеве и, уколико постоји сумња на оштећење, урадити ангиографију (70).

Стандардни радиолошки снимак у два правца рутински се ради, како би се проценило оштећење коштаних структура и позиција зглоба. Понекад се могу наћи мање авулзионе фрактуре или већи преломи који захватају тибјални плато на месту припоја LCP, и показатељ су теже трауме зглоба. Позиција самог зглоба у тренутку снимања, чак и ако је задовољавајућа, не мора да буде сигуран показатељ да зглоб није био луксиран. Коштане авулзије на месту припоја укрштених лигамената морају бити евидентирани јер, према подацима из литературе, фиксација ових авулзионих руптура даје добар резултат. Након раскида LCP-а под дејством мишића задње ложе натколенице (hamstring) долази до повлачења тибје позади, те се колена налази у сублуксираној или луксираној позицији. Ако ово стање потраје дуже од пет дана репозиција може бити тешка и понекад захтева хируршки отворени приступ. Описани су такође и преломи главе фибуле који могу указивати и на оштећење перонеалног живца (70).

Стрес радиографски снимци дају могућност да се објективно измери задња нестабилност колена. Ради се профилни снимак у флексији од 90° колена када пацијент клекне на савијено колена и оптерети га својом тежином, што код нестабилног колена доводи до задње трансације тибје. Мери се степен померања и упоређује са здравим коленом (Сл.19) (71,72).



Слика 19. Стрес снимак болесног и здравог колена

Снимање магнетном резонанцом (Magnetic resonance imaging – MRI) одавно је постало значајно у дијагностици повреда колена. Први детаљни опис дијагностике повреде колена (пре свега менискалне патологије) овом методом су дали *Reicher A. M.* и сарадници 1986. и 1987. године. То је неинвазивна метода која не користи јонизујуће зрачење, пружа одличну мекоткивну контрастну резолуцију, могућност приказа у више равни, те приказ костне сржи, параартикуларних меких ткива, лигамената, тетива и артикуларне хрскавице. У току рада не захтева манипулације са коленим зглобом, безболна је и може се урадити за око 35 минута. Функционише на принципу физичког ефекта резонанције језгра атома водоника, који поседује магнетне особине и реагује у магнетном пољу. Када се ова језгра изложе снопу усмерених радиоталаса, магнетни моменат нуклеона се заокрене у односу на смер првобитног положаја поља. Када се искључи извор радиоталаса они се враћају у првобитни положај и тада емитују сигнал у виду електромагнетних таласа. Ови таласи представљају сигнале у виду аналогних информација, које се компјутерски обрађују и као коначан резултат дају MR sken (слику). MRI даје информације о морфологији ткива као и хемијским и физичким карактеристикама. Ово је врло значајна дијагностичка метода за евалуацију повреда зглобова и меких ткивних структура човековог тела.

Сензитивност MRI у дијагностици раскида LCP је чак 100%, док се специфичност креће од 96%–100% (73,74). Здрав LCP се јасно види на сагиталном пресеку, тако да је чак понекад код свежег раскида могуће и детектовати на ком нивоу се раскид догодио (феморалном припоју, средњем делу лигамента, или тибидјални припој) (75). Код хроничног раскида ситуација није баш најјаснија, због ожиљног ткива који се формира на месту раскида, често се има утисак да нема прекида континуитета. На основу снимка се не може рећи да ли је то зарастање довољно и да ли има функционалну снагу која ће сачувати потребну стабилност колена (76).

### **1.5.3. Како лечити повреду задње укрштене везе**

План лечења зависи од обима повреде и времена које је прошло од њеног настанка. Немају исту прогнозу изоловани раскид LCP и мултилигаментарна повреда колена. Бројни су аутори који сматрају да изолован раскид треба лечити неоперативно и да је резултат таквог лечења задовољавајући (60,76,77). Међутим, дуже праћење таквих пацијената показало је брже дегенеративно пропадање колена након изоловане повреде LCP-а. (78,79,80,81) Комбиноване мултилигаментарне лезије дају израженије

тегобе са бржим пропадањем зглоба. Covey и Dejour су описали три фазе кроз које колено пролази након повреде LCP-а (82,83).

- I фаза функционалне адаптације 3–18 месеци
- II фаза функционалне толеранције 10–20 година
- III фаза дегенеративне декомпензације

Дегенеративне промене које настају као последица нестабилности и измењене фине биомеханике колена прво се јављају у пателофеморалном и медијалном компартману (82,83).

Генерално је прихваћен став да изолован раскид I и II степена треба лечити неоперативно, док III степен раскида и мултилигаментарне повреде треба оперативно збрињавати (84).

Судбина колена након повреде задње укрштене везе и даље је предмет бројних дебата. За разлику од LCA, задњи укрштени лигамент има добар потенцијал зарастања. (85,86) У случајевима хроничне повреде, када је рађена артроскопија, у 95% постоји очуван континуитет LCP, с тим што је он често лабав, те није функционалан (87).

Неоперативно лечење подразумева имобилизацију 4–6 недеља у гипсу, или у специјалној ортози са коленом у екстензији, при чему тибија треба да се потискује напред. Циљ је да се избегне задња сублуксација тибије и колено доведе у позицију оптималну за потенцијално зарастање лигамента. Затим следи физикална процедура по посебном протоколу, где се акценат ставља на програм вежби за јачање *m. quadriceps*-а (85,86,88). Присталице неоперативног лечења такође истичу да није доказано да постојеће оперативне технике враћају стабилност и нормалну биомеханику која ће спречити ране дегенеративне промене.

Бројне су дилеме и по питању оперативног лечења:

- избор оперативне технике (отворена-артроскопска реконструкција, транстибијална или тзв. *inlay* техника, једнострука или двострука реконструкција);
- избор графт за реконструкцију (В–Рt–В графт лигамента пателе, графт тетива хамстрингса, графт тетиве квадрицепса, кадаверични графт Ахилове тетиве);
- позиција тунела и трансплантираног графта;



- начин фиксације трансплантата;
- протокол рехабилитације након оперативног лечења.

Раније је било покушаја да се учини сатура свежег раскида LCP-а, што није довело до адекватног зарастања и тражене стабилности (89,90). Репарација коштане авулзије са места припоја LCP-а, ако се уради у акутној фази повреде, углавном даје добар резултат (60,91).

Данас најчешће коришћена артроскопска транстибијална техника, клинички даје задовољавајућу задњу стабилности колена код већине пацијената. Ипак, то колено, при тестирању, показује одређени степен заостале нестабилности (92,93,94). Два су основна узрока нешто лабавијег колена након овакве реконструкције. Први да приликом пласирања графта он пролази кроз тибјални тунел од напред пут позади, па прави заокрет поново напред према феморалном тунелу, где се опет ломи и скреће медијално. Та места где он под оштрим углом мења правац позната су као убиствени заокрети (енг. „the killer turn”), те су то, због абразије и истегнућа, места разлабављења. Такође, како је LCP сложена структура (која се састоји из два функционална снопа која су различито затегнута у различитим позицијама зглоба), можда једнострука реконструкција није довољна да се постигне идеална стабилност. Техника тибјалног уметања (енг. „inlay”) је покушај да се избегну углови савијања графта. У новије време покушава се и са анатомском реконструкцијом у два снопа у циљу добијања боље ротаторне стабилности (95,96,97). Упоређивањем резултата ове три основне технике, дошло се до закључка да је транстибијална једнострука реконструкција довољна код изолованих раскида LCP, док анатомска реконструкција оба снопа има предност код мултилигаментарних повреда колена (LCA и постеролатерални угао). Техника тибјалног уметања (inlay) због своје комплексности резервисана је за ревизије са коштаним дефектима и остеопенијом (98,99).

#### **1.5.4. Утицај раскида LCP-а на кинематику хода**

За нормалну кинематику хода неопходно је да све структуре колена буду функционалне. Поставља се питање да ли раскид задње укрштене везе мења кинематику хода и на који начин? Одговором на ово питање можда ћемо решити и дилему да ли и када треба оперативно лечити ову повреду.

Зглоб колена се сматра најкомплекснијим зглобом у људском телу, јер је омогућено кретање у свим правцима и ротација око свих оса. Изучавање његовог обрасца кретања и препознавање промена у том кретању може нас довести до ране детекције поремећаја и оштећења структура значајних за стабилност и биомеханику зглоба. При анализи кретања коленог зглоба треба узети у обзир промене у све три равни и око свих оса, а такође и утицај тих промена на циклус хода. Повређени зглоб прилагођава своју шему покрета новонасталој ситуацији. Тај новонастали нефизиолошки покрет ће сигурно пре или касније довести до оштећења других структура и бржег дегенеративног пропадања.

Традиционални клинички тестови за процену нестабилности зглоба када ми мануелном силом покушавамо да изазовемо нестабилност, нису ни близу правом оптерећењу које трпи зглоб у току хода, када је изложен много јачој сили, променљивог правца дејства и интензитета. Нестабилност која се јавља при ходу и оптерећењу у свакодневном животу није лако измерити, а она је узрок даљег оштећења и пропадања зглоба. Разне студије на кадаверима које испитују LCP-а при дејству константне силе дају значајне податке о њеној снази и утицају на стабилност зглоба. Ипак, оне не могу да покажу физиолошко оптерећење зглоба под дејством сила неопходних за кретање, као и дејство компензаторних биолошких, неуромускуларних механизма који настају у току ходања.

Мали је број студија које се баве поремећајем кинематике зглоба након раскида LCP-а. Најчешћи метод који се користи је праћење покрета радиолошки помоћу два рендген апарата (Dynamic Stereo X-Ray) (100,101). На овај начин се веома прецизно прате коштана померања, али због штетности зрачења и комплексне апаратуре не може се рутински користити у свакодневном раду.

Да бисмо утврдили поремећај у кинематици колена прво морамо да утврдимо нормалне параметре покрета зглоба. Постоји више система који омогућују снимање кретања а могу се применити и на људско тело. Такође треба наћи систем који је прецизан, једноставан за коришћење, репродуктиван, а није штетан за човеково здравље. Анализа локомоторног система на тај начин обезбеђује боље сагледавање кинематике покрета зглоба и кинематике хода, а анализом тих кретања можемо дијагностиковати поремећаје у ходу и покрету зглоба који настају након повреде или обољења.

Један од начина за праћење кретања је и оптички систем који се састоји из камера постављених у простору и маркера који се фиксирају за одређене тачке тела. Праћењем маркера који се померају са покретом тела и анализом тог кретања можемо дефинисати нормалну кинематику покрета зглоба и хода. Користећи такав систем Kadaba M. P. је 90-тих година прошлог века дефинисао нормалне вредности углова током различитих фаза хода (102).

Највећи број досадашњих студија бави се поремећајем кинематике колена након раскида предње укрштене везе и рађене су на основу радиолошких испитивања. Оне углавном показују повећану предњу транслацију тибије и унутрашњу ротацију (103,104,105). Пацијент ову новонасталу нестабилност компензује активношћу мишића натколенице који покушавају да учврсте колено. Такође, долази и до модификације шеме хода из потребе да се ограничи нестабилност и смањи бол који настаје као последица неравномерног оптерећења и последичног оштећења зглобних површина (104,105).

Слично је и код повреде задње укрштене везе само што се сада услед недостатка задњег стабилизатора тибаја помера позади и ротира споља. Мишићи натколенице покушавају да својом активношћу коригују ова патолошка померања. Такође, нестабилност је изражена само у одређеним фазама покрета и много више при ходу низ степенице. То за последицу има измењену кинематику зглоба, поремећену шему хода и последично-дегенеративне промене (106,107).

## **2. ЦИЉЕВИ И ХИПОТЕЗЕ СТУДИЈЕ**

### **2.1. Главни циљеви**

1. Дефинисати динамичку нестабилност колена која се јавља код пацијената са раскидом задње укрштене везе.
2. Упоредити динамичку нестабилност колена са клиничким тестовима за раскид задње укрштене везе.
3. Упоредити шему хода здравог колена са коленом код кога постоји раскид задње укрштене везе помоћу тродимензионалног (3D) OptiTrack система (Natural Point, Inc., Oregon, [www.naturalpoint.com](http://www.naturalpoint.com)).
4. Утврдити да ли оперативно лечење задње укрштене везе доводи до успостављања нормалне шеме хода у односу на здраву ногу.
5. На основу поремећене транслације, ротације и микропокрета у колену објаснити рану појаву дегенеративних промена.

### **2.2. Радне хипотезе испитивања**

1. Постоји разлика покрета транслације и ротације повређеног колена у односу на здрав зглоб, која је статистички значајна.
2. Нестабилност код колена са раскидом задње укрштене везе много више је изражена при ходу низ степенице него на равном.
3. Детектовани микропокрети и нестабилност доводе до раног оштећења зглоба.
4. Оперативним лечењем задње укрштене везе смањује се нестабилност при ходу, како на равном тако и низ степенице.
5. Тродимензионални OptiTrack систем је упоредив са постојећим начинима за дијагностику повреде задње укрштене везе.

### 3. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОДЕ

#### 3.1. Врста студије

Да бисмо одговорили на постављено истраживачко питање изабрана је опсервациона аналитичка студија пресека. Одабрани су пацијенти који имају повређено једно колена. Упоредила се функција задњег укрштеног лигамента код повређеног колена са здравим зглобом супротне стране и са истим коленом након хируршке интервенције. Студија је усклађена (мечована), јер контролну групу чини здрава, неповређена нога.

Лабораторијско испитивање пацијената је обављено у Клиничком центру Крагујевац, док су операције изведене у Институту за ортопедско-хируршке болести „Бањица” и у Клиници за ортопедију и трауматологију Клиничког центра Крагујевац. Оперативна техника која је рађена артроскопски је асистирана анатомска реконструкција задње укрштене везе тетивама хамстрингса. Тетивни графт је фиксиран феморално и тибидјално интерферентним завртњем.

За ову студију добијена је сагласност Етичког одбора Клиничког центра Крагујевац, за извођење студије у оквиру јуниор програма 20/10 (Лабораторија за компјутерску анализу кретања пацијената – „Gait lab”) и пројекта министарства науке 3/41007 (Примена биомедицинског инжењеринга у претклиничкој и клиничкој пракси). Сви пацијенти су били информисани о врсти и начину извођења теста и дали су писани пристанак за учешће у студији.

Оштећења хрскавице у одређеним компартманима колена евидентирана су при артроскопији и класификована по Outerbridge (108,109). Мерење динамичке нестабилности колена помоћу тродимензионалног OptiTrack система урађено је дан пре операције, 3 месеца и 6 месеци након хируршке интервенције. Коришћени су следећи клинички тестови за задњу нестабилност зглоба колена: тест задње фиоке, задње западање тибидје, тест спољне ротације тибидје, реверзни пивот шифт тест. Додатна дијагностика обухватала је РТГ и МР налаз. Субјективни статус процењиван је Lysholm скором за колена (110). Анализиране су и независне карактеристике болесника: (пол, старост, телесна висина (ТВ), телесна маса (ТМ) и индекс телесне масе), механизам повређивања, време протекло од повреде до операције.

### 3.2. Популација која се испитује и узорковање пацијената

Испитаници који су ушли у студију су:

- Пацијенти код којих је постављена дијагноза повреде задње укрштене везе на основу анамнезе, клиничког прегледа и додатне дијагностике (РТГ и МР), а код којих друго колена није повређено.

- Сви пацијенти који разумеју и потпишу информисани пристанак да ће учествовати у студији и код којих се може обавити преглед помоћу тродимензионалног OptiTrack система.

У студију неће бити укључени:

- Пацијенти са мултилигаментарним повредама колена и коштаном оштећењем.

- Пацијенти који су имали раније повреде или хируршке интервенције на том зглобу.

- Пацијенти са реуматским, неуролошким и другим хроничним болестима које могу да утичу на резултате теста.

У спроведеном истраживању добровољно је учествовало 16 пацијената, од чега 3 жене и 13 мушкараца. У Табели 1. приказане су основне информације о пацијентима: просечна старост, просечна телесна висина, просечна телесна маса, просечан индекс телесне масе (ВМІ).

Године ( $\pm$ С. Д.)	Висина ( $\pm$ С. Д.), cm	Тежина ( $\pm$ С. Д.), kg	ВМІ ( $\pm$ С. Д.), kg/m <sup>2</sup>
<b>28.6 <math>\pm</math> 1.2</b>	<b>186.2 <math>\pm</math> 3.9</b>	<b>87 <math>\pm</math> 7.9</b>	<b>25.1 <math>\pm</math> 2.5</b>

Табела 1.

Увидом у доступну литературу нема много радова који се баве нестабилношћу колена при ходу услед недостатка задње укрштене везе. Било је покушаја да се та динамичка нестабилност детектује радиолошким снимањем. Такви су радови Shinichiro Iwata et al. на узорку од 14 пацијената, при чему је дијагностиковано само антеро-постериорну транслацију тибије (111), затим Guoan Li et al. са узорком од 8 пацијената доказали ненормалне покрете у све три равни (106), Kanu Goyal et al. код 9 пацијената

показао антеро-постериорну и ротаторну нестабилност која се повећава при ходу на степеницама (107).

Претрагом референтних научних интернет база у области биомедицине у објављеним студијама није пронађен модел студије методолошки и по суштини истраживачког питања сличне планираној студији, која на овај нов начин мери нестабилност насталу као последица недостатка задње укрштене везе.

### **3.3. Клиничко тестирање**

Сви пацијенти су прегледани клинички, што подразумева стандардне клиничке тестове за нестабилност зглоба колена. Код свих пацијената урађена је радиолошка дијагностика – снимак колена у два правца као и снимак магнетне резонанце. Стрес радиографски снимак није рађен код свих пацијената. Клинички скорови за процену функције зглоба рађени су код свих пацијената пре оперативног лечења и годину дана након хируршке интервенције. Динамичку стабилност колена мерили смо применом *OptiTrack* система, при чему су праћене промене антериорно-постериорне транслације, интерно-екстерне ротације и медио-латерална транслације.

#### **3.3.1. Тестови за нестабилност колена**

Клинички тестови за процену стабилности колена и даље су најчешће коришћен критеријум за рану детекцију лигаментарне повреде колена. У овој студији коришћени су стандардни тестови за процену нестабилности колена. Тестирање је вршено на првом прегледу непосредно након повреде, након смиривања акутне фазе по завршеној физикалној терапији, непосредно пре оперативног лечења као и након операције, ради процене резултата хируршког лечења. Још једном треба истаћи да је најчешће тешко урадити адекватан преглед непосредно након повреде због бола и ограничених покрета.

Код процене задње нестабилности колена, која подразумева задњу транслацију тибије у односу на фемур, највећи значај се даје тесту „задње фиоке”. На основу обима задњег померања разликујемо три степена нестабилности. Тест смо изводили на класичан начин. Пацијент је у лежећем положају, са флексијом у куку и колену, при чему је стопало ослоњено на подлогу на којој лежи пацијент. Испитивач седи на стопалу пацијента и обухвата шаком проксималну тибију, гурајући тибију позади прати

се задње померање тибије у односу на фемур. Трећи степен задње нестабилности био је услов за оперативно лечење.

Тест „западања тибије” био нам је један од првих показатеља повреде LCP-а. Познат је однос између медијалног дела платоа тибије и медијалног кондила фемура. Губљење овог степеника будило је сумњу за даље тестирање и додатну дијагностику. Пацијент при тестирању лежи са флектираним куком и коленом под 90°, док му испитивач придржава стопало. Неопходна је максимална релаксација натколоне мускулатуре када се под утицајем тежине ноге и мишића задње ложе, а због недостатака задњих стабилизатора, тибија помера позади.

Тест спољне ротације тибије (Dial test) као и реверзни пивот шифт тест су показатељи постеролатералне ротаторне нестабилности, те указују на оштећење структура постеролатералног угла. Тест спољашње ротације тибије рађен је у лежећем положају са флектираним куком и коленом под 90°. Испитује се степен спољне ротације потколенице на повређеном и здравом колелу. Реверзни пивот шифт теста је рађен на типичан начин из флексије колена, при чему код оштећења постеролатералног угла долази до задње сублуксације тибије, те њеног помака напред како се колелу исправља. Пацијенти код којих су ови тестови били позитивни нису испуњавали критеријуме да уђу у студију.

Тест „предње фиоке” и Лахман тест су рутински рађени код свих пацијената, како би се искључила повреда предњег укрштеног лигамента, јер ни ти пацијенти нису улазили у анализу.

За процену колатералних лигамената рађени су варус и валгус стрес тестови у екстензији и флексији од 30°. Како је LCP у овим случајевима секундарни стабилизатор, очекивано је да ће постојати одређени степен нестабилности, у зависности од механизма настанка повреде.

### **3.3.2. Радиолошко испитивање**

Стандардни снимци колелу у антеропостериорној и профилној пројекцији рађени су код свих пацијената непосредно након повреде, или у тренутку када су се први пут јавили на преглед. Циљ је био искључити коштану оштећења на зглобу, јер такви пацијенти нису уврштени у ову студију.



Стрес радиографски снимак није рутински рађен код свих пацијената у студији. Имао је за циљ да покаже задњу нестабилност објективно профилним снимком који је могао да се упореди са снимком здраве ноге. Рађен је тако што пацијент клекне на повређено колена, својом тежином га оптерети, услед чега се тибија сублуксира позади под дејством тежине тела. Поступак је понављан на здравом колелу а добијени снимци су упоређивани. Према мишљењу аутора ово је први пут да се у нашој земљи на овај начин мери задња нестабилност колелог зглоба.

### **3.3.3. Магнетна резонанца**

Магнетна резонанца (MRI) као неинвазивна метода дијагностике данас се рутински користи у дијагностици мекоткивних повреда колелена. У честим ситуацијама када због отока, бола и ограничених покрета нисмо у стању да урадимо адекватан клинички преглед колелена, MRI је једини начин да се убрза процес дијагностике и направи прави план лечења. Степени сензитивности и специфичности за повреду LCP-а су веома високи. У хроничним случајевима због ожиљног ткива може понекад доћи до грешке, али се тада код евидентне нестабилности клинички тестови лако изводе, што нам је јасан показатељ оштећења. Такође, MRI указује на оштећење и других структура (LCA, менискуса, хрскавице...), те ти пацијенти нису могли ући у ову студију.

### **3.3.4. Клинички скорови за процену функције зглоба**

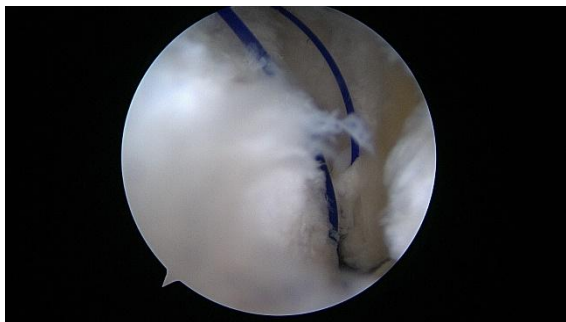
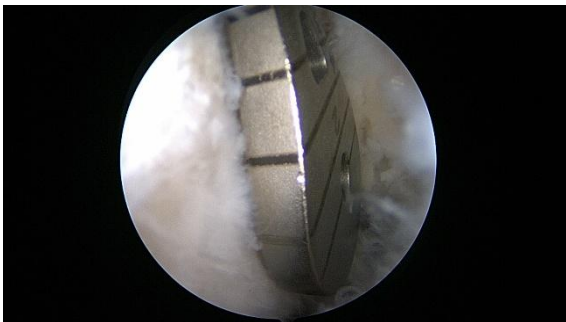
Из клиничке праксе знамо да различити људи различито реагују на исту повреду или оштећење. Тај субјективни осећај је индивидуалан и тешко упоредив. Због тога и постоји више клиничких скор тестова који имају за циљ да процене субјективни осећај пацијента. Углавном се састоје од скупа изабраних питања на које одговара пацијент, а која се бодују на адекватан начин. У зависности од збира бодова процењује се субјективни статус и може се на неки начин мерити резултат лечења.

Лисхолм скор за колелено (енг. LYSHOLM KNEE SCORING SCALE) створен је за процену лигаментарних повреда колелена и последичну нестабилност (110). Први пут је публикован 1982. године, док је ревизија урађена 1985. године. Чини га 8 група питања везаних за: ходање, потпору, закључавање, нестабилност, бол, отицање, ход уз степенице и чување. У зависности од одговора у свакој групи, укупан збир бодова је од 0–100, што значи да код пацијената са скором 100 нема тегоба. Резултат од 95–100

сматра се одличним, 84–94 је добар, 65–83 задовољавајући, а мање од 64 бода је лош резултат. Предлог аутора је да се овај скор користи код повреда LCA, LCP, MLC, LCL, оштећења менискуса, хрскавице, проблема са чашицом и дегенеративних обољења (110). У овом раду сви пацијенти су испитани овим тестом пре операције и годину дана након оперативног лечења и физикалних процедура.

### 3.3.5. Оперативна техника

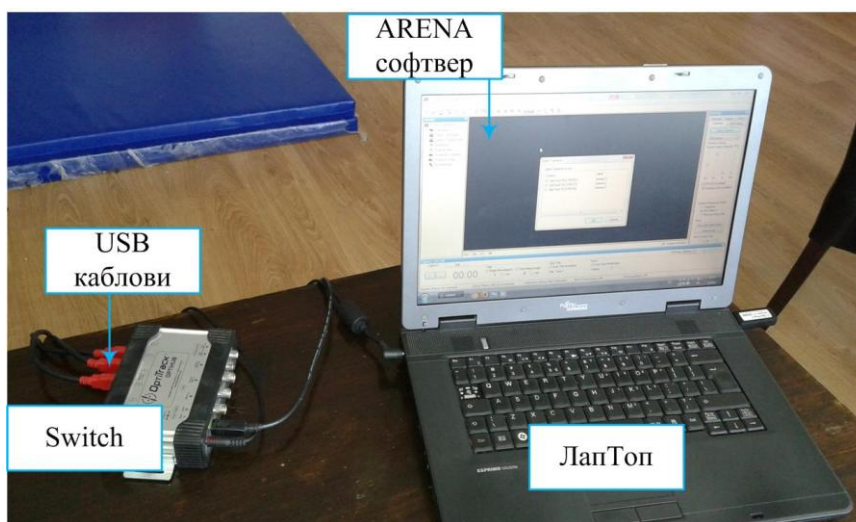
Код свих пацијената је рађена артроскопски асистирана транстибијална анатомска реконструкција LCP-а (Сл.20). За реконструкцију је коришћен четвороструки графт тетива хамстрингса (112). Све операције су рађене у бледој стази коришћењем Есмархове повеске. Преоперативно је рађен клинички преглед у анестезији када је много лакше урадити све поменуте тестове. Кроз стандардне антеромедијални (AM) и антеролатерлни портал (AL) уради се затим дијагностичка артроскопија колена. Верификује се раскид LCP-а и дијагностикују удружене повреде, уколико их има. Процени се степен и локација оштећења хрскавице скалом по Outerbridge-у (108,109). На стандардни начин косим резом у висини *pes anserinus* приступи се дисталном припоју *m. gracilis* и *m. semitendinosus*, те се испрепарише тетивни графт (112). Под артроскопском контролом уради се затим дебридман медијалног кондила фемура и анатомско место припоја LCP-а, а затим се отвори и постеромедијални портал (PM). Уводећи инструмент кроз тај нови портал, очисти се и задња ивица тибије тј. анатомско место тибијалног припоја LCP-а. Затим се уз помоћ водича (Arthrex, <https://www.arthrex.com/tags/pcl-guides>) и под артроскопском контролом постави игла водила за транстибијални тунел. Преко игле водиле пласира се тибијални тунел чија величина одређује величину узетог графта. Кроз AL портал постави се игла водила за феморални припој на медијалном кондилу фемура и преко ње се пласира феморални тунел. Провуче се водећи конач кроз тибијални тунел од напред према позади, а затим напред према медијалном кондилу фемура кроз феморални тунел и извуче на медијалној страни колена кроз кожу. Преко њега се затим и провуче поменути графт транстибијално од напред према позади, па затим напред до медијалног кондила фемура. Он се фиксира најпре феморално, а затим и тибијално биоресорптивним интерферентним завртњем, при флексији колена од 90° и тибијом потиснутом напред.



Слика 20. Фазе у реконструкцији ЛСР-а

### 3.4. Мерење динамичке нестабилности колена OptiTrack системом

OptiTrack систем је оптички систем за снимање кретања пасивних рефлектујућих маркера којег чине скуп хардверских елемената (камере, рачунар, маркери, штап за калибрацију, „L” профил) и софтвер *ARENA*. Трансфер снимљених положаја флуоресцентних маркера на рачунар остварен је везом камера и рачунара уз помоћ USB каблова и switch-а (OptiHub) (Сл.21). Другим речима, овај систем користи камере за детекцију пасивних маркера. Маркери су мале рефлективне лопте које се постављају на објекат праћења са циљем бољег разликовања у односу на околину. Позиција 3Д објекта у простору прорачунава се на основу геометријске везе пројектованог објекта на 2Д раван и положаја камере који је унапред познат.



Слика 21. Основни хардверски елементи OptiTrack система (рачунар, Switch, USB каблови) (36)

Основни захтеви које OptiTrack систем, односно поједини његови хардверски елементи (Табл.2, Сл.21,22,23) и софтвер треба да испуне односе се на следеће карактеристике:

- Прецизност и резолуција – Ови индикатори се односе на тачност позиционирања објекта у простору. Објекат у простору може бити део неког већег објекта чија се позиција прати у простору. Прецизност се односи на максималну грешку коју објекат може заузети у односу на своју реалну позицију и мери се колико је положај тачан. Нпр. систем са прецизношћу од 5 мм показује да се снимљени објекат може налазити у опсегу  $\pm 5$  мм у односу на своју праву позицију. Ово је

једна од кључних мера перформанси за праћење положаја, с обзиром да слаба тачност позиције може давати нетачне податке у будућим прорачунима. Резолуција је мера која се односи на способности детекције објекта од стране система;

- Одзив – Карактеристика која се обично односи на кашњење система (време заостајања између промене положаја објекта праћења и извештаја о новој позицији), односно на стопу података (број прорачунатих позиција и других параметара кретања по секунди);
- Ненаметљивост – Генерално, системи за снимање кретања састоје се од већег броја уређаја које је потребно распоредити у окружењу како би што мање сметали при извршавању задатака. Коришћени систем је веома погодан за снимање кретања људи, јер човек није оптерећен додатним уређајима, жицама и сл.;
- Опсег – Овом карактеристиком дефинише се величина запремине снимања у којој ће се пратити кретање. Величина опсега зависи од области примене ових система. OptiTrack систем је скалабилан, тако да се на брз и ефикасан начин извршава прилагођавање новом простору, са могућношћу истовременог снимања више објеката;
- Робустност – Уопштено посматрано, на тачност снимања кретања не смеју да утичу спољашњи фактори (нпр. бука). Коришћени систем није у великој мери осетљив на спољашње факторе. Међутим, треба водити рачуна о могућности снимања рефлективних објеката у простору, нестабилности тла на коме су позициониране камере;
- Флексибилност – Ова карактеристика се односи на лако и брзо конфигурисање OptiTrack система за различите области примене.

Параметар техничке карактеристике	Вредност
Димензије камере	45,2x74.7x3.6 mm
Тежина камере	0,1 kg
Резолуција камере	640x480
Стопа frame-ова	100 FPS
Хоризонтални угао камере	56°
Вертикални угао камере	46°
Метод синхронизације система	Жице
Пратећи софтвер	<i>ARENA</i>
Број јединица по радној станици	24
Модови процесирања слика	Сиво, Сегмент и <i>MJPEG</i>
Број <i>LED</i> -а	26
Контрола стопе фрејмова	Да
Тело камере	Алуминијум
Могућност постављања на сталак	Да
Максимални опсег	12.2 m

Табела 2. Спецификација OptiTrack система

Снимање кретања је омогућено коришћењем V100:R2 камера. Ове камере садрже светлосно емитујуће диоде, тзв. LED диоде (Сл. 22). Пожељно је да се снимање изврши у просторији која није изложена сунчевој светлости у великој мери, или у просторији која се може замрачити. Како се користе камере које емитују инфрацрвену светлост, пожељно је да у просторији не постоје извори који ће емитовати примљену светлост, односно смањити могуће изворе сметњи.

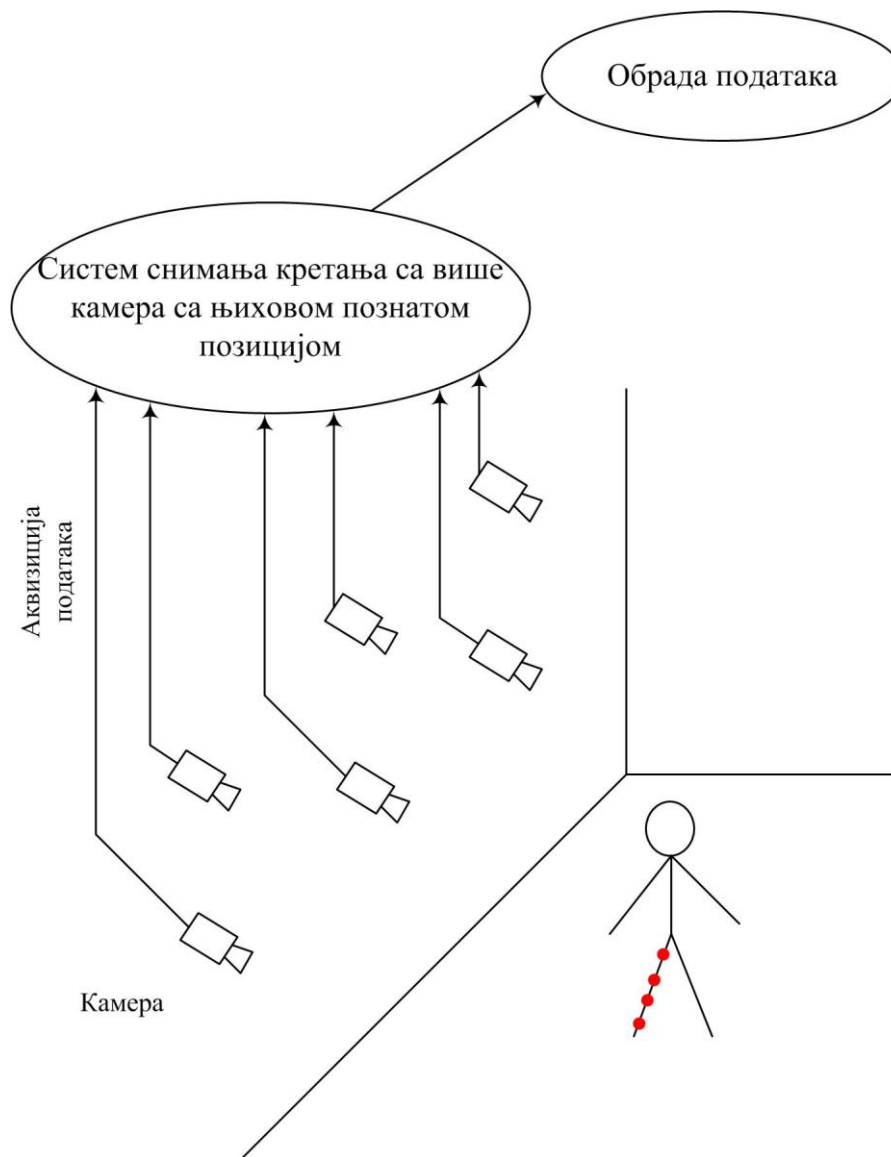


Слика 22. V100:R2 камера (<http://optitrack.com/products/flex-3/>)

Лабораторијска поставка система је садржала шест V100:R2 камера које су постављене дуж путање кретања пацијената (Сл. 23 и Сл. 24). Обезбеђено је међусобно преклапање видних поља камера како би запремина снимања била адекватно формирана. У зависности од положаја и оријентације камера, запремину снимања је било могуће прилагођавати потреби пацијената, односно било је могуће дефинисати различите групе камера којима ће се вршити снимање.



Слика 23. Распоред камера у лабораторији



Слика 24. Схематски приказ поставке система и аквизиције података

Припрема система за снимање подразумевала је позиционирање камера дуж путање кретања, дефинисање запремине снимања и координатног система у односу на који ће се забележити путања кретања флуоресцентних маркера позиционираних на екстремитетима пацијената.

С обзиром на познате опсеге видног поља у вертикалном и хоризонталном правцу, извршено је ручно постављање камера дуж путање кретања.

Калибрација камера је вршена са циљем дефинисања запремине снимања помоћу штапа за калибрацију (Сл. 25). На штапу је могуће користити један или три маркера за калибрацију. Искоришћен је приступ са три маркера због флексибилнијег размештаја маркера и веће прецизности формирања запремине. Махањем штапом у



простору предвиђеном за формирање запремине формира се имагинарни облак са познатим распоредом тачака у којем ће бити забележено кретање. Када систем процени да имагинарни облак има довољан број тачака за формирање запремине снимања, врши прорачун .



Слика 25. Калибрација простора

Пуताња кретања флуоресцентних маркера формирана је на основу координатног система претходно формиране запремине снимања. Координатни систем се дефинише уз помоћ „L” профила (Сл. 26). У циљу формирања што прецизнијег координатног система, на профилу се налазе либеле којима је могуће подесити потребну хоризонталност. Поред њих, на профилу се налазе три маркера који формирају угао од 90 степени. Вертикална оса је нормална на профил и пролази кроз средишњи маркер, који је уједно и координатни почетак.



Слика 26. Формирање координатног система запремине снимања

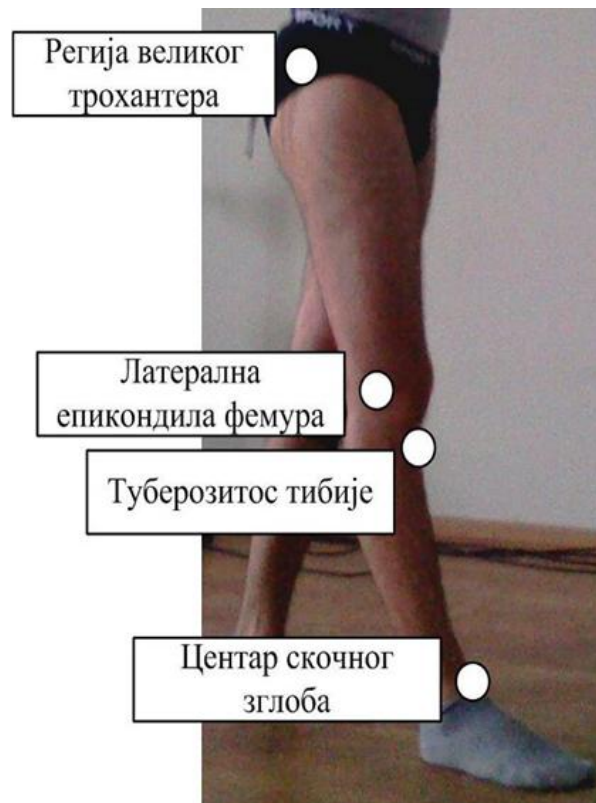
Након дефинисања основне поставке система, приступа се припреми пацијента за снимање кретања (Сл. 27). У зависности од врсте повреде/оштећења анатомских структура, као и поновљивости снимања, на пацијента су постављани флуоресцентни маркери. С обзиром да се испитивала оштећеност задњег укрштеног лигамента, за анатомске позиције маркера изабране су: регија великог трохантера, латерални епикондил бутне кости, туберозитос тибије и центар скочног зглоба (Сл. 28). Како би се у што већој мери смањило померање маркера на кожи пацијента, причвршћивани су уз помоћ фластера (Сл. 29).



Слика 27. Постављање маркера



Слика 29. Маркери



Слика 28. Позиција маркера на нози

## Протокол тестирања

Пацијенти су упознати са протоколом и сврхом испитивања, и сви су добровољно пристали. Испитивање (лабораторија за анализу кретања „GaitLAB”) извршено је у Клиничком центру Крагујевац, према правилима Хелсиншке декларације и добре клиничке праксе, уз одобрење локалног Етичког комитета..

По протоколу, пацијенти су имали два задатка, и то (Сл. 30):

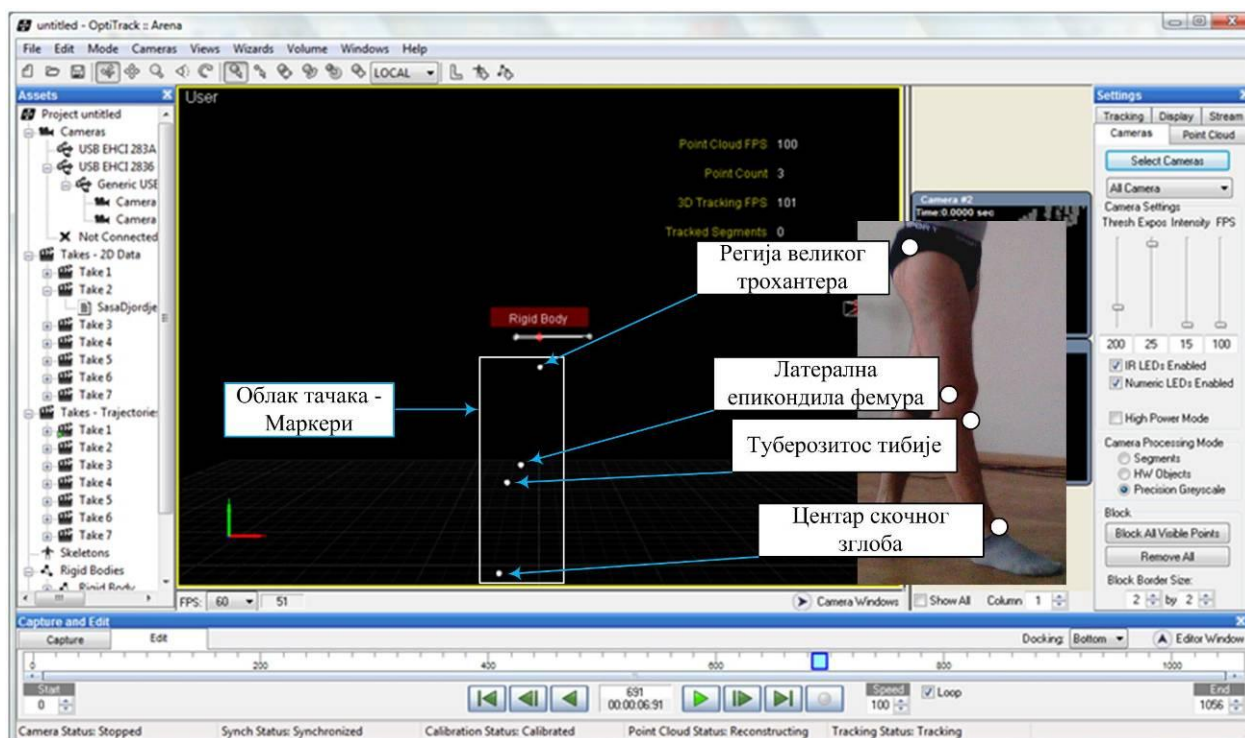
1. да прошегају путањом у дужини од 5 м сопственом брзином, и
2. да сиђу низ три степеника висине 18 cm.



Слика 30. Пацијент приликом тестирања

Снимање је започињано пар секунди пре него што пацијент уђе у запремину снимања, а завршавано је пошто изађе из запремине снимања притиском на тастер *STOP*. Пацијенти су задатак понављали два пута.

Током снимања на рачунару се појављивао приказ облака тачака који су представљали позицију маркера на нози (Сл. 31). Након сваког задатка, оператер је проверавао да ли је сваки маркер прописно снимљен. По завршетку снимања оператер је чувао податке под шифром за сваког пацијента и извозио путање кретања у *c3d* фајл.



Слика 31. Облак тачака у софтверу

### Обрада података и израчунавање параметара кретања

Коришћењем софтвера ARENA могуће је само регистровати кретање флуоресцентних маркера у дефинисаном координатном систему. У циљу добијања вредности позиције маркера током времена, било је неопходно да се снимљено кретање изведе у читљив формат записа за већину софтвера/програма, односно у тзв. VICON .c3d формат. Снимак кретања запамћен у овом формату садржи све неопходне информације за анализу кретања.

Даља обрада података је подразумевала коришћење софтвера MSeXcel и MATLAB (The MathWorks, Inc., USA, [www.mathworks.com](http://www.mathworks.com)). У MSeXcel-у ишчитан је изведен формат записа из софтвера ARENA, а у оквиру MATLAB-а извршен је прорачун параметара кретања. Општи облик прочитаног c3d фајла дат је у табели 3.

Маркер	Подаци X Координате					
Frame	Маркер 1	Маркер 2	Маркер 3	Маркер 4	...	Маркер n
1	X <sub>11</sub>	X <sub>12</sub>	X <sub>13</sub>	X <sub>14</sub>	...	X <sub>1n</sub>
2	X <sub>21</sub>	X <sub>22</sub>	X <sub>23</sub>	X <sub>24</sub>	...	X <sub>2n</sub>
...						
n	X <sub>n1</sub>	X <sub>n2</sub>	X <sub>n3</sub>	X <sub>n4</sub>	...	X <sub>nn</sub>
Подаци Y Координате						
Frame	Маркер 1	Маркер 2	Маркер 3	Маркер 4	...	Маркер n
1	Y <sub>11</sub>	Y <sub>12</sub>	Y <sub>13</sub>	Y <sub>14</sub>	...	Y <sub>1n</sub>
2	Y <sub>21</sub>	Y <sub>22</sub>	Y <sub>23</sub>	Y <sub>24</sub>	...	Y <sub>2n</sub>
...						
n	Y <sub>n1</sub>	Y <sub>n2</sub>	Y <sub>n3</sub>	Y <sub>n4</sub>	...	Y <sub>nn</sub>
Подаци Z Координате						
Frame	Маркер 1	Маркер 2	Маркер 3	Маркер 4	...	Маркер n
1	Z <sub>11</sub>	Z <sub>12</sub>	Z <sub>13</sub>	Z <sub>14</sub>	...	Z <sub>1n</sub>
2	Z <sub>21</sub>	Z <sub>22</sub>	Z <sub>23</sub>	Z <sub>24</sub>	...	Z <sub>2n</sub>
...						
n	Z <sub>n1</sub>	Z <sub>n2</sub>	Z <sub>n3</sub>	Z <sub>n4</sub>	...	Z <sub>nn</sub>

Табела 3. Пример прочитаног с3d фајла

Из скупа података у прочитаном фајлу узети су они подаци који дефинишу целокупан циклус хода.

Варијабле које је потребно прорачунати из скупа снимљених података су (Петровић Савић С., Матић А.) (35,36) (Сл. 32):

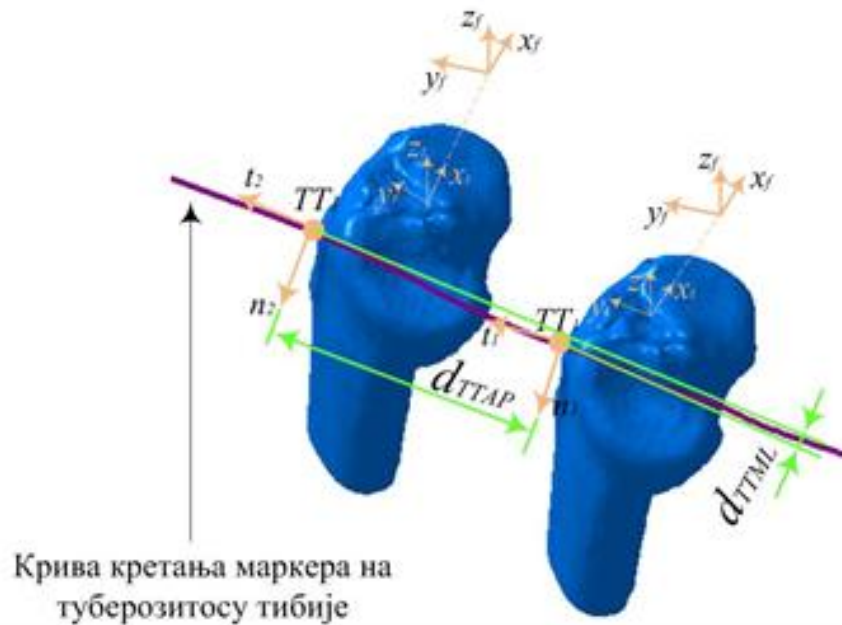
- Антериорно-постериорна translација тибије,
- Угао интерно- екстерне ротације тибије и
- Медио-латерална translација тибије.

Антериорно-постериорна translација тибије је индиректно одређена праћењем разлике у дужини растојања између маркера позиционираних на латералном епикондилу фемура и на туберозитусу тибије:

$$d_{TTAP} = (TT_{AP})_{i+1} - (TT_{AP})_i,$$

где је

$(TTAR)_i$  – туберозитос тибије у  $i$ -том моменту дуж anteriorno- posteriornog правца, и  
 $(TTAR)_{i+1}$  – туберозитос тибије у  $i+1$ -том моменту дуж anteriorno-posteriornog правца.



Слика 32. Транслација тибије дуж AP и ML правца и IE ротација (Petrović et al., 2013.)  
(35,36)

*ЛЕГЕНДА:  $TT_1$  - туберозитос тибије у једном тренутку,  $TT_2$  - туберозитос тибије у наредном тренутку,  $x_f$  - медиолатерална оса фемура,  $y_f$  - anteriornoposteriorna оса фемура,  $z_f$  - супериорно инфериорна оса фемура,  $x_t$  - медиолатерална оса тибије,  $y_t$  - anteriornoposteriorna оса тибије,  $z_t$  - супериорно инфериорна оса тибије,  $t_1$ , односно  $t_2$  - тангента криве кретања маркера у тачки  $TT_1$ , односно  $TT_2$ , и  $n_1$ , односно  $n_2$  - нормала криве кретања маркера у тачки  $TT_1$ , односно  $TT_2$ ,  $d_{TTAR}$  - anteriornoposteriorna транслација тибије,  $d_{TTML}$  - медиолатерална транслација тибије*

Одређивање медиолатералне транслације је извршена сукцесивним одузимањем координата маркера позиционираних на латералном епикондилу фемура и на туберозитусу тибије:

$$d_{TTML} = (TT_{ML})_{i+1} - (TT_{ML})_i ,$$

где је

$(TTML)_i$  – туберозитос тибије у  $i$ -том моменту дуж медијално-латералног правца и

$(TTML)_{i+1}$  – туберозитос тибије у  $i+1$ -том моменту дуж медијално-латералног правца.

У сваком тренутку могуће је одредити нормалу и тангенту криве кретања маркера постављених на анатомским позицијама тибије и фемура. Прорачуном угла између АП осе фемура и тангенте кретања криве маркера на туберозитосу тибије, или МЛ осе фемура и нормале кретања криве маркера на туберозитосу тибије, добија се угао ИЕ ротације:

$$A_i = \cos(\text{angle}(y_f, t_i)) ,$$

где је

$y_f$  – АП правац фемура и

$t_i$  – тангента у било којој тачки криве кретања маркера на туберозитосу тибије.

Сукцесивним одузимањем израчунатих углова ИЕ ротације добија се промена ИЕ ротације:

$$CA_i = A_{i+1} - A_i ,$$

где је

$CA_i$  – промена ИЕ ротације,

$A_{i+1}$  – ИЕ ротација у  $i+1$ -том моменту, и

$A_i$  – ИЕ ротација у  $i$ -том моменту.

### 3.5. Статистичка обрада добијених података

Сви подаци добијени овим истраживањем претходно наведеним методама унети су у компјутерске базе података и анализирани методама дескриптивне статистике. Континуиране варијабле су приказане кроз централну тенденцију (аритметичка средина) и стандардну девијацију, а категоријске варијабле су приказане као пропорција (процентуална заступљеност) одређене категорије. За обраду података коришћен је SPSS софтверски пакет верзија 19.0 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, US). При упоређивању значајне разлике група средњих вредности неkontинуалним варијаблама коришћен је Вилкоксон-ов тест еквивалентних парова, пошто вредности не прате нормалну расподелу и узорак је релативно мали.

## 4. РЕЗУЛТАТИ

### 4.1. Подаци о испитаницима

У овој серији од 16 пацијената било је 13 мушкараца и 3 жене, просечне старости 28.6 година. Најчешћи узрок повреде био је саобраћајни трауматизам код 11 пацијената, у 4 случаја радило се о спортској повреди, а код 1 пацијента је последица пада на савијено колено. Просечно време од повреде до операције било је 12 месеци (6 до 36 месеци). Примарно су сви лечени неоперативно. Код 10 је то била гипс имобилизација у периоду од 2 до 6 месеци, 4 су носили еластични завој, а у 2 случаја раскид је био превиђен у тренутку повреде. Ови анамнестички подаци приказани су у табели 4. Сви су спровели физикалну терапију, после чега су и даље имали тегобе у смислу болова, ограничених покрета и осећаја нестабилности.

Број испитаника	16
Мушкараца	13
Жена	3
Просечна старост	28.6
Саобраћајна траума	11
Спортска повреда	4
Пад са савијеним коленом	1
Просечно време до операције	12
Претходно лечени гипсом	10
Лечени еластичним завојем	4
Нису лечени	2

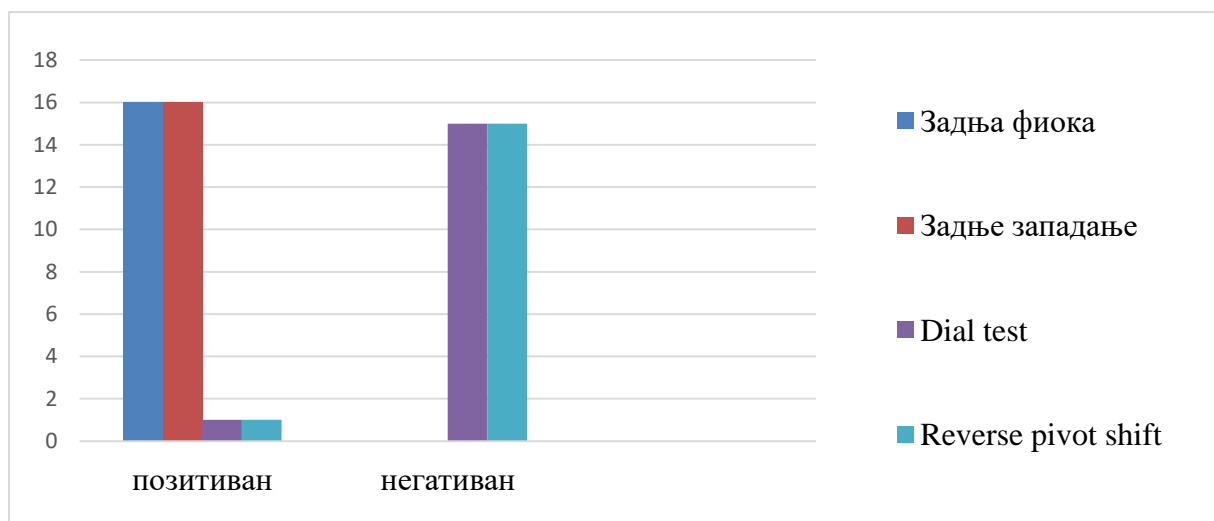
Табела 4. Анамнестички подаци о пацијентима

Код свих пацијената је рутински рађена RTG дијагностика након повреде и није било знакова коштане трауме, нити већег дегенеративног оштећења. Стрес радиографија је рађена код 5 пацијената и потврдила је јасно задње померање тибије. MR дијагностика урађена је код свих пацијената и потврдила је раскид LCP-а, али је такође показала и оштећења на носећој површини зглоба углавном медијалног и пателофеморалног компартмана.



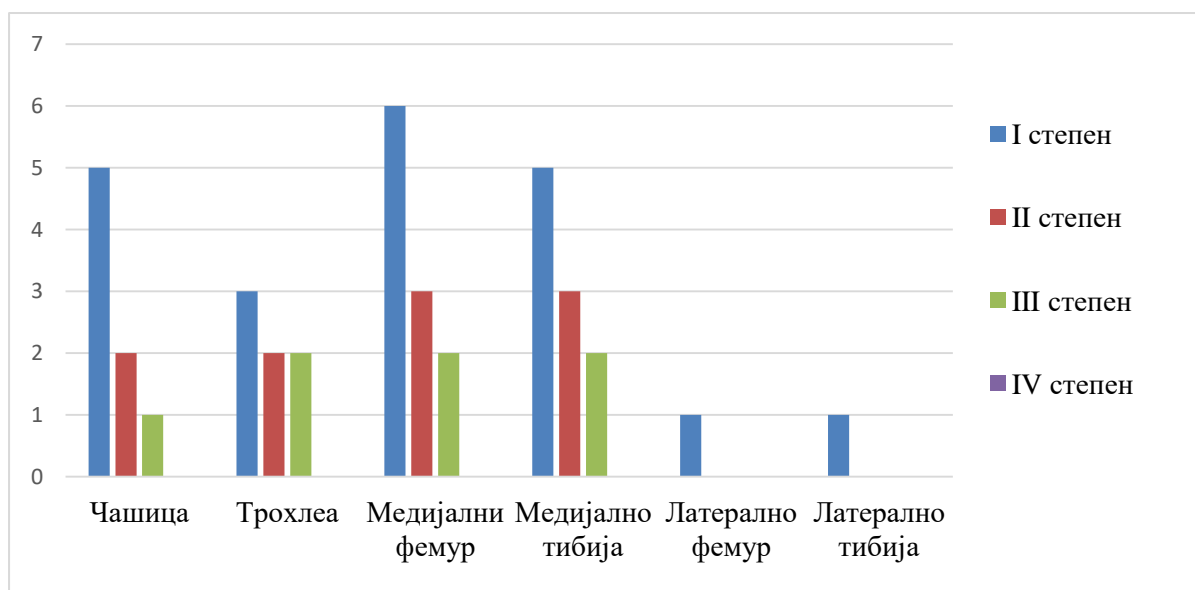
## 4.2. Клинички тестови

Клиничке тестове за нестабилност колена вршио је увек исти испитивач. Тест западања тибије био је први који је указивао на могуће оштећење ЛСР-а, док је за процену нестабилности коришћен тест задње фиоке. Код свих пацијената ови тестови су били јасно позитивни, при чему је тест задње фиоке био позитиван трећег степена. Тестови ротаторне нестабилности били су негативни код 15 пацијената. Код 1 испитаника, код кога је прошло доста времена од трауме, постојала је и мања постеролатерална ротаторна нестабилност (Гр.1). Вероватно је до тога дошло због попуштања секундарних стабилизатора, а како та нестабилност није била пуно наглашена укључен је у ову серију.



Графикон 1. Тестови задње нестабилности

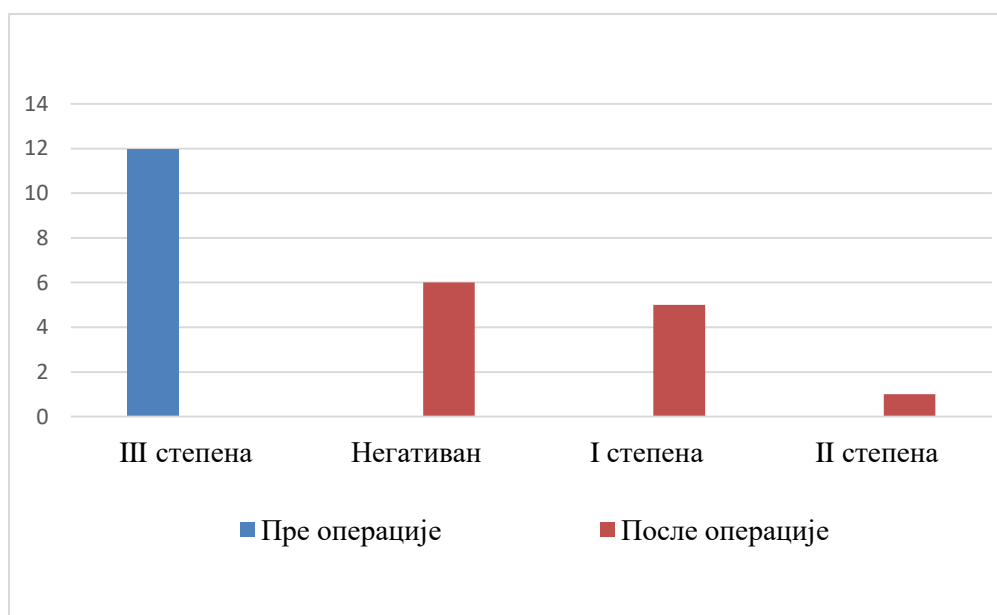
Оперативни захват је урађен код 12 пацијената, од чега је 5 оперисано у КБЦ „Крагујевац” на одељењу ортопедије, а 7 на ИОХБ „Бањица” у Београду. У току дијагностичке артроскопије детаљно је прегледан зглоб, а оштећења хрскавице (уколико их је било) описане су и класификоване по Outerbridge-у (Гр. 2) (108). Код 9 пацијената (75%) нађена су нека оштећења хрскавице зглобне површине. Најчешће се радило о оштећењу медијалног компартмана 8 (66,67%) и пателофеморалног зглоба 7 (58,33%). Примећене су удружене лезије пателе и трохле фемура 4 (33,33%), медијални кондил фемура и медијални кондил тибије 5 (41,67%). Углавном су то била оштећења I и II степена (81,5%) по Outerbridge-у.



Графикон 2. Степен оштећења хрскавице по Outerbridge-у

Постоперативно пацијент је носио имобилизацију у екстензији 6 недеља а затим је настављена рехабилитација по протоколу Edson CJ et al.(113). Комплетан опоравак је трајао од 8 до 12 месеци.

Након оперативног лечења и рехабилитације, са добијањем пуног обима покрета, пацијенти су поново клинички тестирани на свим контролама. Коначни статус се процењивао годину дана након операције. Процена задње стабилности и успешности интервенције вршена је на основу теста задње фиоке (Гр.3). Код 6 пацијената постоперативни резултат је био одличан и није било знакова задње нестабилности. Код преосталих 6 пацијената задња стабилизација није била толико чврста и постојало је мање померање тибије при тестирању. У 5 случајева радило се о нестабилности I степена а код 1 пацијента и II степена. Треба истаћи да је то био пацијент са постеролатералном ротаторном нестабилношћу зглоба. Тестови ротаторне стабилности, након операције, код њега су били негативни. Статистичком анализом вредности теста задње фиоке пре и после операције, уз коришћење Вилкоксеновог теста еквивалентних парова, утврђена је статистички значајна разлика добијених вредности теста ( $Z=-2.07$ ;  $p<0.01$ ).



Графикон 3. Тест задње фиоке пре и после операције

Процена клиничког статуса, пре и после операције, вршена је и помоћу Лисхолм клиничког скорa. Тест који се састојао од 8 питања пацијенти су попуњавали непосредно пре операције и годину дана након хируршке интервенције (Таб. 5). Вредности Лисхолм скорa пре операције кретале су се од 39 до 55, а просечна вредност је била  $45.92 \pm 5.6$ . После операције дошло је до побољшања вредности код свих пацијената и оне су се кретале од 65 до 95, са просеком  $85.92 \pm 8.898$ . Анализом ових података, Вилкоксоновим тестом еквивалентних парова, утврђена је статистички значајна разлика ( $Z = -3.072$ ;  $p < 0.01$ ). Резултат овог теста показује значајно побољшање код пацијената након оперативног лечења раскида LCP-a.

Пацијенти	Лисхолм скор		Тест задње фиоке	
	Пре ОП	После ОП	Пре ОП	После ОП
П.З.	39,00	65,00	3+	2+
А.К.	45,00	85,00	3+	1+
Ј.Л.	55,00	95,00	3+	-
Т.Б.	52,00	94,00	3+	-
С.Т.	40,00	82,00	3+	1+
О.Ф.	43,00	85,00	3+	1+
К.Б.	50,00	92,00	3+	-
С.Т.	44,00	90,00	3+	-
П.З.	52,00	93,00	3+	-
К.Л.	40,00	77,00	3+	1+
Ј.Б.	50,00	93,00	3+	-
Т.И.	41,00	80,00	3+	1+
Просек	45,92	85,92		

Табела 5. Вредности Лисхолм скорa и теста „предње фиоке” пре и после операције

### **4.3. Тестирање OptiTrack системом**

Као што је поменуто и приказано у методологији рада, процену динамичке нестабилности вршили смо приказаном методом, користећи OptiTrack систем.

Померања која су праћена и анализирана у зглобу колена:

- антериорно- постериорну translацију тибије,
- угао интерно-екстерну ротацију тибије и
- медио-латералну translацију тибије.

За сваког пацијента вршена су три мерења и то:

- мерење здравог екстремитета дан пре операције,
- мерење екстремитета са оштећеним задњим укрштеним лигаментом дан пре операције и
- мерење екстремитета са оштећеним задњим укрштеним лигаментом након годину дана од реконструктивне операције.

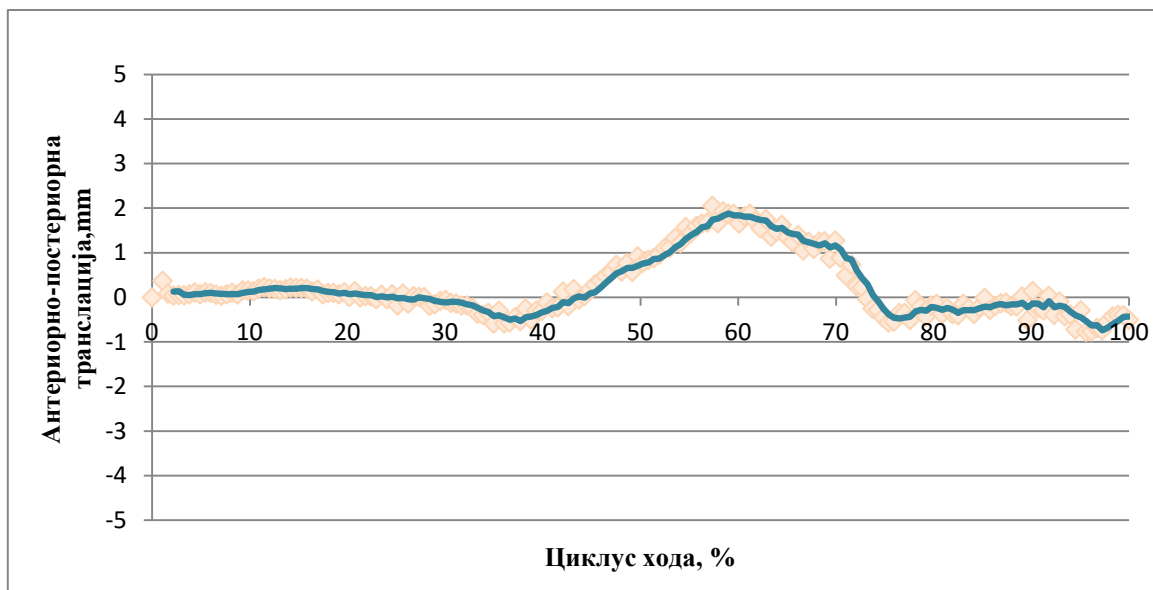
На основу спроведених испитивања добијени су дијаграми приказани на сликама 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48, 49 и 50. На хоризонталној оси дефинисан је процентуални распоред циклуса хода/време силаска низ степенице, а на вертикалној оси се налазе вредности посматраних параметара. Подаци су фитовани тзв. кривуљама. Резултати су разматрани у зависности од фазе циклуса хода (стајање, односно њихање), за ход по праволинијској путањи. За силазак низ степенице, разматрана су два ослонца и њихање. Средње вредности translације, односно ротације дате су табелама 6,7,8,9,10 и 11.

#### **4.3.1. Резултати мерења екстремитета без оштећења**

##### **Ход по праволинијској путањи**

##### **Фаза стајања**

При иницијалном контакту стопала са тлом померања тибије су занемарљиво мала у антериорно-постериорном и медијално-латералном правцу. То показују и средње вредности наведених кретања у табели 6. Криве померања су готово константне (Сл.33 и Сл. 34). Поред наведених померања, тибија у овом периоду циклуса хода започиње интерну ротацију, што показује дијаграм на слици 35.



Слика 33. Антериорно-постериорна translација

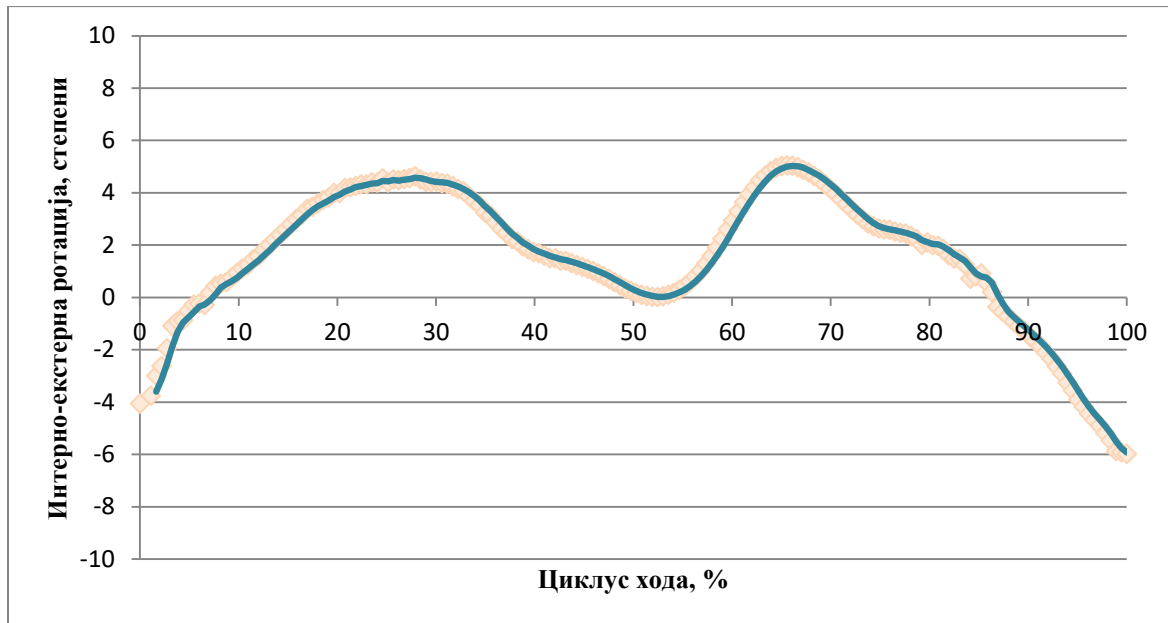


Слика 34. Медијално-латерална translација

Са даљим напредовањем фазе стајања, поменути параметри translације врше занемарљиво мала померања око своје константне вредности. Интерна ротација тибиге је достигла одређени локални максимум, након чега наступа њена екстерна ротација. Вредности translација и даље не утичу на поремећај биомеханике зглоба колена.

При крају фазе стајања, тибиге се помера у антериорном правцу, а екстерна ротација достиже свој локални максимум. У овом периоду долази до преласка

комплетног оптерећења тела кроз стопало, наступа флексија и поновна интерна ротација.



Слика 35. Интерно-екстерна ротација

### Њихање

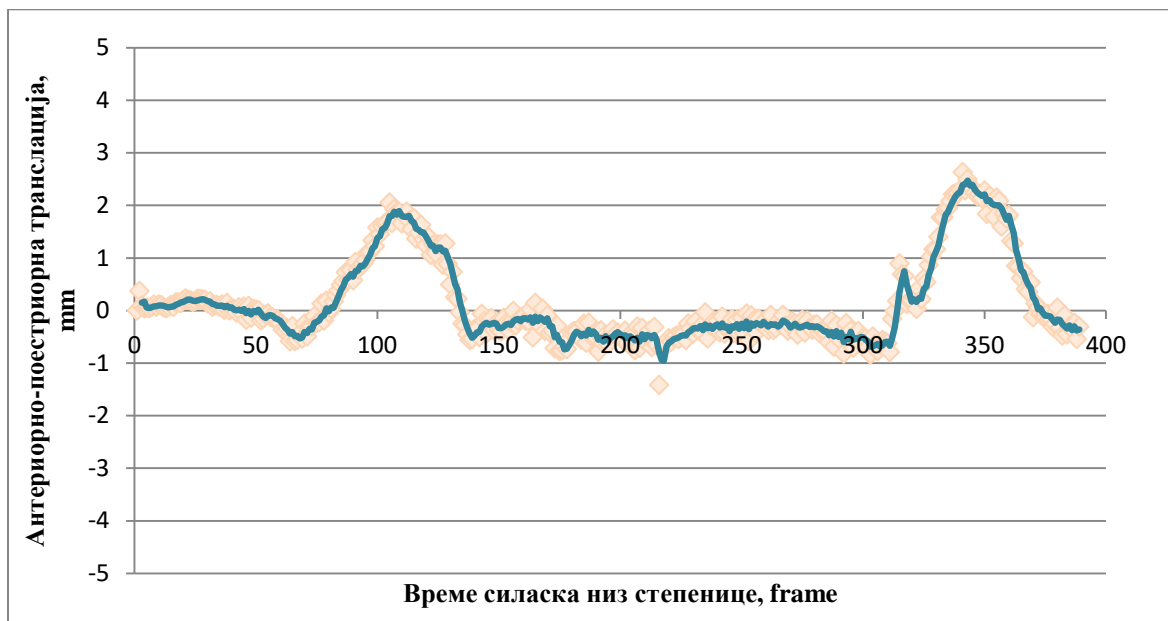
У почетном делу фазе њихања антериорна транслација, као и интерна ротација тибије, достигла је свој локални максимум, након чега наступа постериорно померање тибије и њена екстерна ротација. Медијално-латерална транслација је занемарљиво мала. Како је зглоб колена у флексији, долази до његовог потпуног растеређења.

	<i>Фаза стајања ± СД</i>	<i>Фаза њихања ± СД</i>
Антериорно- постериорна транслација, mm	<b>0.29± 0.63</b>	<b>0.09 ± 0.72</b>
Медијално-латерална транслација, mm	<b>-0.09± 0.21</b>	<b>-0.05± 0.29</b>
Интерно-екстерна ротација, степени	<b>1.86± 1.99</b>	<b>1.01± 3.28</b>

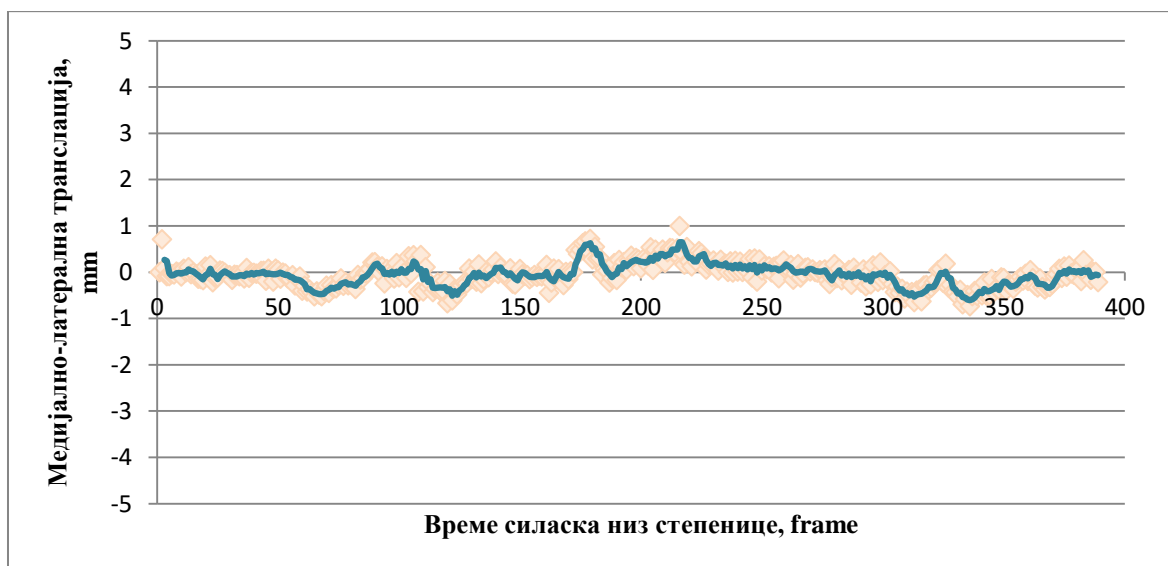
Табела 6. Средње вредности антериорно-постериорне транслације, медијално-латералне транслације, интерно-екстерне ротације и стандардно одступање за здрав екстремитет током хода по праволинијској путањи

## Силазак низ степенице

**Ослонац 1** – Ослонац на првом степенику је трајао око једне секунде (~0,92 секунде). У почетном ослањању здравог колена на степеник постоје мала антериорно-постериорна померања која се могу занемарити. Са повећањем флексије, повећавају се и вредности антериорног померања тибије, али су и даље мале вредности тако да биомеханика колена није нарушена. Медијално-латерална translација варира око своје стандардне вредности. Како је зглоб колена у флексији, долази до интерне ротације тибије, која се креће у стандардним вредностима (Табл. 7, Сл. 36, Сл. 37 и Сл. 38).

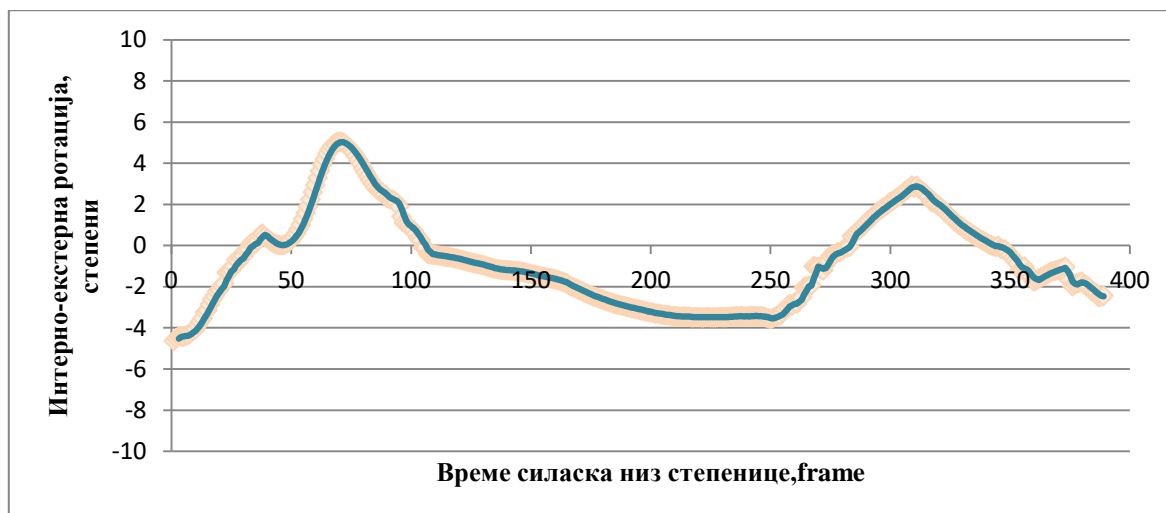


Слика 36. Антериорно-постериорна translација



Слика 37. Медијално-латерална translација

**Њихање** – Фаза њихања, такође, траје око 1,5 секунди. Долази до враћања тибије у свој почетни положај постериорним померањем. Свој положај задржава (приближно константним) током комплетне фазе њихања. Медијално-латерална translација варира око своје стандардне вредности. Како екстремитет прелази из флексије у екстензију, долази до екстерне ротације тибије из максималне вредности коју је достигла у интерној ротацији. Тибија задржава екстерно ротиран положај током фазе њихања.



Слика 38. Интерно-екстерна ротација

**Ослонац 2** – Други ослонац посматраног екстремитета траје, такође, око једне секунде. Медијално-латерална translација и даље варира око своје стандардне вредности. Са пребацивањем оптерећења, односно са потпуним ослањањем на посматрани екстремитет долази до интерне ротације тибије, односно тибија започиње антериорно померање. Померање је занемарљиво мало. Са растерећењем посматраног екстремитета долази до екстерне ротације тибије и до постериорног повлачења.

	<i>Стајање 1 ± СД</i>	<i>Њихање ± СД</i>	<i>Стајање 2 ± СД</i>
Антериорно-постериорна translација, mm	<b>0.35± 0.69</b>	<b>-0.41± 0.21</b>	<b>0.93± 1.00</b>
Медијално-латерална translација, mm	<b>-0.11± 0.21</b>	<b>0.09± 0.25</b>	<b>-0.24± 0.22</b>
Интерно-екстерна ротација, степени	<b>0.21± 2.43</b>	<b>-1.87± 1.91</b>	<b>-0.26± 1.53</b>

Табела 7. Средње вредности антериорно-постериорне translације, медијално-латералне translације, интерно-екстерне ротације и стандардно одступање за здрав екстремитет током силаска низ степенице.

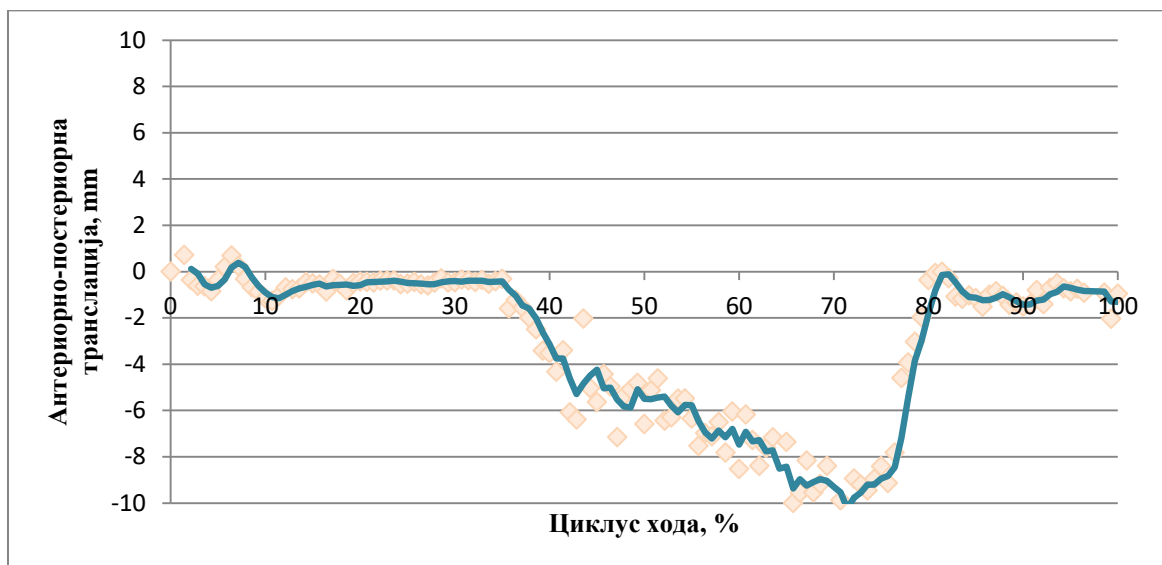


### 4.3.2. Резултати мерења екстремитета са оштећењем задњег укрштеног лигамента

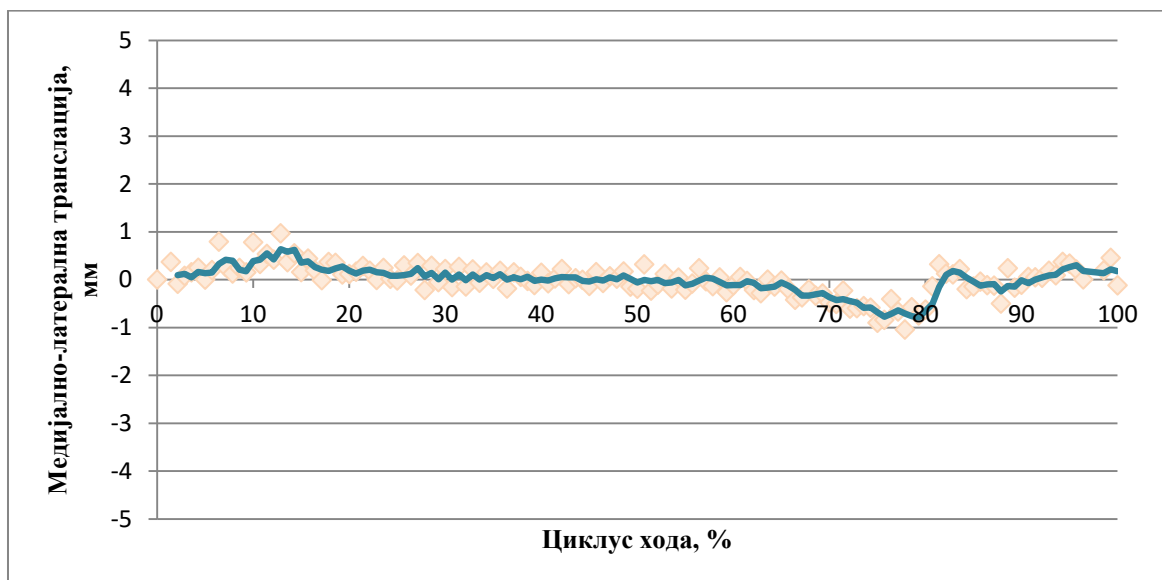
#### Ход по праволинијској путањи

#### Фаза стајања

При иницијалном контакту стопала са тлом, померања тибије су занемраљиво мала у антериорно-постериорном и медијално-латералном правцу (Сл. 39 и Сл. 40). Поред наведених померања, тибија у овом периоду циклуса хода започиње интерну ротацију (Сл. 41).



Слика 39. Антериорно-постериорна транслација

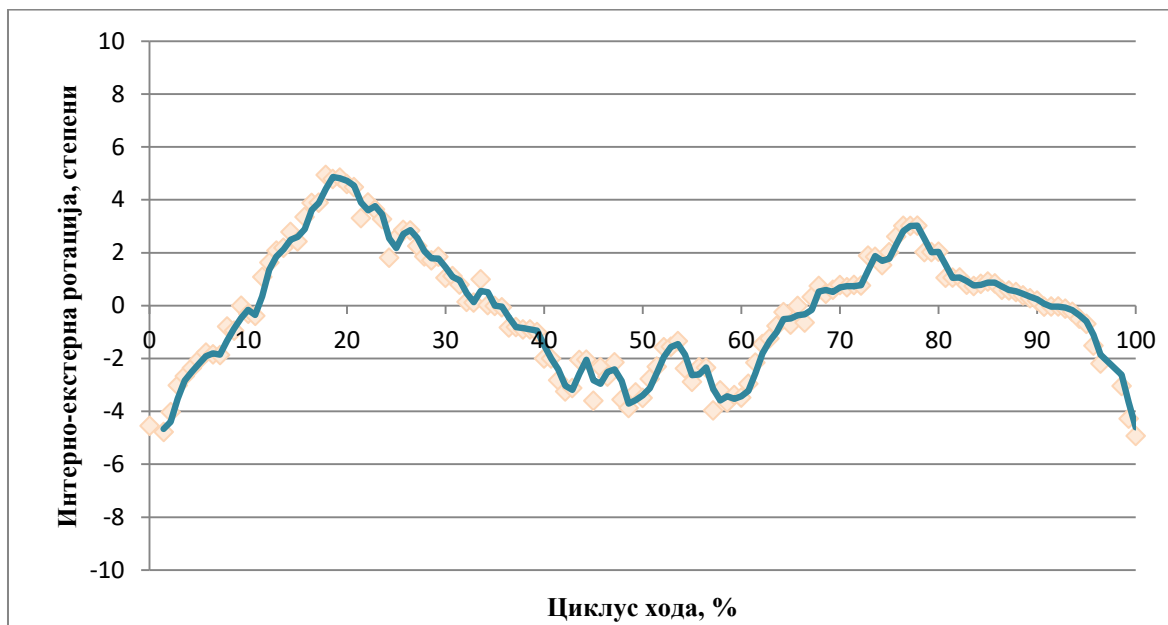


Слика 40. Медијално-латерална транслација

Са даљим напредовањем фазе стајања, медијално-латерална транслација је занемраљиво мала да би дошло до нарушавања биомеханике хода. Међутим, како се оптерећење све више пребације на ослоњени екстремитет, тибичја се повлачи постериорно и све више напредује у том правцу (Сл.39). Такође, изражена је и повећана вредност екстерне ротације тибичје и њена нестабилност при крају фазе стајања (Сл.41).

### Њихање

Током фазе њихања тибичја наставља постериорно померање и започиње своју интерну ротацију са повећањем флексије зглоба колена. Са достизањем максималне флексије колена, долази до враћања тибичје у неутрални положај антериорним померањем и екстерном ротацијом при екстензији зглоба колена (Сл. 39 и Сл.41).



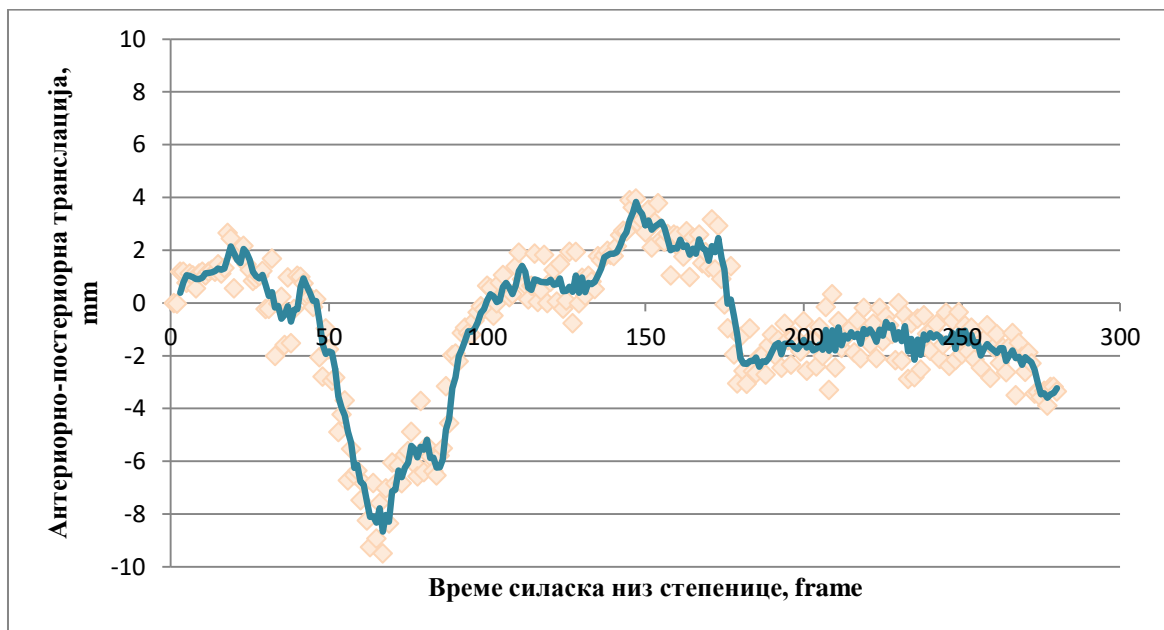
Слика 41. Интерно-екстерна ротација

	Фаза стајања $\pm SD$	Фаза њихања $\pm СД$
Антериорно-постериорна транслација, mm	<b>-2.39 <math>\pm</math> 2.61</b>	<b>-4.41 <math>\pm</math> 3.89</b>
Медијално-латерална транслација, mm	<b>0.12 <math>\pm</math> 0.23</b>	<b>-0.19 <math>\pm</math> 0.35</b>
Интерно-екстерна ротација, степени	<b>0.57 <math>\pm</math> 2.58</b>	<b>0.23 <math>\pm</math> 1.66</b>

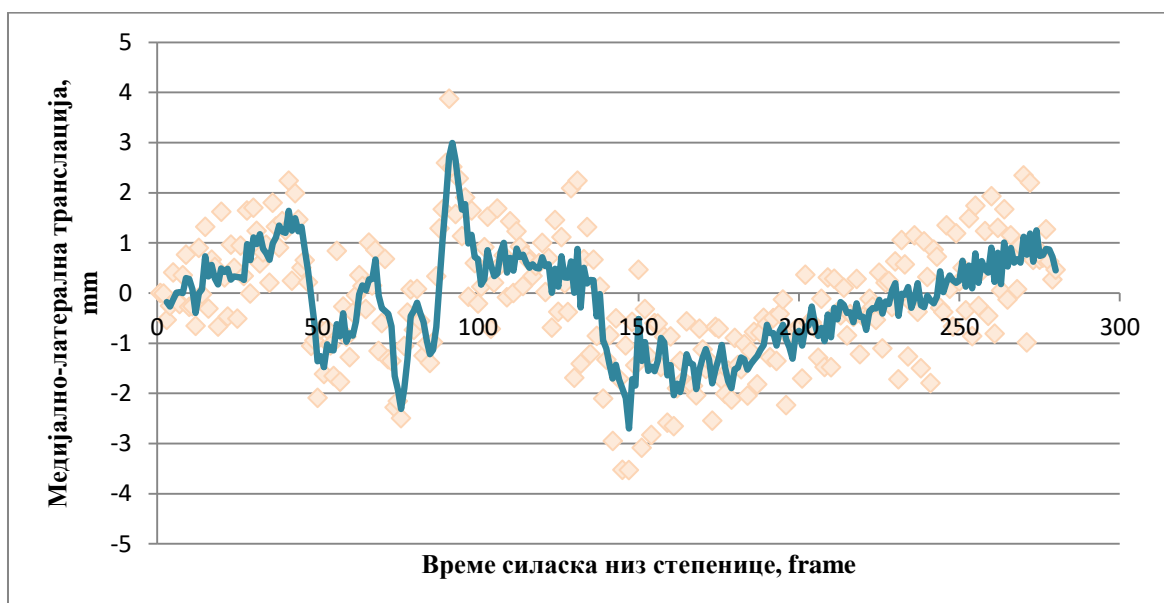
Табела 8. Средње вредности антериорно-постериорне транслације, медијално-латералне транслације, интерно-екстерне ротације и стандардно одступање за екстремитет са оштећеним задњим укрштеним лигаментом током хода по праволинијској путањи.

## Силазак низ степенице

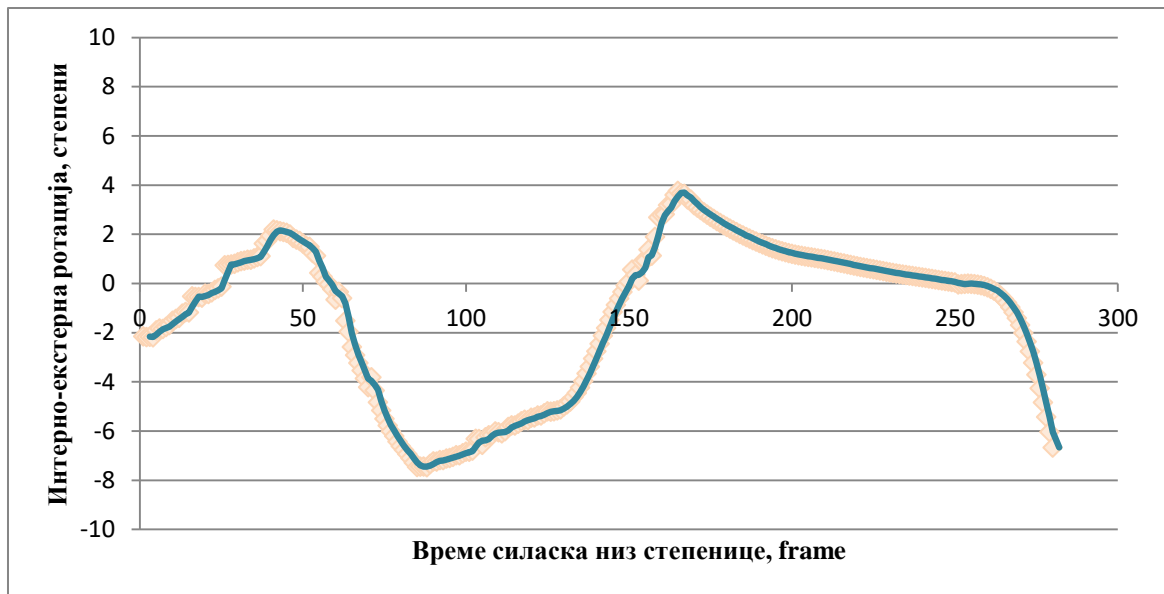
**Ослонац 1** – Ослонац на оштећеном екстремитету је пропраћен изузетном нестабилношћу. Прво, тибија се благо антериорно помера, што је пропраћено интерном ротацијом и великом нестабилношћу медијално-латералног положаја. Са пребацивањем тежине на оштећени екстремитет долази до наглог неравномерног постериорног померања, као и до изузетно изражене нестабилности у медијално-латералном правцу. Екстерна ротација тибије је изражена и превазилази уобичајене вредности (Сл. 42, Сл. 43 и Сл. 44).



Слика 42. Антериорно-постериорна translација



Слика 43. Медијално-латерална translација



Слика 44. Интерно-екстерна ротација

**Њихање** – Фаза њихања је пропраћена наглим антериорним померањем тибије у дозвољеним границама, нестабилношћу у медијално-латералном правцу и приближно константном вредношћу екстерне ротације тибије.

**Ослонац 2** – Поновни ослонац изазива негативно померање тибије која задржава нестабилан положај, благу екстерну ротацију и изузетно изражену нестабилност у медијално-латералном правцу.

	<i>Стајање 1 ± СД</i>	<i>Њихање ± СД</i>	<i>Стајање 2 ± СД</i>
Антериорно-постериорна translација, mm	<b>-2.15 ± 3.42</b>	<b>0.75 ± 1.81</b>	<b>-1.69 ± 0.99</b>
Медијално-латерална translација, mm	<b>0.18 ± 1.18</b>	<b>-0.69 ± 1.24</b>	<b>0.09 ± 0.95</b>
Интерно-екстерна ротација, степени	<b>-2.11 ± 3.29</b>	<b>-1.17 ± 3.65</b>	<b>-0.25 ± 1.67</b>

Табела 9. Средње вредности антериорно-постериорне translације, медијално-латералне translације, интерно-екстерне ротације и стандардно одступање за екстремитет са оштећеним задњим укрштеним лигаментом током хода по праволинијској путањи

### 4.3.3. Резултати мерења екстремитета након реконструктивне операције задњег укрштеног лигамента

#### Ход по праволинијској путањи

#### Фаза стајања

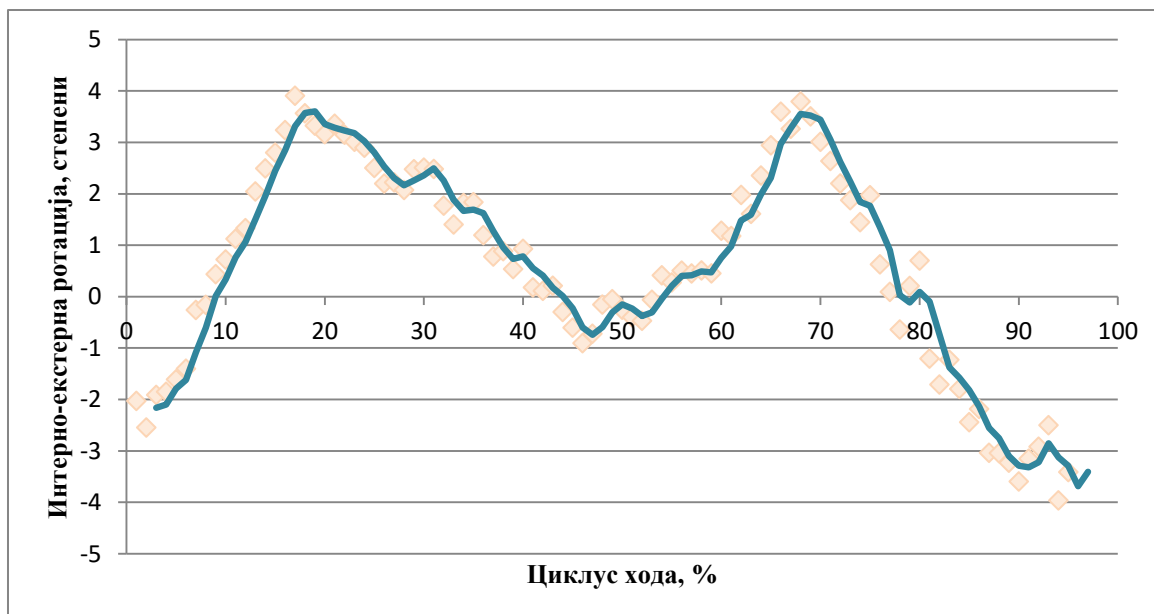
Након реконструктивне операције, кретања тибије се налазе у границама екстремитета са здравим задњим укрштеним лигаментом. При иницијалном контакту стопала са тлом тибија заузима постериорни положај који је приближно константан током комплетне фазе стајања (Сл.45). Медијално-латерална translација има занемарљива померања око свог неутралног положаја (Сл. 46). Вредности интерно-екстерне ротације такође су смањене (Сл.47).



Слика 45. Антериорно-постериорна translација



Слика 46. Медијално-латерална translација



Слика 47. Интерно-екстерна ротација

### Њихање

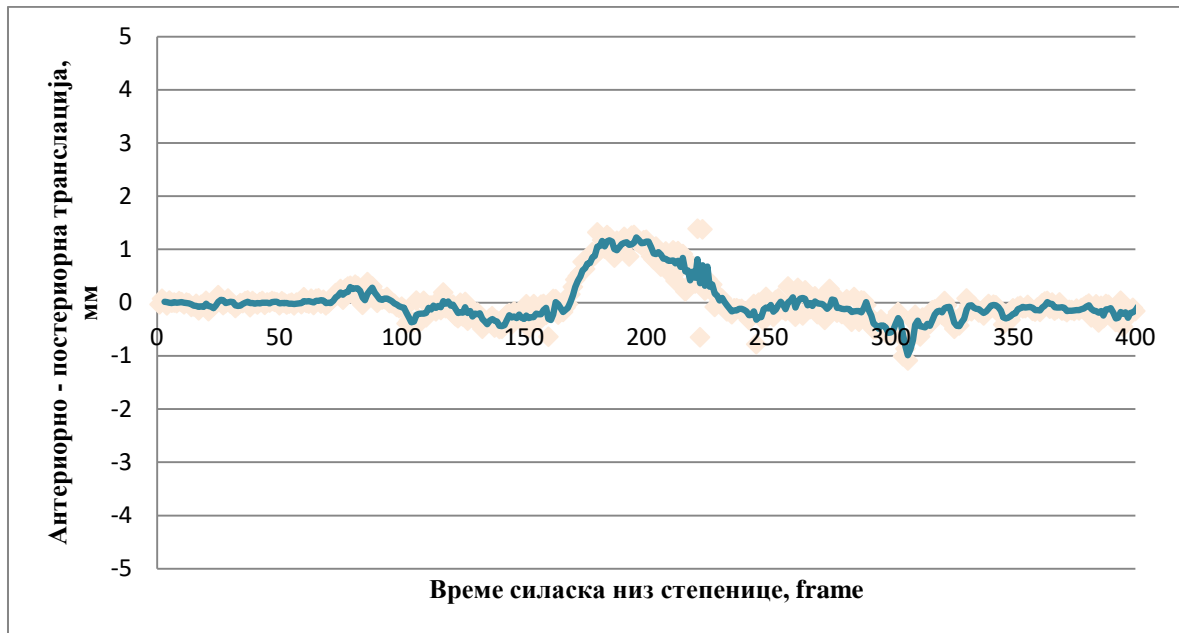
У фази њихања, тибија из свог постериорног положаја започиње померање у anteriорном правцу. Вредности су мале и не утичу на биомеханику зглоба колена (Табл. 10, Сл. 45). Медијално-латерална translација, као и у фази стајања, има блага померања око свог неутралног положаја (Сл. 46), док су вредности интерно-екстерне ротације у стандардним границама. С том разликом што тибија има благо повећање екстерне ротације при крају циклуса хода (Сл. 47)

	<i>Фаза стајања ± СД</i>	<i>Фаза њихања ± СД</i>
Антериорно – постериорна translација, mm	<b>-0.48 ± 0.28</b>	<b>0.27 ± 0.80</b>
Медијално - латерална translација, mm	<b>0.04 ± 0.25</b>	<b>-0.04 ± 0.25</b>
Интерно – екстерна ротација, степени	<b>0.96 ± 1.63</b>	<b>0.04 ± 2.44</b>

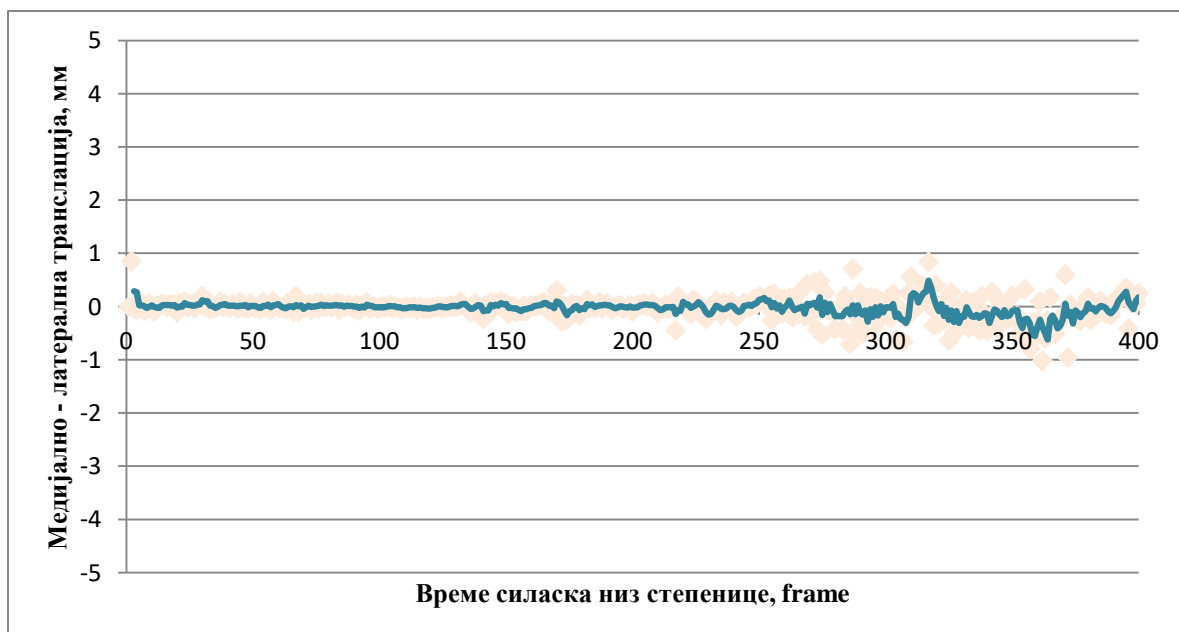
Табела 10. Средње вредности антериорно-постериорне translације, медијално-латералне translације, интерно-екстерне ротације и стандардно одступање након реконструктивне операције задњег укрштеног лигамента при ходу по праволинијској путањи

## Силазак низ степенице

**Ослонац 1** – Током првог ослонца на екстремитет са реконструисаним задњим укрштеним лигаментом, тибија има блага померања око неутралног положаја у anteriorno-postериорном и медијално-латералном правцу (Сл. 48 и Сл. 49). Због природе биомеханике циклуса хода, долази до интерне ротације тибије у стандардним границама (Сл. 50).



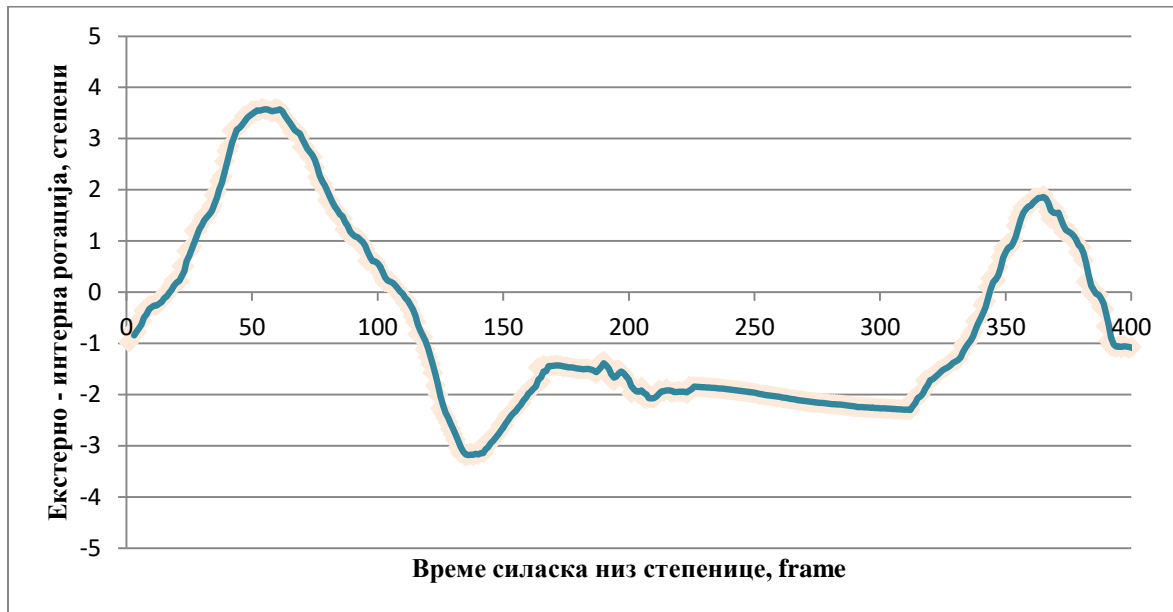
Слика 48. Антериорно-постериорна translација



Слика 49. Медијално-латерална translација

**Њихање** – При почетку њихања долази до благог померања тибије у антериорном правцу (Сл 48). Медијално-латерално померање се врши око неутралног положаја тибије (Сл49). Вредности су занемарљиве (Табл. 11). Екстерна ротација тибије је у дозвољеним границама. У почетку фазе њихања постоји блага нестабилност у погледу ротације (Сл. 50).

**Ослонац 2** – Поновни ослонац на реконструисани екстремитет не изазива недозвољена померања. Кретања унутар колена одговарају кретањима при првом ослонцу.



Слика 50. Интерно-екстерна ротација

	<i>Стајање1 ± СД</i>	<i>Њихање ± СД</i>	<i>Стајање2 ± СД</i>
Антериорно-постериорна транслација, mm	<b>0.01 ± 0.14</b>	<b>0.09 ± 0.58</b>	<b>-0.18 ± 0.17</b>
Медијално-латерална транслација, mm	<b>0.02 ± 0.09</b>	<b>-0.02 ± 0.18</b>	<b>-0.03 ± 0.34</b>
Интерно-екстерна ротација, степени	<b>0.33 ± 2.21</b>	<b>-1.26 ± 1.46</b>	<b>-0.82 ± 1.41</b>

Табела 11. Средње вредности антериорно-постериорне транслације, медијално-латералне транслације, интерно-екстерне ротације и стандардно одступање након реконструктивне операције задњег укрштеног лигамента при силаску низ степенице



#### 4.3.4. Статистичка анализа мерења OptiTrack системом

У циљу провере валидности резултата извршена је статистичка анализа коришћењем непараметарског *Wilcoxon*-овог теста за везане узорке. Резултати статистике дате су у табелама 12, 13, 14, 15 и 16 (\*\* означавају статистички значајну разлику).

На основу *Wilcoxon*-овог теста за везане узорке добијених вредности посматраних параметара приликом кретања по равној подлози закључено је да постоји значајна разлика у промени *AP* translације, као и интерно екстерне ротације у фази стајања између здравог и болесног, то јест оперисаног и болесног колена. Ова промена није случајног карактера, већ је настала под дејством системских или експерименталних фактора, са прагом значајности  $p = 0.01$ , односно могућом грешком  $p < 0.01$  и сигурношћу од  $P > 99\%$ .

<b>Промена антериорно-постериорне translације, mm</b>	
Групе које се пореде	Вредност статистике
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Болесно колено	<b><i>sig.</i> = 0.043 **</b>
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b><i>sig.</i> = 0.0686</b>
<i>PCL</i> Болесно колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b><i>sig.</i> = 0.043 **</b>
<b>Промена медијално-латералне translације, mm</b>	
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Болесно колено	<b><i>sig.</i> = 0.279</b>
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b><i>sig.</i> = 0.465</b>
<i>PCL</i> Болесно колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b><i>sig.</i> = 0.684</b>
<b>Промена интерно екстерне ротације, степени</b>	
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Болесно колено	<b><i>sig.</i> = 0.043 **</b>
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b><i>sig.</i> = 0.686</b>
<i>PCL</i> Болесно колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b><i>sig.</i> = 0.043 **</b>

Табела 12. Вредности *Wilcoxon*-овог теста за промену посматраних параметара током хода у фази стајања

Значајна разлика, у фази стајања, у промени медијално-латералне translације не постоји у свим групама, као ни антериорно-постериорне translације и интерно-екстерне ротације између здравог и оперисаног колена.

У табели 13. приказани су резултати добијених вредности за посматране параметре кретања унутар зглоба колена у фази њихања и закључено је, на основу *Wilcoxon*-овог теста за везане узорке, да постоји значајна промена за параметре антериорно-постериорне и медијално-латералне translације за упоредне групе пре и после операције и упоредну групу оперисаног и болесног колена. Ова промена није случајног карактера, већ је настала под дејством системских или експерименталних фактора, са прагом значајности  $p = 0.01$ , односно могућом грешком  $p < 0.01$  и сигурношћу од  $P > 99\%$ .

<b>Промена антериорно-постериорне translације, mm</b>	
Групе које се пореде	Вредност статистике
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Болесно колено	<b><i>sig.</i> = 0.043 **</b>
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b><i>sig.</i> = 0.686</b>
<i>PCL</i> Болесно колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b><i>sig.</i> = 0.043 **</b>
<b>Промена медијално-латералне translације, mm</b>	
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Болесно колено	<b><i>sig.</i> = 0.043 **</b>
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b><i>sig.</i> = 0.588</b>
<i>PCL</i> Болесно колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b><i>sig.</i> = 0.043 **</b>
<b>Промена интерно екстерне ротације, степени</b>	
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Болесно колено	<b><i>sig.</i> = 0.138</b>
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b><i>sig.</i> = 0.080</b>
<i>PCL</i> Болесно колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b><i>sig.</i> = 0.176</b>

Табела 13. Вредности *Wilcoxon*-овог теста за промену посматраних параметара током хода у фази њихања

Значајна разлика, у фази њихања, у промени интерно-екстерне ротације не постоји, као ни промена између здравог и оперисаног колена за случај антериорно-постериорне и медијално-латералне транслације.

У табели 14. приказани су резултати Wilcoxon-овог теста за везане узорке добијене на основу вредности посматраних параметара кретања током првог ослонца при силаску низ степенице. Овом статистиком је показано да не долази до значајне промене у вредности параметара антериорно-постериорне и медијално-латералне транслације при првом ослонцу током силаска низ степенице.

<b>Промена антериорно-постериорне транслације, mm</b>	
Групе које се пореде	Вредност статистике
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Болесно колено	<i>sig.</i> = <b>0.080</b>
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<i>sig.</i> = <b>0.138</b>
<i>PCL</i> Болесно колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<i>sig.</i> = <b>0.080</b>
<b>Промена медијално-латералне транслације, mm</b>	
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Болесно колено	<i>sig.</i> = <b>0.345</b>
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<i>sig.</i> = <b>0.138</b>
<i>PCL</i> Болесно колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<i>sig.</i> = <b>0.225</b>
<b>Промена интерно екстерне ротације, степени</b>	
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Болесно колено	<i>sig.</i> = <b>0.043 **</b>
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<i>sig.</i> = <b>0.686</b>
<i>PCL</i> Болесно колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<i>sig.</i> = <b>0.043 **</b>

Табела 14. Вредности Wilcoxon-овог теста за промену посматраних параметара током силаска низ степенице – Ослонац I

Изражена је значајна разлика у промени интерно-екстерне ротације пре и после операције, односно између здравог и болесног колена у фази ослонца I. Та промена није случајног карактера, већ је настала под дејством системских или експеримен-

талних фактора, са прагом значајности  $p = 0.01$ , односно могућом грешком  $p < 0.01$  и сигурношћу од  $P > 99\%$ .

У табели 15. приказани су резултати Wilcoxon-овог теста за везане узорке добијених на основу вредности посматраних параметара кретања низ степенице у фази њихања. Значајна промена параметара кретања јавља се за исте упоредне групе, и то за здраво и болесно колено и за оперисано и болесно колено у случају антериорно-постериорне и медијално-латералне транслације. Ова промена није случајног карактера, већ је настала под дејством системских или експерименталних фактора, са прагом значајности  $p = 0.01$ , односно могућом грешком  $p < 0.01$  и сигурношћу од  $P > 99\%$ .

<b>Промена антериорно-постериорне транслације, mm</b>	
Групе које се пореде	Вредност статистике
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Болесно колено	<b>sig. = 0.043 **</b>
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b>sig. = 0.786</b>
<i>PCL</i> Болесно колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b>sig. = 0.043 **</b>
<b>Промена медијално-латералне транслације, mm</b>	
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Болесно колено	<b>sig. = 0.043 **</b>
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b>sig. = 0.080</b>
<i>PCL</i> Болесно колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b>sig. = 0.043 **</b>
<b>Промена интерно екстерне ротације, степени</b>	
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Болесно колено	<b>sig. = 0.686</b>
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b>sig. = 0.893</b>
<i>PCL</i> Болесно колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b>sig. = 0.686</b>

Табела 15. Вредности Wilcoxon-овог теста за промену посматраних параметара током силаска низ степенице – Њихање

У осталим упоредним групама и параметрима кретања у овој фази нема значајне разлике.

У табели 16. приказани су резултати Wilcoxon-овог теста за везане узорке добијене на основу вредности посматраних параметара кретања при другом ослоњу током силаска низ степенице. Значајна разлика у промени јавља се за антериорно-постериорну транслацију за здраво и болесно колено, односно за оперисано и болесно колено. Такође, до значајне разлике долази и при промени медијално латералне транслације између здравог и оперисаног колена. Промена није случајног карактера, већ је настала под дејством системских или експерименталних фактора, са прагом значајности  $p = 0.01$ , односно могућом грешком  $p < 0.01$  и сигурношћу од  $P > 99\%$ .

<b>Промена антериорно-постериорне транслације, mm</b>	
Групе које се пореде	Вредност статистике
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Болесно колено	<b><i>sig.</i> = 0.043 **</b>
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b><i>sig.</i> = 0.225</b>
<i>PCL</i> Болесно колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b><i>sig.</i> = 0.043 **</b>
<b>Промена медијално-латералне транслације, mm</b>	
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Болесно колено	<b><i>sig.</i> = 0.080</b>
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b><i>sig.</i> = 0.225</b>
<i>PCL</i> Болесно колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b><i>sig.</i> = 0.043 **</b>
<b>Промена интерно екстерне ротације, степени</b>	
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Болесно колено	<b><i>sig.</i> = 0.345</b>
<i>PCL</i> Здраво колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b><i>sig.</i> = 0.138</b>
<i>PCL</i> Болесно колено vs. <i>PCL</i> Оперисано колено	<b><i>sig.</i> = 0.500</b>

Табела 16. Вредности Wilcoxon-овог теста за промену посматраних параметара током силаска низ степенице – Ослонац 2

У осталим упоредним групама и параметрима кретања приликом ослоња 2 нема значајне разлике.

## 5. ДИСКУСИЈА

Задњи укрштени лигамент је најјачи лигамент зглоба колена који се најређе повређује. Како је повреда веома ретка, често се превиди у току дијагностике, а искуства по питању оперативног лечења код нас нису велика. У светској литератури много већи значај дат је предњем укрштеном лигаменту, његовом лечењу и последицама по колено до којих долази након повреде ове структуре. Не постоји јединствен став по питању лечења повреде задње укрштене везе. Бројне су присталице неоперативног као и оперативног лечења раскида LCP-а (62, 77, 78, 79, 80, 81, 83, 85, 88, 89, 90, 91, 92, 93, 94, 95, 96, 97, 98). Сама повреда је ретко изолована и најчешће је прате повреде постеролатералног угла, колатералних веза, предње укрштене везе и менискуса. Ове удружене повреде компликују дијагностику, утичу на план лечења и одређују даљу судбину зглоба. Циљ лечења повреде задње укрштене везе је да се добије стабилан зглоб нормалне кинематике, како би се спречило убрзано пропадање – gonarthrosis.

Иако према подацима из биолошких студија овај лигамент има добар потенцијал растања, показало се да квалитет тог ожиљка и структура таквог лигамента нису довољни да одрже стабилност која је неопходна за норману функцију зглоба (86,87). Генерално је прихваћен став да се раскид са нестабилношћу I и II степена треба лечити неоперативно, док нестабилности трећег степена треба оперативно збрињавати (61,64,75, 90,91).

Ранији покушаји да се акутна повреда лечи репарацијом, ушивањем покиданог графта, није дала задовољавајући резултат (49,61,90). Данас су актуелне реконструктивне интервенције, премда и ту не постоји јединствен став по питању оперативне технике која ће дати најбољи резултат (61,89,92,94,95,96,97). У овом раду је примењена артроскопска транстибијална реконструкција са тетивама *m. gracialis* и *m. semitendinosus* (92,94). Сама техника је доста захтевна, изискује ендоскопски приступ, али омогућава детаљан преглед колена и минимално је инвазивна. Пружа јако прецизно позиционирање графта, што је одлучујуће за успех било које лигаментарне реконструкције. Постављање графта на његово оригинално место у центар феморалног и тибидијалног припоја даће најбољу функционалност, изометрију и потенцијално најбоље прорастање трансплантата. Четвороструки графт тетива хамстрингса показао је

одличне резултате у реконструкцији LCA (112). Његове предности су да је структурно довољно јак, релативно се лако узима и има мали коморбитет донорног места, лако се поставља у жељену позицију, а савремене технике фиксације за кост су довољно добре да обезбеде потребну чврстину и стабилност за његово прорастање. Приликом пласирања графта транстибијално долази до његовог савијања под оштрим углом од позади пут напред при изласку из тибидјалног тунела позади, док на месту феморалне инсерције он скреће од напред поново позади. Ова места су позната и као убиствени углови (енг. „keeling corner”), где је потенцијално место оштећења, истезања и пуцања графта. Они представљају и спорне тачке приликом провлачења графта и сматрају се јединим недостатком ове технике. Како би се сачувао графт и омогућило његово прорастање неопходно је нагласити специфичан протокол рехабилитације који захтева имобилизацију од 6 недеља у екстензији, при чему се потколеница гура напред.

У овој студији је учествовало 16 пацијената, а испитавање је трајало 4 године. Већ је речено да је изоловани раскид задње укрштене везе јако ретка повреда, а увидом у постојећу доступну литературу ово је једна од већих серија која проучава биомеханику колена након наведене повреде и оперативног лечења. (106,107,111).

Дистрибуција по полу у овој серији показала је знатно већи број мушкараца у односу на жене, 13:3, слично као и у серијама других аутора (51,58). На то је утицао вероватно и механизам повреде, јер се у највећем броју случајева радило о саобраћајном трауматизму 68,75%, док је на другом месту спортска повреда 25%. И код других аутора ударац са предње стране у инструмент таблу возила (енг. „dashboard”), најчешћи је узрок повреде, мада се он креће око 50%, док је нешто већи проценат спортских повреда (51,58).

Просечна старост пацијената у тренутку повреде била је 28.6 година, из чега видимо да се та повреда углавном дешава младим, физички активним и радно способним особама. Из биомеханичких студија знамо да је за раскид LCP-а потребна сила веће енергије, одређеног правца и смера деловања. Како се ради о млађим особама, а сила која је деловала је високо енергетска, те може оштетити и друге структуре у колону, очекивано је да ће у даљем животу, уколико се настали поремећаји не санирају адекватно, доћи до убрзаног секундарног дегенеративног пропадања зглоба.

Просечно време од повреде до операције било је 12 месеци (6–36 месеци). Овај податак може деловати изненађујуће с обзиром на озбиљност повреде. Ту треба имати у виду да су у почетку сви лечени неоперативно гипсаном имобилизацијом и физикалним процедурама током неколико месеци. Како су и даље имали тегобе упућивани су у специјализоване установе које се баве овом врстом хирургије. Затим су рађени сви поменути прегледи и додатна дијагностика, пре свега MR преглед који се понекад чека по неколико месеци. Тада су планирани за оперативно лечење које се такође заказује и чека од 3–6 месеци. Ипак, сличан податак наводи се и у неким другим серијама (114).

Клиничким тестирањем преоперативно, тестом задње фиоке, код свих пацијената је показана изражена нестабилност III степена. Јасно позитиван је био и тест задњег западања тибије. Тестови ротаторне стабилности и тестови за остале лигментарне структуре у овој серији су углавном били негативни, јер они указују на додатна оштећења која су искључивала пацијенте из даљег праћења.

Након хируршке интервенције и рехабилитације по поменутом протоколу пацијенти су поново клинички прегледани од стране истог доктора више пута на контролама, а коначан статус је процењиван након годину дана од операције. Од 16 пацијената који су ушли у ову студију 12 је оперисано и прошло комплетан протокол рехабилитације од годину дана. Успешност интервенције процењивана је на основу теста задње фиоке. Код 6 (50%) пацијената резултат је био одличан, након годину дана од операције тест задње фиоке је био негативан. Одређени степен нестабилности је постојао код преосталих пацијената и то I степена код 4 (33.33%) и II степена код 2 оперисана пацијента (16,67%). У овој студији нисам био у могућности да објективно измерим задњу нестабилност неким од комерцијалних апарата (артрометри KT1000, KT2000), што сматрам једним од недостатака мерења. Група аутора Young-Мо Kim et al. су у свом раду направили ретроспективу 10 студија у којима су се пратили резултати оперативног лечења задње укрштене везе (114). Њихов закључак је био да оперативно лечење, без обзира на саму оперативну технику и избор графт, поправља стабилност колена за један степен приликом клиничког тестирања. У том раду такође је наведено да се 75% оперисаних пацијената враћа на функционални ниво пре повреде. Слично је и у радовима MacGillivray et al. показано да једнострука транстибијална реконструкција LCP-а не може у потпуности да врати задњу стабилност колена, али даје добар функционални резултат (115).



Резултат овог рада такође показује да оперативно лечење поправља стабилност колена код свих пацијената и да је та разлика статистички значајна. Ипак, код неких (50%) та стабилност није на нивоу здравог колена. Утисак је да та новодобијена задња стабилност није тако чврста као после реконструкције предње укрштене везе. Код неоперативног лечења нема побољшања стабилности без обзира на протокол лечења и време протекло од повреде (62). Хируршко лечење описаном оперативном техником даје задовољавајућу стабилност зглобу колена, која се не може постићи неоперативним лечењем.

У току дијагностичке артроскопије која је рађена код свих пацијената примећена су оштећења на хрскавичавој зглобној површини. Функционално зглоб је подељен у медијални, латерални и пателофеморални компартман а степен оштећења је класификован по Outerbridge-у (108). Код 9 пацијената (75%) су нађена нека оштећења хрскавице зглобне површине. Најчешће се радило о оштећењу медијалног компартмана 8 (66,67%) и пателофеморалног зглоба 7 (58,33%). Примећене су удружене лезије пателе и трохле фемура код 4 (33,33%), медијални кондил фемура и медијални кондил тибије код 5 (41,67%) пацијената. Углавном су то била оштећења I и II степена (81,5%) по Outerbridge-у. Како је артроскопска интервенција рађена у просеку 12 месеци од повреде, не може се знати да ли је ово оштећење последица повреде или је настало као резултат новонастале нестабилности. У серијама других аутора такође је примећено убрзано пропадање медијалног и пателофеморалног компартмана. Strobel et al. у својој серији након 5 година од повреде примећују 77,8% дегенеративно пропадање медијалног кондила фемура и 46,7% дегенеративне промене на чашици (116). Geissler и Whipple у свом раду су показали да у акутној фази након повреде најчешће долази до оштећења латералног компартмана и пателе (12%), док у групи пацијената где је прошло више времена од повреде проценат хондралних лезија расте до 49% и најчешће је захваћен медијални компартман (117). Радиографским праћењем такође је показано убрзано пропадање колена са дегенеративним променама на нивоу чашице и медијалног кондила фемура (79,81,83,118). Тачан механизам настанка овог убрзаног пропадања зглоба и даље није најјаснији. Најчешће се то објашњава измењеном кинематиком зглоба и повећањем контактеног притиска у појединим сегментима (119). Познато је да код раскида LCP-а долази до повећаног предње-задњег померања тибије и бројне су студије које то доказују (24,120,121,122). Последица тога је повећан контактни притисак на нивоу пателофеморалног (123) и медијалног компартмана (124).

Значајан је и рад групе аутора Thomas J. Gill et al. (125) који су у кадаверичној студији испитивали и упоређивали контактни притисак у пателофеморалном зглобу. Упоређивали су притисак код здравог, зглоба са покиданим LCP-ом и зглоба након реконструктивне операције. Резултат је јасно показао повећање контактеног притиска на нивоу пателофеморалног зглоба код недостатака LCP-а. Након реконструкције лигамента (при чему је коришћен графт Ахилове тетиве) дошло је до смањења контактеног притиска на нивоу пателофеморалног зглоба, али не на физиолошки ниво неповређеног зглоба (125). Закључак аутора је био да даље треба усавршавати саму реконструктивну технику, јер постојећа не враћа нормалну кинематику зглоба.

Овим радом такође је јасно показано да након повреде LCP-а долази до оштећења медијалног и пателофеморалног компартмана зглоба. Код пацијената у студији нису евидентирани радиографски знаци артрозе, али је артроскопски преглед показао оштећења I-II степена по Outerbridge-у, доминантно у медијалном и пателофеморалном компартману. Контролни артроскопски прегледи нису рађени како би се пратило стање хрскавице након стабилизације зглоба, док на контролним RTG снимцима за сада нема знакова пропадања зглоба. Потребан је дужи временски период праћења како бисмо одговорили на питање да ли ће урађена реконструктивна операција спречити убрзано пропадање зглоба – gonarthrosis.

Пацијенти су након операције и рехабилитације углавном били задовољни резултатом лечења. То је потврдио Lysholm клинички скор за колена где се показало статистички значајно побољшање након оперативног лечења. Преоперативно просечна вредност скорa била је  $45.92 \pm 5.6$  (39-55), а након годину дана од интервенције  $85.92 \pm 8.898$  (65-95). У једној од највећих студија која се бави резултатима оперативног лечења раскида LCP-а аутора Young-Мо Kim et al. примећен је дизбаланс између задовољства пацијената и објективног клиничког статуса (114). У том раду обрађено је 10 студија где су се пратили резултати оперативног лечења ове повреде (115, 126, 127, 128, 129, 130, 131, 132, 133, 134). Најчешћи скор који је коришћен у наведеним студијама за процену субјективног статуса је Lysholm-ов скор за колена. Преоперативне вредности скорa кретале су се од 55 до 67, док су се завршне вредности након оперативног лечења кретале у вредности од 81 до 100 (114). Од укупног броја оперативно лечених пацијената три четвртине се вратило на функционални ниво пре повреде (114). Објективно измерена стабилност колена након операције у овом раду није дала баш тако задовољавајући резултат, без обзира на оперативну технику.

У претходно поменутом раду, као и у овој студији, пада у очи да су много бољи резултати клиничког скорa који мери задовољство пацијената него резултат објективно измерене стабилности након хируршке интервенције. Поставља се питање да ли ова реконструктивна операција може да врати потребну стабилност зглоба која даје нормалну кинематику. Разлика у објективном клиничком статусу и субјективном осећају пацијента може да нас завара. Познато је да пацијенти најчешће задњу нестабилност не наводе као неку велику тегобу. Клинички тестови, као и комерцијални уређаји за мерење нестабилност КТ1000 и КТ2000, мере статичку стабилност која настаје у миру. Овим мерењем се не могу проценити активни стабилизатори – мишићи а не може се измерити ни стабилност колена у различитим положајима и позицијама које тај зглоб заузима током нормалног хода под дејством сила који се јављају током хода. Нестабилност која се јавља приликом кретања и промене у контактном притиску на зглобним површинама које тако настају узрок су раном дегенеративном пропадању (135). Процена ове динамичке нестабилности која настаје у току хода много је битнија за предвиђање даље судбине коленог зглоба. Бројне кадаверичне студије које пружају могућност мерења сила које делују на колено, као и контактнoг притиска на зглобним површинама, такође не могу да симулирају природно оптерећење које настаје *in vivo* када је колено оптерећено гравитационом силом и снагом мишића.

Прецизно мерење кинематике зглоба у току хода је велики изазов којим се у задње време бави биомедицинско инжењерство. Описане су бројне технике које за дијагностику користе СТ, MRI или RTG снимке у току хода, чијом анализом се процењује тибео-феморални однос у свим фазама покрета и анализира кинематика колена (136,137,138,139,140). Једна од најчешће коришћених техника анализе динамичке нестабилности колена је флуороскопска техника. Систем се састоји од 2 флуороскопа постављена у простору ортогонално, при чему они могу бити мобилни или фиксни. Резултати оваквог мерења обрађују се у рачунару посебним софтвером. Добијени резултати померања зглобних површина су јако прецизни, јер се добијају директним мерењем промена положаја коштаних компоненти зглоба. Праћење динамичке активности, као што је кретање фиксним системом, захтева стално кориговање позиције рендген апарата, како би објекат снимања (колено) увек био видљив. То за последицу има понекад нејасне, замућене снимке. Усавршавањем овог система добили смо мобилне флуороскопске технике које захтевају доста компликоване велике апаратуре, али су знатно прецизније и дозвољавају већу слободу

кретања испитаника (141). Велики недостатак овог мерења свакако је висока доза рендгенског зрачења коме су изложени испитаници, као и компликована и веома скупа опрема. Ова техника се данас углавном користи само у експерименталне и научне сврхе.

Системи засновани на постављању маркера на екстремитет и рецептора који прате позицију тих маркера у простору у тзв. лабораторији хода такође су један од начина проучавања кретања, који је данас врло актуелан (142,143). На овај начин добијени подаци о позицији маркера дефинишу просторну позицију компонената коленог зглоба. Анализом овако добијених података могу се индиректно одредити параметри кретања. Сама техника има значајне предности јер омогућује брзо детектовање промене позиције маркера тј. екстремитета у простору и времену, као и велику слободу кретања испитаника која се може регистровати. Наравно, њена највећа предност је то што је потпуно нешкодљива, сама апаратура није компликована, није скупа и лако се може поставити у било који простор. Као главни недостатак наводи се одређена непрецизност због могућег померања маркера који је фиксиран за кожу, те се померање коштаних компонената зглоба мери индиректно. Једна од најзначајнијих студија која проучава кинематиком здравог колена на описани начин је и студија Lennart et al. (144). Ова студија проучава покрет здравог зглоба колена у три анатомске равни током једанаест различитих моторних задатака. Циљ је био да се добије образац кретања зглоба колена за сваки моторни задатак, као и да се упореди тај резултат са подацима добијеним другим начинима мерења. Закључак је био да овај начин проучавања кинематике колена даје јасан, репродуктибилан резултат, са типичним обрасцем за сваки моторни задатак који је упоредив са налазима других система за мерење (43,137,145,). Препорука је аутора да систем треба даље усавршавати за потребе дијагностике и проучавања патолошких стања у зглобу (144).

У овом раду је коришћен OptiTrack 3D систем за анализу циклуса хода подешен за праћење и процену биомеханике колена. Такав систем у свом раду користила је и група аутора на челу са Carse B., где су упоређивали добијене резултате са резултатима других познатијих система на тржишту (146). Показали су да је OptiTrack 3D систем за анализу покрета пружио маркерску тачност и поузданост праћења са задовољавајућом прецизношћу, као и много скупљи и познатији системи на тржишту (Vicon 612 and Vicon MX) (146).

У овом раду проучавана су и праћена два моторна обрасца, уз стално поређење здравог и нестабилног колена. Први образац је ход по равном – праволинијски, а други је ход низ степенице. Познавајући биомеханику колена и улогу LCP-а, а на основу тегоба које су имали пацијенти када се крећу низ степенице, претпоставка је била да је то моторни образац који ће најпре показати промене настале услед недостатка овог лигамента.

Резултати су разматрани у зависности од фазе циклуса хода (стајање, односно њихање) за ход по праволинијској путањи, док су при силаску низ степенице разматране две фазе ослонца и фаза њихања. Параметри који су праћени и анализирани су средње вредности антеро-постериорне и медио-латералне трансације, као и ротација тибије у односу на фемур.

Карактеристике покрета добијених поменутих мерењем кретања здравог колена праволинијски на равној подлози по фазама су:

- Фаза стајања: померања тибије су занемарљиво мала у антериорно-постериорном и медио-латералном правцу, док се она из позиције унутрашње ротације полако доводи у неутралну позицију, а затим и у спољашњу ротацију како се оптрећење повећава и исправља колено.
- Фаза њихања: у почетном делу фазе њихања антериорна трансација, као и интерна ротација тибије достигла је свој локални максимум, након чега наступа постериорно померање тибије и њена екстерна ротација. Медијално-латерална трансација је занемарљиво мала.

Појава унутрашње ротације тибије у флексији колена као и спољашње ротације са екстензијом, позната као „ротације у пару” из биомеханичких студија (25,144), потврђена је овим мерењем. Код здравог, стабилног колена медио-латерална и предње-задња померања тибије су минимална, што се може проценити и описаним клиничким тестовима, а потврђено је и овим мерењем у лабораторији хода.

Мерења на здравом зглобу приликом силаска низ степенице показала су:

- Фаза ослонца 1: минимално антериорно-постериорно и медио-латерално померање тибије, док је интерна ротација у стандардним вредностима.

- Фаза њихање: у почетној фази тибија је померена напред и унутра ротирана, а како екстремитет прелази у екстензију долази до повлачења тибије назад и екстерне ротације. Медијално-латерална транслација варира око своје стандардне вредности.
- Фаза ослонца 2: медијално-латерална транслација и даље варира око своје стандардне вредности као и антеро-постериорно померање. У почетној фази ослонца тибија је ротирана унутра, да би са исправљањем колена и повећањем оптерећења она ротирала упоље.

Анализом добијених резултата кретања здравог зглоба колена видимо да се они не разликују пуно, без обзира на моторни образац по ком се кретао пацијент (равна подлога, силазак низ степенице). Тај константан однос између тибије и фемура у свим фазама покрета који одржава лигаментарни апарат потпомогнут активним стабилизаторима представља динамичку стабилност зглоба. Овако добијен образац покрета здравог зглоба колена може се користити за упоређивање са покретима код нестабилног зглоба (145,146).

Резултати мерења екстремитета са оштећењем задњег укрштеног лигамента при ходу праволинијски по равној подлози показали су:

- Фаза стајања: како се повећава оптерећење на ослоњени екстремитет, тибија се све више повлачи постериорно, а такође је изражен и повећана вредност њене екстерне ротације.
- Фаза њихања: са флексијом колена тибија наставља постериорно померање и започиње своју интерну ротацију. При екстензији зглоба колена тибија се враћа у своју нормалну позицију и започиње спољашњу ротацију.

Резултати мерења екстремитета са оштећењем задњег укрштеног лигамента при ходу низ степенице:

- Фаза ослонца 1: показује измењен образац покрета, пре свега при повећању ослонца долази до неравномерног постериорног померања тибије уз изражене нестабилности у медијално-латералном правцу, са великом екстерном ротацијом тибије која превазилази уобичајене вредности.

- Фаза њихања: карактерише се наглим антериорним померањем тибије, нестабилношћу у медијално-латералном правцу и приближно константном вредношћу ротације тибије.
- Фаза ослонца 2: још више је изражено задње померање тибије која задржава нестабилан положај, повећану екстерну ротацију и изузетно изражену нестабилност у медијално-латералном правцу.

Упоређујући ове обрасце покрета добијене OptiTrack 3D систем код здравог и повређеног зглоба јасно је да је шема покрета поремећена. Изражена је задња нестабилност приказана кроз задње померање тибије у фази ослонца као и повећана спољашња ротација тибије у фази ослонца код нестабилног зглоба. Ови поремећаји динамичке стабилности су нарочито изражени при ходу низ степенице, поготову у другој фази ослонца.

Статистичком анализом средњих вредности добијених измерених помака, користећи Вилкоксонов тест, показано је да постоји значајна разлика између здравог и болесног колена, односно болесног и оперисаног колена у погледу антериорно-постериорне транслације и интерно-екстерне ротације током хода у фази стајања. У фази њихања значајна разлика и даље постоји код истих парова који се пореде за случај антериорно-постериорне транслације, док у случају интерно-екстерне ротације резултати нису показали значајност. Ово се може повезати са релаксираношћу мишићних група на екстремитету у фази њихања. Међутим, у овој фази долази до значајне разлике у медијално-латералном правцу између здравог и болесног колена, односно болесног и оперисаног колена.

Када је реч о задатку силаска низ степенице при првом ослонцу, иако постоји нестабилност, она није статистички значајна између упоредних група за параметре антериорно-постериорне и медијално-латералне транслације, али постоји значајна спољна ротација код повређеног зглоба. Наведени феномен може се повезати са мировањем пацијента пре самог извршења задатка и жељом да се активношћу мишића исконтролише и учврсти зглоб.

У фази њихања при силаску низ степенице резултати статистичких тестова се поклапају са резултатима тестова у фази њихања током хода по равној подлози.

При другом ослоњу током силаска низ степенице нестабилност достиже прави облик, те постоји значајна разлика за оперисано и болесно колено и за здраво и болесно колено при антериорно-постериорној транслацији, односно између болесног и оперисаног колена при медијално-латералној транслацији. Ово се може повезати са немогућношћу подсвесног контролисања покрета активацијом појединих мишићних група. Значајна разлика не постоји при интерно-екстерној ротацији, а томе је узрок вертикалност тибије, односно пун ослонац у стопалу.

Бројне су биомеханичке студије које показују улогу LCP-а у предње-задњој транслацији тибије (117,120,121,122,124). Ипак не треба заборавити ни њену улогу у медиолатералној и ротаторној стабилности (147). Клиничка процена стабилности након повреде и оперативног лечења такође се врши на основу степена задњег померања тибије. Група аутора Guoan Li et al. су у својој биомеханичкој студији на кадаверима показали да при оштећењу LCP-а долази до повећања задње транслације тибије, али такође и њене екстерне ротације, те да се та нестабилност повећава са степеном флексије колена (148).

Како се и задња нестабилност повећава са флексијом колена, очекивано је да ће она више бити изражена при ходу низ степенице када долази до већег савијања зглоба. Први пут је то објективно измерила група аутора Shinichiro I. et al. у свом раду где су код 14 испитаника са изолованим раскидом LCP-а мерили задњу нестабилност тибије флуороскопском техником (111). То је било први пут да се ова техника користи за процену динамичке нестабилности колена, али нису били у могућности да прате то померање кроз цео циклус хода (111).

Дуго се сматрало да недостатак задње укрштене везе не даје велике тегобе у свакодневним животним активностима. У клиничкој пракси, а и према подацима из литературе, показало се да су тегобе најчешће везане за силазак низ степенице и при ходу низбрдо (149). Мерењем померања зглобних крајака у овој студији такође је показана нестабилност приликом силаска низ степенице, нарочито приликом другог корака, када је колено савијено и када је LCP под највећим оптерећењем. Такође је показано да постоји и ротаторна компонента нестабилности, која се исто повећава са флексијом колена. Један од ретких радова који на сличан начин проучава динамичку нестабилност колена, користећи камере и маркере, аутора Shinichiro I. et al., потврђује



изражену задњу нестабилност при силаску низ степенице (150). У том раду није праћена ротаторна стабилност колена.

Група аутора Наоуа О. ет ал., проучавајући биомеханику зглоба након раскида ЛСР-а, покушава да објасни зашто ови пацијенти немају велике тегобе (151). Они су у свом раду показали промене у задњој транслацији и спољашњој ротацији тибије у току хода по равној подлози. Та динамичка нестабилност, детектована камерама и маркерима, није била толико велика колико се очекивало на основу клиничког прегледа и РТГ стрес дијагностике. Колено се прилагођава новонасталој ситуацији и покушава да се на неки начин стабилизије. Дата су два објашњења: прво, променом ротације се смањује задња нестабилност и друго, повећаном активношћу квадрицепса компензује се недостатак ЛСР-а. Примећено је да се код ове повреде смањује унутрашња ротација тибије, а да долази до повећања спољашње ротације, што смањује њену задњу транслацију. Такође је показано да у току хода у истој фази покрета долази до раније контракције квадрицепса на болесној у односу на здраву ногу, чиме се спречава задње померање тибије.

Резултати мерења екстремитета након реконструктивне операције задњег укрштеног лигамента при ходу по праволинијској путањи:

- Фаза стајања: кретања тибије налазе се у границама екстремитета са здравим задњим укрштеним лигаментом. При иницијалном контакту стопала са тлом тибија заузима постериорни положај који је приближно константан током комплетне фазе стајања, медијално-латерална транслација има занемарљива померања око свог неутралног положаја. Вредности интерно-екстерне ротације такође су смањене.
- Фаза њихања: вредности антериорно-постериорног и медио-латералног померања су у стандардним границама као и здраво колено. Примећена је већа спољна ротација у завршној фази циклуса хода.

Резултати мерења екстремитета након реконструктивне операције задњег укрштеног лигамента при силаску низ степенице:

- Фаза ослонца 1: при првом ослонцу на екстремитет тибија има блага померања око неутралног положаја у антериорно-постериорном и медијално-латералном

правцу, такође долази до интерне физиолошке ротације тибиге у стандардним границама.

- Фаза њихања: на почетку њихања долази до благог померања тибиге у anteriорном правцу. Медијално-латерало померање се врши око неутралног положаја тибиге у занемарљивим границама. Екстерна ротација тибиге је у дозвољеним границама. У почетку фазе њихања постоји блага нестабилност у погледу ротације.
- Фаза ослонца 2: Поновни ослонац на реконструисани екстремитет не изазива недозвољена померања. Кретања унутар колена одговарају кретањима при првом ослонцу.

Статистичком анализом добијених вредности, користећи Вилкоксонев тест, показано је да нема значајне разлике у покрету оперисаног и здравог колена. На основу тога могло би се рећи да је након хируршке интервенције биомеханика оштећеног зглоба враћена у физиолошке границе. Овај резултат је изненађујуће добар, с обзиром да смо код 50% пацијената клиничким тестирањем дијагностиковали одређени степен задње нестабилности. Ова динамичка стабилност се може објаснити компензаторним механизмом стабилизације зглоба. Пре свега се мисли на активне стабилизаторе – мишиће у регији колена. У току хода они својом активношћу покушавају да учврсте зглоб тако да нестабилност детектована клиничким тестовима не долази до изражаја. Тако је код првог ослонца при ходу низ степенице регистрована нешто већа спољашња ротација тибиге, последица активности *m. quadriceps*-а, која, као што је познато, смањује задњу транслацију платоа и представља један од компензаторних механизма.

На основу овога ни даље се не може са сигурношћу рећи да ли ће реконструкција ЛСР-а вратити нормалну кинематику зглоба која ће спречити ране дегенеративне промене. Повећаном активношћу мишића добијамо динамичку стабилност, али такође се повећава и контактни притисак у зглобу, што на дуже стазе доводи до оштећења зглобних површина (152). Поремећај у ротацији који је овде регистрован доводи до неравномерног и нефизиолошког оптерећења зглобне хрскавице, што има за последицу убрзано пропадање.

Повреда задње укрштене везе и њено лечење много су комплекснији него што то на први поглед изгледа. Пре свега, то је повреда млађе популације и последица је озбиљне трауме где често постоје удружене повреде зглоба. Захваљујући

компензаторним механизмима који су код ових младих пацијената доста јаки, они често немају тегобе након повреде. То не значи да након неког времена због поремећене биомеханике неће доћи до раног пропадања зглоба. С друге стране, постоји велики број различитих оперативних техника који имају за циљ да врате потребну стабилност и нормалну кинематику зглобу. Пацијенти су углавном задовољни након оперативног лечења и њихов квалитет живота је бољи. Стабилност се може измерити на разне начине, као што је показано у овом раду. Стално се тежи проналажењу нове објективне методе која ће решити проблем дијагностике и процене резултата лечења. Ипак, ми још увек немамо објективан начин да проценимо да ли ће кинематика зглоба након операције бити враћена у физиолошке границе.

## 6. ЗАКЉУЧАК

- Резултати ове студије су јасно показали динамичку нестабилност која настаје у колелу са оштећеним задњим укрштеним лигаментом.
- Помоћу тродимензионалног OptiTrack система може се објективно измерити новонастала нестабилност колелна након повреде задње укрштене везе, а добијени резултат је упордив са налазом клиничких тестова за колелно.
- Показан је статистички значајан поремећај кинематике зглоба колелна са недостатком задње укрштене везе – пре свега у повећаној задњој транслацији, медиално-латералне транслације и спољашњој ротацији тибиде, при одређеним фазама хода.
- Након хируршке интервенције кинематика оперисаног зглоба се враћа у границе покрета за здрав зглоб.
- Дијагностикована су почетна оштећења на носећим површинама медијалног и пателофеморалног компартмана зглоба, до којих долази као последица поремећене кинематике.

## 7. ЛИТЕРАТУРА

1. Insall & Scott, Surgery of the knee, fifth edition. New York, Churchill Livingstone 2012. p. 2–45
2. Bonnin M, Amendola A, Bellemans J, MacDonald S. The Knee Joint, Paris, Springer, 2012. p. 5–50
3. Nikolić D. Povrede meniskuligamentarnog aparata kolena. Beograd, 2006.
4. Stephen J, Lumpaopong P, Deehan D. The Medial Patellofemoral Ligament. Am J Sports Med. 2012; 40(8): 1871–1879.
5. Canale T, Beaty J. Campbell's operative arthopaedics. eleventh edition, Philadelphia, Mosby, 2008. p 2396–2414.
6. Hughston J, Eilers A. The role of the posterior oblique ligament in repairs of acute medial collateral ligament tears of the knee. J Bone Joint Surg. 1973; 55(A5) 923-40
7. Muller W. The knee-form, function and ligament reconstruction. Berlin, Springer-Verlag, 1983.
8. Amis A, Gupte C, Bull A, Edwards A. Anatomy of the posterior cruciate ligament and the meniscofemoral ligaments. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2006; 14: 257–263.
9. Girgis FG, Marshall JL, Monajem AR. The cruciate ligaments of the knee joint: anatomical, functional and experimental analysis. ClinOrthop. 1975; 106: 216–231.
10. Sanchez AR, Sugalski MT, La Prade RF. Anatomy and biomechanics of the lateral side of the knee. Sports Med Arthrosc Rev. 2006; 14(1): 2–11.
11. Karlson J. Anatomy is the key. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2010; 18: 1.
12. Della Croce U, Leardini A, Chiari L, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4. Assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. Gait Posture 2005; 21(2): 226–37.
13. Flandry F, Hommel G. Normal Anatomy and Biomechanics of the Knee. Sports Med Arthrosc Rev. 2011; 19: 82–92.
14. Shenoy R, Pastides P.S, Nathwani D. Biomechanics of the knee and TKR. Orthop Trauma. 2013; 27(6): 364–371.
15. Kennedy JC, Weinberg HW, Wilson AS. The anatomy and function of the anterior cruciate ligament. J Bone Joint Surg. 1974; 56-A (2): 223–35.

16. Woo LYS, Fox JR, Sakane M, Livesay AG, Rudy WT, Fu HF. Biomechanics of the ACL: Measurements of in situ force in the ACL and knee kinematics. *The Knee*. 1998; 5: 267–88.
17. Dejour H, Bonnin M. Tibial translation after cruciate ligament rupture. *J Bone Joint Surg*. 1994; 76-B (5): 745–9.
18. Noyes RF, Grood SE, Suntay JW. Three-dimensional motion analysis of clinical stress tests for anterior knee subluxations. *Acta Orthop Scand*. 1989; 60 (3): 308–18.
19. Grood ES, Noyes FR, Butler DL et al. Ligamentous and capsular restraints preventing straight medial and lateral laxity in intact human cadaver knees. *J Bone Joint Surg*. 1981; 63-A (8): 1257–69.
20. Markolf KL, Kochan A, Amstutz HC. Measurement of knee stiffness and laxity in patients with documented absence of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg*. 1984; 66-A (2): 242–53.
21. Amis AA, Dawkins GPC. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg*. 1991; 73-B (2): 260–7.
22. Kennedy JC, Hawkins RJ, Willis RB, Danylchuck KD. Tension studies of human knee ligaments. Yield point, ultimate failure, and disruption of the cruciate and tibial collateral ligaments. *J Bone Joint Surg Am*. 1976; 58:350–355.
23. Marinozzi G, Pappalardo S, Steindler R. Human knee ligaments: mechanical tests and ultrastructural observations. *Ital J Orthop Traumatol*. 1983; 9:231–240.
24. Gollehon DL, Torzilli PA, Warren RF. The role of the posterolateral and cruciate ligaments in the stability of the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am*. 1987; 69:233–242.
25. Amis AA, Bull AMJ, Gupte CM, Hijazi I, Race A, Robinson JR. Biomechanics of the PCL and related structures: Posterolateral, posteromedial and meniscomfemoral ligaments. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc*. 2003; 11: 271–281.
26. Girgis FG, Marshall JL, Al Monajem ARS. The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis. *Clin Orthop*. 1975; 106:216–231
27. Chaffin BD, Andersson GBJ, Martin BJ. *Occupational biomechanics* (3rd ed.). New York: Wiley. 1999.
28. Elliott B. Biomechanics: An integral part of sport science and sport medicine. *Journal of Science and Medicine and Sport*. 1992; 2: 299–310.

29. Cavanagh PR. Biomechanics: Abridge builder among the sport sciences. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1990; 22: 546–57.
30. Gill TJ, DeFrate LE, Wang C, et al. The biomechanical effect of posterior cruciate ligament reconstruction on knee joint function: kinematic response to simulated muscle loads. *Am J Sports Med*. 2003; 31(4):530–536.
31. Li G, Papannagari R, Li M, et al. Effect of posterior cruciate ligament deficiency on in vivo translation and rotation of the knee during weightbearing flexion. *Am J Sports Med*. 2008;36(3):474–479.
32. Gupte CM, Smith A, McDermott ID, Bull AM, Thomas RD, Amis AA. Meniscomfemoral ligaments revisited: anatomical study, age correlation and clinical implications. *J Bone Joint Surg*. 2002; 84:.846-851.
33. Amis A, Gupte C, Bull A, Edwards A. Anatomy of the posterior cruciate ligament and the meniscomfemoral ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2006; 14: 257–263.
34. Knudson D. *Fundamentals of Biomechanics*, Second edition, California State University at Chico, Springer Science+Business Media, 2007.
35. Петровић Савић С: Индентификација, анализа и класификација кретања зглоба колена, Универзитет у Крагујевцу, 2016.
36. Матић А: Анализа хода код пацијената са руптуром предње укрштене везе уз помоћ тродимензионалног OptiTrack система, Универзитет у Крагујевцу, 2016.
37. Bartlett R. *Introduction to Sports Biomechanics. Analysing Human Movement Patterns*. Secend edition, New York, Taylor & Francis e-Library, 2007.
38. La Prade RF, Bollom TS, Wentorf FA, Wills NJ, Meister K. Mechanical properties of the posterolateral structures of the knee. *Am J Knee Surg*. 2005; 33(9): 1386–91.
39. Kramer D, Bahk M, Cascio B, Cosgarea AJ. Posterior knee arthroscopy: anatomy, technique, application. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88(4): 110–21.
40. Pace J, Wahl C. Arthroscopy of the posterior knee compartments: neurovascular anatomic relationships during arthroscopic transverse capsulotomy. *Arthroscopy*. 2010; 26(5): 637–42.
41. Hirschmann MT, Müller W. Complex function of the knee joint: the current understanding of the knee, *Knee Surg Sports Traumatol Arthosc*. 2015; 23: 2780 – 2788.

42. Cooke TDV, Sled EA, Scudamore RA. Frontal plane knee alignment: a call for standardized measurement, *The Journal of Rheumatology*. 2007; 34(9): 1796-801.
43. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wooten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*. 1990; 8(3): 383–92.
44. Luo CF. Reference axes for reconstruction of the knee. *Knee*. 2004; 11:251-7
45. Whittle M.W. *Gait analysis: An Introduction*, Great Britain, Butterworth -Heinemann. 2002.
46. Liu Y, Lu K, Yan S, Sun M, Lester D. K, Zhang K. Gait Phases Varies Over Velocities, *Gait Posture*. 2014;39 (2):756-760.
47. Chamber HG, Sutherland DH. A practical guide to gait analysis. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2002; 10 (3): 222–231.
48. Kuo AD. The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. *Human Movement Science*. 2007; 26, 617–656.
49. Hughston J. C, Bowden J. A, Andrews J. R, Norwood L. A. Acute tears of the posterior cruciate ligament: Results of operative treatment. *J.B.J.S. (Am)*. 1980; 62: 438–450.
50. Jari S, Shelbourne K. D. Nonoperative or Delayed Surgical Treatment of Combined Cruciate Ligaments and Medial Side Knee Injuries. *Sports Medicine and Arthroscopy Rev*. 2001; 9: 185–192.
51. Miyasaka KC, Daniel DM. The incidence of knee ligament injuries in the general population. *Am J Knee Surg*. 1991; 4: 3–8.
52. Fanelli GC. Posterior cruciate ligament injuries in trauma patients. *Arthroscopy*. 1993; 9:291–294.
53. Clancy WG, Sutherland TB. Combined posterior cruciate ligament injuries. *Clin Sports Med*. 1994; 13:629–647.
54. Fanelli GC, Edson CJ. Posterior cruciate ligament injuries in trauma patients: part II. *Arthroscopy*. 1995; 11:526–529.
55. Geissler WB, Whipple TL. Intraarticular abnormalities in association with posterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med*.1993; 21:846–849.
56. Hamada M, Shino K, Mitsuoka T, Toritsuka Y, Natsu-Ume T, Horibe S. Chondral injury associated with acute isolated posterior cruciate ligament injury. *Arthroscopy*. 2000; 16:59–63.



57. Wascher DC, Dvirnak PC, DeCoster TA. Knee dislocation: Initial assessment and implications for treatment. *J Orthop Trauma*. 1997; 11: 525–529.
58. Schulz M, Russe K, Weilder A, Eichhorn H, Strobel M. Epidemiology of posterior cruciate ligament injuries. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2003; 123:186–191.
59. Fowler PJ, Messieh SS. Isolated posterior cruciate ligament injuries in athletes. *Am J Sports Med*. 1987; 15:553–557.
60. Margheritini F, Mariani PP. Diagnostic evaluation of posterior cruciate ligament injuries. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2003;11(5): 282–288.
61. Christopher M. LaPrade, David M. Civitarese, Matthew T. Rasmussen , Robert F. Emerging Updates on the Posterior Cruciate Ligament: A Review of the Current Literature. *Am J Sports Med*. 2015; 43(12): 3077–92.
62. Shelbourne KD, Davis TJ, Patel DV. The natural history of acute, isolated, nonoperatively treated posterior cruciate ligament injuries. A prospective study. *Am J Sports Med*. 1999; 27:276–283.
63. Covey DC, Sapega AA. Injuries to the posterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am*. 1993;75:1376–1386.
64. Miller MD, Harner CD, Kashiwaguchi S. Acute posterior cruciate ligament injuries, in Fu FH, Harner CD, Vince KG (eds): *Knee Surgery*. Volume 1. Baltimore, Williams & Wilkins, 1994;749–768.
65. Ronald McRae. *Clinical orthopaedic examination*. Edinburgh , Churchill Livingstone, 2010.
66. Holden JP, Orsini JA, Siegel KL, Kepple TM, Gerber LH, Stanhope SJ. Surface movements errors in shank kinematics and knee kinetics during gait. *Gait and Posture* 1997; 3: 217–27.
67. Dejour D, Ntagiopoulos PG, Saggin PR, Panisset JC. The diagnostic value of clinical tests, magnetic resonance imaging, and instrumented laxity in the differentiation of complete versus partial anterior cruciate ligament tears. *Arthroscopy*. 2013; 29(3); 491–9.
68. Owens CT. Posteromedial pivot shift of the knee: a new test for rupture of the posterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg*. 1994; 76-A (4): 532–9.

69. Huber FE, Irrgang JJ, Harner C, Lephart S. Intratester and intertester reliability of the KT-1000 arthrometer in the assessment of posterior laxity of the knee. *Am J Sports Med.* 1997; 25:479–485.
70. Good L, Johnson RJ. The dislocated knee. *J Am Acad Orthop Surg.* 1995; 3:284–292
71. Jackman T, LaPrade RF, Pontinen T, Lender PA. Intraobserver and interobserver reliability of the kneeling technique of stress radiography for the evaluation of posterior knee laxity. *Am J Sports Med.* 2008;36(8):1571–1576.
72. Lubowitz JH, Bernardini BJ, Reid JB III. Current concepts review: comprehensive physical examination for instability of the knee. *Am J Sports Med.* 2008;36(3):577–594.
73. Fischer SP, Fox JM, Del Pizzo W. Accuracy of diagnoses from magnetic resonance imaging of the knee. A multi-center analysis of one thousand and fourteen patients. *J Bone Joint Surg.* 1991; 73A: 2–10.
74. Laoruengthana A, Jarusriwanna A. Sensitivity and specificity of magnetic resonance imaging for knee injury and clinical application for the Naresuan University Hospital. *J Med Assoc Thai.* 2012; 95(110):151–157.
75. Christopher D, Hoher J. Evaluation and treatment of posterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med.* 1998; 26(3):471–482.
76. Jung TM, Reinhardt C, Scheffler SU, Weiler A. Stress radiography to measure posterior cruciate ligament insufficiency: a comparison of five different techniques. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006;14(11):1116–1121.
77. Jacobi M, Reischl N, Wahl P, Gautier E, Jakob RP. Acute isolated injury of the posterior cruciate ligament treated by a dynamic anterior drawer brace: a preliminary report. *J Bone Joint Surg Br.* 2010; 92(10):1381–1384.
78. Parolie JM, Bergfeld JA. Long-term results of nonoperative treatment of isolated posterior cruciate ligament injuries in the athlete. *Am J Sports Med.* 1986; 14:35–38.
79. Boynton M, Tietjens B. Long-term follow-up of the untreated isolated posterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med.* 1996; 24:306–310.
80. Sanders T, Pareek A, Barrett I, Kremers M, Bryan A, Stuart M, Levy B, Krych A. Incidence and long-term follow-up of isolated posterior cruciate ligament tears. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2016; doi:10.1007/s00167-016-4052-y.

81. Keller P, Shelbourne D, McCarroll J, Rettig A. Nonoperatively treated isolated posterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med.* 1993; 21:132–136.
82. Covey DC, Sapega AA, Sherman GM. Testing for isometry during reconstruction of the posterior cruciate ligament. Anatomic and biomechanical considerations. *Am J Sports Med.* 1996; 24: 740–6.
83. Dejour H, Walch G, Peyrot J. The natural history of rupture of the posterior cruciate ligament [in French]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1988; 74: 35–43.
84. Rigby JM, Porter KM. Posterior cruciate ligament injuries *Trauma.* 2010; 12: 175–181.
85. Jung YB, Tae SK, Lee YS, et al. Active non-operative treatment of acute isolated posterior cruciate ligament injury with cylinder cast immobilization. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2008; 16:729–33.
86. Jung YB, Kwon YS, Jin WJ, Kim TH, Lee TJ. Healing potential of transected posterior cruciate ligament of the rabbit. *J Korean Knee Soc.* 2002; 14:90–101.
87. Shelbourne KD, Jennings RW, Vahey TN. Magnetic resonance imaging of posterior cruciate ligament injuries: assessment of healing. *Am J Knee Surg.* 1999; 12:209–213
88. Jacobi M, Reischl N, Wahl P. Acute isolated injury of the posterior cruciate ligament treated by a dynamic anterior drawer brace. *Bone Joint Surg [Br].* 2010;92(B):1381–4.
89. Barrett GR, Savoie FH. Operative management of acute PCL injuries with associated pathology: Long-term results. *Orthopedics.* 1991;14: 687–692.
90. Pournaras J, Symeonides PP. The results of surgical repair of acute tears of the posterior cruciate ligament. *Clin Orthop* 1991; 267: 103–107.
91. Bianchi M. Acute tears of the posterior cruciate ligament: Clinical study and results of operative treatment in 27 cases. *Am J Sports Med.* 1983; 11: 308–314
92. Schulte KR, Chu ET, Fu FH. Arthroscopic posterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Sports Med.* 1997; 16: 145–156.
93. Fanelli GC, Edson CJ: Arthroscopically assisted combined anterior and posterior cruciate ligament reconstruction in the multiple ligament injured knee: 2- to 10-year follow-up. *Arthroscopy.* 2002; 18: 703–714.
94. Stannard J, Riley R, Sheils T, McGwin G. Anatomic Reconstruction of the Posterior Cruciate Ligament after Multiligament Knee Injuries. *Am J Sports Med.* 2003; 31(2): 196–202.

95. Berg EE. Posterior cruciate ligament tibial inlay reconstruction. *Arthroscopy* 1995; 11:69–76.
96. Miller MD, Gordon WT. Posterior cruciate ligament reconstruction: Tibial inlay techniques - principles and procedure. *Oper Tech Sports Med.* 1994; 7:127–133.
97. Clancy WG, Bisson LJ. Double tunnel techniques for reconstruction of the posterior cruciate ligament *Oper Tech Sports Med.* 1999; 110–117.
98. Whiddon DR, Zehms CT, Miller MD, Quinby JS, Montgomery SL, Sekiya JK. Double compared with single-bundle open inlay posterior cruciate ligament reconstruction in a cadaver model. *J Bone Joint Surg Am.* 2008; 90:1820–1829.
99. Christel P. Basic principles for surgical reconstruction of the PCL in chronic posterior knee instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003; 11:289–296.
100. Li G, Van de Velde SK, Bingham JT. Validation of a non-invasive fluoroscopic imaging technique for the measurement of dynamic knee joint motion. *J Biomech.* 2008;41(7):1616–1622.
101. Tashman S, Araki D. Effects of anterior cruciate ligament reconstruction on in vivo, dynamic knee function. *Clin Sports Med.* 2013;32(1):47–59.
102. Kadaba M.P, Ramakrishnan H.K, Wooten M.E. Measurement Of Lower Extremity Kinematics During Level Walking, *J Orthop Res.* 1990;8 (3): 383–392.
103. Georgolius A.D, Ristanis S, Moraiti C, Mitsou A, Bernard M, Stegiou N. Three – Dimensional Kinematics Of The Tibiofemoral Joint In ACL-Deficient And Reconstructed Patients Shows Increased Tibial Rotation. *Oper Tech Orthop.* 2005; 15 (1) 49–56.
104. Kvist J, Good L, Tagesson S. Changes In Knee Motion Pattern After Anterior Cruciate Ligament Injury – A Case Report. *Clin Biomech.* 2007; 22 (5) 551–556.
105. Scanlan S.F, Chaudhari A.M.W, Dzrbz C.O, Andriacchi T.P. Differences In Tibial Rotation Walking In ACL Reconstructed And Healthy Knees. *J Biomech.* 2010; 43 (9) 1817–1822.
106. Guoan Li, Ramprasad Papannagari, Meng Li, Jeffrey Bingham, Kyung W. Nha, Dain Allred, and Thomas Gill. Effect of Posterior Cruciate Ligament Deficiency on In Vivo Translation and Rotation of the Knee During Weightbearing Flexion. *Am J Sports Med.* 2008; 36, 474–479.

107. Kanu G, Scott T, Joon H. W, Kang L, Xudong Z, Christopher H. In Vivo Analysis of the Isolated Posterior Cruciate Ligament–Deficient Knee During Functional Activities. *Am J Sports Med.* 2012;40, 777–785.
108. Outerbridge RE. The etiology of chondromalacia patellae. *J. Bone Joint Surgery.* 1961;43, 752–757.
109. Javier V, Francisco F. Knee chondral injuries: Clinical treatment strategies and experimental models. *Injury.* 2012;43, 694–705.
110. Lysholm J, Gillquist J. Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. *Am J Sports Med.* 1982; 10:150–4.
111. Shinichiro I, Yasunori S, Takeo N. Dynamic instability during stair descent in isolated PCL-deficient knees: what affects abnormal posterior translation of the tibia in PCL-deficient knees?. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007; 15, 705–711.
112. Stevanović V, Blagojević Z, Petković A, Glišić M. Semitendinosus tendon regeneration after anterior cruciate ligament reconstruction: can we use it twice? *Int Orthop.* 2013; 37(12):2475–81.
113. Edson CJ, Fanelli GC, Beck JD. Postoperative rehabilitation of the posterior cruciate ligament. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2010; 18(4):275–279.
114. Young-Mo Kim, Cassandra A. Lee, Matthew J. Matava. Clinical Results of Arthroscopic Single-Bundle Transtibial Posterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med.* 2011; 39(2): 425–34.
115. MacGillivray JD, Stein BE, Park M, Allen AA, Wickiewicz TL, Warren RF. Comparison of tibial inlay versus transtibial techniques for isolated posterior cruciate ligament reconstruction: minimum 2-year follow-up. *Arthroscopy.* 2006; 22:320–328.
116. Strobel MJ, Weiler A, Schulz MS, Russe K, Eichhorn HJ. Arthroscopic evaluation of articular cartilage lesions in posterior cruciate ligamentdeficient knees. *Arthroscopy.* 2003; 19:262–268.
117. Geissler WB, Whipple TL. Intra-articular abnormalities in association with posterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med.* 1993; 21:846–849.
118. Clancy WG Jr, Shelbourne KD, Zoellner GB. Treatment of knee joint instability secondary to rupture of the posterior cruciate ligament: Report of a new procedure. *J Bone Joint Surg Am.* 1983; 65: 310–322.

119. Buckwalter JA, Lane NE. Athletics and osteoarthritis. *Am J Sports Med.* 1997; 25: 873–881.
120. Butler DL, Noyes FR, Grood ES. Ligamentous restraints to anteriorposterior drawer in the human knee: A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am.* 1980; 62: 259–270.
121. Fukubayashi T, Torzilli PA, Sherman MF. An in vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee: Tibial displacement, rotation, and torque. *J Bone Joint Surg Am.* 1982; 64: 258–264.
122. Grood ES, Stowers SF, Noyes FR. Limits of movement in the human knee: Effect of sectioning the posterior cruciate ligament and posterolateral structures. *J Bone Joint Surg Am.* 1988; 70: 88–97.
123. Skyhar MJ, Warren RF, Ortiz GJ. The effects of sectioning of the posterior cruciate ligament and the posterolateral complex on the articular contact pressures within the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 1993; 75:694–699, 1993.
124. MacDonald P, Miniaci A, Fowler P. A biomechanical analysis of joint contact forces in the posterior cruciate deficient knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1996; 3: 252–255.
125. Thomas G, Louis E. D, Conrad W, Christopher T. C, Shay Z, Bertram Z, Guoan Li. Reconstruction on patellofemoral contac pressures in the knee joint under simulated muscle loads. *Am J Sports Med.* 2004; 32(1): 109–115.
126. Chan YS, Yang SC, Chang CH. Arthroscopic reconstruction of the posterior cruciate ligament with use of a quadruple hamstring tendon graft with 3- to 5-year follow-up. *Arthroscopy.* 2006;22:762–770.
127. Houe T, Jorgensen U. Arthroscopic posterior cruciate ligament reconstruction: one- vs. two-tunnel technique. *Scand J Med Sci Sports.* 2004; 14:107–111.
128. Li B, Wen Y, Wu H, Qian Q, Wu Y, Lin X. Arthroscopic single-bundle posterior cruciate ligament reconstruction: retrospective review of hamstring tendon graft versus LARS artificial ligament. *Int Orthop.* 2009;33(4):991–961.
129. Mariani PP, Adriani E, Santori N, Maresca G. Arthroscopic posterior cruciate ligament reconstruction with bone-tendon-bone patellar graft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1997; 5:239–244.

130. Sekiya JK, West RV, Ong BC, Irrgang JJ, Fu FH, Harner CD. Clinical outcomes after isolated arthroscopic single-bundle posterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*. 2005; 21:1042–1050.
131. Seon JK, Song EK. Reconstruction of isolated posterior cruciate ligament injuries: a clinical comparison of the transtibial and tibial inlay techniques. *Arthroscopy*. 2006; 22:27–32.
132. Wang CJ, Chan YS, Weng LH, Yuan LJ, Chen HS. Comparison of autogenous and allogeneous posterior cruciate ligament reconstructions of the knee. *Injury*. 2004; 35:1279–1285.
133. Wu CH, Chen AC, Yuan LJ. Arthroscopic reconstruction of the posterior cruciate ligament by using a quadriceps tendon autograft: a minimum 5-year follow-up. *Arthroscopy*. 2007;23(4):420–427.
134. Zhao J, Huangfu X. Arthroscopic single-bundle posterior cruciate ligament reconstruction: retrospective review of 4- versus 7-strand hamstring tendon graft. *Knee*. 2007;14(4):301–305.
135. Setton LA, Elliott DM, Mow VC. Altered mechanics of cartilage with osteoarthritis: human osteoarthritis and an experimental model of joint degeneration. *Osteoarthritis Cartilage*. 1999; 7:2–14..
136. Asano T, Akagi M, Tanaka K, et al. In vivo three-dimensional knee kinematics using a biplanar image-matching technique. *Clin Orthop*. 2001; 388:157–166.
137. Komistek RD, Dennis DA, Mahfouz M. In vivo fluoroscopic analysis of the normal human knee. *Clin Orthop*. 2003;410:69–81..
138. Nakagawa S, Kadoya Y, Todo S. Tibiofemoral movement 3: full flexion in the living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg Br*. 2000;82:1199–1200.
139. Todo S, Kadoya Y, Moilanen T. Anteroposterior and rotational movement of femur during knee flexion. *Clin Orthop*. 1999; 362:162–170.
140. You BM, Siy P, Anderst W. In vivo measurement of 3-D skeletal kinematics from sequences of biplane radiographs: application to knee kinematics. *IEEE Trans Med Imaging*. 2001; 20:514–525.
141. Grieco TF, Sharma A, Komistek RD, Cates HE. Single Versus Multiple-Radii Cruciate-Retaining Total Knee Arthroplasty: An In Vivo Mobile Fluoroscopy Study. *J Arthroplasty*. 2016; 31(3): 694–701.

142. Andriacchi TP, Alexander EJ, Toney MK. A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics. *J Biomech Eng.* 1998;120(6): 743.
143. Andriacchi TP. Functional analysis of pre and post-knee surgery: total knee arthroplasty and ACL reconstruction. *J Biomech Eng* 1993; 115(4B): 575.
144. Lennart S, Alberto L, Pius D. W, Laurent C, Barbara C, Johan B, Kaat D. Three-Dimensional Knee Kinematics by Conventional Gait Analysis for Eleven Motor Tasks of Daily Living: Typical Patterns and Repeatability. *Journal of Applied Biomechanics.* 2013; 29: 214–228.
145. Schache AG, Baker R, Lamoreux LW. Defining the knee joint flexion-extension axis for purposes of quantitative gait analysis: an evaluation of methods. *Gait Posture.* 2006; 24(1):100–109.
146. Carse B, Meadows B, Bowers R, Rowe P. Affordable clinical gait analysis: An assessment of the marker tracking accuracy of a new low-cost optical 3D motion analysis system. *Physiotherapy.* 2013;99(4):347–351.
147. Jonsson H, Karrholm J . Three-dimensional knee kinematics and stability in patients with a posterior cruciate ligament tear. *J Orthop Res.* 1999;17:185–91.
148. Guoan Li ,Thomas J, Gill , Louis E. D, Shay Z, Vaida G, Bertram Z. Biomechanical consequences of PCL deficiency in the knee under simulated muscle loads-an in vitro experimental study. *J Orthop Res.* 2002; 20:887–892.
149. Dandy DJ, Pusey RJ. The long-term results of unrepaired tears of the posterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg [Br].* 1982; 64:92–95.
150. Shinichiro I, Yasunori S, Takeo N, Hideo M, Toshiro O, Thomas A, Yoshiaki T. Clinical disability in posterior cruciate ligament deficient patients does not relate to knee laxity, but relates to dynamic knee function during stair descending. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007; 15:258–265.
151. Naoya O, Masataka D, Noboru S, Daisuke I, Makoto A, Kazuhiko H, Mitsuo O. Posterior tibial displacement in the PCL-deficient knee is reduced compared to the normal knee during gait. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015; 23:3251–3258.
152. Andriacchi TP, Briant PL, Bevill SL, Koo S. Rotational changes at the knee after ACL injury cause cartilage thinning. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;442:39–44.



## 8. Биографија

Кандидат др Миодраг Глишић рођен је у Чачку, 20.05.1973. год. Основну и средњу школу завршио у родном месту. Медицински факултет Универзитета у Београду завршио 1999. год. Обавио општи медицински стаж на Студенској поликлиници у Београду те положио стручни испит 2001. године. Специјализацију из ортопедија са трауматологијом завршио на Војномедицинској академији 2006. године, оцена на испиту одличан. Стално запослен нау Институту за ортопедско-хирушке болести „Бањица“ од 2007. године. Изабран је у звање Клиничког асистента за ужу научну област Хирургија са анестезиологијом, на изборном већу Медицинског факултета у Београду 24.11.2016. године.

Наставио је свој рада и усавршавање у иностранству на бројним едукационим курсевима: АО школа основни, напредни и експерт курсеви (2007. Порто Карас Грчка, 2008. Балатон Мађарска, 2010. Давос Швајцарска); Zimmer институт: Примарна и ревизиона протеза колена Аустрија 2011.; Дегенеративна обољења колена - експерт састанак Берлин 2012.; Артро фестивал Порторож 2011., Интернационални курс артроскопске хирургије – кадавер курс Љубљана 2013.; Arthrex кадавер курс Минхен 2015.; Oxford partial knee instructional course, Атина, 2016., Reverse shoulder arthroplasty VIII course, Хановер, 2018. У свом раду се посебно бави спортским повредама зглобова пре свега колена, рамена и скочног зглоба као и артроскопском хирушком решавању тих стања.

Своје знање је преносио и на друге колеге те је постао стручни консултант за ортопедију и инструктор артроскопске хирургије у Општој болници „др Драгиша Мишовић“ у Чачак за периоду од 2013. до 2017. године, Институт за здравствену заштиту мајке и детета Србије „Др Вукан Чупић“ у периоду 2015. до 2017. године и у Општа болница у Ужицу почевши од 2017. године.

Активан је члан већег броја домаћих и страних стручних удружења (COTA, СТА, EFORT, ESSKA, АО Trauma Europe, SECEC/ESSSE, ISAKOS).

Објавио је 3 рада на JCR листи, 4 рада индексирана у часопису на MEDLINE-у, 4 рада у изводу међународног скупа као и 25 радова у изводу домаћих скупова.

## 9. Библиографија

1. Glišić M, Blagojević Z, Stevanović V, Ristić B, Matić A. Diagnosis and surgical treatment of the posterior knee instability. *Vojnosanit Pregl.* 2018; 75(3): 281–289. **M23**
2. Stevanović V, Blagojević Z, Petković A, Glišić M. Semitendinosus tendon regeneration after anterior cruciate ligament reconstruction: can we use it twice? *Int Orthop.* 2013; 37(12):2475-81. **M21**
3. Glišić M, Blagojević Z, Ristić B, Stevanović V, Matić A, Jovanović Ž. Discoid Lateral Meniscus – Incidence During Knee Arthroscopy. *Serbian Journal of experimental and clinical research.* 2015; 16(2): 129-134. **M58**
4. Diklić ID, Ganić ZD, Stevanović VB, Crnobarić AS, Glišić M, Blagojević ZB. Fiksacija tuberkuluma kod višedelnih preloma proksimalnog humerusa lečenih hemiartroplastikom. *Acta Chir Iugosl.* 2010; 57 (1): 31 – 4.
5. Blagojević ZB, Crnobarić AS, Stevanović VB, Diklić ID, Glišić M, Ganić Z. Unusual position of bone tunnels in failed ACL reconstruction. *Acta Chir Iugosl.* 2010; 57 (1): 81 – 4
6. Stevanović V, Blagojević Z, Ganić Z, Diklić I, Crnobarić A, Glišić M. Intramedularna fiksacija kod preloma proksimalnog femura: raznovrsnost primene kroz prikaze slučajeva. *Acta Chir Iugosl.* 2010; 57 (1): 35 – 40

# ПРИЛОГ

КЉУЧНА ДОКУМЕНТАЦИЈСКА ИНФОРМАТИКА

УНИВЕРЗИТЕТ У КРАГУЈЕВЦУ  
ФАКУЛТЕТ МЕДИЦИНСКИХ НАУКА У КРАГУЈЕВЦУ

**Редни број:**

РБ

**Идентификациони број:**

ИБР

**Тип документације:**

ТД – Монографска публикација

**Тип записа:**

ТЗ – Текстуални штампани материјал

**Врста рада:**

ВР – Докторска дисертација

**Аутор:**

АУ – Миодраг Глишић

**Ментор/коментор:**

МН – проф. Др Бранко Ристић

**Наслов рада:**

НР - Процена динамичке нестабилности колена код повреде задње укрштене везе помоћу тродимензионалног OptiTrack система

**Језик публикације:**

ЈП – српски/ћирилица

**Језик извода:**

ЈИ – српски/енглески

**Земља публикавања:**

ЗП – Република Србија

**Уже географско подручје:**

УГП – Централна Србија

**Година:**

ГО – 2018. година.

**Издавач:**

ИЗ – Ауторски репринт

**Место и адреса:**

МС – 34000 Крагујевац, Светозара Марковића 69, Република Србија

**Физичи опис рада:**

ФО - 149 страна, 16 табела, 3 графика и 50 слика

**Научна област:**

УДК - Медицина

**Научна дисциплина:**

ДИ - клиничка и експериментална хирургија

**Предметна одредница/ кључне речи**

ПО - задњи укрштени лигамент, нестабилност колена, OptiTrack системом

**Чува се:**

ЧУ - У библиотеци Факултета медицинских наука Универзитета у Крагујевцу

**Важна напомена:**

МН

**Извод:****ИД**

**Увод:** Колено је јединствен зглоб у људском телу по томе што је највећи зглоб, најсложеније анатомске грађе са врло комплексном биомехаником. Покрети у зглобу су јако сложени и састоје се у основи из translације и ротације, а могући су у све три равни простора. Одређени су како геометријом зглобних површина тако и мекоткивним омотачем зглоба. Применом нових техничких достигнућа, пре свега техника снимања и праћења покрета тела и зглобова, пружа нам се могућност да проучавамо биомеханику колена на један нов начин.

**Методологија:** Циљ ове студије је да се коришћењем OptiTrack система, који се састоји од специјализованих инфрацрвених камера високе прецизности и класификационих алгоритама, измере микро покрети у колону, који настају као последица недостатка задњег укрштеног лигамента. Одабрани су пацијенти који имају повреду задње укрштене везе једног колена. Упоредује се биомеханика повређеног колена, са здравим зглобом супротне стране и са истим коленом након хируршке интервенције.

**Резултати:** У овој серији од 16 пацијената било је 13 мушкараца и 3 жене, просечне старости 28.6 година. Упоредујући обрасце покрета добијене OptiTrack системом код здравог и повређеног зглоба јасно је да је шема покрета поремећена. Изражена је задња нестабилност приказана кроз задње померање тибије као и повећана спољашња ротација тибије у фази ослонца код нестабилног зглоба. Користећи Вилкоксонов тест, доказано је да постоји статистички значајна разлика између здравог и болесног колена, у погледу антериорно-постериорне translације и интерно-екстерне ротације. Након хируршке интервенције резултати мерења су показали да је биомеханика зглоба враћена у физиолошке границе.

**Закључак:** Резултати ове студије су јасно показали динамичку нестабилност која настаје у колону са оштећеним задњим укрштеним лигаментом, а која се може објективно измерити OptiTrack системом. Оперативним лечењем ове повреде, покрети колена се враћају у нормалне границе као код здравог зглоба.

**Кључне речи:** задњи укрштени лигамент, нестабилност колена, OptiTrack системом

**Датум прихватања теме од стране ННВ: 25.01.2017. године**  
**ДП**

**Датум одбране:**  
**ДО**

**Чланови комисије:**  
**КО**

1. Доц. др Александар Матић, доцент Факултета медицинских наука Универзитета у Крагујевцу за ужу научну област Хирургија, председник;
2. Проф. др Горан Девеџић, редовни професор Факултета инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу за уже научне области Машинско инжењерство, Производно машинство и Индустриски инжењеринг, члан;
3. Проф. Др Зоран Благојевић, редовни професор Медицинског факултета Универзитета у Београду за ужу научну област Хирургија, члан.

## 8.2. KEY WORDS DOCUMENTATION

UNIVERSITY OF KRAGUJEVAC  
FACULTY OF MEDICAL SCIENCES KRAGUJEVAC

### KEY WORDS DOCUMENTATION

UNIVERSITY OF KRAGUJEVAC  
FACULTY OF MEDICAL SCIENCES KRAGUJEVAC

**Accession number:**

ANO

**Identification number:**

INO

**Documentation type:**

DT - Monographic publication

**Type of record:**

TR - Textual printed material

**Contents code:**

CC - Ph. D. Thesis

**Author:**

AU – Miodrag Glišić

**Menthor/co-mentor**

MN – Professor Branko Ristić, M.D. Ph.D.

**Title:**

TI - Dynamic knees instability evaluation in the injuries of the posterior cruciate ligament using the three-dimensional OptiTrack system

**Language of text:**

LT - Serbian / Cyrillic

**Language of abstract:** Serbian / English

**Country of publication:**

CP - Republic of Serbia

**Locality of publication:**

LP - Central Serbia

**Publication year:**

PY – 2018.

**Publisher:**

PU - Author reprint

**Publication place:**

PP - 34 000 Kragujevac, Svetozara Markovica 69, Republic of Serbia

**Physical description**

PD - 149 pages, 16 tables, 3 graphics, 50 images

**Scientific field:**

SF - Medicine

**Scientific discipline:**

SD Clinical and Experimental Surgery

**Subject/key words:**

SKW - posterior cruciate ligament, knee instability, OptiTrack system

**UDC**

**Holding data:** Library of Faculty of medical sciences, University of Kragujevac,  
Republic  
of Serbia

**Note:**

N



**Abstract:****AB**

**Introduction:** The knee is a unique joint in the human body because it is the largest joint, with the most complex anatomy and very complex biomechanics. The movements in the knee are very complicated and consist essentially of translation and rotation and are possible in all three levels of space. They are determined by the geometry of the articular surfaces and by the soft tissue of the joint. By applying new technical achievements, primarily the technique of recording and monitoring movements of the body and joints, we are able to study the biomechanics of the knee in a new way.

**Methodology:** The aim of this study is to measure the micro-movements in the knee, which result from the lack of the posterior cruciate ligament using the OptiTrack system, which consists of specialized high precision infrared cameras and classification algorithms. Patients who have a rupture of posterior cruciate ligament of one knee were selected. The function of the biomechanics of an injured knee is compared with a healthy joint on the opposite side and with the same knee after surgery.

**Results:** In this 16-patient series, there were 13 males and 3 females, with an average age of 28.6 years. Comparing patterns of motion obtained with the OptiTrack system in a healthy and injured knee, it is clear that the scheme of the movement is disturbed. The posterior instability was expressed through the posterior displacement of the tibia in the support phase of walking, as well as the increased external rotation of the tibia in the support phase in the unstable joint. Using the Wilcoxon signed-rank test, it has been shown that there is a statistically significant difference between healthy and diseased knee, in terms of anterior-posterior translation and internal-external rotation. After surgical intervention, the results of the measurement showed that the biomechanics of the joints were in normal physiological limits.

**Conclusion:** The results of this study clearly demonstrated the dynamic instability that occurs in the knee with posterior cruciate ligament rupture that can be objectively measured by the OptiTrack system. Operative treatment of this knee injury returns movements of the joint in the normal limits as in a healthy one.

**Key words:** posterior cruciate ligament, knee instability, OptiTrack system

**Accepted by the Scientific Board on: 25.01.2017.**

**ASB**

**Defended on:**

**DE**

**Thesis defended board**

**(Degree/name/surname/title/faculty)**

**DB**

1. Assistant Professor, Aleksandar Matic, M.D., Ph.D, Faculty of Medical Sciences, University of Kragujevac, Chairman;
2. Full Professor, Goran Devedzic, M.D, Ph.D, Faculty of Engineering University of Kragujevac, member;
3. Full Professor, Zoran Blagojevic, M.D, Ph.D, Faculty of Medical, University of Belgrade, member;

**ИЗЈАВА АУТОРА О ОРИГИНАЛНОСТИ ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ**

Ја, Миодраг Глишић, изјављујем да докторска дисертација под насловом:

Процена динамичке нестабилности колена код повреде задње укрштене везе помоћу тродимензионалног OptiTrack система

која је одбрањена на \_\_\_\_\_  
Универзитета у Крагујевцу представља *оригинално ауторско дело* настало као резултат *сопственог истраживачког рада*.

Овом Изјавом такође потврђујем:

- да сам *једини аутор* наведене докторске дисертације,
- да у наведеној докторској дисертацији *нисам извршио/ла повреду* ауторског нити другог права интелектуалне својине других лица,
- да умножени примерак докторске дисертације у штампаној и електронској форми у чијем се прилогу налази ова Изјава садржи докторску дисертацију истоветну одбрањеној докторској дисертацији.

У Крагујевцу \_\_\_\_\_, 1.6.2018. године,

\_\_\_\_\_  
потпис аутора

**ИЗЈАВА АУТОРА О ИСКОРИШЋАВАЊУ ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ**

Ја, Миодраг Глишић \_\_\_\_\_,

дозвољавам

не дозвољавам

Универзитетској библиотеци у Крагујевцу да начини два трајна умножена примерка у електронској форми докторске дисертације под насловом:

Процена динамичке нестабилности колена код повреде задње укрштене  
везе помоћу тродимензионалног OptiTrack система

која је одбрањена на \_\_\_\_\_

Универзитета у Крагујевцу, и то у целини, као и да по један примерак тако умножене докторске дисертације учини трајно доступним јавности путем дигиталног репозиторијума Универзитета у Крагујевцу и централног репозиторијума надлежног министарства, тако да припадници јавности могу начинити трајне умножене примерке у електронској форми наведене докторске дисертације путем *преузимања*.

Овом Изјавом такође

дозвољавам

не дозвољавам<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Уколико аутор изабере да не дозволи припадницима јавности да тако доступну докторску дисертацију користе под условима утврђеним једном од *Creative Commons* лиценци, то не искључује право припадника јавности да наведену докторску дисертацију користе у складу са одредбама Закона о ауторском и сродним правима.

припадницима јавности да тако доступну докторску дисертацију користе под условима утврђеним једном од следећих *Creative Commons* лиценци:

- 1) Ауторство
- 2) Ауторство - делити под истим условима
- 3) Ауторство - без прерада
- 4) Ауторство - некомерцијално
- 5) Ауторство - некомерцијално - делити под истим условима
- 6) Ауторство - некомерцијално - без прерада<sup>2</sup>

У Крагујевцу \_\_\_\_\_, \_\_\_\_\_ 1.6.2018. године,

---

потпис аутора

---

<sup>2</sup> Молимо ауторе који су изабрали да дозволе припадницима јавности да тако доступну докторску дисертацију користе под условима утврђеним једном од *Creative Commons* лиценци да заокруже једну од понуђених лиценци. Детаљан садржај наведених лиценци доступан је на: <http://creativecommons.org.rs/>



## Diagnosis and surgical treatment of the posterior knee instability

### Dijagnostika i operativno lečenje zadnje nestabilnosti kolena

Miodrag Glišić\*†, Zoran Blagojević\*†, Vladan Stevanović\*†, Branko Ristić\*‡, Aleksandar Matic\*§

\*Institute for Orthopaedic Surgery “Banjica”, Belgrade, Serbia; University of Belgrade, †Faculty of Medicine, Belgrade, Serbia; Clinical Centre “Kragujevac”, ‡Clinic for Orthopaedics and Traumatology, Belgrade, Serbia; University of Kragujevac, §Faculty of Medical Sciences, Kragujevac, Serbia

#### Abstract

**Background/Aim.** Posterior cruciate ligament is the primary stabilizer of the posterior tibia translation and secondary stabilizer of external tibial rotation as well as *varus*, *valgus* knee angulation. It is the strongest ligament in the knee that hurts the rarest. The aim of this study was to show the indications for surgery, present the surgical technique and give results of surgical treatment of posterior knee instability. **Methods.** The study included 12 patients who were treated surgically for posterior knee instability at the Institute for Orthopaedic Surgery “Banjica”, Belgrade, in the period from 1st January 2010 to 1st January 2014. All of them had arthroscopically assisted anatomic reconstruction of posterior cruciate ligament done with 4-strand hamstring tendon graft. Postoperative follow-up lasted approximately 42 months and Lysholm values and International Knee Documentation Committee (IKDC) score were compared as well as the clinical status. **Results.** All treated patients had Grade III of posterior instability. Combined injuries of the posterolateral corner and anterior cruciate ligament (75%) were very frequent. Preoperative mean value of Lysholm score was 45.92 and postoperative 85.92 what was statistically significant improvement, the same as subjective IKDC score whose mean value was 38.58 preoperatively and 89.75 after the surgery and rehabilitation. Clinical examination showed better posterior knee stability although in 50% of patients certain level of instability remains. **Conclusion.** Arthroscopic reconstruction with 4-strand hamstring tendon gives satisfactory result with posterior cruciate ligament reconstruction. The result of subjective feeling of patient is much better than objective clinical examination. Although surgical procedure is technically demanding, with physically active patients having grade III of posterior instability it provides better result than non-surgical treatment.

#### Key words:

knee injuries; diagnosis; posterior cruciate ligament; orthopedic procedures; arthroscopy; treatment outcome.

#### Apstrakt

**Uvod/Cilj.** Zadnji ukršteni ligament je primarni stabilizator zadnje translacije tibije i sekundarni stabilizator spoljašnje rotacije tibije kao i *varus*, *valgus* angulacije u kolenu. To je najjača ligamentarna struktura u kolenu koja se najređe povređuje. Cilj ovog rada bio je da se prikažu indikacije za operaciju, operativna tehnika i rezultat operativnog lečenja zadnje nestabilnosti kolena. **Metode.** Studijom je bilo obuhvaćeno 12 pacijenata operativno lečenih zbog zadnje nestabilnosti kolena na Institutu za ortopedsko-hirurške bolesti „Banjica“, Beograd, u periodu od 1.1.2010. do 1.1.2014. godine. Kod svih pacijenata rađena je artroskopski asistirana anatomska rekonstrukcija zadnjeg ukrštenog ligamenta četvorostrukim graftom tetiva *hamstrings*-a. Prosečno postoperativno praćenje bilo je 42 meseca (24–60) a upoređivane su vrednosti Lysholm i *International Knee Documentation Committee* (IKDC) skora, kao i klinički status. **Rezultati.** Svi operisani pacijenti imali su III stepen zadnje nestabilnosti. Udružene povrede posterolateralnog ugla i prednje ukrštene veze bile su česte – 75%. Srednja vrednost Lysholm skora preoperativno bila je 45,92, a postoperativno 85,92, što je statistički značajno poboljšanje, slično kao i vrednost subjektivnog IKDC skora čija je preoperativna srednja vrednost bila 38,58, a nakon operacije i rehabilitacije 89,75. Klinički pregled je pokazao bolju zadnju stabilnost kolena, mada je kod 50% pacijenata ostao određen stepen nestabilnosti. **Zaključak.** Artroskopska rekonstrukcija četvorostrukom tetivom *hamstrings*-a daje zadovoljavajući rezultat kod rekonstrukcije zadnje ukrštene veze. Subjektivni osećaj pacijenata bolji je nego objektivni klinički nalaz. Mada je sama operacija tehnički zahtevna, kod fizički aktivnih pacijenata sa III stepenom zadnje nestabilnosti ona daje bolji rezultat od neoperativnog lečenja.

#### Ključne reči:

koleno, povrede; dijagnoza; ligament, zadnji, ukršteni; ortopedske procedure; artroskopija; lečenje, ishod.

## Introduction

Posterior cruciate ligament (PCL) is very strong structure, according to literature data, maximum tensile strength is 739–1,627 N<sup>1-3</sup>. Starting from posterior tibial attachment set 10 mm below the knee level it goes anteromedially to medial condyle of femur spreading into two functional bundles – anterolateral and posteromedial<sup>4</sup>. PCL is the primary stabilizer with posterior tibia translation (posterior instability) and secondary stabilizer of external tibial rotation as well as *varus, valgus* knee angulation<sup>5,6</sup>.

Injuries of PCL are quite less frequent in comparison to injuries of anterior cruciate ligament (ACL) and according to data from the literature they make 3.4–23% of all knee injuries and they occur isolated in less than 3.5%<sup>7</sup>. The most frequent injury mechanism in traffic is an impact on the anterior surface of proximal tibia – dashboard, while in sports it is knee hyperflexion and rather less common knee hyperextension as well as extreme *varus, valgus* stress. Combined injuries of posterior capsule and posterolateral knee corner are frequent and also, in case of serious trauma, the damages of anterior cruciate ligament, collateral ligament, meniscus and cartilage occur.

The ligament itself has a good potential of healing thanks to good vascularization and very specific position – intraarticular and extrasynovial<sup>8,9</sup>. That is why partial and isolated tear is mostly treated nonsurgically – with cast immobilization and physical procedures<sup>10,11</sup>. Still, the quality of such healing and tissue structure may not be adequate to keep normal knee kinematics. Disturbed biomechanics and nonphysiological micromovements with such joint lead to degenerative changes more often<sup>9</sup>. That is especially emphasized with complete tear followed by damages of posterior capsule and posterolateral corner. Dejour et al.<sup>9</sup> and Lobenhoffer et al.<sup>10</sup> differentiate 3 phases of adaptation which the knee goes through after the injury of PCL: the first phase of functional adaptation lasting 3–18 months, the se-

cond phase of functional tolerance lasting 10–20 years and the third phase of degenerative decompensation.

The objective of surgical treatment is to regain the knee stability and normal kinematics in order to prevent its rapid deterioration. The good result requires an adequate preoperative diagnostics and patient's evaluation<sup>12</sup>. The clinical examination is preceded with the medical history of typical injury mechanism. There are numerous tests for posterior instability (Table 1) and the most important of which is posterior drawer test, posterior sag and quadriceps test<sup>13</sup>. Posterolateral corner is evaluated with dial test and reverse pivot shift test<sup>13</sup>. It is mandatory to perform tests for other knee structures because isolated injury is quite rare. With an acute trauma within 3 weeks the neurovascular status should always be evaluated.

The most frequently used test for evaluation of instability grade is the test of posterior drawer which evaluates the ratio between medial tibial plateau and medial femure condyle<sup>14</sup>. With normal knee, medial tibial plateau is 1 cm in front of medial femure condyle<sup>15</sup> (Table 2).

Additional diagnostics includes standard and stress imaging as well as nuclear magnetic resonance (NMR) imaging which has the highest sensitivity (97%)<sup>16,17</sup>.

Acute injury of PCL<sup>18,19</sup> frequently remains overlooked. Patients complain of pain, swelling and limited movements so it is difficult to perform the above-mentioned tests. We begin with nonsurgical treatment using the cast immobilization and then follow the physical procedures. After that, most often the patients do not have big problems but depending on instability degree, it comes to degenerative changes development sooner or later. Arthrosis occurs at first in patellofemoral joint and medial compartment<sup>20</sup>. Thanks to better perceiving of consequences of such treatment, there are increasingly more advocates of surgical treatment<sup>20,21</sup>.

There are numerous dilemmas regarding surgical treatment in terms of graft choice, tunnel position, mode of tunnel placement, double or single reconstruction<sup>22,23</sup>. In our

Table 1

Physical examination tests for posterior and posterolateral instability<sup>13</sup>

Test	Clinical target, description
Posterior drawer	Knee is flexed to 90°; posteriorly directed force is applied to proximal tibia
Posterior sag	Ipsilateral hip and knee are flexed to 90°; observe the knee from a lateral position for abnormal contour or sag at proximal anterior tibia
Quadriceps	Knee is flexed to 90°; patient either contracts quadriceps muscle or active test slides foot down table. Observe for tibia translating anteriorly from a posteriorly subluxed position
Dial test	External rotation of legs is compared with the knee at 30° and 90° of flexion
Reverse pivot shift	With leg externally rotated, <i>valgus</i> stress is applied to knee while it is extended from 70° to 80° of flexion. Test is positive when tibia reduces at approximately 20° of flexion

Table 2

Grading posterior knee instability<sup>15</sup>

Grade	Description of posterior knee instability
I	Tibia is still located anterior to the medial femoral condyle and can only be translated 0 to 5 mm posterior to the femoral condyle
II	Tibia is situated flush with the medial femoral condyle and can be translated 5 to 10 mm posterior to the femoral condyle
III	Tibia is displaced posterior to the medial femoral condyle and can be translated greater than 10 mm posterior to the femoral condyle

work we used arthroscopically assisted single bundle technique by using four-strand hamstring tendon graft.

### Methods

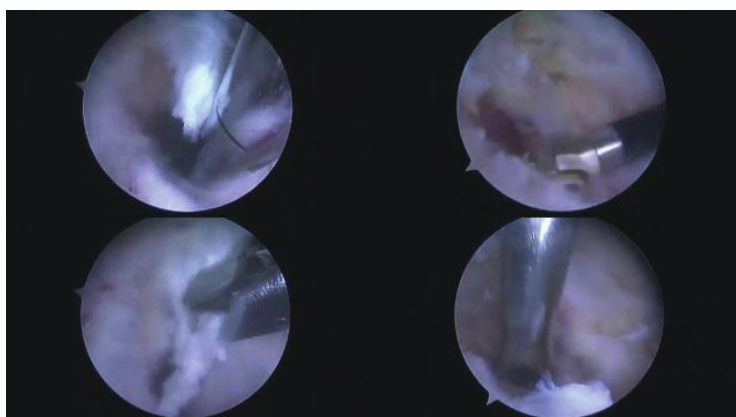
The study includes 12 patients who had surgery at Institute for Orthopaedic Surgery "Banjica", Belgrade in the period from 1st January 2010 to 1st January 2014, and had PCL reconstruction performed. Patients with grade III of clinical instability who had difficulties in terms of pains and feeling of instability had surgery. The reconstruction of posterolateral corner was performed in 5 patients and the reconstruction of anterior cruciate ligament (ACL) was done in 3 patients during the same procedure. With 1 patient the ACL reconstruction was done afterwards. The technique used was arthroscopically assisted anatomic reconstruction with four-strand hamstrings tendon graft. This observational analytical study, follow-up and analyzed the following parameters: clinical examination, Lysholm and subjective International Knee Documentation Committee (IKDC) scores before the surgery and 2 years after the surgical treatment.

### Surgical technique

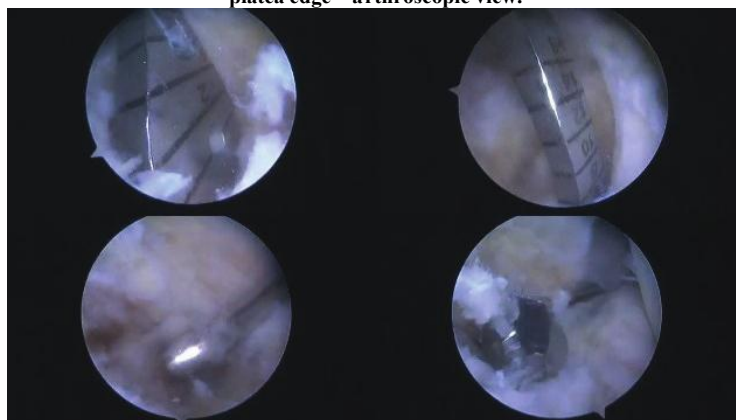
Surgeries were done in ischiofemoral block or spinal anaesthesia, with the use of Esmarch bandage. Clinical

examination in anaesthesia was done preoperatively and then the diagnostic arthroscopy through standard anterolateral and anteromedial portals was performed. The tear of PCL and diagnosed combined injury of ACL, meniscus and chondral lesion were verified. If needed, partial meniscectomy and damage debridman on cartilage were done. Performing diagonal cut as high as *pes anserinus*, distal attachment of *musculus (m) gracilis* and *m. semitendinosus* were approached. Tendons were prepared and removed and then 4-strand graft was made out of them. Under arthroscope control, the debridman notch and medial femure condyle were performed, then under arthroscope control posteromedial portal was opened. Debridman of posterior tibial edge and of tibial attachment of PCL was performed on about 1 cm of plateau edge (Figure 1). With the help of guide and under control of arthroscope a guide needle was set for transtibial tunnel. The tibial tunnel whose size was determined by graft size was placed over the guide needle. A guide needle for femoral attachment on medial femure condyle was set through AL portal.

Then, the femoral tunnel was also placed (Figure 2). The passing suture was pulled through tibial tunnel back and forth into femoral tunnel. The mentioned graft was pulled through it. It was being fixed first femorally and then tibially by interference biodegrading screw with the knee at 90 degree flexion.



**Fig. 1 – Debridman of posterior tibial edge and of tibial attachment of posterior cruciate ligament done on about 1 cm of plateau edge – arthroscopic view.**



**Fig. 2 – The procedure for femoral tunnel placement – arthroscopic view.**



In patients with posterolateral instability, the reconstruction of posterolateral corner was done with tendon of *m. semitendinosus* by technique per Coobs et al.<sup>24</sup>.

In cases when there was a tear of ACL, the reconstruction of this ligament was done by Bone-Patellae tendo-Bone (B-Pt-B) graft from the other leg.

#### Rehabilitaion protocol

Postoperative surgically treated leg was immobilized with splint in extension up to 6 weeks. The patient was verticalized on the first postoperative day and started walking using crutches with partial weight-bearing. Patients started with passive movements from week 4, slowly increasing their weight-bearing. Active exercises of open kinetics chain avoiding flexion exercises started from month 3. Rehabilitation was long and gradual, so the complete recovery was expected after 9–12 months<sup>25,26</sup>.

#### Results

In this group of 12 patients who had surgery there were 9 men and 3 women, 34 years old on average (20–43). An average follow-up time was 42 months (from 24–60 months). The most frequent cause of injury was traffic trauma occurred at 7 patients, then sports trauma at 4 and falls with bended knee at 1 patient. Average time from injury to surgery was 12 months (from 6 to 36 months). All patients were primarily treated nonoperatively. Eight patients had cast immobilization in the period from 2 to 6 weeks and 4 patients were treated with rest and elastic bandage. Further treatment continued with physical procedures. All patients had primarily radiology images x-ray (XR) and physical examination done. Knee effluence was present with all pati-

ents suffered from pain and limited movements. Not all tests could have been done due to swelling and pain and test of posterior drawer was primarily positive in 6 cases (50%). The XR findings were mostly normal – there were no signs of fresh bone trauma. Additional diagnosis, NMR was primarily done at 7 patients and 5 had it done afterwards, upon completion of physical therapy.

Stress XR imaging was made to 4 patients after the rehabilitation in a way that the patient was kneeling and weight-bearing first his/her injured and then his healthy knee. In all cases posterior tibial translation was emphasized with injured knee (Figure 3).

After conducted physical therapy patients still had problems in terms of pain, limited movements and they felt instability. All patients had obvious hypotrophy of the above-knee muscles. Clinical tests were performed more easily and they precisely showed the posterior knee instability of grade III (Figure 4). Dilemma existed only with patients having torn both anterior and PCLS due to combined anterior and posterior instability.

Arthroscopic examination with all patients verified complete tear of PCL while distribution of accompanying damages was shown in Figure 5. Cartilage damages were dominantly in medial and patellofemorally compartment. Out of 6 patients who had ACL tear, 3 had reconstruction done of both anterior and posterior within the same procedure and 1 patients had the ACL reconstructed afterwards. Two patient with ACL lesion had no subjective feeling of dysfunction and they did not want additional surgical treatment. Meniscus damage was treated with partial meniscectomy while cartilage damage was treated with debridman and microfractures technique. Posterolateral corner reconstruction was performed at 5 patients. In average, surgical procedure lasted for 1 h and 45 min.



Fig. 3 – Stress x-ray imaging done in a way that the patient is kneeling and weight-bearing first his/her injured and then his/her healthy knee revealed posterior tibial translation is emphasized with injured knee.

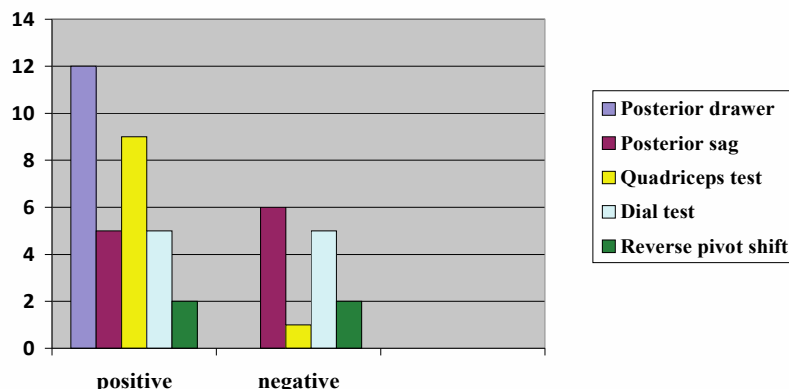


Fig. 4 – Physical examination tests after physical therapy.



Fig. 5 – Arthroscopic knee examination.

PCL – posterior cruciate ligament; LCA – ligamentum cruciale anterior.

#### Lysholm knee scores

Average value of Lysholm score was preoperatively  $45.92 \pm 5.6$  (39–55) and 2 years after the intervention it was  $85.92 \pm 8.898$  (65–95). There is an important statistical difference in value of this score after the operation ( $p < 0.02$ , Wilcoxon signed rank test).

#### Subjective IKDC scores

Preoperative average value of IKDC score was  $38.58 \pm 7.948$  (25–48), after the surgery and adequate rehabilitation, 2 years later, it came to significant improvement and therefore the average value was  $89.75 \pm 4.864$  (80–96) of subjective IKDC score, which is, according to Wilcoxon signed rank test ( $p < 0.02$ ), statistically important difference.

#### Clinical examination

Clinical examinations after rehabilitation showed the improvement of posterior stability measured through posteri-

or drawer test, although in 6 patients certain grade of posterior instability remained (Figure 6). Other tests were not always done, however they were improving (Figure 7).

#### Complications

One patient had deep infection and an additional intervention was required, infection calmed down but the patient stopped coming to check-ups. Sensibility problem was recorded in 5 cases in the knee region on the spot below taking the tendon graft. We had 3 cases of deep venous thrombosis. Pain and limited movements occurred in 3 patients which required prolonged physical rehabilitation.

#### Discussion

The PCL injury is the rarest knee ligament injury. We have very little experience regarding surgical treatment of this injury. In the literature there are also numerous dilemmas regarding surgical treatment<sup>10, 11, 27</sup>. Generally, it is accepted that a tear with instability of grades I and II should be

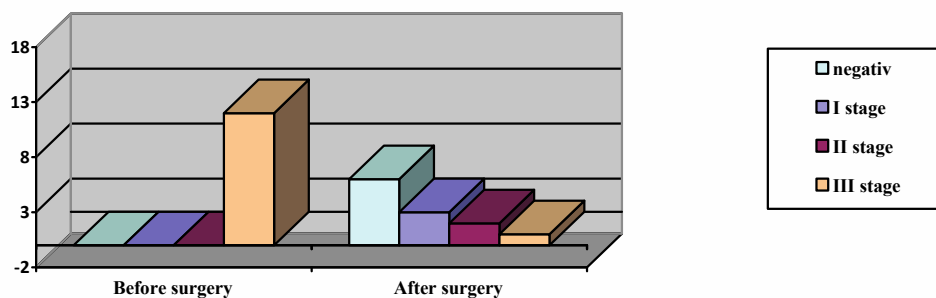


Fig. 6 – Posterior drawer test.

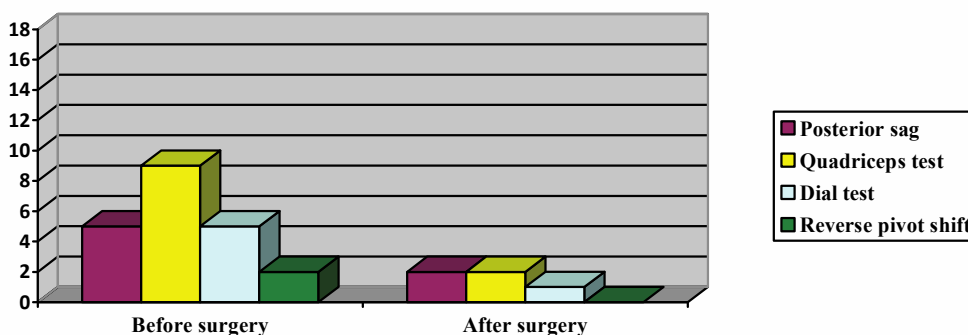


Fig. 7 – Other tests for posterior instability.

treated non-operatively<sup>28,29</sup> while III of instability and multi-ligament injuries should be treated surgically<sup>30-32</sup>. The surgical procedure by itself is technically very demanding. It takes a lot of time when not performed very often and that is related to risk of neurovascular structures injury, increased risk of infection and thromboembolic complications. The surgery objective is to gain stable joint of normal kinematics to prevent rapid deterioration – gonarthrosis. Most often injury is not isolated but it is combined with other ligaments, meniscus and cartilage injuries which affect the final results of the treatment. Dilemmas regarding the operative treatment are choice of surgical technique, graft choice, graft position and rehabilitation protocol.

Surgical technique could be open or arthroscopic, transtibial or inlay technique. It could also be one-bundle or double-bundle reconstruction. Arthroscopic transtibial technique, if done properly, gives satisfactory and comparable result in most patients<sup>14, 33, 34</sup>. There are also dilemmas regarding graft choice. B-PT-B graft of patella ligament was often used before; it has good potential of healing, but technically it is more demanding for placing arthroscopic transtibial and it brings complications in the donor place (pain and patella fractures). Tendon graft of Achilles tendon is acceptable as allograft and has adequate power; the morbidity of donor place is avoided but it is not yet available in our country. Quadriceps tendon graft is becoming more popular. It has adequate power, it is easily taken and easily placed to adequate position. At the

moment, 4-strand hamstring tendon graft is the most used graft with this surgery – it has adequate power, it is easily placed and there are no bigger complications of donor's place<sup>35-37</sup>. More important than the graft choice is the graft position, i.e. position of tibial and femoral attachment. Anatomic reconstruction which places the graft into the center of original attachment femorally and tibially will provide the best functionality, isometrics and potentially better graft ingrowth<sup>38-40</sup>. Rehabilitation after such intervention is also specific and very important for the final outcome. It is long-lasting, gradual and individual for each patient. It begins with adequate immobilization aiming to prevent early graft damage. Then, the patient starts gradually with movement exercises and strengthening the muscles avoiding the load in tibiofemoral and patellofemoral joint<sup>26, 41</sup>.

The final functional result of surgical treatment of PCL is not easily predicted due to numerous factors affecting it<sup>42</sup>. First of all, it depends on injury grade and combined injuries of other knee structures. According to data from the literature, 50–90% of PCL injuries are combined with injuries of some other knee structures<sup>43</sup>. In our series out of 12 patients, 4 had the ACL tear, 3 had injury of posterolateral corner, 2 patients had accompanying injury of both structures, 8 had meniscus damage and 6 patients had osteochondral lesions. The frequency of combined ligament injuries was 75%. The injury of posterolateral corner is, according to the literature, the most frequent accompanying ligament injury with LCP

damage. According to Fanelli et al.<sup>38</sup>, 60% of 222 patients in their series had posterolateral corner injury. Such injury requires additional treatment in terms of reconstruction and in our series it was done in 5 (41.67%) patients. We think that if there is a damage of posterolateral corner, its reconstruction should be done following the same procedure with the LCP reconstruction. Without recognizing these combined ligament lesions there would certainly come to poor postoperative result. Therefore, we emphasize the importance of additional diagnostics (NMR, stress XR), clinical examination (after the injury, after the physical procedures and in anaesthesia) and diagnostic arthroscopy, if required. Only after that, the surgical treatment plan is prepared.

Sex distribution in our series shows significantly more men than women and the ratio is 3:1. This was probably affected by the mechanism of injury since in 58.33% of cases it was traffic trauma, while in the second place there were sports injuries 33.33%. All of them had grade III of injuries and after conducted nonsurgical treatment they still had problems. Average time until the surgery was 12 months. The average age of patients was 34.

The main difficulties that patients complained were pain and feeling of instability. Knee arthroscopic examination discovered cartilage damage with 6 patients which makes 50%. We cannot say with certainty if they occurred at the moment of injury or they are resulting from the instability. Predominantly, damages were in the medial and patellofemoral part of the knee joint. It could be explained with disturbed biomechanics of movements and bigger pressure in the medial and patellofemoral part<sup>44</sup>. Findings of other authors showed similar results: Strobel et al.<sup>45</sup> – medial damages in 36.6% and patellofemoral in 34.1%; Geissler and Whipple<sup>46</sup> – 49% damage of the medial compartment in patients with the PCL tear who did not have surgery.

Clinical examination after 2 years showed that there were no posterior instability in 6 patients, while in other 5 certain instability remained (3 of grade I and 2 of grade II) and 1 patient showed no improvement. Other tests were not always done in a routine manner but the postoperative findings were better in most cases. It should be mentioned that Dial test and Reverse pivot shift are important for making decision for surgical treatment of posterolateral corner. The impression is that obtained posterior stability after this intervention is better, but still some degree of instability remains in 50% of patients. Other authors are of similar opinion in their series<sup>17,47,48</sup>. Anyway, patients treated nonsurgically

after the PCL injury do not show improvement in posterior stability after the treatment completion.

Opposite to clinical examination that showed certain level of instability, the patients were mostly satisfied after the intervention and therapy. Average value of Lysholm score preoperatively was  $45.92 \pm 5.6$  (39–55) and 2 years after the intervention  $85.92 \pm 8.898$  (65–95), which is a significant difference in values in terms of statistics. Also, the average value of subjective IKDC score preoperatively was  $38.58 \pm 7.948$  (25–48), while after the surgery and adequate rehabilitation, significant improvement occurred and the average value was  $89.75 \pm 4.864$  (80–96). We could find similar results in these scores with other authors, too<sup>49,50</sup>.

We did not have any bigger surgical complications during the surgeries. One patient had early postoperative infection, which was treated with arthroscopic washout and debridement while graft was not touched. Later on, the patient did not conduct rehabilitation in accordance with the protocol so we did not have complete follow-up of this case.

The question is whether this technique could regain knee stability required for prevention of its further deterioration. The difference in objective clinical examination and subjective feeling of patient could mislead us. It has been known that patients most often do not mention posterior instability as a big problem. Clinical tests showing stability improvement are static tests. It should be also mentioned that we were not able to objectively measure this instability using some of devices such as K1000, K2000, what is probably one of the shortages of this study. Dynamical instability which occurs while moving in everyday life is the cause of unbalanced load and knee deterioration. We need the devices which could measure dynamic instability. Only based on such measurement and longer follow-up period for patients, we could say whether the knee after such surgery has normal kinematics as the healthy one, and it will not come to rapid degenerative deterioration.

## Conclusion

Arthroscopic reconstruction with 4-strand hamstring tendon gives satisfactory result with posterior cruciate ligament reconstruction. The result of subjective feeling of patient is much better than objective clinical examination. Although surgical procedure is technically demanding, with physically active patients having grade III of posterior instability it provides better result than non-surgical treatment.

## REFERENCES

1. Kennedy JC, Hawkins RJ, Willis RB, Danylchuck KD. Tension studies of human knee ligaments. Yield point, ultimate failure, and disruption of the cruciate and tibial collateral ligaments. *J Bone Joint Surg Am* 1976; 58(3): 350–5.
2. Marinozzi G, Pappalardo S, Steindler R. Human knee ligaments: Mechanical tests and ultrastructural observations. *Ital J Orthop Traumatol* 1983; 9(2): 231–40.
3. Prietto MP, Bain JR, Stonebrook SN, Settlege RA. Tensile strength of the human posterior cruciate ligament (PCL). *Transactions of the 34th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. Orthop Res Soc* 1988; 13: 195.
4. Fred F, Gabriel H. Normal anatomy and biomechanics of the knee. *Sports Med Arthrosc Rev* 2011; 19(2): 82–92.
5. Kennedy NI, Wijdicks CA, Goldsmith MT, Michalski MP, Devitt BM, Aron A, et al. Kinematic analysis of the posterior cruciate ligament, part 1: The individual and collective function of the anterolateral and posteromedial bundles. *Am J Sports Med* 2013; 41(12): 2828–38.

6. Goyal K, Tashman S, Wang JH, Li K, Zhang X, Harner C. In vivo analysis of the isolated posterior cruciate ligament-deficient knee during functional activities. *Am J Sports Med* 2012; 40(4): 777–85.
7. Miyasaka KC, Daniel DM, Stone ML, Hirschman P. The incidence of knee ligament injuries in the general population. *Am J Knee Surg* 1991; 4: 3–8.
8. Van Dommelen BA, Fowler PJ. Anatomy of the posterior cruciate ligament: A review. *Am J Sports Med* 1989; 17(1): 24–9.
9. Defour H, Walch G, Peyrot J, Eberhard P. The natural history of rupture of the posterior cruciate ligament. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1988; 74(1): 35–43. (French)
10. Lobenhoffer P, Lattmann CH, Krettek CH, Blauth M, Tschorne H. Rupture of the posterior cruciate ligament: The best treatment today. *Unfallchirurg* 1996; 99(6): 382–99. (German)
11. Shelbourne KD, Davis TJ, Patel DV. The natural history of acute, isolated, nonoperatively treated posterior cruciate ligament injuries: A prospective study. *Am J Sports Med* 1999; 27(3): 276–83.
12. Rubinstein RA Jr, Shelbourne KD, McCarroll JR, Vanmeter CD, Rettig AC. The accuracy of the clinical examination in the setting of posterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med* 1994; 22(4): 550–7.
13. McRae R. Clinical orthopaedic examination. 5th ed. Edinburgh: Churchill Livingstone; 2010.
14. Harner CD, Hoher J. Evaluation and treatment of posterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med*. 1998; 26(3): 471–82.
15. Jacobi M, Reischl N, Wahl P, Gantier E, Jakob RP. Acute isolated injury of the posterior cruciate ligament treated by a dynamic anterior drawer brace: a preliminary report. *J Bone Joint Surg Br* 2010; 92(10): 1381–4.
16. Shelbourne KD, Jennings RW, Vabey TN. Magnetic resonance imaging of posterior cruciate ligament injuries: Assessment of healing. *Am J Knee Surg* 1999; 12(4): 209–13
17. Staubli HU, Noesberger B, Jakob RP. Stress radiography of the knee. Cruciate ligament function studied in 138 patients. *Acta Orthop Scand Suppl* 1992; 249: 1–27.
18. Dandy DJ, Pusey RJ. The long-term results of unrepaired tears of the posterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br* 1982; 64(1): 92–4.
19. Fowler PJ, Messieb SS. Isolated posterior cruciate ligament injuries in athletes. *Am J Sports Med* 1987; 15(6): 553–7.
20. Shelbourne KD, Clark M, Gray T. Minimum 10-year follow-up of patients after an acute, isolated posterior cruciate ligament injury treated nonoperatively. *Am J Sports Med*. 2013; 41(7): 1526–33.
21. Torg JS, Barton TM, Pavlov H, Stine R. Natural history of the posterior cruciate ligament-deficient knee. *Clin Orthop Relat Res* 1989; 246: 208–16.
22. Höber J, Scheffler S, Weiler A. Graft choice and graft fixation in PCL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2003; 11(5): 297–306.
23. May JH, Gillette BP, Morgan JA, Krych AJ, Stuart MJ, Levy BA. Trans tibial versus inlay posterior cruciate ligament reconstruction: An evidence-based systematic review. *J Knee Surg* 2010; 23(2): 73–9.
24. Coobs BR, Laprade RF, Griffith CJ, Nelson BJ. Biomechanical analysis of an isolated fibular (lateral) collateral ligament reconstruction using an autogenous semitendinosus graft. *Am J Sports Med* 2007; 35(9): 1521–7.
25. Edson CJ, Fanelli GC, Beck JD. Postoperative rehabilitation of the posterior cruciate ligament. *Sports Med Arthrosc Rev* 2010; 18(4): 275–9.
26. Fanelli GC. Posterior cruciate ligament rehabilitation: How slow should we go?. *Arthroscopy* 2008; 24(2): 234–5.
27. Müller MD, Bergfeld JA, Fowler PJ, Harner CD, Noyes FR. The posterior cruciate ligament injured knee: Principles of evaluation and treatment. *Instr Course Lect* 1999; 48: 199–207.
28. Grassmayr MJ, Parker DA, Coolican MR, Vananasele B. Posterior cruciate ligament deficiency: Biomechanical and biological consequences and the outcomes of conservative treatment, a systematic review. *J Sci Med Sport* 2008; 11(5): 433–43.
29. Janousek AT, Jones DG, Clatworthy M, Higgins LD, Fu FH. Posterior cruciate ligament injuries of the knee joint. *Sports Med* 1999; 28(6): 429–41.
30. Del Buono A, Radmilovic J, Gargano G, Gatto S, Maffulli N. Augmentation or reconstruction of PCL? A quantitative review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2013; 21(5): 1050–63.
31. Kim YM, Lee CA, Matava MJ. Clinical results of arthroscopic single-bundle trans tibial posterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review. *Am J Sports Med* 2011; 39(2): 425–34.
32. Kim SJ, Jung M, Moon HK, Kim SG, Chun YM. Anterolateral trans tibial posterior cruciate ligament reconstruction combined with anatomical reconstruction of posterolateral corner insufficiency: Comparison of single-bundle versus double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction over a 2- to 6. *Am J Sports Med* 2011; 39(3): 481–9.
33. Wang CJ, Chen HS, Huang TW, Yuan LJ. Outcome of surgical reconstruction for posterior cruciate and posterolateral instabilities of the knee. *Injury* 2002; 33(9): 815–21.
34. Hatayama K, Higuchi H, Kimura M, Kobayashi Y, Asagumo H, Takagishi K. A comparison of arthroscopic single- and double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction: Review of 20 cases. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 2006; 35(12): 568–71.
35. Toritsuka Y, Horibe S, Mitsuoka T, Nakamura N, Hamada M, Shino K. Comparison between the cross-sectional area of bone-patellar tendon-bone grafts and multistranded hamstring tendon grafts obtained from the same patients. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2003; 11(2): 81–4.
36. Chen CH, Chou SW, Chen WJ, Shih CH. Fixation strength of three different grafts types used in posterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2004; 12(5): 371–5.
37. Stevanović V, Blagojević Z, Petković A, Glišić M, Sopta J, Nikolić V, et al. Semitendinosus tendon regeneration after anterior cruciate ligament reconstruction: Can we use it twice?. *Int Orthop* 2013; 37(12): 2475–81.
38. Fanelli GC, Beck JD, Edson CJ. Current concepts review: The posterior cruciate ligament. *J Knee Surg* 2010; 23(2): 61–72.
39. Covey DC, Sapaga AA, Sherman GM. Testing for isometry during reconstruction of the posterior cruciate ligament. Anatomic and biomechanical considerations. *Am J Sports Med* 1996; 24(6): 740–6.
40. Galloway MT, Grood ES, Mehalik JN, Levy M, Suddler SC, Noyes FR. Posterior cruciate ligament reconstruction: An in vitro study of femoral and tibial graft placement. *Am J Sports Med* 1996; 24(4): 437–45.
41. Lutz GE, Palmittier RA, An KN, Chao EY. Comparison of tibio-femoral joint forces during open-kinetic-chain and closed-kinetic-chain exercises. *J Bone Joint Surg Am* 1993; 75(5): 732–9.
42. Sekiya JK, West RV, Ong BC, Irrgang JJ, Fu FH, Harner CD. Clinical outcomes after isolated arthroscopic single-bundle posterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 2005; 21(9): 1042–50.
43. Clancy WC Jr, Sutherland TB. Combined posterior cruciate ligament injuries. *Clin Sports Med* 1994; 13(3): 629–47.
44. Skjybar MJ, Warren RF, Ortiz GJ, Schwartz E, Otis JC. The effects of sectioning of the posterior cruciate ligament and the posterolateral complex on the articular contact pressures within the knee. *J Bone Joint Surg Am* 1993; 75(5): 694–9.
45. Strobel MJ, Weiler A, Schulz MS, Russe K, Eichhorn HJ. Arthroscopic evaluation of articular cartilage lesions in posterior cruciate ligament-deficient knees. *Arthroscopy* 2003; 19(3): 262–8.
46. Geissler WB, Whipple TL. Intraarticular abnormalities in association with posterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med* 1993; 21(6): 846–9.

47. *Cosgarea AJ, Jay PR*. Posterior cruciate ligament injuries: Evaluation and management. *J Am Acad Orthop Surg*. 2001; 9(5): 297–307.
48. *McAllister DR, Markolf KL, Oakes DA, Young CR, McWilliams J*. A biomechanical comparison of tibial inlay and tibial tunnel posterior cruciate ligament reconstruction techniques: Graft pretension and knee laxity. *Am J Sports Med* 2002; 30(3): 312–7.
49. *Chan YS, Yang SC, Chang CH, Chen AC, Yuan LJ, Hsu KY, et al*. Arthroscopic reconstruction of the posterior cruciate ligament with use of a quadruple hamstring tendon graft with 3- to 5-year follow-up. *Arthroscopy* 2006; 22(7): 762–70.
50. *Wu CH, Chen AC, Yuan LJ, Chang CH, Chan YS, Hsu KY, et al*. Arthroscopic reconstruction of the posterior cruciate ligament by using a quadriceps tendon autograft: A minimum 5-year follow-up. *Arthroscopy* 2007; 23(4): 420–7.

Received on June 15, 2016.

Accepted on July 18, 2016.

Online First November, 2016.