



УНИВЕРЗИТЕТ У КРАГУЈЕВЦУ  
ФАКУЛТЕТ МЕДИЦИНСКИХ НАУКА

Никола С. Продановић

**АНАЛИЗА ХОДА ПАЦИЈЕНАТА НАКОН  
АРТРОПЛАСТИКЕ КОЛЕНА УЗ ПОМОЋ  
ТРОДИМЕНЗИОНАЛНОГ СИСТЕМА  
OptiTrack**

Докторска дисертација

Крагујевац, 2021.



UNIVERZITET U KRAGUJEVCU  
FAKULTET MEDICINSKIH NAUKA

Nikola S. Prodanović

**ANALIZA HODA PACIJENATA NAKON  
ARTROPLASTIKE KOLENA UZ POMOĆ  
TRODIMENZIONALNOG SISTEMA OptiTrack**

Doktorska disertacija

Kragujevac, 2021.



UNIVERSITY OF KRAGUJEVAC  
FACULTY OF MEDICAL SCIENCES

Nikola S. Prodanovic

**GAIT ANALYSIS IN PATIENTS AFTER TOTAL  
KNEE ARTHROPLASTY USING A THREE-  
DIMENSIONAL SYSTEM OptiTrack**

Doctoral Dissertation

Kragujevac, 2021.

<b>I Аутор</b>
Име и презиме: Никола Продановић
Датум и место рођења: 22.06.1985. године, Крагујевац
Садашње запошљење: Факултет медицинских наука, Универзитет у Крагујевцу; Клиника за ортопедију и трауматологију, Универзитетски клинички центар Крагујевац
<b>II Докторска дисертација</b>
Наслов: Анализа хода пацијената након артропластике колена уз помоћ тродимензионалног система OptiTrack
Број страница: 114
Број слика: 42 слике, 6 табела
Број библиографских података: 137
Установа и место где је рад израђен: Факултет медицинских наука, Универзитет у Крагујевцу, Клиника за ортопедију и трауматологију, УКЦ Крагујевац
Научна област (УДК): Медицина
<b>Ментор:</b> Проф. др Бранко Ристић, редовни професор Факултета медицинских наука, Универзитета у Крагујевцу, за ужу научну област Хирургија
<b>III Оцена и одбрана</b>
Датум пријаве тезе: 01.09.2017. године
Број одлуке и датум прихватања теме докторске/уметничке дисертације: IV-03-1119/5, 06.12.2017. године
Комисија за оцену научне заснованости теме и испуњености услова кандидата:
<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Проф. др Небојша Здравковић, редовни професор Факултета медицинских наука Универзитета у Крагујевцу, за ужу научну област <i>Медицинска статистика и информатика</i>, председник;</li> <li>2. Проф. др Горан Девеџић, редовни професор Факултета инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу за ужу научну област <i>Производно машинство и Индустијски инжењеринг</i>, члан;</li> <li>3. Проф. др Мирослав Миланков, редовни професор Медицинског факултета Универзитета у Новом Саду за ужу научну област <i>Хирургија</i>, члан;</li> <li>4. Доц. др Тања Луковић, доцент Факултета медицинских наука Универзитета у Крагујевцу, за ужу научну област <i>Физикална медицина и рехабилитација</i>, члан;</li> <li>5. Доц. др Александра Јуришевић Шкевин, доцент Факултета медицинских наука Универзитета у Крагујевцу, за ужу научну област <i>Физикална медицина и рехабилитација</i>, члан.</li> </ol>
Комисија за оцену и одбрану докторске/уметничке дисертације:
Датум одбране дисертације:

<b>I Autor</b>
Ime i prezime: Nikola Prodanović
Datum i mesto rođena: 22.06.1985. godine, Kragujevac
Sadašnje zapošljenje: Fakultet medicinskih nauka, Univerzitet u Kragujevcu; Klinika za ortopediju i traumatologiju, Univerzitetski klinički centar Kragujevac
<b>II Doktorska disertacija</b>
Naslov: Analiza hoda pacijenata nakon artroplastike kolena uz pomoć trodimenzionalnog sistema OptiTrack
Broj stranica: 114
Broj slika: 42 slike, 6 tabela
Broj bibliografskih podataka: 137
Ustanova i mesto gde je rad izrađen: Fakultet medicinskih nauka, Univerzitet u Kragujevcu, Klinika za ortopediju i traumatologiju, Univerzitetski klinički centar Kragujevac
Naučna oblast (UDK): Medicina
<b>Mentor:</b> Prof. dr Branko Ristić, redovni profesor Fakulteta medicinskih nauka, Univerziteta u Kragujevcu, za užu naučnu oblast Hirurgija
<b>III Ocena i odbrana</b>
Datum prijave teze: 01.09.2017. године
Broj odluke i datum prihvatanja teme doktorske /umetničke disertacije: IV-03-1119/5, 06.12.2017. године
Komisija za ocenu naučne zasnovanosti teme i ispunjenosti uslova kandidata:
1. Prof. dr Nebojša Zdravković, redovni profesor Fakulteta medicinskih nauka Univerziteta u Kragujevcu, za užu naučnu oblast <i>Medicinska statistika i informatika</i> , predsednik;
2. Prof. dr Goran Devedžić, redovni profesor Fakulteta inženjerskih nauka Univerziteta u Kragujevcu za užu naučnu oblast <i>Proizvodno mašinstvo i Industrijski inženjering</i> , član;
3. Prof. dr Miroslav Milankov, redovni profesor Medicinskog fakulteta Univerziteta u Novom Sadu za užu naučnu oblast <i>Hirurgija</i> , član;
4. Doc. dr Tanja Luković, docent Fakulteta medicinskih nauka Univerziteta u Kragujevcu, za užu naučnu oblast <i>Fizikalna medicina i rehabilitacija</i> , član;
5. Doc. dr Aleksandra Jurišević Škevin, docent Fakulteta medicinskih nauka Univerziteta u Kragujevcu, za užu naučnu oblast <i>Fizikalna medicina i rehabilitacija</i> , član.
Komisija za ocenu i odbranu doktorske/umetničke disertacije:
Datum odbrane disertacije:

<b>I Autor</b>
Name and surname: Nikola Prodanovic
Date and place of birth: 22.06.1985. Kragujevac
Current employment: Faculty of Medical Sciences, University of Kragujevac; Clinic for Orthopedics and Traumatology, University Clinical Center Kragujevac
<b>II Doctoral Dissertation</b>
Title: Gait Analysis in Patients After Total Knee Arthroplasty Using a Three-Dimensional System OptiTrack
No. of pages: 114
No. of images: 42 figures, 6 tables
No. of bibliographic data: 137
Institution and place of work: Faculty of Medical Sciences, University of Kragujevac, Clinic for Orthopedics and Traumatology, University Clinical Center Kragujevac
Scientific area (UDK): Medicine
<b>Mentor:</b> Branko Ristic, M.D., Ph.D. Full Professor at the Faculty of Medical Sciences, University of Kragujevac for the narrower scientific field of Surgery
<b>III Grade and Dissertation Defense</b>
Topic Application Date: 01.09.2017.
Decision number and date of acceptance of the doctoral/artistic dissertation topic: IV-03-1119/5, 06.12.2017.
Commission for evaluation of the scientific merit of the topic and the eligibility of the candidate:
1. Nebojsa Zdravkovic, M.D, Ph.D, Full Professor at the Faculty of Medical Sciences, University of Kragujevac for the narrower scientific field of <i>Medical statistics and informatics</i> , president
2. Goran Devedzic, Ph.D, Full Professor at the Faculty of Engineering University of Kragujevac for the narrower scientific field of <i>Production engineering, Industrial engineering</i> , member
3. Miroslav Milankov, M.D, Ph.D, Full Professor at the Faculty of Medicine, University of Novi Sad for the narrower scientific field of <i>Surgery</i> , member
4. Tanja Luković, M.D, Ph.D, Assistant Professor at the Faculty of Medical Sciences, University of Kragujevac for the narrower scientific field of <i>Physical medicine and rehabilitation</i> , member
5. Aleksandra Jurišević Skevin, M.D, Ph.D, Assistant Professor at the Faculty of Medical Sciences, University of Kragujevac for the narrower scientific field of <i>Physical medicine and rehabilitation</i> , member
Commission for evaluation and defense of doctoral/artistic dissertation:
Date of Dissertation Defense:

## **Захвалница**

*Првенствено бих желео да се захвалим ментору, проф. др Бранку Ристићу на иницијативи за избор теме, саветима и сугестијама током израде ове дисертације.*

*Захваљујем се проф. др Горану Девеџићу и доц. др Александру Матићу на подршци и стручним саветима у изради ове докторске дисертације.*

*Посебно се захваљујем проф. др Срђану Стефановићу на корисним саветима и смерницама у статистичкој обради података.*

*Неизмерну захвалност дугујем доц. др Сузани Петровић Савић са Факултета инжењерских наука на пријатељској подршци, стручним саветима и потпуној посвећености сваком делу ове докторске дисертације.*

*Хвала мојим родитељима Милени и Сртену и сестри Нели на неизмерној подршци, мотивацији и разумевању.*

*На крају, највећу захвалност дугујем супрузи Тијани за бескрајну љубав, стрпљење, и безрезервну подршку.*

**Нини и Ники**

## Сажетак

**Увод:** Уградња тоталне ендопротезе колена представља једну од најчешћих елективних операција у ортопедској хирургији. Без обзира на то, и даље су актуелне несугласице у смислу ограничености реституције обима покрета након артропластике колена као и процента незадовољства пацијената.

**Циљ:** Циљ дисертације представља дефинисање успешности хируршке операције кроз анализу хода оперисаних болесника у смислу враћања обима покрета зглоба колена и нормализације хода, као и да на основу анализе хода након билатералне артропластике хода укаже да ли постоји разлика у обрасцу хода у зависности од дизајна уграђене ендопротезе.

**Материјал и методи:** У испитивању је учествовало 78 пацијента који су имали остеоартрозу једног колена, које је било оперисано (артропластика колена) а друго колено је било здраво и 35 пацијената код којих је урађена билатерална артропластика колена различитих дизајна ендопротезе. Подаци су забележени коришћењем комерцијалног OptiTrack система за снимање кретања са шест инфрацрвених камера. Маркери су постављани на доње екстремитете пацијената, и то у тачно одређеним анатомским регионима. Након извршеног снимања, подаци су обрађени коришћењем програмског окружења MATLAB.

**Резултати:** Мерењем смо добили веома изражену редукацију у покретима код оболелих колена у односу на здрава. Након уградње протезе колена, обим покрета се повећава и вредности се приближавају вредностима које су измерена на здравом колону. Резултатима је показан већи степен флексије код ПС у односу на ЦР протезе. Такође, резултати показују занемарљиве вредности МЛ трансације, латералног међупростора и медијалног међупростора код оба типа протеза.

**Закључак:** У резултатима смо показали да постоји јасна разлика у обрасцу кретања код пацијената са гонартрозом пре и после уградње ендопротезе и да се та разлика успешно и брзо може утврдити уз помоћ OptiTrack система. Поред тога доказано је да артропластика колена доводи до нормализације хода, али без статистички значајне разлике у обиму покрета након уградње PS и CR ендопротезе колена.

**Кључне речи:** гонартоза, ендопротеза колена, анализа хода, ПС ендопротеза, ЦР ендопротеза



## Abstract

**Introduction:** Implantation of a total knee endoprosthesis represents one of the most common elective procedures in orthopedic surgery. Nevertheless, debate exists regarding the limitations in restoring the motion range after knee arthroplasty and the levels of patients' dissatisfaction.

**Aim:** The aim of this dissertation is to define success of surgery using gait analysis of patients regarding the restoration of the motion range of the knee joint and of normal walking. It also aims to point to the presence of the difference in the gait patterns depending on the design of the implanted endoprosthesis and based on the gait analysis after the implantation of bilateral arthroplasty.

**Materials and Methods:** 78 patients with knee osteoarthritis were examined; total knee arthroplasty was implanted in the patients' affected knee whereas the other knee was in a healthy state. Bilateral knee arthroplasty was implanted in 35 patients including various endoprosthesis designs. The data was collected with the commercial OptiTrack system for motion detection using six infrared cameras. The markers were placed on the exact anatomical positions of the lower extremities. After recording, the data was processed using the MATLAB program.

**Results:** The measurements show a significant reduction in the motion of affected knees compared to the natural knees in their healthy state. After the implantation of the knee prosthesis, the motion range is increased and the values approximate those of the natural knees in their healthy state. The results show an increased degree of flexion in the PS prostheses compared to the CR ones. Moreover, the results show insignificant values of ML translation, lateral gap, and medial gap in both types of prostheses.

**Conclusion:** The results show that there is a clear difference in gait pattern in patients with gonarthrosis, before and after the implantation of endoprosthesis. This difference can be successfully determined with OptiTrack system. Moreover, it proves that the total knee arthroplasty leads to the restored gait, however without a statistically significant difference in the range of motion after the implantation of the PS and CR knee endoprosthesis.

**Key words:** gonarthrosis, knee endoprosthesis, gait analysis, endoprosthesis, CR endoprosthesis

## САДРЖАЈ

<b>1</b>	<b>УВОД</b>	<b>1</b>
1.1	Циљеви и хипотезе дисертације	3
1.2	Врста студије	3
1.3	Популација која се испитује и узорковање пацијената	4
1.4	Варијабле које се одређују у дисертацији	5
1.5	Снага студије и величина узорка	5
1.6	Статистичка обрада података	6
1.7	Методе истраживања	6
<b>2</b>	<b>АНАТОМИЈА ЗГЛОБА КОЛЕНА</b>	<b>8</b>
<b>3</b>	<b>БИОМЕХАНИКА ЗГЛОБА КОЛЕНА</b>	<b>15</b>
3.1	Основна кретања зглоба колена	16
3.2	Механизам закључавања зглоба колена	17
3.3	Осовина колена	19
<b>4</b>	<b>ЦИКЛУС ХОДА</b>	<b>23</b>
4.1	Основни елементи циклуса хода	24
4.2	Активност мишића на доњим екстремитетима током нормалног хода	27
<b>5</b>	<b>ГОНАРТРОЗА</b>	<b>30</b>
5.1	Дијагностика	33
5.2	Лечење	34
5.3	Артропластика колена	35
5.3.1	ПС ендопротеза	39
5.3.2	ЦР ендопротеза	41
<b>6</b>	<b>ЕКСПЕРИМЕНТ</b>	<b>43</b>

6.1	Врста студије	44
6.2	Пацијенти	44
6.3	Клинички систем за процену функције колена Удружења за колена	46
6.4	Инструментација	47
6.5	Протокол испитивања	50

<b>7</b>	<b>РЕЗУЛТАТИ</b>	<b>55</b>
<b>8</b>	<b>ДИСКУСИЈА</b>	<b>68</b>
<b>9</b>	<b>ЗАКЉУЧАК</b>	<b>76</b>
<b>10</b>	<b>ЛИТЕРАТУРА</b>	<b>78</b>
	<b>ПРЕГЛЕД СКРАЋЕНИЦА И СТРАНИХ РЕЧИ</b>	<b>88</b>
	<b>ПРЕГЛЕД ЗНАЧАЈНИХ ОЗНАКА</b>	<b>93</b>
	<b>СПИСАК СЛИКА</b>	<b>95</b>
	<b>СПИСАК ТАБЕЛА</b>	<b>98</b>
	<b>БИОГРАФСКИ ПОДАЦИ</b>	<b>99</b>



**1**

---

**Увод**

Остеоартроза (ОА) (енгл/лат. *Osteoarthritis*) се може сматрати античком болешћу. Ово обољење је пронађено у остацима скелета диносауруса, неандерталаца и кромањонаца. Болест је, такође, идентификована и на египатским мумијама, а била је веома честа и код Саксонаца, Викинга, итд. Стога, може се сматрати да остеоартроза не зависи од расе људи или географског подручја.

До касног 20. века је сматрано да остеоартроза напада искључиво хрскавицу и да је последица трења, односно хабања зглобова током живота. Са почетком 21. века долази се до нових закључака, односно сматра се да остеоартроза напада комплетан зглоб - хрскавицу, кост, синовијалну течност, мишиће и лигаменте, а узрокована је старошћу, оптерећењем и генетиком. Инфламација може допринети симптомима и прогресији обољења.

Остеоартроза је најчешћи поремећај зглоба, који се јавља код старијих особа, запажен у Европи. С обзиром на то да је популација све старија и да је забележена гојазност у популацији, остеоартроза је у очекиваном порасту, а самим тим и захтеви за артропластиком зглобова. Старије особе са ОА у зглобовима пате од хроничних болова што знатно смањује квалитет живота. Појава ОА у доњим екстремитетима подразумева редукацију покрета, што резултује губитком независности током процеса кретања. (1)

У суштини, било који зглоб на телу може да захвати ОА, али се, посматрајући велике зглобове, најчешће јавља на зглобу колена и на зглобу кука. Остеоартроза колена, односно гонартроза (ГА) (енгл/лат. *Gonarthrosis*) је хронично дегенеративно обољење зглоба колена. Ово обољење је карактерисано прогресивним дегенеративним оштећењем хрскавице зглоба колена што доводи до бола, физичке инвалидности и губитка квалитета живота. (2)

Потпуна артропластика колена представља терапију избора за терминални стадијум остеоартрозе колена. Лечење гонартрозе подразумева уградњу ендопротеза колена и уградња истих се експоненцијално повећава како у свету, тако и код нас, и захвата све млађу популацију (3). Овај вид лечења може се сматрати поузданим јер доприноси ублажавању бола и повећању функције зглоба колена (4).

У циљу постизања што бољих резултата, у смислу реконструкције зглоба колена и способности хода, тежи се побољшању хируршких техника и побољшању дизајна ендопротеза. Пре и током операције се, углавном, поставља питање да ли је боље сачувати (ЦР) (енгл. *Cruciate Retaining Endoprosthesis*) или жртвовати (ПС) (енгл. *Posterior Stabilized Endoprosthesis*) задњи укрштени лигамент и коју врсту ендопротезе уградити. (5)

Сваки човек има свој индивидуални образац хода. Проучавање хода (кинематске, динамичке анализе, и сл.) се врши у специјализованим лабораторијама за анализу хода. Услед различитих обољења или повреде доњих екстремитета може доћи до нарушавања оптималног обрасца хода. Тако на пример, дегенеративне промене доводе до редукације покрета зглоба колена.

За сада су биомеханичке анализе пронашле велику примену у спортској медицини, рехабилитацији и процени исхода лечења обољења са моторним оштећењем различите етиологије.(6) У пракси, за успешност лечења остеоартрозе колена артропластиком, користе се субјективни клинички тестови и радиографска испитивања која показују положај уграђеног имплантата (енгл. *Long Standing X-ray*).

## 1.1 Циљеви и хипотезе дисертације

Циљ дисертације представља дефинисање успешности хируршке операције кроз анализу хода оперисаних болесника у смислу враћања обима покрета зглоба колена и нормализације хода, као и да на основу анализе хода након билатералне артропластике хода укаже да ли постоје разлика у обрасцу хода у зависности од дизајна уграђене ендопротезе.

У дисертацији се описује механизам појаве гонартрозе, начини лечења, идентификација параметара кретања, дефинисање математичког модела зглоба колена и упоредна анализа резултата након билатералне артропластике зглоба колена са јасним назнакама о успостављеном обрасцу хода на основу типа уграђене ендопротезе колена.

Основне хипотезе ове докторске дисертације су резултат клиничких потреба и актуелних истраживања у овој интердисциплинарној области код нас и у свету. Оне су следеће:

1. Постоји статистички значајна разлика у кинематици зглоба колена здраве ноге и ноге са дегенеративно измењеним зглобом колена;
2. После артропластике колена, кинематика зглоба оперисаног колена је приближно једнака кинематици здравог зглоба колена;
3. Артропластика колена доводи до нормализације хода;
4. Тродимензионални *OptiTrack* систем је објективни показатељ поремећаја обрасца хода; и
5. Не постоји статистички значајна разлика у обиму покрета након уградње ПС и ЦР ендопротезе колена.

## 1.2 Врста студије

Дизајн клиничке студије, који би био адекватан да би се добио одговор на задато истраживачко питање је опсервациона аналитичка студија пресека, заснована на утврђивању разлике у обрасцу хода пре и после операције колена (артропластике колена), усклађена студија (енгл. *Match Study*) у којој контролну групу чини здрава нога, као и утврђивање разлика обрасца хода после билатералне артропластике колена са две различите врсте уграђене ендопротезе (ЦР и ПС).

У зависности од исхода (резултата мерења), испитивана је и повезаност разлика, односно измерених параметара у анализи хода по различитим фазама код оперисаних пацијената са одређеним независним варијаблама, као што су: карактеристике болесника (пол, старост, телесна висина (ТВ), телесна маса (ТМ), индекс телесне масе (БМИ), степен дегенеративног оштећења колена (*Kellgren-Lawrence* класификацији),

---

клинички систем за процену функције колена Удружења за колена (енгл. *Knee Society Clinical Rating System*) и дужина послеоперативне рехабилитације.

### 1.3 Популација која се испитује и узорковање пацијената

Испитивање и операције су извршене у Клиничком центру Крагујевац, на Клиници за ортопедију и трауматологију. Истраживање је обављено у оквиру јуниор пројекта: Лабораторија за компјутерску анализу кретања пацијената „Gait lab“, на Факултету медицинских наука од 1.10.2010. год. и пројекта Министарства просвете, науке и технолошког развоја Републике Србије: Примена биомедицинског инжењеринга у претклиничкој и клиничкој пракси – ИИИ 41007.

У овој студији је добровољно учествовало 36 пацијената код којих је урађена билатерална артропластика колена различитог дизајна ендопротезе и 78 пацијената код којих је једно колена дегенеративно оштећено где је уграђена тотална ендопротеза колена без обзира на дизајн, а друго колена је здраво.

Испитивање је извршено на основу добијене сагласности Етичког одбора Клиничког центра Крагујевац за извођење студије у оквиру јуниор програма.

Критеријуми за селекцију пацијената су били следећи:

- Сви пацијенти код којих је учињена артропластика оба колена у два времена при чему је на једном колону учињена артропластика колена са жртвовањем задње укрштене везе колена, а на другом артропластика колена са очувањем задње укрштене везе;
- Пацијенти код којих је једно колена дегенеративно оштећено и где је учињена артропластика колена без обзира на дизајн уграђене ендопротезе, при чему је друго колена здраво; и
- Сви пунолетни пацијенти који својим потписом дају сагласност да се може обавити преглед помоћу тродимензионалног *OptiTrack* система (пацијенти који добровољно пристају да учествују у студији и који су потписали информисани пристанак за обављање студије).

У студији нису били укључени:

- Пацијенти код којих су дијагностикована хронична системска обољења која доводе до оштећења зглоба колена (реуматоидни артритис, системски еритемски лупус, *M. Bekhterew*, и сл.), и
- Пацијенти код којих се из анамнестичких података сазнаје да је било ранијих операција на зглобовима колена (менисектомије, артроскопије, преломи).

Из студије су били искључени:

- Пацијенти са некомплетним подацима у историји болести и осталој медицинској документацији,
- Пацијенти код којих се у току артропластике колена утврђено постојање повреда или обољења које могу утицати на резултате теста.

Испитивање колена помоћу тродимензионалног *OptiTrack* система је било урађено:

- Дан пре операције и 6 месеци после операције, и
- 6 месеци после билатералне артропластике колена.

## 1.4 Варијабле које се одређују у дисертацији

У оквиру студије су дефинисане зависне варијабле које представљају параметре кретања, и то:

- Антериорно - постериорна translација (АПТ) (енгл. *Anterior – Posterior Translation*),
- Медијално - латерална translација (МЛТ) (енгл. *Medial – Lateral Translation*),
- Инфериорно - супериорна translација (ИСТ) (енгл. *Inferior - Superior Translation*),
- Флексија - екстензија колена (ФЕ) (енгл. *Flexion/Extension of the Knee*), и
- Интерно - екстерна ротација колена (ИЕ) (енгл. *Internal – External Rotation*).

Као независне варијабле дефинисани су следећи параметри:

- Карактеристике болесника (пол, старост, телесна тежина, телесна висина, индекс телесне масе), и
- Да ли је у питању десно или лево колено.

## 1.5 Снага студије и величина узорка

С обзиром на то да нису пронађене доступне студије са билатералном уградњом ПС, односно ЦР ендопротеза колена у којима је урађена анализа хода употребом инфрацрвених камера, снага студије и величина узорка је одређена на основу резултата пилот студије (7). Величина узорка ове студијске популације коришћењем програма G-Power 3.1.2 израчуната је помоћу следећих почетних параметара:



- Величина ефекта од 2,27 која је добијена у пилот студији на основу статистички значајне разлике у средњој вредности и варијабилности флексије колена након артропластике колена са уградњом ПС, односно ЦР ендопротезе за анализу хода у међуфази хода  $25,53 \pm 1,38$  vs.  $20,61 \pm 2,74$  (аритметичка средина  $\pm$ SD),
- Нивоа статистичке значајности од 5% ( $\alpha=0,05$ ),
- Минималне снаге студије ( $1-\beta$ ) од 80%, и
- Равномерне дистрибуције испитаника у упоређиваним групама у односу 1:1.

Коришћењем непараметријског двосмерног Mann-Whitney теста за поређење средњих вредности између две различите групе испитаника у малом узорку, израчунато је да је потребно најмање по 5 испитаника у групи (укупно 10 колена након билатералне артропластике), како би са разумним степеном вероватноће биле доказане постављене хипотезе истраживања.

## 1.6 Статистичка обрада података

Континуалне варијабле су приказане помоћу средње вредности и стандардне девијације, а категоријске као пропорција (процентуална заступљеност) испитаника са одређеном категоријом.

Значајност разлика између упоређиваних група у средњој вредности континуалних варијабли је тестирана Вилкоксоновим тестом еквивалентних парова.

За доказивање статистичке значајности разлика узорака у преоперативном и после оперативном периоду коришћен је Студентов т-тест. На основу овог теста, за праг значајности  $p=0,01$ , односно могућом грешком  $p < 0,01$  и сигурношћу од  $P > 99\%$ .

## 1.7 Методе истраживања

Као што је већ наведено, сва планирана експериментална испитивања извршена су у Клиничком центру Крагујевац уз одобрење локалног Етичког комитета. Испитивања су извршена на пацијентима код којих је једно колено дегенеративно измењено и друго колено здраво, као и на пацијентима након извршене артропластике зглоба колена. Поред тога, учињена су испитивања на пацијентима код којих је урађена билатерална артропластика (ПС и ЦР ендопротезе).

Сви пацијенти су оперисани од стране једне хируршке екипе. У циљу постизања објективности у прогнози степена оштећења зглоба колена, односно у прогнози степена рехабилитације коришћен је OptiTrack систем (Natural Point, Inc., Oregon, [www.naturalpoint.com](http://www.naturalpoint.com)) и пратећи софтвер ARENA за аквизицију података које је прикупљао искључиво један лекар (др Никола Продановић, спец. орт. хирургије).

Да би се у потпуности разумела проблематика истраживања и извршене анализе, неопходно је сагледати елементарне структуре на зглобу колена, коме је посвећено поглавље 2.

Биомеханика зглоба колена и основни положаји у простору су дефинисани у поглављу 3. У овом поглављу је описано основно кретање зглоба колена са параметрима кретања који се јављају при извршавању основног задатка током хода. Посебан осврт је направљен на механизам закључавања колена, као и на осовине доњих екстремитета и настанак деформитета које поремећај осовине може да изазове.

С обзиром на то да услед гонартрозе долази до нарушавања основних животних активности и да је поставка експеримента зависила искључиво од хода, поглавље 4 се бави циклусом хода као јединицом анализе експеримента. У овом поглављу дефинисан је процес хода, његове основне фазе, периоди и догађаји. Како у ходу поред коштаних структура учествују и мишићне структуре, дат је осврт и на активацију појединих мишића током једног циклуса хода.

У поглављу 5 дефинисано је дегенеративно обољење зглоба колена, односно гонартроза. У овом поглављу, дефинисан је механизам настанка обољења, дијагностика и лечење са освртом на најзаступљеније ендопротезе и њихове основне карактеристике.

У поглављу 6 дат је прецизно дефинисан експеримент, односно дефинисани су критеријуми за селекцију пацијената, врста студије, инструментација и протокол испитивања. Да би се јасније манипулисало подацима, приказан је и детаљан приступ за креирање математичког модела кретања зглоба колена, односно дефинисане су формуле за израчунавање жељених параметара кретања.

Добијени резултати су приказани у поглављу 7. Резултати су приказани табеларно и дијаграмски са детаљним описом сваке криве, односно вредности која се јавља код здравог испитаника, односно пацијента пре и после операције.

Дискусија добијених резултата представљена је у 8. поглављу. Начин испитивања и добијени резултати су упоређени са најсавременијим студијама у овој области.

У поглављу 9 извршено је сумирање података из свих поглавља, односно дефинисани су правци будућих истраживања.

На самом крају се налази списак литературних извора, у поглављу 10.



2

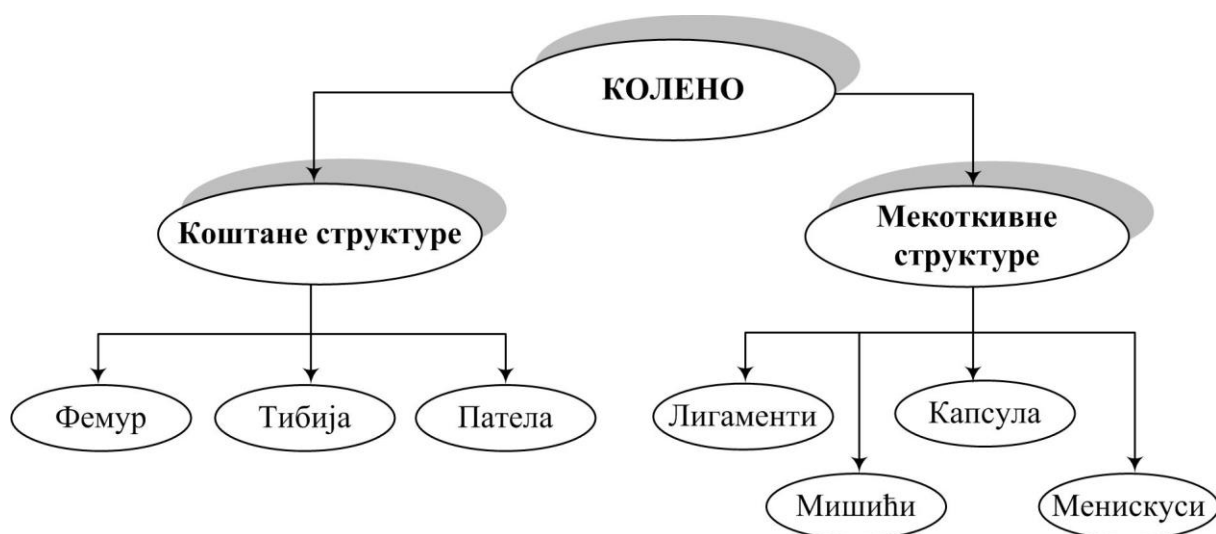
*Анатомија зглоба колена*

Колено је највећи и најкомплекснији зглоб у људском организму. Припада групи синовијалних примарно шаркастих зглобова. Основне анатомске структуре колена су подељене у две групе (Сл.2.1):

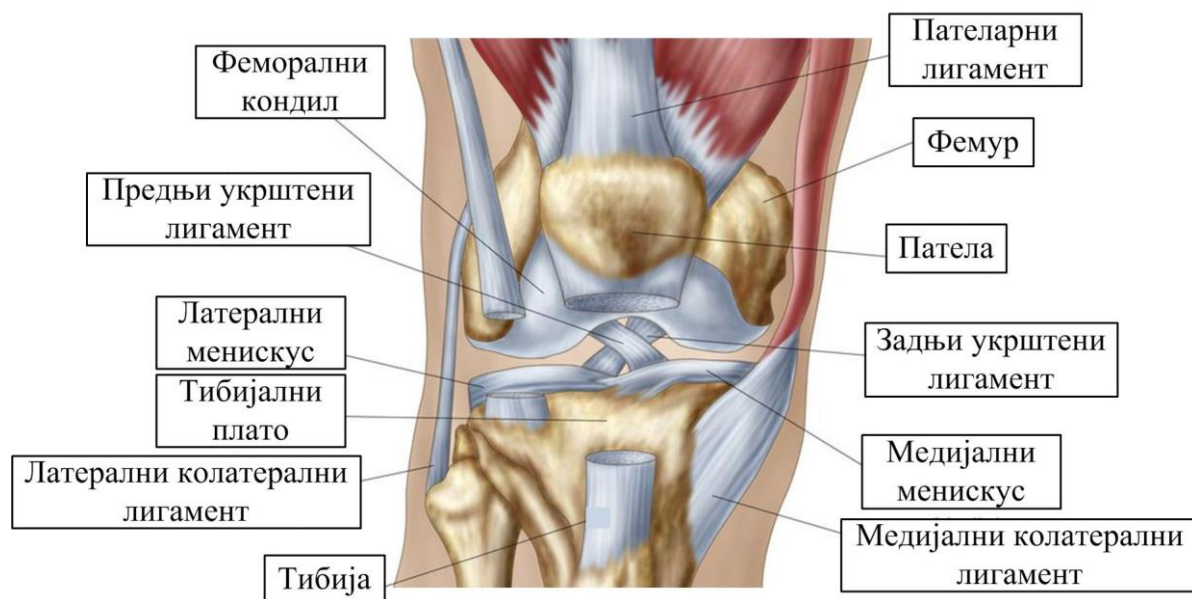
1. Коштане структуре, и
2. Мекоткивне структуре.

Када се говори о зглобу колена првенствено се мисли на тибิโอфеморални зглоб који је доминантан у извођењу покрета и тзв. носећи зглоб. Коштане структуре зглоба колена обухватају зглобне површине: дисталног дела бутне кости, проксималног дела голењаче и чашице (Сл.2.2).

Бутна кост (лат. *Femur*) је највећа кост у људском организму, њен дистални крајак се састоји из два кондила међусобно спојених колатором бутне кости на предњој стани. Задња страна формира тзв. међукондиларну јаму која није прекривена зглобном хрскавицом и на њој се припајају укршени лигаменти колена. Кондили бутне кости се међусобно разликују, медијални кондил је краћи и шири од латералног који је дужи и ужи. Медијални кондил је такође конвекснији од латералног. Кондили бутне кости су прекривени зглобном хрскавицом дебљине од 2-4mm. Предњи део феморалних кондила прекривен хрскавицом заједно са задњом страном пателе формира пателофеморални зглоб. Доњи део феморалних кондила прекривен хрскавицом формира тибеофеморални зглоб, тзв. зглоб колена у ужем смислу. На спољашњим странама кондила налазе се епикондили на које се припајају мишићи и лигаменти.



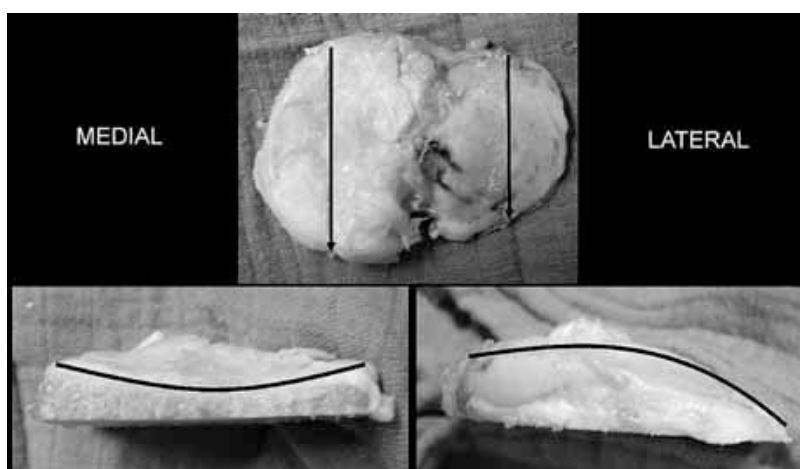
Слика 2.1. Структуре зглоба колена



Слика 2.2. Зглоб колена

(<https://bs.approby.com/sta-izaziva-bolecinu-kolena/>)

Горњи крајак голењаче (лат. *tibia*) се назива и плато тибије (Сл.2.3). Плато тибије представља коштану структуру која се зглобљава са дисталним делом фемура. Горњи крајак голењаче је састављен из два кондила, међусобно повезаним интеркондиларним испупчењем које се састоји од две кврге (еминенције), медијалне и латералне. Медијални део платоа тибије је конкаван и на њега належа медијални кондил. Латерални део платоа је плићи од медијалног дела платоа са постериорним делом који је заравњен, па чак и конвексан. Једна од значајних коштаних формација голењаче је туберозитас тибије који се налази на предњој страни горњег крајка голењаче на око 5cm од зглобне површине платоа тибије. Туберозитас тибије је творевина која је палпаторно доступна и која је од значаја у артропластици колена у смислу оријентације тибијалне компоненте ендопротезе.



Слика 2.3. Анатомске карактеристике платоа тибије (8)

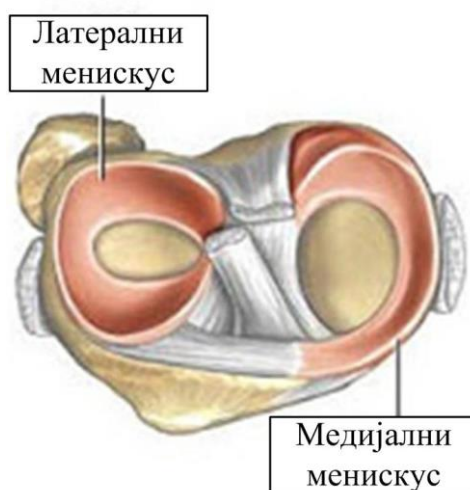
Патела или Чашица (лат. *Patella*) (Сл.2.4) је највећа сезамoidна кост у организму човека. Задња страна пателе је прекривена хрскавицом и учествује у формирању пателофеморалног зглоба. Предња страна пателе је незглобна и грађена је од три фасете. Улога пателе је повећање снаге екстензорног механизма колена.



Слика 2.4. Патела

(<https://quizlet.com/br/381390833/membro-inferior-patela-diagram/>)

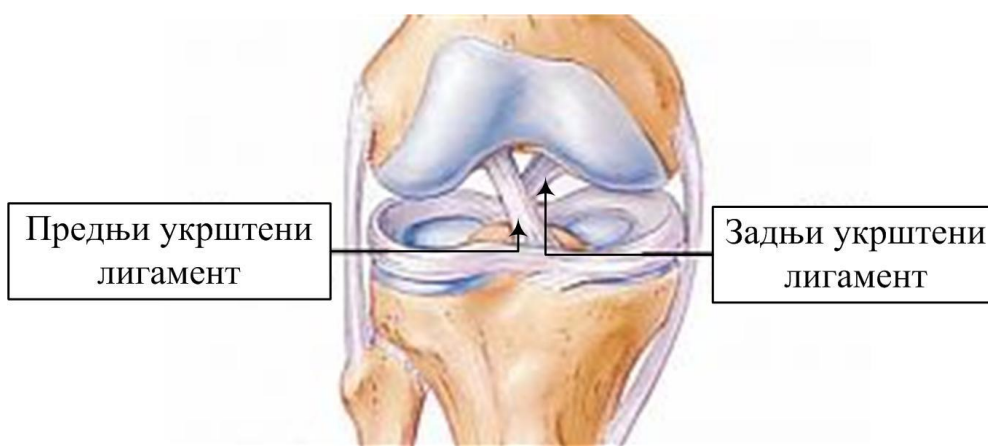
На горњем крајку голењаче налазе се менискуси (Сл.2.5), хрскавичаво везивне творевине чија је једна од многобројних улога акумулација стреса при оптерећењу колена. Они омогућавају преношење оптерећења са тибије на фемур у циклусу хода и учествују у стабилизацији колена. Менискуси се састоје из тела и два рога (лат. *Cornum Anterior et Cornum Posterior*). Попречни пресек менискуса је у облику правоугаоног троугла при чему уздужни крак троугла налаже на зглобну капсулу, доњи крак налаже на тибију, док је хипотенуза троугла у интимном контакту са кондилем фемура. Медијални менискус има облик слова С и прекрива већи део платоа тибије. Латерални менискус има облик слова О и знатно је покретљивији од медијалног менискуса што говори у прилог феномену котрљања и клизања феморалних кондила по платоу тибије у циклусу хода.



Слика 2.5. Менискуси

(<http://www.scipion.hr/cd/127/meniskus-scipion-centar-za-fizioterapiju-i-fitness-rijeka-scipion>)

Поред менискуса, у мекоткивне структуре колена убрајају се и укрштени лигаменти (Сл.2.6) који повезују бутну кост и голењачу. Њихова функција се огледа у стабилизацији зглоба колена. Предњи укрштени лигамент (АЦЛ) (енгл. *Anterior Cruciate Ligament*) се припаја на задњем делу унутрашње стране латералног кондила а дистално на платоу тибије и то испред и латерално од медијалне интеркондиларне еминенције. У току екстензије колена долази до затезања предњег дела АЦЛ, а при флексији задњег дела лигамента је онемогућена антериорно постериорна translација тибије у односу на фемур и омогућена стабилност зглоба. Задњи укрштени лигамент (ПЦЛ) (енгл. *Posterior Cruciate Ligament*) се припаја на задњем делу спољашње стране медијалног кондила проксимално и иза зглобне површине платоа тибије. При покрету флексије долази до затезања предњег дела ПЦЛ – а, при екстензији се затеже задњи део везе, а приликом извођења спољашње ротације затеже се цео ПЦЛ при чему се онемогућава нестабилност колена у виду постериорне translације тибије у односи на фемур (9).



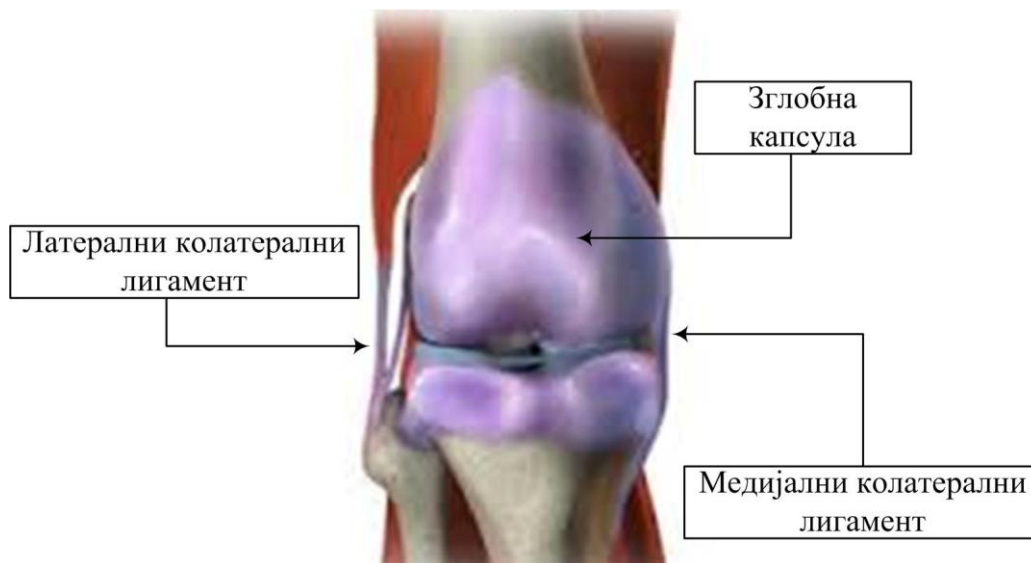
Слика 2.6. Укрштени лигаменти

(<http://healthclub.rs/saveti/povreda-meniskusa>)

У остале мекоткивне структуре колена, које се категоришу као екстраартикуларне структуре, убрајају се зглобна капсула и колатерални лигаменти (Сл.2.7). Зглобна капсула ограничава зглобну шупљину која је испуњена синовијалном течношћу. Као посебна зглобна веза колена се описује пателарни лигамент, који се припаја на врху чашице проксимално док је дистални припој на туберозитасу тибије. Лигамент колена је завршна тетива четвороглавог мишића бута. Комплекс који сачињавају четвороглави мишић бута, патела и лигамент пателе је познат као екстензорни апарат колена.

Постоје два колатерална лигамента колена: унутрашњи и спољашњи. Латерални колатерални лигамент (ЛЦЛ) има облик врпце са проксималним припојем на латералном епикондилу, док је дистални крај припојен у близини главе фибуле. Медијални колатерални лигамент (ЛЦМ) је широка везивоткивна трака која је интимно приљубљена уз медијални менискус. Проксимални крај ЛЦМ се налази на медијалном кондилу док је дистални део припојен на унутрашњој страни горњег краја тибије. Улога бочних веза колена се огледа у стабилизацији колена у виду онемогућавања

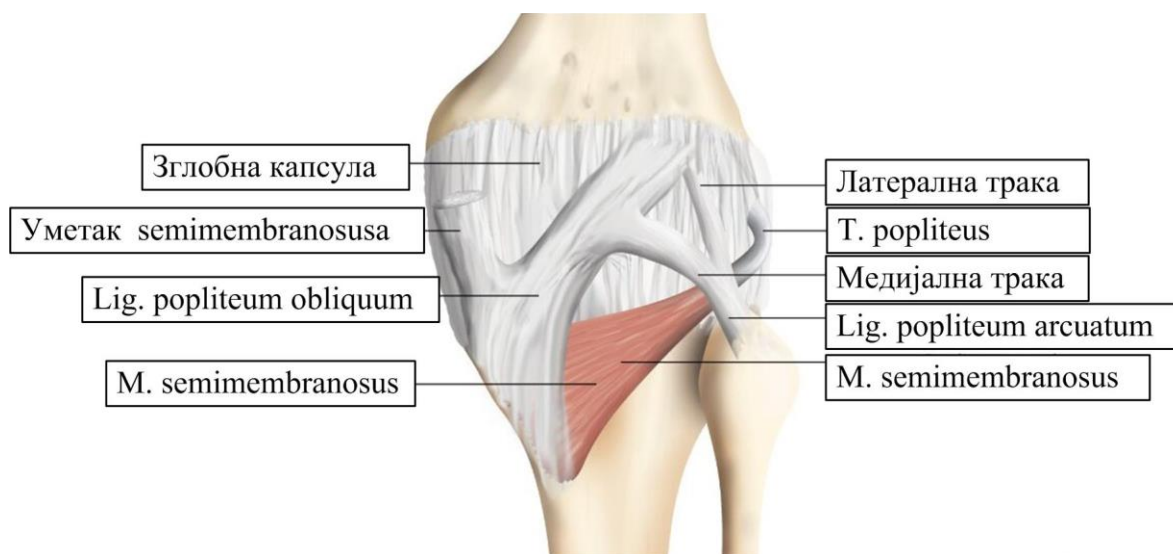
прекомерног варус/варус стреса. При извођењу флексије у зглобу колена долази до попуштања колатералних лигамената.



**Слика 2.7.** Зглобна капсула и колатерални лигаменти

(<http://bauerfeind.rs/saveti-strucnjaka/page/5/>)

Задњи део зглобне капсуле (Сл.2.8) ја јака фиброзна опна у чију структуру улазе два лигамента: *lig. popliteum obliquum* и *lig. popliteum arcuatum*. *Ligamentum popliteum obliquum* је наставак тетиве *m. semimembranosus* док *ligamentum popliteum arcuatum* прелази преко *m. popliteus*.

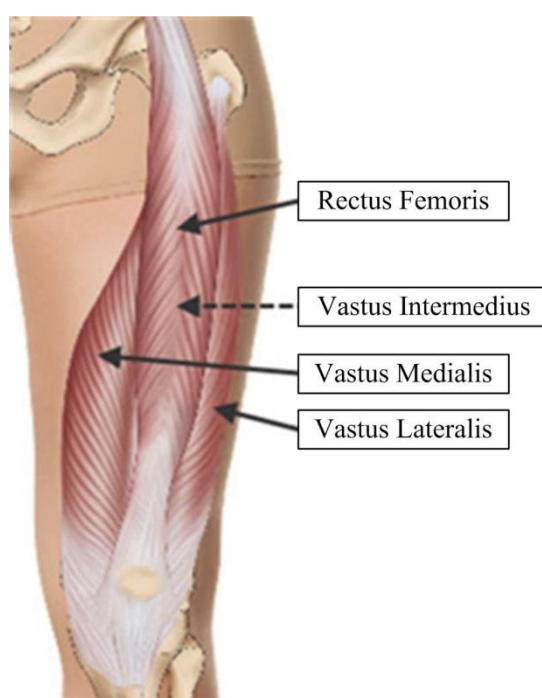


**Слика 2.8.** Задњи део зглобне капсуле

(<https://www.anatomynote.com/human-anatomy/knee-anatomy/knee-capsule-popliteal-ligament-popliteus-muscle/>)



Зглоб колена је категорисан као зглоб по типу шарке. Доминантни покрети у колону су флексија и екстензија, поред њих значајни су и покрети унутрашње и спољашње ротације у колону. Флексија и екстензија колена се изводе око замишљене трансфеморалне осе која пролази кроз епикондиле фемура. Обим покрета између максималне флексије и пуне екстензије износи 140-150 степени. Примарни флексори колена (Сл. 2.9) су: *m. semimembranosus*, *m. semitendinosus* и *m. biceps femoris*, док се за примарни и најјачи екстензор колена сматра *m. quadriceps femoris*. Покрети унутрашње/спољашње флексије су директно зависни од положаја колена у смислу флексије/екстензије. Максимална ротација колена се постиже флексијом колена од 30 – 40 степени. У пуној екстензији колена, спољашња екстензија је могућа од 15 до 20 степени, а унутрашња око 5 степени због затегнутости ЛЦА.



Слика 2.9. Примарни екстензор колена

(<https://cendrines.com/sweet-stretches-quadriceps/quadriceps-muscles/>)



3

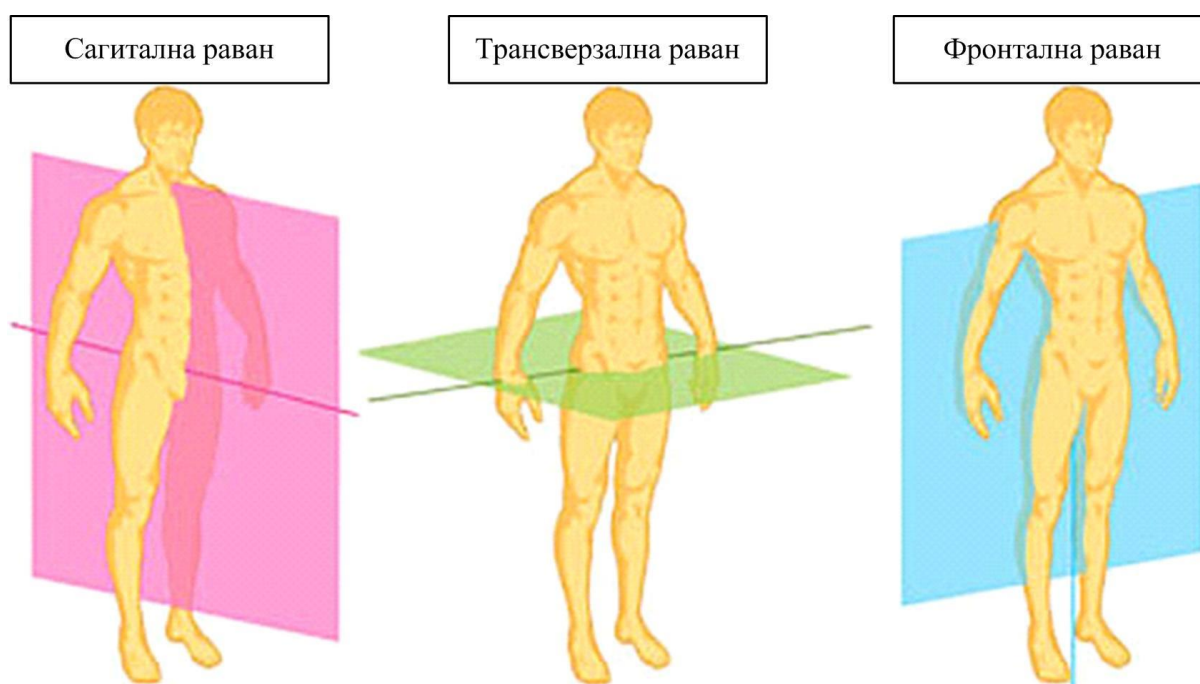
*Биомеханика зглоба колена*

### 3.1 Основна кретања зглоба колена

Кинематика проучава кретање тела без разматрања сила које изазивају то кретање, односно омогућено је описати кретање сегмената тела или зглобова посматрањем позиција, углова, брзина и убрзања. За опис кинематске анализе користе се три основне равни (Сл. 3.1):

- Сагитална - за покрете флексије и екстензије,
- Фронтална - за покрете абдукције и адукције, и
- Трансверзална - за покрете интерно екстерне ротације.

Основне структуре зглоба колена, тзв. пасивни (коштане структуре, менискуси, лигаменти и зглобна капсула) и активни (мишићи) стабилизатори обезбеђују статичку и динамичку стабилност. Статичка стабилност се јавља у условима константних сила и позиција зглоба, док се динамичка стабилност јавља у условима променљивих сила и позиција током времена.

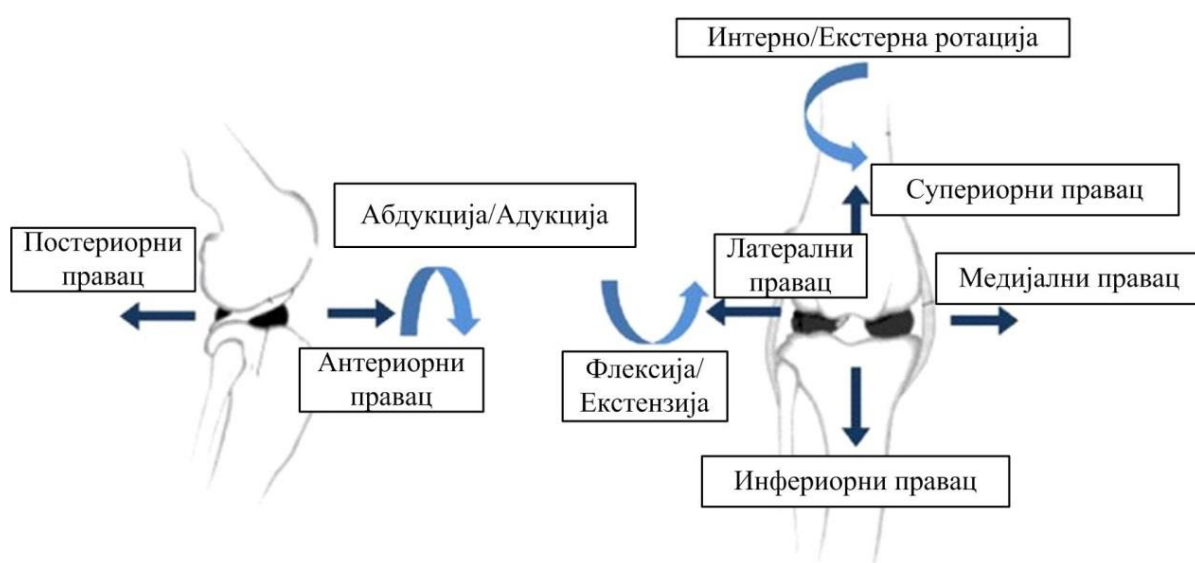


Слика 3.1. Анатомске равни

(<https://www.teachpe.com/anatomy-physiology/planes-of-movement>)

Везе мекоткивних и коштаних структура у зглобу колена, омогућавају кретање зглоба колена у оквиру шест степени слободе, и то (Сл. 3.2) (10)

- флексија/екстензија,
- интерно/екстерна ротација,
- абдукција/адукција,
- anteriорно-постериорна транслација,
- медијално-латерална транслација, и
- супериорно-инфериорна транслација.

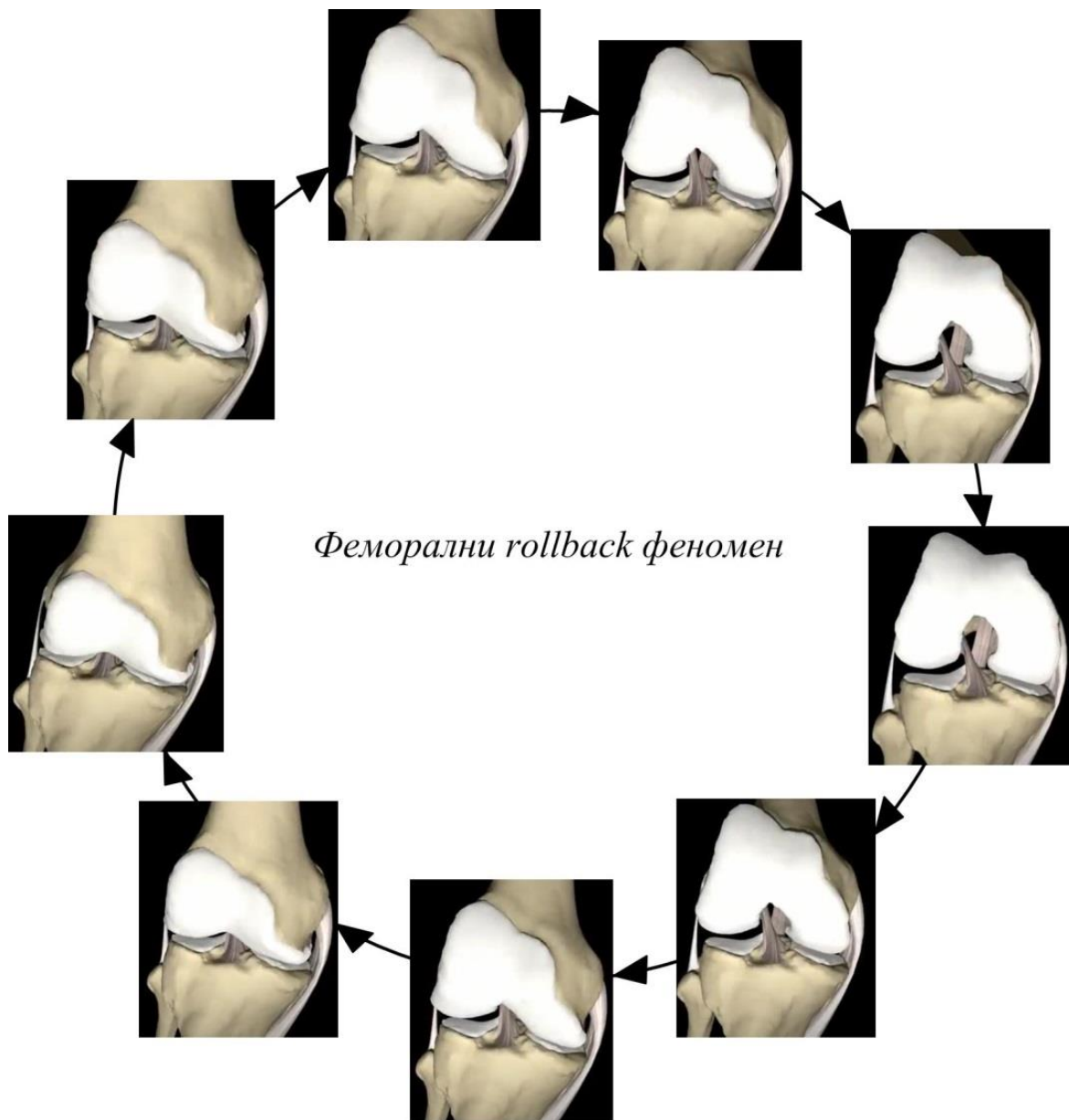


Слика 3.2. Степени слободе зглоба колена (11)

### 3.2 Механизам закључавања зглоба колена

Анатомске коштане карактеристике кондила бутне кости се разликују. Медијални кондил је већи и шири при чему је радијус кривине у сагиталном правцу униформнији и омогућава покрет клизања кондила при покрету флексије/екстензије. Латерални кондил је ужи и дужи при чему су радијуси кривине различити и омогућен је покрет котрљања тзв. *rollback* феморалног кондила при покрету флексије. Феморални *rollback* представља померања центра кондила постериорно при чему јасно дефинише завршну тачку флексије колена (12). Латерални *rollback* феморалних кондила доводи до унутрашње ротације тибије при извођењу флексије колена. Насупрот томе, при екстензији колена долази до ротације тибије пут споља при чему се постиже максимална стабилност колена и феномен тзв. закључавања колена (Сл. 3.3) (13). Уколико не би постојао *rollback* феномен приликом покрета флексије, дошло би до тзв.

сударња (енгл. *Impingement*) између фемура и тибије и немогућности флексије преко 90 степени.



Слика 3.3. Феморални *rollback* феномен

([https://www.youtube.com/watch?v=3Mexk\\_fchlQ](https://www.youtube.com/watch?v=3Mexk_fchlQ))

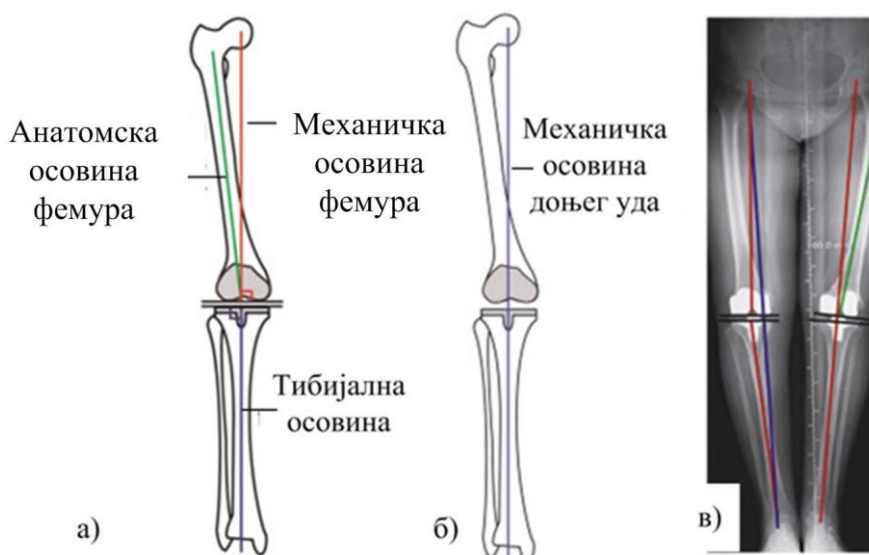
Осим феморалних кондила у феномену котрљања и клизања учествује и анатомска структура платоа при чему је латерални део платоа тибије заравњен, па чак и благо конвексан, док је медијални део платоа конкаван. Конкавна структура медијалног платоа омогућава покрет клизања медијалног кондила у месту при покрету флексије,

док заравњени део латералног кондила омогућава покрет котрљања. Однос између котрљања и клизања није сталан већ је променљив у циклусу хода. Иницијална фаза флексије подразумева наведени однос од 1:2, док се при завршној фази флексије пропорција мења на 1:4.

### 3.3 Осовина колена

Постоје две осовине доњег екстремитета (ДЕ) (Сл.3.4), које су дефинисане као:

- Механичка осовина ДЕ, и
- Анатомска осовина ДЕ.



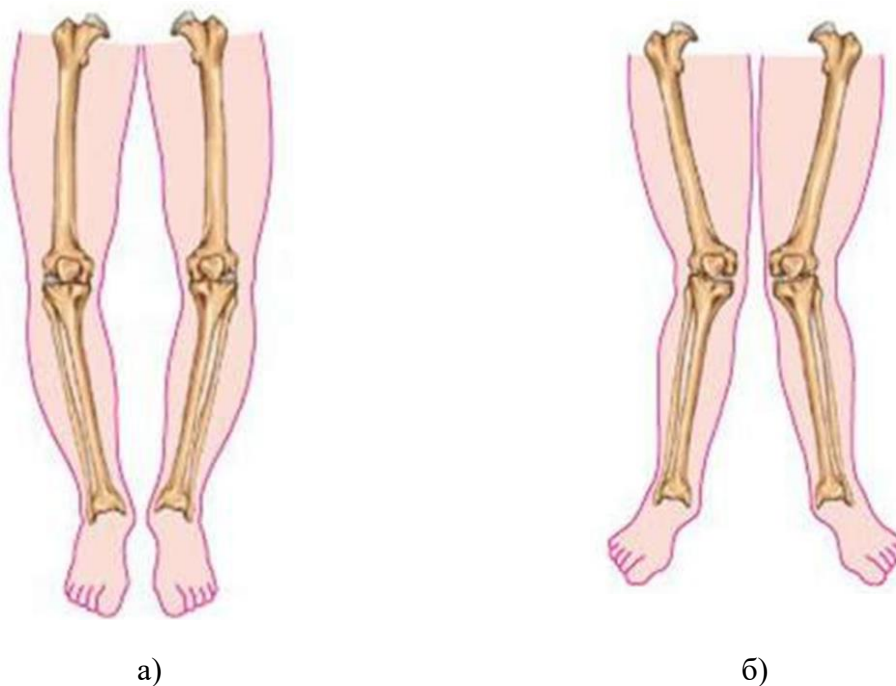
**Слика 3.4.** Осовина колена: а) Механичка и анатомска осовина фемура, Тибјална осовина, б) Механичка осовина доњег уда, и в) Осовине левог и десног уда (14)

Механичка осовина ДЕ је линија која спаја центар кука, пролази кроз средину колена и завршава се у центру скочног зглоба. Анатомска осовина ДЕ пролази кроз средину фемура, средину колена и завршава се на средини скочног зглоба. У регији фемура ове две осовине одстоје једна од друге и граде угао од 6 степени, док се у регији тибје ове две осовине преклапају. Угао колена, који формирају анатомска осовина фемура и тибје износи у просеку 6 степени валгуса. Линија која трансверзално пролази кроз зглоб колена, тзв. линија зглоба, са механичком осовином тибје формира угао варуса од 3 степена, док са механичком осовином фемура формира угао од 3 степена валгуса. Корелација са анатомском осовином износи 3 степена у поређењу са тибјалном осовином, и 9 степени у поређењу са феморалном анатомском осовином (3 степена + 6 степени одстојања од механичке осовине).

Деформитети колена по типу варуса (Сл.3.5а) и валгуса (Сл.3.5б) представљају поремећај ангулације колена у фронталној равни. Код варусног колена долази до

коштаног деформитета доминатно медијалног компартмента са слабљењем мекоткивних структура латерално и скраћењем медијалних мекоткивних структура. За разлику од варусног, валгусно колена је дефинисано дегенеративним оштећењем са редукцијом зглобног простора доминатно латералног компартмента, хипоплазија латералног кондила фемура са слабљењем и елонгацијом мекоткивних структура медијално и истовременим скраћењем латералних мекоткивних структура.

Код тоталне ендопротезе колена наведени углови се поништавају перпендикуларном остеотомијом тибије на механичку осовину тибије, док се остеотомија фемура коригује према тибијалној остеостомији. Тзв. “*distal femoral cut*” користи анатомску осу пласирањем водича кроз интрамедуларни канал при чему постављањем “*cutblock*”-а са валгусом од 6 степени се добија линија остеотомије перпендикуларна на анатомску осовину. “*Tibial cut*” је перпендикуларан на анатомску, а самим тим и на механичку осовину тибије (15). Природни нагиб (енгл. *Natural slope*) платоа тибије у фронталној равни износи 3 степена валгуса, док природни нагиб дисталног фемура у истој равни износи 3 степена валгуса. Ресецирањем дисталног фемура на 6 степени валгуса, у односу на анатомску осовину, добија се линија зглоба која је паралелна тибијалној ресекцији учињеној на 90 степени у односу на анатомску/механичку осовину тибије (16).

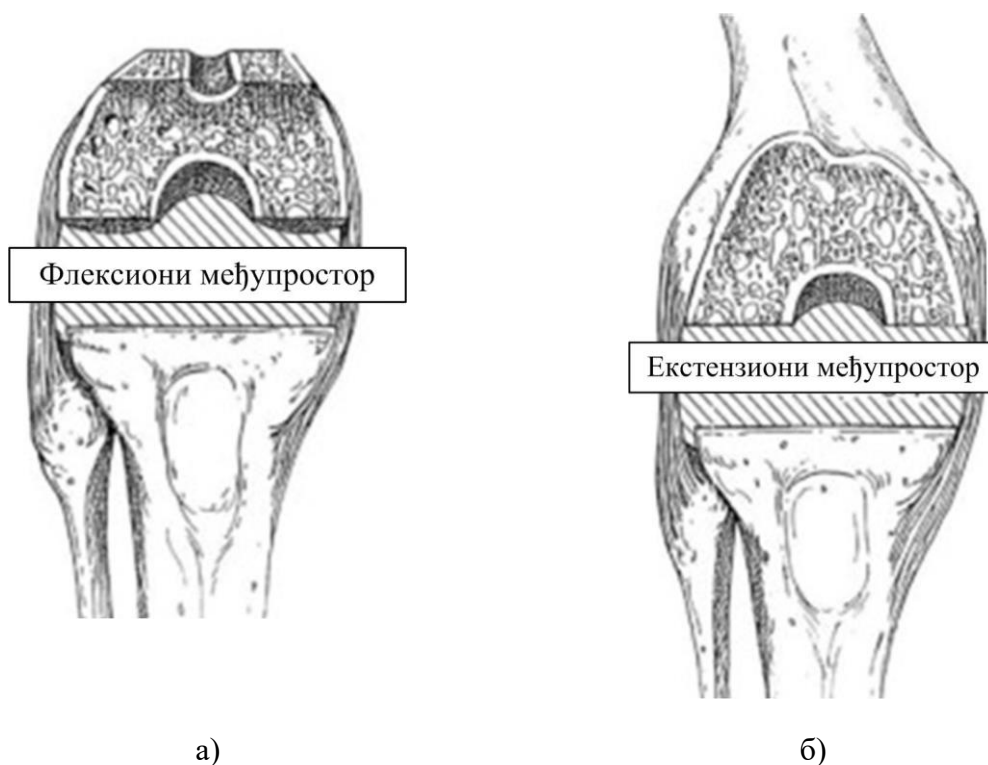


**Слика 3.5.** Деформитети колена: а) Варус колена, и б) Валгус колена  
(<https://odkrito.svet24.si/clanek/dobropocutje/vljudno-vabljeni-na-strokovno-analizo-stopal-z-2d3d-skenerjem-519478>)

Један од основних задатака тоталне артопластике колена је реконструкција стабилног колена са формирањем неутралне осовине колена којом се омогућава најдуже трајање уграђеног имплантата (17), (18). Поједини хирурзи сматрају, да је за

успешност уграђене тоталне ендопротезе колена, битна реституција осовине нативног колена због чега они раде ресецирање фемура на 9 степени валгуса и ресецирање тибије на 3 степена варуса, при чему се добија нативни угао колена од 6 степена валгуса (16).

Поред наведених, потребно је дефинисати и термине флексиони (Сл.3.6а) и екстензиони (Сл.3.6б) зглобни међупростор (ГАП) (енгл. *Gap*). Екстензиони ГАП представља простор који формира ресецирани део тибије и ресецирани део дисталног кондила фемура при покрету пуне екстензије. Уколико су остеотомије правилно урађене, екстензиони ГАП формира облик правоугаоника, тј. линије ресекције фемура и тибије су паралелне. Простор који формира ресецирани део задњих кондила фемура са ресецираним делом платоа тибије при флексији од 90 степени дефинише тзв. флексиони ГАП. Величину флексионог ГАП-а медијално дефинише медијални колатерални лигамент, док је латерални флексиони ГАП одређен латералним колатералним лигаментом, поплитеалном тетивном, латералном капсулом и илиотибијалним трактусом (9), (16).



**Слика 3.6.** Међупростор (ГАП): а) Флексиони, и б) Екстензиони  
(<https://aorecon.aofoundation.org/education/surgical-insights/124.html>)

Идеално уграђене остеотомије фемура и тибије дефинишу једнаке величине екстеизионог и флексионог ГАП-а (15). Наведени слободни простор – ГАП који је формиран коштаном ресекцијама фемура и тибије се испуњава компонентама ендопротезе. Формирање малог заосталог ГАП-а ће довести до исувише тесног простора и појачане напетости мекоткивних структура након уграђене ендопротезе. Насупротом томе, заостајање исувише великог ГАП-а узроковаће претерану релативну лабавост мекоткивних структура и последичну нестабилност уграђене ендопротезе.



---

Разлика у величини ресецираних ГАП-ова (флексионог и екстензионог), у којој је флексиони ГАП мањи од екстензионог довешће до редукције флексије након урађене артопластике. Употреба тањег уметка (енгл. *Insert*) би довела до смањења напетости флексионог ГАП-а, при чему би постојала могућност нестабилности ендопротезе у екстензији због појчане лабавости мекоткивних структура услед неиспуњености екстензионог ГАП-а компонентама ендопротезе. Решавање оваквог проблема, дискрепанце између флексионог и екстензионог ГАП-а се омогућава или смањењем феморалне компоненте ендопротезе или повећавањем постериорног тибидјалног нагиба којим би се смањила тензија у позицији флексије, али без утицаја на стабилност у положају екстензије колена (16).



**4**

*Циклус хода*

## 4.1 Основни елементи циклуса хода

Ход представља скуп равномерних и наизменично координираних покрета доњих екстремитета и тупа са циљем премештања тела са једног места на друго у простору. Ритмичним померањем доњих екстремитета обезбеђује се ослонац, равнотежа и погон у сврху покрета. Ход је урођена активност човека која се, наизглед, одвија на једноставан начин. Да би се обезбедио процес хода, неопходна је комплексна интеракција између неуромускулаторног и коштаномишићног система људског организма.

Први, односно примитивни, ход се јавља код деце са око 12 месеци живота. Ход се сматра независним када дете изведе најмање пет корака самостално. Како дете расте и напредује, односно долази до развоја неуро, мишићног и скелетног система образац хода се побољшава што води стабилнијем и здравијем обрасцу. Другим речима, образац хода је карактеристичан за сваку особу и међусобно се разликује према узрасту, при чему се проходавањем успоставља одређени образац који подлеже физиолошким промена у процесу старења (19).

С обзиром на то, да ход представља скуп покрета који се понављају, може се увести дефиниција основне мере хода, односно циклус хода. Циклус хода представља период између два номинално идентична догађаја, односно интервал између два застопања контакта са подлогом/тлом истог стопала (20).

Циклус хода карактеришу две фазе, и то (20) (Сл. 4.1):

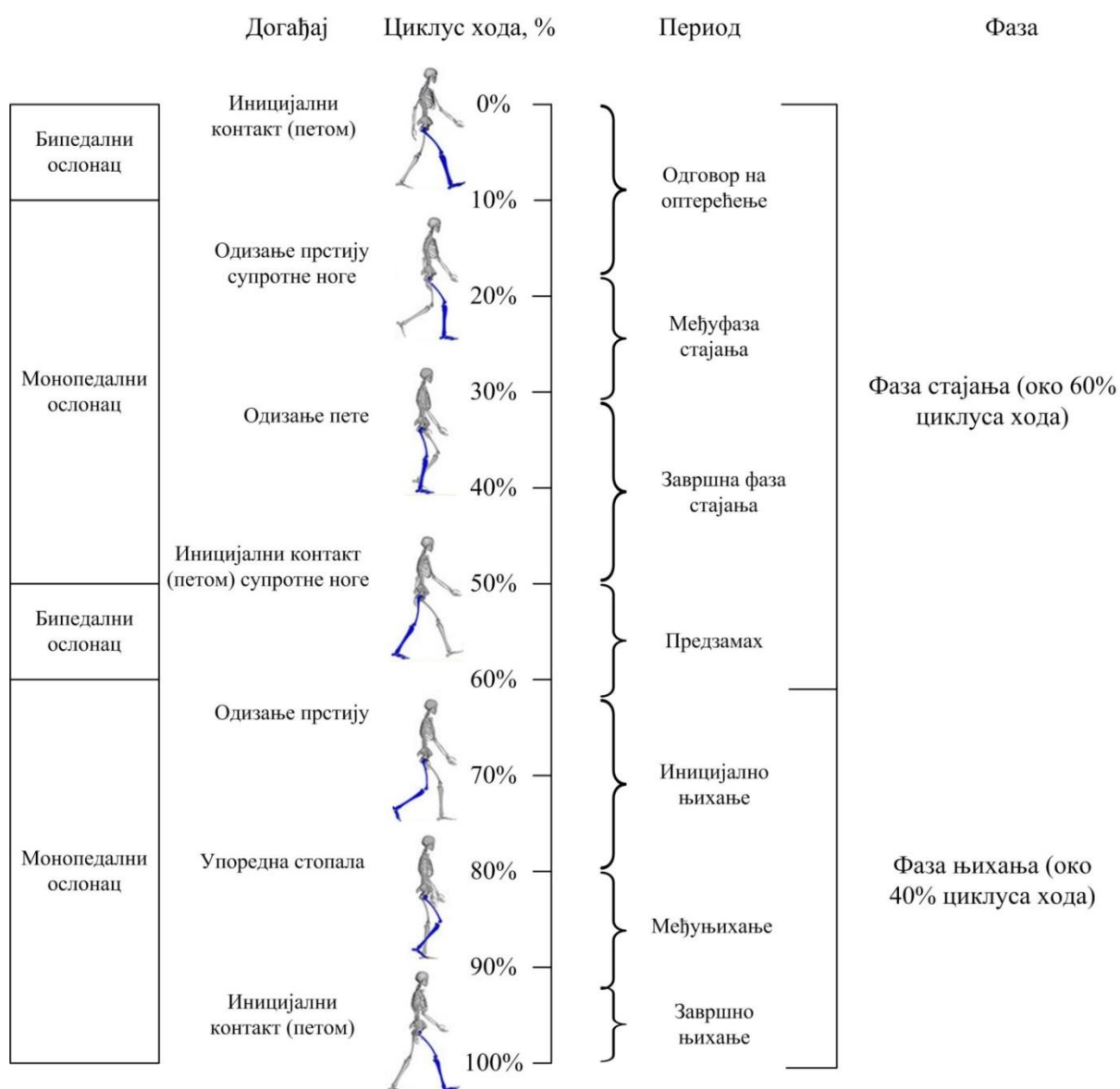
1. Фаза стајања - одвија се у првих 60% циклуса хода где је посматрани екстремитет у константном контакту са тлом, и
2. Фаза њихања - одвија се у последњих 40% циклуса хода где посматрани екстремитет није у контакту са тлом и налази се у ваздуху при напредовању хода.

Током једног циклуса хода у контакту са тлом може бити само један екстремитет - монопедални ослонац, односно оба екстремитета могу бити у контакту са тлом - бипедални ослонац. У првом случају, оптерећење преноси само један екстремитет, а у другом случају оба екстремитета учествују у расподели оптерећења. У фази стајања јављају се два бипедална и један монопедални ослонац, а у фази њихања јавља се само монопедални ослонац. Период монопедалног ослонца одговара око 10% укупног циклуса хода. Са повећањем брзине хода експоненцијално се повећава фаза стајања, док се фаза њихања и фаза двоструког стајања, односно бипедалног ослонца смањују. При великој брзини хода, тј. трчању постоји и тзв. фаза лебдења (енгл. *Double float*) у којој се ниједно стопало не ослања на подлогу (21).

Поред глобалне поделе циклуса хода на фазе, њих карактеришу одређени периоди и догађаји. Периоди који се јављају током циклуса хода су:

- Одговор на оптерећење,

- Међуфаза стајања,
- Завршна фаза стајања,
- Предзамах,
- Иницијално њихање,
- Међуњихање, и
- Завршно њихање.



Слика 4.1. Циклус хода

Догађаји који се јављају током циклуса хода су:

- Иницијални контакт (петом посматраног уда),
- Одизање прстију (супротног уда),

- Одизање пете (посматраног уда),
- Иницијални контакт (петом супротног уда),
- Одизање прстију,
- Упоредна стопала, и
- Иницијални контакт петом посматраног уда.

Образац хода може бити измењен у склопу многих болести неуролошке, реуматолошке и ортопедске етиологије. Поремећај шеме хода је уобичајена клиничка манифестација дечије церебралне одузетости, Паркинсонове болести, цереброваскуларних инсульта са последичним хемипарезама, мултипле склерозе, итд. (22), (23), (19), (24). Реуматолошка обољења првенствено реуматоидни артритис доводи до редукције обима покрета, споријег хода и повећања фазе двоструког стајања што доводи до поремећаја обрасца хода (25). Поред реуматоидног артритиса образац хода је значајно измењен и код особа оболелих од анкилозирајућег спондилитиса (26) и псоријатичног артритиса (27). Другим речима, са повећањем брзине кретања, постојањем обољења, и др., неке фазе могу трајати краће, а неке дуже, односно њихова процентуална расподела може варирати. Како у процесу хода учествује више коштаных и мишићних елемената, они формирају јединствене криве кретања, односно образац хода карактеристичан за сваког човека.

Образац хода формира неколико коштаног зглобних структура, као што су:

- Карлица - При сваком двокораку, карлица се помера у све три равни при чему та померања карактеришу следеће величине: карлични нагиб, карлични наклон и карлична ротација;
- Кук - Током ослонца посматраног уда, овај зглоб има задатак да стабилизује труп, док у фази њихања треба да контролоше екстремитете;
- Колено - У фази ослонца, зглоб колена је основа за стабилност како уда, тако и комплетног тела. У фази њихања, овај зглоб је одговоран за одвајање посматраног уда од подлоге; и
- Скорни зглоб - У фази ослонца, овај зглоб је кључан за прихватање оптерећења и амортизацију иницијалног контакта, док у фази њихања доприноси подизању посматраног екстремитета.

Свака од карактерних величина циклуса хода треба да обезбеди две главне функције за нормалан образац хода, и то:

1. Равнотежу - способност одржавања усправног положаја тела и равнотеже, и
2. Локомоцију - способност иницирања покрета и одржавања ритма корачања.

Током једног циклуса хода, неопходно је остварити три функционална задатка, односно:

1. Прихватање оптерећења - Овај задатак се јавља на почетку фазе стајања у току периода одговор на оптерећење и почетног дела периода међуфаза стајања,
2. Монопедални ослонац - Овај задатак се наставља у фази стајања у току периода међуфаза стајања и периода завршна фаза стајања, и
3. Напредовање уда - Овај задатак се извршава током фазе њихања.

Клиничка анализа циклуса хода се врши у циљу одређивања узрока неправилности хода код индивидуалних пацијената. Коришћењем тих информација могуће је испланирати методе и третмане лечења како би се неправилности у што већој мери отклониле.

Основни параметри, које је могуће измерити једноставним посматрањем, циклуса хода су:

- Брзина хода представља поуздан показатељ функционалне способности човека. Мери се у  $m/s$  и представља скаларну величину,
- Каденца дефинише број корака у одређеном временском интервалу. Углавном се мери као  $корак/min$ ,
- Дужина корака је дефинисана као растојање између леве и десне пете када су оба стопала у контакту са тлом, и
- Ширина корака представља медио - латерално растојање када су оба корака у контакту са тлом.

Поред основних параметара које је могуће пратити анализом хода, могуће је извршити и кинематску и кинетичку анализу хода. Најчешће анализирани зглобови су скочни зглоб, колено, кук, карлица и зглобови кичменог стуба у сагиталној равни.

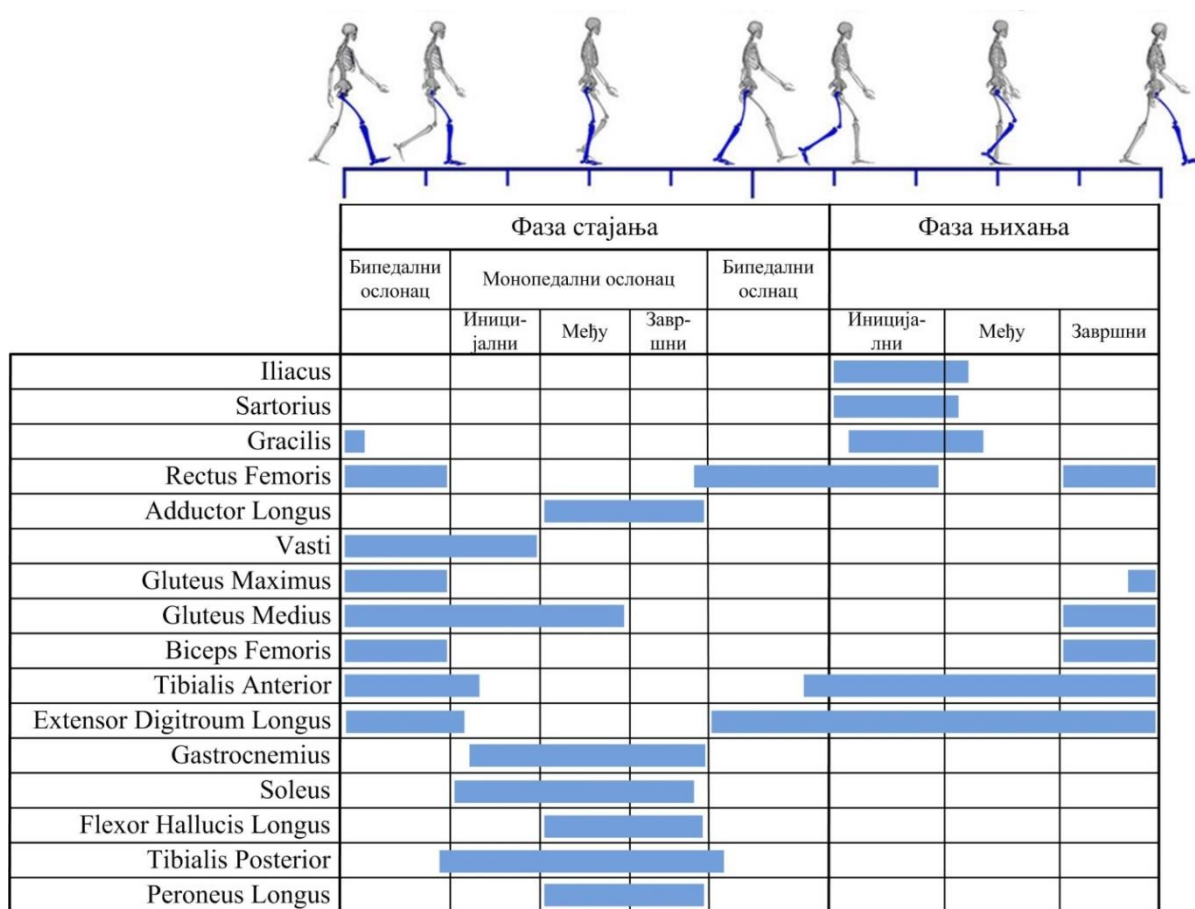
## **4.2 Активност мишића на доњим екстремитетима током нормалног хода**

Природну и понављајућу континуираност покрета током хода обезбеђују и контролишу мишићи. Стога, они се могу сматрати покретачима хода и извршавају специфичну улогу током хода.

Генерално, улога сваког мишића током хода је позната. Међутим, њихова активност се може интерпретирати на различите начине и још увек представљају актуелну тему за истраживање, што се може закључити на основу неколико разлога, а они су:

- неки мишићи су биартикуларни и директно делују на два зглоба,
- рад мишића је различит током бипедалног ослонца, монопедаланог ослонца или током фазе њихања,
- са променом позиције зглобова, мења се и активност/рад мишића, и сл.

Следећи опис је поједностављени преглед мишићне контроле доњих екстремитета током хода (28)(Сл.4.2).



Слика 4.2. Активност мишића током циклуса хода

При иницијалном контакту, стопало започиње свој контакт са тлом, у том тренутку *Gluteus Maximus* и *Biceps Femoris* помажу у контроли покрета флексије кука док *Tibialis Anterior* контролише и успорава кретање стопала.

Током првог бипедалног ослонца, долази до активације седам главних мишића са циљем контроле скочних зглобова, колена и кука како би се одржала равнотежа током напредовања уда.

За контролу и успоравање флексије зглоба колена задужен је *Rectus Femoris* и има екстензорску улогу. Поред тога, овај мишић има задатак да изврши апсорпцију удара током догађаја одговор на оптерећење. Истовремено долази до скраћења тетива како би се обезбедило савијање уда у зглобу колена, а рад мишића *Gluteus Maximus* се повећава и обезбеђује стабилизацију карлице. С обзиром на то да долази до наизменичне активације мишића *Gluteus Maximus* и тетива, на тај начин је обезбеђено и убрзање кука.

На крају фазе стајања, мишић *Tibialis Anterior* постаје активан и припрема уд за фазу њихања. Током иницијалне фазе њихања, уд који је у фази њихања напушта контакт са тлом и напредује. Да би се произвео овај покрет, три главне групе мишића се активирају, и то: флексиони мишић кука тзв. *Adductor Longus*, *Sartorius Iliacus*, и *Gracilis*. Ова група мишића има задатак да обезбеди напредовање фемура и флексију у зглобу колена (у овом задатку помаже и мишић *Biceps Femoris*).

Мишићи *Tibialis Anterior* и *Extensor Digitorum Longus* помажу у подизању стопала из његове претходне позиције - плантарне флексије.

Током међуфазе њихања, фемур наставља да напредује и јавља се вертикално поравнање тибиге са стопалом. Током овог периода, мишићна активност је лимитирана, односно активност мишића *Iliacus*, *Sartorius*, *Rectus Femoris* и *Gracilis* престаје. Мишић *Tibialis Anterior* омогућава и управља позицијом скочног зглоба, док контралатерални *Gluteus Medius* управља позицијом карлице.

Завршна фаза њихања одговара крају циклуса хода. Из ове фазе се врши припрема за нову фазу стајања. Из тог разлога активирају се три главна мишића. Тетиве мишића делују на зглоб кука и зглоб колена како би се успорило напредовање уда. Мишић *Rectus Femoris* обезбеђује „продужетак“ колена, а мишић *Tibialis Anterior* обезбеђује правилно позиционирање скочног зглоба при контакту стопала са тлом.





**5**

---

*Гонартроза*

Гонартроза представља дегенеративно оштећење зглоба колена које се карактерише оштећењем зглобне хрскавице. На слици 5.1 приказан је здрав зглоб колена (Сл.5.1а) и зглоб колена са дегенеративним оштећењем (Сл.5.1б).

Чешће се јавља код жена (42,1%) у односу на мушкарце (31,2%) уз јасно дефинисан разлог веће телесне тежине жена, чешћих хормонских дисбаланса, као и учесталијег постојања конгениталних аномалија код жена (*Genu Valgum, Planovalgus*, итд) (29)(30)

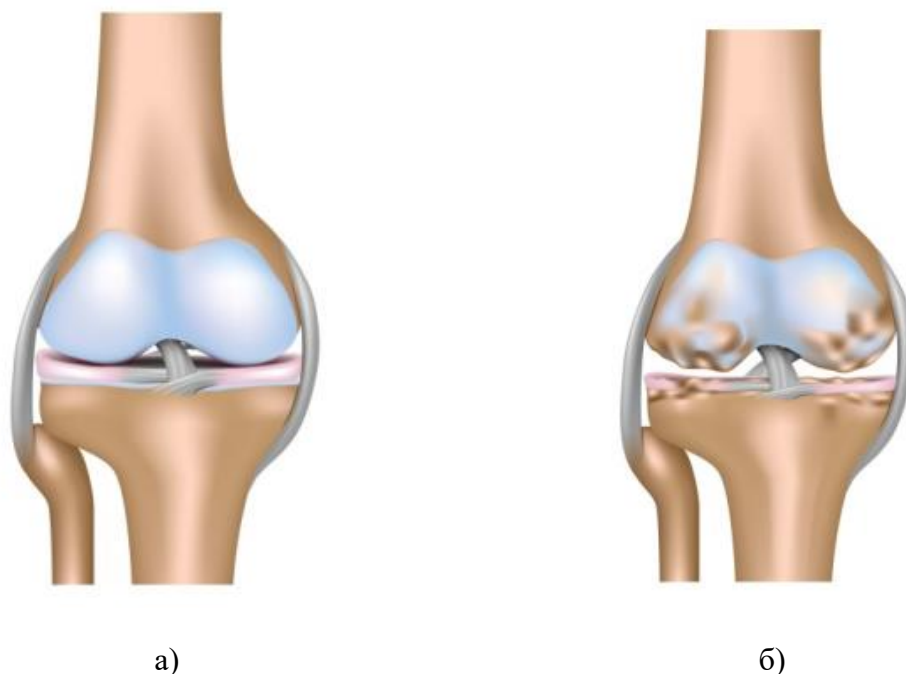
Гонартроза се дефинише као комплексан медицински ентитет за чији настанак су одговорни многобројни фактори. Фактори ризика за настанак гонартрозе се могу поделити на (31):

- Опште факторе ризика који обухватају:
  - наслеђе,
  - животну доб,
  - пол,
  - гојазност,
  - неактивност, и
  
- Локалне факторе ризика који обухватају:
  - трауму,
  - претходне ортопедске хируршке процедуре,
  - урођену лабавост зглобова,
  - поремећај морфологије зглоба и осовине ДЕ,
  - слабост мишића.

Основу гонартрозе чини неравномеран губитак зглобне хрскавице, субхондрална склероза са формирањем остеофита на ивицама зглобних структура и хипертрофија капсуле. Доказано је да пацијенти којима је урађена парцијална менисектомија имају 7 пута већу могућност настанка гонартрозе у поређењу са контролном упареном (енгл. *Match Study*) групом по полу узрасту и индексу телесне масе (БМИ) (енгл. *Body mass index*) (30). Сматра се да 20% одрасле популације има дијагностиковану гонартрозу, а преваленце расте на 50% код пацијената преко 65 година (32). Процењено је да 251 милиона људи пати од остеоартрозе колена (33). Како се експоненцијално буде повећавао степен неактивности, гојазност и животна доб популације тако ће расти преваленца гонартрозе (30). Процењује се да ће Сједињене Америчке Државе 2050. године имати 83,7 милиона популације старије од 65 година (34).

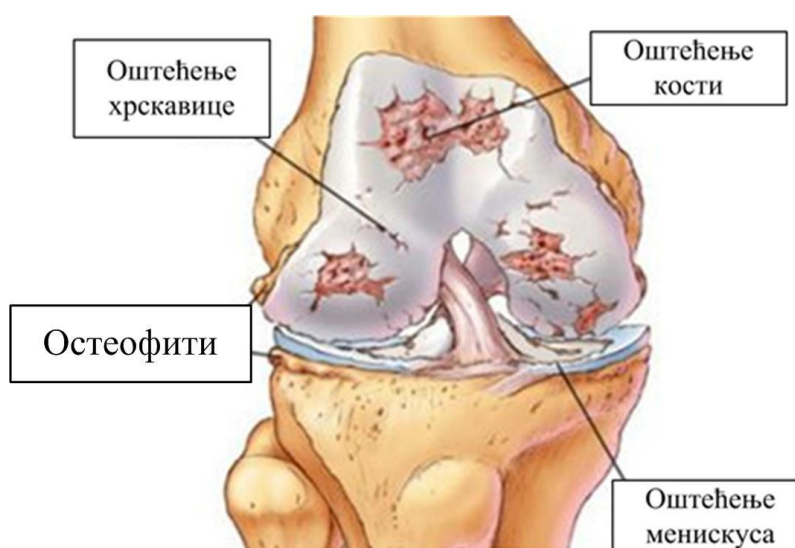
Патоанатомске промене у гонартрози нису искључиво везане за кост и хрскавицу већ обухватају и промене на лигаментима, тетивама, менискусима и синовијалној течности (30) (Сл.5.2). Синовијална течност у ОА колена је вискознија уз повећање броја полиморфонуклеара до 25% за разлику од синовијалне течности код оболелих од реуматоидног артритиса (РА) (35). Осим наведених промена, долази до задебљавања капсуле и често до опадања вискозитета синовијалне течности (36). Зглобне површине структура које граде зглоб колена су прекривене хијалином хрскавицом. Основни патоанатомски супстрат у гонартрози је појава микрофрактура

које се јављају субхондрално. Микрофрактуре зарастају при чему је новостворена кост мекша и не обезбеђује довољну потпору хрскавици која је прекрива. Због тога долази до оштећења хрскавице и даљег пропадања субхондралне кости. Услед наведених промена долази до промене артикуларних површина које постају неравне и неправилне. Патолошка евалуација зглоба колена доводи до настанка новостворених промена, тзв. остеофита.



**Слика 5.1.** Зглоб колена: а) Здрав зглоб колена, и б) Зглоб колена са дегенеративним оштећењем

(<http://nerminamavric1a.blogspot.com/>)



**Слика 5.2.** Оштећење зглоба колена узроковано гонартрозом  
(<https://www.kintec.net/blog/knee-osteoarthritis-degenerative-arthritis/>)

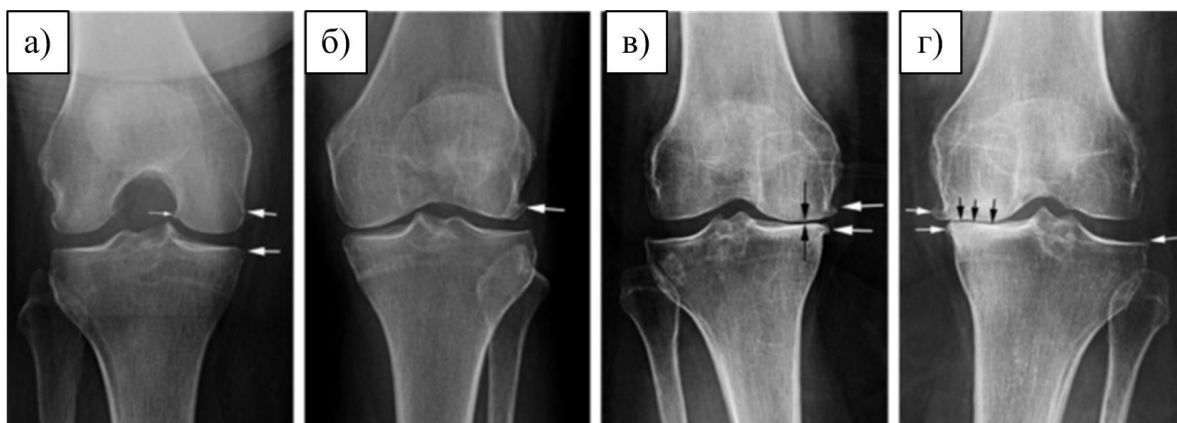
Клиничка манифестација гонартрозе обухвата бол, ограниченост покрета, оток и крепитације. Остеоартроза колена осим бола доводи и до физичке инвалидности и губитка квалитета живота (2). Бол, као доминантан симптом гонартрозе, је најчешће у почетном стадијуму болести присутан на одређеној локализацији, јавља се при извођењу физичких активности и престаје након одмора. Са напредовањем артрозе бол постаје дифузан и јавља се у мировању. Присуство бола у току седења и ходања уз степенице говори у прилог постојања пателофеморалне артрозе (31). ОА колена је често праћена поремећајем осовине доњег екстремитета. Варусни деформитет колена је узрокован медијалном ОА колена, док артротичне промене латералног компартмана доводе до настанка валгусног деформитета. Оштећења хрскавице су чешћа са медијалне стране са последично учесталијим варусним деформитетима колена.

## 5.1. Дијагностика

Постављање дијагнозе ОА колена је засновано на клиничком прегледу на којем се утврђује постојање редукције обима покрета, крепитација при извођењу покрета најпре финих, а у каснијој фази болести и грубих крепитација, као и постојање синовијалног излива у зглобу. Поред клиничког прегледа, у свакодневной клиничкој пракси, златни стандард за постављање дијагнозе ОА колена је радиографија (37). Радиографија колена подразумева стојећи антериорно - постериорни снимак, профилни снимак колена, АП снимак колена са флексијом истог на 30 степени (енгл. *Rosenberg view*)(38), као и аксијални снимак чашице (енгл. *Merchant, skyline patella view*), (39), (40). АП снимак пружа адекватне информације о тежини ОА колена, постојању претходних остеомија и дефинисању деформитета по типу варуса и валгуса. На АП снимку се уочава физиолошки валгус колена од 7 степени и шири латерални зглобни простор у односу на медијални. Латерални снимак колена се користи за визуелизацију тибјалног нагиба, постојања постериорних остеофита, постојање АП транслације, као и положаја пателе. Мершантов снимак се користи за процену пателофеморалног односа и зглобног простора (41). Конвенционалном радиографијом се може поставити дијагноза ОА колена на којој се јасно види редукција зглобног простора, формирање остеофита, субхондрална склероза и постојање коштаних цисти.

Једна од често коришћених квантитативних система за градацију ОА је Kelgren Lowrence класификација (42,43). Kelgren Lowrence класификација гонартрозу сврстава у четири категорије, и то (42):

1. I категорија - Присутни дискретни остеофити (велике стрелице) (Сл. 5.3а),
2. II категорија - Јасно формиран руб остеофита без знакова сужавања зглобног простора (Сл. 5.3б),
3. III категорија - Постојање рубне остеофитозе са знацима сужавања зглобног простора (Сл.5.3в), и
4. IV категорија - Потпуна збрисаност зглобног простора са рубном остеофитозом (Сл. 5.3г).



Слика 5.3. Kellgren Lowrence класификација: а) I категорија, б) II категорија, в) III категорија, г) IV категорија

Дегенеративне промене зглоба колена доводе до поремећаја тзв. “обрасца” хода (о чему ће бити више речи у поглављу *Резултати*). Услед наведених промена долази до редукције покрета зглоба колена, што се може детектовати биомеханичком анализом хода. Снимање и обрада података се врше у специјализованим лабораторијама за анализу хода. (7)

## 5.2. Лечење

Лечење гонартрозе представља мултидисциплинарни приступ који се, првенствено, базира на едукацији пацијентата, нефармаколошком, фармаколошком и оперативном лечењу (44).

Нефармаколошко лечење обухвата, првенствено, информисање пацијената о природи болести, превенцији прогредирања болести, мерама које могу утицати на смањење тегоба узрокованих ОА колена. Поред тога, битно је указати пацијентима на одржавања оптималног индекса телесне масе, и на потребну редукцију телесне масе. Гојазност је један од најзначајних фактора ризика за настанак ОА колена. Сматра се да је једна трећина популације старије од 60 година гојазно (45). Многе студије су показале да редукција телесне тежине доводи до смањења интензитета бола у дегенеративно измењеним зглобовима колена (46). Поред редукције телесне тежине, у нефармаколошко лечење се убраја и вежбање. Старењем долази до губитка мишићне масе и снаге пацијента. Редовним вежбањем које подразумевају аеробне вежбе и вежбе снаге се постиже одржавање тонуса мишића, очување мишићне снаге и превенција гојазности. Поједине студије су дошле до закључка да редовно вежбање доводи до редукције бола у остеоартротичном колону (47).

Фармаколошко лечење обухвата примену топикалних и оралних лекова. Топикална примена се базира на примени гелова и масти на бази нестероидних

антиинфламаторних лекова (НСАИЛ). Топикална примена ових лекова је најчешће везана за почетне фазе ОА колена. Поред НСАИЛ, у употреби је и примена топикалних лекова на бази капсаицина. Капсаицин је супстанца изолована из љуте папричице. Примена ових лекова доводи до редукције бола ОА колена са једином маном у смислу постојања могућности наставка иритације третиране коже (46). Употреба оралних медикамената је првенствено базирана на употреби НСАИЛ. Поред њих, у употреби су и помоћна лековита средства по типу хондропротектора чије је ефикасност недовољно доказана.

Примена интерартикуларних ињекција кортикопрепарата (нпр. амп. Бетаметазон) показује значајне резултате у смањењу болова код акутне болне фазе гонартрозе, али у кратком временском периоду (48). У клиничкој пракси је присутна и примена интерартикуларних ињекција хијалуронске киселине која има хондропротективно, аналгетско и противупално дејство. Упркос њеној примени не постоји довољно јасних доказа за њену ефикасност у лечењу ОА колена (46).

Неоперативно лечење гонартрозе обухвата примену физикалне терапије. Физикална терапија је базирана на примени термотерапије, електротерапије и хидрокинезитерапије (35).

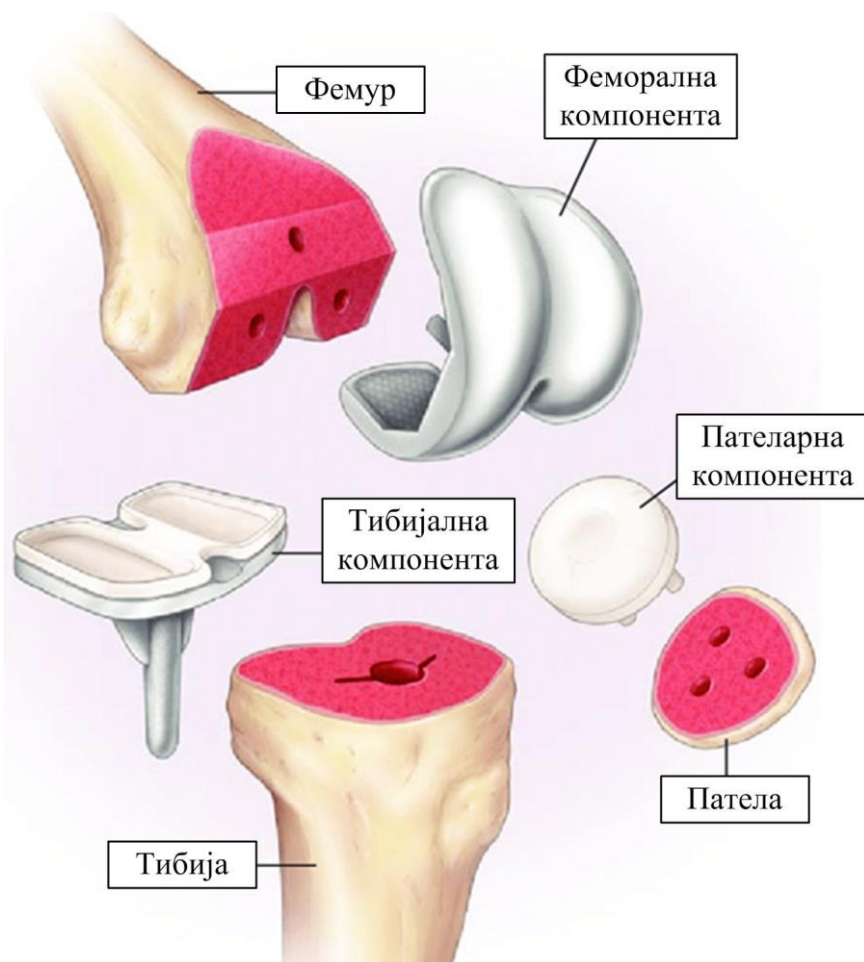
Методи који обухватају оперативно лечење ОА колена су: остеотомије тибије/фемура и мишићни редресман, артроскопски дебридман колена, пенетрација субхондралне кости (фоража), ресекциона артропластика, коришћење мекоткивних графтова, односно употреба хрскавичавих графтова (мозаик пластика), као и артропластика колена (49).

### 5.3. Артропластика колена

У медицинској терминологији ентитет “протеза” дефинише вештачку структуру која се употребљава за замену оштећеног дела тела или дела људског тела који недостаје узрокован траумом, урођеним недостатком или болешћу (50). Артропластика колена обухвата уградњу тоталне или парцијалне ендопротезе колена (51) (Сл. 5.4 и Сл.5.5). Историја тоталне артропластике потиче још из 1860. године када је Фергусон у циљу мобилизације колена радио ресекцију зглобног дела дисталног фемура и проксималне тибије (52,53). Први објављени радови уграђене ендопротезе колена у циљу лечења туберкулозе колена датирају још из 1890. године, када је Глок употребљавајући слонову кост вршио артропластику зглобова (40).

Потпуна артропластика колена представља терапију избора за терминални стадијум остеоартрозе колена. Број уграђених ендопротеза колена у циљу лечења гонартрозе се експоненцијално повећава широм света и обухвата све млађу популацију (3,54).

Према Националном регистру артропластика у Великој Британији у 2016. години урађено је 180713 артропластика колена од којих је 102519 примарних ендопротеза, 3,9% више него 2015. године. Просечна старост пацијената је 69,16 година (мушкарци) и 69,75 година (жене) (55).



Слика 5.4. Артропластика зглоба колена (56)

Потпуна артропластика колена је поуздан вид лечења пацијената са овим обољењем у циљу ублажавања болова и повећавања функције зглоба колена (4). Један од најзначајних циљева тоталне артропластике колена је повећање обима покрета у колону. За извођење свакодневне активности неопходна је флексија колена од 67 степени у фази њихања при ходу, 83 степена за пењање уз степенице, 90 степени за силажење низ степенице и 93 степена за устајање са столице (57).

Уградња тоталне ендопротезе колена представља једну од најчешћих елективних операција у ортопедској хирургији (51,58). Тотална артропластика колена представља погоднији модалитет лечења у односу на неоперативно лечење код пацијената са терминалном остеоартрозом колена (44). Без обзира на све бенефите, сматра се да је успешност артропластике колена значајно мања од артропластике кука (40).

Основни циљеви артропластике колена су (41):

1. Корекција поремећене механичке осовине колена - Овом корекцијом се постиже нормализација механичке осовине колена која пролази кроз центар кука, колена

- и скочног зглоба што обезбеђује равномерну расподелу оптерећења и последичног хабања полиетиленског уметка;
2. Корекција деформитета - Најчешћи деформитет колена је варусни деформитет, поред њега постоји и деформитет по типу валгуса. Деформитет у фронталној равни који се најчешће јавља је флексиони деформитет. Корекцијом деформитета се враћа нормална биомеханика колена и омогућава дуже трајање уграђене ендопротезе; и
  3. Оптимизација мекоткивног баланса у циљу постизања стабилности колена током извођења покрета.



Слика 5.5. Артропластика зглоба колена, Клинички центар Крагујевац-архива

Процењује се да је 20% пацијената незадовољно након уграђене тоталне ендопротезе колена (59), а да 50 % има заостале тегобе након урађене алоартропластике (60), (61).

Основне индикације за артропластику колена се сматрају:

- Бол у колелу - Индикација за артропластику колена је бол у колелу који траје 3-6 месеци, свакодневно или пар пута недељно који је без одговора на примењене неоперативне мере лечења. Бол представља најважнији фактор на основу кога се одлучује да ли је пацијент кандидат за потпуну артропластику колена. Класификација бола се врши на основу постојања ноћног бола, бола у миру, бола при извођењу корака, бола који је провоциран ходом уз/низ степенице;



- Потврђена артроза или остеонекроза колена радиографијом;
- Тегобе које утичу на свакодневне животне активности у смислу лимитирања истих. нпр. ограничења у ходању, дуготрајном стајању, ходању низ степенице, и сл. (58);
- Деформитет;
- Нестабилност;
- Губитак покрета; итд.

Поред наведених индикација, јасно су дефинисане контраиндикације за уградњу тоталне/парцијалне ендопротезе колена, и то (41), (62), (63):

- Апсолутне контраиндикације могу бити:
  - Инфекција зглоба,
  - Инфекција удаљеног места, бактеријемија, или
  - Непостојање адекватног мекоткивног покривача; и
  
- Релативне контраиндикације могу бити:
  - Васкуларно обољење које угрожава зарастање рана,
  - Гојазност (сматра се да 30 % већи ризик од инфекције и отежаног зарастања ране имају пацијенти са повећаним БМИ),
  - Неконтроласана шећерна болест,
  - Вишеструке неуспешне предходне артропластике колена, или
  - Дефицијенција екстензорног механизма колена.

Са развојем технологије развијале су се и модификације ендопротеза, а све у циљу постизања што сличније анатомске и функционалне сличности нативном колелу. Свака ендопротеза колена треба да се карактерише са три кључна концепта, и то:

- Постојање *rollback* феморалних кондила,
- Ограниченост покрета ендопротезе, и
- Модуларност ендопротезе.

Ограниченост покрета ендопротезе (енгл. *Constraint*) подразумева ограничење покрета ендопротезе при извођењу флексије/екстензије, као и варус/валгус покрета. Различитост дизајна ендопротеза је праћена различитим степеном ограничења па тако се постојање ЦР ендопротезе карактерише најмањим степеном ограничења покрета, ПС ендопротезе са већим степеном ограничености покрета и најригиднијим дизајном ендопротеза која подразумева примену тзв. шаркасте „*hinged*” ендопротезе.

Модуларност ендопротезе представља могућност надокнаде коштаних дефеката применом додатака (аугментације). Тибијална компонента ендопротезе колена може

бити модуларна при чему садржи металну тибијалну компоненту и припадајући полиетиленски уложак различитих величина и немодуларна која постоји у виду полиетиленског моноблока. Тибијални полиетиленски уметак може бити фиксни и мобилни. Мобилни полиетиленски уметак лежи на тибијалној металној компоненти ендопротезе са могућношћу ротација што смањује контактну оптерећење, а самим тим и хабање полиетиленског уметка. Избор уграђене ендопротезе првостено зависи од индивидуалних карактеристика пацијената, стабилности колена и степена губитка коштаног ткива (12).

Фиксација ендопротеза цементом представља златни стандард, при чему је век трајања цемента преко 15 година присутан између 90-98% уграђених ендопротеза. Употреба цемента представља примену полиметил метакрилата (синтетички полимер метил метакрилата) којом се компонента ендопротезе фиксира за кост (40). Иницијално су направљене ендопротезе колена са жртвовањем задње укрштене везе колена, тзв. ПС ендопротезе а касније у циљу побољшања перформанси и ендопротезе код којих се чува задња укрштена веза (ЦР ендопротезе) (2). Многобројне студије и мета анализе су се бавиле испитивањем перформанси између ПС и ЦР ендопротеза, базираним на обиму покрета, субјективном задовољству пацијената, скали бола и настанку компликација.

Стандардна примарна ендопротеза колена подразумева уградњу цементне кобалт хром феморалне компоненте, полиетиленског инсерта, тибијалне титанијумске компоненте и полиетиленског пателарног дугмета (у случајевима када се мења артикуларна повшина пателе). Дебљина стандардне тибијалне компоненте је 2mm док је дебљина тибијалног инсерта 9mm и више, при чему је због конкавитета његова иницијална дебљина око 5-6mm.

### 5.3.1. ПС ендопротеза

Циљ дизајна ПС ендопротезе је успостављање механичке осовине. Феморална компонента ПС ендопротезе садржи шипку/полугу која повезује задње кондиле фемура и чија је функција зглобљавање са задњим делом тибијалне компоненте (при покрету од 40-90 степени флексије) (Сл. 5.6). Циљ зглобљавања је омогућавање *rollback*-а феморалних кондила при извођењу дубоке флексије. Претходни дизајн ендопротезе колена је био лимитиран на могућност флексије до 90 степени, а све због непостојања *rollback*-а феморалних кондила. Уградња ПС ендопротезе омогућава само 80% *rollback* феномена у односу на здраво колено. (16).

Као основне предности уградње ПС ендопротезе наводе се (64), (65), (66), (67), (68), (69):

- Мекоткивни баланс је изводљивији због недостатка лигамента, а кинематика ендопротезе је осигурана задњом стабилизацијом;
- Не постоји ризик од нестабилности и ишчашења ендопротезе након пуцања задњег укрштеног лигамента;
- Корекција већих деформитета је изводљивија уградњом ПС ендопротезе у односу на ЦР ендопротезу;

- Уградња ПС ендопротезе доводи до већег обима покрета у односу на ЦР ендопротезу, итд.



Слика 5.6. ПС ендопротеза зглоба колена

(<https://www.zimmerbiomet.com/medical-professionals/knee/product/nexgen-complete-knee-solution.html>)

У основне мане уградње ПС ендопротезе наводе се (66):

- Дислокација настаје због лабавог флексионог ГАП-а и некоригованог варусног деформитета, при чему задњи стабилизатор инсерта прескочи преко шипке/полуге феморалне компоненте. Хабање полиетиленског инсерта не зависи од дизајна ендопротезе већ од урађеног мекоткивног баланса;
- Већа остеотомија дисталног фемура (енгл. *Cut box*);
- Пателарни “*Clunk*” синдром који настаје због формирања фиброзног/ожиљог чвора иза тетиве квадрицепса услед чега се јавља болно стезање при извођењу екстензије када долази до импицмента између феморалне компоненте ендопротезе и фиброзног ткива;
- Већи флексиони ГАП који настаје услед ресекције задњег укршеног лигамента колена и захтева већу ресекцију дисталног фемура, а све у циљу постизања коректног екстензионог ГАП-а;
- Интеркодларни прелом дисталног фемура који настаје услед неадекватног пласирања феморалне компоненте ПС ендопротезе

### 5.3.2. ЦР ендопротеза

ЦР ендопротезе (Сл.5.7) представљају ендопротезе са чувањем задњег укрштеног лигамента. Задњи укрштени лигамент представља најјачи лигамент у колону. Улога задњег укршеног лигамента је онемогућавање предње трансације фемура у односу на тибију. ПЦЛ учествује у дефинисању флексионог ГАП-а и флексионог балансирања код артропластике колена. Кинематика уграђене ЦР ендопротезе је приближнија кинематици здравог колена због постојања ПЦЛ.

Једна од забрињавајућих чињеница је то да интактан ПЦЛ код гонартритичног колена лечених уградњом ЦР ендопротезом може да руптурира и да ослаби при чему се утиче на кинематику већ уграђене ендопротезе. Феморални *rollback* је лошији код ЦР ендопротезе у односу на ПС ендопротезу без обзира на присуство интактног АЦЛ. Медијални феморални кондил феморалне компоненте ЦР ендопротезе има већи радијус кривине од латералног кондила, што омогућава природнију кинематику уграђене ендопротезе.(16)



Слика 5.7. ЦР ендопротеза зглоба колена

(<https://www.jnjmedicaldevices.com/en-EMEA/product/sigma-total-knee-system>)

Као основне предности уградње ЦР ендопротезе се наводе (9), (70), (71):

- Мања ресекција дисталног дела фемура код млађих пацијената који ће у свом животном веку вероватно бити подвргнути ревизионој хирургији;

- 
- Боља проприоцепција, мада уградња ЦР ендопротезе не гарантује очување проприоцепције;
  - Интактан ПЦЛ омогућава већу стабилност колена након артропластике;
  - Интактан ПЦЛ омогућава квалитетнији баланс флексионог ГАП-а, итд.

Основни недостаци уградње ЦР ендопротезе су:

- Руптура или слабљење ПЦЛ може довести до нестабилности колена након уграђене ендопротезе;
- Тежи мекоткивни баланс у хируршком раду, поготову код изражених деформитета (варус > 10 степени, валгус > 15 степени); и сл.

За сада се за процену успешности лечења остеоартрозе колена артропластиком користе субјективни клинички тестови (енгл. *Knee Society scores*)(72) и радиографска испитивања (енгл. *Long standing X-ray* који показује положај уграђеног имплантата) (73).



---

**6**

*Експеримент*

## 6.1 Врста студије

Истраживање је спроведено као опсервациона аналитичка студија пресека заснована на утврђивању разлике у обрасцу хода пре и после операције колена (артропластике колена), усклађена студија у којој контролну групу чини здрава нога, као и утврђивање разлика обрасца хода после билатералне артропластике колена са две различите врсте уграђене ендопротезе (ЦР и ПС). Спровођење истраживања је одобрено од стране 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 просвете, науке и технолошког развоја ИИИ 41007 (Примена биомедицинског инжењеринга у претклиничкој и клиничкој пракси).

## 6.2 Пацијенти

Испитивање и операција је извршена у Клиничком центру Крагујевац, на Клиници за ортопедију и трауматологију. У испитивању је учествовало 36 пацијената (21 жена и 15 мушкараца) код којих је урађена билатерална артропластика колена различитог дизајна ендопротезе и 78 (47 жена и 31 мушкарац) пацијената код којих је једно колено дегенеративно оштећено и где је урађена тотална ендопротеза колена без обзира на дизајн, а друго колено је било здраво. Средња вредност година у групи у којој је урађена билатерална артропластика је  $68,79 \pm 5,98$ , средња вредност тежине је  $81,5 \pm 16,18 \text{ kg}$ , и средња вредност висине је  $167,86 \pm 8,51 \text{ cm}$ . БМИ:  $29 \pm 2,2$ . Група пацијената са остеоартрозом једног колена где је урађена артропластика колена и другим коленом које је било здраво имало је средњу вредност година  $64,22 \pm 4,72$ , средњу вредност тежине  $77,27 \pm 8,23$  и средњу вредност висине  $169,11 \pm 6,73 \text{ cm}$ . Средња вредност БМИ била је  $27 \pm 0,55$ .

Критеријуми за селекцију пацијената је следећи:

- Пацијенти болују од гонартрозе која је дијагностикована на основу анамнезе пацијената, клиничког испитивања и анализом радиографских снимка применом *Kellgren-Lawrence* класификације;
- У испитивање су укључени сви пацијенти чија је остеоартроза колена у 3. или 4. стадијуму по *Kellgren-Lawrence* класификацији при чему је друго колено било здраво;
- Сва оболела колена су имала варус деформитет са поремећајем осовине од  $7^\circ$  ( $\pm 5$ );
- Сви пацијенти код којих је учињена артропластика оба колена у два времена при чему је на једном колону учињена артропластика колена са жртвовањем задње укршене везе колена, а на другом артропластика колена са очувањем задње укршене везе;
- Сви пацијенти су способни да самостално ходају око 20 метара; и

- Сви пунолетни пацијенти који својим потписом дају сагласност да се може обавити преглед помоћу тродимензионалног *OptiTrack* система (пацијенти који добровољно пристају да учествују у студији и који су потписали информисани пристанак за обављање студије).

У студију нису укључени:

- Пацијенти код којих су дијагностикована хронична системска обољења која доводе до оштећења зглоба колена (реуматоидни артритис, системски еритемски лупус, и др.); и
- Пацијенти код којих се из анамнестичких података сазнаје да је било ранијих операција на зглобовима колена (менисектомије, артроскопије, остеосинтеза прелома).

Из студије су искључени:

- Пацијенти са некомплетним подацима у историји болести и осталој медицинској документацији;
- Пацијенти који ходају уз помоћ помагала (штаке, штап);
- Пацијенти који су имали претходну пателектомију;
- Пацијенти са септичним артритисом;
- Пацијенти којима су урађене високе клинасте остеотомије;
- Пацијенти чија колена имају флексиону контрактуру већу од 20 степени;
- Пацијенти чија колена имају валгусни деформитет колена већи од 15 степени;
- Пацијенти који имају варусни деформитет колена већи од 20 степени;
- Пацијенти са реуматолошким, неуролошким и осталим обољењима која могу да доведу до поремећаја обрасца хода; и
- Пацијенти код којих је у току артропластике колена утврђено постојање повреда или обољења које могу утицати на резултате теста.

Испитивање колена помоћу тродимензионалног *OptiTrack* система је урађено:

- дан пре операције и 6 месеци после артропластике колена, и
- 6 месеци после билатералне артропластике колена.

Сви испитаници су били упознати са врстом и начином извођења теста усменим и писаним путем, а након потписивања формулара за информисани пристанак су укључивани у студију. Пацијенти су детаљно упознати да неучествовање у студији и одлука о напуштању студије неће утицати на ток лечења, као и да не постоји ризик од злоупотребе приватности самог пацијента, с обзиром да ће идентитет пацијента остати тајна током процеса сакупљања и обраде података.

Код свих пацијената артропластика колена је обухватала уградњу тоталне ендопротезе колена са цементирањем без уградње пателарног дугмета. Техника уградње је подразумевала медијални парапателарни приступ са мекоткивним балансирањем. Све операције су урађене од стране исте хируршке екипе. Постооперативна нега је била идентична за све оперисане пацијенте.



Постоперативно су све уграђене ендопротезе имале осовину од 0-7 степени валгуса и полиетиленски инсерт величине 10-14мм.

### 6.3 Клинички систем за процену функције колена Удружења за колено

Истраживање је поред анализирања обрасца хода, евалуирало пацијенте кроз Клинички систем за процену функције колена Удружења за колено.(74) Наведени скоринг систем се састоји из два подсистема приказаних на слици 6.1. Употреба система за клиничко скоровање се спроводи у два времена, преоперативно и постоперативно.



Слика 6.1. Подела клиничког система за процену функције колена Удружења за колено

КСС се односи на скоровање колена у смислу процене обима покрета, болне осетљивости и стабилности. Број бодова је дефинисан у опсегу од 0 (најлошији резултат) до 100 (најбољи резултат). Одузимање броја бодова наведеног скорa се спроводи у случајевима редукције покрета (флексионе контрактуре, постојање поремећаја осовине колена и сл.).

ФКСС је базиран на функционисању пацијената у смислу дужине хода и способности коришећења степеница. Опсег оцењивања је идентичан КСС при чему се одузимање броја бодова спроводи код немогућности хода уз степенице или употребе помагала са кретење (потпазушне штаке, штап и сл.) (75,76)

## 6.4 Инструментација

Кинематски подаци су прикупљени коришћењем 3D OptiTrack system (Natural Point, Inc., Oregon, [www.naturalpoint.com](http://www.naturalpoint.com)). Поменути систем се састоји из следећих хардверских елемената (Сл. 6.2): шест инфрацрвених камера (Табл. 6.1), лаптопа, *switch*-а (*OptiHub*) и одговарајућих каблова за повезивање. Софтверски алат *ARENA* служи како би се забележило кретање пасивних флуоресцентних маркера снимљених инфрацрвеним камерама.



Слика 6.2. Хардверске компоненте 3D OptiTrack система (<http://people.cs.vt.edu/fangb/project7.html>)

Постоје различити обрасци постављања камера. С обзиром на то да су преносиве, њихова поставка зависи од потреба снимања. При постављању камера треба обратити пажњу на то да се формира адекватна запремина снимања (Сл.6.2), односно треба их поставити на тај начин како би се обезбедило преклапање видног поља сваке од њих.

Како позиција камера није константна, пре почетка снимања неопходно је извршити калибрацију простора помоћу штапа (Сл.6.3). Правилном калибрацијом формира се и правилна запремина снимања. Када се преклопи довољан број тачака, сâм

софтвер *ARENA* обавештава корисника да је формирана запремина/калибрација простора на задовољавајућем нивоу.

**Табела 6.1.** Карактеристике инфрацрвених камера Flex 3

Стопа фрејмова	<i>100FPS</i>
Резолуција	640x480
Пратећи софтвер	<i>n/a</i>
Број јединица по радној станици	24
Максимални опсег	11m
Метод синхронизације	Жице
Модови процесирања слика	Сиво, Сегмент и <i>MJPEG</i>
Број <i>LED</i> – а	26
Контрола интенитета <i>LED</i> –а	Да
Контрола стопе фрејмова	Да
Тело камере	Алуминијум
Могућност постављања на сталак	Да



**Слика 6.3.** Калибрација простора

По завршеној калибрацији простора, поставља се координатни систем (Сл.6.4) у односу на који ће се мерити позиција пасивних маркера у простору.



Слика 6.4. Дефинисање координатног система

Пасивни маркери (Сл. 6.5) се постављају на одговарајуће анатомске позиције како би се обезбедила поновљивост мерења.



Слика 6.5. Пасивни маркери

Анатомске позиције се бирају у зависности од параметара које је потребно израчунати. У конкретном случају, праћени су следећи параметри:

- флексија зглоба колена,
- медијално - латерална транслација,
- латерални међупростор,
- медијални међупростор, и
- промена угла између транстибијалне и трансфеморалне осе.

## 6.5 Протокол испитивања

Пре испитивања, пацијенти су упознати са сврхом и начином испитивања. Уколико су били сагласни, давали су свој писмени пристанак.

На тело испитаника маркере је постављао увек исти лекар специјалиста (Сл.6.6). Анатомске позиције маркера су:

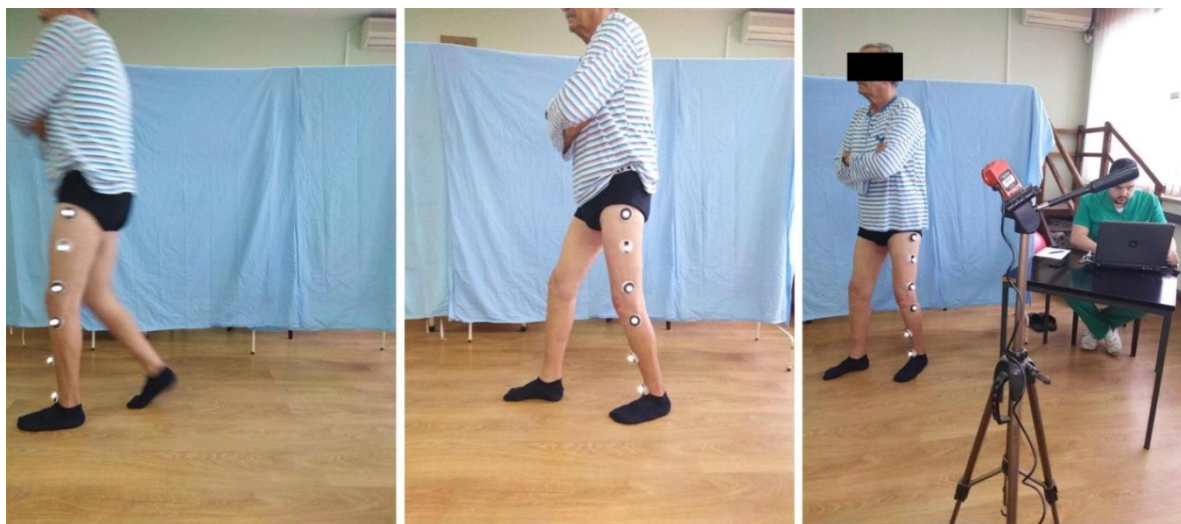
- у пределу великог трохантера,
- на медијалном и латералном епикондилу фемура,
- на медијалном и латералном кондилу тибије,
- на центру скочног зглоба, и
- на дијафизи фемура и тибије.



Слика 6.6. Постављање пасивних маркера на анатомске позиције ноге

Постављање маркера на доње екстремитете пацијената извршено је тако да се може обезбедити поновљивост испитивања.

Испитивање је подразумевало да се испитаници крећу праволинијском путањом, без обуће, сопственом брзином (Сл.6.7). Пре почетка снимања, испитаници су се налазили изван запремине снимања. Од стране лекара специјалисте су били обавештени када да започну процес хода и када да се зауставе. Задатак је понављан два пута.



Слика 6.7. Прикупљање података

Прикупљени подаци из софтвера ARENA извезени су у стандардни VICON .c3d формату записа. Даље, процесирање података је извршено у оквиру програмског окружења MATLAB (The MathWorks, Inc, USA, [www.mathworks.com](http://www.mathworks.com)) на основу дефинисаних математичких модела. Позиција и оријентација анатомских сегмената је израчуната у односу на дефинисани системски координатни систем коришћењем података о просторном положају пасивних маркера. Шематски приказ позиције маркера приказан је на слици 6.8.

Угао флексије је одређен на основу скаларног производа два вектора у сагиталној равни. Почетак и крај вектора дефинишу стратешки постављени пасивни маркери на фемуру, односно тибији. Стога, угао флексије се може одредити на основу следећег израза:

$$Flexion\_angle = \arccos\left(\frac{Fem\_vec \cdot Tib\_vec}{\|Fem\_vec\| \cdot \|Tib\_vec\|}\right) \quad (1),$$

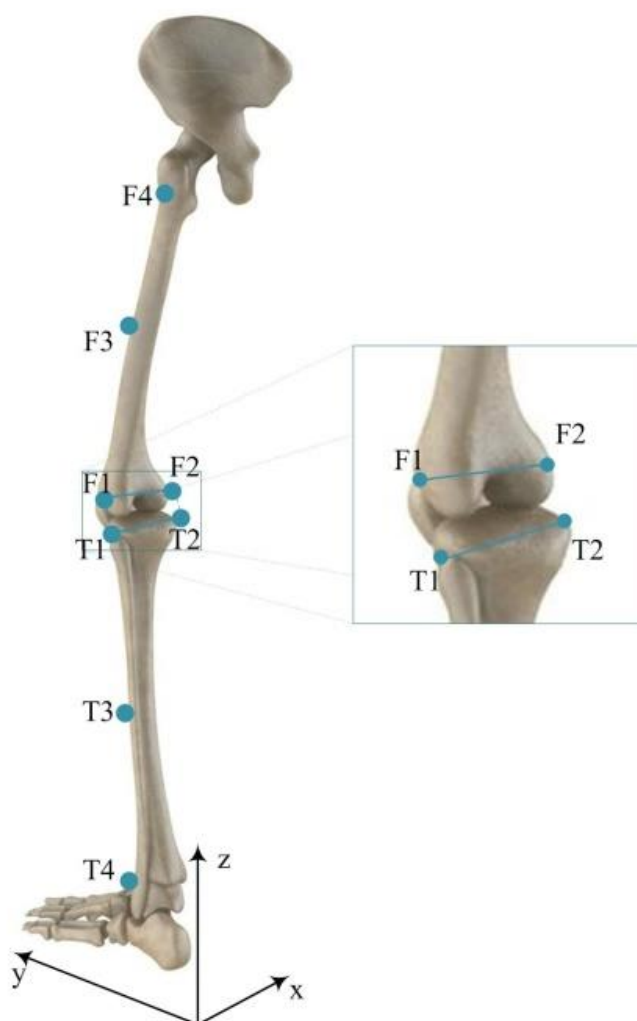
где је

$Fem\_vec \cdot Tib\_vec$  - скаларни производ вектора које чине маркери постављени на фемуру,

$Fem\_vec = (F_{1y} - F_{4y}, F_{1z} - F_{4z})$ , односно тибији  $Tib\_vec = (T_{4y} - T_{1y}, T_{4z} - T_{1z})$ ,

$\|Fem\_vec\| = \sqrt{(F_{1y} - F_{4y})^2 + (F_{1z} - F_{4z})^2}$  - интензитет вектора на фемуру, и

$\|Tib\_vec\| = \sqrt{(T_{4y} - T_{1y})^2 + (T_{4z} - T_{1z})^2}$  - интензитет вектора на тибији.



(**Легенда:**  $F1$  – Латерални епикондил фемура,  $F2$  – Медијални епикондил фемура,  $F3$  – Дијафиза фемура,  $F4$  – Регион великог трохантера,  $T1$  – Латерални кондил тибије,  $T2$  – Медијални кондил тибије,  $T3$  – Дијафиза тибије, и  $T4$  – Центар скочног зглоба)

**Слика 6.8.** Шематски приказ анатомских позиција маркера и оријентација у системског координатном систему

Слично, као и угао флексија, одређен је и угао који заклапају трансфеморалана и транстибијалана оса коришћењем скаларног производа два вектора, односно на основу израза:

$$Trans\_angle = \arccos\left(\frac{Fem\_trans \cdot Tib\_trans}{\|Fem\_trans\| \cdot \|Tib\_trans\|}\right) \quad (2),$$

где је

$Fem\_trans \cdot Tib\_trans$  - скаларни производ вектора које чине маркери постављени на фемуру,  $Fem\_trans = (F_{1x} - F_{2x}, F_{1y} - F_{2y}, F_{1z} - F_{2z})$ , односно тибији

$$Tib\_trans = (T_{1x} - T_{2x}, T_{1y} - T_{2y}, T_{1z} - T_{2z})$$

$\|Fem\_trans\| = \sqrt{(F_{1x} - F_{2x})^2 + (F_{1y} - F_{2y})^2 + (F_{1z} - F_{2z})^2}$  - интензитет вектора на фемуру, и

$\|Tib\_trans\| = \sqrt{(T_{1x} - T_{2x})^2 + (T_{1y} - T_{2y})^2 + (T_{1z} - T_{2z})^2}$  - интензитет вектора на тибији.

С обзиром на то да се фемур и тибија посматрају као крута тела, медијално - латерална транслација је одређена сукцесивним одузимањем положаја тибије дуж медијалано латералног правца:

$$ML\_trans = Tib_{(i+1)} - Tib_{(i)} \quad (3),$$

где је

$Tib_{(i+1)}$  - положај тибије у тренутку  $i+1$  циклуса хода, и

$Tib_{(i)}$  - положај тибије у тренутку  $i$  циклуса хода.

У циљу потврде стабилности тибијалног уметка, пожељно је одредити и међупростор између фемура и тибије. Како је реч о неинвазивном испитивању анализе хода, међупростор је одређен на индиректан начин израчунавањем просторне промене дужине између маркера F1 и T1 на латералној страни, односно израчунавањем просторне промене дужине између маркера F2 и T2 на медијалној страни коришћењем алгоритма:



- Међупростор на латералној страни:

$$F_1T_1 = \sqrt{(F_{1x} - T_{1x})^2 + (F_{1y} - T_{1y})^2 + (F_{1z} - T_{1z})^2}$$

for  $i = 1 : \text{FrameNumber}$

$$F_1T_1 - \text{change}_{(i)} = F_1T_{1(i+1)} - F_1T_{1(i)} \quad , \text{ и}$$

end

- Међупростор на медијалној страни:

$$F_2T_2 = \sqrt{(F_{2x} - T_{2x})^2 + (F_{2y} - T_{2y})^2 + (F_{2z} - T_{2z})^2}$$

for  $i = 1 : \text{FrameNumber}$

$$F_2T_2 - \text{change}_{(i)} = F_2T_{2(i+1)} - F_2T_{2(i)} \quad .$$

end



---

7

## *Резултати*

Резултати за испитаника са здравим коленом, дегенеративно измењеним коленом и након уградње ендопротезе зглоба колена су приказани кроз средње вредности и криве кретања посматраних параметара у табели 7.1, односно на дијаграмима. На дијаграмима кривих кретања, на хоризонталној оси процентуално је дефинисан циклус хода, док се на вертикалној оси налазе вредности посматраног(их) параметра.

**Табела 7.1.** Средње вредности степена флексије и медијално - латералне translације за поједине периоде циклуса хода

	Фаза стајања			Фаза њихања
	ОО	МС	ЗФС	
<b>З-ФЕ</b>	10.14±1.86	12.61±1.55	21.61±2.07	53.12±11.91
<b>З-МЛТ</b>	0.37±0.46	0.39±0.37	-0.53±0.12	-0.65±0.29
<b>Б-ФЕ</b>	3.24±0.34	3.29±0.46	2.71±1.79	24.52±12.17
<b>Б-МЛТ</b>	-0.34±0.82	1.05±0.81	0.63±0.46	-0.19±0.64
<b>О-ФЕ</b>	6.35±1.07	11.49±2.32	25.69±12.23	40.22±15.09
<b>О-МЛТ</b>	-0.51±0.36	-0.67±0.23	-0.49±0.21	-0.19±0.14

**Б**- Болесна,

**З** - Здрав(а),

**О** - Оперисан(а),

**ОО**- Одговор на оптерећење,

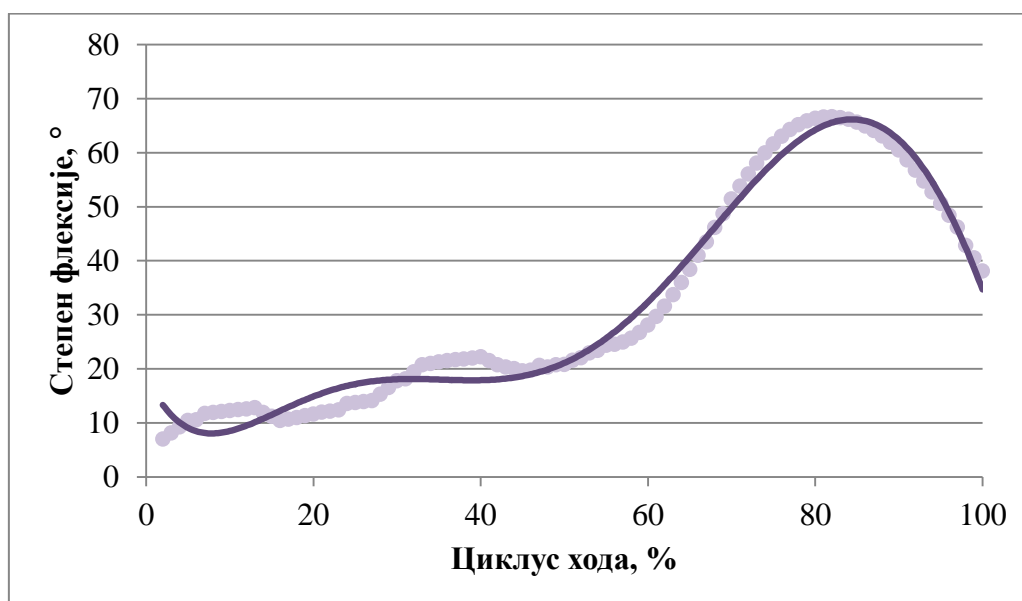
**МС** - Међуфаза стајања,

**ЗФС** - Завршна фаза стајања,

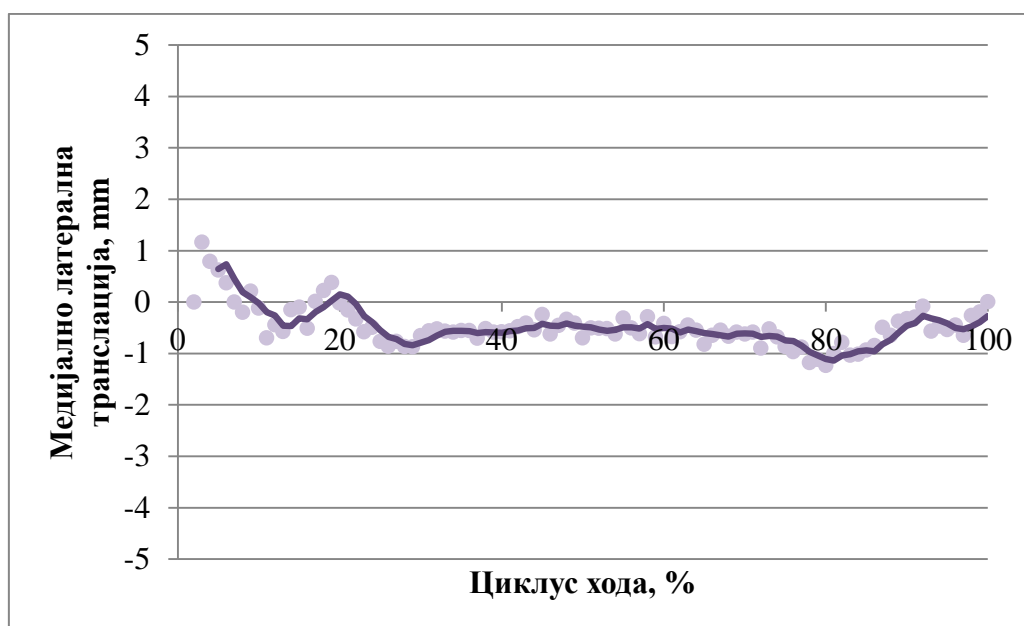
**ФЕ** – Флексија зглоба колена, °, и

**МЛТ** – Медијално – латерална translација, mm.

У фази стајања, одвија се низ догађаја током циклуса хода које зглоб колена припремају да прихвати и пренесе оптерећење, обезбеди стабилност и прогресију. На кривама кретања које одговарају здравом испитанику, приметна је блага флексија на зглобу колена током догађаја иницијалног контакта и медијална translација занемарљиве вредности. У том тренутку, долази до подешавања сегмената унутар зглоба колена како би се обезбедило што боље њихово постављање. Са преласком на догађај одговор на оптерећење долази до равномерног распореда оптерећења (тежине тела) на ослоњено стопало, које уједно представља и ослонац. Зглоб колена остаје благо савијен, а translација се јавља у медијалном правцу. Током догађаја завршне фазе стајања, преко стопала прелази комплетна тежина тела, а дијаграми степена флексије и медијално - латералне translације показују стабилност у посматраном зглобу. У овом периоду, пета се одиже са тла и посматрани уд се припрема за фазу њихања (Сл.7.1, Табл. 7.1).



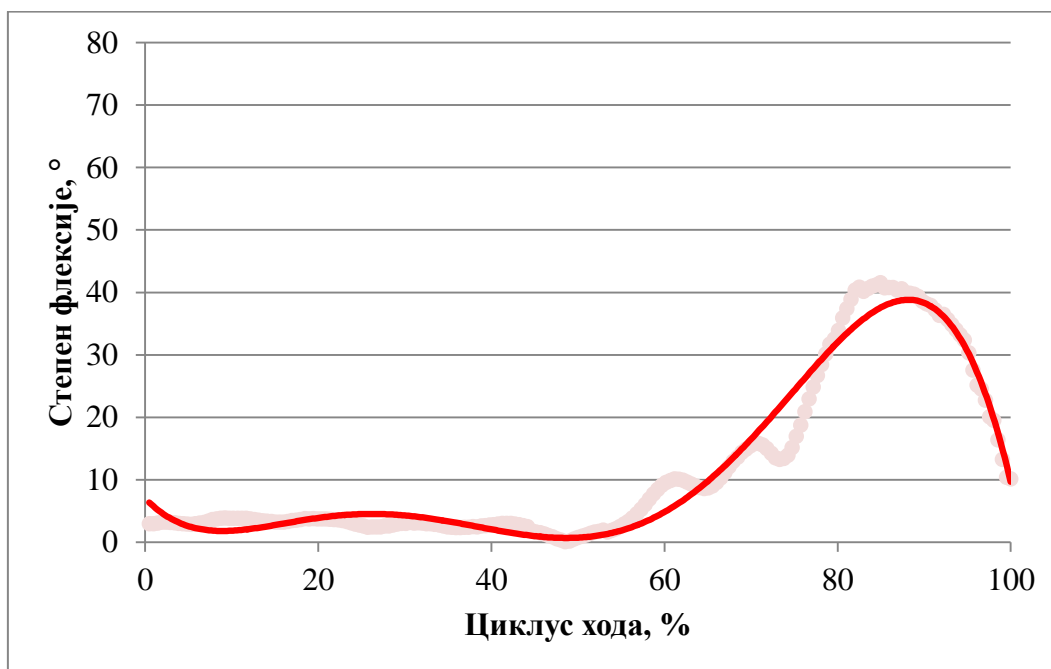
а)



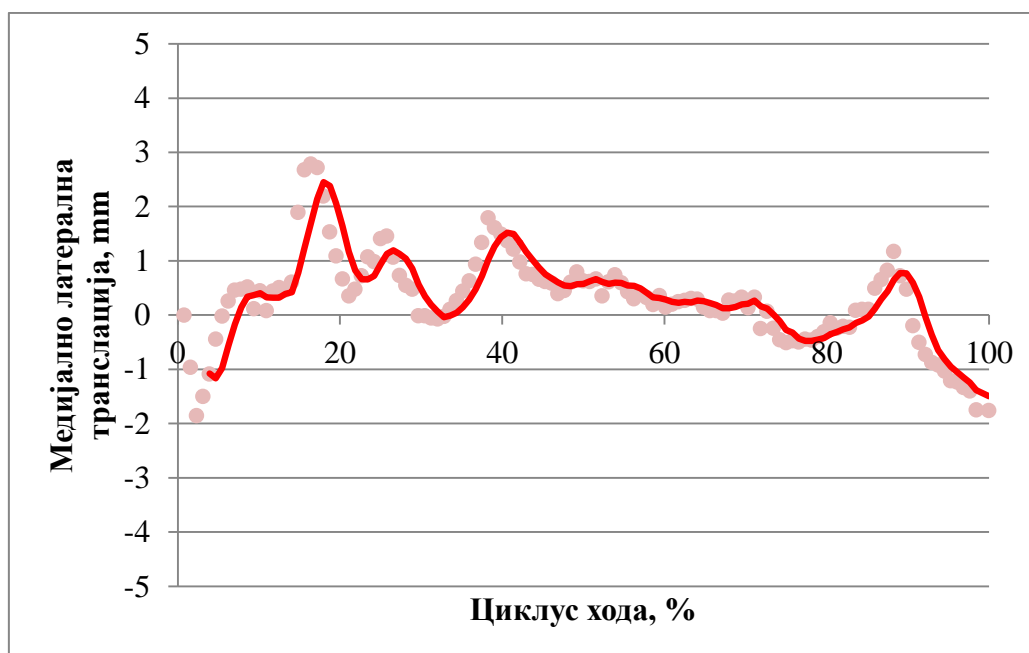
б)

**Слика 7.1.** Графички приказ параметара кретања здравог колена: а) Степен флексије, и б) Медијално - латерална транслација

Анализом кривих (Сл. 7.2) и посматраних параметара кретања (Табл. 7.1) за зглоб колена пацијента са дегенеративним обољењем, приметно је да током фазе стајања нема изражених догађаја који се јављају на кривама кретања здравог колена. Такође, приметна је значајна редукција степена флексије у односу на здраво колена, док долази до наглих скокова транслације у медијалном правцу. Оваква ситуација упућује на нестабилност у зглобу колена и на неравномеран распоред оптерећења.



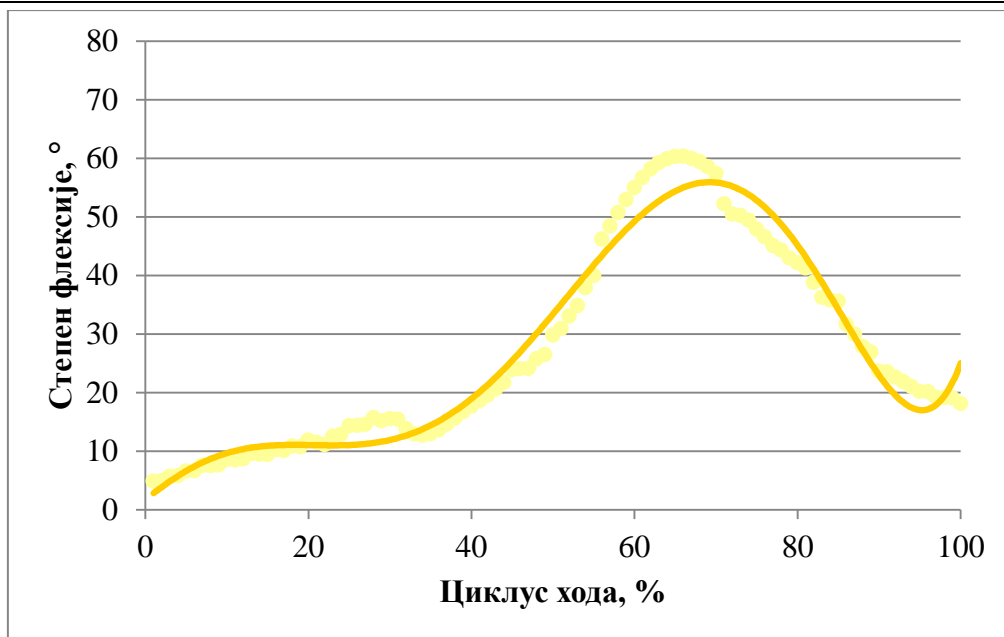
а)



б)

Слика 7.2. Графички приказ параметара кретања дегенеративно оштећеног зглоба колена: а) Степен флексије, и б) Медијално - латерална транслација

Након интервенције и уградње ендопретезе зглоба колена, приметно је враћање кинематике зглоба колена која одговара здравом зглобу колена, што јасно показују средње вредности у табели 7.1 и дијаграми на слици 7.3.



а)



б)

**Слика 7.3.** Графички приказ параметара кретања колена после уградње ендопротезе : а) Степен флексије, и б) Медијално - латерална транслација

У фази њихања се наставља напредовање посматраног уда. Другим речима, посматрани уд се савија у зглобу колена и уз помоћ зглоба кука „пренеси“ напред. У односу на криву кретања здравог испитаника (Сл. 7.1а) приметна је редукција степена флексије у овој фази (Сл. 7.2а) и њен повраћај након уградње ендопротезе зглоба колена (Сл. 7.3а). Нагли скокови медијално - латералне транслације су приметни у овој фази, а нарочито на њеном крају код пацијената са дегенеративним обољењем (Сл. 7.3б, Табл. 7.1), док се након уградње ендопретезе враћа у првобитне оквири (Сл. 7.1б, Сл.7.3б, Табл. 7.1).

Могуће статистички значајне разлике утврђене су непараметријским Wilcoxon – овим тестом. Како за степен флексије колена, тако и за медијално – латерално транслацију утврђена је статистички значајна разлика са прагом значајности  $p = 0.01$ , односно могућом грешком  $p < 0.01$  и сигурношћу од  $P > 99\%$  између здравог колена и колена са дегенеративним обољењем, односно између оперисаног колена и колена са дегенеративним обољењем (Табл. 7.2, Табл. 7.3). Стога, може се закључити да ова разлика није случајног карактера. Статистички значајна разлика није утврђена између здравог и оперисаног колена (Табл. 7.2, Табл. 7.3).

**Табела 7.2.** Wilcoxon – ов тест – степен флексије

Групе које се пореде	Вредност статистике
Здраво Колено vs. Болесно Колено	<b>sig. = 0.00**</b>
Здраво Колено vs. Оперисано Колено	<b>sig. = 0.035</b>
Болесно Колено vs. Оперисано Колено	<b>sig. = 0.00**</b>

**Табела 7.3.** Wilcoxon – ов тест – медијално – латерална транслација

Групе које се пореде	Вредност статистике
Здраво Колено vs. Болесно Колено	<b>sig. = 0.00**</b>
Здраво Колено vs. Оперисано Колено	<b>sig. = 0.52</b>
Болесно Колено vs. Оперисано Колено	<b>sig. = 0.00**</b>

С обзиром на то да ендопротезе зглоба колена свакако враћају, у великој мери првобитну кинематику зглоба колена, од велике је важности спровођење компаративне анализе понашања ЦР и ПС протеза коришћењем објективних метода. У табели 7.4 су приказане средње вредности посматраних параметара, а на сликама 7.4 –7.8 су приказане криве кретања посматраних параметара.

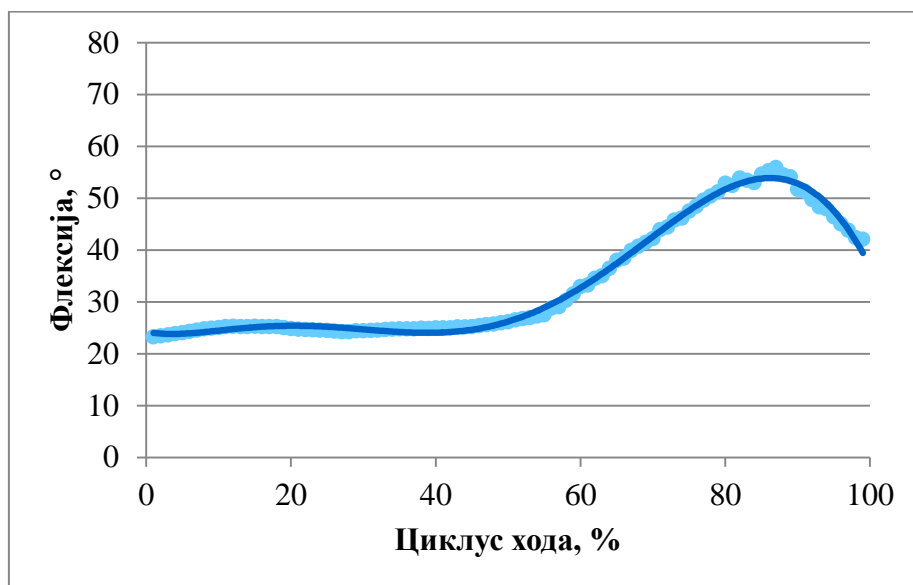
**Табела 7.4.** Средње вредности испитиваних параметара

Параметар	ЦР		ПС	
	Стајање	Њихање	Стајање	Њихање
Угао флексије, °	25.32±1.52	46.22±6.96	26.18±4.34	43.95±10.38
Медијално – латерална транслација, mm	0.33±0.31	0.13±0.57	0.13±0.49	0.48±0.32
Латерални међупростор, mm	0.14±0.44	0.07±0.28	-0.01±0.32	-0.03±0.25
Медијални међупростор, mm	0.02±0.15	-0.01±0.17	-0.09±0.45	-0.39±0.25
Промена између транстибијалне и трансфеморалне осе, °	0.13±0.04	0.22±0.13	0.24±0.19	0.06±0.02

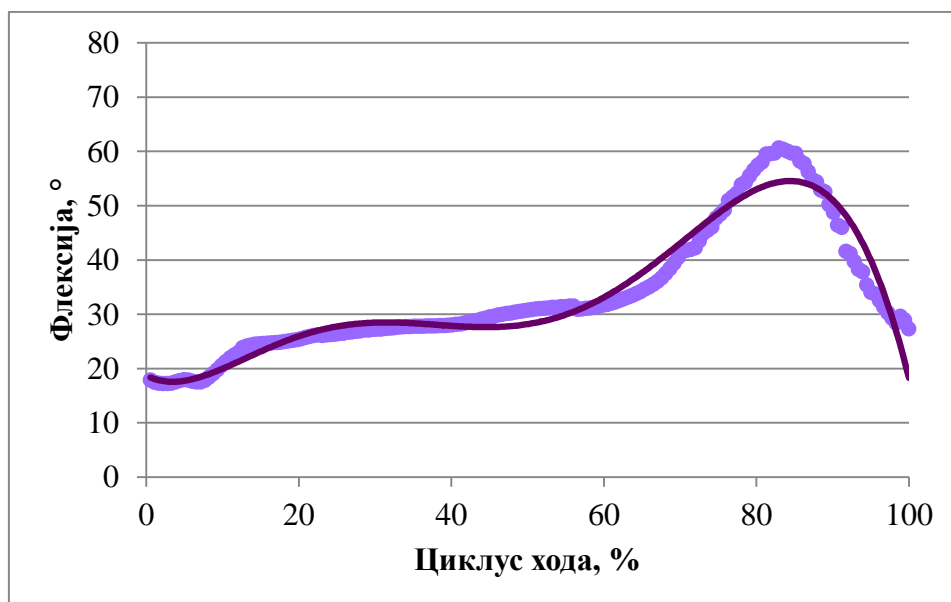
Степен флексије зглоба колена је готово идентичан на оба колена (Сл. 7.4), без обзира да ли се ради о ЦР или ПС протезама. На дијаграмима се може приметити да је на ПС протези, у фази њихања степен флексије нешто више изражен у односу на ЦР протезе, што јасно показују и средње вредности у табели 7.4. У оба случаја у фази

стајања постоји блага савијеност у зглобу колена, као и приближне средње вредности током расподеле оптерећења на стопало.

Медијално латерална транслација је код оба типа протеза сличних вредности и облика (Табл. 7.4, Сл. 7.5). С том разликом што при иницијалном контакту стопала са тлом долази до благог латералног померања код ПС протезе, док се то померање у фази њихања јавља код ЦР протезе. Средње вредности транслације се налазе у границама које не утичу на стабилност у зглобу колена.



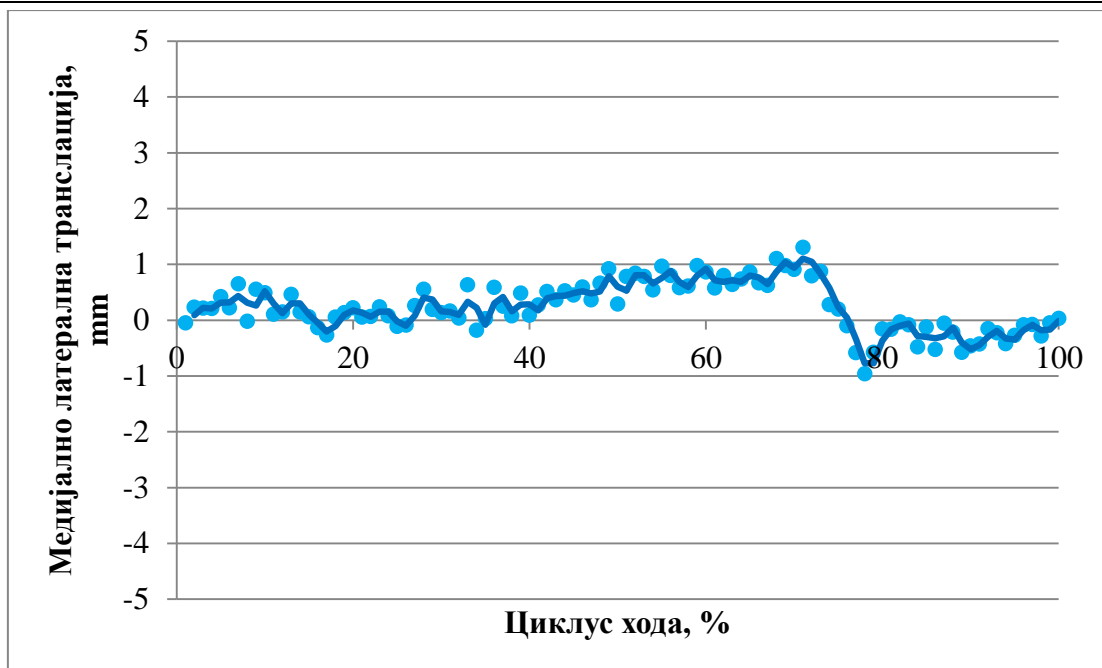
а)



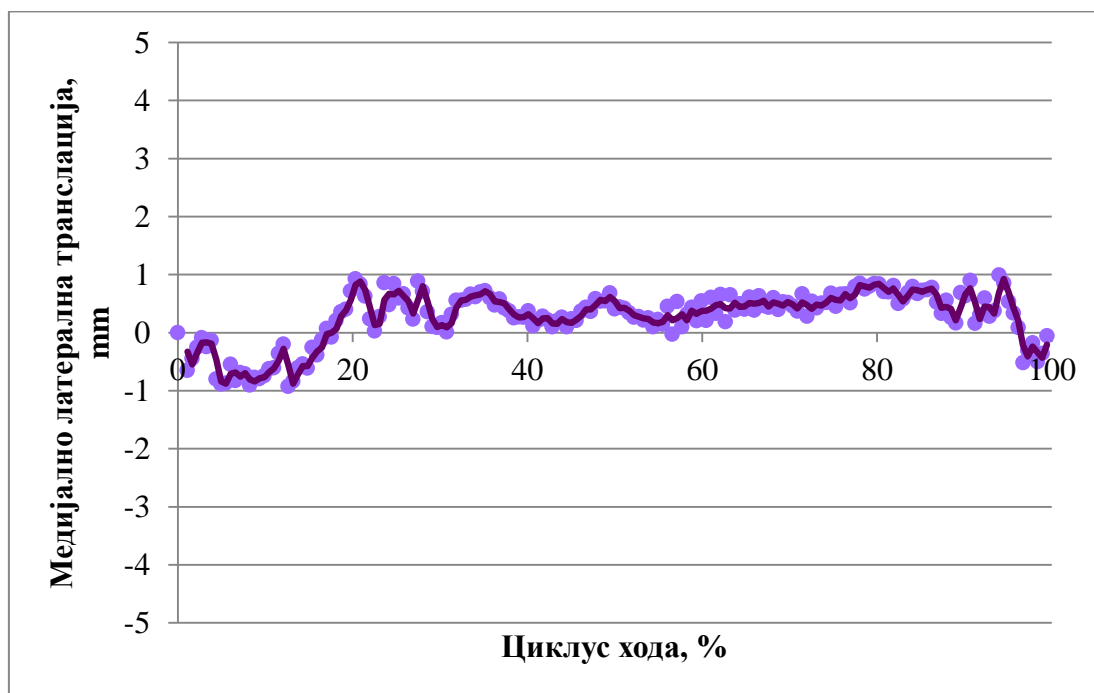
б)

Слика 7.4. Графички приказ степена флексије пацијента након уградње: а) ЦР ендопротезе зглоба колена, и б) ПС ендопротезе зглоба колена





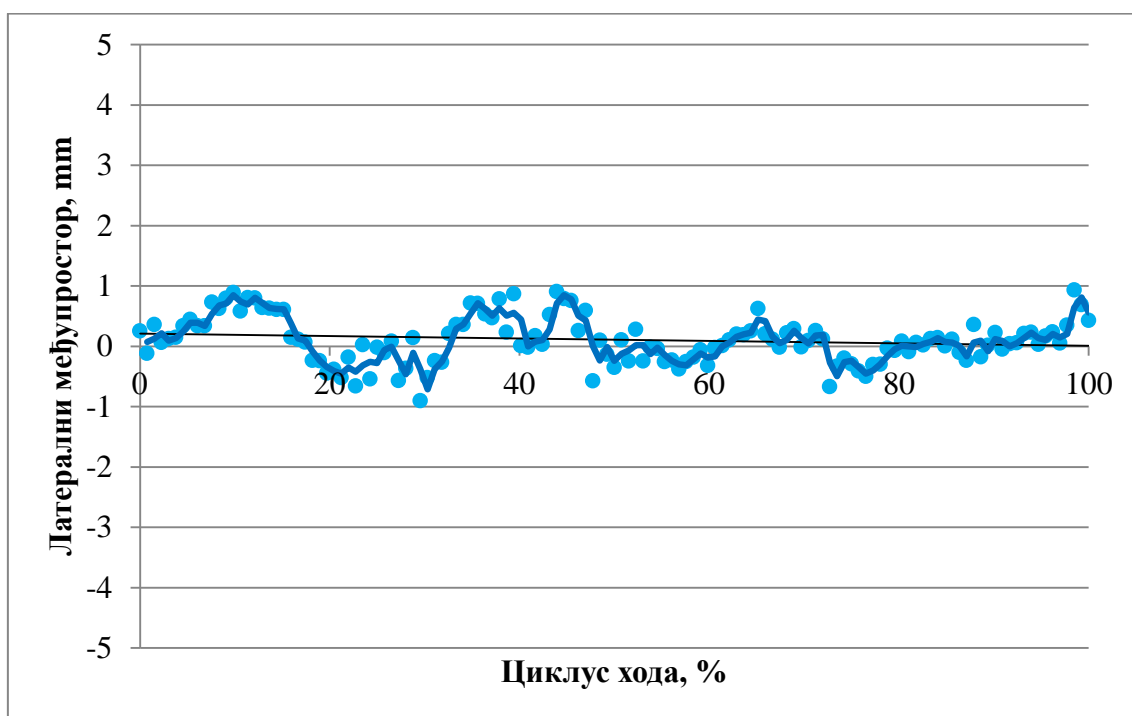
а)



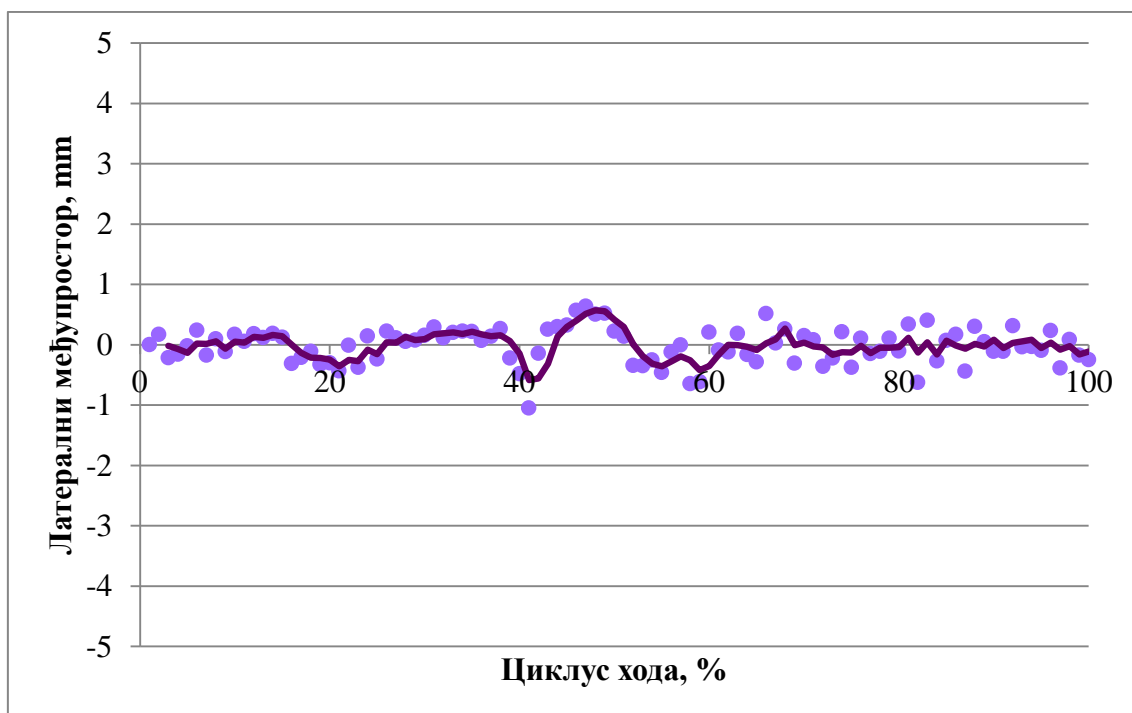
б)

**Слика 7.5** Графички приказ медијално – латералне translације пацијента након уградње: а) ЦР ендопротезе зглоба колена, и б) ПС ендопротезе зглоба колена

Латерални (Сл.7.6) и медијални (Сл.7.7) међупростор се креће у изузетно малим границама (Табл. 7.4). Другим речима, током целог циклуса је хода је скоро константне вредности. Ова кретања се јављају у зглобу колена у фази стајања и скоро су потпуно елиминисана када наступи фаза њихања.

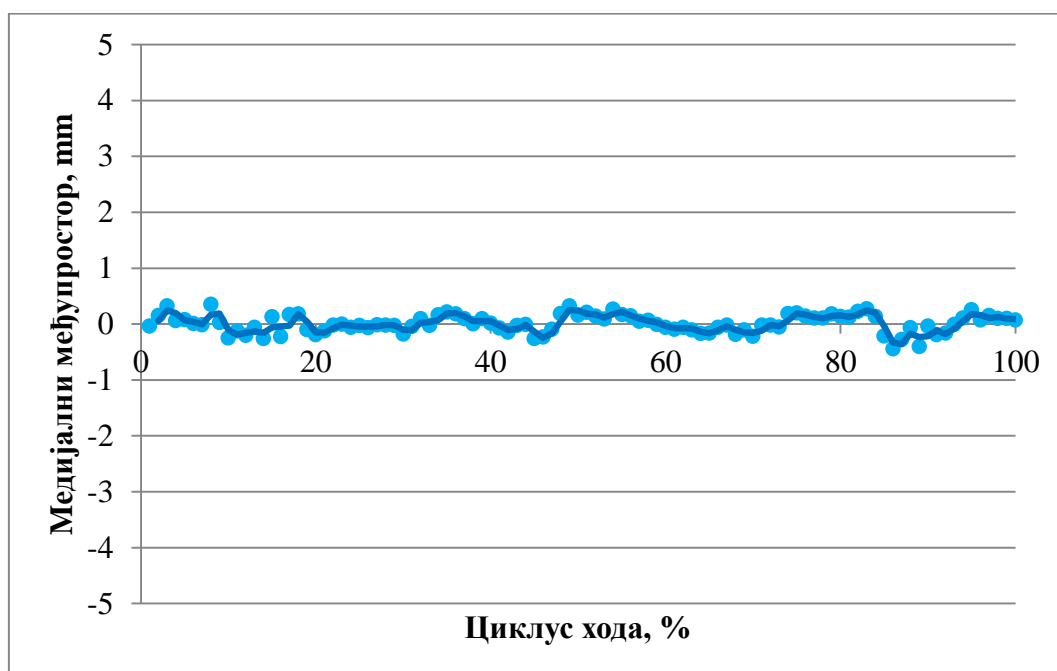


а)

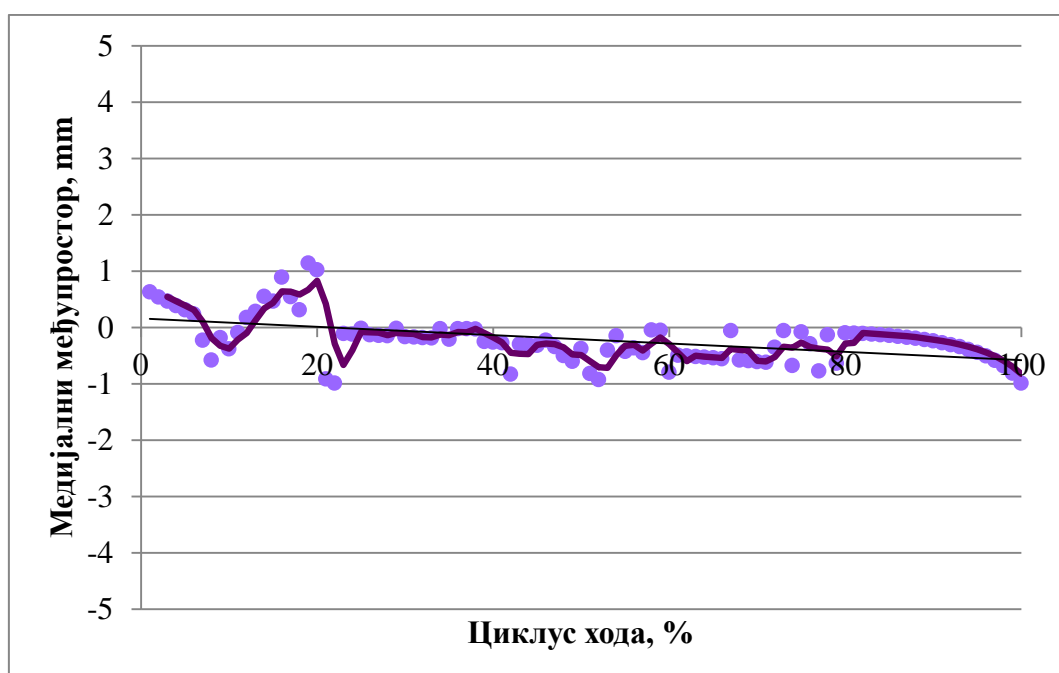


б)

Слика 7.6 Графички приказ латералног међупростора пацијента након уградње: а) ЦР ендопротезе зглоба колена, и б) ПС ендопротезе зглоба колена



а)

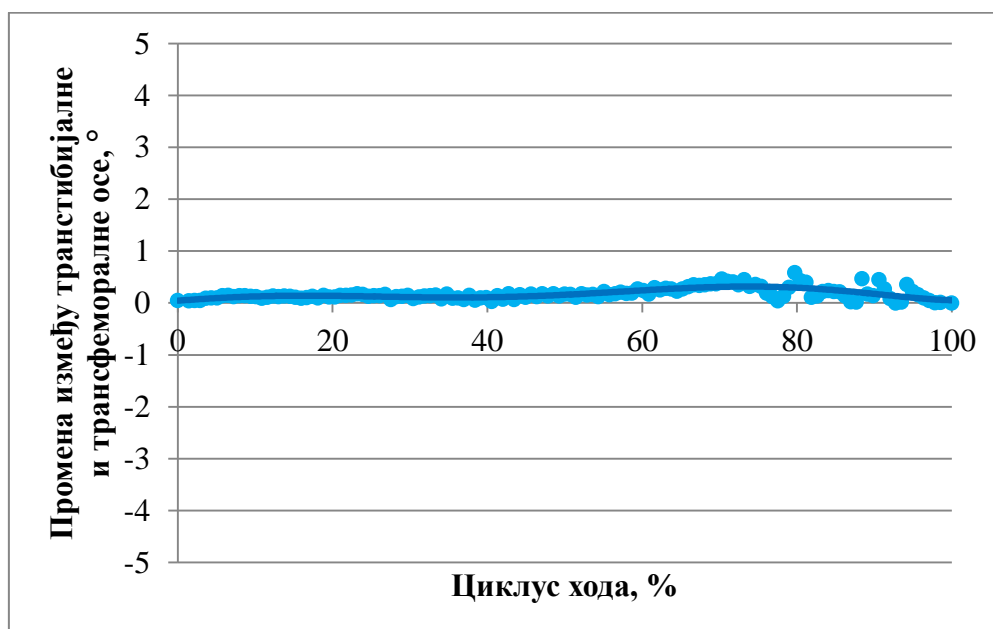


б)

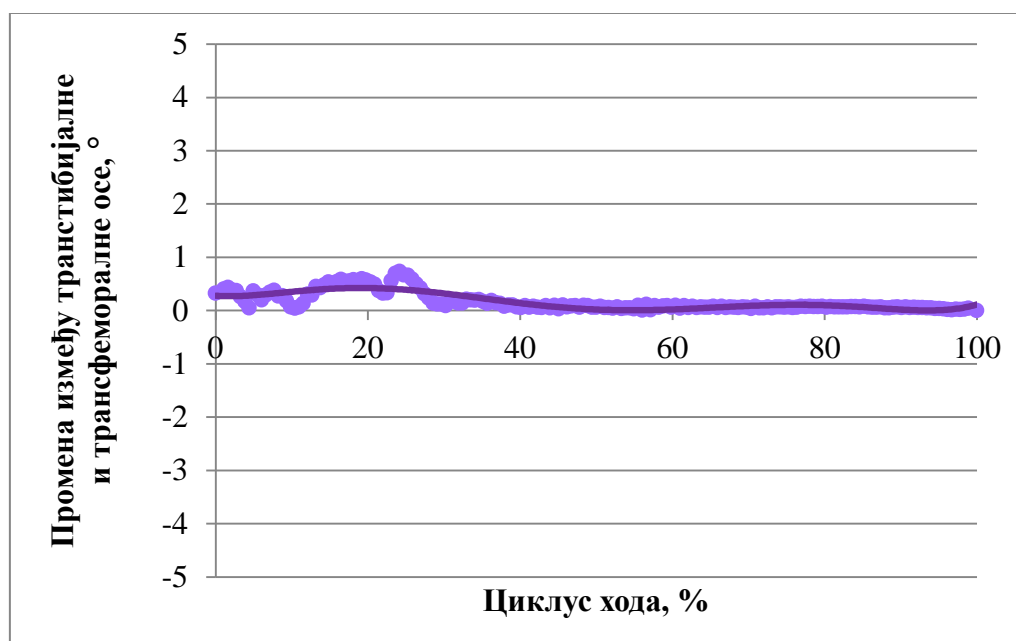
**Слика 7.7** Графички приказ медијалног међупростора пацијента након уградње: а) ЦР ендопротезе зглоба колена, и б) ПС ендопротезе зглоба колена

Када је реч о промени која настаје између транстибијалне и трансфеморалне осе графички приказ се може видети на слици 7.8, док су средње вредности приказане у табели 7.4. У случају ЦР ендопротезе зглоба колена блага промена наступа тек у фази

њихања која није велике вредности, али је на дијаграмима приметна. У случају ПС ендопротезе зглоба колена блага промена наступа на почетку циклуса хода у фази стајања која није велике вредности.



а)



б)

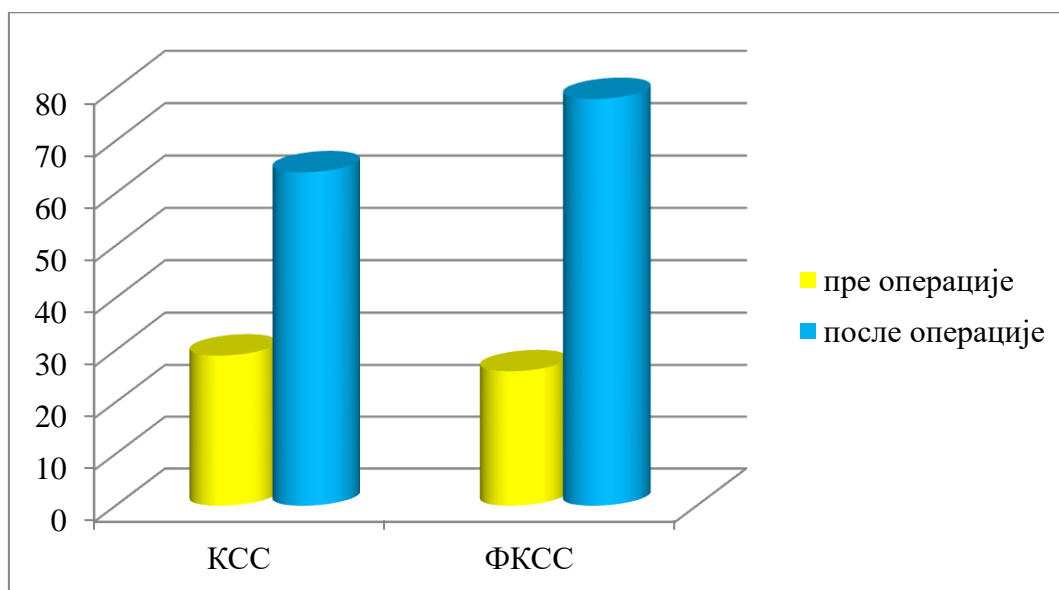
**Слика 7.8** Графички приказ промена између транстибијалне и трансфеморалне осе пацијента након уградње: а) ЦР ендопротезе зглоба колена, и б) ПС ендопротезе зглоба колена

Могуће статистички значајне разлике утврђене су непараметријским Wilcoxon – овим тестом. Како за степен флексије колена, тако и за промену угла између транстибијалне и трансфеморалне осе утврђена је статистички значајна разлика са прагом значајности  $p = 0.01$ , односно могућом грешком  $p < 0.01$  и сигурношћу од  $P > 99\%$  између здравог колена и колена са дегенеративним обољењем, односно између оперисаног колена и колена са дегенеративним обољењем (Табл. 7.2, Табл. 7.3). Стога, може се закључити да ова разлика није случајног карактера. Статистички значајна разлика није утврђена за медијално латералну транслацију, медијални међупростор и латерални међупростор (Табл.7. 5).

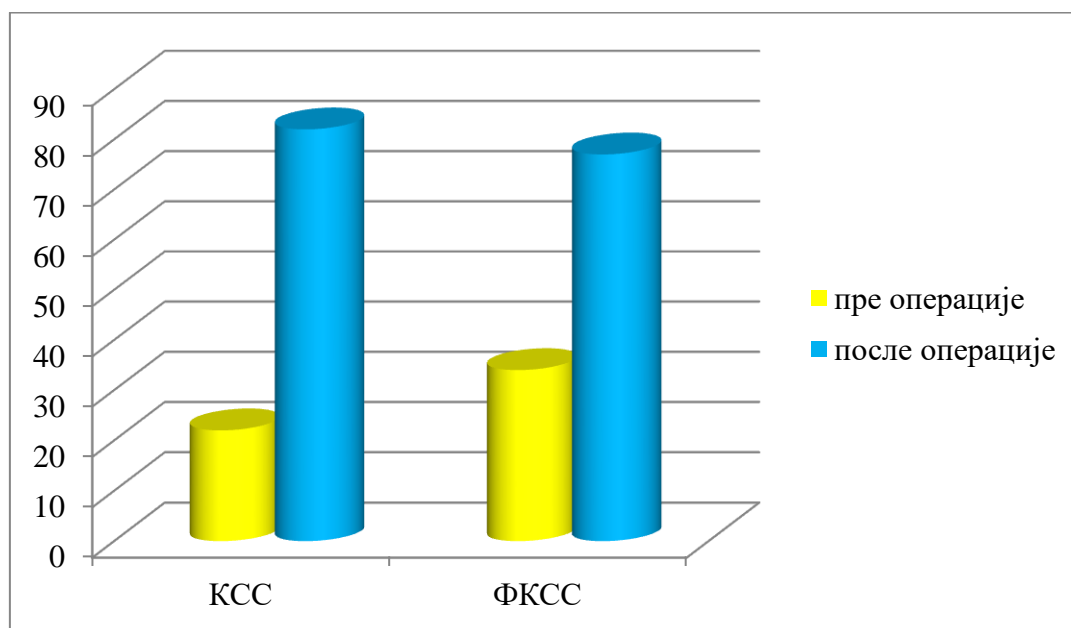
Табела 7.5. Wilcoxon – ов тест

Групе које се упоређују	Вредност статистике
Степен флексије CR vs. Степен флексије PS	sig.= 0.00 **
Медио – латерална транслација CR vs. Медио – латерална транслација PC	sig.= 0.86
Латерални међупростор CR vs. Латерални међупростор PS	sig.= 0.22
Медијални међупростор CR vs. Медијални међупростор PS	sig.= 0.03
Промена између транстибијалне и трансфеморалне осе CR vs. Промена између транстибијалне и трансфеморалне осе PS	sig.= 0.00 **

На графиконима на сликама 7.9 и 7.10 је приказано поређење клиничких скорова пре и после уградње ПС и ЦР ендопротеза зглоба колена.



Слика 7.9 Графички приказа поређења клиничких скорова пре и после уградње ПС ендопротезе колена КСС (30:64), ФКСС (26:78)



**Слика 7.10** Графички приказа поређења клиничких скорова пре и после уградње ЦР ендопротезе колена КСС (22:82) ФКСС (34:77)

Могуће статистички значајне разлике утврђене су коришћењем Ф-теста. Како за КСС, тако и ФКСС утврђена је статистички значајна разлика са прагом значајности  $p = 0.01$ , односно могућом грешком  $p < 0.01$  и сигурношћу од  $P > 99\%$  пре и после уградње ПС, односно ЦР ендопретезе. Стога, може се закључити да ова разлика није случајног карактера. Статистички значајна разлика је утврђена клиничких скорова пре и после уградње ПС, односно ЦР ендопретезе.



**8**

*Дискусија*

Гонартроза је прогресивна болест код које се учесталост и интензитет бола повећава са погоршањем болести (77,78). Сматра се да продужење животног века људи, седентарни начин живота и гојазност су узроци све веће инциденце остеоартрозе колена.(79) Сматра се да је гојазност један од најзначајних фактора ризика за настанак остеоартрозе а самим тим и последичне артропластике великих зглобова.(80) Просечан индекс телесне масе у нашем истраживању је био  $29 \pm 2,2$ . У нашој студији није било екстремно гојазних пацијената. Changulani M. и сарадници су у својим истраживањима показали да пацијенти који су имали БМИ преко 40 су 10 година раније морали да буду подвргнути артропластици великих зглобова у поређењу са пацијентима који су имали нормалан БМИ.(81) Показано је у бројим студијама да је екстремна гојазност (БМИ преко 40) узрок лошег функционалног исхода након артропластике колена у поређењу са пацијентима нормалне ухрањености. (81–83). Редукција телесне тежине представља један од савета у неоперативном модалитету лечења остеоартрозе колена. У Енглеској је спроведено истраживање у којем су учествовали гојазни пацијенти са БМИ преко 35 са болом у колелу који су подвргнути третманима редукције телесне тежине при чему је извршена анализа хода пре и после спроведеног програма. Показано је да је редукција телесне тежине довела до повећања обима покрета (флексија/екстензија) у колелу као и до редукције бола. (84)

Најзаступљенија дијагностичка процедура којом се дефинише остеоартроза колена је радиографија. Келгрен-Лоренсова класификација која је коришћена овом истраживању је била основ за рандомизовање пацијаната у мултицентричној студији која се бавила анализом корелација бола пацијената са остеоартрозом колена и радиографском презентацијом истих (77). Наведена радиографска класификација је коришћена у студији Zeng X. и сарадника у којој је анализирана корелација 3Д снимања кретања пацијената са јасно класификованом медијалном остеоартрозом колена. Резултати добијени у тој студији су показали да радиографска прогресија остеоартрозе колена доводи до поремећаја обрасца хода и редукције покрета. Смањење обима покрета је доминантно у флексији колена, али је заступљена и у антеропостериорној транслацији, као и у медиолатералној транслацији (85).

Један од главних закључака овог истраживања је да дегеративно оштећење зглоба колена доводи до значајне редукције обима покрета у поређењу са здравим колелом. Поред тога наведене промене у зглобу колена доводе до поремећаја обрасца хода, о чему је писала и Ogrodzka и сарадници у својим истраживањима. У наведеним студијама анализирана је шеме хода пацијената са остеоартрозом колена и њихов утицај на зглоб кука и скочни зглоб. Дошли су до резултата, који потврђује претходно поменути закључак у овој дисертацији, да је редукција покрета колена са остеоартрозом, првенствено мислећи на редукцију флексије, значајно већа у односу на обим покрета здравог колена. Анализу су радили користећи Vicon 250 компјутерски систем за 3Д анализу. Наведена студија је компарирана са мечованом групом здравих контрола за разлику од ове студије у којој је анализа хода болесног колена компарирана са другим здравим колелом (86).

Alice и сарадници су у својим истраживањима анализирали ход пацијента са ОА, као и три месеца након урађене артропластике колена користећи дванаест 3Д камера и флуоресцентних маркера позиционираних на телу испитаника. Дошли су до закључка да је три месеца било довољно да се успостави нормализација обрасца хода,



али не и брзина хода због чега је неопходно да се пацијентима преоперативно предочи постојање редукције обима покрета и брзине хода након уграђене тоталне ендопротезе колена (87).

Многе студије се баве анализом хода свих зглобова доњих екстремитета применом савремених оптичких 3Д уређаја за снимање кретања (88), (89), (90), (91), (92), (93). Тако су нпр. G L. Hatfield и сарадници користили OptiTrack систем 3020 (Northern Digital, Inc, Waterloo, Ontario, Canada) за анализу параметара хода код остеоартрозе колена (94). Слично су радили и A. Bonnefoy-Mazure и сарадници коришћењем Викон система (VICON Peak, Oxford, UK). Анализу хода су вршили уз помоћ 12 инфрацрвених камера. Као и у овој студији коришћени су флуоресцентни маркери, позиционирани на телу испитаника (87). Сличну методологију у смилу коришћења оптичких система за детекцију кретања користили су и Messier и сарадници при чему је њихова анализа била базирана на утицају модалитета редукције телесне тежине на образац хода код пацијената са остеоартрозом колена. Оптички систем који је коришћен у наведеној студији се састоји од 6 камера за анализу покрета са сетом од 37 рефлектујућих маркера. Обрада добијених података је извршена коришћењем система OrthoTrak 6.0 β4 (95). Поремећај обрасца хода пацијената са остеоартрозом колена доводи до редукције обима покрета у куку и скочном зглобу. Наведеном анализом су се бавили Ro D. и сарадници у својим истраживањима користећи 3Д систем за анализу хода сличан систему који је коришћен у овом истраживању (96).

Употреба покретног флуороскопа је један од начина којом се може анализирати образац хода. Наведену методологију су користили Hitz M. Ее и сарадници у својим истраживањима за компаративну анализу хода две старосне групе. Мана примене покретне флуороскопије је немогућност детекције веће брзине хода. Због тога је немогуће у потпуности испратити брзину хода пацијената поготову младих па је примена наведене методологије идеална за пацијенте који спорије ходају. Употреба покретне флуороскопије би могла бити унапређена оптимизовањем брзине покретног флуороскопа, како би се у потпуности могла анализирати шема хода младих и здравих људи, чији ход се користи као пример физиолошког обрасца хода (97).

Један од циљева ове студије је анализирање утицаја остеоартрозе колена на образац хода. Пацијенти са остеоартрозом колена су показали редукцију обима покрета доминатно у флексији и екстензији, а такође и у медиолатералној транслацији и медиолатералном ГАП-у. Сличне резултате су показане и у ранијим студијама које су се бавиле анализом обима покрета дегенеративно измењеног зглоба колена (98,99). Прогресија болести доводи до смањења обима покрета која у терминалним стадијумима болести може довести до анкилозе зглоба колена. Остеоартроза колена доводи до редукције покрета и поремећаја шеме хода. У резултатима приказаним у овој дисертацији је показана веома изражена редукција у покретима код оболелих колена у односу на здрава. Редукција покрета у овом истраживању се првенствено односи на флексију и екстензију, као и на непостојању медијалног и латералног ГАП-а (Табл.1) (Слика 5а,б) (86).

Након уградње протезе колена, обим покрета се повећава у виду флексије/екстензије колена и медијално/латералног отварања, слично као и код здравог колена (Сл. 5ц, 5д, 5е, 5ф). Јасно су изражене две амплитуде у фази стајања при екстензији колена и у фази њихања при флексији колена. Такође, код оперисаног колена примећује се повећано медијално/латерално отварање за цео циклус хода и вредности се приближавају вредностима које су измерена на здравом колелу у

претходним истраживањима (94,100,101). Да уградња ендопротезе колена утиче на шему хода, потврђују и Aenon Lee и сарадници који су упоређивали анализу хода младих жена након уградње ендопротезе колена и здравих жена (3).

Последњих година дизајн и технологија уграђених ендопротеза је знатно побољшана. Многи произвођачи су на тржиште пласирали различите дизајне имплантата током последњих неколико деценија. Избор уграђеног имплантата, у великом броју случајева, зависи од личног искуства лекара. Поред искуства лекара, уградња ЦР или ПС дизајна ендопротезе зависи и од патоанатомске измењености зглоба колена и лигаментарне стабилности (102). Поједине студије су показале да је образац хода након уградње ПС протезе сличнији обрасцу хода нативног колена. ПС ендопротезе су показале статистички већу флексију од иницијалне фазе контакта до пика флексије у фази стајања у односу на ЦР ендопротезе (103,104).

И даље су актуелне несугласице везане за жртвовање или чување задњег укрштеног лигамента приликом уградње тоталне ендопротезе колена. Тако нпр. Marczak D. и сарадници у свом раду наводе да својство проприоцепције пацијената показује боље резултате када је извршена уградња ПС ендопротезе у односу на оне када је уграђена ЦР (71). Поред њих, сличне тврдње наводе и Vanlauwe J. и сарадници, односно уградња ПС дизајна ендопротезе показује мању флексиону нестабилност, мању клиничку и радиолошку лаксативност, већу слободу покрета, као и мање компликације након уградње у односу на ЦР (105). Потпуна артропластика колена, са очувањем задњег укрштеног лигамента, тзв. ЦР има своје предности у односу на уградњу тоталне ендопротезе колена са жртвовањем задњег укрштеног лигамента, тзв. ПС ендопротеза. Предности су базиране, најпре, на природном “rollback“-у феморалних кондила током екстензије у колону, као и оскуднијом остеотомијом дисталног фемура (102). Недостаци уградње оваквог дизајна ендопротезе су лоше мекоткивно балансирање које може довести до разлабављење уграђеног имплантата. Постоје одређене индикације где је неопходно уградити имплант са задњом стабилизацијом који замењује функцију ПЦЛ, а то су недостатак или инсуфицијенција задњег укрштеног лигамента, контрактура задње капсуле која захтева “relese“(попуштање), као и изражена флексиона контрактура колена. Насупрот бројним студијама које супериорност ЦР ендопротезе базирају на природнијим “rollback“-ом феморалних кондила током екстензије у колону, у Бразилу је спроведено истраживање упоредне анализе ЦР и ПС ендопротезе колена. У наведеној студији је показано да је феморални “rollback“ код пацијената са уграђеном ЦР ендопротезом био знатно лошији у односу на ендопротезу са жртвовањем задњег укрштеног лигамента (ПС ендопротеза) (106).

Системи за снимање и анализу људског кретања је изузетно активна област истраживања због бројних апликација примене и њихове комплексности. Они су изузетно заступљен алат за истраживања у области медицине, спорта и бимедицинског инжењеринга.(107,108) Као што је већ напоменуто, један овакав систем - OptiTrack је коришћен као основни алат за креирање истраживања у оквиру овог доктората.

Генерално гледано, ови системи се могу грубо поделити у три области, и то (109):

- Надзор - Апликације које припадају овој области подразумевају примену у класичним типовима проблема, као што је препознавање лица, праћење протока људи, и сл,

- Контрола - Примена апликација у области контроле подразумева праћење и контролисање одређених параметара појава, облика или покрета како би виртуелни приказ био што реалистичнији (најчешћа примена је у индустрији забаве), и
- Анализа - Ове апликације се примењују за дијагностику, контролу, праћење опоравка и сл. ортопедских, неуролошких, кардиолошких и других пацијената, односно за анализу и оптимизацију спортских активности.

Системима за снимање кретања обезбеђено је снимање параметара линеарног кретања и угаоних координата, брзине и убрзања на екстремитетима и зглобовима.(108) Конкретно, за приказано испитивање у овом докторату неопходно је било прикупити просторне позиције рефлективних маркера како би пропуштањем кроз одговарајуће математичке формуле било могуће добити вредности основних параметара кретања. Угаоне координате нису прикупљане, већ су углови прорачунавани на основу положаја два вектора чији почетак и крај дефинишу позиције рефлективних маркера.

Физичке компоненте система подразумевају примену 2Д, односно 3Д камера уз могућност снимања покрета како са применом рефлективних маркера, тако и без примене истих. У истраживању су примењене инфрацрвене камере које могу да дефинишу 3Д позицију сваког маркера на телу пацијента. Веома је битно што су инфрацрвене камере коришћене, јер оне обезбеђују извођење неинвазивног испитивања, што даље, утиче на комфор пацијента, односно рад са њима. Уколико је од интереса за истраживање, постоји и могућност примене жироскопа и акцелерометара за праћење углова на зглобовима. Такође, у зависности од природе експеримента (да ли је неопходно извршити експеримент у строго контролисаним условима - лабораторији или је неопходно извршити експеримент у реалним условима) могу бити стационарни и преносиви(108), (110). У сваком случају, неопходно је извршити калибрацију жељеног простора у оквиру кога ће се прикупљене стварне информације/подаци и претворити у дигиталне податке спремне за даљу обраду. OptiTrack систем је преносиви систем, али су испитивања вршена у лабораторији GaitLAB на Клиници за ортопедију и трауматологију.

Генерално посматрано, Vicon систем представља златни стандард у анализи кретања. Међутим, може се приметити да се све више у истраживањима последњих година помиње употреба OptiTrack система (који је знатно приступачнији у погледу цене у односу на Vicon систем)(109,110). Такође, спроведена су многа упоредна истраживања Vicon и OptiTrack система у погледу прецизности и могућих грешака. Тако су на пример, Thewlis D. и други пронашли да је процентуална грешка познатог растојања која може да се јави применом OptiTrack система у односу на Vicon максимално 1%. На основу чега закључују да се за анализу кретања OptiTrack систем може користити и резултати упоређивати са Vicon системом (111). Такође, Carse B. и други су спровели истраживање на основу кога су закључили да су добијени резултати, коришћењем OptiTrack система веома слични оним резултатима добијеним коришћењем Vicon системом (112). Прецизност мерења је у хиљадитим деловима милиметра што не утиче на тачност за овакав вид испитивања.(110)

OptiTrack систем омогућава снимање свих 6 степени слободе једног или више објеката у калибрисаном простору. Објекти који се прате у простору се посматрају као

крута тела. Свако круто тело представља скуп рефлективних маркера који су постављени у одређеној конфигурацији у зависности од потребе анализа (107, 108)

Ограничења оваквих система су везана за прикривање маркера при извођењу одређених покрета или активности, високо стручно знање при постављању маркера на кожу и могућа померања маркера након постављања због немогућности фиксирања за кожу.(108) Проблем прикривања маркера је избегнут у овом испитивању на тај начин што је снимано прво кретање једног екстремитета, а затим другог и пацијент је држао руке на боковима.

С обзиром на подељења мишљења међу истраживачима и клиничарима, а све са циљем добијања објективних резултата о понашању зглоба колена након уградње ЦР и ПС ендопротеза, кинематски подаци су прикупљени коришћењем 3Д OptiTrack система. Сличну методологију 3Д анализе хода користили су и Вуџић Д. и сарадници и Продановић Н. и сарадници који су наведеном методологијом анализирали поремећај обрасца хода дегенеративно измењеног зглоба колена (7,100). Наведена методологија се показала као одличан вид дијагностике лезија предњег и задњег укрштеног лигамент што су показали и Матић А. и сарадници и Глишић М. и сарадници у својим истраживањима (93,114).

Упоредна анализа два различита дизајна ендопротеза колена и њихов утицај на реституцију снаге квадрицепса је описана од стране Cho и сарадника. Они су динамометријским испитивањима оповргли своју хипотезу да је опоравак квадрицепса 6 месеци након операције значајнији код пацијената код којих је уграђена ендопротеза колена са очувањем задњег укрштеног лигамента. Дошли су до закључка да нема статистички значајне разлике у опоравку квадрицепса без обзира на дизајн уграђене ендопротезе (115).

Директни утицај на функционалност и дуготрајност имплантата има начин остваривања контакта између елемената имплантата. Као што је раније и напоменуто, постоје несугласице око уградње ПС и ЦР имплантата. Међутим, разним прегледним радовима је показано да значајна разлика у њиховом коришћењу, практично, и не постоји (116,117). Koga Y. припада групи истраживача који сматрају да се боља редукација ротације у зглобу колена постиже коришћењем ЦР типа имплантата због повећаног напона у ПЦЛ-у (118). Глобалним анализама опсега флексије зглоба колена, показало се да одбацивање ПЦЛ-а повећава за око 2 степена угао флексије (116). Резултатима приказаним у овој дисертацији, у Табл. 1, је показано да се повећање степена флексије јавља у фази стајања, док у фази њихања степен флексије је и код ЦР и код ПС протезе приближно једнак. Сличне резултате су добили и Murakami K. и сарадници који су анализирали шему хода након билатералне артропластике колена користећи покретну траку са радиографским надзором и употребом равног панелног детектора (119). Компарацијом обима покрета наведена два дизајна ендопротеза колена бавили су се и Victor J. и сарадници који су показали да је статистички значајно већи обим покрета након уградње ендопротезе колена са жртвовањем задњег укрштеног лигамента (120). Упоредне анализе хода ПС и ЦР ендопротезе колена говоре у прилог томе да је могућност флексије код уградње ЦР ендопротезе приближна флексији ПС ендопротезе, 125-130 степени, што је и даље испод вредности флексије природног колена.

Коришћењем рачунарских модела и сумулацијом реалних услова може се доћи до потенцијалних закључака примене имплантата. Оваквим моделом Smith CR и

сарадници су показали потенцијално понашање ПС ендопротезе. На основу њихових резултата, показано је да коришћење овог типа имплантата не утиче на контактна оптерећења, али утиче на медијално – латералну дистрибуцију оптерећења (121). Испитивање понашања ЦР протеза ин виво извршили су и Li C. и сарадници. Резултатима су показали да долази до повећања медијално латералне трансације у односу на ОА зглоб. При повећању ове трансације долази и до промене механике колена, односно до промена у дистрибуцији сила и оптерећења унутар самог зглоба (122). Дистрибуција оптерећења је уско повезана са оствареним контактом (118). МЛ трансација је израженија при коришћењу ПС протеза него ЦР. Како је померање учесталије у току једног циклуса хода, контакт се дуже остварује на већој површини, што и утиче на повећану расподелу оптерећења у медијално – латералном правцу. Резултатима је показано да се јавља нешто већи обим покрета при коришћењу ПС типа имплантата. Сличне резултате су добили и Jiang C. и сарадници. Они сматрају да ови резултати могу бити повезани са уклањањем задњег укрштеног лигамента и бољим балансирањем меког ткива (123).

При анализи кретања извршено је испитивање медијалног, односно латералног ГАП-а. Већи ГАП се јавља на латералној страни при коришћењу обе врсте ендопротеза, док медијални ГАП, практично и не постоји. Ови ГАП-ови су изражени у фази стајања (екстензиони латерални ГАП). Да ресекција ПЦЈ не утиче на величину гапа потврдили су и Christoph S. и сарадници који су анализирали утицај ресекције ПЦЈ након артропластике колена (124). Слично истраживање на кадаверима су урадили и Matthews и сарадници у свом истраживању. Дошли су такође до закључка да не постоји статистички значајна разлика у флексионо екстензионом ГАП-у код уграђених ЦР односно ПС ендопротеза (125). Наведено истраживање је оповргла тврдња Krasckow и сарадника, који су експериментално, кадаверичном студијом доказали да ресекција задњег укрштеног лигамента доводи до повећања флексионо екстензионог ГАП-а (126).

При тоталној артропластици зглоба колена, пожељно је да су транстибијална и трансфеморална оса паралелне (127), што и показују резултати у оквиру ове дисертације на слици 4е. Благо одступање се јавља, за оба дизајна ендопротеза, у првих 40% циклуса хода услед латералног ГАП-а који се јавља у истом тренутку.

Без обзира што се артропластика колена сматра једном од најзначајних оперативних процедура, повећавајући обим покрета болесног колена, а самим тим и реституцију обрасца хода, многе студије показују да је незадовољство пацијената након операције велико (128), (129), (130). У литератури је описано, да се незадовољство пацијената првенствено односи на перзистирајући бол након операције као и немогућност враћања свакодневним активностима (посао, спортске активности и сл.) (131). Collins и сарадници су у свом истраживању показали проценат незадовољства пацијента након уграђене ендопротезе кука и колена. У свом истраживању користећи упитник за перцепцију оперисаног зглоба, као и WOMAC score су показали да је незадовољство пацијената значајније веће након артропластике колена у односу на артропластику кука. У наведеном истраживању није било статистички значајне разлике у перцепцији зглоба колена након уграђене парцијалне и тоталне ендопротезе колена. Занимљивост наведеног истраживања је податак да је само 22% пацијената са уграђеном тоталном ендопротезом колена сматра да им је зглоб после операције потпуно природан, док 15% пацијената артропластику колена види као присуство вештачког зглоба са великим функционалним ограничењима (130). Сличном темом су се бавили и истраживачи Thambiah и сарадници који су анализирали корелацију задовољства пацијената након артропластике колена са објективизираним тестовима

---

(Womac score, KSS, Short Form-36 (SF-36)). Након спроведеног истраживања закључили су да је позитивна корелација задовољства пацијента након учињене операције и реституције њиховим постоператних активности и редукције бола (132).

У већини студија које су се бавиле успешношћу тоталне артропластике колена један од битних показатеља успешности операције је примена наведених објективизираних тестова. Један од таквих тестова је коришћен и у овом истраживању, односно Клинички систем за степеновање удружења за колена. Употребом наведеног теста је јасно дефинисано, да уградња ендопротезе колена доводи до редукције тегоба у смислу побољшања обима покрета, редукције бола, као и у свакодневном функционисању пацијената после операције (76,133,134). Слични резултати су добијени у овом истраживању, при чему је без обзира на дизајн уграђене ендопротезе, постигнута реституција свакодневног функционисања, редукција бола и повећање обима покрета. Компаративну студију између два различита дизајна ендопротезе колена су спровели и Naitai S. и сарадници у показали су да не постоји статистички значајна разлика у резултатима Клиничког система за степеновање удружења за колена међу уграђеним импланатима. (135)

Поред компаративних анализа различитог дизајна ендопротезе колена урађена су истраживања којим се упоређује задовољство и способност повратка радним обавезама пацијената након тоталне и парцијалне артропластике колена. Kievit A. и сарадници су показали да је задовољство пацијената након уградње тоталне и парцијалне ендопротезе колена скоро подједнако, али је време потребно за повратак на посао знатно краће код пацијената код којих је уграђена парцијална ендопротеза колена (136). Немогућност реституције физичких активности и радне способности пацијента доводи до незадовољства пацијената након артропластике колена. Сличном тематиком су се бавили и Kievit A. и сарадници у мултицентричној студији пресека, којом су доказали да једна трећина пацијената се никада не врати радним обавезама и велики број пацијената је има ограничену радну способност након уграђене ендопротезе колена (137).



---

9

*Закључак*

1. Постоји статистички значајна разлика у кинематици зглоба колена здраве ноге и ноге са дегенеративно измењеним зглобом колена.
2. После артропластике колена, кинематика зглоба оперисаног колена је приближно једнака кинематици здравог зглоба колена.
3. Постоји статистички значајна разлика у резултатима Клиничког система за скоровање Удружења за колена пре и после имплантације ендопротезе колена без обзира на уграђени дизајн ендопротезе
4. Артропластика колена доводи до нормализације хода.
5. Тростандардни *OptiTrack* систем је објективни показатељ поремећаја обрасца хода.
6. Не постоји статистички значајна разлика у обиму покрета након уградње PS и CR ендопротезе колена.

Даља истраживања су усмерена ка развоју симулационих виртуелних модела зглоба колена и ендопротеза као један од кључних корака у преоперативном планирању. Поред тога истраживања ће бити усмерена на употребу *OptiTrack* система за детекцију и мерење медијалног померања (*medial pivoting*) уграђених ендопротеза и компарацији са нативним коленом.





**10**

---

*Литература*

1. Franklin J. Osteoarthritis-epidemiologic and genetic aspects [Internet]. Vol. 38. 2010. Available from: [10.1016/j.mpmed.2009.11.008](http://10.1016/j.mpmed.2009.11.008) <http://ez.urosario.edu.co/login?url=http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=edselp&AN=S1357303909003454&lang=es&site=eds-live>
2. Pritchett JW. Patient preferences in knee prostheses. *J Bone Jt Surg - Ser B*. 2004;86(7):979–82.
3. Lee A, Park J, Lee S. Gait analysis of elderly women after total knee arthroplasty. *J Phys Ther Sci*. 2015;27(3):591–5.
4. Singh JA, Lewallen DG. Time trends in the characteristics of patients undergoing primary total knee arthroplasty. *Arthritis Care Res*. 2014;66(6):897–906.
5. van den Boom LGH, Halbertsma JPK, van Raaij JJAM, Brouwer RW, Bulstra SK, van den Akker-Scheek I. No difference in gait between posterior cruciate retention and the posterior stabilized design after total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2014;22(12):3135–41.
6. Pfister A, West AM, Bronner S, Noah JA. Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis. *J Med Eng Technol*. 2014;38(5):274–80.
7. Prodanovic N, Ristic B, Matic A, Petrovic-Savic S, Devedzic G. Gait analysis of patients following totalcondylar knee arthroplasty. *Acta Chir Iugosl*. 2015;62(1):27–31.
8. Victor J. A comparative study on the biomechanics of the native human knee joint and total knee arthroplasty. *Dep Orthop Fac Med*. 2009;168.
9. Williams TJ, Thornhill TS. The Technique of PCL Retention in Total Knee Arthroplasty. 2005;
10. Shenoy R, Pastides PS, Nathwani D. (iii) Biomechanics of the knee and TKR. *Orthop Trauma* [Internet]. 2013;27(6):364–71. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mporth.2013.10.003>
11. Li J, Tsai T, Brentzel K, Ahn YJ, Felson DT. Six degree-of-freedom knee joint kinematics in obese individuals with knee pain during gait. *PLoS One*. 2017;12(3):1–11.
12. Robinson PD, McEwan J, Adukia V, Prabhakar M. Osteoarthritis and arthroplasty of the hip and knee. *Br J Hosp Med*. 2018;79(4):C54–9.
13. Levinger P, Menz HB, Morrow AD, Feller JA, Bartlett JR, Bergman NR. Lower limb biomechanics in individuals with knee osteoarthritis before and after total knee arthroplasty surgery. *J Arthroplasty* [Internet]. 2013;28(6):994–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2012.10.018>
14. Cyteval C. Imaging of knee implants and related complications. *Diagn Interv Imaging* [Internet]. 2016;97(7–8):809–21. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.diii.2016.02.015>
15. Ranawat AS, Ranawat CS, Elkus M, Rasquinha VJ, Rossi R, Babhulkar S. Total Knee Arthroplasty for Severe Valgus Deformity Surgical Technique. *J Bone Jt Surgery, Inc*

- Jbjs. 2004;86:2671–6.
16. Bert Parcells. Hip and knee book. 2017.
  17. Rivière C, Iranpour F, Auvinet E, Howell S, Vendittoli PA, Cobb J, et al. Alignment options for total knee arthroplasty: A systematic review. *Orthop Traumatol Surg Res* [Internet]. 2017;103(7):1047–56. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.otsr.2017.07.010>
  18. Lee YS, Howell SM, Won YY, Lee OS, Lee SH, Vahedi H, et al. Kinematic alignment is a possible alternative to mechanical alignment in total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2017;25(11):3467–79.
  19. Woolley SM. Characteristics of gait in hemiplegia. *Top Stroke Rehabil.* 2001;7(4):1–18.
  20. Iosa M, Fusco A, Marchetti F, Morone G, Caltagirone C, Paolucci S, et al. The golden ratio of gait harmony: Repetitive proportions of repetitive gait phases. *Biomed Res Int.* 2013;2013.
  21. Kharb A, Saini V, Jain Y, Dhiman S. A review of gait cycle and its parameters. *IJCEM Int J Comput Eng Manag.* 2011;13(July):78–83.
  22. Armand S, Decoulon G, Bonnefoy-Mazure A. Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Rev.* 2016;1(12):448–60.
  23. Pistacchi M, Gioulis M, Sanson F, de Giovannini E, Filippi G, Rossetto F, et al. Gait analysis and clinical correlations in early Parkinson's disease. *Funct Neurol.* 2017;32(1):28–34.
  24. Severini G, Manca M, Ferraresi G, Caniatti LM, Cosma M, Baldasso F, et al. Evaluation of Clinical Gait Analysis parameters in patients affected by Multiple Sclerosis: Analysis of kinematics. *Clin Biomech.* 2017;45(April):1–8.
  25. Weiss RJ, Wretenberg P, Stark A, Palmblad K, Larsson P, Gröndal L, et al. Gait pattern in rheumatoid arthritis. *Gait Posture.* 2008;28(2):229–34.
  26. Zebouni L, Helliwell PS, Howe A, Wright V. Gait analysis in ankylosing spondylitis. *Ann Rheum Dis.* 1992;51(7):898–9.
  27. Hyslop E, Woodburn J, McInnes IB, Semple R, Newcombe L, Hendry G, et al. A reliability study of biomechanical foot function in psoriatic arthritis based on a novel multi-segmented foot model. *Gait Posture* [Internet]. 2010;32(4):619–26. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.09.004>
  28. Al. W et. Functional Resistance Training during Walking: Mode of Application Differentially Affects Gait Biomechanics and Muscle Activation Patterns. *Gait Posture.* 2020;75:129–136.
  29. Lespasio MJ, Piuze NS, Husni ME, Muschler GF, Guarino A, Mont MA. Knee Osteoarthritis: A Primer. *Perm J.* 2017;21:1–7.
  30. Roos EM, Arden NK. Strategies for the prevention of knee osteoarthritis. *Nat Rev Rheumatol* [Internet]. 2016;12(2):92–101. Available from: <http://dx.doi.org/10.1038/nrrheum.2015.135>
  31. Hussain SM, Neilly DW, Baliga S, Patil S, Meek RMD. Knee osteoarthritis: A review of management options. *Scott Med J.* 2016;61(1):7–16.
  32. Stahl I, Ginesin E, Hous N, Kotlyarsky P, Norman D PB. NON-ARTHROPLASTY

- TREATMENT FOR KNEE OSTEOARTHRITIS. *Harefuah*. 2017;156(7):455–9.
33. Cross M, Smith E, Hoy D, Nolte S, Ackerman I, Fransen M, et al. The global burden of hip and knee osteoarthritis: Estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. *Ann Rheum Dis*. 2014;73(7):1323–30.
  34. Ortman JM, Velkoff VA. An Aging Nation: The Older Population in the United States. *US Dep Commer Econ Stat Adm*. 2014;1964:28.
  35. Bašćarević L. *Ortopedija i traumatologija lokomotornog sistema*. Beograd: “Obeležja plus”, Beograd, Trebovićka 11;
  36. Vukašinović Z. *OPŠTA ortopedija*. Beograd: Institut za ortopedsko-hirurške bolesti “Banjica”: Beograd: Intergraf M.M.; 2002. 427–437 p.
  37. Zhang W, Doherty M, Peat G, Arden NK, Bresnihan B, Kirschner S, et al. EULAR evidence-based recommendations for the diagnosis of knee osteoarthritis. 2010;483–9.
  38. Rosenberg TD et al. The forty-five-degree posteroanterior flexion weight-bearing radiograph of the knee. *J Bone Jt Surg Am*. 1988;70(10):1479–83.
  39. Merchant AC, Mercer RL, Jacobsen RH et al. Roentgenographic analysis of patellofemoral congruence. *J Bone Jt Surg Am*. 1974;56:1391–1396.
  40. Iyer KM. The knee joint. *Orthopedics of the Upper and Lower Limb*. 2013. 85–119 p.
  41. GS Kulkarni; SB. *Textbook of ORTHOPEDICS AND TRAUMA*. The Health Sciences Publisher; 2016.
  42. Hayashi D, Roemer FW, Guermazi A. Imaging for osteoarthritis. *Ann Phys Rehabil Med* [Internet]. 2016;59(3):161–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.rehab.2015.12.003>
  43. KELLGREN JH, LAWRENCE JS. Radiological assessment of osteo-arthrosis. *Ann Rheum Dis*. 1957;16(4):494–502.
  44. Kamaruzaman H, Kinghorn P, Oppong R. Cost-effectiveness of surgical interventions for the management of osteoarthritis: a systematic review of the literature. *BMC Musculoskelet Disord*. 2017;18(1):1–17.
  45. Porter Starr KN, Bales CW. Excessive Body Weight in Older Adults. *Clin Geriatr Med*. 2015;31(3):311–26.
  46. Taylor N. *Non surgical Management of Osteoarthritis Knee Pain in the Older Adult*. *Clin Geriatr Med* [Internet]. 2016; Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.cger.2016.08.004>
  47. Fransen M, McConnell S. Land-based exercise for osteoarthritis of the knee: A metaanalysis of randomized controlled trials. *J Rheumatol*. 2009;36(6):1109–17.
  48. Jüni P, Hari R, Aws R, Fischer R, Mg S, Reichenbach S, et al. Intra-articular corticosteroid for knee osteoarthritis ( Review ). 2015;(10).
  49. Buckwalter JA, Lohmander S. Operative treatment of osteoarthrosis. *J Bone Jt Surg - Ser A*. 1994;76(9):1405–18.
  50. Engineering M. *Stress Analysis of Knee Joint and Knee Prosthesis*. 2014;
  51. Carr AJ, Robertsson O, Graves S, Price AJ, Arden NK, Judge A, et al. Knee replacement. *Lancet* [Internet]. 2012;379(9823):1331–40. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736\(11\)60752-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(11)60752-6)

52. Promish M, Wang C, Guo Y. Impact of Coronal Alignment in Total Knee Arthroplasty and Functional Outcome. *Open J Orthop*. 2018;08(01):11–23.
53. C. Dall'Oca, M. Ricci, E. Vecchini, N. Giannini, D. Lamberti, C. Tromponi BM. Evolution of TKA design. *Acta Biomed [Internet]*. 2017;88(2):17–31. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6178992/pdf/ACTA-88-17.pdf>
54. Hatfield GL, Stanish WD, Hubley-Kozey CL. Three-dimensional biomechanical gait characteristics at baseline are associated with progression to total knee arthroplasty. *Arthritis Care Res*. 2015;67(7):1004–14.
55. NJR. Public and Patient Guide to the NJR'S 14th annual report 2017. 2017.
56. Leopold SS. Minimally invasive total knee arthroplasty for osteoarthritis. *N Engl J Med*. 2009;360(17):1749–58.
57. Moghtadaei M, Farahini H, Bagheri A, Akbarian E. Factors influencing range of motion after total knee arthroplasty. *Iran Red Crescent Med J*. 2012;14(7):417–21.
58. Schmitt J, Lange T, Günther K-P, Kopkow C, Rataj E, Apfelbacher C, et al. Indication Criteria for Total Knee Arthroplasty in Patients with Osteoarthritis – A Multi-perspective Consensus Study. *Z Orthop Unfall*. 2017;155(05):539–48.
59. Bourne RB, Chesworth BM, Davis AM, Mahomed NN, Charron KDJ. Patient satisfaction after total knee arthroplasty: Who is satisfied and who is not? *Clin Orthop Relat Res*. 2010;468(1):57–63.
60. Nam D, Nunley RM, Barrack RL. Patient dissatisfaction following total knee replacement: A growing concern? *Bone Jt J*. 2014;96B(11):96–100.
61. Blakeney W, Clément J, Desmeules F, Hagemester N, Rivière C, Vendittoli PA. Kinematic alignment in total knee arthroplasty better reproduces normal gait than mechanical alignment. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc [Internet]*. 2019;27(5):1410–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s00167-018-5174-1>
62. Pellizzer LLG, Viola CSR. Postoperative Infections Following Total Knee Replacement : An Epidemiological Study. 2001;13:182–7.
63. Varacallo. ACGM. Total Knee Replacement (TKR) Techniques. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing;
64. Nguyen LCL, Lehil MS, Bozic KJ. Trends in Total Knee Arthroplasty Implant Utilization. *J Arthroplasty [Internet]*. 2015;30(5):739–42. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2014.12.009>
65. Montgomery RL, Goodman SB, Csongradi J. Late rupture of the posterior cruciate ligament after total knee replacement. *Iowa Orthop J*. 1993;13:167–70.
66. Insall JN, Lachiewicz PF, Burstein AH. The posterior stabilized condylar prosthesis. *J Bone Jt Surg*. 1982;64(9):1317–23.
67. Scott RD, Thornhill MTS, Lapp MA. In Vivo Anteroposterior Femorotibial Translation of Total Knee Arthroplasty : A Multicenter Analysis. 1998;(356):47–57.
68. Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR, Haas BD, Stiehl JB. COVENTRY AWARD PAPER Multicenter Determination of In Vivo Kinematics After Total Knee Arthroplasty. 2003;(416):37–57.
69. Jacobs W, Dj C, Aab W. Retention versus sacrifice of the posterior cruciate ligament in total knee replacement for treatment of osteoarthritis and rheumatoid arthritis ( Review

- ). 2008;(4).
70. Schai PA, Thornhill TS, Scott RD. Total knee arthroplasty with the PFC system. 1998;850–8.
  71. Marczak D, Kowalczewski J, Okoń T, Synder M, Sibiński M. An evaluation of the posterior cruciate ligament function in total knee arthroplasty with regard to its morphology and clinical properties. *Folia Morphol.* 2017;76(1):94–9.
  72. Insall JN, Dorr D, Scott D. Insall - Knee Soc Score Rationale. 2006;1–2. Available from: <papers2://publication/uuid/7BF56409-A0DF-4F51-B520-45602FAC5C8C>
  73. Bach CM, Steingruber IE, Peer S, Nogler M, Wimmer C, Ogon M. Radiographic assessment in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;(385):144–50.
  74. Insall JN, Dorr LD, Scott RD SW. Rationale of the Knee Society clinical rating system. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;
  75. Gluščević B. Procena uspešnosti totalne artroplastike kolena kod pacijenata sa reumatoidnim artritismom [Internet]. 2017. Available from: <http://uvidok.rcub.bg.ac.rs/bitstream/handle/123456789/1787/Doktorat.pdf?sequence=1>
  76. Noble PC, Scuderi GR, Brekke AC, Sikorskii A, Benjamin JB, Lonner JH, et al. Development of a new knee society scoring system. *Clin Orthop Relat Res.* 2012;470(1):20–32.
  77. (Nurarif & Kusuma 2016). Association of intermittent and constant knee pain patterns with knee pain severity, radiographic knee osteoarthritis duration and severity. *J Chem Inf Model.* 2013;53(9):1689–99.
  78. Pan F, Tian J, Aitken D, Cicuttini F, Jones G. Predictors of pain severity trajectory in older adults: a 10.7-year follow-up study. *Osteoarthr Cartil* [Internet]. 2018;26(12):1619–26. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.joca.2018.08.002>
  79. Kwoh CK. Epidemiology of osteoarthritis. *Epidemiol Aging.* 2012;26(3):523–36.
  80. Sabharwal S, Root MZ. Impact of obesity on orthopaedics. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 2012;94(11):1045–52.
  81. Changulani M, Kalairajah Y, Peel T, Field RE. Arthroplasty The relationship between obesity and the age at which hip and knee replacement is undertaken. *J Bone Jt Surg.* 2004;360–3.
  82. Jasvinder A. Singh, Megan O’Byrne SH and DL. Predictors of Moderate-Severe Functional Limitation after Primary Total Knee Arthroplasty (TKA): 4,701 TKAs at 2-years and 2,935 TKAs at 5-years. *Osteoarthr Cartil.* 2014;18(4):1–15.
  83. Clayton RAE, Patton JT, Gaston M, Cook RE, Brenkel IJ, Margaret Q. Knee Total knee replacement in morbidly obese patients. *J Bone Jt Surg.* 2006;88(10):1321–6.
  84. Li JS, Tsai TY, Clancy MM, Li G, Lewis CL, Felson DT. Weight loss changed gait kinematics in individuals with obesity and knee pain. *Gait Posture.* 2019;68:461–5.
  85. Zeng X, Ma L, Lin Z, Huang W, Huang Z, Zhang Y, et al. Relationship between Kellgren-Lawrence score and 3D kinematic gait analysis of patients with medial knee osteoarthritis using a new gait system. *Sci Rep.* 2017;7(1):1–8.
  86. Ogrodzka K, Niedźwiedzki T, Chwała W. Evaluation of the kinematic parameters of normal-paced gait in subjects with gonarthrosis and the influence of gonarthrosis on the

- function of the ankle joint and hip joint. *Acta Bioeng Biomech.* 2011;13(3):47–54.
87. Alice BM, Stéphane A, Yoshisama SJ, Pierre H, Domizio S, Hermes M, et al. Evolution of knee kinematics three months after total knee replacement. *Gait Posture.* 2015;41(2):624–9.
  88. Worsley P, Stokes M, Taylor M. Predicted knee kinematics and kinetics during functional activities using motion capture and musculoskeletal modelling in healthy older people. *Gait Posture* [Internet]. 2011;33(2):268–73. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.11.018>
  89. Zihlmann MS. Total knee arthroplasty Biomechanical reflections and modelling , based on quantitative movement analysis. 2005;(16129):126.
  90. Lu W, Zong W, Xing W, Bao E. Gait recognition based on joint distribution of motion angles. *J Vis Lang Comput.* 2014;25(6):754–63.
  91. Sandau M, Koblauch H, Moeslund TB, Aanæs H, Alkjær T, Simonsen EB. Markerless motion capture can provide reliable 3D gait kinematics in the sagittal and frontal plane. *Med Eng Phys* [Internet]. 2014;36(9):1168–75. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.07.007>
  92. Filipović N, Isailovic V, Nikolić D, Peulić A, Mijailović N, Petrović S, et al. Biomechanical modeling of knee for specific patients with chronic anterior cruciate ligament injury. *Comput Sci Inf Syst.* 2013;10(1):525–45.
  93. Matic A, Petrović Savić S, Ristić B, Stevanović VB, Devedžić G. Infrared assessment of knee instability in ACL deficient patients. *Int Orthop.* 2016;40(2):385–91.
  94. Hatfield GL, Hubley-Kozey CL, Astephen Wilson JL, Dunbar MJ. The Effect of Total Knee Arthroplasty on Knee Joint Kinematics and Kinetics During Gait. *J Arthroplasty* [Internet]. 2011;26(2):309–18. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2010.03.021>
  95. Messier et al. The effects of intensive dietary weight loss and exercise on gait in overweight and obese adults with knee osteoarthritis. *The Intensive Diet and Exercise for Arthritis (IDEA) trials* Public Access. *J Biomech.* 2020;
  96. Ro DH, Lee J, Lee J, Park JY, Han HS, Lee MC. Effects of Knee Osteoarthritis on Hip and Ankle Gait Mechanics. *Adv Orthop.* 2019;2019(1).
  97. Hitz M, Schütz P, Angst M, Taylor WR, List R. Influence of the moving fluoroscope on gait patterns. *PLoS One.* 2018;13(7):1–16.
  98. Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthr Cartil.* 2004;12(9):745–51.
  99. Rudolph KS, Schmitt LC, Lewek MD. Age-Related Changes in Strength, Joint Laxity, and Walking Patterns: Are They Related to Knee Osteoarthritis? *Phys Ther.* 2007;87(11):1422–32.
  100. Bytyqi D, Shabani B, Lustig S, Cheze L, Karahoda Gjurgjeala N, Neyret P. Gait knee kinematic alterations in medial osteoarthritis: Three dimensional assessment. *Int Orthop.* 2014;38(6):1191–8.
  101. Nishino K, Omori G, Koga Y, Kobayashi K, Sakamoto M, Tanabe Y, et al. Three-dimensional dynamic analysis of knee joint during gait in medial knee osteoarthritis using loading axis of knee. *Gait Posture* [Internet]. 2015;42(2):127–32. Available from:

- <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.04.018>
102. Götz J, Beckmann J, Sperrer I, Baier C, Dullien S, Grifka J, et al. Retrospective comparative study shows no significant difference in postural stability between cruciate-retaining (CR) and cruciate-substituting (PS) total knee implant systems. *Int Orthop*. 2016;40(7):1441–6.
  103. Yagishita K, Muneta T, Ju YJ, Morito T, Yamazaki J, Sekiya I. High-flex Posterior Cruciate-Retaining vs Posterior Cruciate-Substituting Designs in Simultaneous Bilateral Total Knee Arthroplasty. A Prospective, Randomized Study. *J Arthroplasty* [Internet]. 2012;27(3):368–74. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2011.05.008>
  104. Thomsen MG, Husted H, Otte KS, Holm G, Troelsen A. Do patients care about higher flexion in total knee arthroplasty? A randomized, controlled, double-blinded trial. *BMC Musculoskelet Disord*. 2013;14:4–9.
  105. Vanlauwe J, Verdoodt A, Casteleyn PP, Scheerlinck T. The TRAC-PS dual radius total knee arthroplasty: Disappointing medium and long terms results. *Acta Orthop Belg*. 2017;83(2):251–8.
  106. de Carvalho LH, Temponi EF, Soares LFM, Gonçalves MJB. Relationship between range of motion and femoral rollback in total knee arthroplasty. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2014;48(1):1–5.
  107. Nagymáté G, M. Kiss R. Application of OptiTrack motion capture systems in human movement analysis. *Recent Innov Mechatronics*. 1970;5(1.):1–9.
  108. Gómez Echeverry LL, Jaramillo Henao AM, Ruiz Molina MA, Velásquez Restrepo SM, Páramo Velásquez CA, Silva Bolívar GJ. Human motion capture and analysis systems: a systematic review/Sistemas de captura y análisis de movimiento cinemático humano: una revisión sistemática. *Prospectiva*. 2018;16(2):24–34.
  109. Moeslund TB, Hilton A, Krüger V. A survey of advances in vision-based human motion capture and analysis. *Comput Vis Image Underst*. 2006;104(2-3 SPEC. ISS.):90–126.
  110. Furtado JS, Liu HHT, Lai G, Lacheray H, Desouza-Coelho J. Comparative analysis of OptiTrack motion capture systems. In: *Lecture Notes in Mechanical Engineering*. 2019. p. 15–31.
  111. Thewlis D, Bishop C, Daniell N, Paul G. Next-generation low-cost motion capture systems can provide comparable spatial accuracy to high-end systems. *J Appl Biomech*. 2013;29(1):112–7.
  112. 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* [Internet]. 2013;1–5. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.physio.2013.03.001>
  113. Bytyqi D. Gait kinematic analysis of the osteoarthritic knee : preand post- total knee arthroplasty. 2015;23–4. Available from: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-01140663/file/TH2015BytyqiDafina.pdf>
  114. Glišić M, Blagojević Z, Stevanović V, Ristić B, Matić A. Diagnosis and surgical treatment of the posterior knee instability. *Vojnosanit Pregl*. 2018;75(3):281–9.
  115. Cho KY, Kim K Il, Song SJ, Bae DK. Does cruciate-retaining total knee arthroplasty



- show better quadriceps recovery than posterior-stabilized total knee arthroplasty? - Objective measurement with a dynamometer in 102 knees. *CiOS Clin Orthop Surg.* 2016;8(4):379–85.
116. Verra WC, Van Den Boom LGH, Jacobs WCH, Schoones JW, Wymenga AB, Nelissen RGHH. Similar outcome after retention or sacrifice of the posterior cruciate ligament in total knee arthroplasty: A systematic review and meta-analysis. *Acta Orthop.* 2015;86(2):195–201.
117. Verra WC, van den Boom LGH, Jacobs W, Clement DJ, Wymenga AAB, Nelissen RGHH. Retention versus sacrifice of the posterior cruciate ligament in total knee arthroplasty for treating osteoarthritis. *Cochrane Database Syst Rev.* 2013;2013(10).
118. Koga Y. Three-dimensional motion analysis and its application in total knee arthroplasty: what we know, and what we should analyze. *J Orthop Sci.* 2015;20(2):239–49.
119. Murakami K, Hamai S, Okazaki K, Wang Y, Ikebe S, Higaki H, et al. In vivo kinematics of gait in posterior-stabilized and bicruciate-stabilized total knee arthroplasties using image-matching techniques. *Int Orthop.* 2018;42(11):2573–81.
120. Victor J, Banks S, Bellemans J. Kinematics of posterior cruciate ligament-retaining and -substituting total knee arthroplasty. A prospective randomised outcome study. *J Bone Jt Surg - Ser B.* 2005;87(5):646–55.
121. Smith CR, Vignos MF, Lenhart RL, Kaiser J. The Influence of Component Alignment and Ligament Properties on Tibiofemoral Contact Forces in Total Knee Replacement. 2016;138(February).
122. Li C, Hosseini A, Tsai TY, Kwon YM, Li G. Articular contact kinematics of the knee before and after a cruciate retaining total knee arthroplasty. *J Orthop Res.* 2015;33(3):349–58.
123. Jiang C, Liu Z, Wang Y, Bian Y, Feng B, Weng X. Posterior cruciate ligament retention versus posterior stabilization for total knee arthroplasty: A meta-analysis. *PLoS One.* 2016;11(1).
124. Schnurr C, Eysel P, König DP. Is the effect of a posterior cruciate ligament resection in total knee arthroplasty predictable? *Int Orthop.* 2012;36(1):83–8.
125. Matthews J, Chong A, McQueen D, O'Guinn J, Wooley P. Flexion-extension gap in cruciate-retaining versus posterior-stabilized total knee arthroplasty: A cadaveric study. *J Orthop Res.* 2014;32(5):627–32.
126. Mihalko WM, Krackow KA. Posterior cruciate ligament effects on the flexion space in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;(360):243–50.
127. Cherian JJ, Kapadia BH, Banerjee S, Jauregui JJ, Issa K, Mont MA. Mechanical, anatomical, and kinematic axis in TKA: Concepts and practical applications. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2014;7(2):89–95.
128. Núñez M, Lozano L, Núñez E, Segur JM, Sastre S, Maculé F, et al. Total knee replacement and health-related quality of life: Factors influencing long-term outcomes. *Arthritis Care Res.* 2009;61(8):1062–9.
129. Anderson JG, Wixson RL, Tsai D, Stulberg SD, Chang RW. Functional outcome and patient satisfaction in total knee patients over the age of 75. *J Arthroplasty.* 1996;11(7):831–40.

- 
130. Collins M, Lavigne M, Girard J, Vendittoli PA. Joint perception after hip or knee replacement surgery. *Orthop Traumatol Surg Res* [Internet]. 2012;98(3):275–80. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.otsr.2011.08.021>
  131. Canovas F, Dagneaux L. Quality of life after total knee arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* [Internet]. 2018;104(1):S41–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.otsr.2017.04.017>
  132. Thambiah MD, Nathan S, Seow BZ, Liang S, Lingaraj K. Patient satisfaction after total knee arthroplasty: An Asian perspective. *Singapore Med J*. 2015;56(5):259–63.
  133. Migliorini F, Eschweiler J, Tingart M, Rath B. Posterior-stabilized versus cruciate-retained implants for total knee arthroplasty: a meta-analysis of clinical trials. *Eur J Orthop Surg Traumatol* [Internet]. 2019;29(4):937–46. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00590-019-02370-1>
  134. Scuderi GR, Bourne RB, Noble PC, Benjamin JB, Lonner JH, Scott WN. The new knee society knee scoring system. *Clin Orthop Relat Res*. 2012;470(1):3–19.
  135. Hamai S, Okazaki K, Shimoto T, Nakahara H, Higaki H, Iwamoto Y. Continuous Sagittal Radiological Evaluation of Stair-Climbing in Cruciate-Retaining and Posterior-Stabilized Total Knee Arthroplasties Using Image-Matching Techniques. *J Arthroplasty* [Internet]. 2015;30(5):864–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2014.12.027>
  136. Kievit AJ, Kuijer PPFM, de Haan LJ, Koenraadt KLM, Kerkhoffs GMMJ, Schafroth MU, et al. Patients return to work sooner after unicompartmental knee arthroplasty than after total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* [Internet]. 2020;28(9):2905–16. Available from: <https://doi.org/10.1007/s00167-019-05667-0>
  137. Kievit AJ, Van Geenen RCI, Kuijer PPFM, Pahlplatz TMJ, Blankevoort L, Schafroth MU. Total knee arthroplasty and the unforeseen impact on return to work: A cross-sectional multicenter survey. *J Arthroplasty* [Internet]. 2014;29(6):1163–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2014.01.004>

## ПРЕГЛЕД СКРАЋЕНИЦА И СТРАНИХ РЕЧИ

Скраћеница	Латински	Енглески	Српски
<b>ОА</b>	<i>Osteoarthritis</i>	<i>Osteoarthritis</i>	Остеоартроза
<b>ГА</b>	<i>Gonarthrosis</i>	<i>Gonarthrosis</i>	Гонартроза
<b>ЦР</b>		<i>Cruciate Retaining Total Knee Arthroplasty</i>	Ендопротеза са сачуваним задњим укрштеним лигаментом
<b>ПС</b>		<i>Posterior Stabilized Endoprosthesis</i>	Ендопротеза са жртвованим задњим укрштеним лигаментом
<b>ЛСР</b>		<i>Long Standing X-ray</i>	Радиографска испитивања која показују положај уграђеног имплантата
		<i>Match Study</i>	Усклађена студија
<b>ТВ</b>			Телесна висина
<b>ТМ</b>			Телесна маса
<b>ИТМ (БМИ)</b>		<i>Body mass index</i>	Индекс телесне масе
		<i>Knee Society Clinical Rating System</i>	Клинички систем за процену функције колена Удружења за колена
<b>КСС</b>		<i>Knee Society Clinical Rating System</i>	Клинички систем за процену функције колена Удружења за колена
<b>АПТ</b>		<i>Anterior – Posterior Translation</i>	Антериорно - постериорна translација
<b>МЛТ</b>		<i>Medial – Lateral Translation</i>	Медијално - латерална translација
<b>ИСТ</b>		<i>Inferior - Superior Translation</i>	Инфериорно - супериорна translација
<b>ФЕ</b>		<i>Flexion/Extension of the Knee</i>	Флексија - екстензија колена

## ПРЕГЛЕД СКРАЋЕНИЦА И СТРАНИХ РЕЧИ

Скраћеница	Латински	Енглески	Српски
<b>ИЕ</b>		<i>Internal – External Rotation</i>	Интерно - екстерна ротација колена
	<i>Cornum Anterior Et Cornum Posterior</i>		Антериорни и постериорни рог менискуса
<b>АЦЛ</b>		<i>Anterior Cruciate Ligament</i>	Предњи укршетни лигамент
<b>ПЦЛ</b>		<i>Posterior Cruciate Ligament</i>	Задњи укрштени лигамент
<b>ЛЦЛ</b>			Латерални колатерални лигамент
<b>ЛЦМ</b>			Медијални колатерални лигамент
	<i>Lig. Popliteum Obliquum</i>		
	<i>Lig. Popliteum Arcuatum</i>		
	<i>M. Semimembranosus</i>		
	<i>M. Popliteus</i>		
	<i>M. Biceps Femoris</i>		
	<i>M. Quadriceps Femoris</i>		
	<i>T. popliteus</i>		
	<i>Rectus Femoris</i>		
	<i>Vastus Intermedius</i>		

## ПРЕГЛЕД СКРАЋЕНИЦА И СТРАНИХ РЕЧИ

Скраћеница	Латински	Енглески	Српски
	<i>Vastus Medialis</i>		
	<i>Vastus Lateralis</i>		
		<i>Rollback</i>	Котрљање
		<i>Impingement</i>	Сударање
<b>ДЕ</b>			Доњи екстремитет
		<i>Distal femoral cut</i>	Остеотомија дисталног дела бутне кости код уградње тоталне ендопротезе колена
		<i>Cutblock</i>	Одељак остеотомије дисталног дела бутне кости код уградње тоталне ендопротезе колена
		<i>Tibial cut</i>	Остеотомија тибије код уградње тоталне ендопртезе колена
		<i>Natural slope</i>	Природни нагиб
<b>ГАП</b>		<i>Gap</i>	Зглобни међупростор
		<i>Insert</i>	Уметак/Уложак
		<i>Double float</i>	Фаза лебдења
	<i>Gluteus Maximus</i>		
	<i>Biceps Femoris</i>		
	<i>Tibialis Anterior</i>		
	<i>Rectus Femoris</i>		
	<i>Adductor Longus</i>		

## ПРЕГЛЕД СКРАЋЕНИЦА И СТРАНИХ РЕЧИ

Скраћеница	Латински	Енглески	Српски
	<i>Sartorius Iliacus</i>		
	<i>Gracilis</i>		
	<i>Extensor Digitorum Longus</i>		
	<i>Iliacus</i>		
	<i>Sartorius</i>		
	<i>Gluteus Medius</i>		
	<i>Genum Valgum</i>		
	<i>Planovalgus</i>		
<b>РА</b>			Реуматоидног артритиса
		<i>Rosenberg view</i>	АП снимак колена са флексијом истог на 30 степени
		<i>Merchant, skyline patella view</i>	Аксијални снимак чашице
		<i>Release</i>	Попуштање
<b>НСАИЛ</b>			Нестереоидних антиинфламаторних лекова
		<i>Constraint</i>	Ограниченост
		<i>Hinged</i>	Шарка
		<i>Cut Box</i>	Кутијаста део инструментаријума за остеотомију дисталног дела фемура

## ПРЕГЛЕД СКРАЋЕНИЦА И СТРАНИХ РЕЧИ

Скраћеница	Латински	Енглески	Српски
		<i>Clunk</i>	У склопу пателарног „ <i>Clunk</i> “ синдрома
<b>КСС</b>		<i>Knee Society Score</i>	Скор удружења за колено
<b>ФКСС</b>		<i>Knee Functional Society Score</i>	Функционални скор
<b>СЛЕ</b>			
<b>.с3d</b>			Формат записа података
<b>Б</b>			Болесна
<b>З</b>			Здрав(а)
<b>О</b>			Оперисан(а)
<b>ОО</b>			Одговор на оптерећење
<b>МС</b>			Међуфаза стајања
<b>ЗФС</b>			Завршна фаза стајања

## ПРЕГЛЕД ЗНАЧАЈНИХ ОЗНАКА

Ознака	Опис
$\alpha$	Ниво статистичке значајности
$1-\beta$	Минимална снага студије
$p$	праг значајности
$P$	Сигурност
$F1$	Латерални епикондил фемура
$F2$	Медијални епикондил фемура
$F3$	Дијафиза фемура
$F4$	Регион великог трохантера
$T1$	Латерални кондил тибије
$T2$	Медијални кондил тибије
$T3$	Дијафиза тибије
$T4$	Центар скочног зглоба
$Flexion\_angle$	Угао флексије
$Fem\_vec$	Вектор којег чине маркери постављени на фемуру дуж $y$ - осе и $z$ -осе
$Tib\_vec$	Вектор којег чине маркери постављени на тибији дуж $y$ - осе и $z$ -осе
$Trans\_angle$	угао који заклапају трансфеморалана и транстибијалана оса
$Fem\_trans$	Вектор којег чине маркери постављени на фемуру дуж $x$ - осе и $z$ -осе
$Tib\_trans$	Вектор којег чине маркери постављени на тибији дуж $x$ - осе и $z$ -осе
$ML\_trans$	медијално - латерална translација
$Tib_{(i+1)}$	положај тибије у тренутку $i+1$ циклуса хода
$Tib_{(i)}$	положај тибије у тренутку $i$ циклуса хода



---

---

**ПРЕГЛЕД ЗНАЧАЈНИХ ОЗНАКА**

<b>Ознака</b>	<b>Опис</b>
$F_1T_1$	Међупростор на латералној страни
$F_2T_2$	Међупростор на медијалној страни

---

---

**СПИСАК СЛИКА**

Редни број	Ознака и назив
1.	Слика 2.1. Структуре зглоба колена
2.	Слика 2.2. Зглоб колена
3.	Слика 2.3. Анатомске карактеристике платоа тибије
4.	Слика 2.4. Патела
5.	Слика 2.5. Менискуси
6.	Слика 2.6. Укрштени лигаменти
7.	Слика 2.7. Зглобна капсула и колатерални лигаменти
8.	Слика 2.8. Задњи део зглобне капсуле
9.	Слика 2.9. Примарни екстензор колена
10.	Слика 3.1. Анатомске равни
11.	Слика 3.2. Степени слободе зглоба колена
12.	Слика 3.3. Феморални <i>rollback</i> феномен
13.	Слика 3.4. Осовина колена: а) Механичка и анатомска осовина фемура, Тибијална осовина, б) Механичка осовина доњег уда, и в) Осовине левог и десног уда
14.	Слика 3.5.. Деформитети колена: а) Варус колена, и б) Валгус колена
15.	Слика 3.6.. Међупростор: а) Флексиони, и б) Екстензиони
16.	Слика 4.1. Циклус хода
17.	Слика 4.2. Активност мишића током циклуса хода

## СПИСАК СЛИКА

Редни број	Ознака и назив
18.	Слика 5.1.. Зглоб колена: а) Здрав зглоб колена, и б) Зглоб колена са дегенеративним оштећењем
19.	Слика 5.2. Оштећење зглоба колена условљено гонартрозом
20.	Слика 5.3. Kelgren Lowrence класификација: а) I категорија, б) II категорија, в) III категорија, г) IV категорија
21.	Слика 5.4. Артропластика зглоба колена
22.	Слика 5.5. Артропластика зглоба Клинички центар Крагујевац-архива
23.	Слика 5.6. ПС ендопротеза зглоба колена
24.	Слика 5.7. ЦР ендопротеза зглоба колена
25.	Слика 6.1. Подела клиничког система за процену функције колена Удружења за колено
26.	Слика 6.2. Хардверске компоненте 3D OptiTrack система
27.	Слика 6.3. Калибрација простора
28.	Слика 6.4. Дефинисање координатног система
29.	Слика 6.5. Пасивни маркери
30.	Слика 6.6. Постављање пасивних маркера на анатомске позиције ноге
31.	Слика 6.7. Прикупљање података
32.	Слика 6.8. Шематски приказ анатомских позиција маркера и оријентација у системског координатном систему
33.	Слика 7.1. Графички приказ параметара кретања здравог испитаника: а) Степен флексије, и б) Медијално - латерална транслација

## СПИСАК СЛИКА

Редни број	Ознака и назив
34.	<b>Слика 7.2.</b> Графички приказ параметара кретања пацијента са дегенеративним обољењем зглоба колена: а) Степен флексије, и б) Медијално - латерална translација
35.	<b>Слика 7.3.</b> Графички приказ параметара кретања пацијента са дегенеративним обољењем зглоба колена: а) Степен флексије, и б) Медијално - латерална translација
36.	<b>Слика 7.4.</b> Графички приказ степена флексије пацијента након уградње: а) ЦР ендопротезе зглоба колена, и б) ПС ендопротезе зглоба колена
37.	<b>Слика 7.5</b> Графички приказ медијално – латералне translације пацијента након уградње: а) ЦР ендопротезе зглоба колена, и б) ПС ендопротезе зглоба колена
38.	<b>Слика 7.6</b> Графички приказ латералног међупростора пацијента након уградње: а) ЦР ендопротезе зглоба колена, и б) ПС ендопротезе зглоба колена
39.	<b>Слика 7.7</b> Графички приказ медијалног међупростора пацијента након уградње: а) ЦР ендопротезе зглоба колена, и б) ПС ендопротезе зглоба колена
40.	<b>Слика 7.8</b> Графички приказ промена између транстибијалне и трансфеморалне осе пацијента након уградње: а) ЦР ендопротезе зглоба колена, и б) ПС ендопротезе зглоба колена
41.	<b>Слика 7.9</b> Графички приказа поређења клиничких скорова пре и после уградње ПС ендопротезе колена
42.	<b>Слика 7.10</b> Графички приказа поређења клиничких скорова пре и после уградње ЦР ендопротезе колена

---

---

**СПИСАК ТАБЕЛА**

<b>Редни број</b>	<b>Ознака и назив</b>
1.	<b>Табела 6.1.</b> Карактеристике инфрацрвених камера Flex 3
2.	<b>Табела 7.1.</b> Средње вредности степена флексије и медијално - латералне транслације за поједине периоде циклуса хода
3.	<b>Табела 7.2.</b> Wilcoxon – ов тест – степен флексије
4.	<b>Табела 7.3.</b> Wilcoxon – ов тест – медијално – латерална транслација
5.	<b>Табела 7.4.</b> Средње вредности испитиваних параметара
6.	<b>Табела 7.5.</b> Wilcoxon – ов тест

## **Биографски подаци**

Др Никола Продановић је рођен 22.06.1985. године у Крагујевцу. Основну и средњу школу (Медицински школа "Сестре Нинковић") је завршио у Крагујевцу. 2004. године уписао Медицински факултет у Крагујевцу, а 2010. године је дипломирао са просечном оценом 8,45. Након завршеног студирања обавио је обавезни лекарски стаж и положио стручни испит. Школске 2011/12 уписао Докторске академске студије на Медицинском факултету у Крагујевцу, изборно подручје Клиничка и експериментална хирургија. Усмени докторски испит положио је 04.10.2013. Од 01. 08.2012. године запослен је на Клиници за ортопедију и трауматологију КЦ Крагујевац. 01.05.2013. започео је специјализацију из ортопедске хирургије и трауматологије на Факултету медицинских наука у Крагујевцу. 25.05.2018. положио специјалистички испит са оценом одличан и стекао звање специјалиста ортопедске хирургије и трауматологије. Учествовао је на међународним стручним симпозијумима:

- *S2S Visit Knee Course, Stolzalpe, Austria, 09.-10.07.2019.*
- *AOTrauma Course-Basic Principles of Fracture Menagment, Skopje Macedonia, 13.-15.11.2019.*

На Факултету медицинских наука Универзитета у Крагујевцу запослен од 2017. године, прво у звању истраживача приправника, а 2020. изабран у звање асистента за ужу научну област Хирургија.

Члан је Лекарске коморе Србије и Српског лекарског друштва.

- 
- **Н. Продановић**, С. Петровић Савић, Г. Девеџић, А. Матић, Д. Радовановић Б. Ристић. Comparative gait analysis of patients with different design of total knee arthroplasty, *Srp Arh Celok Lek* 2021 | Online First May 27, 2021 | DOI: 10.2298/SARH200706046P (M23);
  - **Продановић Н.**, Петровић Савић С., Ристић Б., Јовановић З., Радивојчевић У., Степановић Ж., Колак Ђ., Андрић К., Продановић Т., Стојановић Б., Андрић Н. FE analysis of the symptomatic navicular – a case report. *Ser J Exp Clin Res.* 2020; doi: 10,2478/sjescr-2021-0014 (M51);
  - Петровић Савић С., Ристић Б., Јовановић З., Матић А., **Продановић Н.**, Anwer N., Qiao L., Девеџић Г., Parametric Model Variability Of The Proximal Femoral Sculptural Shape, *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 2018; Vol.19(7), pp. 1047-1054, ISSN 2234-7593, Doi: 10.1007/s12541-018-0124-x (M22);
  - Ж. Степановић, С. Миљисављевић, **Н. Продановић**, Philip F Stahel. Open scapulothoracic dissociation. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery. Challenge of ACS* October 2015; Vol. 79(4): 698–700 doi: 10.1097/TA.0000000000000798 (M21);
  - **Н. Продановић**, Б. Ристић, А. Матић, С. Петровић Савић, Г. Девеџић. Gait analysis of patients following totalcondylar knee arthroplasty. *Acta chirurgica Iugoslavica.* January 2015; Vol. 62(1): 27-31. DOI 10.2298/ACI1501027P (M51).

**ИЗЈАВА АУТОРА О ОРИГИНАЛНОСТИ ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ**

Ја, \_\_\_\_\_ Никола Продановић \_\_\_\_\_, изјављујем да докторска дисертација под насловом:

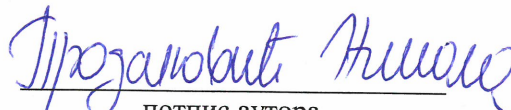
Анализа хода пацијената након артопластике колена уз помоћ тродимензионалног система OptiTrack

која је одбрањена на Факултету медицинских наука 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 \_\_\_\_\_, 8.7.2021. године,

  
\_\_\_\_\_ потпис аутора



**ИЗЈАВА АУТОРА О ИСКОРИШЋАВАЊУ ДОКТОРСKE ДИСЕРТАЦИЈЕ**

Ја, Никола Продановић,

дозвољавам

не дозвољавам

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

"Анализа хода пацијената након артопластике колена уз помоћ тродимензионалног система OptiTrack"

која је одбраћена на Факултету медицинских наука

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

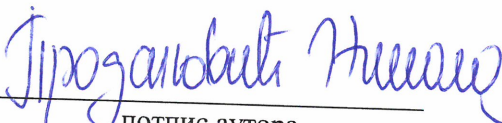
не дозвољавам<sup>1</sup>

<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 \_\_\_\_\_, 8.7.2021. 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/>