



УНИВЕРЗИТЕТ У КРАГУЈЕВЦУ
ФАКУЛТЕТ ИНЖЕЊЕРСКИХ НАУКА

Сузана Р. Петровић Савић

**ИДЕНТИФИКАЦИЈА, АНАЛИЗА И
КЛАСИФИКАЦИЈА КРЕТАЊА ЗГЛОБА
КОЛЕНА**

- ДОКТОРСКА ДИСЕРТАЦИЈА -

Крагујевац, 2016. године

ИДЕНТИФИКАЦИОНА СТРАНИЦА ДОКТОРСKE ДИСЕРТАЦИЈЕ
<i>I. Аутор</i>
Име и презиме: Сузана Р. Петровић Савић
Датум и место рођења: 28.12.1983. год., Крагујевац
Садашње запослење: Факултет инжењерских наука, Крагујевац
<i>II. Докторска дисертација</i>
Наслов: ИДЕНТИФИКАЦИЈА, АНАЛИЗА И КЛАСИФИКАЦИЈА КРЕТАЊА ЗГЛОБА КОЛЕНА
Број страница: 183
Број слика: 103
Број библиографских података: 203
Установа и место где је рад израђен: Факултет инжењерских наука, Центар за интегрисани развој производа и процеса и интелигентне системе (ЦИРПИС)
Научна област (УДК): 004.942.32: 531.14/15 004.942.32: 519.248
Ментор: Проф. Др Горан Девеџић
<i>III. Оцена и одбрана</i>
Датум пријаве теме: 08. 09. 2014. год.
Број одлуке и датум прихватања докторске дисертације: 01-1/1305-15, 23.4.2015. год.
Комисија за оцену подобности теме и кандидата:
<ol style="list-style-type: none"> 1. Др Горан Девеџић, редовни професор, Факултет инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу, Уже научне области: Производно машинство и Индустриски инжењеринг 2. Др Миодраг Манић, редовни професор, Машински факултет Универзитета у Нишу, Ужа научна област: Производни системи и технологије 3. Др Бранко Ристић, ванредни професор, Факултет медицинских наука Универзитета у Крагујевцу, Ужа научна област: Хирургија 4. Др Ненад Филиповић, редовни професор, Факултет инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу, Уже научне области: Примењена механика и Примењена информатика и рачунарско инжењерство
Комисија за оцену и одбрану докторске дисертације:
<ol style="list-style-type: none"> 1. Др Миодраг Манић, редовни професор (Председник комисије), Машински факултет Универзитета у Нишу, Ужа научна област: Производни системи и технологије; 2. Др Бранко Ристић, ванредни професор, Факултет медицинских наука Универзитета у Крагујевцу, Ужа научна област: Хирургија 3. Др Ненад Филиповић, редовни професор, Факултет инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу, Уже научне области: Примењена механика и Примењена информатика и рачунарско инжењерство; 4. Др Драган Адамовић, редовни професор, Факултет инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу, Уже научне области: Производно машинство и Индустриски инжењеринг; 5. Др Милан Ерић, ванредни професор, Факултет инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу, Уже научне области: Производно машинство и Индустриски инжењеринг
Датум одбране дисертације:

Предговор

Ова докторска дисертација је настала као резултат истраживања на пројекту Министарства просвете, науке и технолошког развоја Републике Србије: „Примена биомедицинског инжењеринга у претклиничкој и клиничкој пракси“ (ИИИ – 41007), руководилац Проф. Др Ненад Филиповић - потпројекат „Биомеханика“, руководилац Проф. Др Горан Девеџић и пројекту Факултета медицинских наука у Крагујевцу: ЈП 20 – 10 „Лабораторија за компјутерску анализу кретања - GaitLab“, руководилац Проф. Др Бранко Ристић.

Огромну захвалност дугујем мом професору и ментору, Проф. Др Горану Девеџићу, на поверењу које ми је указао током наше вишегодишње сарадње, на несебичној и стручној помоћи, подршци и сугестијама у дефинисању и реализацији ове дисертације, као и свега осталог у животу. Изузетна је част сарађивати са овако великим човеком.

Захвалност за спровођење експеримента дугујем Клиници за ортопедију и трауматологију Клиничког центра Крагујевац. На корисним саветима, стручној помоћи и дугогодишњој сарадњи захваљујем се Проф. Др Бранку Ристићу, директору Клинике за ортопедију и трауматологију, Др Зорану Јовановићу, спец. орт., Др Александру Матићу, спец. орт. и Др Николи Продановићу, лекару на специјализацији ортопедије и трауматологије без којих ова дисертација не би добила облик који има.

Захваљујем се Проф. Др Ненаду Филиповићу на корисним саветима, вишегодишњој сарадњи, на указаном поверењу и пруженој прилици да будем део великог тима. На корисним саветима и сугестијама у реализацији ове дисертације, захваљујем се Prof. Jari Viik - у (Tampere University of Technology, Finland).

Велику захвалност дугујем мојим драгим пријатељима на несебичној подршци, помоћи, и бодрењу када сам посустајала. Хвала што сте ту.

Свој рад посвећујем и од срца се захваљујем мајци Љиљани и сестри Анити на пруженој снази, љубави, разумевању, поверењу и великом одрицању. Посебну захвалност дугујем оцу Радославу на љубави и подршци све време док је био крај мене и на успоменама које је оставио у којима је заувек крај мене. Супругу Милошу се захваљујем на љубави, подршци и разумевању. На самом крају, велико хвала Илији и Јовани што су улепшали свет својим постојањем и што не дозвољавају да заборавим да се смејем.

У Крагујевцу, мај 2016. год.

Сузана Р. Петровић Савић

Резиме

Ход је фундаментална активност људи. Један од основних зглобова који учествује у ходу је зглоб колена. Овај зглоб се сматра највећим и најсложенијим зглобом људског тела. Сложеност се огледа у могућности транслација и ротација дуж, односно око свих оса. Сва ова кретања поседују одговарајући образац.

Основни циљ ове доктоске дисертације је да се идентификују и анализирају стандардне вредности и обрасци основних параметара кретања здравих особа. Експериментална истраживања су обављена у Клиничком центру Крагујевац на здравим испитаницима и на пацијентима са оштећењима/обољењима мекоткивних и хрскавичавих структура колена. За прикупљање података коришћена су три различита система – OptiTrack систем, Kinect XBOX камера и web камера. У циљу израчунавања идентификованих параметара кретања, креиран је математички модел колена.

Статистичким методима је установљено да постоји значајна разлика у обрасцу хода здравих испитаника и пацијената с оштећењима/обољењима структура на зглобу колена.

У циљу добијања објективних резултата испитивања креирани су модели за предикцију/класификацију (засновани на моделу логистичке регресије, односно неуронских мрежа) могуће оштећености/обољења зглоба колена на основу вредности параметара кретања, односно облика кривих кретања. Модели предикције/класификације су оцењени дијагностичким тестовима.

Свеукупним резултатима је показано да се на овај начин могу боље разумети процеси у зглобу колена који се одвијају током хода, могуће је постићи објективност у оцени испитивања хода, могуће је унапредити процес рехабилитације у зависности од степена опоравка пацијената, и сл.

Кључне речи: *механика, системи за снимање кретања, параметри кретања зглоба колена, логистичка регресија, неуронске мреже*

Захвалност: *Ова дисертација је настала као резултат истраживања на пројекту ИИИ41007 кога финансира Министарство просвете, науке и технолошког развоја Републике Србије*

Abstract

Gait is a fundamental human activity. One of the main joints that participate in walking process is knee joint. This joint is considered to be the largest and most complex joint in human body. This complexity comes from possibility of translation and rotation along and around all axes. All of these movements have corresponding pattern.

Main purpose of this doctoral thesis is to identify and analyze standard values and patterns of basic movement parameters of healthy individuals. Experimental research was done in Clinical Centre Kragujevac on healthy individuals and on patients with deficient/diseased soft tissue and/or cartilaginous knee structures. Three systems were used for acquiring data – OptiTrack, Kinetic XBOX camera and simple web camera. Mathematical model of a knee was created for calculating identified gait parameters.

It is concluded, with a help of statistical methods, that there is a significant difference in gait pattern between healthy individuals and patients with deficient/diseased knee joint structures.

For the purpose of getting objective results, models for predicting/classification (based on logistic regression and neural network models) possible damage/illness of knee joint based on walk parameters values and gait curves were created. Models for predicting/classification are valued by diagnostic tests.

Results showed that this approach can help in better understanding of processes in knee joint that occur during walking, can help to achieve objectivity in walking process evaluation, improve rehabilitation process depending on level of recovery of the patient, etc.

Keywords: *mechanics, MoCap systems, parameters of knee joint, logistic regression, neural networks*

Acknowledgment: *This dissertation is result of the research on project III41007 funded by Ministry of Education, Science and Technological Development of the Republic Serbia.*

САДРЖАЈ

1	УВОД	1
1.1	Предмет докторске дисертације	2
1.2	Значај и циљ истраживања са становишта актуелности у одређеној научној области	3
1.3	Методе истраживања	3
2	ПРЕГЛЕД ЛИТЕРАТУРЕ	6
2.1	Историја анализе локомоторног система људи	6
2.2	Класификација система за снимање кретања	8
2.2.1	Системи засновани на примени маркера	9
2.2.1.1	Акустични системи	9
2.2.1.2	Механички системи	9
2.2.1.3	Магнетни системи	10
2.2.1.4	Оптички системи	10
2.2.2	Системи без примене маркера	11
2.3	Повреде укрштених лигамената и дегенеративна обољења зглоба колена	12
2.4	Методе машинског учења у клиничкој пракси	14
3	ОСНОВНЕ СТРУКТУРЕ И КРЕТАЊА ЗГЛОБА КОЛЕНА	17
3.1	Анатомија зглоба колена	17
3.1.1	Коштани елементи зглоба колена	18
3.1.2	Мекоткивни елементи зглоба колена	21
3.1.2.1	Мишићи	21
3.1.2.2	Инервација зглоба колена	24
3.1.2.3	Васкуларизација зглоба колена	25
3.1.2.4	Капсуло - лигаментарни апарат зглоба колена	25
3.1.2.5	Менискуси	27
3.2	Основна кретања крутог тела	28
3.3	Број степени слободе тела	31
3.4	Тибиофеморално кретање	32
3.4.1	Број степени слободе зглоба колена	32
3.4.2	Механизам закључавања	34
3.4.3	Додирне површине тибиофеморалног зглоба	34
4	МЕТОДИ МАШИНСКЕ ВИЗИЈЕ И УРЕЂАЈИ ЗА АКВИЗИЦИЈУ ПОДАТАКА	37
4.1	Основни елементи сочива камере	38
4.2	„Pinhole“ модел камере	39
4.3	Централна пројекција	39
4.4	Параметри камере	41
4.4.1	Спољашњи параметри камере	41
4.4.2	Унутрашњи параметри камере	42
4.5	Епиполарна геометрија – основна и додатна матрица	44
4.6	Калибрација камере	46

4.6.1	ЗД калибрација камере применом референтног објекта	47
4.6.2	2Д калибрација камере	49
4.6.3	1Д калибрација камере	51
4.6.4	Аутокалибрација камере	54
4.7	Уређаји за аквизицију података	54
4.7.1	OptiTrack систем	55
4.7.2	Microsoft Kinect XBOX 360™	58
4.7.3	Лаптоп камера Fujitsu lifebook E series	59
5	ЕКСПЕРИМЕНТ	61
5.1	Критеријум испитивања	61
5.2	Протокол испитивања	64
5.2.1	Протокол испитивања - OptiTrack систем	64
5.2.2	Протокол испитивања - Microsoft Kinect XBOX 360™	69
5.2.3	Протокол испитивања - Лаптоп камера Fujitsu lifebook E series	72
6	МАТЕМАТИЧКИ МОДЕЛ ЗГЛОБА КОЛЕНА	75
6.1	Циклус хода	76
6.2	Детерминанте хода	81
6.3	Идентификација параметара кретања зглоба колена на основу прикупљених података	83
6.3.1	Одређивање транслација на зглобу колена	84
6.3.2	Одређивање флексије-екстензије на зглобу колена	85
6.3.3	Одређивање интерно-екстерне ротације на зглобу колена	87
6.3.4	Одређивање варус – валгус ротације на зглобу колена	89
6.4	Резултати	90
6.4.1	OptiTrack систем	90
6.4.1.1	Образац кретања испитаника без клинички утврђених оштећења	90
6.4.1.2	Образац кретања испитаника са клинички утврђеним оштећењима предњег укрштеног лигамента	93
6.4.1.3	Образац кретања испитаника са клинички утврђеним оштећењима задњег укрштеног лигамента	97
6.4.1.3.1	Задатак кретања по праволинијској путањи	98
6.4.1.3.2	Задатак силазак низ степенице	101
6.4.1.4	Образац кретања испитаника са клинички утврђеним постојањем гонартрозе	104
6.4.2	Kinect камера	108
6.4.2.1	Образац кретања испитаника без клинички утврђених оштећења	108
6.4.2.2	Образац кретања испитаника са клинички утврђеним постојањем гонартрозе	109
6.4.3	Web камера	111
6.5	Симулација кретања	113
7	КЛАСИФИКАЦИЈА ПРИМЕНОМ МЕТОДА МАШИНСКОГ УЧЕЊА	117
7.1	Типови алгоритама	118

7.2	Улазно-излазне карактеристике и функција учења (означавање)	119
7.3	Линерна регресија	120
7.4	Логистичка регресија	121
7.5	Класификација могућег оштећења укрштених лигамената применом алгоритма логистичке регресије	125
7.6	Неуронске мреже	129
7.6.1	Нервни систем људи	129
7.6.2	Модел вештачког неурона	130
7.6.3	Формулација вишеслојне директне неуронске мреже	131
7.6.4	Алгоритам са пропагацијом грешке уназад	132
7.6.4.1	Пролаз напред	133
7.6.4.2	Пролаз уназад	134
7.6.4.3	Ажурирање тежинске матрице w^2	135
7.6.4.4	Ажурирање тежинске матрице w^1	136
7.7	Класификација обрасца кривих кретања применом алгоритма неуронске мреже	137
7.8	Мерење перформанси система	140
7.8.1	Матрица конфузије	140
7.8.2	Показатељи перформанси класификационог модела	141
7.8.3	ROC крива	143
7.8.4	Резултати мерења перформанси класификационих модела	144
8	ДИСКУСИЈА РЕЗУЛТАТА	147
8.1	Уређаји за аквизицију података	148
8.1.1	Уређаји за аквизицију података – OptiTrack систем	149
8.1.2	Уређаји за аквизицију података – Kinect XBOX камера	150
8.1.3	Уређаји за аквизицију података – Web камера	152
8.2	Обрасци кретања здравих и болесних особа	152
8.2.1	Оштећење предњег укрштеног лигамента	153
8.2.2	Оштећење задњег укрштеног лигамента	155
8.2.3	Гонартроза зглоба колена	157
8.3	Предикција могуће оштећености појединих структура на зглобу колена	158
8.3.1	Предикција применом логистичке регресије	159
8.3.2	Класификација применом неуронске мреже	160
8.3.3	Оцена дијагностичких тестова	161
9	ЗАКЉУЧНА РАЗМАТРАЊА	163
	ЛИТЕРАТУРА	169



Увод

У машинству се среће велики број система (нпр. машине и механизми) који имају задатак да преносе силе, односно извршавају кретања по задатој путањи (коју карактерише одговарајући образац кретања) са акцентом на прецизности, тачности и продуктивности уз минимизацију стања у отказу. Из тог разлога, системи се посматрају као целина која се не може раставити на своје елементе а да не изгубе своје основне карактеристике. Однос између елемената (под)система се искључиво објашњава узрочно – последичном повезаношћу.

Да би (под)системи извршили своју основу функцију (нпр. прецизно кретање, тачност обраде, итд), од кључног значаја је често или неприкидно праћење више дијагностичких параметара како би се могуће неисправности откриле у раној фази. У ту сврху се примењују савремени уређаји за термовизију, снимање кретања, и сл. уз примену основних принципа и закона механике, односно принципа машинске визије за њихову анализу. Поред наведеног, да би се избегли погрешни закључци о стању система, честа је и примена метода вештачке интелигенције.

Примена и коришћење резултата инжењерства у медицинским наукама, почела је је још у време старих Грка. Основни разлог за примену инжењерства у медицини је побољшање живота људи (нпр. рано дијагностиковање болести, унапређење третмана пацијената, и сл). Посматрајући човека као систем, поставља се важан задатак за инжењере везан за опис кретања сваке коштане и мекоткивне структуре низом математичких једначина које би кретања у потпуности механички дефинисале [Morita Y. (2012)]. Иако је човек комплексан систем и при већини покрета, у неком облику, учествује сваки сегмент тела, веома је тешко дефинисати свеукупну математичку релацију која описује кретање.

На основу наведеног, може се закључити да је анализа кретања важна интердисциплинарна област за чије су потпуно разумевање и интерпретацију неопходна знања стручњака из многих других области (нпр. социолози, антрополози, психолози, инжењери, лекари, програмери, итд.) [Al – Zabraní K.S. (2008)]. Анализа кретања биолошких система представља систематично изучавање покрета на основу информација добијених мерењем, њиховим описом и одређивањем параметара који карактеришу одговарајући покрет [Gage J.R. (1995)].

Посебан случај анализе покрета је ход. Ход представља комплексну активност одржавања равнотеже и стабилности синхронизацијом осцилација различитих зглобова на телу [Shahid S. (2012), Whittle M.W. (1996)]. Основи зглобови који учествују у задатку хода су скочни зглоб, зглоб колена и зглоб кука. Сваки од наведених зглобова има своју функцију, свој образац кретања (у зависности од тога да ли је реч о кретању здравог или оштећеног зглоба), а кретање је описано другачијим математичким релацијама.

Тема ове дисертације је везана за суштинску анализу кретања зглоба колена уз примену савремених уређаја за снимање кретања и принципа механике, као и класификацију кретања оштећеног и здравог зглоба колена.

1.1 Предмет докторске дисертације

Предмет дисертације представља развој скупа алгоритама за идентификацију, анализу и класификацију кретања зглоба колена на основу података прикупљених различитим системима за снимање кретања.

У дисертацији се описују методи машинске визије (као основа рада система за аквизицију података), идентификација и анализа параметара кретања, креирање математичког модела зглоба колена, као и развој модела за класификацију кретања.

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. На основу идентификованих параметара кретања могуће је добити објективне и мерљиве резултате креирањем математичког модела зглоба колена;
2. Постоји значајна разлика у граничним вредностима и обрасцима кретања здравог зглоба колена и зглоба колена са повредом/обољењем;
3. Развојем алгоритма за класификацију применом метода машинског учења могуће је успешно одредити припадност карактеристичних параметара и кривих кретања здравом или болесном ходу;
4. Развојем математичког модела зглоба колена и алгоритма за класификацију применом метода машинског учења могуће је скратити време дијагностиковања; и
5. Скраћењем времена дијагностиковања и мобилношћу информација пружа се могућност значајног смањења баријера у пружању медицинских специјалистичких услуга и доступност најистакнутијих стручњака

1.2 Значај и циљ истраживања са становишта актуелности у одређеној научној области

Основни циљ докторске дисертације је да проучи кинематикске параметре кретања зглоба колена, феномен кинематике повреде мекоткичних и коштаног структура зглоба колена, и да класификује обрасце кретања здравог и повређеног зглоба колена. Приступ је заснован на коришћењу података забележених камером (инфрацрвена, видео). Обрадом видео записа и анализом вредности параметара у појединим фазама хода и кривих кретања у сагиталној и хоризонталној равни, могуће је идентификовати повреду/обољење неинвазивном дијагностиком. Класификацијским алгоритмом могуће је добити објективне резултате о могућности повреде, односно обољења зглоба колена. На основу експерименталних истраживања доћи ће се до оригиналних резултата потребних за дефинисање природе свобухватне кинематике повреде зглоба колена која ће значајно унапредити и убрзати постојеће методе у раду са пацијентима.

1.3 Методе истраживања

Сва планирана експериментална испитивања извршена су у Клиничком центру Крагујевац уз одобрење локалног Етичког комитета. Испитивања су вршена на здравим испитаницима и на пацијентима са оштећењима меких ткива зглоба колена, као и на пацијентима са

оштећењима коштаних структура. Сви пацијенти су били подвргнути клиничким мерењима од стране једног лекара. Степен повреде констатован је уз помоћ описних тестова. У циљу објективизма степена повреда, аквизиција података је вршена уз помоћ савременог оптичког уређаја за снимање и праћење покрета OptiTrack систем (Natural Point, Inc., Oregon, www.naturalpoint.com) и пратећег софтвера ARENA, Kinect XBOX камере и web камере.

Применом макроа, генерисање 3Д координата кретања извршено је у оквиру софтвера MS Excell. Развој математичких модела, примена метода компјутерске визије за обраду видео записа и примена метода машинског учења за оцену оштећења коленог зглоба реализовано је у оквиру програмског језика MATLAB (The MathWorks, Inc., USA, www.mathworks.com). Статистичка обрада података извршена је у оквиру софтвера MS Excel, SPSS и програмског језика MATLAB.

У поглављу 2 дат је историјски развој анализе локомоторног система људи. Први радови у овој области примећени су још у време старих Грка. Иако су, можда, садржали низ грешака, представљали су добру основу за развој ове области. Такође, извршен је и преглед литературе у подручју истраживања. Овај део прегледа литературе се односи на тренутно заступљене системе за анализу кретања, примену забележеног кретања у клиничким апликацијама и примену метода машинске визије и машинског учења при анализи образаца кретања.

Да би се идентификовала сва могућа кретања која се јављају у зглобу колена, неопходно је упознати се са основним структурама које чине овај зглоб и њиховом функцијом. Томе је посвећено Поглавље 3. У овом поглављу су описани и механички принципи који дефинишу основна кретања, а могу помоћи при опису и схватању кретања која се јављају у зглобу колена. Посебан акценат је стављен на транслацију, ротацију, клизање и котрљање.

За дефиницију кретања зглоба колена неопходно је прикупити податке на основу којих је могуће описати кретање, чему је и посвећено поглавље 4. Подаци су прикупљени применом оптичких и видео камера. Такође, дат је осврт и на основне принципе рада камера, као и на дефинисање математичких релација за одређивање параметара камера који су имали битну улогу у аквизицији података. Посебан акценат је стављен на калибрацију камера на основу које се врши одређивање унутрашњих и спољашњих параметара камере, као и на принципе еиполарне геометрије. У поглављу су, такође, описани и принципи рада уређаја који су се користили за аквизицију података са њиховим техничким карактеристикама.

У поглављу 5 је детаљно описан експеримент. Обзиром да се ради о експерименту где учествују људи, дефинисан је одговарајући протокол,

критеријум и методологија испитивања у зависности од примењеног система/уређаја и типа повреде/обољења. Шеме протокола испитивања су дате у виду дијаграма. Наведени су и алгоритми за добијање координата кретања како би се једноставније манипулисало подацима.

У поглављу 6 дате су основе за креирање математичких модела. Такође, анализиран је циклус хода за сваки период са детаљним описом свих промена које се догађају у зглобу колена. У складу са тим, извршена је идентификација основних параметара кретања (антериорно-постериона, медијално - латерална и инфериорно - супериорна трансација, односно флексија - екстензија зглоба колена, интерно - екстерна ротација и варус - валгус) на основу чега су креиране математичке релације за њихов опис. За сваки параметар кретања приказани су дијаграмски и табеларни резултати за здраве и болесне особе и извршено је упоређивање резултата мерења. Дијаграмски резултати су веома погодни јер се тачно види у ком периоду циклуса хода долази до промене обрасца кретања. Познавањем механичких промена у сваком периоду циклуса хода, могуће је претпоставити узрок промене (нпр. оштећење лигамената, менискуса, и сл).

Поглавље 7 је посвећено теоријским основама машинског учења за класификацију података и предикцију могућег исхода постављеног проблема. Посебан нагласак је стављен на алгоритам логистичке регресије и неуронских мрежа који су и примењени за проблеме предикције, односно класификације. Алгоритам логистичке регресије користи уређене парове антериорно-постериорне трансације и интерно-екстерне ротације у циљу предикције могућег оштећења на зглобу колена. Алгоритам неуронске мреже користи образац (облик) забележених кривих кретања идентификованих параметара на основу којих је могуће извршити класификацију оштећености посматраног параметра. Резултати примене ових алгоритама су дати у виду дијаграма, а оцењени су и анализирани су одговарајућим дијагностичким тестовима. Све ово је реализовано у оквиру програмског језика MATLAB.

Дискусија добијених резултата представљена је у 8. поглављу. У овом поглављу резултати су дискутовани на основу редоследа добијања. Методологија испитивања и добијени резултати су упоређени са методологијом испитивања и резултатима светских научника.

Сумирање информација изложених у свим претходним поглављима, као и могућност за надоградњу свеукупне методологије дато је поглављу 9.

На самом крају се налази списак литературних извора.

2**Преглед Литературе****2.1 Историја анализе локомоторног система људи**

Анализа локомоторног система људи је широка област која проучава изоловано и међусобно дејство коштаних структура, мекоткивних структура и флуида уз примену одговарајућих закона механике. Са развојем локомоторног кретања људи, развијају се и апликације везане за њих. Из тог разлога, веома је битно разумети историјски развој и утицај на човека у свеукупном смислу.

Martin R. В. је анализирао историјски развој биомеханике. Према њему, разлози за анализирање људског кретања су се мењали током векова. Први радови из ове области се могу наћи још из времена старих Грка. Разлози зашто су Грци испитивали људско кретање је потреба за стварањем хармоније у универзуму. Грчки философи су поставили поступлате релевантних питања која се и у данас изучавају. Тако је нпр. Сократ (*Слика 2.1а*) сматрао да није могуће разумети свет око себе уколико не разумемо природу свих нас. Смрт Сократа је имала велики утицај на Платона (*Слика 2.1б*). Он је сматрао да је математика систем чистих идеја, и самим тим, најбољи алат за потрагом знања. Његова концептуализација математике

сматра се основом за стварање механике. Првим зачетником механике (Платонов ученик) може се сматрати Аристотел (Слика 2.1в). Аристотел је посматрао тело као механички систем и његова прва књига је "De Motu Animalium"- "Кретање животиња" [Martin R.B. (1999)].



а) б) в)

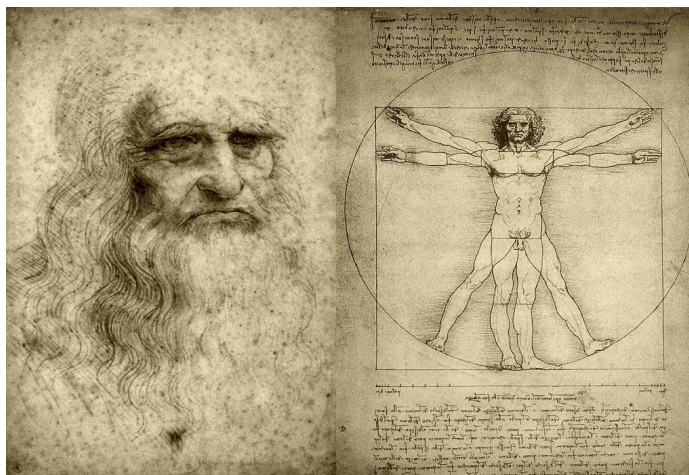
Слика 2.1. Грчки философи: а) Платон (424/423-348/347 п.н.е.), б) Сократ (470/469-399 п.н.е.), и в) Аристотел(384-322 п.н.е.) [Znanje(2015)]



Слика 2.2. Гален из Пергама (129-299год.) [Wikipedia Galen (2015)]

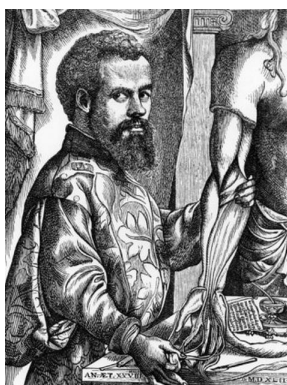
Након пада Грчке и настанка Римске империје, философија је уступила место технологији. У таквим околностима настало је дело римског физичара Галена (Слика 2.2) "Функција делова", које се односи на функцију структура човековог тела. Ово дело се сматрало стандардним медицинским текстом наредних 1400 година.

После много векова наставља се анализа човековог тела и као репрезентативни представник једне такве школе може се навести Леонардо да Винчи (Слика 2.3). У основи, да Винчи се прославио као уметник, али је већином радио као инжењер и у великој мери је допринео механици.



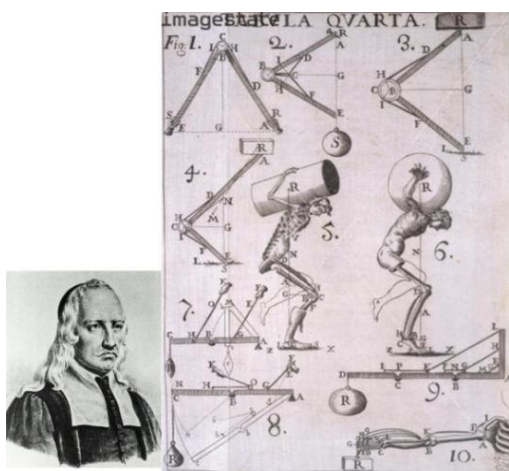
Слика 2.3. Ленардо да Винчи (1452-1519.год.) [Youtube (2015)]

Анализирајући анатомију у контексту механике, он је такође допринео и делом у области биомеханике. Заправо, он је анализирао функцију зглобова и понашање мишићних структура на телу човека посматрајући њихово дејство дуж дефинисаних праваца.



Слика 2.4. Андреас Весалиус (1514-1564.год.)
[Chantal (2015)]

Међу великим научницима, нашао се још један представник који је умногоме допринео биомеханици, а то је Андреас Весалиус (Слика 2.4). Иако су прошли векови након Галеновог рада, Весалиус је анализирао његов рад и све грешке које су постајале је исправио у делу *On the Structure of the Human Body*.



Слика 2.5. Ђовани Алфонсо Борели (1608-1679.год.) [Wikipedia (2015), Tumblr (2015)]

Већина познатих научника је допринела схватању и анализи човековог тела у целини иако су њихове примарне области истраживања биле астрономија, математика и сл. Међу свима њима посебно се издваја Борели (Слика 2.5) који је за собом оставио круцијално дело *De motu Animalium*, а објављено је после његове смрти.

Након Борелија постоји затишје у изучавању механике човековог тела све до половине 19. века који се сматра веком анализе хода. Као пиониром у модерној анализи хода сматра се Etienne Marey који је први нашао везу са силом реакције тла и кретањем. Поред њега као изврсни истраживачи у овој области могу се навести Janssen, браћа Weber, Christian Wilhelm Braune, Otto Fischer и други.

2.2 Класификација система за снимање кретања

Иако је анализа снимљеног кретања почело још у 19. веку, са данашњом опремом је могуће извршити далеко прецизније снимање и прецизнију обраду података на флексибилнији начин. Применом адекватних камера, сензора и сл., могуће је извршити снимање кретања објеката и људи.

Снимљено кретање се може применити у широком дијапазону области. Може се рећи да снимање кретања објеката највећу примену има у

ЗД анимацији, филмовима или видео играма. Најчешће се примењује онда када је потребно да кретање буде реалистично али није могуће да га глумац изведе на безбедан начин. Уколико се користи у видео играма, онда играч преузима контролу над својим аватаром.

Поред забаве, велику примену снимање кретања може наћи и у индустрији, и то нарочито за израду производа који треба да имају ергономске карактеристике или када треба пратити и унапредити кретање индустријских робота.

У циљу што прецизнијег снимања кретања, може се направити велики избор система намењених том задатку. У основи, постоје следеће групе система за снимање кретања [Nogueira P. (2015)]:

- системи засновани на примени маркера (енгл. *Marker Motion Capture Systems*), у које се могу сврстати:
 - акустични системи,
 - механички системи,
 - магнетни системи, и
 - оптички системи; и
- системи без примене маркера (енгл. *Markerless Motion Capture Systems*).

2.2.1 Системи засновани на примени маркера

2.2.1.1 Акустични системи

Акустични системи се састоје из звучних трансмитера који се постављају на главне зглобове испитаника док су рецептори постављени на месту снимања. Емитери се секвенцијално активирају производећи карактеристичан скуп фреквенција који рецептори прихватају и користе се за прорачун тродимензионалне позиције емитера у простору. Међутим, постоји низ мана при коришћењу ових система као што су тешкоће у добијању прецизних података, рестрикције у погледу слободе кретања због постојања каблова, ограничен број трансмитера и сл. [Knyaz V.A. (2015)].

2.2.1.2 Механички системи

Механички системи садрже електрогониометар, сензорски систем који се састоји, углавном, из потенциометра и клизача који се постављају на жељене зглобове и омогућавају приказ њихових позиција (Слика 2.6). Као основни недостатак, наводи се немогућност слободног кретања.



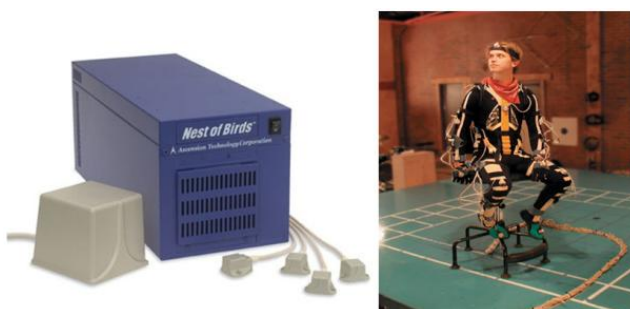
Слика 2.6. Механички систем [Science (2016)]

Ови системи имају низ предности који их чине атрактивним, али једна од највећих предности је што нису под утицајем магнетног поља или нежељених рефлексија, не захтевају предуг процес калибрације што их чини једноставним и продуктивним [Guerra-Filho G.B. (2005)].

2.2.1.3 Магнетни системи

Магнетни системи (Слика 2.7) садрже скуп рецептора који се постављају на зглобове испитаника омогућавајући мерење позиције и оријентације зглобова. Они нису скупи у односу на друге системе за снимање кретања. Радна станица за прикупљање података је, такође, јевтинија и прецизност прикупљених података је прилично висока. Као основно ограничење ових система се наводи велики број каблова који онемогућавају слободно кретање. Такође, металне структуре могу утицати на магнетно поље [Gmiterko A. (2013)].

Са свим предностима и недостацима, Rahman M. et al. су показали да су погодни за прикупљање података кретања пристију при свирању клавира. Прикупљени подаци могу бити корисни за почетнике [Rahman M. (2011)].



Слика 2.7. Магнетни систем [Science (2016)]

2.2.1.4 Оптички системи

При снимању кретања са оптичким системима (Слика 2.8), испитаници носе специјално израђено одело (није обавезно) које се прекрива специјалним маркерима постављеним на одговарајућим позицијама тела. Camere високе резолуције се стратешки постављају како би се пратили рефлектујући маркери током кретања испитаника. Свака од камера генерише

2Д координате маркера, а са одговарајућим софтвером се врши анализа снимљених података и генерисање 3Д координата. Ови системи су прилично скупи на тржишту [Kurihara K. (2002), Herda L. (2001)].



Слика 2.8. Оптички систем [Organic (2016)]

Оптички системи садрже низ предности које су везане за високу стопу снимања што омогућава камерама да сниме брзе покрете као што су акробације, гимнастика и сл. Стопа снимања зависи од камера које су у употреби и са већом резолуцијом камера већа је и стопа снимања. Битна предност је слобода кретања у оваквим системима, обзиром да испитаници нису оптерећени кабловима који лимитирају покрете и број постављених маркера нема ограничења.

Основни недостаци ових система везани су за потребу за добрим дефинисањем заprimене снимања, вођењу рачуна о рефлектујућим елементима унутар запремине снимања, и сл.

Постоје две всте маркера који се користе за снимање кретања, и то:

- пасивни – ови маркери су направљени од флуоресцентног материјала при чему рефлектују светлост ка камерама. Камере, пре свега, морају бити калибрисане како би се игнорисали остали рефлектујући материјали у простору снимања. Калибрација више камера се врши уз помоћ објекта на коме се налазе додатни маркери чија је позиција позната; и
- активни – ова врста маркера садржи LED диоде и емитује светлост ка камерама високе резолуције.

2.2.2 Системи без примене маркера

Иако постоји велики избор камера које су засноване на технологији снимања маркера и која је веома прецизна, много времена се губи на постављање маркера на адекватне позиције, калибрацију простора снимања,

и сл. Из тог разлога, јавља се брзи развој система који су засновани на технологији снимања без употребе маркера. Најчешће коришћен међу њима је Kincet камера.

Уз помоћ ове камере могуће је извршити снимање кретања субјеката без постављања маркера на тело. Овај прозвод је намењен за видео игре, али све већу примену налази и у прикупљању података за биомеханичке анализе због његове једноставности. То је активни визијски систем који снима дубинске и колорне слике симултано обезбеђујући снимање кретања комплетног тела у простору. Такође, могуће је вршити и препознавање фацијалних облика уз помоћ инфрацрвене камере [Nogueira P. (2015)].

2.3 Повреде укрштених лигамената и дегенеративна обољења зглоба колена

Снимање кретања у клиничким апликацијама омогућава да се боље разуме људско кретање, унапреди и побољша третман рехабилитације.

Анализа локомоторног система људи у клиничкој пракси се врши у циљу дијагностиковања и побољшања третмана рехабилитације. При проучавању кретања најчешће изучавани облик кретања је ход. Комплетан циклус хода за сваку ногу се састоји из фазе ослонца и фазе њихања. Током испитивања пацијент се креће дуж дефинисане путање коју окружују камере. Објекат током снимања мора увек да буде видљив од стране две камере.

Да је познавање нормалних вредности неког параметра кретања битно, показали су још 90-тих година Kadaba M. P. et al. у њиховој студији када су уз помоћ маркера дефинисали нормалне вредности углова током различитих фаза хода [Kadaba M.P. (1990)].

У области ортопедије веома је корисно изучавати образац кретања зглоба колена, а нарочито са повредама структура које нису видљиве. Зглоб колена се сматра најкомплекснијим зглобом на људском телу јер је омогућено кретање у свим правцима и ротације око свих оса. Из тог разлога, обрасци кретања се анализирају за сваки параметар посебно иако утицај може бити различит или може да не постоји на свеукупни образац хода. Повреде укрштених лигамената могу битно изменити образац хода услед адаптације структура на новонастало стање у зглобу. Уколико се такве повреде не лече на време могу узроковати настанак дегенеративних обољења на зглобу колена.

Неколико студија је показало да се пацијенти са повредама предњег укрштеног лигамента прилагођавају својим повредама током времена. Типични пацијенти који имају овакав проблем, нестабилност зглоба колена компензују повећаном активношћу квадрицепса и тетива. Модификације

образаца хода су највероватније повезане са подсвесним механизмом заштите од бола узрокованом повећаном антериорном транслацијом тибије или повећаном интерном ротацијом. Ове модификације се јављају од раног стадијума оштећења лигамената. Тако је нпр. Georgolius et al. показао да при повредама предњег укрштеног лигамента долази до повећане тибијалне транслације и ротације при обављању свакодневних активности. Након реконструкције лигамента тибијална транслација се смањује, али ротација је једино смањена при обављању мање захтевних свакодневних активности [Georgolius A.D. (2005)].

Kvist et al. су у својој студији показали да код пацијената при повредама предњег укрштеног лигамента долази до измењеног обрасца кретања појединих структура на зглобу колена. Такође су показали да је са различитом мишићном активношћу могуће редуковати недозвољена померања тибије у антериорном правцу. Са познавањем кинематике колена у раном стадијуму рехабилитације могуће је изабрати праве вежбе за рехабилитацију [Kvist J. (2007)]. Scanlan et al. су у својој студији показали да измењени образац кретања може постојати чак и након реконструкције лигамента у односу на здрав зглоб колена. На тај начин су и дали објашњење да су ти пацијенти високоризични од појаве остеоартхритиса [Scanlan S.F. (2010)].

Студије које директно мере промену обрасца хода током извођења специфичних задатака након нпр. рехабилитације, могу да дају јасан закључак о ефектима терапије. Нарочито ако се мере мала недозвољена померања појединих структура на зглобу колена или ротација приликом динамичких активности [Keays S.L. (2013)]. Идеалан начин за извршење таквог мерења је да се користе оптички системи који допуштају потпуну слободу кретања.

Слично као и код повреда предњег укрштеног лигамента, долази и до повреда задњег укрштеног лигамента. Разлика је у томе што када дође до повреда задњег укрштеног лигамента, онда долази до постериорног померања тибије и до повећања њене екстерне ротације. Међутим, активацијом одговарајућих мишићних група долази до стабилизације колена при овој повреди. Новије студије су показале да код великог процента пацијената са овим повредама у каснијим стадијумима се појављују дегенеративна оштећења хрскавице.

Che Ahmad A. et al. наводе да повреде задњег укрштеног лигамента нису веома честе као повреде предњег. Из тог разлога, веома је битно разумети механизам повреде и схватити какав утицај могу имати на остале структуре у зглобу колена. Индикације за операцију пацијената у њиховој студији су углавном биле бол и нестабилност јер већина тих пацијената није била у стању да извршава ни најосновније свакодневне активности. У циљу

прикупљања објективних резултата мерења, поред стандарданих клиничких тестова, користили су уређај за артрометричка мерења КТ – 2000 за упоређивање вредности постериорног померања оперисаног зглоба колена и контралатералног колена [Che Ahmad A. (2015)]. Да повреде задњег укрштеног лигамента нису веома честе потврђују и Janousek A.T. et al. и наводе да се ове повреде чешће јављају у саобраћајним несрећама [Janousek A.T. (1999)]. Ово се наводи из разлога јер је за повреде задњег укрштеног лигамента потребно употребити веће силе, односно енергију које/а се, углавном, јављају при саобраћајним несрећама [Wang C.J. (2002)].

Технологије снимања кретања се користе и за анализу хода код пацијената након тоталне замене кука, колена или чланка. У том случају се анализирају обрасци кретања појединих зглобова који учествују у ходу, као и адаптација протетичког зглоба на ход.

Тотална замена зглобова се примењује када дође до појаве дегенеративног обољења. Ogrodzka K. et al. су разматрали промену образаца хода на свим зглобовима који учествују у померању екстремитета код особа са појавом остеоартхритиса. Резултате су генерисали на основу података забележених оптичким системом за снимање кретања Vicon 250. Приметили су значајна одступања од исправаног обрасца хода. Највећа разлика је примећена у фронталној и трансверзалној равни [Ogrodzka K. (2011)]. Слично њима промене су приметили Nagano Y. et al. Пацијенти са овим дегенеративним обољењем на колenu су имали значајну промену кинематике, а промена је зависила од степена обољења [Nagano Y. (2012)].

2.4 Методе машинског учења у клиничкој пракси

У клиничкој пракси се све више среће примена интелигентних метода како би се постигао објективизам у анализи параметара болести, анализи дијагностичких сигнала, прогнозама исхода лечења применом одговарајуће терапије, прогнозама исхода операција, и сл.

Bagley S.C. et al. сматрају да су мултиваријабилне методе постале рутина у анализама у медицинској пракси и литератури. За ове методе постоји заједничка веза између две или више предикторских променљивих и једног излаза. Најчешће примењивани су регресиони модели. Они служе у две сврхе: могу да предвиде излазну променљиву на основу нових вредности предикторских променљивих и могу да помогну у одговору на питања о некој области која се изучава. Логистичка регресија је мултиваријабилна метода која има дихтомни излаз. Погодна је за моделе који укључују стање болести и доношење одлуке. Из тог разлога је широко примењена у студијама здравствених наука. Квалитет регресионе анализе у великој мери зависи од схватања испитиваног проблема од стране истраживача [Bagley S.C. (2001)].

Поред претходних, Vollmer R.T. је приметио да су модели логистичке регресије постали веома популарни при моделирању веза између позитивних клиничких излаза и великог броја предикторских променљивих, нарочито у оцени могућности постојања канцера [Vollmer R.T. (1996)].

Епилепсија је један од најчесталијих поремећаја у неурологији. Карактеришу је тзв. епилептични напади. Мождана активност се испитује применом неурофизиолошке методе – енцеелографијом. Овом методом се добијају таласи (тзв. EEG сигнали) мождане активности. Пажљивом анализом EEG сигнала може се побољшати разумевање механизма који узрокују епилептичне поремећаје. Обзиром да су EEG сигнали нестационарни, Subasi A. et al. су показали да класификација стандардним методима фреквентне анализе није у потпуности успешна. Из тог разлога, развили су модел за класификацију наведених сигнала применом алгоритама неуронских мрежа и логистичке регресије. Креирани модел се показао као значајан алат за класификацију сигнала који може помоћи неуролозима при третирању потенцијалног напада епилепсије [Subasi A. (2005)].

Интелигентне методе су нашле велику примену и у класификацији сигнала, односно образаца кретања здравих и болесних људи. На основу дијаграма промене углава зглоба кука и колена могуће је препознати образац хода који припада здравој, односно болесној особи. Ову констатацију су искористили Barton J.G. и Lees A. за њихово истраживање за идентификацију болесног и здравог хода. У испитивању је учествовало осам здравих субјеката. Углови колена и кука су израчунати на основу позиције четири рефлективна маркера. Субјекти су се кретали на покретној траци при константној брзини под три различита услова. Након процесирања података, дијаграми углава су послужили као подаци за тренирање алгорита неуронске мреже, како би она научила да разликује ова три различита услова хода. Просечна прецизност је била 83,3%. На основу добијених резултата перформанси алгорита, показали су да се неуронске мреже могу успешно користити за класификацију хода за клиничке потребе [Barton J.G. (1997)].

Редукција функција контроле равнотеже тела, као и редукована јачина појединих мишићних група, утичу на промену обрасца хода код старијих људи. Релативно кретање целокупног тела могуће је представити на основу криве кретања тежишта тела. Испитивање везано за класификацију образаца кретања извршили су Hahn M.E. et al. применом неуронских мрежа са алгоритмом пропагације грешке уназад. Применом овог интелигентног метода, показали су веома кратко време за процесирање података и задовољавајућу прецизност [Hahn M.E. (2005)].

Неуронске мреже су се показале као погодан алат за предвиђање прогресије оштећења хрскавице на трабекуларној кости у истраживању које

је спровео Hamblі R. Услед цикличних оптерећења може доћи до оштећења костију. За припрему неуронске мреже применио је одговарајуће нумеричке експерименте који прецизно показују процес хабања на посматраној кости и усредњио је резултате у зависности од оптерећења и места хабања. Тренирање неуронске мреже је извршено одговарајућим одабиром процеса хабања добијених нумеричким анализама у циљу идентификације оштећења и његовог напредовања. Овакав начин примене неуронске мреже може да се примени и у апликацијама метода коначних елемената у циљу извођења симулација оштећења на нивоу континуума укључујући морфолошке факторе и нека својства материјала кости [Hamblі R. (2011)].

Многи старији људи болују од остеоартритиса, али то није само болест старих. Како би се управљало већим делом форми артритиса веома је битно да се ово обољење дијагностикује на време. Из тог разлога су Patil M.S. et al. развили систем у подршци доношења одлука базиран на директним неуронским мрежама са алгоритмом пропагације грешке уназад. Алгоритам је трениран и одлуке су доношене на основу симптома пацијената. Овако креиран алгоритам је у стању да дијагностикује и класификује могућност обољења [Patil M.S. (2012)].

Pivot shift тест се показао као једини клинички тест који показује корелацију у оштећености лигамента са клиничким испитивањем лекара. На основу оцене овог теста могуће је предвидети понашање зглоба колена у неком наредном периоду. У циљу добијања објективнијих резултата Labbe D.R. et al. су развили систем на основу забележене кинематике зглоба колена током клиничког испитивања *Pivot shift* тестом. У испитивању су учествовали субјекти са различитим степеном оштећености лигамената и испитивање, које је снимано, је вршио један од осам селектованих лекара ортопеда. Развијени систем је заснован на примени вектора носача. Показана је сагласност у предикцији оштећености од стране поменутог система и лекара [Labbe D. R. (2011)].

Потребу за објективним праћењем степена рехабилитације након оштећења предњег укрштеног лигамента показали су Senanayake et al. У својој студији су применили методе вештачке интелигенције (засноване на примени неуронских мрежа и фази логике) у циљу праћења процеса опоравка пацијената након операције. Показали су да један овакав систем може да се користи као помоћни алат за посматрање координације покрета зглоба колена и окружујућих мишићних група током различитих фаза опоравка [Senanayake A. (2013)].

3

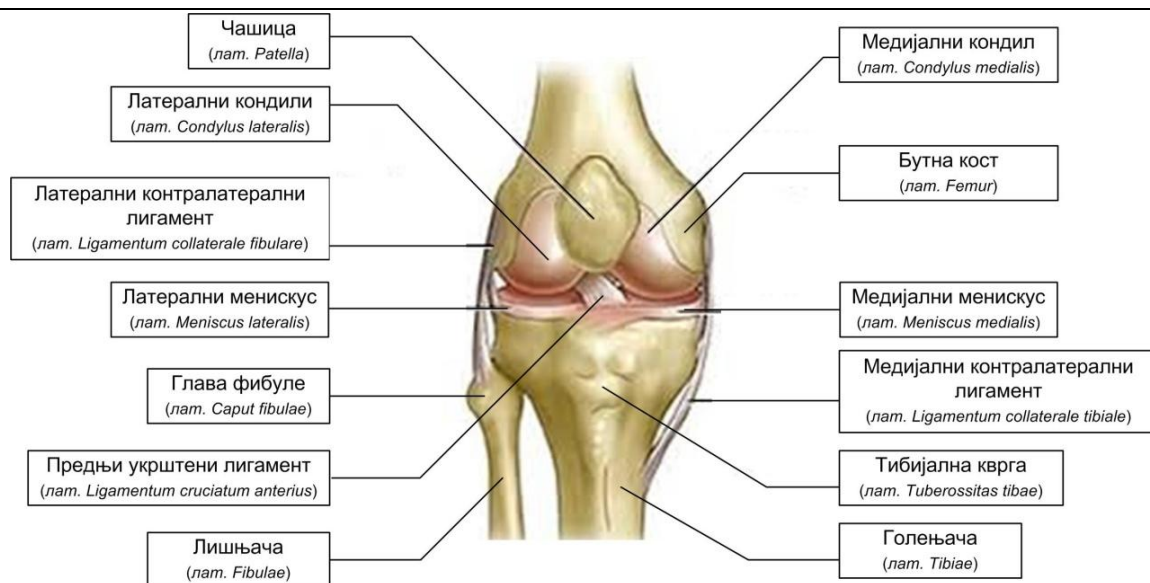
Основне Структуре и Кретања Зглоба Колена

Функција зглоба колена обезбеђена је узајамним везама анатомских структура. Потребну стабилност колена обезбеђују мекоткивне структуре, а покретање колена обезбеђују лигаменти везом са костима и мишићима. Лигаменти, уједно, пружају и отпор дејству већим зглобним силама.

Према Николићу, колено се може сматрати комплексним скупом асиметричних покретних делова чија је заједничка улога у оквиру биолошке трансмисије [Nikolić D. (2006)].

3.1 Анатомија зглоба колена

Зглоб колена (Слика 3.1) је највећи, најкомплекснији и најкомпликованији зглоб људског тела. Представља кључну спону за обезбеђивање усправног хода, заштите тела и амортизовање поцеса при конатку стопала и тла. У свим фазама покрета долази до појаве статичко динамичких оптерећења. Нормално функционисање зглоба колена подразумева анатомски и функционални интегритет који омогућава склад покрета и стабилност. Сложена кретања анатомских структура утичу на карактер кретања, тако да сваки човек поседује неки свој индивидуални образац кретања [Nikolić D. (2006), Pavlović A. (2012), Goldblatt J.P. (2003)].



Слика 3.1. Зглоб колена [ACLSolutions (2015)]

Павловић А. наводи да је анатомија колена одређена чињеницом да колена повезује натколеницу и потколеницу, а чине га [Pavlović A. (2012), Goldblatt J.P. (2003)]:

- патело - феморални зглоб,
- тибио - феморални зглоб, и
- мека ткива која окружују поменуте кости.

Саставне структуре зглоба колена могу се посматрати са различитих аспеката. Међутим, са довољном прецизношћу, може се рећи да су основне структуре зглоба [Pavlović A. (2012), Goldblatt J.P. (2003)]:

1. коштане, и
2. мекоткивне.

3.1.1 Коштани елементи зглоба колена

Спојени костију које чине зглоб колена и учествују у његовој основној функцији су: фемур, тибја и патела. У састав зглоба колена убраја се и фибула, али она не учествује у кретању [Nikolić D. (2006), Pavlović A. (2012), Goldblatt J.P. (2003), Craig E.A. (2005)].

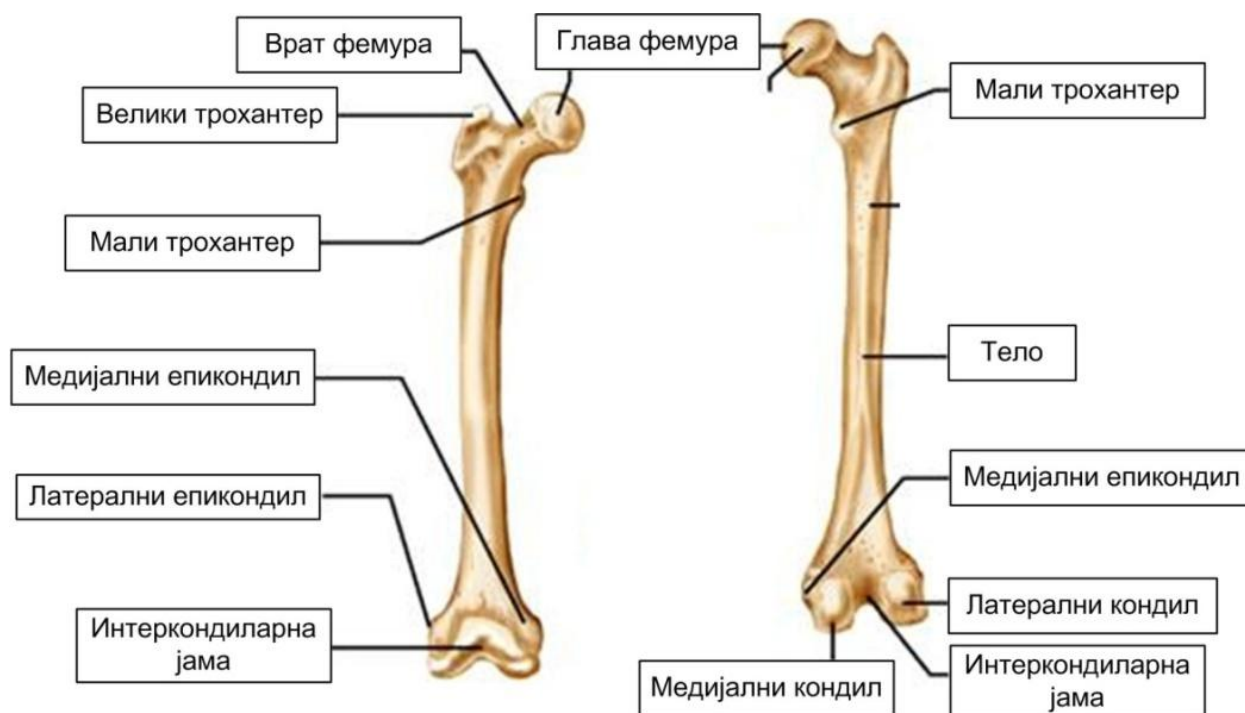
Бутна кост (лат. Femur) (Слика 3.2) је највећа и најдужа кост човековог тела. Горњи крајак фемура завршава се главом (сферном површином) која налаже у ацетабуларну јаму и чини зглоб кука. Доњи крајак фемура састоји се из два кондила, спољашњи (лат. condilus lateralis) и унутрашњи (лат. Condilus Medialis), који се спајају са голењачом (лат. Tibia) и чашицом (лат. Patella). Кондили су конвексни у сагиталној и фронталној

равни, али су одвојени интеркондиларном јамом „U“ облика [Craig E.A. (2005)].

Зглобне површине оба кондила су прекривена хрскавицом, а састоје се из:

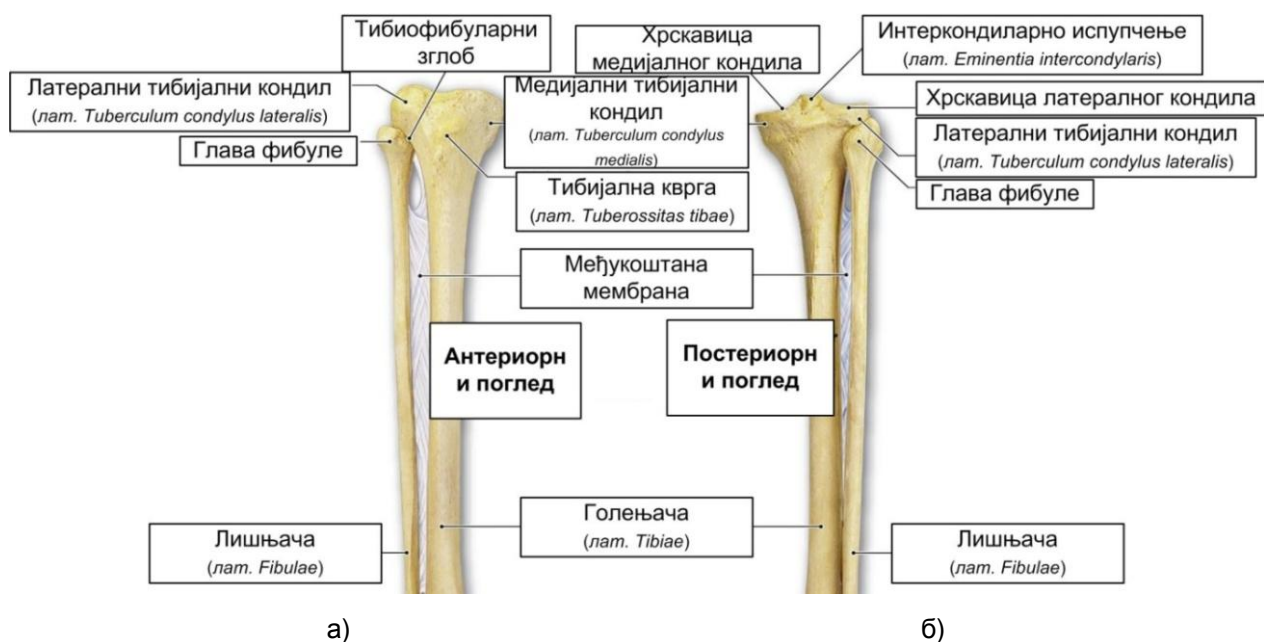
- предње - пателарне површи где се формира патело - феморални зглоб, и
- доње - тибјалне површи где се формира феморо - тибјални зглоб.

Међукондиларна јама је екстрасиновивијална и није прекривена хрскавицом. Служи за припој укрштених и менискофеморалних лигамената.



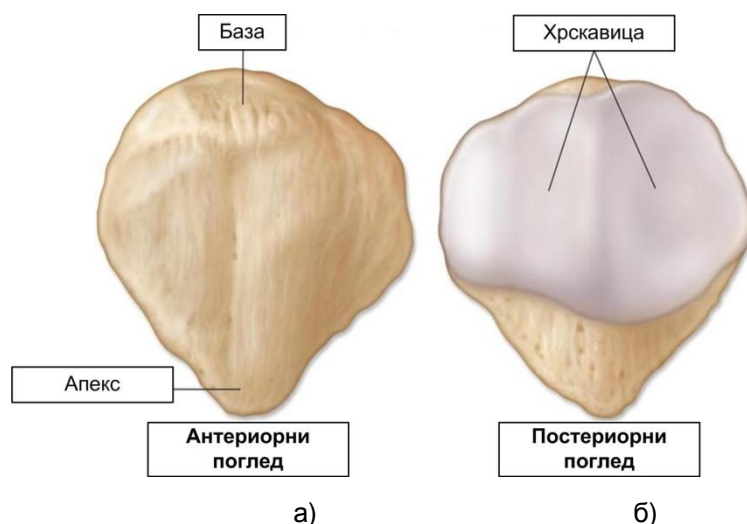
Слика 3.2. Бутна кост (лат. Femur) [Ashlandctc (2015)]

Голењача (лат. Tibia) (Слика 3.3) се налази испод бутне кости. Горњи део тибје чине унутрашњи и спољашњи кондили између којих се налази интеркондиларно испупчење које чине две кврге. Кондили су конкавни у сагиталној и фронталној равни. На тибјалне кондиле налажу кондили бутне кости. Тибјална кврга (лат. Tuberositas Tibiae) се налази на око 5cm удаљености од апекса чашице. Хрскавичаве површи на голењачи и бутној кости су неконгруентне. Са предње и задње стране интеркондиларног испупчења налази се храпава, троугласта јама где се спајају менискуси и укрштене везе. Доњи део тибје са талусом формира скочни зглоб. Веза у горњем и доњем делу тибје и фибуле представља тиббиофибуларни зглоб [Stijak L.M. (2012)].



Слика 3.3. Голењача и лишњача (лат. *Tibia* и *Fibula*): а) Поглед са предње стране, и б) Поглед са задње стране [Musculoskeletal (2015)]

Лишњача (лат. *Fibula*) (Слика 3.3) је повезана само са тибјом и као таква не учествује у кретању и преношењу тежине. Веза тибје и фибуле остварена је уз помоћ главе фибуле (лат. *Capitulum Fibulae*) на којој се налази гребена површина за зглобљавање [Craig E.A. (2005), Stijak L.M. (2012)].



Слика 3.4. Чашица (лат. *Patella*) : а) Поглед са предње стране, и б) Поглед са задње стране [Studyblue (2015)]

Чашица (лат. *Patella*) (Слика 3.4) је највећа сезамoidна кост човековог тела. Врх пателе је окренут надолу, а задњом страном, која је обложена хрскавицом, је спојена са фемуром. Посматрано спреда, чашица је троугластог облика и благо конвенксна. Посматрано отпозади, чашица је

подељена вертикалним гребеном правећи две фацете прекривене хрскавицом. Латерална фацета је нешто већа и више конкавна. Зглобна површина чашице налази се испред одговарајућих фацета зглобног ваљка (*лат. Trochlea Femoris*) на бутној кости. На рођењу, чашица је комплетно хрскавичава [Nikolić D. (2006), Craig E.A. (2005), Stijak L.M. (2012)].

3.1.2 Мекоткивни елементи зглоба колена

Гледано са функционалне тачке, зглоб колена је суштински нестабилан зглоб. Главни стабилизатори зглоба колена су снажни лигаменти и мишићи који држе заједно бутну кост и голењачу.

Основне меке структуре колена су [Nikolić D. (2006), Pavlović A. (2012)]:

- мишићи,
- нерви,
- крвни судови,
- капсуло - лигаментарни апарт, и
- менискуси.

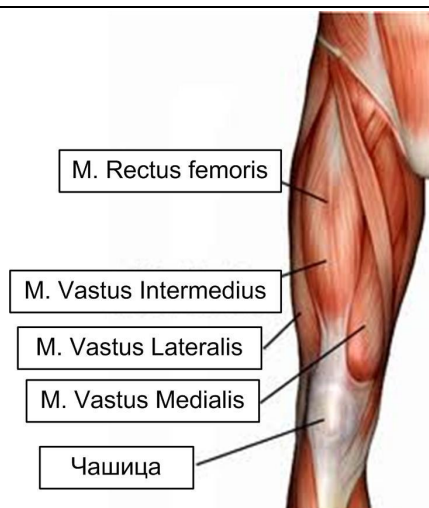
3.1.2.1 Мишићи

Мишићи у околини зглоба колена обезбеђују неопходну стабилност и покретање зглоба. У зависности од врсте покрета које извршавају у зглобу, мишићи се могу поделити у следеће групе, и то [Pavlović A. (2012), Dželalija M. (2003)]:

- екстензори колена,
- флексори колена, и
- ротатори колена.

Четвороглави мишић (*лат. m. Quadriceps Femoris*) (Слика 3.5) обезбеђује екстензију колена и састоји се из четири главе, односно *лат. m. Rectus Femoris*, *m. Vastus Medialis*, *m. Vastus Lateralis* и *m. Vastus Intermedius* [Ombregt L. (2013)]. Свака од глава четвороглавог мишића има горње припоје на различитим сегментима костију, и то:

- *M. Rectus Femoris* својом горњом тетивом се припаја на илијачну кост у делу *лат. Spina iliaca anterior inferior*,
- *M. Vastus Medialis* припаја се на спољашњој страни бутне кости;
- *M. Vastus Lateralis* полази са спољашње усне храпаве линије (*лат. Linea Aspera*); и
- *M. Vastus Intermedius* полази са унутрашње усне храпаве линије.



Слика 3.5. Четвороглави мишић (*лат. m. Quadriceps Femoris*) [MyBodyFit (2015)]

Доњи припој глава је заједнички, односно заједничка тетива се припаја на горњем рубу чашице и делимично је прекрива. Заједно са лигаментом чашице се завршава на испупчењу голењаче.

M. Vastus Medialis најјаче дејство има у последњих 10° до 15° екстензије и самим тим има најважнију улогу екстендираног и благо флектираног колена. Заједничка контракција свих глава четвороглавог мишића резултира јаким покретом екстензије. Иако ове четири главе чине једну целину, контракција није подједнака.

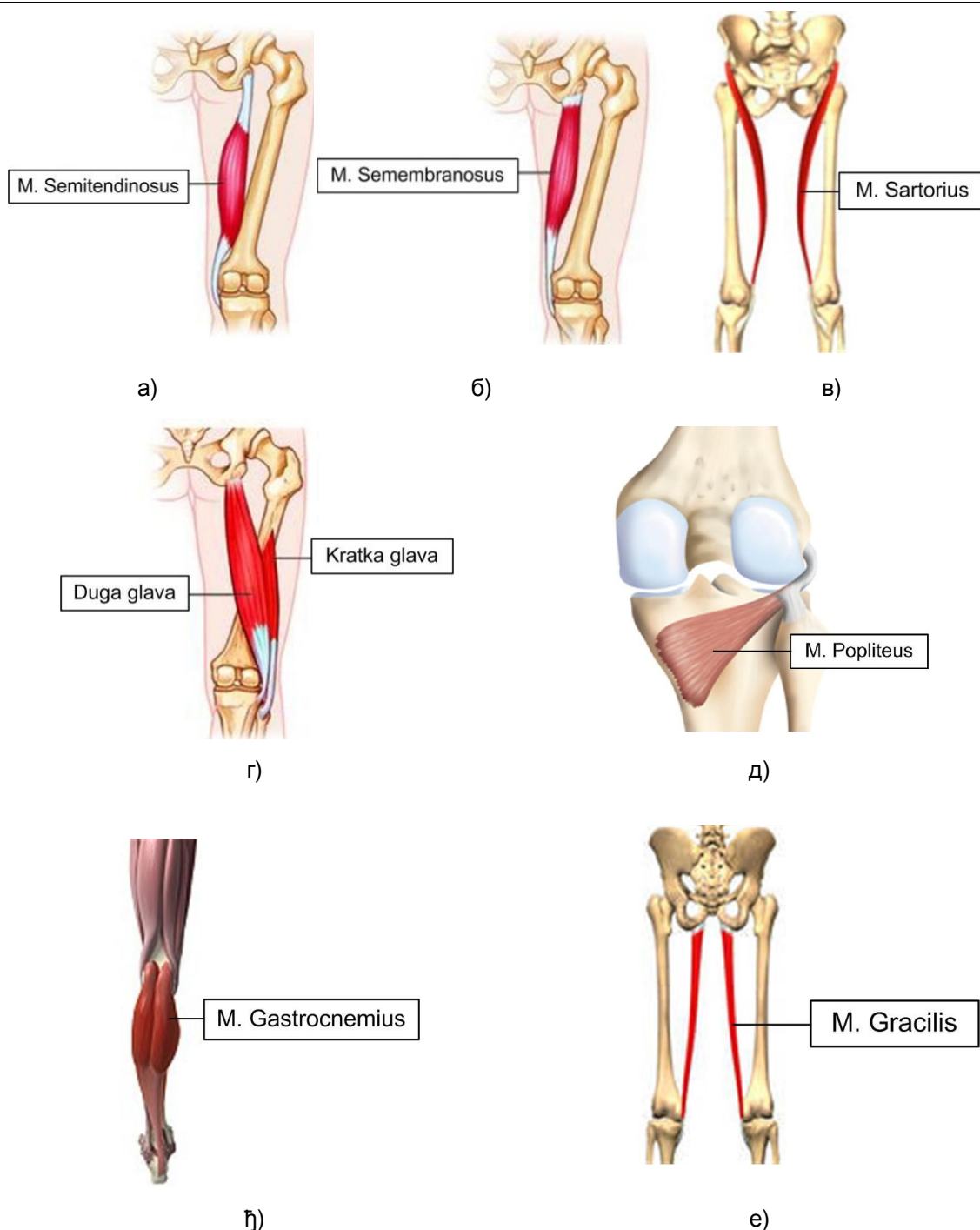
Флексију колена обезбеђује следећа група мишића (*Слика 3.6*) [Ombregt L. (2013)]:

- Полужиласти мишић (*лат. m. Semitendinosus*),
- Полуопнасти мишић (*лат. m. Semimembranosus*),
- Терзијски мишић (*лат. m. Sartorius*),
- Двоглави мишић бутине (*лат. m. Biceps Femoris*),
- Затколени мишић (*лат. m. Popliteus*),
- Две главе троглавог мишића (*лат. m. Gastrocnemius*), и
- Мишић приводиоц натколенице (*лат. m. Gracilis*).

Полужиласти мишић (*Слика 3.6а*) полази од седалне кврге (*лат. Tuber Ischiadicum*), спушта се унутрашњом страном бутне кости и завршава се на голењачи медијално од испупчења на голењачи.

Полуопнасти мишић (*Слика 3.6б*), такође, полази од седалне кврге, спушта се унутрашњом страном бутне кости и завршава се на задњој страни медијалног кондила голењаче.

Терзијски мишић (*Слика 3.6в*) је најдужи мишић у људском телу и полази од илијачне кости, у делу *лат. Spina iliaca anterior inferior*, спушта се косо унутра и завршава се на голењачи, медијално од испупчења на голењачи.



Слика 3.6. Мишићи флексори колена: а) Полувиласти мишић [MedicalDictionaryST(2015)], б) Полуопнасти мишић [MedicalDictionarySM(2015)], в) Терзијски мишић [Anatomy (2015)], г) Двоглави мишић бутине [MedicalDictionaryBF(2015)], д) Затколени мишић [Radiopaedia (2015)], ђ) Троглави мишић [CatalystRehab (2015)], и е) Мишић привиодиоц натколенице [Fotosearch (2015)]

Двоглави мишић бутине (Слика 3.6г), својом дугом главом (*лат. Caput longum*), је припојен за седалну квргу са горње стране. Кратком главом (*лат. Caput breve*) са горње стране полази од храпаве линије бутне кости и завршава се на глави фибуле.

Затколени мишић (Слика 3.6д) са горње стране припојен је за спољашњу страну латералног кондила голењаче, а завршава се на задњој страни голењаче.

Две главе троглавог мишића (Слика 3.6ђ), *m. Gastrocnemius*, имају горњи припој на спољашњем, односно унутрашњем кондилу бутне кости, а завршава се на задњој страни калканеуса (*лат. Tuber calcanei*) у виду Ахилове тетиве.

Мишић приводилац натколенице (Слика 3.6е) са горње стране је припојен за препонску кост, силази дуж унутрашње стране бутне кости и завршава се на испупчењу голењаче.

Ротацију потколенице обезбеђује група мишића, односно затколени мишић и глава троглавог мишића. Спољну ротацију обезбеђују двоглави и затколени мишић уз помоћ затезача бутне фасције (*лат. Tensor fascia latae*). Унутрашњу ротацију обезбеђују терзијски мишић, мишић приводиоца натколенице и полуопнасти мишић.

3.1.2.2. Инервација зглоба колена

У инервацији колена учествују четири нерва (Слика 3.7), односно бутни нерв (*лат. n. Femoralis*), нерв голењаче (*лат. n. Tibialis*), заједнички лисни нерв (*лат. n. Peroneus communis*) и заборни нерв (*лат. n. Obturatorius*) [Stijak L.M. (2012)].

Најважнији нерв у зглобу колена је грана нерва голењаче, односно *n. Articularis proprius genus medialis*. Налази се са медијалне стране и њено оштећење може довести до дегенеративних процеса на зглобу.



Слика 3.7. Инервација зглоба колена [Nysora (2015)]

3.1.2.3 Васкуларизација зглоба колена

Артеријска мрежа колена (*лат. Rete articular genus*) (Слика 3.8) је мрежа ситних канала у предњем делу зглоба колена. Васкуларна мрежа састоји се из грана затколоне артерије, силазне артерије из региона буте и рекурентне гране артерија голењаче [Stijak L.M. (2012)].



Слика 3.8. Васкуларизација зглоба колена [Eorif (2015)]

3.1.2.4 Капсуло - лигаментарни апарат зглоба колена

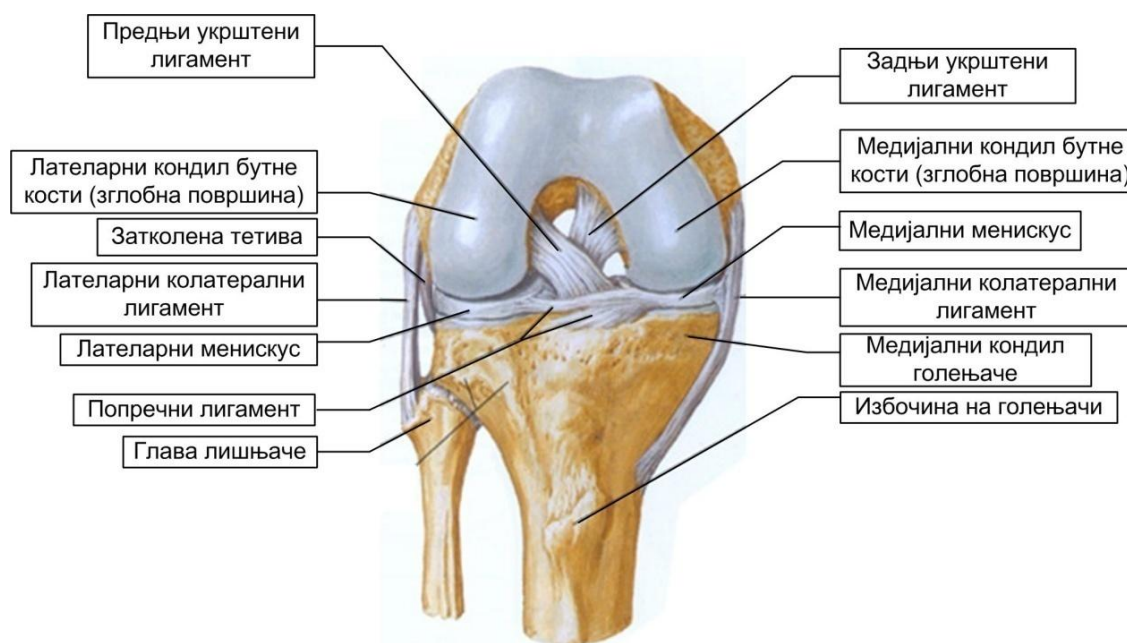
Многи аутори износе чињеницу да потпуну стабилност зглоба колена и координацију покрета обезбеђују лигаменти колена. Николић Д. и McNally E.A. су анализирали лигаменте колена и наводе да се разликују следећи лигаменти [Nikolić D. (2006), Pavlović A. (2012), Goldblatt J.P. (2003), Craig E.A. (2005), Stijak L.M. (2012), McNally E.G. (2007)]:

- интракапсуларни лигаменти, и
- екстракапсуларни лигаменти.

Интракапсуларни лигаменти леже унутар капсуле зглоба колена и ван синовијалне шупљине, док се екстракапсуларни налазе ван капсуле зглоба колена.

Медијални (тибијални) колатерални лигамент - МКЛ (*лат. Ligamentum collaterale mediale*) и капсуларни лигамент се налазе са унутрашње стране колена и често су изложени повредама (Слика 3.9). МКЛ се састоји од уздужних и косих влакана. Дужине је око 10cm и пружа се од унутрашњег епикондила бутне кости до унутрашње стране и ивице голењаче. При флексији, коса влакна се опуштају а уздужна остају затегнута и повлаче се уназад.

Латерални (фибуларни) колателарни лигамент - ЛКЛ (*лат. ligamentum collaterale latelare*) (Слика 3.9) налази се са спољашње стране колена и ваљкастог је облика. ЛКЛ се пружа од лателарног епикондила бутне кости до лателарне површи главе фибуле и није припојен за голењачу. Тетива затколениг мишића улази дубоко у лигамент раздвајајући ЛКЛ и лателарни менискус. Такође, двоглави мишић је преполовљен са ЛКЛ - ом. Овај лигамент ограничава адукцију и екстензију колена.



Слика 3.9. Лигаментарни апарат зглоба колена [Fitsweb (2015)]

Предњи укрштени лигамент - ПУЛ (*лат. Ligamentum cruciatum anterius*) (Слика 3.9) се налази унутар капсуле колена. Пружа се укосом од интеркондиларне области голењаче до задње стране лателарног кондила бутне кости. У току екстензије, ПУЛ је затегнут спречавајући предње померање голењаче у односу на бутну кост, док је опуштен у току флексије колена. Може доћи до кидања овог лигамента када је колено у екстензији и ПУЛ је највише затегнут.

Задњи укрштени лигамент - ЗУЛ (*лат. Ligamentum cruciatum posterius*) се, такође, налази унутар капсуле колена (Слика 3.9). Пружа се укосом са задње стране голењаче до лателарне стране медијалног кондила бутне кости. ЗУЛ је затегнут током флексије и спречава постериорно померање голењаче у односу на бутну кост. Током силаска низ степенице или током пењања уз степенице, ЗУЛ потпомаже у стабилизацији колена у флексији.

Попречни лигамент - ПЛ (*лат. Ligamentum transversum*) повезује избочине медијалног и латералног менискуса (Слика 3.9).

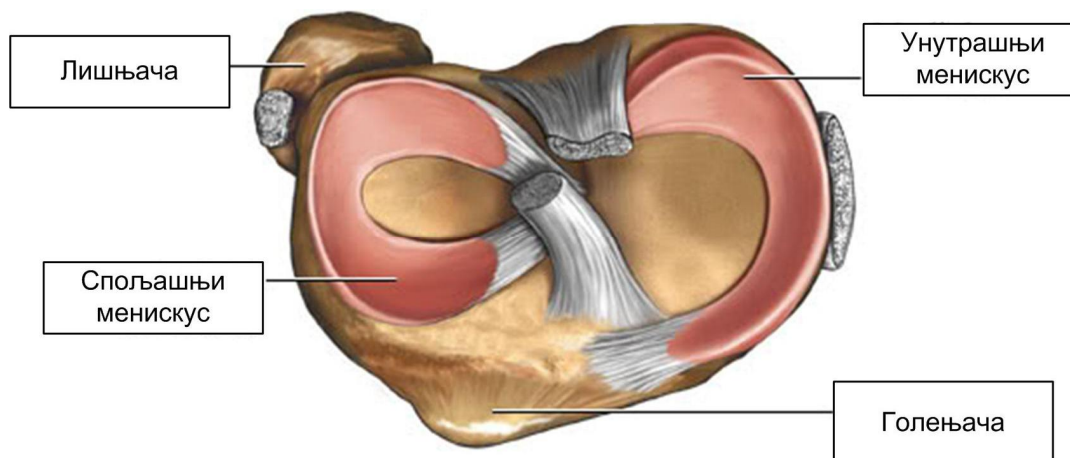
Пателарни лигамент - ПатЛ (*лат. Ligamentum patellae*) представља продужетак четвороглавог мишића и пружа се од врха чашице до избочине на голењачи.

Лучни затколени лигамент (*лат. Ligamentum popliteum arcuatum*) је облика „У“ и пружа се од задње површи лишњаче преко тетиве затколениг мишића до задње површи зглоба колена. Овај лигамент осигурава зглобну капсулу и његова основна функција је да је ојача са задње стране.

Коси затколени лигамент - КЗЛ (*лат. Ligamentum popliteum obliquum*) је продужетак полуопнастог мишића и пружа се од унутрашњег кондила голењаче па до задње површи зглоба колена. Овај лигамент служи за јачање фиброзне капсуле са задње стране.

3.1.2.5 Менискуси

Унутрашњи менискус - УМ (*лат. Meniscus medialis*) и спољашњи менискус - СМ (*лат. Meniscus lateralis*) (Слика 3.10), „С“ облика са фиброзном структуром хрскавице, налазе се између бутне кости и голењаче. У попречном пресеку, оба меникуса поседују облик кондила, односно унутрашњи менискус је издужен уназад, а спољашњи је кружног облика. На меникусима постоје два ужа краја (рога) којима су припојени за голењачу напред и позади [Nikolić D. (2006), Pavlović A. (2012), McNally E.G. (2007), Van Dyck P. (2007)].



Слика 3.10. Менискуси зглоба колена [ACLSolutions (2015)]

Менискуси примају статичка и динамича оптерећења. Другим речима, њихов задатак је да повећају контакт између голењаче и бутне кости, преносе оптерећења са једне кости на другу и да повећају стабилност колена, а употпуњују тзв. механизам закључавања.

3.2 Основна кретања крутог тела

Потпуно схватање кретања зглоба колена захтева познавање појединих механичких принципа. Механика је наука која проучава појаву кретања и равнотежу материјалних тела под деловањем физичких сила. У зависности од области изучавања, механика се може поделити на [Golubović – Bugarski V. (2014)]:

- механику крутог тела која се, даље, може поделити на [Milosavljević D. (1995)]:
 - статику – предмет изучавања: равнотежа материјалних крутих тела,
 - кинематику – предмет изучавања: кретање и само кретање без обзира на узрок који то кретање изазива, и
 - динамику – предмет изучавања: веза између активних сила које делују на тело и кретања тог тела;
- механику деформабилних тела (теорија еластичности и пластичности); и
- механику флуида.

Кретање човека је комплексан задатак који захтева координацију, флексибилност и адаптацију различитих мишића који делују на различите зглобове на скелету.

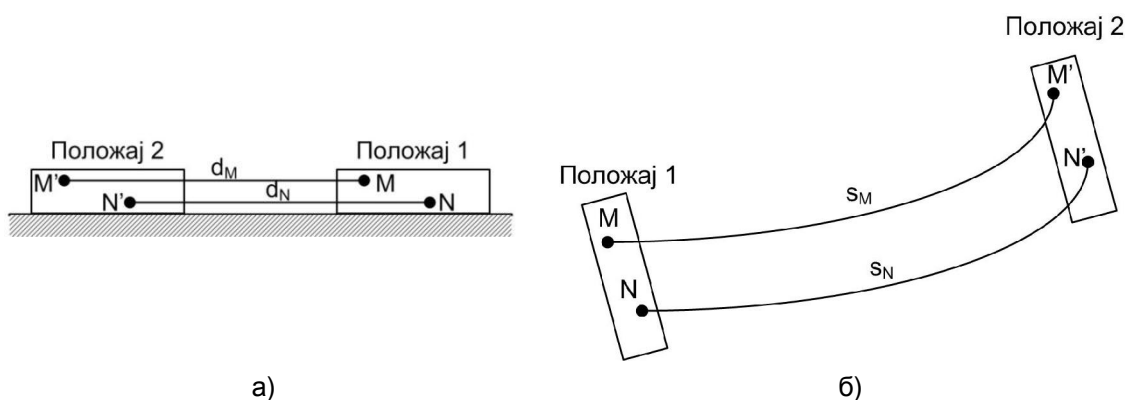
Нормалан ход зависи од континуалне размене мобилности и стабилности. Учење хода се јавља током прве године живота. Деца и старији здрави људи имају другачији образац хода од људи средњих година [Knudsen D. (2007)]. Здрав ход карактеришу одговарајуће вредности појединих параметара хода, као нпр. трајање монопедалног ослонца, брзина хода, каденца, дужина корака, облик обрасца (таласа, дијаграма) хода, и сл.

Као што је већ напоменуто, кинематика проучава кретање и не узима у обзир силе које изазивају кретање. Van der El A. указује да постоји разлика између линеарног (транслаторног) и угаоног (ротационог) кретања [Van der El A. (2010)].

При транслаторном кретању све тачке крутог тела имају исту брзину. Пређено растојање једнако је за сваку тачку, ма коју тачку на телу изабрали. Уколико су путање паралелне линије реч је о праволинијској транслацији, а ако су путање паралелно померене криве реч је о криволинијској транслацији. Тако нпр. пређени пут тела у тачки M једнак је пређеном путу у тачки N (Слика 3.11а и Сл.3.11б), а може се претставити изразима 3-1 и 3-2.

$$\cdot d_M = d_N, \text{ и} \quad (3-1)$$

$$\cdot s_M = s_N. \quad (3-2)$$



Слика 3.11. Транслаторно кретање: а) праволинијско, и б) криволинијско

Када је реч о чистом ротационом кретању, свака тачка извршава идентичну угаону ротацију (α) при истој угаоној брзини (ω) (Слика 3.12). Нека је почетни положај тела означен тачкама M и N . При ротацији из почетног положаја у неки нов положај (када тачке M и N дођу у позицију M' и N'), примећује се да је угаона ротација тачке M , једнака угаоној ротацији тачке N . Из овог разлога, све тачке на телу имају исту угаону брзину. Брзина сваке тачке једнака је производу угаоне брзине и растојања од центра ротације (тачка O). Тако ће нпр. брзина тачке M износити:

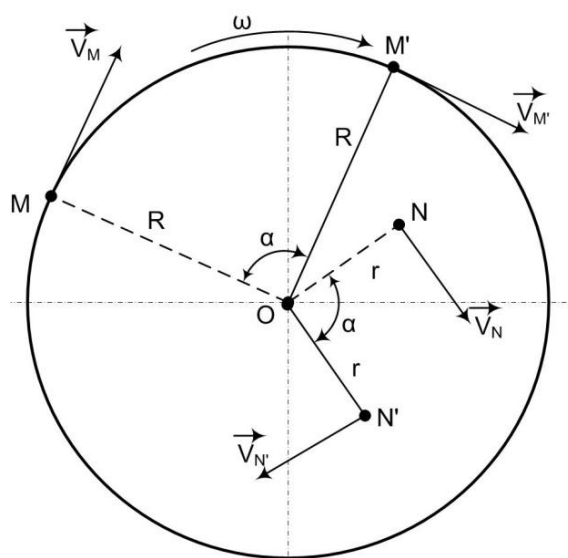
$$V_M = \omega \cdot \overline{OM}, \text{ m/s}, \quad (3-3)$$

$$\overline{OM} = R$$

где је

R – растојање од центра ротације.

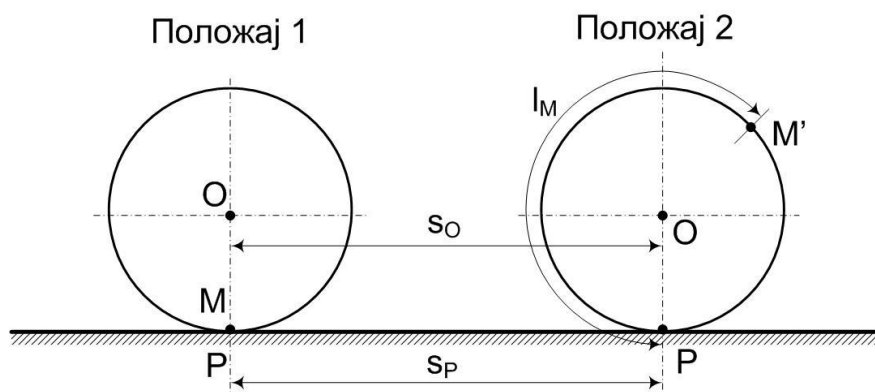
Тачка M има већу брзину од тачке N због већег растојања од центра ротације (Слика 3.12).



Слика 3.12. Ротационо кретање

У људском телу, тешко да ће се јавити чиста ротација или транслација. Посматрано са аспекта зглобова, стандардно кретање је састављено од ротационог и транслаторног кретања [Nikolić D. (2006)]. Уколико су транслације бесконачно мале, односно ротације и као такве немају утицај на кинематику зглоба, једно од та два кретања је могуће занемарити и посматрати само кретање од интереса.

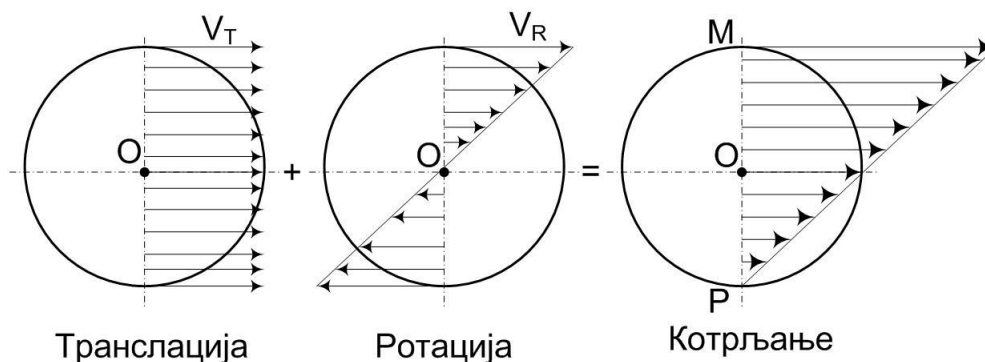
Основни покрет у зглобу колена (флексија-екстензија) пропраћен је комбинацијом ротационог и транслаторног кретања. Како оба кретања једнозначно одређују основни покрет зглоба колена и ниједно кретање се не може занемарити, посматра се тзв. котрљање након чега наступа клизање [Nikolić D. (2006)].



Слика 3.13. Котрљање по непокретној подлози

Нека се узме у обзир случај котрљања тела по непокретној подлози. Пређени пут тачке M до тачке M' (положај 1 до положаја 2) по кружном луку једнак је параметру l_M . Даље, пређени пут тачке M по кружном луку једнак је пређеном путу центра ротације O (s_O), односно пређеном путу тренутне тачке контакта P (s_P) (Слика 3.13).

Чисто котрљање представља чисту транслацију центра O и чисту ротацију око ове централне тачке. Збир образаца транслаторне брзине (V_T) и брзине при ротационом кретању (V_R) добија се образац брзина чистог котрљања (Слика 3.14).

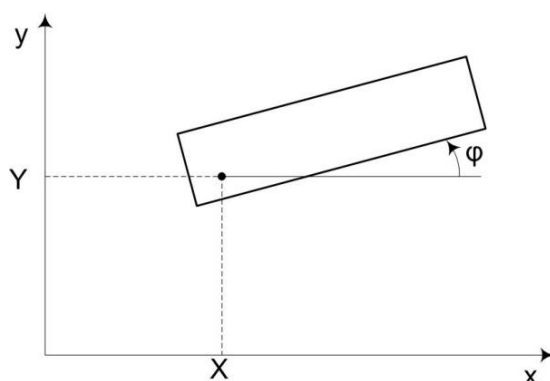


Слика 3.14. Котрљање – дијаграм брзина

3.3 Број степени слободe тела

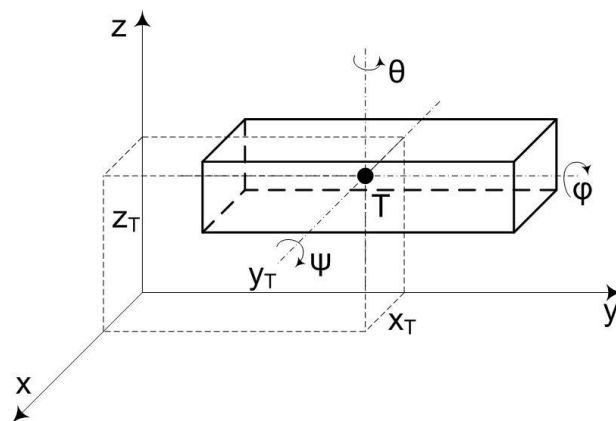
Број могућих кретања неког тела дефинисано је бројем степени слободe. Другим речима, број степени слободe представља минималан број координата потребних за опис позиције тела у простору [Karabegović I. (2004)].

Уколико се посматра равански случај, тело поседује три степена слободe (две транслације и једну ротацију). Из тог разлога, позиција тела у простору једнозначно може бити описана са три координате, и то X, Y и φ (Слика 3.15).



Слика 3.15. Број степени слободe при раванском кретању

У тродимензионалном случају, постоји шест степени слободe: три ротације (φ, ψ, θ) и три транслације (x_T, y_T, z_T) (Слика 3.16).



Слика 3.16. Број степени слободe при просторном кретању

Број степени слободe у зглобу су одређени структуром зглоба и комплексом лигамената који их окружују. У телу човека, углавном, се сусрећемо са потешкоћама да се одреди број степени слободe због еластичних деформација, структуре лигамената и пасивним или активним кретањем где сваки од њих може вршити утицај.

Сваки зглоб у телу има своје специфичне карактеристике и може се посматрати као јединствена целина са јединственим обрасцем кретања. Како

су сви зглобови у телу повезани у једну већу целину, они заједно чине кинематски ланац. У телу човека постоје више кинематских ланаца, као што су прсти, шака, рука, стопало, итд. [Karabegović I. (2004)].

3.4 Тибиофеморално кретање

3.4.1 Број степени слободе зглоба колена

Кинематика колена је важна за разумевање форме и функције колена. Повезаност анатомских структура дефинишу стабилност и функцију зглоба колена. Функционална стабилност колена одређена је пасивним (коштане структуре, менискуси, лигаменти и зглобна капсула) и активним (мишићима) стабилизаторима [Shenoy R. (2013)].

Комбинацијом пасивних и активних стабилизатора обезбеђује се статичка и динамичка стабилност. Статичка стабилност подразумева стабилност зглоба у условима констатних сила и позиције зглоба, као и њихову непроменљивост током времена. Динамичка стабилност подразумева променљивост сила и позиције током времена.

Покрети колена су ограничени везама мекоткивних и коштаних структура. Колено може да изводи покрете у оквиру шест степени слободе, и то (Слика 3.17) [Shenoy R. (2013), Wang X. (2002)]:

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

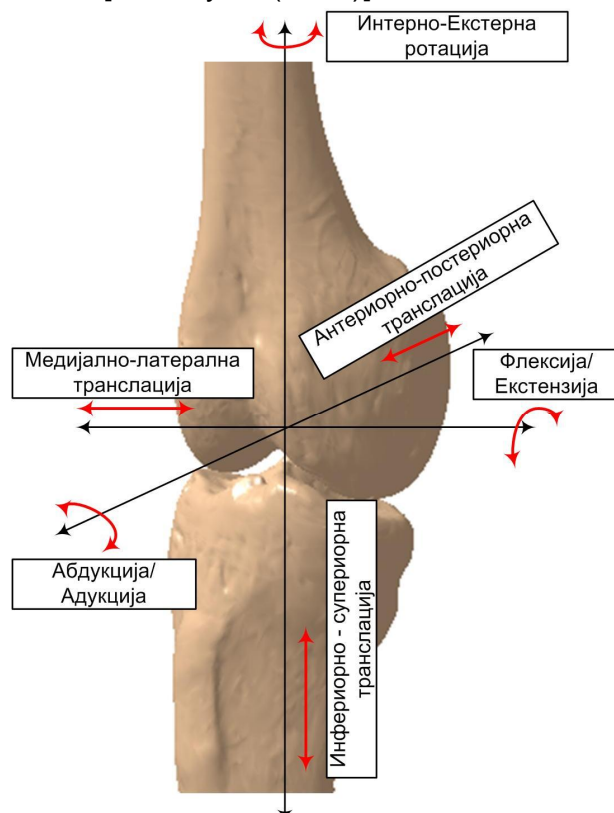
Ових шест степени слободе се изводе око тренутних оса ротације, и то [Shenoy R. (2013)]:

- уздужна осовина дијафизе тибие,
- биепикондиларне осе, и
- антеропостериорне осе.

Флексија и екстензија колена се одвијају у сагиталној равни. Обим покрета се креће од 160° флексије до 5° хиперекстензије. У механичком смислу, ови покрети представљају комбинацију котрљања и клизања. Котрљање се јавља у првих 20° флексије, при чему се помера тачка тибиофеморалног контакта постериорно. Са даљом флексијом долази до клизања, при чему долази до веће постериорне транслације латералног тибиофеморалног контакта у односу на медијални контакт. Ови покрети се

одвијају истовремено и свако повећање једног типа кретања у односу на друго довело би до померања у зглобу колена [Shenoy R. (2013)].

Интерно – екстерна ротација се одвија у хоризонталној равни око инфериорно – супериорне осе. Зглоб колена дозвољава 25 до 30° ротације. Сврха ових покрета је обезбеђење кретања тибије у односу на фемур приликом покрета флексије/екстензије, као и подешавања стопала у односу на терен по коме се гази [Shenoy R. (2013)].



Слика 3.17. Број степени слободе зглоба колена

Како зглоб колена не сачињавају искључиво крута тела, при сваком главном покрету долази до благих померања и дуж осталих оса, као и малих ротација. Ова померања, односно ротације имају своје дозвољене вредности које су карактеристичне за здрава колена. Стога, у зглобу колена могу се јавити и дозвољене вредности следећих покрета [Shenoy R. (2013)]:

- од 6° до 8° варус – валгус ротације у екстензији,
- од 5mm до 10mm (код опуштених лигамената) антериорно постерионе транслације,
- од 1mm до 2mm медијално латералне транслације, и
- од 2mm до 5mm компресије зглоба (инфериорно-супериорна транслација) коју дозвољава зглобна хрскавица

На основу претходно наведеног, зглоб колена се може посматрати као зглоб који дозвољава шест степени слободе. Екстремно повећање, односно смањење дозвољених вредности покрета указује на поремећај.

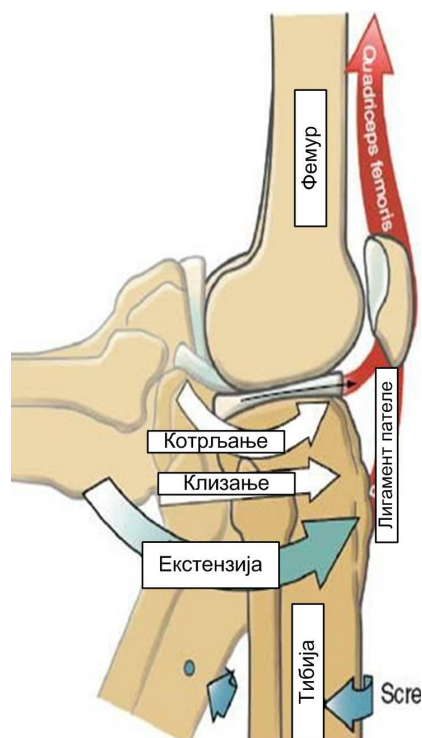
3.4.2 Механизам закључавања

Механизам закључавања (енгл. *Screw-home mechanism*) је кључни покрет у зглобу колена који спречава ротацију тибије у пуној екстензији (Слика 3.18). На тај начин омогућено је одржавање ове позиције са минималним утрешком енергије [Shenoy R. (2013), Domb V.G. (2013), Fiacchi F. (2014)].

Асиметрија феморалних зглобних површина, њихове геометрије, напона у капсулолигаментарним структурама и акцијом мишића око зглоба колена заједно утичу на комплексан покрет механизма закључавања у терминалној екстензији.

Екстерна ротација, односно „закључавање“ тибије у терминалној екстензији колена јавља се због повећаног напона предњег укрштеног лигамента [Shenoy R. (2013), Al – Khlaifat L. (2016)]. Обзиром да су феморални кондили асиметрични, они, такође, утичу на овај механизам. Након што латерални кондил достигне своју границу кретања, медијални кондил и даље наставља своје кретање, односно котрљање. Облик криве интеркондиларне јаме на фемуру узрокује ротацију тибије док клиза.

Промена геометрије зглобне површине или промена у било којој компоненти система везе утицаће на ова кретања.



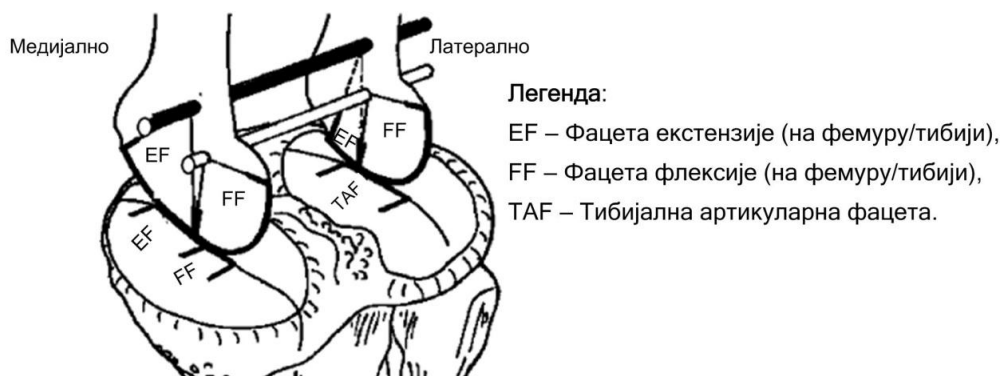
Слика 3.18. Механизам закључавања [Studyblues (2015)]

3.4.3 Додирне површине тибеофеморалног зглоба

Одређивање кретања тибеофеморалног зглоба је веома комплексно и компликовано (као што је већ напоменуто), јер се површина неправилног облика дисталног дела бутне кости котрља/клиза по површини неправилног облика коју сачињавају тибиијални плато и менискуси (Слика 3.19) [Iwaki H. (2000), Smith P.N. (2003)].

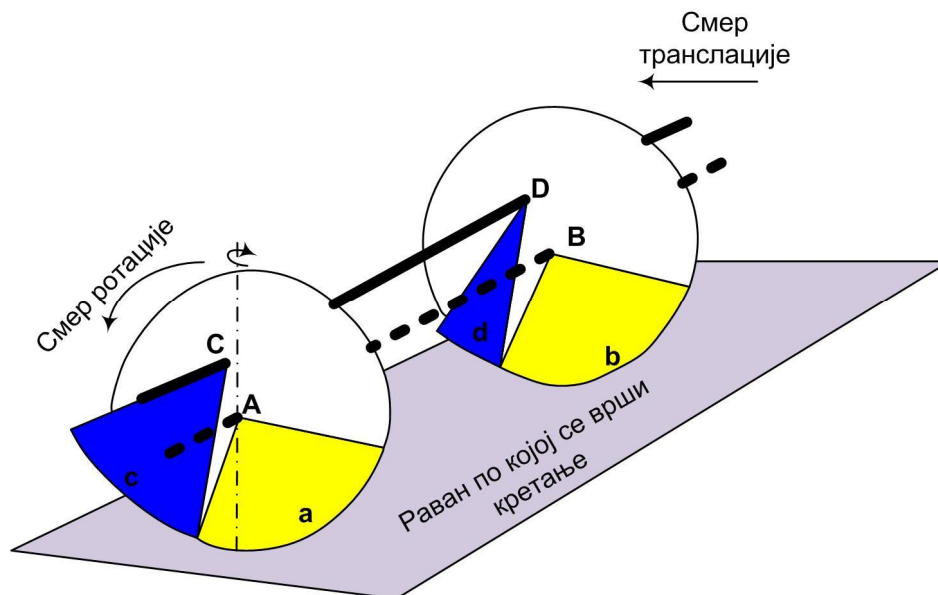
У циљу једноставнијег појашњења кретања и међусобног контакта фемура и тибије, разматраће се упрошћен случај тибеофеморалног зглоба (Слика 3.20). Епикондили фемура су апроксимирани са облицима сличним

точку. Тибјални плато је апроксимиран са равни по којој се врши кретање [Iwaki H. (2000)].



Слика 3.19. Тибеофеморално кретање [Iwaki H. (2000)]

На апроксимираним точковима налазе се два кружна лука различитих пречника који међусобно нису тангентни у контактної тачки. Центре ротације лука *a* и лука *b* спаја оса *AB*, приказана испрекиданом линијом. Ова оса представља геометријску осу ротације. Све док се епикондили фемура ротирају око ове осе врши се котрљање, а лук *a* и лук *b* су у контакту са равни кретања. При контакту равни кретања са луком *c* и луком *d*, оса ротације се помера у тачке *C* и *D* и долази до клизања [Iwaki H. (2000), Colle F. (2014)].



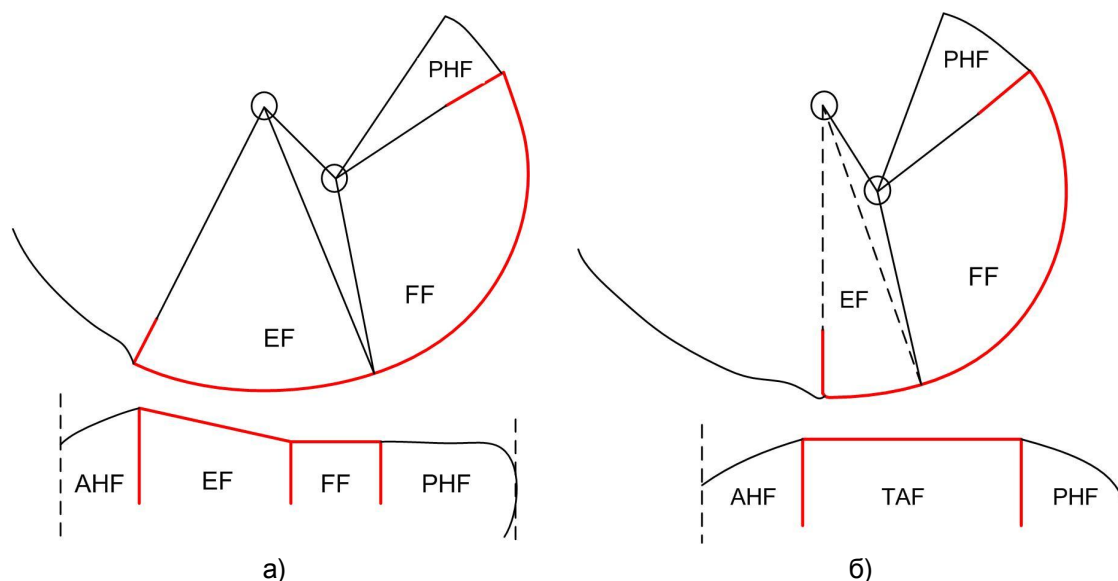
Слика 3.20. Котрљање по непокретној подлози [Iwaki H. (2000)]

Као што је већ напред поменуто, фемур и тибја немају идеално равне површи. Сегменти (фацете) додирних површина приказане су на слици 3.21 [Iwaki H. (2000)].

Медијални феморални кондил (Слика 3.21а) тибју додирује са два сегмента, и то: фацета екстензије са предње стране и фацета флексије са

задње стране. У задњем делу, на фемуру се налази кружни лук који је у пуној флексији у контакту са постериорним рогом менискуса. Са предње стране фемура, такође, постоји кружни лук који има удубљење и у контакту је са антериорним рогом менискуса при пуној екстензији.

Медијална тибиијална кондила (Слика 3.21а) се састоји из два сегмента који су у контакту са фемуром и то фацета екстензије са предње стране и фацета флексије са задње стране. Фацета екстензије је са предње стране благо нагнута навише, док се фацета флексије сматра релативно хоризонталном површи. Са предње стране тибиијална површ се додирује са антериорним рогом менискуса и има нагиб наниже. Задња страна тибиије је релативно хоризонтална и додирује се са задњим рогом менискуса.



Легенда:

EF – Фацета екстензије (на фемуру/тибији),

FF – Фацета флексије (на фемуру/тибији),

TAF – Тибиијална артикуларна фацета,

AHF – антериорни рог менискуса, и

PHF – постериорни рог менискуса.

Слика 3.21. Сегменти додира фемура и тибиије: а) Латерално, и б) Медијално [Iwaki H. (2000)]

Латерални феморални кодил (Слика 3.21б), као и медијални, постериорно има кружни лук који је нешто мањег радијуса од медијалног. Постериорно до фацете флексије у пуној екстензији фемур је у контакту са постериорним рогом менискуса. Антериорно, до фацете екстензије, постоји удубљење за антериорни рог менискуса у екстензији који је више изражен од медијалног.

Латерални тибиијални кондил (Слика 3.21б) је само средњим делом у контакту са фемуром и приближно је хоризонталан. Са предње и задње стране површина тибиије је под нагибом како би се направило место за антериорни, односно постериорни рог менискуса.

4**Методи Машинске Визије И
Уређаји За Аквизицију
Података**

Област компјутерске визије везана је за прорачун својстава реалног света на основу података у виду једне или више слика. Својства која се изучавају најчешће су геометријске или динамичке природе [Трусо Е. (1998)].

Потпуно функционисање система компјутерске визије обезбеђују систем хардверских компоненти (за прикупљање и чување података, нпр. камере, рачунари, и сл), и систем алгоритама за обраду и генерисање резултата на основу прикупљених података.

Помоћу камера 3Д простор/објекат се пројектује на 2Д раван слике. Постоје различити модели камера које карактерише одређена матрица својстава, односно матрица која репрезентује начин пројектовања 3Д простора у 2Д [Трусо Е.(1998), Hartley R. (2004)]. Из тог разлога, може се закључити да постоје многи физички параметри камере који утичу на стварање слике, као нпр:

- оптички параметри сочива: тип сочива, фокална дужина, видно поље, угао бленде;
- фотометрички параметри: тип, интензитет и правац светлости; својства рефлексије посматране површине;

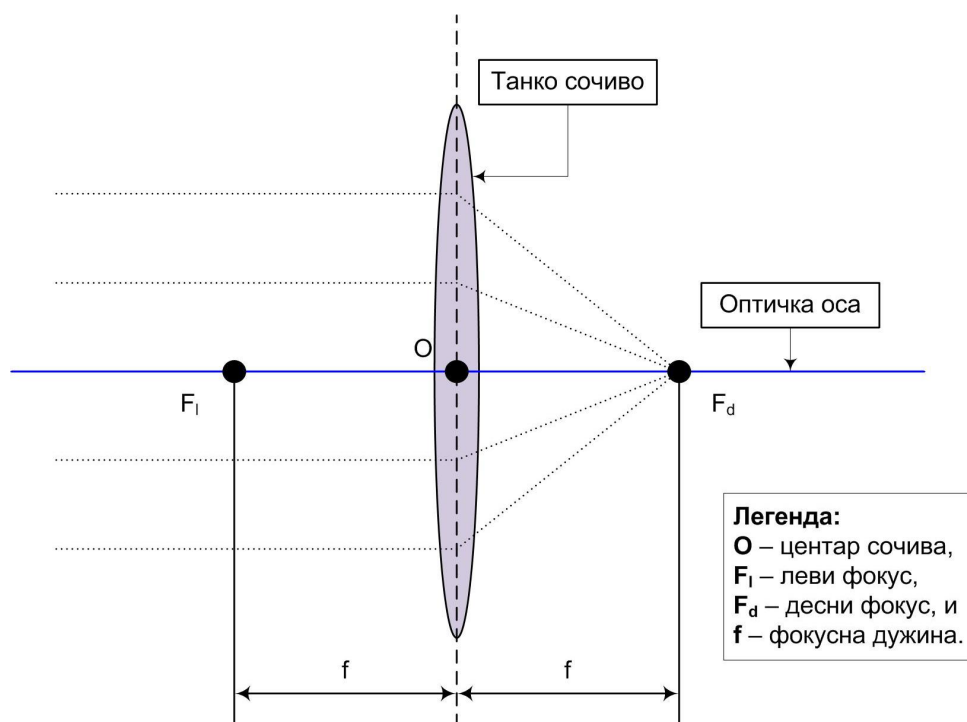
- геометријски параметри: тип пројекције, позиција и оријентација камере у простору; итд.

У овом поглављу пажња је поклоњена геометријским параметрима камере. Е. Трусо и А. Верри у књизи *Introductory techniques for 3-D computer vision*, Р. Хартли и А. Зиссерман у књизи *Multiple View Geometry in Computer Vision* и Zhang Z. у публикацији *Emerging topics in computer vision* су детаљно описали разне математичке моделе камера и њихових геометријских параметара. Стога, ове књиге су коришћене као основне референце за поглавље Методи машинске визије и уређаји за аквизицију података. Уколико није извршено експлицитно навођење литературе, подразумева се да су коришћени напред наведени извори [Трусо Е.(1998), Хартли Р. (2004), Zhang Z. (2004)].

4.1 Основни елементи сочива камере

Процес формирања слике почиње са светлосним зрацима који улазе у камеру кроз мали отвор и „ударају“ на раван слике фотосензитивног уређаја камере који региструје интензитет светлости.

У данашње време, стандардне камере и њихови оптички системи су прилично софистицирани. Из тог разлога, танка сочива (Слика 4.1) (као најједноставнији оптички систем) могу се искористити за појашњење кретања зрака светлости и дефинисања основних геометријских параметара сочива [Jenkins F.A. (2001), Meister D. (2010), Bruls G.J.C.L. (2015)].



Слика 4.1. Геометрија оптике танких сочива

Оптичко понашање танких сочива карактеришу два елемента [Jenkins F.A. (2001)]:

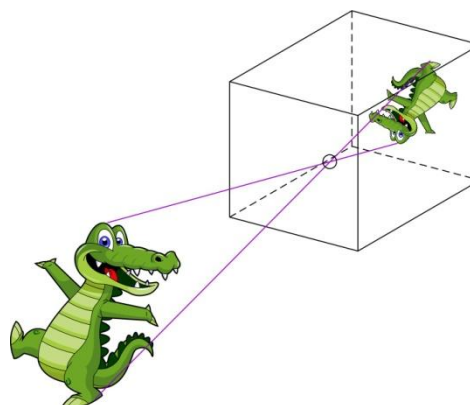
1. оптичка оса (пролази кроз центар сочива и управна је на раван слике), и
2. леви и десни фокус (налазе се на супротним странама оптичке осе при истој удаљености од сочива).

Као што је већ напред поменуто, основна својства сочива произилазе из њихове конструкције. Сви зраци паралелни оптичкој осе, са једне стране, пролазећи кроз сочиво биће усмерени ка фокусу на супротној страни сочива, односно сви зраци који пролазе кроз фокус са једне стране сочива, пролазећи кроз сочиво, биће паралелни са оптичком осом на другој страни сочива (Слика 4.1).

4.2 „Pinhole“ модел камере

У литератури се, најчешће, геометрија камере описује на основу тзв. *pinhole* модела камере. Стога, стварање слике 3Д простора најједноставније се може појаснити формирањем централне пројекције применом овог модела камере [Hartley R. (2004), Zhang Z. (2004), Kannala J. (2008)].

Pinhole камера, уместо сочива, има отвор малих димензија кроз који може проћи само један зрак светлости. Пројектована слика је обрнута (заротирана за 180°) слика 3Д простора (Слика 4.2). Добијена слика представља перспективну слику јер се формира из перспективе малог отвора.



Слика 4.2. *Pinhole* модел камере

Отвор кроз који пролази светлост је бесконачно малих димензија. Са повећањем величине отвора губи се оштрина слике. Разлог лежи у томе што на раван слике пада више од једног зрака светлости на различитим местима.

4.3 Централна пројекција

Пресликавање из 3Д простора у 2Д простор објашњава се централном пројекцијом и дефинисањем матрице пројекције. Из тог разлога, посматраће се пресликавање просторне тачке $M[X, Y, Z]^T$ на раван слике π у тачку $m[x, y]^T$ (Слика 4.3). Обзиром да су тачке O , m и M колинеарне, јасно је да се врши

линеарно пресликавање тачке M из P^3 простора у тачку m у простор P^2 [Kannala J. (2008), Sturm P. (2011)]:

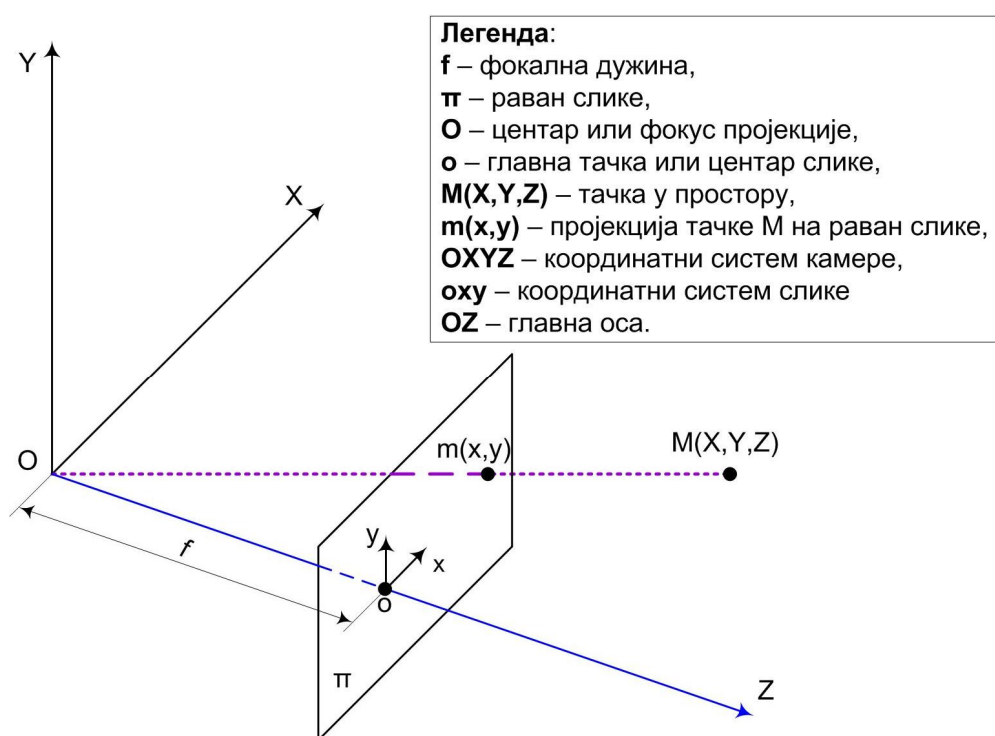
$$(X, Y, Z)^T \rightarrow (x, y, z)^T \quad (4-1.)$$

Положај координатног система равни слике може се написати у облику:

$$x = f \frac{X}{Z}, \quad y = f \frac{Y}{Z} \quad \text{и} \quad z = f \quad (4-2)$$

Заменом израза 4-2 у израз 4-1 добија се једначина следећег облика:

$$(X, Y, Z)^T \rightarrow \left(f \frac{X}{Z}, f \frac{Y}{Z} \right)^T \quad (4-3)$$



Слика 4.3. Централна пројекција

Веза између просторне тачке M и пројектоване тачке на раван слике m дефинише се уз помоћ матрице пројекције и може се написати у облику [Meng X. (2003)]:

$$sm' = A[R \ t]M' = PM', \quad (4-4)$$

где су:

s - фактор увећања,

$m' = [x, y, 1]^T$ - вектор пројектоване тачке m на раван слике,

$M' = [X, Y, Z, 1]^T$ - вектор просторне тачке M ,

$$A = \begin{bmatrix} \alpha & \gamma & x \\ 0 & \beta & y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} - \text{матрица унутрашњих параметара,}$$

P - матрица пројекције,

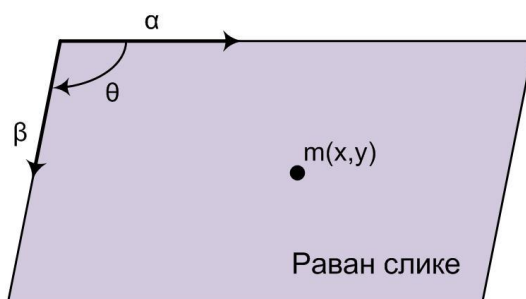
R, t - ротација, односно транслација координатног система камере у односу на референтни координатни систем,

x, y - координате главне тачке,

α, β - фактори увећања на равни слике дуж x -осе, односно y -осе (Слика 4.4),

$\gamma = \alpha \cot \theta$ (ако је $\theta = 90^\circ \Rightarrow \gamma = 0$) - фактор закошења између оса координатног система слике (Слика 4.4), и

θ - угао између оса.



Слика 4.4. Раван слике са параметрима увећања дуж одговарајућих оса

4.4 Параметри камере

У циљу повезивања сваке координате слике са реалном 3Д сценом и одређивања позиције камере у односу на глобални координатни систем, потребно је познавати параметре камере, и то:

- спољашње - параметре који дефинишу локацију и оријентацију референтног координатног система камере у односу на светски координатни систем, и
- унутрашње - параметри који дефинишу везу између елемената слике са координатним системом камере.

Неки од параметара камере су поменути у делу 4.3. Централна пројекција, а у овом делу ће се детаљно размотрити.

4.4.1 Спољашњи параметри камере

Референтни координатни систем камере је, углавном, непознат. Задатак који најчешће треба решити је одређивање локације и оријентације

координатног система камере у односу на неки познати координатни систем користећи само информације са слике. Из тог разлога, спољашњи параметри се могу дефинисати као скуп геометријских параметара који јединствено идентификују трансформацију између референтног координатног система камере и познатог референтног координатног система, тзв. светског координатног система.

За опис трансформација између камере и светског координатног система користе се одговарајуће матрице транслације и ротације. Тако нпр. једноставна дефиниција везе између координата тачке M , у светском координатном систему и координатном систему камере (Слика 4.5) може се написати у облику [Trucco E. (1998)]:

$$M_C = R(M_W - t), \quad (4-5)$$

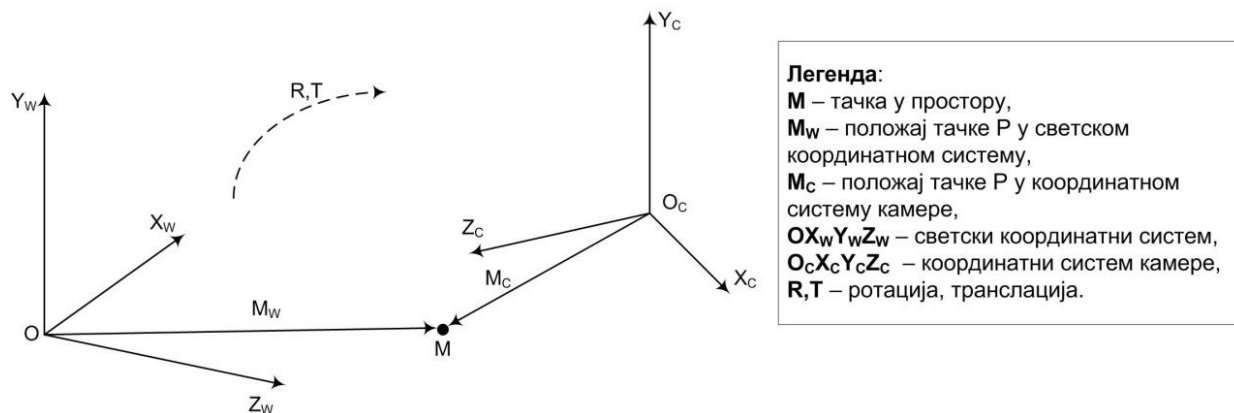
где је

M_C - позиција тачке M у координатном систему камере,

M_W - позиција тачке M у светском координатном систему,

t - матрица транслације, и

R - матрица ротације.



Слика 4.5. Веза између светског координатног система и координатног система камере

4.4.2 Унутрашњи параметри камере

Унутрашњи параметри могу се дефинисати као скуп параметара који карактеришу оптичке, геометријске и дигиталне карактеристике камере. Неки од основних унутрашњих параметара камере су:

- пројекција изгледа где је једини параметар фокална дужина (f);
- трансформација између координата камере и координата pixel - а,

- фактори увећање дуж x-осе, односно y-осе равни слике (α, β);
- фактор закошења између оса координатног система слике (γ); и
- геометријска дисторзија изазвана оптиком.

Увођењем претпоставке да не постоји геометријска дисторзија и да су фотосензитивни елементи правоугаоног облика, могуће је дефинисати релацију за дефинисање позиције одређене тачке у облику [Трусо Е. (1998)]:

$$x = -(x_{im} - o_x)s_x, \text{ и} \quad (4-6.1)$$

$$y = -(y_{im} - o_y)s_y, \quad (4-6.2)$$

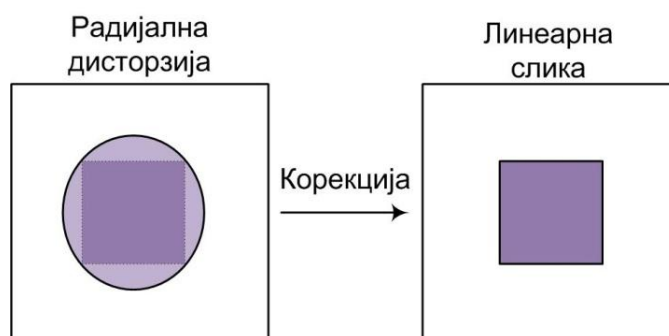
где је

x_{im}, y_{im} - координате тачке на слици у pixel - има,

o_x, o_y - координате центра слике у pixel - има, и

s_x, s_y - ефективна величина pixel - а у хоризонталном и вертикалном правцу изражених у mm.

Најважнија девијација је радијална дисторзија. Уколико су тачка у простору, тачка на слици и оптички центар колинеарни, онда не долази до дисторзије. У реалности то и није случај. Она се може елиминисати корекцијом мера на слици које би и иначе биле добијене под идеалним линеарним поклапањем (Слика 4.6).



Слика 4.6. Корекција радијалне дисторзије

Дисторзија представља радијално расипање тачака идеалне линеарне слике (Слика 4.6). Једначине које описују ово расипање могу се написати у облику [Трусо Е. (1998)], Wang A. (2009)]:

$$x = x_d(1 + k_1r^2 + k_2r^4), \text{ и} \quad (4-7.1)$$

$$y = y_d(1 + k_1r^2 + k_2r^4), \quad (4-7.2)$$

где је

x, y - идеална позиција тачке,

x_d, y_d - координате расутих тачака,

k_1, k_2 - параметри ($k_2 \ll k_1, k_2 \approx 0$),

$r^2 = x_d^2 + z_d^2$ - растојање од центра радијалне дисторзије.

На основу једначина 4-7.1 и 4-7.2, расипање тачака у центру слике је најмање, а повећава се са повећањем растојања од центра слике. Како параметри k_1 и k_2 (углавном) имају мале вредности, онда када није потребна висока прецизност у свим регионима слике, радијална дисторзија се занемарује.

Дисторзија сочива се јавља током иницијалне пројекције просторног објекта на раван слике, и то најчешће у периферним деловима слике.

У циљу добијања што квалитетнијих информација на слици врши се калибрација камере и могућа дисторзија се коригује.

4.5 Еиполарна геометрија – основна и додатна матрица

Стерео визија је инспирисана визуелним системом људи. На основу визуелног контакта и стечених информација о простору око себе, човек увек има свест о три димензије окружења, ма колико оно било комплексно [Hart J. (2008)].

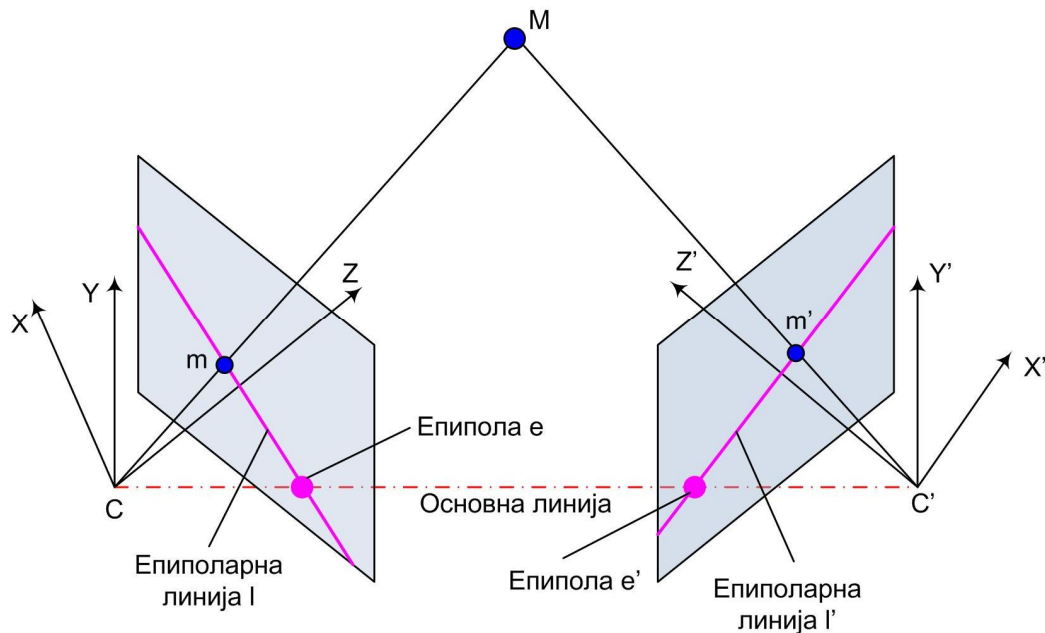
Системи стерео визије функционишу на основу следећих принципа, и то:

- детектовање објекта у простору, и
- реконструкција на основу претходно детектованих корелационих тачака.

Систем стерео визије (нпр.) са две камере подразумева да главне осе нису колинеарне (Слика 4.7). Позиција пројектоване просторне тачке M на раван слике једне камере (лева) одређена је пресеком зрака (који пролази кроз центар камере S и дату тачку M) и равни, m . Претходна констатација важи и за другу камеру, односно зрак друге камере (десна) пролази кроз центар друге камере S' и пресеца раван слике где се налази пројектована просторна тачка m' [Hart J. (2008), Geng Z. (2014)].

Пројектовањем зрака прве камере на раван слике друге камере добија се еиполарна линија l' на којој се налази пројектована просторна тачка m' . Еиполарна линија обично није паралелна осам координатних система камера. Ово је изузетно погодно када је више камера укључено у снимање.

Када се једном зна позиција тачке на равни слике једне камере, увек се може одредити позиција тачке на равни слике неке друге камере пројектовањем зрака посматране камере на равни слике друге камере [Sturm P. (2011), Geng Z. (2014)].



Слика 4.7. Епиполарна геометрија

Повезивањем оба центра камере линијом добија се основна линија. Она пресеца равни слике у тачкама e и e' , у тзв. епиполама (Слика 4.7). Епиполе представљају виртуелне центре камере пројектоване на супротну равни слике [Sturm P. (2011), Hart J. (2008), Geng Z. (2014)].

Епиполарна геометрија се може описати уз помоћ тзв. основне матрице. Уз помоћ ове матрице могуће је добити везу између две камере само на основу информација пројектованих тачака. Епиполарно ограничење којим се доводе у везу две пројектоване тачке m и m' може се написати у облику [Hart J. (2008), Cleju I. (2010)]:

$$m'^T F m = 0 \quad (4-8)$$

где је:

$m' = [x', y', 1]^T$ - пројектована тачка M на равни π' , и

$m = [x, y, 1]^T$ - пројектована тачка M на равни π .

Повезивање тачке на левој страни камере са одговарајућом епиполарном линијом на десној камери, дефинише се изразом:

$$l m' = F m. \quad (4-9)$$

У случају када је позната матрица унутрашњих параметара камере, користи се додатна матрица E са нормализованим координатама како би се дефинисало епиполарно ограничење [Cleju I. (2010)]:

$$p'^T E p = 0 \quad (4-10)$$

где су:

p' , p - тачке у нормализованим координатама,

$E=tR$ - матрица дефиниције транслације и ротације између позиција камере.

Веза између основне и додатне матрице може се написати у облику:

$$E = K^T F K \text{ или } F = K^{-T} E K^{-1} \quad (4-11)$$

Разлика између основне и додатне матрице лежи у чињеници да првобитно дефинисани унутрашњи и спољашњи параметри камере се заснивају само на добијеним информацијама везаним за одговарајуће тачке на равни слике. Са друге стране, додатна матрица се везује само за оријентацију између пара камера заснованим на познатим унутрашњим параметрима и нормализованим тачкама слике.

4.6 Калибрација камере

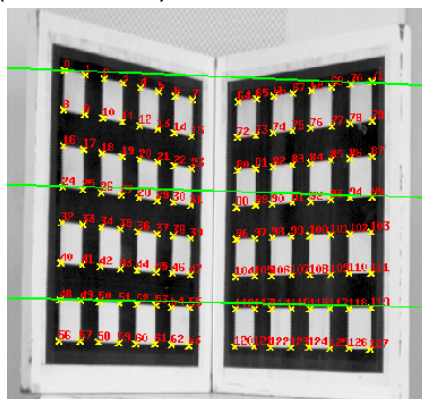
Уколико се користи више камера за праћење/снимање/сликање просторног објекта, неопходно је да свака од њих буде калибрисана, односно потребно је да свака од њих има дефинисане унутрашње и спољашње параметре.

Класификација калибрације, као и математички опис извршиће се на основу извођења Z. Zhang-а. Стога, класификација калибрације се може извршити на основу следећег [Zhang Z. (2004)]:

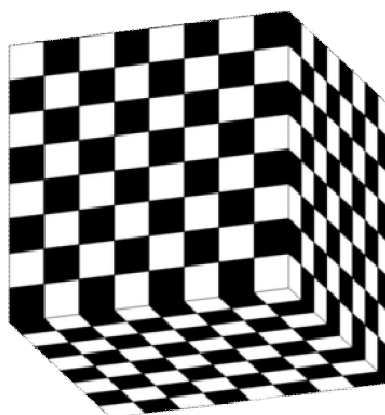
- 3Д просторна калибрација - калибрација камере се врши на тај начин што се посматра 3Д објекат калибрације који је израђен високом прецизношћу. Објекат углавном садржи две или три међусобно управне равни;
- 2Д раванска калибрација - калибрација применом ове технике подразумева да се посматра равански објекат под различитим угловима који на себи садржи одговарајући образац шара;
- 1Д линијска калибрација - објекат калибрације применом ове технике се састоји од неколико колинеарних тачака; и
- Самокалибрација (аутокалибрација) - применом ове технике није неопходан ниједан објекат за калибрацију простора. Одговарајућим односом између снимљених слика простора добија се довољан број информација за одређивање спољашњих и унутрашњих параметара.

4.6.1 3Д калибрација камере применом референтног објекта

Стандардна процедура калибрације камере уз помоћ референтног објекта подразумева да на објекту постоје минимум две управне равни на којима се налази прецизна шема калибрације. Најчешће коришћени објекти су L профили или коцке (Слика 4.8).



а)



б)

Слика 4.8. Образац за калибрацију камере са објектом са: а) две управне равни [INRIA (2015)], и са б) три управне равни [Wikipedia Chessboard (2015)]

Овакав начин калибрације одвија се у неколико корака:

1. Детектовање шеме на објекту калибрације,
2. Дефинисање матрице пројекције,
3. Одређивање спољашњих и унутрашњих параметара, и
4. Оптимизација спољашњих и унутрашњих параметара.

Када се једном одреде тачке на обрасцу калибрације (Слика 4.8а), веома лако се може успоставити њихова коренсподенција са било којом тачком у 3Д простору (због познавања обрасца шаре). Коренсподенција просторне тачке $M(X,Y,Z)$ и њене пројекције на раван слике $m(x,y)$ даје матрицу пројекције која се може написати у облику:

$$\begin{bmatrix}
 X_1 & Y_1 & Z_1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & x_1 X_1 & x_1 Y_1 & x_1 Z_1 & x_1 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & X_1 & Y_1 & Z_1 & 1 & y_1 X_1 & y_1 Y_1 & y_1 Z_1 & y_1 \\
 & & & & & \dots & & & & & & \\
 X_n & Y_n & Z_n & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & x_n X_n & x_n Y_n & x_n Z_n & x_n \\
 0 & 0 & 0 & 0 & X_n & Y_n & Z_n & 1 & y_n X_n & y_n Y_n & y_n Z_n & y_n
 \end{bmatrix}
 \begin{bmatrix}
 \rho_{11} \\
 \rho_{12} \\
 \rho_{13} \\
 \rho_{14} \\
 \rho_{21} \\
 \rho_{22} \\
 \rho_{23} \\
 \rho_{24} \\
 \rho_{31} \\
 \rho_{32} \\
 \rho_{33} \\
 \rho_{34}
 \end{bmatrix}
 = 0. \quad (4-12)$$

Са познатом матрицом пројекције могуће је одредити унутрашње и спољашње параметре камере.

Уколико се пође од једначине:

$$P = A[R \ T] = [B \ b] \Rightarrow B = AR \wedge b = AT, \quad (4-13)$$

Матрица калибрације се може написати у облику:

$$K = BB^T = AA^T = \begin{pmatrix} \alpha^2 + \gamma^2 + x^2 & xy + \beta\gamma & x \\ xy + \alpha\gamma & \beta^2 + y^2 & y \\ x & y & 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_x & k_c & x \\ k_c & k_y & y \\ x & y & 1 \end{pmatrix}. \quad (4-14)$$

У једначини 4-4 је показано да се матрица пројекције може дефинисати у зависности од фактора увећања (s) и из тог разлога последњи елемент матрице K углавном није једнак 1. Стога, неходно је извршити нормализацију како би $K_{33}=1$.

Након нормализације параметра, могуће је одмах израчунати непознате параметре, и то:

$$x = K_{13}, \quad (4-15)$$

$$y = K_{23}, \quad (4-16)$$

$$\beta = \sqrt{k_y - y^2} > 0, \quad (4-17)$$

$$\gamma = \frac{k_c - xy}{\beta}, \quad (4-18)$$

$$\alpha = \sqrt{k_x - x^2 - \gamma^2} > 0, \quad (4-19)$$

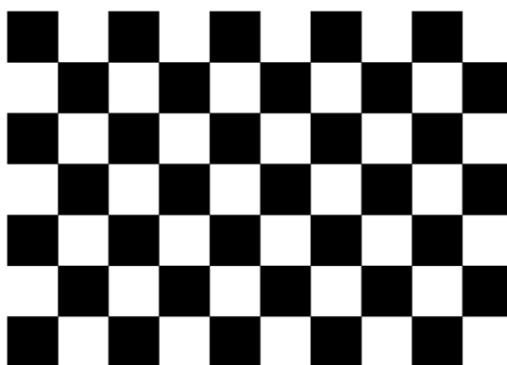
$$R = A^{-1}B, \text{ и} \quad (4-20)$$

$$t = A^{-1}b. \quad (4-21)$$

Оптимизација добијених параметара, може се извршити на више начина, нпр. минимизацијом растојања између тачке и њене предвиђене позиције.

4.6.2 2Д калибрација камере

2Д калибрација камере подразумева да раван калибрације (Слика 4.9) са одговарајућом шемом заузме макар два различита положаја како би било могуће да се одреде све три димензије у простору.



Слика 4.9. Образац за 2Д калибрацију камере [Packt (2015)]

У току калибрације јавља се планарна хомографија. Другим речима, врши се пресликавање координата са калибрацијске равни на раван слике. Обзиром да се занемарује трећа димензија ($Z=0$), коренсподенција између просторне тачке $M(X,Y,Z)$ и њене пројекције на раван слике $m(x,y)$ може се написати у облику:

$$s \begin{pmatrix} x \\ y \\ 1 \end{pmatrix} = A \begin{bmatrix} r_1 & r_2 & r_3 & t \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} = A \begin{bmatrix} r_1 & r_2 & r_3 & t \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ 1 \end{bmatrix} \Rightarrow sp = HP. \quad (4-22)$$

Матрица хомографије може се написати у облику:

$$H = \begin{pmatrix} h_{i1} & | & h_{j1} & | & h_{k1} \\ h_{i2} & | & h_{j2} & | & h_{k2} \\ h_{i3} & | & h_{j3} & | & h_{k3} \end{pmatrix} = [h_1 | h_2 | h_3]. \quad (4-23)$$

Записом матрице хомографије у зависности од параметара камере, добија се следеће:

$$[h_1 \ h_2 \ h_3] = \lambda A [r_1 \ r_2 \ t], \text{ за } \lambda = \frac{1}{s}. \quad (4-24)$$

Овај вид калибрације садржи два ограничења. Прво ограничење произилази из констатације да су вектори ротације међусобно управни, за које важи следећи израз:

$$r_1 \perp r_2 \Rightarrow r_1^T r_2 = 0 \Rightarrow h_1^T A^{-T} A^{-1} h_2 = 0 \quad (4-25)$$

Друго ограничење произилази из констатације да су величине вектора ротације једнаки, и за њих важи:

$$\|r_1\| = \|r_2\|, \ r_1^T r_1 = r_2^T r_2, \text{ односно} \\ h_1^T A^{-T} A^{-1} h_1 = h_2^T A^{-T} A^{-1} h_2 \Rightarrow h_1^T B h_1 = h_2^T B h_2 \quad (4-26)$$

Након множења матрица, у циљу једноставнијег извођења, може се написати:

$$B = A^{-T} A^{-1} = \begin{pmatrix} \frac{1}{\alpha^2} & -\frac{\gamma}{\alpha^2 \beta} & \frac{\gamma y - \beta x}{\alpha^2 \beta} \\ -\frac{\gamma}{\alpha^2 \beta} & \frac{\gamma^2}{\alpha^2 \beta^2} + \frac{1}{\beta^2} & -\frac{\gamma(\gamma y - \beta x)}{\alpha^2 \beta^2} - \frac{y}{\beta^2} \\ \frac{\gamma y - \beta x}{\alpha^2 \beta} & -\frac{\gamma(\gamma y - \beta x)}{\alpha^2 \beta^2} - \frac{y}{\beta^2} & \frac{(\gamma y - \beta x)^2}{\alpha^2 \beta^2} + \frac{y^2}{\beta^2} + 1 \end{pmatrix} = \quad (4-27) \\ = \begin{pmatrix} B_{11} & B_{12} & B_{13} \\ B_{12} & B_{22} & B_{23} \\ B_{13} & B_{23} & B_{33} \end{pmatrix}$$

Како је добијена матрица B симетрична ($B^T=B$), може се написати као 6D вектор:

$$b = [B_{11}, B_{12}, B_{22}, B_{13}, B_{23}, B_{33}]^T. \quad (4-28)$$

Уколико се претпостави да је матрица H позната, заменом вредности за вектор b и матрицу H у наведена ограничења (4-22 и 4-23) добијају се две једначине (из којих је могуће одредити коефицијенте вектора b) у облику:

$$h_{i_1} h_{j_1} B_{11} + (h_{i_1} h_{j_2} + h_{i_2} h_{j_1}) B_{12} + h_{i_2} h_{j_2} B_{13} + (h_{i_2} h_{j_3} + h_{i_3} h_{j_2}) B_{23} + h_{i_3} h_{j_3} B_{33} = 0$$

$$(h_{i_1}^2 - h_{j_1}^2) B_{11} + 2(h_{i_1} h_{i_2} - h_{j_1} h_{j_2}) B_{12} + (h_{i_2}^2 - h_{j_2}^2) B_{13} + 3(h_{i_2} h_{i_3} - h_{j_2} h_{j_3}) B_{23} + (h_{i_3}^2 - h_{j_3}^2) B_{33} = 0 \quad (4-29)$$

Са познатим коефицијентима вектора b , могуће је одредити и унутрашње параметре камере дефинисаних матрицом A :

$$y = \frac{B_{12} B_{13} - B_{11} B_{23}}{B_{11} B_{22} - B_{12}^2}, \quad (4-30)$$

$$\lambda = B_{33} - \frac{B_{13}^2 + y(B_{12} B_{13} - B_{11} B_{23})}{B_{11}}, \quad (4-31)$$

$$\alpha = \sqrt{\frac{\lambda}{B_{11}}}, \quad (4-32)$$

$$\beta = \sqrt{\frac{\lambda B_{11}}{B_{11} B_{22} - B_{12}^2}}, \quad (4-33)$$

$$\gamma = -\frac{B_{12} \alpha^2 \beta}{\lambda}, \text{ и} \quad (4-34)$$

$$x = \frac{\gamma y}{\alpha} - \frac{B_{13} \alpha^2}{\lambda}, \quad (4-35)$$

Када су познати унутрашњи параметри, увек је могуће одредити и спољашње параметре камере, и то:

$$r_1 = \lambda A^{-1} h_1, \quad (4-36)$$

$$r_2 = \lambda A^{-1} h_2, \quad (4-37)$$

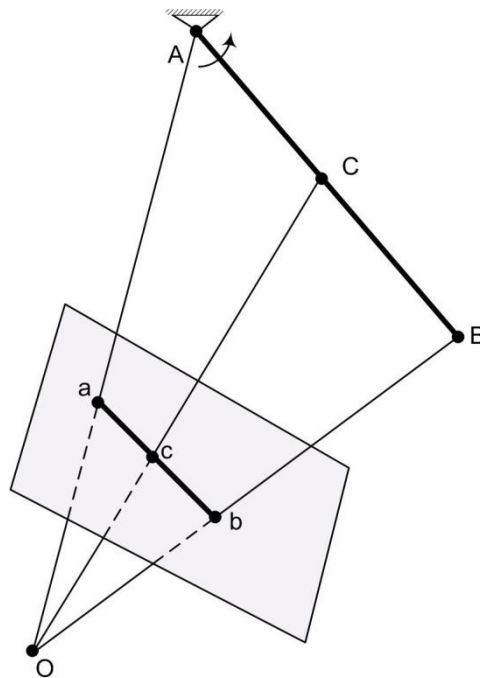
$$r_3 = r_1 \times r_2, \text{ и} \quad (4-38)$$

$$t = \lambda A^{-1} h_3. \quad (4-39)$$

Оптимизација добијених параметара, може се извршити на више начина, нпр. принципом максималне сличности.

4.6.3 1Д калибрација камере

1Д калибрација подразумева коришћење објекта на коме су постављене колинеарне тачке (Слика 4.10). За појашњење ове врсте калибрације користиће се три колинеарне тачке. Тачка A је фиксирана тачка у простору око које може слободно да се окреће штап AB .



Слика 4.10. 1Д калибрација камере

Дужина штапа AB је позната, као и позиција тачке C која се налази између тачака A и B :

$$\|B - A\| = L, \quad (4-40)$$

$$C = \lambda_A A + \lambda_B B, \quad (4-41)$$

где је

λ_A, λ_B - познати параметри (ако је C средишња тачка штапа онда је $\lambda_A = \lambda_B = 0.5$).

Уопштено, веза између просторне тачке и пројектоване тачке може се одредити уз помоћ матрице пројекције:

$$sm' = A[R \ t]M' = PM', \quad (4-42)$$

Уколико се узме у обзир да ће се позиција 1Д објекта одредити уз помоћ координатног система камере, важиће:

$$R=I \text{ и } t=0.$$

Веза просторних и пројектованих тачака на штапу може се представити на основу израза:

$$A = z_A A^{-1} a, \quad (4-43)$$

$$B = z_B A^{-1} b, \text{ и} \quad (4-44)$$

$$C = z_C A^{-1} c. \quad (4-45)$$

Коришћењем израза за позицију тачке С, добија се:

$$\begin{aligned} z_C c A^{-1} &= \lambda_A z_A a A^{-1} + \lambda_B z_B B A^{-1} \\ z_C c A^{-1} &= \lambda_A z_A a A^{-1} + \lambda_B z_B B A^{-1} / A \\ z_C c &= \lambda_A z_A a + \lambda_B z_B B / x c \\ 0 &= \lambda_A z_A (a x c) + \lambda_B z_B (b x c) \Rightarrow \\ \Rightarrow z_B &= -z_A \frac{\lambda_A (a x c) \cdot (b x c)}{\lambda_B (b x c) \cdot (b x c)} \end{aligned} \quad (4-46)$$

Заменом једначина 4-43 и 4-44 у једначину 4-4 добија се:

$$\begin{aligned} \|B - A\| = L &\Rightarrow \|A^{-1}(z_B b - z_A a)\| = L \Rightarrow \\ z_A \left\| A^{-1} \left(a + \frac{\lambda_A (a x c) \cdot (b x c)}{\lambda_B (b x c) \cdot (b x c)} \right) \right\| &= L \equiv z_A^T h^T A^{-T} A^{-1} h = z_A^T h^T B h = L^2. \end{aligned} \quad (4-47)$$

Обзиром да једначина 4-47 садржи непознате унутрашње параметре и непознату вредност параметра z_A , могуће је одредити вектор h за чије израчунавање су познати сви параметри који фигуришу у једначини:

$$h = a + \frac{\lambda_A (a x c) \cdot (b x c)}{\lambda_B (b x c) \cdot (b x c)} b. \quad (4-48)$$

Као што је раније показано, матрица B је симетрична и може се дефинисати уз помоћ 6Д вектора b :

$$\begin{aligned} B = A^{-T} A^{-1} &= \begin{pmatrix} \frac{1}{\alpha^2} & -\frac{\gamma}{\alpha^2 \beta} & \frac{\gamma y - \beta x}{\alpha^2 \beta} \\ -\frac{\gamma}{\alpha^2 \beta} & \frac{\gamma^2}{\alpha^2 \beta^2} + \frac{1}{\beta^2} & -\frac{\gamma(\gamma y - \beta x)}{\alpha^2 \beta^2} - \frac{y}{\beta^2} \\ \frac{\gamma y - \beta x}{\alpha^2 \beta} & -\frac{\gamma(\gamma y - \beta x)}{\alpha^2 \beta^2} - \frac{y}{\beta^2} & \frac{(\gamma y - \beta x)^2}{\alpha^2 \beta^2} + \frac{y^2}{\beta^2} + 1 \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} B_{11} & B_{12} & B_{13} \\ B_{12} & B_{22} & B_{23} \\ B_{13} & B_{23} & B_{33} \end{pmatrix} \\ b &= [B_{11}, B_{12}, B_{22}, B_{13}, B_{23}, B_{33}]^T. \end{aligned} \quad (4-49)$$

Увођењем претпоставки да је $h = [h_1, h_2, h_3]^T$ и $x = z_A^2 b$, једначина 4-47 поприма облик:

$$v^T x = L^2 \quad (4-50)$$

где је

$$v = [h_1^2, 2h_1h_2, h_2^2, 2h_1h_3, 2h_2h_3, h_3^2]^T.$$

Посматрањем n слика 1Д објекта, добијају се n једначина облика 4 – 50 одакле је могуће израчунати параметар $x = [x_1, x_2, x_3, \dots, x_6]^T$. Са познатим овим параметром, веома лако се одређују и остали непознати параметри:

$$y = \frac{x_2 x_4 - x_1 x_5}{x_1 x_3 - x_2^2}, \quad (4-51)$$

$$z_A = \sqrt{x_6 - \frac{x_4^2 + y(x_2 x_4 - x_1 x_5)}{x_1}}, \quad (4-52)$$

$$\alpha = \sqrt{\frac{z_A}{x_1}}, \quad (4-53)$$

$$\beta = \sqrt{\frac{z_A x_1}{x_1 x_3 - x_2^2}}, \quad (4-54)$$

$$\gamma = -\frac{x_2 \alpha^2 \beta}{z_A}, \text{ и} \quad (4-55)$$

$$x = \frac{\gamma y}{\alpha} - \frac{x_4 \alpha^2}{z_A}. \quad (4-56)$$

Оптимизација добијених параметара, може се извршити на више начина, нпр. нелинеарном оптимизацијом.

4.6.4 Аутокалибрација камере

Аутокалибрација се може дефинисати као процес проналажења унутрашњих параметара камере на основу општих података са слике. Обзиром да има много параметара за естимацију, резултати нису увек поуздани.

4.7 Уређаји за аквизицију података

Системи за снимање кретања имају широку област примене, нпр. од креирања дигиталних анимација па до биомеханичких анализа у клиничкој

употреби. У принципу, ови системи се користе за снимање кретања неког објекта у реалном времену и забележене информације се користе у зависности од области примене. Постоје различити типови система/уређаја за снимање кретање где неки од њих подразумевају коришћење маркера (било активних, било пасивних), а неки снимају само објекат.

У овом раду, кришћени су следећи системи/уређаји за снимање кретања:

- OptiTrack систем (Natural Point, Inc., Oregon, www.naturalpoint.com),
- Microsoft Kinect XBOX 360™ (Microsoft, USA, www.microsoft.com), и
- лаптоп камера Fujitsu lifebook E series (Fujitsu, Japan, www.fujitsu.com).

4.7.1 OptiTrack систем

Уз помоћ OptiTrack система могуће је у реалном времену снимити 3Д позицију и оријентацију објекта коришћењем хардверских компоненти и софтвера ARENA. Основни хардверски део су камере (V100:R2) чији је задатак да покрију запремину снимања, што је више могуће, како би сâм објекат/особа могао/ла слободно да се креће унутар исте. Техничке спецификације камере су излистане у Табели 4.1.

Табела 4.1. Спецификација камере V100:R2

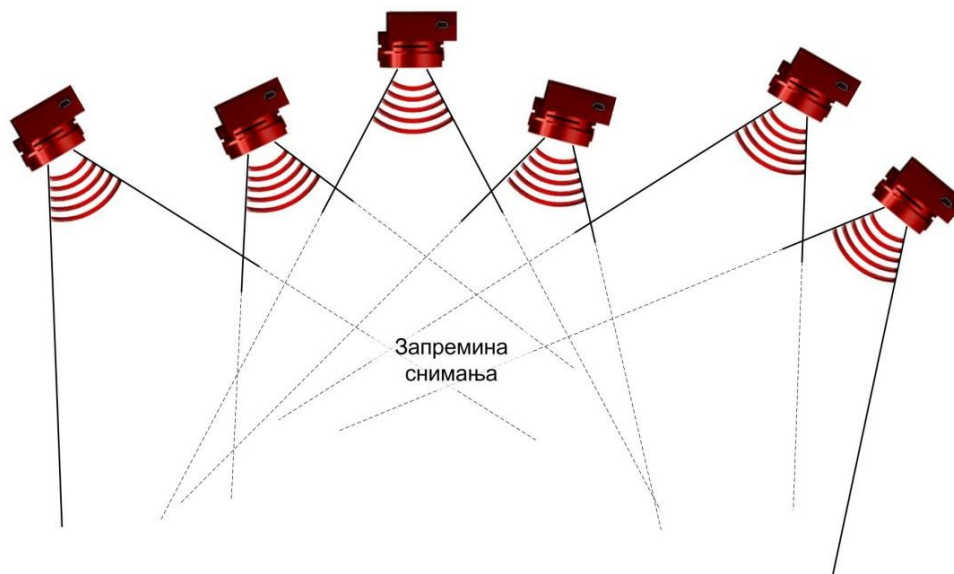
Параметар техничке карактеристике	Вредност
Димензије	45,2x74.7x3.6mm
Тежина	0,1kg
Резолуција	640x480
Стопа frame-ова	100 FPS
Хоризонтални угао	56°
Вертикални угао	46°
Максимални опсег	12.2m

V100:R2 камера садржи светлосно емитујуће диоде, тзв. LED диоде, које емитују инфрацрвену светлост (Слика 4.11). Уз помоћ ових диода могуће је детектовати тачке које рефлектују емитовану светлост. Из тог разлога, потребно је поставити пасивне рефлектујуће маркере на објекат праћења (куглице пречника 10mm).



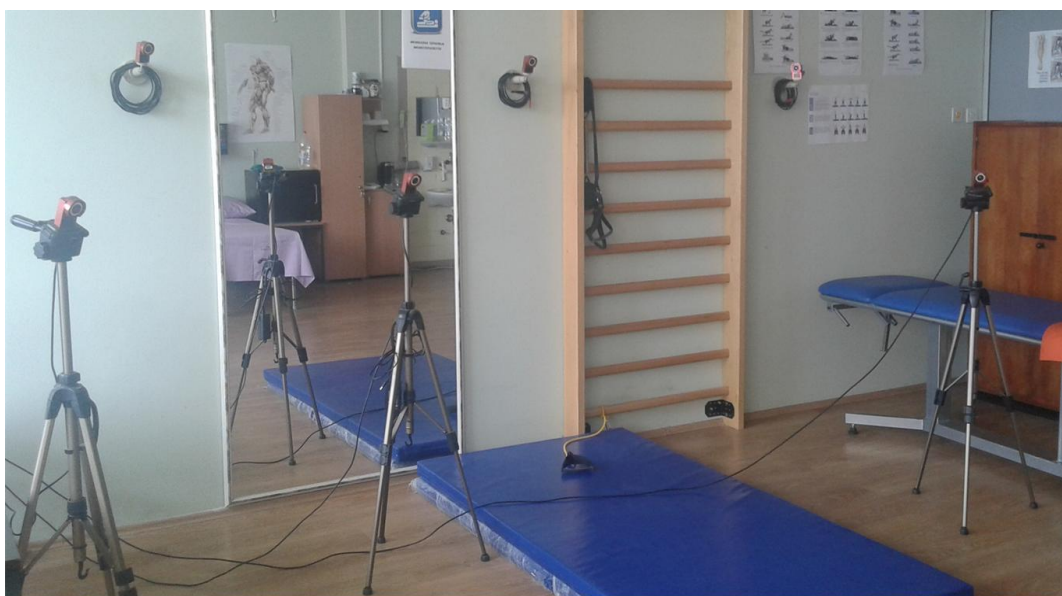
Слика 4.11. V100:R2 камера [OptiTrackFLEX (2015)]

Лабораторијска поставка система је садржала шест V100:R2 камера. Запремина снимања је формирана на такав начин да се видно поље камера међусобно преклапа (Слика 4.12). Пажљивим постављањем камера може да се формира велика запремина снимања.



Слика 4.12. Запремина снимања

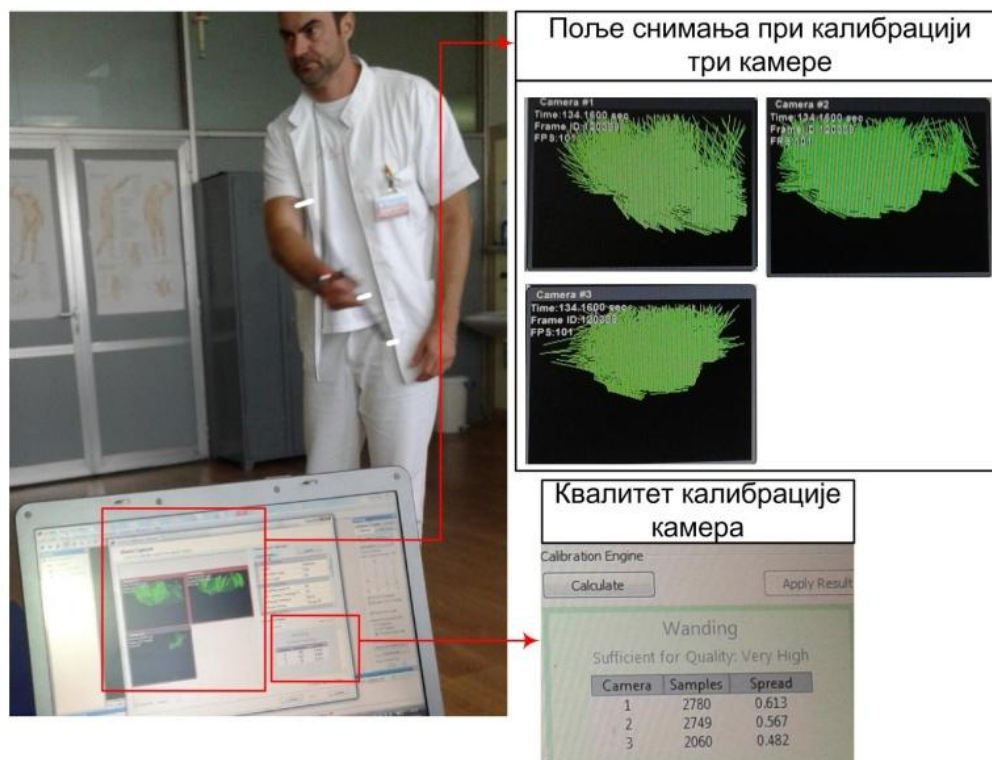
Обзиром да је предвиђено да се пацијенти крећу дуж праволинијске путање, три камере су чврсто монтиране на зид, а три камере су фиксиране на сталцима који су постављени лучно (Слика 4.13).



Слика 4.13. Поставка камера у лабораторији

Калибрације се врши уз помоћ три колинеране тачке тзв. 1Д калибрација, у софтверу ARENA. На штапу за калибрацију, поставељено је три флуоресцентна маркера којима се маше у замишљеној запремини снимања коју формирају камере (Слика 4.14). Током процеса калибрације

могуће је пратити покривање видног поља камере, као и квалитет калибрације.



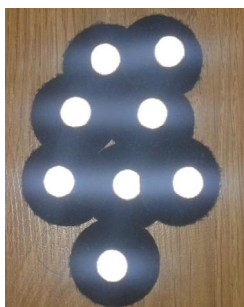
Слика 4.14. Калибрација камера

Са скупљеним довољним бројем тачака, софтвер аутоматски врши прорачун унутрашњих и спољашњих параметара камера.

Позиција и оријентација камера у простору одређује се дефинисањем координатног система уз помоћ рама "L" профила. На раму се налазе три флуоресцентна маркера који су постављени тако да формирају прав угао (Слика 4.15).



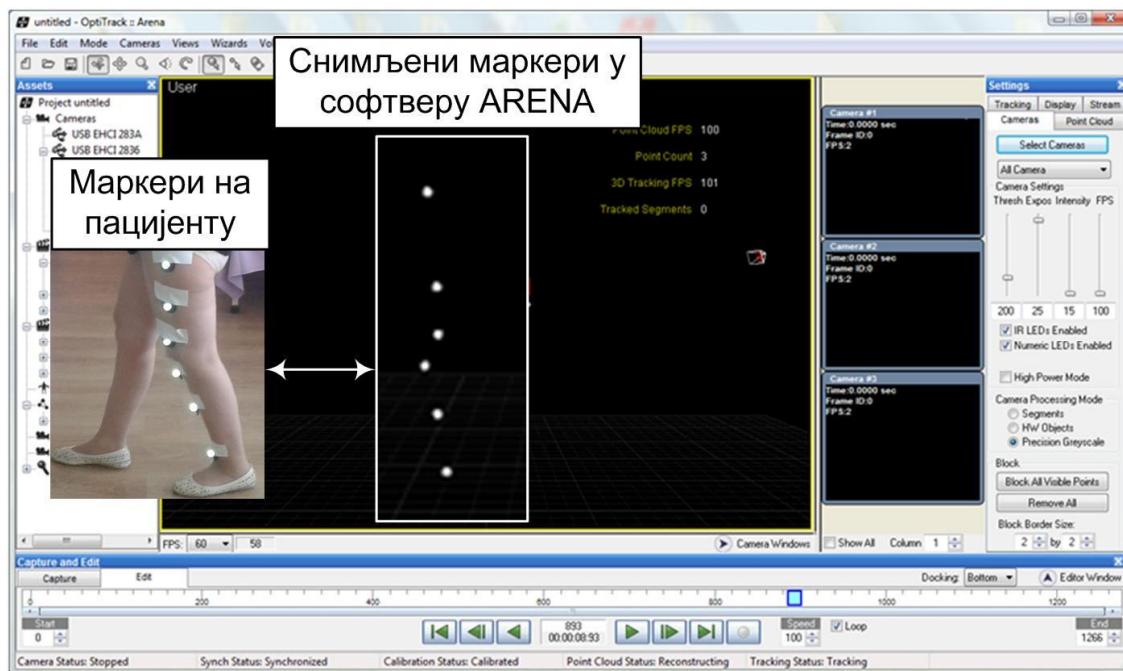
Слика 4.15. Координатни рам



Слика 4.16. Флуоресцентни маркери

У циљу анализе кретања, на пацијенте, односно испитанике су постављени флуоресцентни маркери директно на кожу (Слика 4.16). Маркери су причвршћени уз помоћ фластера.

Током снимања, софтвер реагује на сферне форме маркера занемарујући остатак сцене (Слика 4.17). Након процесирања слика снимљених камерама, добијају се 3Д координате маркера у простору. Да би се разликовали маркери, систем аутоматски сваком маркеру додаје идентификациони број. Поклапање маркера је дефинисано принципима епиполарне геометрије.



Слика 4.17. Праћење маркера

4.7.2 Microsoft Kinect XBOX 360™

Microsoft Kinect камера је иницијално развијена као периферни уређај за видео игре [Zhang Z. (2012)] (Сл. 4.18).



Слика 4.18. Kinect камера за XBOX 360™ [Zhang Z. (2012), Rafibakhsh N. (2012)]

У уређај је уграђено неколико напредних камера (као и микрофони) које су веома корисне за прикупљање информација за даљу обраду. Другим речима, софистицираност Kinect камере чине инфрацрвена, РГБ (енгл. *Red Green Blue* – RGB) и дубинска камера, као и низ од четири микрофона. Уз помоћ наведених камера, могуће је на елегантан начин вршити снимање 3Д кретања, препознавање израза лица, и сл. (Слика 4.19) [Zhang Z. (2012)].



Слика 4.19. Пројектор инфрацрвене светлости, инфрацрвена и РГБ камера [Zhang Z. (2012), Rafibakhsh N. (2012)]

Техничке спецификације камере су излистане у Табели 4. 2.

Табела 4.2. Спецификација Kinect камере [Rafibakhsh N. (2012)]

Параметар техничке карактеристике	Вредност
Резолуција	640x480
Стопа frame-ова	30 FPS
Хоризонтални угао	57°
Вертикални угао	43°
Максимални опсег	1.2 m до 10m

РГБ камера треба да слика/сними видео податке у боји. Њена основна функција је детектовање црвене, плаве и зелене боје на сцени.

Технологија светлосног кодирања (енгл. *Light Coding*) омогућава конструкција 3Д дубинских мапа сцене у реалном времену. Структурирана инфрацрвене светлост је усмерена на регион у видном пољу камере и стандардни CMOS (енгл. *Complementary Metal-Oxide Semiconductor*) сензор се користи да прихвати рефлектовану светлост од објеката у простору. PS1080 SoC (енгл. *System on a Chip*) може да контролише структурирану светлост. Додатак у виду светлосног дифузера на овом чипу обезбеђује процесирање податка тако да се обезбеде дубински информације посматраног објекта у реалном времену [Villaroman N. (2011)].

Обзиром да првобитна намена Kinect камере није усмерена ка примени на персоналним рачунарима, развијено је низ већих пројеката уз помоћ којих је једноставније прикупити и процесирати податке, нпр. OpenNI [Villaroman N. (2011)].

4.7.3 Лаптоп камера Fujitsu lifebook E series

Web камере су веома сличне дигиталним. Међутим, за разлику од дигиталних оне су дизајниране тако да праве релативно компактне дигиталне

записе како би се обезбедило њихово једноставније постављање на Internet (Слика 4.20).



Слика 4.20. Fujitsu lifebook E series web камера

Web камере примају светлост кроз мала сочива на предњој страни користећи малу мрежу микроскопског детектора светлости који је уграђен у микрочип (најчешће CMOS) (Слика 4.21). Сензор слике и његова кôла конвертују запис у дигитални формат, односно у запис машинског језика како би рачунар једноставније процесирао податке [ExplainThatStuff (2016)]



Слика 4.21. Сензор слике [ExplainThatStuff (2016)]

Web камере немају запис високе резолуције (слике су више замагљене, зрнасте и „пикселизоване“). У литератури није било могуће прибавити комплетну спецификацију наведене камере. Fujitsu lifebook E series web камера има резолуцију од 1.3 megapixela [ExplainThatStuff (2016)]

5

Експеримент

У сарадњи са професорима на Факултету медицинских наука, Универзитет у Крагујевцу и лекарима на Клиници за ортопедију и трауматологију, Клинички центар Крагујевац, спроведен је експеримент анализе хода код здравих испитаника, као и код пацијената са оштећењима предњег и задњег укрштеног лигамента и код пацијената са дегенеративним обољењем зглоба колена. Основне информације о испитаницима и пацијентима су дате у Табели 5.1.

5.1 Критеријум испитивања

Критеријуми за селекцију здравих испитаника су:

- да немају повреде доњих екстремитета,
- да немају тегобе при ходу, и
- да немају неуролошке поремећаје.

Критеријуми за селекцију пацијената са оштећењима предњег и задњег укрштеног лигамента су:

- да имају повреду предњег или задњег или оба укрштена лигамента,
- да немају друге повреде или обољења на зглобу колена,
- да нису имали хируршке интервенције или повреде колена, и
- да немају неуролошке поремећаје.

Табела 5.1. Основне информације о испитаницима и пацијентима

Тип оштећења	ЗИ		ППУЛ		ПЗУЛ		АЗК	
	М	Ж	М	Ж	М	Ж	М	Ж
Однос полова	11	5	36	0	5	0	9	5
Укупан бр. у експер.	16		36		5		14	
Године \pm С.Д.	28.74 \pm 5.66		28.79 \pm 6.71		28.6 \pm 1.2		68.79 \pm 5.98	
Тежина \pm С.Д., kg	72.43 \pm 2.79		82.24 \pm 11.75		87 \pm 7.9		81.5 \pm 16.18	
Висина \pm С.Д., cm	177.94 \pm 4.72		182.59 \pm 8.19		186.2 \pm 3.9		167.86 \pm 8.51	

ЗИ - Здрави испитаници

ППУЛ - Повреда предњег укрштеног лигамента

ПЗУЛ - Повреда задњег укрштеног лигамента

АЗК - Артроза зглоба колена

Критеријум за селекцију пацијената са артрозом зглоба колена је да имају остеоартритис 3. или 4. стадијума по *Kellgren-Lawrence* класификацији [Braun H.J. (2012)].

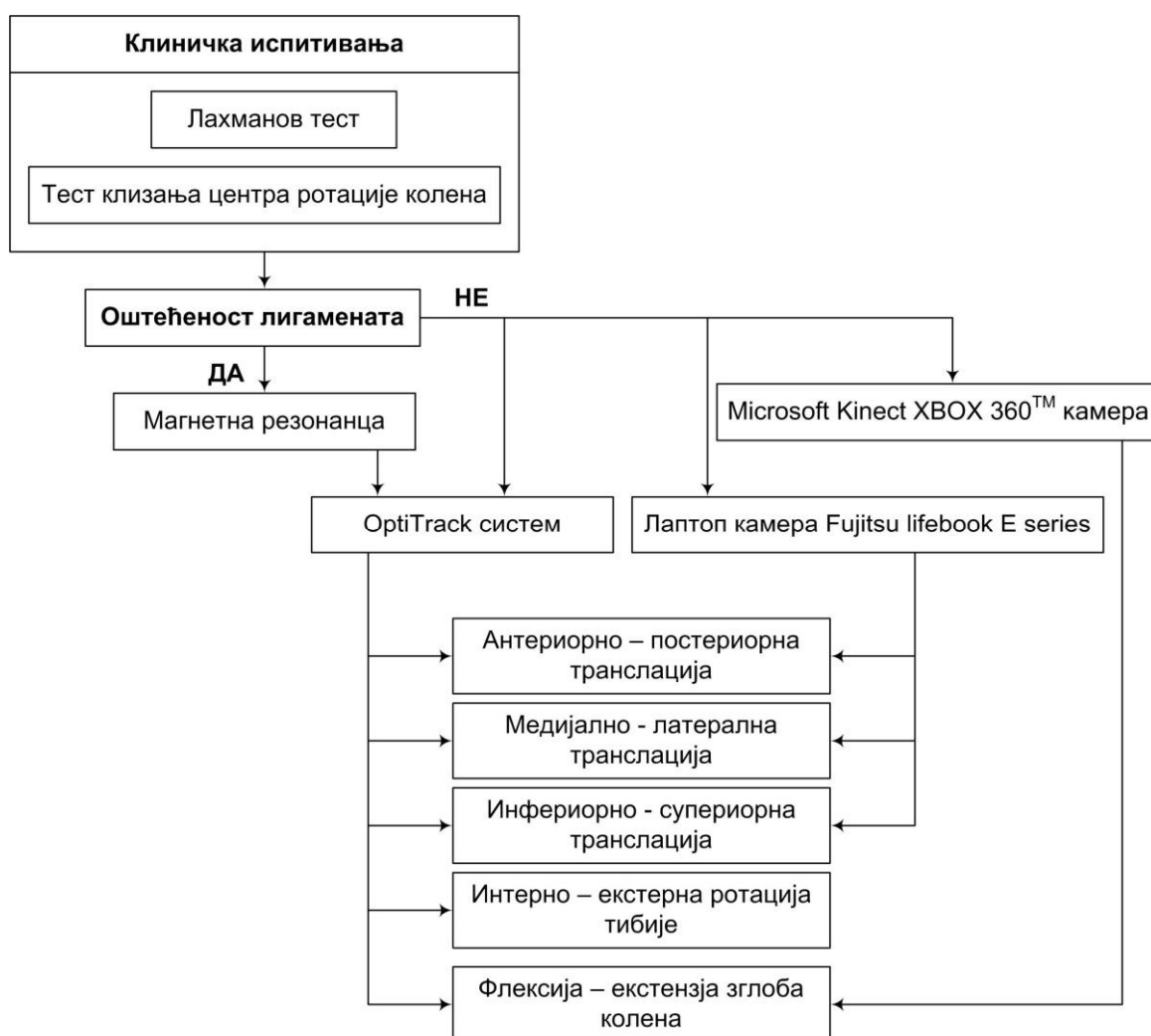
Испитаници, односно пацијенти су упознати са протоколом и сврхом испитивања, и сви су добровољно пристали. Тестирање и операције су извршени у Клиничком центру Крагујевац према правилима Хелсиншке декларације и добре клиничке праксе уз одобрење локалног Етичког комитета.

Провера могућег оштећења укрштених лигамента извршена је клиничким испитивањима – Лахманов тест и тест клизања центра ротације колена. Ова испитивања је вршио увек исти лекар. Лахмановим тестом могуће је одредити антериорно - постериорну транслацију тибије. На основу индивидуалног осећаја лекара, померања се могу сврстати у један од четири степена оштећености лигамената. Тест клизања центра ротације колена (тзв.

pivot schift test) служи за проверу недозвољеног померања тибије током интерно екстерне ротације.

Уколико се клиничким испитивањима претпостави могућа оштећеност лигамената, пацијент се, даље, упућује на магнетну резонанцу (енгл. *Magnetic resonance imaging - MRI*) и на снимање хода OptiTrack системом. Уколико се на MRI снимку не може јасно препознати лигамент (који је иначе тракастог изгледа тамније нијансе), онда је највероватније дошло до његовог оштећења (Слика 5.1).

Уколико се клиничким испитивањима утврди да је зглоб колена здрав, онда се испитаници упућују на снимање OptiTrack системом, Kinect камером и веб камером на лаптоп-у (Слика 5.1).



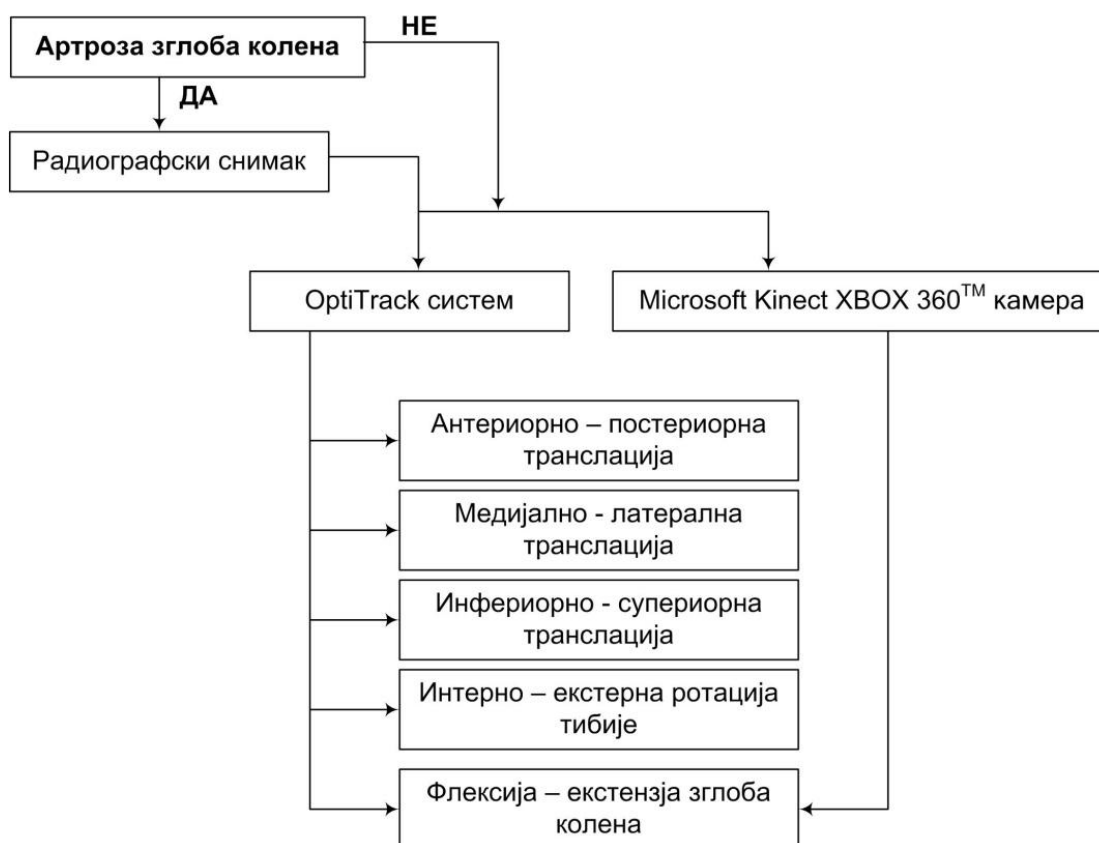
Слика 5.1. Генерална шема протокола испитивања здравих испитаника и пацијената са оштећењима предњег и задњег укрштеног лигамента

Уколико се клиничким прегледом утврди могућност појаве дегенеративног обољења на зглобу колена, онда се пацијент упућује на радиографско снимање зглоба колена. На радиографском снимку се тумачи

ком степену по *Kellgren-Lawrence* класификацији припада артроза колена – уколико је 3. или 4. степен врше се даља снимања OptiTrack системом и Kinect камером (Слика 5.2).

На основу података забележених OptiTrack системом могуће је утврдити антериорно – постериорну транслацију, медијално – латералну транслацију, инфериорно – супериорну транслацију, флексију – екстензију зглоба колена и интерно – екстерну ротацију тибије.

На основу података забележених Microsoft Kinect XBOX 360™ камером могуће је утврдити флексију – екстензију зглоба колена.



Слика 5.2. Генерална шема протокола испитивања пацијената са артрозом зглоба колена

На основу података забележених лаптоп камером Fujitsu lifebook E series могуће је утврдити антериорно – постериорну транслацију, медијално – латералну транслацију и инфериорно – супериорну транслацију.

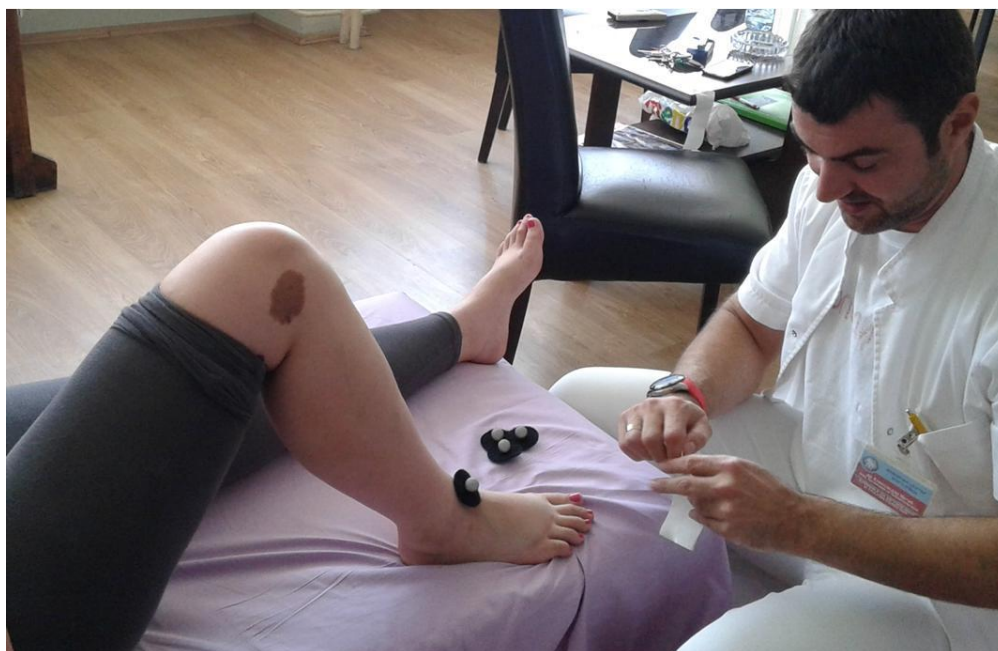
5.2 Протокол испитивања

5.2.1 Протокол испитивања - OptiTrack систем

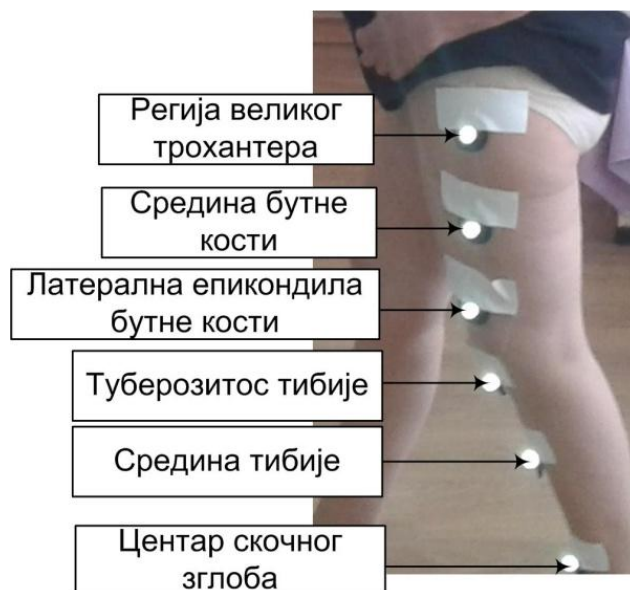
Постављање маркера на доње екстремитете испитаника, односно пацијената извршено је тако да се може обезбедити поновљивост испитивања. На тело испитаника/пацијената маркере је постављао увек исти

лекар (Слика 5.3). Маркери су постављани на следећим анатомским позицијама (Слика 5.4):

- у регији великог трохантера,
- на средини бутне кости (у неким случајевима је изостављено),
- на латералном епикондилу бутне кости,
- на туберозитосу тибије,
- на средини тибије (у неким случајевима је изостављено), и
- на центру скочног зглоба.



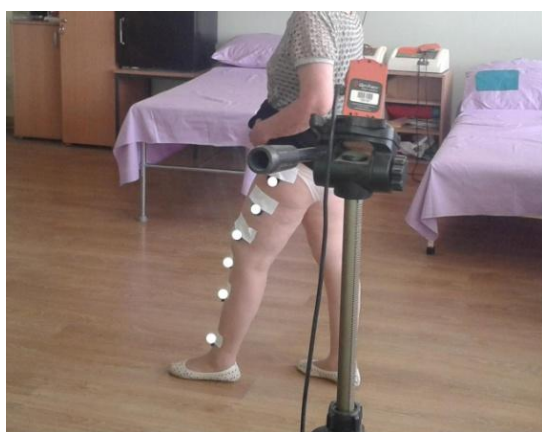
Слика 5.3. Постављање маркера



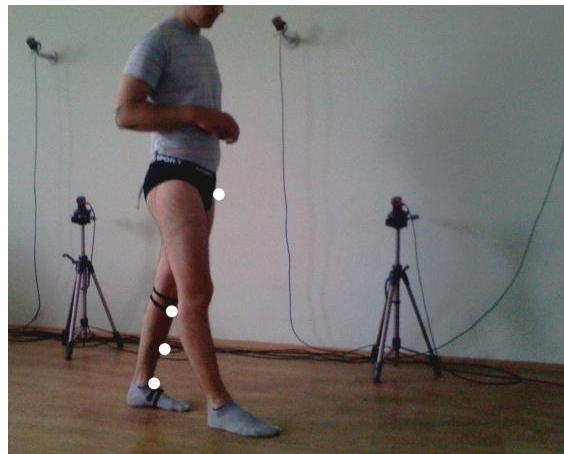
Слика 5.4. Анатомске позиције маркера

Сви испитаници и сви пацијенти су имали задатак да се крећу праволинијском путањом (дужине 5m) брзином коју су сами дефинисали (Слика 5.5а и Слика 5.5б). Једино пацијенти са оштећењем задњег укрштеног лигамента имали су задатак силазак низ степенице брзином коју су сами дефинисали (Слика 5.5в).

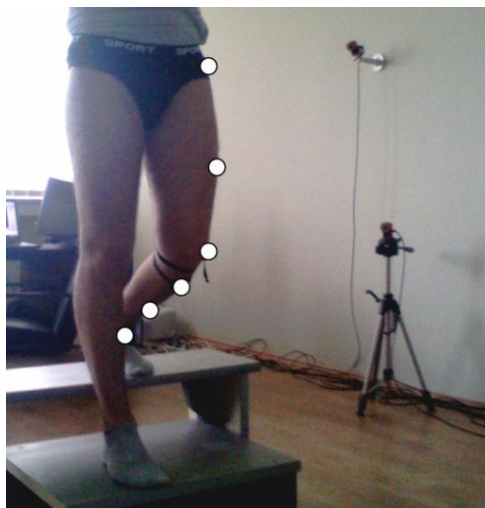
Пацијенти и испитаници су се налазили ван запремине снимања и извршавање задатака је започето пар секунди након што се укључе камере. Задаци су завршавани оног тренутка када пацијенти и здрави испитаници напусте запремину снимања. Сваки задатак је поновљен два пута.



а)



б)



в)

Слика 5.5. Задаци испитаника и пацијената: а) и б) Кретање по праволинијској путањи, и в) Силазак низ степенице

Софтвер ARENA, као што је већ напоменуто, региструје позицију флуоресцентних маркера. Снимљене позиције маркера могуће је експортирати из наведеног софтвера у облику .C3D формата записа. Овај формат записа садржи све неопходне информације за даљу анализу, односно 3Д трајекторије кретања за сваки маркер посебно. Ишчитавање

записа могуће је применом макроа, c3daccess.xls, креираног у Microsoft Visual Basic окружењу [c3d (2014)].

Део кода макроа који описује ишчитавање координата трајекторије кретања маркера из .C3D фајла је следећи:

<i>Ишчитавање координата трајекторије кретања маркера .C3D фајла</i>
<pre> Sub ShowPoint() Dim nWidth, nTemp, iCount, nChannels As Integer Dim sTemp As String Dim data As Variant Dim nFirst, nLast, nRatio, nFrames, i, j, c As Integer Dim fRes As Single If bFileopen = False Then Exit Sub End If nFirst = itf.GetVideoFrame(0) nLast = itf.GetVideoFrame(1) If nLast > nFirst + 1199 Then nLast = nFirst + 1199 End If nFrames = nLast - nFirst + 1 nChannels = itf.GetNumber3DPoints For cord = 0 To 2 Cells(nActiveRow, 1).Value = Switch(cord = 0, "Marker Data X Cord", cord = 1, "Marker Data Y Cord", cord = 2, "Marker Data Z Cord") With ActiveSheet.Range(Cells(nActiveRow, 1), Cells(nActiveRow, 2)) .Merge .Font.Bold = True End With nActiveRow = nActiveRow + 1 Cells(nActiveRow, 1).Value = "Frame" For c = 0 To nChannels - 1 sTemp = "Marker " + CStr(c + 1) Cells(nActiveRow, c + 2).Value = sTemp Next c nActiveRow = nActiveRow + 1 For i = nFirst To nLast sTemp = CStr(i) Cells(nActiveRow, 1).Value = sTemp For c = 0 To nChannels - 1 data = itf.GetPointData(c, cord, i, 0) sTemp = CStr(data) Cells(nActiveRow, c + 2).Value = sTemp Next c nActiveRow = nActiveRow + 1 Next i Next cord Cells(nActiveRow, 1).Value = "Residuals for Point Data" </pre>

**Ишчитавање координата трајекторије кретања маркера .C3D
фајла (наставак)**

```
With ActiveSheet.Range(Cells(nActiveRow, 1),  
Cells(nActiveRow, 2))  
    .Merge  
    .Font.Bold = True  
End With  
nActiveRow = nActiveRow + 1  
Cells(nActiveRow, 1).Value = "Frame"  
For c = 0 To nChannels - 1  
sTemp = "Marker " + CStr(c + 1)  
Cells(nActiveRow, c + 2).Value = sTemp  
Next c  
nActiveRow = nActiveRow + 1  
  
For i = nFirst To nLast  
sTemp = CStr(i)  
Cells(nActiveRow, 1).Value = sTemp  
For c = 0 To nChannels - 1  
fRes = itf.GetPointResidual(c, i)  
Cells(nActiveRow, c + 2).Value = CStr(fRes)  
Next c  
nActiveRow = nActiveRow + 1  
Next i  
Cells(nActiveRow, 1).Value = "Camera Mask for Point  
Data"  
With ActiveSheet.Range(Cells(nActiveRow, 1),  
Cells(nActiveRow, 2))  
    .Merge  
    .Font.Bold = True  
End With  
nActiveRow = nActiveRow + 1  
  
Cells(nActiveRow, 1).Value = "Frame"  
For c = 0 To nChannels - 1  
sTemp = "Marker " + CStr(c + 1)  
Cells(nActiveRow, c + 2).Value = sTemp  
Next c  
nActiveRow = nActiveRow + 1  
  
For i = nFirst To nLast  
sTemp = CStr(i)  
Cells(nActiveRow, 1).Value = sTemp  
For c = 0 To nChannels - 1  
sMask = itf.GetPointMask(c, i)  
Cells(nActiveRow, c + 2).Value = sMask  
Next c  
nActiveRow = nActiveRow + 1  
Next i  
End Sub
```

Прочитани формат записа садржи број frame-ова и хуз координате детектованих маркера који су нумерисани по редоследу појављивања (Табл. 5.2). Из прочитаног фајла селектовани су подаци који дефинишу целокупан циклус хода јер су пацијенти и испитаници током снимања правили више корака. Селектовани подаци су сачувани у новим фајловима који се односе само на један маркер. Даља обрада је извршена у MATLAB-у.

Табела 5.2. Пример прочитаног .с3d фајла

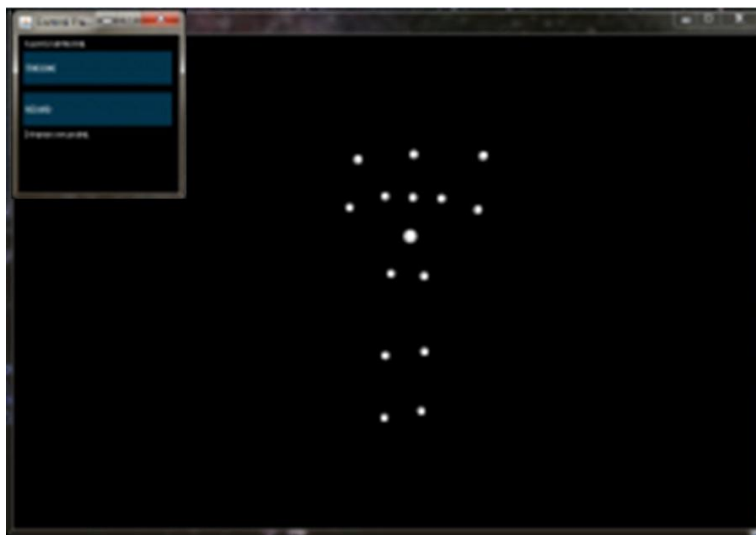
Маркер	Подаци X Координате					
Frame	Маркер 1	Маркер 2	Маркер 3	Маркер 4	...	Маркер n
1	X ₁₁	X ₁₂	X ₁₃	X ₁₄	...	X _{1n}
2	X ₂₁	X ₂₂	X ₂₃	X ₂₄	...	X _{2n}
...						
n	X _{n1}	X _{n2}	X _{n3}	X _{n4}	...	X _{nn}
	Подаци Y Координате					
Frame	Маркер 1	Маркер 2	Маркер 3	Маркер 4	...	Маркер n
1	Y ₁₁	Y ₁₂	Y ₁₃	Y ₁₄	...	Y _{1n}
2	Y ₂₁	Y ₂₂	Y ₂₃	Y ₂₄	...	Y _{2n}
...						
n	Y _{n1}	Y _{n2}	Y _{n3}	Y _{n4}	...	Y _{nn}
	Подаци Z Координате					
Frame	Маркер 1	Маркер 2	Маркер 3	Маркер 4	...	Маркер n
1	Z ₁₁	Z ₁₂	Z ₁₃	Z ₁₄	...	Z _{1n}
2	Z ₂₁	Z ₂₂	Z ₂₃	Z ₂₄	...	Z _{2n}
...						
n	Z _{n1}	Z _{n2}	Z _{n3}	Z _{n4}	...	Z _{nn}

5.2.2 Протокол испитивања - Microsoft Kinect XBOX 360™

Снимање кретања Kinect камером извршено је применом програмског кода (у програмском језику Processing) који је креирао Leon D' Angio [LeonDAngio (2015)]. Уз помоћ овог кода могуће је пратити дефинисане зглобове на телу испитаника и пацијената, и то:

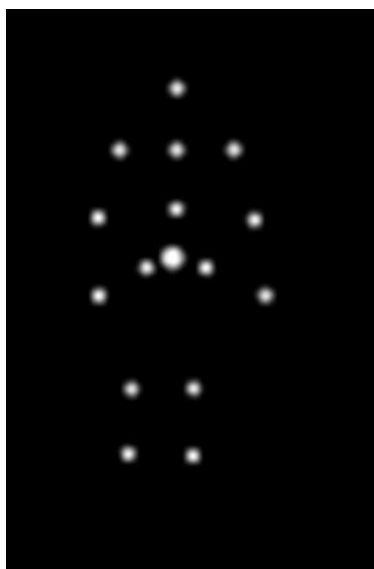
- Глава,
- Лево, односно десно раме,
- Леви, односно десни лакат,
- Лева, односно десна шака,
- Леви, односно десни кук,
- Лево, односно десно колено, и
- Лево, односно десно стопало.

Пре почетка снимања пацијент, односно испитаник треба да се калибрише као објекат који треба пратити. Када пацијента, односно испитаника детектује Kinect камера у сцени, неопходно је да заузме тзв. „ ψ “ позу (Слика 5.6). Ова поза подразумева да се надлактице налазе у нивоу рамена, а подлактице подигнуте навише изнад главе и да су ноге једна до друге. На тај начин се региструју наведени зглобови, односно глава.



Слика 5.6. Калибрација

Када су зглобови детектовани, може да започне процес снимања. Кретање може да се врши било где у видном пољу камере, али је према протоколу од испитаника захтевано да се крећу по праволинијској путањи (Слика 5.7). Уколико дође до кретања изван видног поља камере, подаци неће бити прописно забележени.



Слика 5.7. Снимање испитаника/пацијента

Део кода који описује детекцију позиције зглобова је следећи:

Ишчитавање позиције зглобова

```

kinect.getJointPositionSkeleton(userId, jointsToTrack[i],
currentPosition);
positionToWrite = currentPosition;
switch(i)
{
case(0):
outputHead.println(positionToWrite.x + "\t" +
positionToWrite.y + "\t" + positionToWrite.z);
break;
case(1):
outputNeck.println(positionToWrite.x + "\t" +
positionToWrite.y + "\t" + positionToWrite.z);
break;
case(2):
outputLShoulder.println(positionToWrite.x + "\t" +
positionToWrite.y + "\t" + positionToWrite.z);
break;
case(3):
outputRShoulder.println(positionToWrite.x + "\t" +
positionToWrite.y + "\t" + positionToWrite.z);
break;
case(4):
outputLElbow.println(positionToWrite.x + "\t" +
positionToWrite.y + "\t" + positionToWrite.z);
break;
case(5):
outputRElbow.println(positionToWrite.x + "\t" +
positionToWrite.y + "\t" + positionToWrite.z);
break;
case(6):
outputLHand.println(positionToWrite.x + "\t" +
positionToWrite.y + "\t" + positionToWrite.z);
break;
case(7):
outputRHand.println(positionToWrite.x + "\t" +
positionToWrite.y + "\t" + positionToWrite.z);
break;
case(8):
outputTorso.println(positionToWrite.x + "\t" +
positionToWrite.y + "\t" + positionToWrite.z);
break;
case(9):
outputLHip.println(positionToWrite.x + "\t" +
positionToWrite.y + "\t" + positionToWrite.z);
break;
case(10):
outputRHip.println(positionToWrite.x + "\t" +
positionToWrite.y + "\t" + positionToWrite.z);
break;
case(11):
outputLKnee.println(positionToWrite.x + "\t" +

```

```

Ишчитавање позиције зглобова (наставак)
positionToWrite.y + "\t" + positionToWrite.z);
break;
case(12):
outputRKnee.println(positionToWrite.x + "\t" +
positionToWrite.y + "\t" + positionToWrite.z);
break;
case(13):
outputLFoot.println(positionToWrite.x + "\t" + positionToWrite.y
+ "\t" + positionToWrite.z);
break;
case(14):
outputRFoot.println(positionToWrite.x + "\t" + positionToWrite.y
+ "\t" + positionToWrite.z);
break;
default:
break;
}
}
}

```

По завршеном снимању, за сваки наведени зглоб је генерисан текстуални фајл где се налазе координате положаја детектованих зглобова (Табл.5.3). Даља обрада је извршена у MATLAB-у.

Табела 5.3. Пример прочитаног .txt фајла

Подаци X Координате	Подаци Y Координате	Подаци Z Координате
X ₁	Y ₁	Z ₁
X ₂	Y ₂	Z ₂
...
X _n	Y _n	Z _n

5.2.3 Протокол испитивања - Лаптоп камера Fujitsu lifebook E series

Испитивање је извршено само на здравим испитаницима. Обзиром да је снимање вршено камером мале резолуције у једној равни, испитаници су се кретали прво у сагиталној, а затим и у фронталној равни.

На ногу испитаника је постављан маркер црвене боје, и то на анатомским позицијама (Слика 5.8) [Petrovic Savic S. (2015)]:

- регије великог трохантера, и
- туберозитоса тибије.

Од испитаника је захтевано да стану непосредно испред фокуса камере и започену кретање ногом на којој су постављени маркери. У циљу једноставнијег и бржег процесирања видео снимка, извршено је превођење у

сиве нијансе. Како се обрада снимка врши frame по frame, из сваког frame-а је вршено издвајање објекта црвене боје.

Након детекције објекта праћења, аутоматски су исписиване координате у два правца, односно центроиде (Слика 5.9).



Слика 5.8. Објекти праћења постављени на анатомске позиције ноге [Petrovic Savic S. (2015)]



Слика 5.9. Позиција објекта праћења [Petrovic Savic S. (2015)]

Процедура (псеудо кôд креиран у програмском окружењу MATLAB) која описује детекцију и праћење објекта и исписивање координата је следећи:

Процедура за детекцију и праћење објекта и исписивање координата

1. Дефинисање камере
2. Дефинисање својства снимања
3. Аквизиција података


```
while(vidA.снимај до<=100 фрејмова)
  data = фрејм(vidA);
```
4. Издвајање црвене компненте, регулација шума, слика у сивим нијансама
 - превођење у сиве нијансе
 - филтрирање слика
 - конверзија слике у бинарни код
 - елиминација непотребних објекта
5. Дефинисање скупа својства повезаних елемената у бинарној слици

**Процедура за детекцију и праћење објеката и исписивање
координата (наставак)**

```

6. Број црвених објеката: r=дужина(s)
7. Детекција црвених објеката:
   for object = 1: r
       b_Box = s (object).BoundingBox;
       b_Cent = s (object).Centroid;
8. Дефинисање променљивих са центроидама по x и y:
       b_Cent_x= b_Cent(1)
       b_Cent_y= b_Cent(2)
9. Креирање матрице са координатама центроида:
10. Приказ детектованих објеката на екрану са координатама положаја
11. Исписивање координата објеката
end
end

```

Током испитивања константно су исписиване координате детектованих објеката праћења које су сачуване у посебним MS Excell фајловима (Табл.5.4). Даља обрада је извршена у MATLAB-у.

Табела 5.4. Пример прочитаног забележених координата кретања

Обј.	Подаци X Координате	Подаци Y Координате	Подаци X Координате	Подаци Y Координате	...
1	X ₁₁	Y ₁₁	X ₁₂	Y ₁₂	...
2	X ₂₁	Y ₂₁	X ₂₂	Y ₂₂	...
...
n	X _{n1}	Y _{n1}	X _{n2}	Y _{n2}	...

6

Математички Модел Зглоба Колена

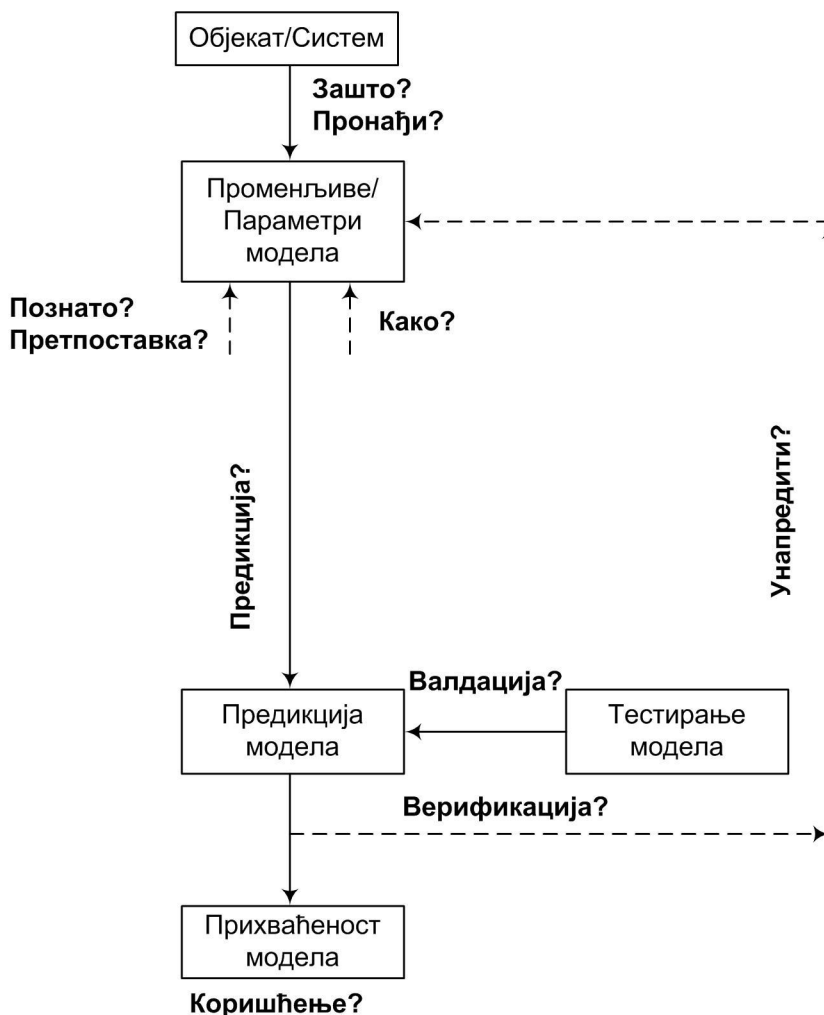
Моделирање представља когнитивну активност током које се стварају идејна решења модела и креирају исти како би се описало понашање објекта или уређаја од интереса. Постоје више начина којима може да се опише понашање неког објекта, нпр. речи, цртежи или скице, физички модели, компјутерски програми или математичке формуле. Другим речима, активности моделирања могу бити извршене путем неколико језика, најчешће симултано [Dym C.L. (2004), Lawson D. (2008)].

Математички модел представља скуп математичких релација којима се описује понашање реалног уређаја или објекта [Dym C.L. (2004), Lawson D. (2008)].

Математичко моделирање је принципијелна активност. Другим речима, мета – принципи на којима је засновано математичко моделирање представља скуп питања о сврси моделирања. Та питања не представљају алгоритам за креирање доброг математичког модела, већ кључне идеје за генералну формулацију проблема. Кључна питања могу се представити у виду алгоритма приказаног на слици 6.1 [Dym C.L. (2004)].

Као што је већ напоменуто, зглоб колена је веома комплексан зглоб који поседује шест степени слободе, трпи оптерећење комплетног тела, и сл.

Обзиром да су са расположивом опремом прикупљени подаци који дефинишу просторну/раванску позицију посматраних објеката, у овом поглављу ће се разматрати алгоритми за одређивање параметара који карактеришу одређена кретања зглоба колена.



Слика 6.1. Кључне идеје за формулацију проблема математичког модела [Дум С.Л. (2004)]

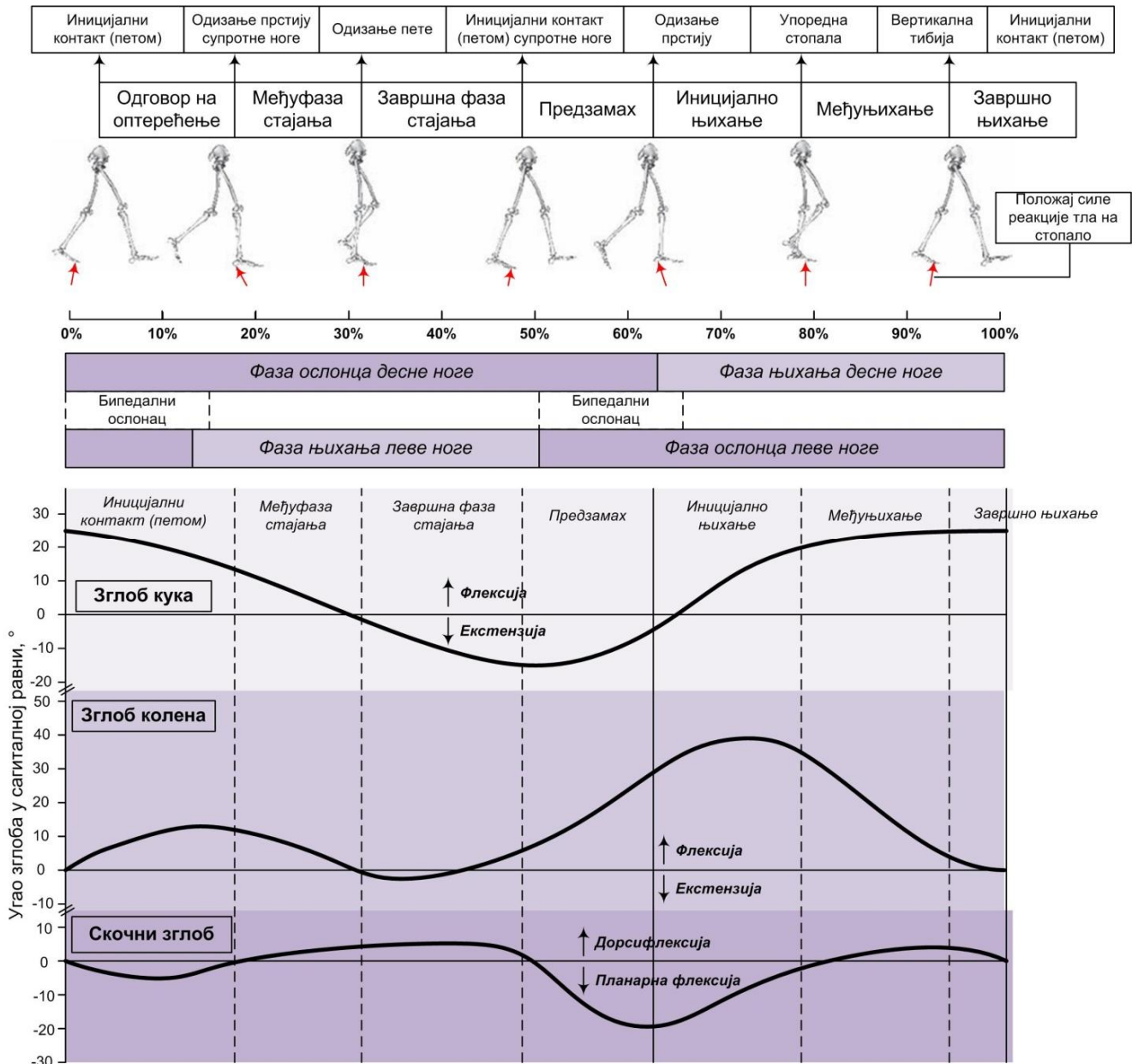
6.1 Циклус хода

Ход се може дефинисати као метод кретања који подразумева коришћење оба уда како би се обезбедио ослонац и пропулзија [Kharab A. (2011)]. Са кретањем тела напред један уд који је у контакту са тлом се понаша као ослонац, док други (који је у „ваздуху“) напредује ка новом месту ослонца. Након извршених активности, удови мењају своје улоге. Ова серија догађаја се наизменично мења све док особа не стигне до свог циља. Једна секвенца ових догађаја (када се посматра један уд) назива се циклус хода (енгл. *gait cycle*).

Циклус хода се састоји из две фазе, и то (Слика 6.2) [Kharab A. (2011), Umberger B.R. (2010), Liu Y. (2014)]:

- фазе стајања (енгл. *stance phase* или *contact phase*), и
- фазе њихања (енгл. *swing phase*).

Фаза стајања је одређена читавим периодом контакта посматраног стопала и тла. Почиње ударцом пете посматраног уда у тло, а завршава се када дође до одизања прстију посматраног уда. Фаза њихања одређена је периодом посматраног уда у ваздуху.



Слика 6.2. Циклус хода [Umberger B.R. (2010)]

Постоје седам основних догађаја у циклусу хода, раздвојених на седам периода (четири се појављују током фазе стајања, а три током фазе

њихања). Стога, догађаји који дефинишу циклус хода су [Kharab A. (2011), Umberger B.R. (2010), Chambers M.D. (2002)]:

1. Иницијални контакт посматраног уда (енгл. *Initial contact*),
2. Одизање прстију супротног уда (енгл. *Opposite toe off*),
3. Одизање пете посматраног уда (енгл. *Heel rise*),
4. Иницијални контакт супротног уда (енгл. *Opposite initial contact*),
5. Одизање прстију посматраног уда (енгл. *Toe off*),
6. Упоредна стопала (енгл. *Feet adjacent*), и
7. Вертикална тибија посматраног уда (енгл. *Tibia vertical*).

У фази стајања појављују се следећи периоди:

1. Одговор на оптерећење (енгл. *Loading response*),
2. Међуфаза стајања (енгл. *Mid-stance*),
3. Завршна фаза стајања (енгл. *Terminal stance*), и
4. Предњихање (енгл. *Pre-swing*).

У фази њихања појављују се следећи периоди:

1. Иницијално њихање (енгл. *Initial swing*),
2. Међуњихање (енгл. *Mid-swing*), и
3. Завршно њихање (енгл. *Terminal swing*).

На слици 6.2 је приказан циклус хода. Иницијални контакт десне ноге се јавља док је лево стопало још увек у контакту са тлом. Овај догађај се назива бипедални ослонац, односно двоструки ослонац (енгл. *double support*). Током фазе њихања на левој страни, само десно стопало је у контакту са тлом. Овај догађај се назива монопедалним ослонцем, односно једноструким ослонцем (енгл. *single support*) који се завршава иницијалним контактом левог стопала са тлом. Монопедални ослонац левог стопала одговара фази њихања десног уда и циклус се завршава са следећим иницијалним контактом десног стопала са тлом.

При сваком бипедалном ослонцу једно стопало се налази испред (тренутно спуштено на тло), а друго се налази иза (треба да напусти контакт са тлом).

У сваком циклусу хода постоје два периода бипедалног ослонца и два периода монопедалног ослонца. Фаза стајања је обично око 60% и фаза њихања 40% од укупног циклуса хода, док су периоди бипедалног ослонца 10% укупног циклуса хода. У зависности од брзине кретања, постојања обољења, и сл, проценти фаза хода могу варирати. Како се повећава брзина кретања, тако трајање сваког сегмента појединих фаза хода се смањује.

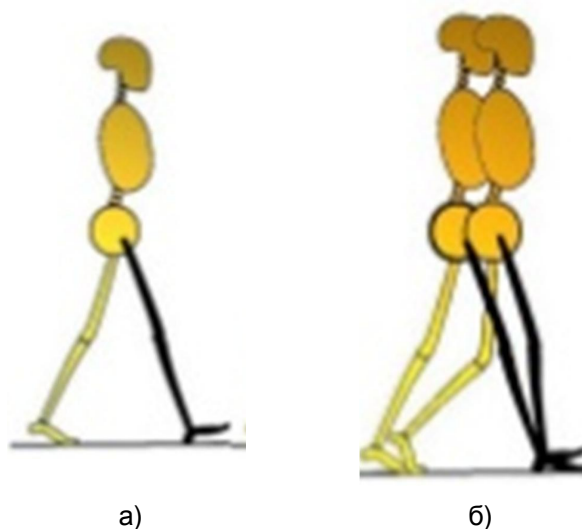
Постоји и специјалан случај када оба екстремитета нису у контакту са тлом, а то је тзв. безконтактна фаза (енгл. *non-support phase*), и јавља се само приликом трчања [Novacheck T. F. (1998)].

У циљу обезбеђења основних функција хода, сваки корак укључује сталне промене расподеле тежине тела на ослањајуће стопало, током фазе стајања, и растерећења и напредовања другог уда, током фазе њихања. Ове реакције резултују серијом образаца кретања зглоба кука, колена и чланка. На тај начин, могуће је добити свеукупни образац хода посматраног уда. Релативна значајност кретања једног зглоба у поређењу са другим варира од фазе до фазе хода.

Током хода, уд треба да изврши три основна задатка, и то [Kharab A. (2011)]:

- *Прихватање оптерећења* (енгл. *wight acceptance*) почиње у периоду стајања и користи прва два догађаја циклуса хода – иницијални контакт и одговор на оптерећење,
- *Монопедални ослонац* (енгл. *single limb support*) се наставља у фази стајања и користи наредна два догађаја – међуфаза стајања и завршна фаза стајања, и
- *Напредовање уда* (енгл. *limb advancement*) почиње у завршном догађају стајања – прењихање, и наставља се кроз све фазе њихања – иницијално њихање, међуњихање и завршно њихање.

Најзахтевнији задатак циклуса хода је прихватање оптерећења (Слика 6.3). Потребно је извршити абсорпцију удара (контакт стопала и тла), обезбедити иницијалну стабилност уда и очување прогресије. Током овог задатка долази до неуједначеног трансфера тежине тела на посматрани уд (који је управо завршио фазу њихања и има нестабилно поравнање стопала и тла).

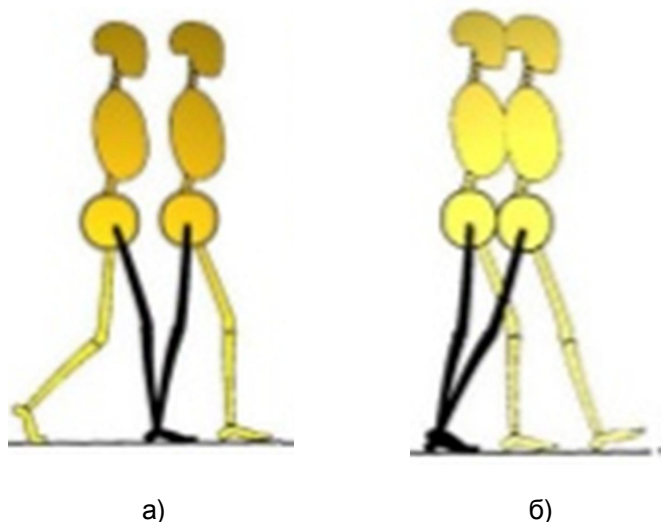


Слика 6.3. Прихватање оптерећења: а) Иницијални контакт, и б) Одговор на оптерећење [SlideShare (2016)]

Током иницијалног контакта (Слика 6.3а) зглоб кука је у флексији, зглоб колена је у екстензији, а чланак је у дорсифлексији. Контакт са тлом се одвија помоћу пете посматраног уда.

Догађај одговор на оптерећење (Слика 6.3б), у суштини, представља иницијални бипедални ослонац и карактерише га пребацивање тежине тела на истурени уд. Користећи пету као „клацкалицу“ колена се савија и

абсорбује се ударац. Догађај почиње са иницијалним контактом и траје док се друго стопало подиже у фазу њихања.



Слика 6.4. Монопедални ослонац: а) Међустајање, и б) Завршно стајање [SlideShare (2016)]

Подизањем супротног стопала у фазу њихања наступа моопедални ослонац (Слика 6.4), и траје све док то стопало не додирне тло. Посматрано стопало које представља ослонац (монопедални ослонац) има задатак да прихвати комплетну тежину тела док се прогресија наставља.

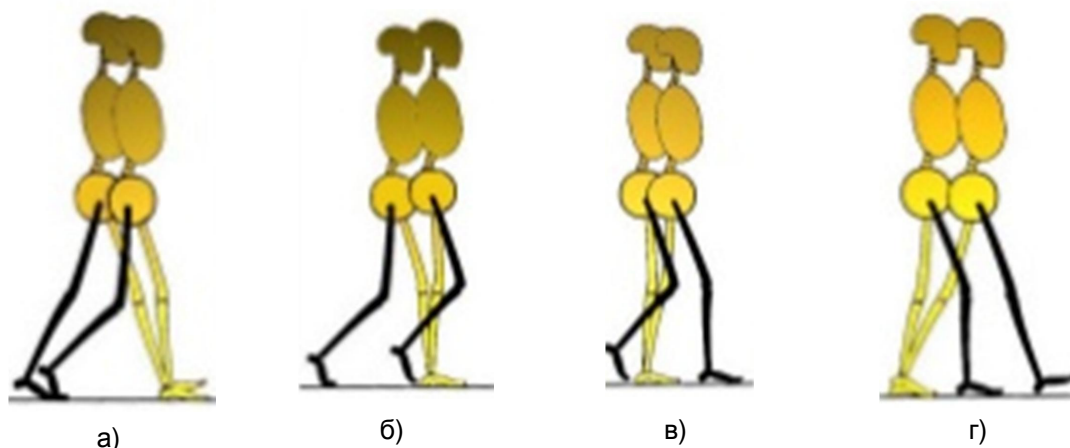
У првој половини монопедалног ослонаца (догађај међустајања) (Слика 6.4а), посматрани уд напредује тако што се стопало све више спушта ка тлу. Зглоб колена и зглоб кука су у екстензији. Овај интервал почиње док се супротно стопало подиже у фазу њихања и траје све док се комплетна тежина тела не поравна на цело стопало у ослонцу.

Током друге половине моноподалног ослонаца (догађај завршног стајања) (Слика 6.4б), пета посматраног уда се подиже. Такође, повећава се и степен екстензије зглоба колена и наступа лагано савијање. Повећан степен екстензије зглоба кука поставља уд у тзв. позицију за вучу (енгл. *trailing position*). Током овог догађаја тежина тела прелази преко целог стопала.

Да би се извршили високи захтеви напредовања уда (Слика 6.5), држање тела се припрема још у фази стајања – посматрани уд се њише и помера напред припремајући се за следећи интервал стајања.

Контакт супротног стопала са тлом започиње завршним бипедалним ослонцем (предњихање) (Слика 6.5а). На посматраном уду долази до повећања степена плантифлексије чланка и степена флексије колена, док долази до смањења степена екстензије зглоба кука. Ова фаза је позната као ослобађање од оптерећења (енгл. *weight relise*) јер долази до трансфера тежне тела на супротан уд.

Посматрани уд напредује тако што долази до повећања степена флексије зглоба кука, као и зглоба колена, а чланак је делимично у дорсифлексији (иницијално њихање) (Слика 6.5б).



Слика 6.5. Монопедални ослонац: а) Предњињање, б) Иницијално њихање, в) Међуњињање, и г) Завршно њихање [SlideShare (2016)]

Са даљим повећањем флексије зглоба кука, посматрани уд напредује антериорно (међуњињање) (Слика 6.5в). Зглоб колена је у екстензији, а чланак се савија у дорсифлексију до неутралног положаја.

Догађај завршног њихања карактерише комплетна флексија зглоба колена, док зглоб кука и чланак задржавају положај из догађаја међуњињања (Слика 6.5г). Другим речима, завршно њихање започиње када је тибија вертикална на супротном уду, а завршава се када посматрано стопало дотакне тло петом.

6.2 Детерминанте хода



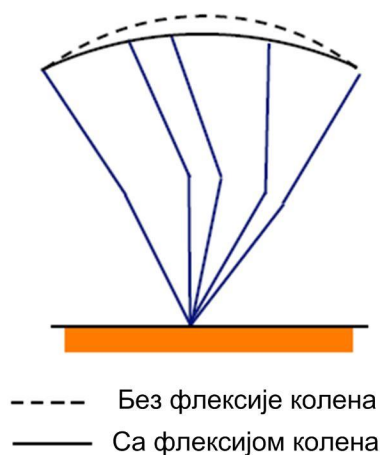
Слика 6.6. Латерални нагиб пелвиса [CommanderFitness (2016)]

На ефикасност и утрошак енергије током хода утичу одговарајући фактори који се називају детерминантама хода (енгл. *gait determinants*). Детерминанте су, углавном, одговорне за редукују вертикалног помераја центра гравитације, односно тежишта тела [Куро А.Д. (2007)]. Основне детерминанте су:

1. Латерални нагиб пелвиса (енгл. *lateral pelvis tilt*) (Слика 6.6), а познат је и као пад пелвиса (енгл. *pelvis drop*) - Ова детерминанта подразумева нагибање пелвиса на страну оног екстремитета који је у фази њихања. То се врши због редуковања подизања тежишта тела како би се избегло вертикално подизање тела.

Ово кретање је праћено абдукцијом и адукцијом кука и латералном флексијом кичме на супротну страну;

2. Флексија колена током фазе стајања (енгл. *knee flexion during stance phase*) (Слика 6.7) – Током догађаја удараца пете о тло, колено је у екстензији након чега одмах почиње са флексијом. Другим речима, одмах пре међуфазе стајања, колено је у екстензији. Из тог разлога, утиче на редукацију вертикалног подизања тела, као и на абсорбцију удараца редукујући ефективну укоченост уда.



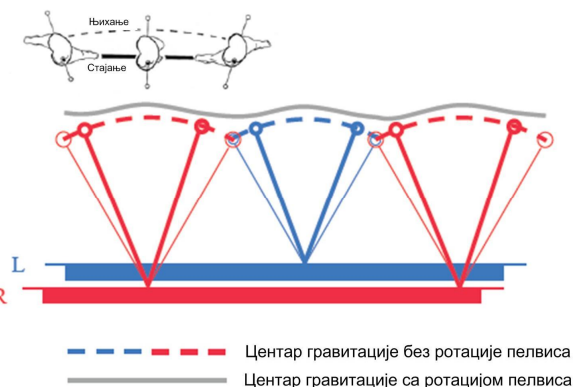
Слика 6.7. Флексија колена током фазе стајања [ClinicalBiomechanicsOfGait (2016)]



Слика 6.8. Интеракција колена, чланка и стопала [123RF (2016)]

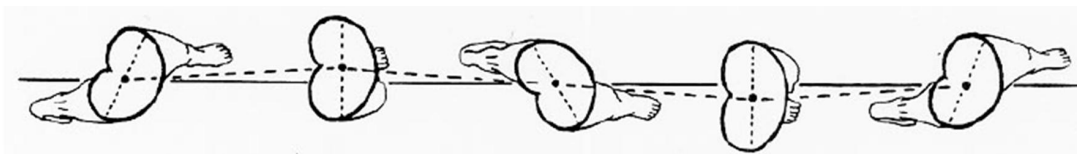
3. и 4. Интеракција колена, чланка и стопала (енгл. *Interaction of knee, ankle and foot*) (Слика 6.8) – За ефикасност хода је од есенцијалне важности глаткоћа криве кретања тежишта тела. Да би се то постигло, потребно је остварити комбиноване покрете колена, чланка и стопала. Нпр. пратећи иницијалну фазу контакта, тело би се вертикално навише подигло. Уколико би изостала флексија колена и планарна флексија чланка (које служе да смање вертикално подизање), онда се не би постепено правила блага транзиција тела дуж криве тежишта тела.

5. Ротација пелвиса (енгл. *Pelvis rotation*) (Слика 6.9) – Током хода, кретање екстремитета (напред и назад) је праћено ротацијом пелвиса у хоризонталној равни. У фази њихања, пеливис ротира ка напред око осе екстремитета у фази стајања. Ротација пелвиса треба да буде контра равнотежа ротацијама кука и кичме.



Слика 6.9. Ротација пелвиса
[ClinicalBiomechanicsOfGait (2016)]

6. Латерално растојање пелвиса (енгл. *lateral displacement of pelvis*) (Слика 6.10) – Током фазе стајања, пелвис се помера латерално ка екстремитету које је у фази стајања. На овај начин, тежиште тела се приближава ослоњеном екстремитетату и олакшава мишићима да покрену ногу у фазу њихања и, уједно, да контролишу нагиб пелвиса. Ово резултира хоризонталним осцилацијама тежишта тела са амплитудом око 5cm.



Слика 6.10. Латерално растојање пелвиса [ClinicalBiomechanicsOfGait (2016)]

Наведене детерминанте имају битну улогу у доживљају хода. Без њих ход не би био „гладак“. Вредности детерминанти варирају од особе до особе и у зависности од врсте хода. Стога, оне обезбеђују важне информације о индивидуалним карактеристикама одређеног хода.

6.3 Идентификација параметара кретања зглоба колена на основу прикупљених података

Прикупљени подаци дефинишу просторну позицију маркера постављених у одређеним регијама доњих екстремитета. Познавањем просторне позиције маркера, могуће је дефинисати математичку формулацију за индиректно одређивање параметара кретања. Као што је већ раније поменуто, познато је да зглоб може да се креће дуж све три осе, као и

да ротира око све три осе. На основу тога, може се закључити да су основни параметри кретања који једнозначно дефинишу и утичу на ход:

- антериорно – постериорна транслација,
- медијално – латерална транслација,
- инфериорно супериона транслација,
- флексија – екстензија колена,
- варус валгус колена, и
- интерно екстерна ротација колена.

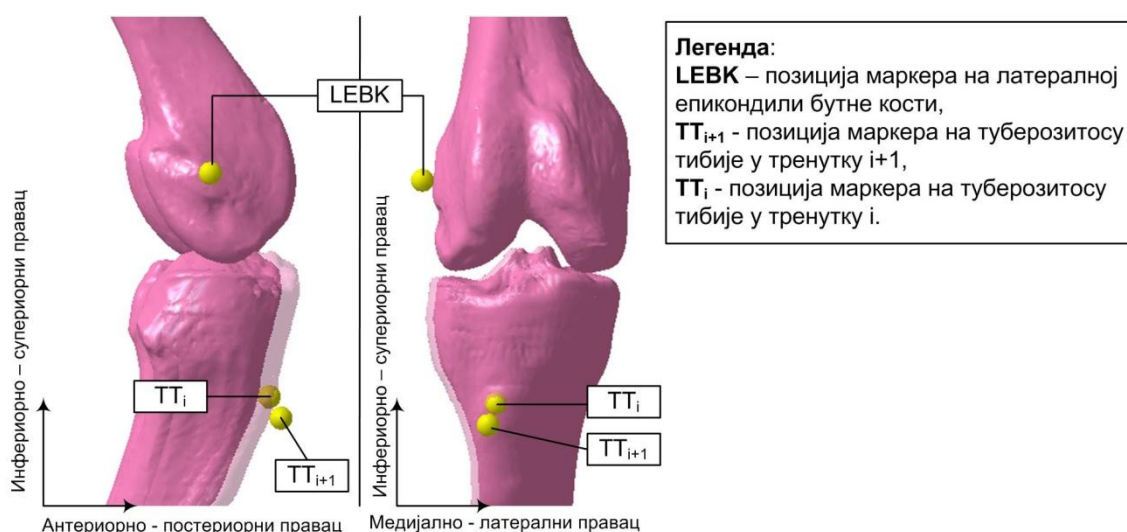
За одређивање одговарајућих ротација, зглоб колена је потребно посматрати у различитим равнима.

6.3.1 Одређивање транслација на зглобу колена

Одговарајуће транслације извршава тибија како би се зглоб колена адекватно позиционирао у односу на тло (Слика 6.11). У том случају, посматра се само маркер постављен на туберозитосу тибије, а математичка формулација је следећа [Filipović N. (2013)]:

- антериорно – постериорна транслација,

$$d_{TTAP} = (TT_{AP})_{i+1} - (TT_{AP})_i \quad (6-1)$$



Слика 6.11. Позиција маркера на латералној епикондили бутне кости и на туберозитосу тибије у различитим тренуцима

- медијално – латерална транслација,

$$d_{TTML} = (TT_{ML})_{i+1} - (TT_{ML})_i \quad (6-2)$$

- инфериорно супериона транслација,

$$d_{TTIS} = (TT_{IS})_{i+1} - (TT_{IS})_i \quad (6-3)$$

где је:

$(TT_{AP})_{i+1}$ -позиција маркера на туберозитосу тибије у тренутку $i+1$ дуж антериорно – постериорног правца,

$(TT_{AP})_i$ -позиција маркера на туберозитосу тибије у тренутку i дуж антериорно – постериорног правца,

$(TT_{ML})_{i+1}$ -позиција маркера на туберозитосу тибије у тренутку $i+1$ дуж медијално- латералног правца,

$(TT_{ML})_i$ -позиција маркера на туберозитосу тибије у тренутку i дуж медијално- латералног правца,

$(TT_{IS})_{i+1}$ -позиција маркера на туберозитосу тибије у тренутку $i+1$ дуж медијално- латералног правца, и

$(TT_{IS})_i$ -позиција маркера на туберозитосу тибије у тренутку i дуж медијално- латералног правца.

Процедура (псеудо кôд) која описује претходно наведене математичке формулације је следећа:

1. Учитавање .xls фајлова
2. Дефинисање координата маркера
3. Одређивање броја улазних података n
4. Одређивање транслација:
 За $i = 1: n$

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

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

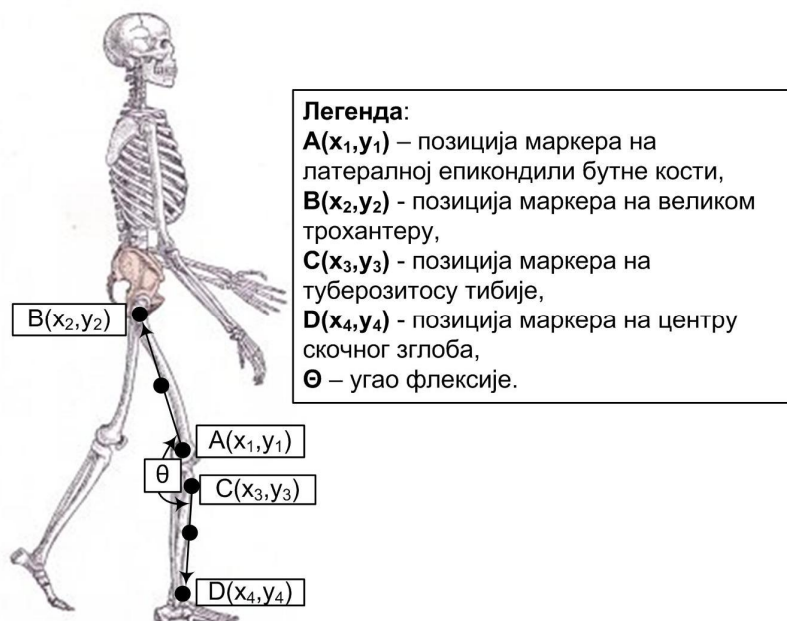
$$d_{TTIS} = (TT_{IS})_{i+1} - (TT_{IS})_i$$
 Крај
5. Штампaj криве

6.3.2 Одређивање флексије-екстензије на зглобу колена

Флексија зглоба колена се посматра у сагиталној равни. Из тог разлога, разматраће се само координате вектора дуж антериорно постериорног правца (y координате) и дуж медијално латералног правца (z координате). Маркери су стратешки постављени на доње екстремитете, тако да чине почетак и крај вектора на бутној кости, односно тибији (Слика 6.12):

$$\overline{AB} = (y_2 - y_1, z_2 - z_1), \text{ и} \quad (6-4)$$

$$\overline{CD} = (y_4 - y_3, z_4 - z_3). \quad (6-5)$$



Слика 6.12. Позиција маркера (вектора) на ноzi [AlexanderTechnique (2016)]

Флексија колена се израчунава на основу угла два вектора [Prodanović N. (2015)], односно:

$$\cos \theta = \frac{\overline{AB} \cdot \overline{CD}}{|\overline{AB}| \cdot |\overline{CD}|}, \text{ односно} \quad (6-6)$$

$$\theta = \arccos \theta . \quad (6-7)$$

Процедура (псеудо код) која описује претходно наведене математичке формулације за прорачун флексије-екстензије је следећа:

1. Учитавање .xls фајлова
2. Дефинисање координата маркера
3. Одређивање броја улазних података n
4. Дефинисање вектора на бутној кости:

За $i = 1: n$

$$\overline{AB}_{(i)} = (y_{2(i)} - y_{1(i)}, z_{2(i)} - z_{1(i)})$$

$$\overline{CD}_{(i)} = (y_{4(i)} - y_{3(i)}, z_{4(i)} - z_{3(i)})$$

Крај

5. Прорачун углова

За $i = 1: n$

$$\cos \theta_{(i)} = \frac{\overline{AB}_{(i)} \cdot \overline{CD}_{(i)}}{|\overline{AB}_{(i)}| \cdot |\overline{CD}_{(i)}|}$$

Крај

6. Штапај криву

6.3.3 Одређивање интерно-екстерне ротације на зглобу колена

За одређивање интерно екстерне ротације тибије, посматраће се кретање тибије у хоризонталној равни.

Током кретања тибија ротира у односу на фемур како би се сви периоди циклуса хода извршили. Израчунавање угла интерно екстерне ротације врши се у односу на тренутну позицију фемура (Слика 6.13а). Обзиром да су маркери постављени на туберозитос тибије и на латералну епикондилу фемура, уводи се претпоставка да су наведене кости крута тела и да трајекторија постављеног маркера, одговара њиховом кретању.

Током читавог кретања тибија ротира од медијалне (интерна ротација) ка латералној страни (екстерна ротација) и обрнуто. У једном тренутку (тачка P_1), тибија ће заузети један положај у односу на положај бутне кости. Посматрајући то кретање у хоризонталној равни, угао тангенте на криву кретања тибије имаће једну вредност у односу на тангенту криве кретања бутне кости (α_1) (Слика 6.13б). Како напредује кретање, тибија ће узети неки други положај (тачка P_2) у односу на фемур, односно тангента на криву кретања тибије имаће неку другу вредност у односу на тангенту криве кретања фемура (α_2) (Слика 6.13в) [Matic A. (2012)].

Дефинисање угла интерно екстерне ротације подразумева одређивање функције криве кретања (обзиром да су познате координате кроз које пролази крива). У ту сврху је коришћена полиномна функција шестог степена:

$$p(t) = c_0 + c_1 t + c_2 t^2 + c_3 t^3 + c_4 t^4 + c_5 t^5 + c_6 t^6, \quad (6-8)$$

где су:

$c_0, c_1, c_2, c_3, c_4, c_5, c_6$ - коефицијенти, и

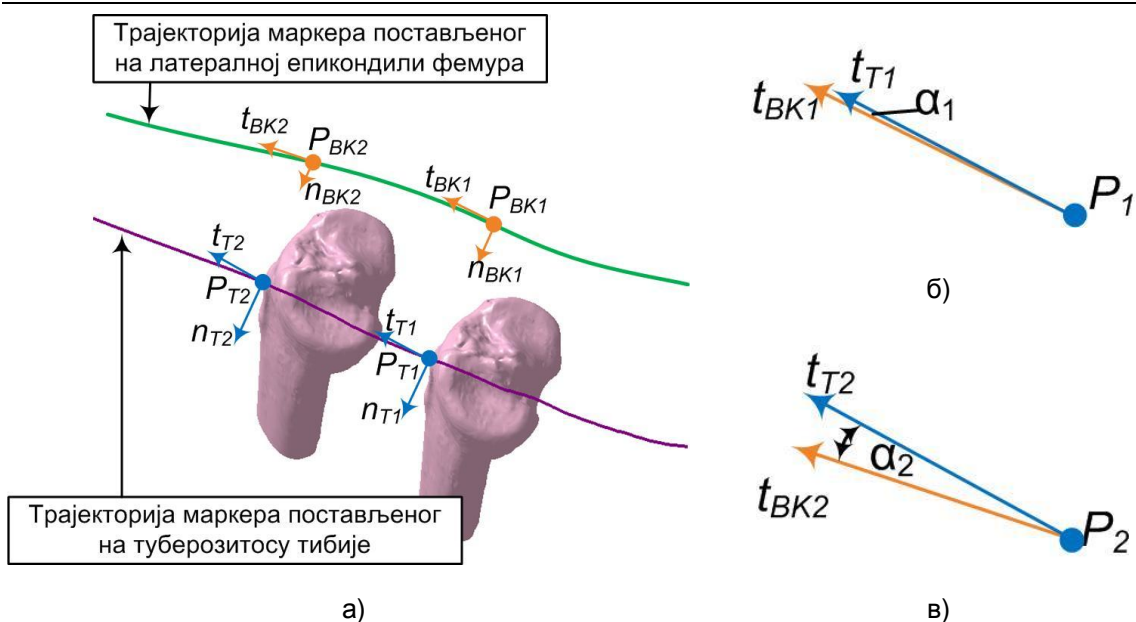
t - променљиве.

Израчунавањем извода у одговарајућим тачкама, дефинише се коефицијент тангенте:

$$k(t) = \dot{p}(t) = c_1 + c_2 t + c_3 t^2 + c_4 t^3 + c_5 t^4 + c_6 t^5, \quad (6-9)$$

Са познавањем коефицијента тангенте, могуће је одредити угао у датој тачки криве који тангента заклапа са антериорно-постериорним правцем:

$$\alpha = \frac{1}{\tan k(t)}. \quad (6-10)$$



Слика 6.13. а) Интерно екстерна ротација тибије, б) Угао који заклапају тангента бутне кости и тангента тибије у тренутку t_1 , и в) Угао који заклапају тангента бутне кости и тангента тибије у тренутку t_2 [Matic A. (2012)]

Легенда:

$P_{T1}, P_{BK1}, P_{T2}, P_{BK2}$ - положај тачке P_T , односно P_{BK} у тренутку t_1 , односно тренутку t_2 ,

t_{T1}, t_{BK1} - тангента на трајекторију кретања тибије, односно бутне кости у тренутку t_1 ,

t_{T2}, t_{BK2} - тангента на трајекторију кретања тибије, односно бутне кости у тренутку t_2 ,

n_{T1}, n_{BK1} - нормала на трајекторију кретања тибије, односно бутне кости у тренутку t_1 ,

n_{T2}, n_{BK2} - нормала на трајекторију кретања тибије, односно бутне кости у тренутку t_2 ,

α_1, α_2 - угао који заклапају тангенте на трајекторију кретања тибије, односно бутне кости у тренутку t_1 , односно тренутку t_2 .

Разлика углова тангенти на криву кретања бутне кости и тибије, дефинише угао интерно екстерне ротације:

$$\text{угао}IE = \alpha_{BK} - \alpha_T. \quad (6-11)$$

где су:

α_{BK} - угао који тангента бутне кости заклапа са anteriorno-posteriornim правцем, и

α_T - угао који тангента тибије заклапа са anteriorno -posteriornim правцем.

Да би се установило у ком периоду циклуса хода долази до повећане промене интерно екстерне ротације, као показатељ израчуната је промена угла из frame-a у frame:

$$\text{Pr om_} u\text{gao}I E = u\text{gao}I E_{(i+1)} - u\text{gao}I E_{(i)}. \quad (6-12)$$

Процедура (псеудо кôд) који описује претходно наведене математичке формулације за прорачун интерно екстерне ротације је следећи:

1. Учитавање .xls фајлова
 2. Дефинисање координата маркера
 3. Одређивање броја улазних података n
 4. Одређивање функције криве кретања:
 За $i = 1: n$

$$p(t) = c_0 + c_1 t + c_2 t^2 + c_3 t^3 + c_4 t^4 + c_5 t^5 + c_6 t^6$$

$$k(t) = \dot{p}(t)$$

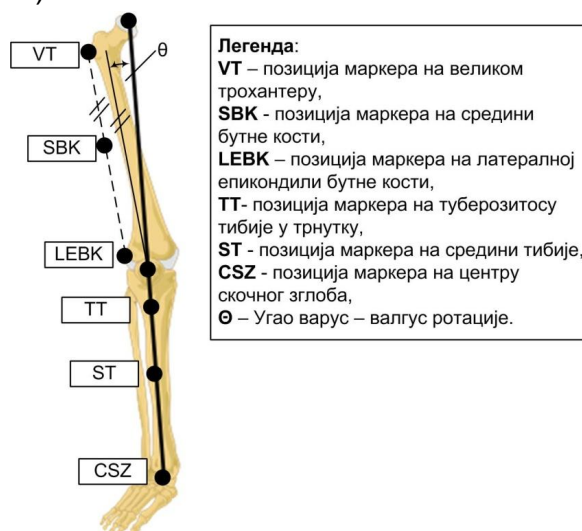
$$\alpha = \frac{1}{\tan k(t)}$$

$$u\text{gao}I E = \alpha_{\text{BK}} - \alpha_{\text{T}}$$

$$\text{Pr om_} u\text{gao}I E = u\text{gao}I E_{(i+1)} - u\text{gao}I E_{(i)}$$
- Крај*
5. Штампaj криву

6.3.4 Одређивање варус – валгус ротације на зглобу колена

Варус – валгус ротација зглоба колена се посматра у фронталној равни. Обзиром да се разматра угао механичке осе уда и осе тела бутне кости, због недовољно прикупљених података, ову ротацију није било могуће одредити (Слика 6.14).



Слика 6.14. Позиција маркера (вектора) на нози

Маркери на екстремитетима су постављени тако да се што мање померају јер је неминовно померање маркера на кожи. Иако без проблема може да се одреди оса тела бутне кости, проблем представља одређивање механичке осе екстремитета (која се дефинише од центра скочног зглоба до главе бутне кости).

Битно је напоменути да ова ротација утиче на расподелу оптерећења у медијалном и латералном делу зглоба колена уколико се јави деформитет.

6.4 Резултати

6.4.1 OptiTrack систем

6.4.1.1 Образац кретања испитаника без клинички утврђених оштећења

Одговарајуће промене вредности идентификованих параметара кретања за клинички здравог испитаника, добијених на основу података прикупљених OptiTrack системом, приказани су на сликама 6.15 и 6.16. На хоризонталној оси дефинисан је процентуални распоред циклуса хода, а на вертикалној оси се налазе вредности посматраних параметара. Подаци су фитовани полинамачним кривама 6. реда. Резултати су разматрани у зависности од периода циклуса хода. Средње вредности транслација, односно ротација дате су табели 6.1.

Одговор на оптерећење – При иницијалном контакту стопала са тлом долази до померања тибије у антериорном, медијалном и супериорном правцу (*Слика 6.15*). Ово показују позитивни скокови амплитуда кривих АП, МЛ и ИС транслације, као и њихове средње вредности (Табл.6.1). Наведена померања се могу повезати са ударцем пете у тло што доводи до измештања тибије у наведеним правцима, односно зглоб колена се подешава према тлу по коме се газе како би се оптерећење равномерно расподелило. Са друге стране, колена се благо савија што утиче на апсорпцију ударца (први скок амплитуде) (*Слика 6.16а*) и релативна промена интерне ротације тибије остаје константна (*Слика 6.16б*) (Табл.1).

Међуфаза стајања – Антериорно померање тибије достиже свој максимум и долази до благог инфериорног померања док тибија задржава свој медијални положај (*Слика 6.15*). Колена је у благој екстензији (*Слика 6.16*). У том тренутку долази и до пребацивања оптерећења на ослоњено стопало. Средње вредности наведених кретања су веома мале да би утицале на ход (Табл.6.1).

Табела 6.1. Средње вредности транслација и ротација за поједине периоде циклуса хода

	ОО	МС	ЗФС	ПЊ	ИЊ и МЊ	ЗЊ
АПТ	0,06±0,26	1,82±0,57	1,33±1,13	0,07±0,35	0,08±0,31	0,05±0,21
МЛТ	0,52±0,59	0,46±0,14	0,35±0,16	0,05±0,07	0,19±0,11	0,24±0,09
ИСТ	0,28±0,41	-0,29±0,36	0,24±0,43	0,43±0,38	-0,06±0,33	0,06±0,27
ФЕР	1,23±1,51	4,66±0,52	6,35±0,51	8,16±0,59	43,88±1,33	16,04±1,41
ИЕР	0,02±0,01	0,02±0,08	0,01±0,02	0,05±0,01	0,04±0,02	0,19±0,09

ОО- Одговор на оптерећење,

МС - Међуфаза стајања,

ЗФС - Завршна фаза стајања,

ПЊ – Предњињање,

ИЊ и МЊ - Иницијално њињање и Међуњињање,

ЗЊ - Завршно њињање,

АПТ – Антериорно –постериона транслација,

МЛТ – Медијално – латерална транслација,

ИСТ – Инфериорно – супериорна транслација,

ФЕР – Флексија - екстензија зглоба колена, и

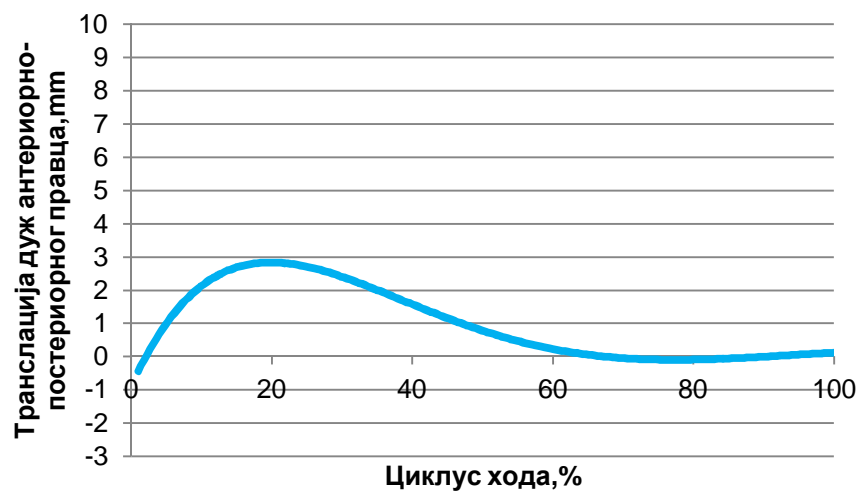
ИЕР – Интерно - екстерна ротација тибије.

Завршна фаза стајања – Тибија се повлачи постериорно, наниже и помера ка лателарној страни, што показује опадање амплитуда на дијаграмима (Слика 6.15). Колено је и даље у екстензији и зглоб колена је „закључан“ (Слика 6.16). У овом периоду, долази до преласка оптерећења кроз стопало. Средње вредности наведених кретања излистане су Табели 6.1.

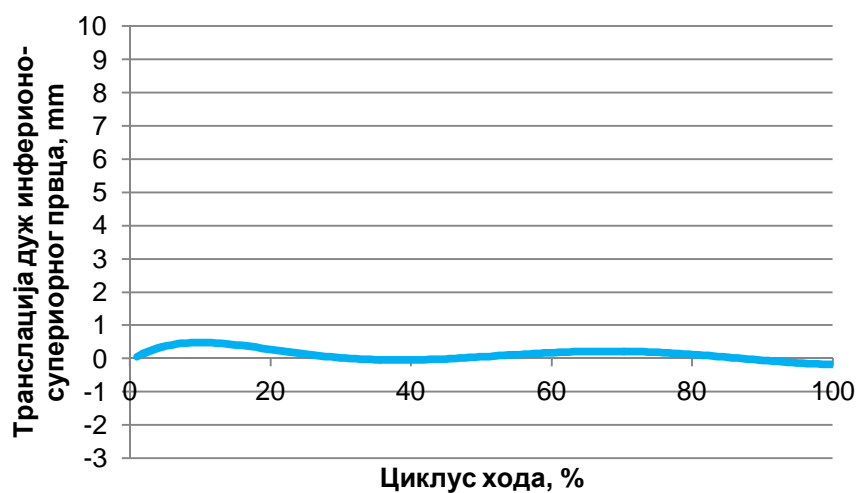
Предњињање – Тибија се помера у антериорном и медијалном правцу (Слика 6.15) (Табл.6.1). Такође, долази до флексије колена и екстерне ротације тибије (Слика 6.16) (Табл.6.1). Посматрани зглоб колена се растеређује.

Иницијално њињање и Међуњињање – Тибија је заузела свој постериорно латерални положај и помера се благо навише (Слика 6.15) (Табл.6.1). Своју максималну вредност флексије достиже у овом периоду (Слика 6.16) (Табл. 6.1).

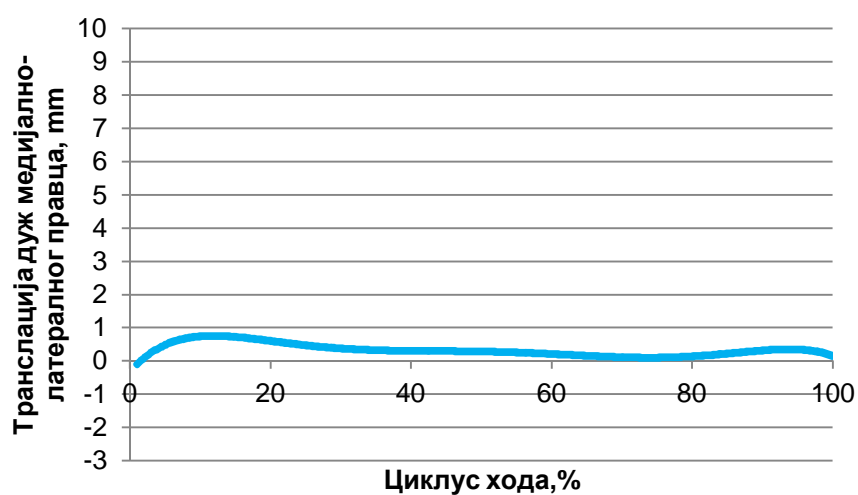
Завршно њињање – Тибија задржава свој постериорни положај да би на самом крају циклуса хода започела антериорно померање, као и инфериорно и медијално (Слика 6.15) (Табл.6.1). Зглоб колена је у екстензији и тибија започиње своју унутрашњу ротацију (Слика 6.16) (Табл.6.1).



а)

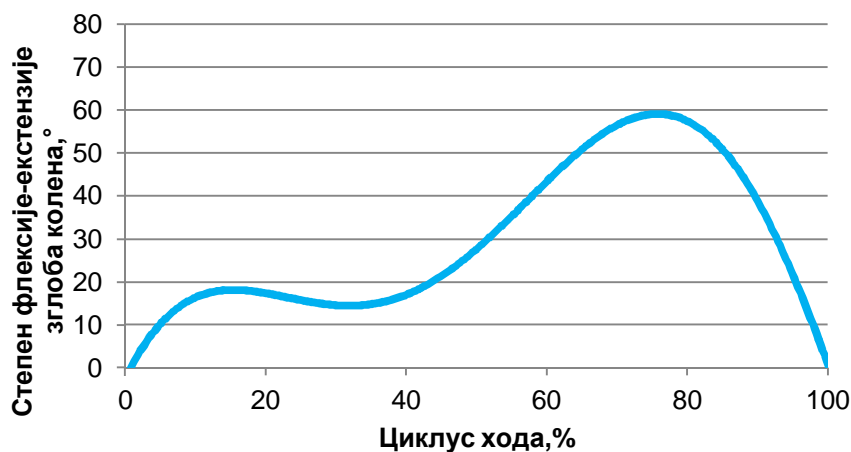


б)



в)

Слика 6.15. Дијаграми транслације: а) Антериорно постериорна, б) Инфериорно – супериорна, и в) Медијално - латерална



а)



б)

Слика 6.16. Дијаграми ротације: а) Флексија – екстензија зглоба колена, и б) Интерно – екстерна ротација тибиге

6.4.1.2 Образац кретања испитаника са клинички утврђеним оштећењима предњег укрштеног лигамента

Одговарајуће промене вредности идентификованих параметара кретања за клинички утврђено оштећење зглоба колена пацијента, добијених на основу података прикупљених OptiTrack системом, приказани су на сликама 6.17 и 6.18. На хоризонталној оси дефинисан је процентуални распоред циклуса хода, а на вертикалној оси се налазе вредности посматраних параметара. Подаци су фитовани полинамалним кривама 6. реда. Разматрани су само они резултати који одступају од добијених просечних вредности за посматрани параметар у зависности од периода циклуса хода. Средње вредности транслација, односно ротација дате су табели 6.2.

Табела 6.2. Средње вредности транслација и ротација за поједине периоде циклуса хода

	ОО	МС	ЗФС	ПЊ	ИЊ и МЊ	ЗЊ
АПТ	7,23 ±9,05	4,72±1,57	1,33±0,53	0,07±0,31	0,08±0,07	0,05±0,21
МЛТ	2,49±0,92	1,08±1,17	0,56±0,37	0,64±0,23	0,33±0,22	0,32±0,16
ИСТ	1,23±0,51	1,15±0,83	0,31±0,27	0,48±0,17	0,28±0,13	0,15±0,11
ФЕР	24,71±3,31	24,29±0,62	23,16±0,26	24,76±1,19	44,59±13,54	43,56±17,9 5
ИЕР	1,17±0,98	2,37±0,35	1,77±0,52	0,36±0,37	0,24±0,11	0,39±0,08

ОО- Одговор на оптерећење,

МС - Међуфаза стајања,

ЗФС - Завршна фаза стајања,

ПЊ – Предњихање,

ИЊ и МЊ - Иницијално њихање и Међуњихање,

ЗЊ - Завршно њихање,

АПТ – Антериорно –постериона транслација,

МЛТ – Медијално – латерална транслација,

ИСТ – Инфериорно – супериорна транслација,

ФЕР – Флексија - екстензија зглоба колена, и

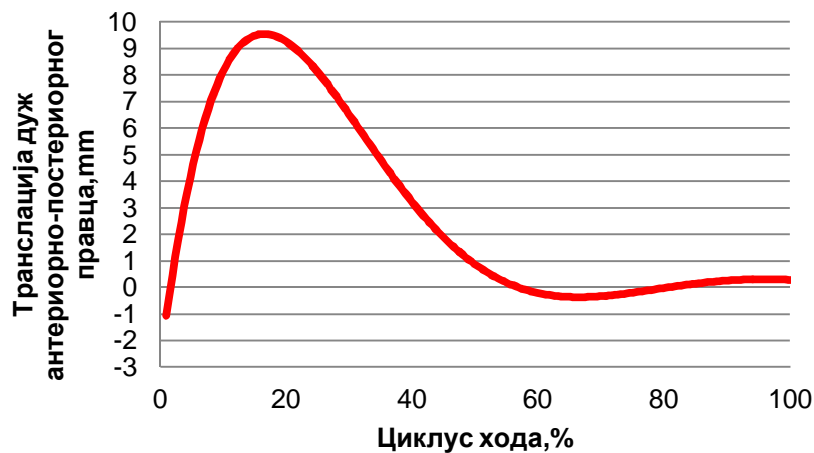
ИЕР – Интерно - екстерна ротација тибије.

Одговор на оптерећење – При иницијалном контакту стопала са тлом долази до померања тибије у антериорном и медијалном правцу (*Слика 6.17*). Померања која се јављају у антериорном правцу су нешто виша од стандардних вредности (Табл. 6.1 и Табл. 6.2). Померања у медијалном правцу се не разликују много од стандардних вредности. Како долази до контакта пете са тлом, треба се прилагодити тлу по коме се газе. Уколико постоји руптура предњег укрштеног лигамента, тибију нема шта да ограничи ка њеном кретању напред. Са друге стране, колена се благо савија што утиче на абсорпцију ударца (први скок амплитуде) (*Слика 6.18а*) и долази до повећане интерне ротације тибије (*Слика 6.18б*) (Табл.6.2).

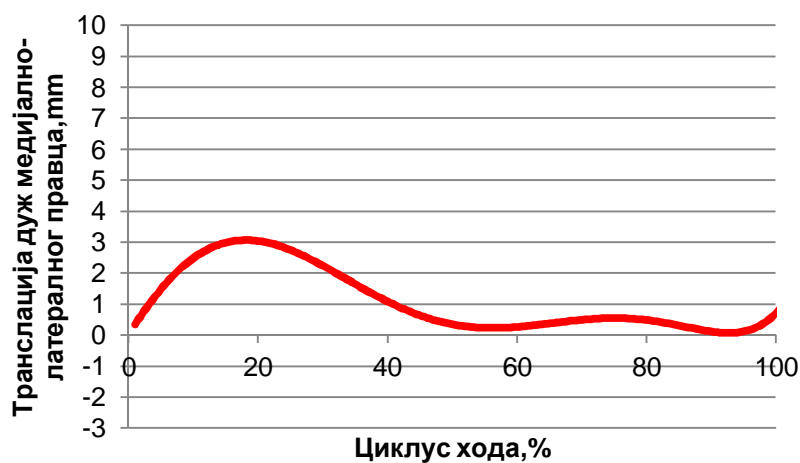
Међуфаза стајања – Тибија је у претходној фази дошла до свог максимума у антериорном правцу и у овој фази се помера постериорно (*Слика 6.17а*). Такође, долази до благог латералног померања (*Слика 6.17в*). Колена је у благој екстензији и тибија напредује ка интерној ротацији која је виша од стандардних вредности (Табл. 6.2 и *Слика 6.18*).

Завршна фаза стајања – Амплитуде транслација тибије опадају што показује њено померање ка постериорном и латералном правцу (*Слика 6.17а* и *Слика 6.17б*). Максималну вредност интерне ротације тибија достиже у

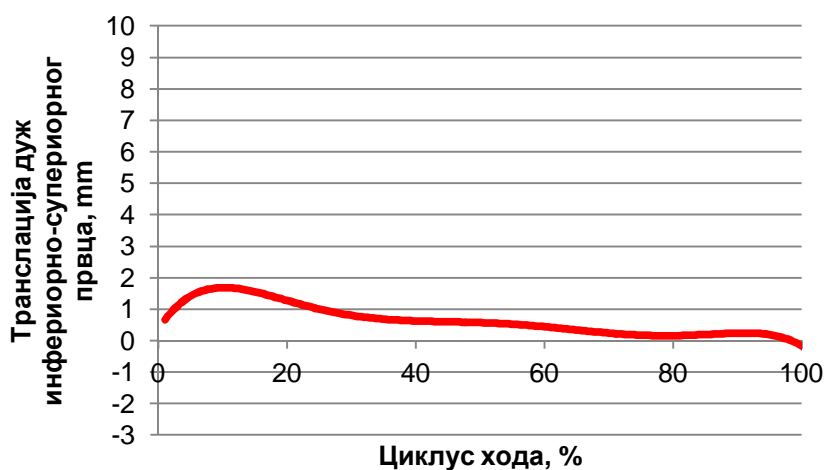
овој фази (Слика 6.18б), док је зглоб колена је и даље у екстензији (Слика 6.18а). Средње вредности наведених кретања излистане у Табели 6.2.



а)

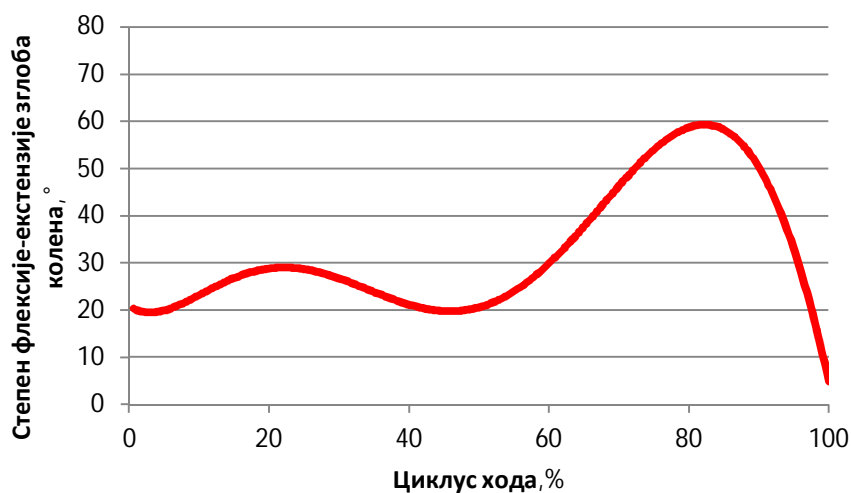


б)

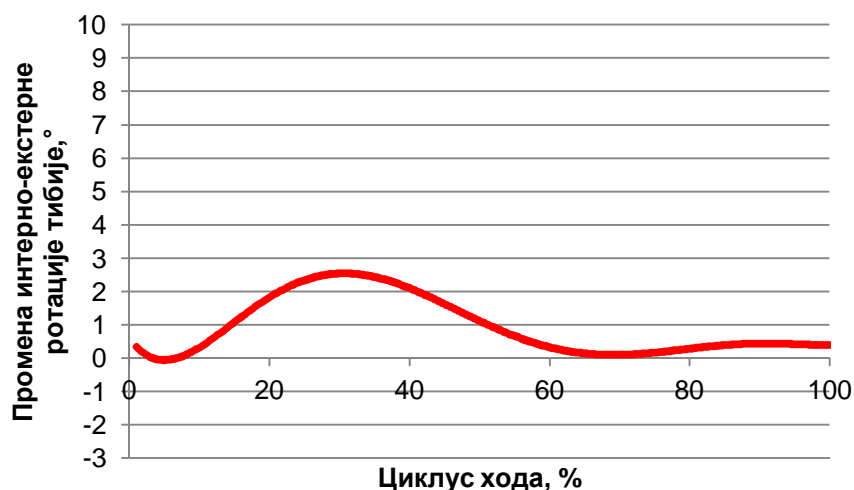


в)

Слика 6.17. Дијаграми транслације: а) Антериорно постериорна, б) Медијално – латерална, и в) Инфериорно – супериорна



а)



б)

Слика 6.18. Дијаграми ротације: а) Флексија – екстензија зглоба колена, и б) Интерно – екстерна ротација тибије

Предњихање – Како се зглоб колена у овој фази растеређује, амплитуда антериорно - постериорне транслације тибије достиже свој локални минимум, као и медијално – латералне транслације (Табл. 6.2) (Слика 6.17а и Слика 6.17б). Још увек постоји кретање ка инфериорном правцу, али је занемарљиво (Слика 6.17в). У овој фази наступа флексија колена (Слика 6.18а) (Табл. 6.2) и не долази до повећане вредности екстерне ротације тибије (Слика 6.18б).

Иницијално њихање и Међуњихање – Транслагације тибије готово да и не постоје (Слика 6.17) (Табл.6.2). Зглоб колена достиже своју максималну вредност флексије достиже у овом периоду, док вредности спољне ротације не прелазе граничне вредности (Слика 6.18) (Табл. 6.2).

Завршно њихање – Транслације тибије су занемарљиве (Слика 6.17), зглоб колена се исправља и наступа нови корак (Слика 6.18) (Табл. 6.2).

На основу *Wilcoxon*-овог теста (Табл. 6.3) за везане узорке добијених вредности посматраних параметара, закључено је да постоји значајна разлика у промени дуж антериорно- постериорног правца и у промени интерно-екстерне ротације зглоба колена на оштећеном и здравом колону. Ова промена није случајног карактера, већ је настала под дејством системских или експерименталних фактора, са прагом значајности $p = 0.01$, односно могућом грешком $p < 0.01$ и сигурношћу од $P > 99\%$. Не постоји статистички значајна разлика у осталим посматраним параметрима.

Табела 6.3. Вредности *Wilcoxon*-овог теста за прорачунате параметре кретања здравог и оштећеног зглоба колена на основу улазних података прикупљених OptiTrack системом

Групе које се пореде	Вредност статистике
АП Здравно Колено vs. АП Болесно Колено	<i>sig.</i> = 0.00**
МЛ Здравно Колено vs. МЛ Болесно Колено	<i>sig.</i> = 0,028
ИС Здравно Колено vs. ИС Болесно Колено	<i>sig.</i> = 0,18
ФЕР Здравно Колено vs. ФЕР Болесно Колено	<i>sig.</i> = 0,028
ИЕР Здравно Колено vs. ИЕР Болесно Колено	<i>sig.</i> = 0.00**

6.4.1.3 Образац кретања испитаника са клинички утврђеним оштећењима задњег укрштеног лигамента

Одговарајуће промене вредности идентификованих параметара кретања за клинички утврђено оштећење задњег укрштеног лигамента пацијента, добијених на основу података прикупљених OptiTrack системом, приказани су на сликама 6.19, 6.20, 6.21 и 6.22. На хоризонталној оси дефинисан је процентуални распоред циклуса хода, а на вертикалној оси налазе вредности посматраних параметара. Подаци су филовани полинамалним кривама 6. реда. Резултати су разматрани:

- у зависности од периода циклуса хода за задатак хода по праволинијској путањи (све транслације, флексија-екстензија зглоба колена и интерно – екстерна ротација);
- за фазе стајања и њихања за задатак силаска низ степенице (све транслације и интерно – екстерна ротација).

Средње вредности транслација, односно ротација дате су табели 6.4 за задатак кретања по праволинијској путањи, односно табели 6.5 за задатак силаска низ степенице.

6.4.1.3.1 Задатак кретања по праволинијској путањи

Одговор на оптерећење – При иницијалном контакту стопала са тлом долази до померања тибије у постериорном и латералном правцу, што показују негативни скокови амплитуда транслација (Слика 6.19а и Слика 6.19б). При благом савијању колена (Слика 6.20а) тибија нормално интерно ротира (Слика 6.20б).

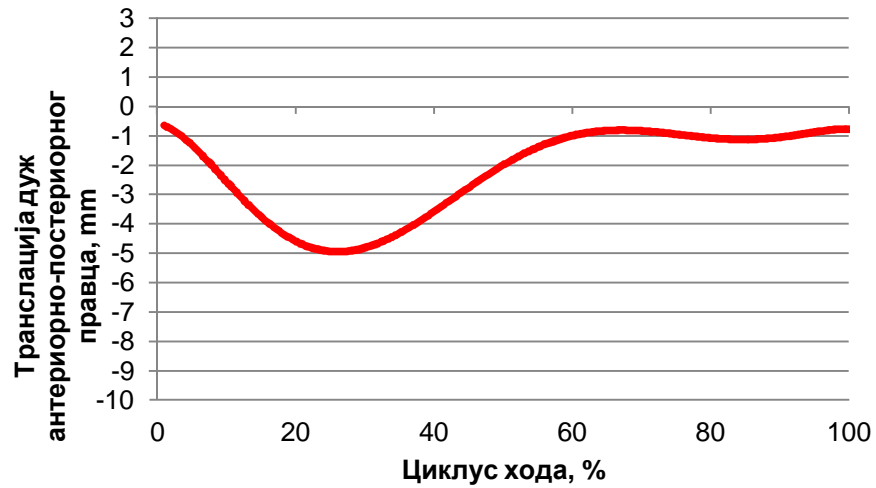
Табела 6.4. Средње вредности транслација и ротација за поједине периоде циклуса хода

	ОО	МС	ЗФС	ПЊ	ИЊ и МЊ	ЗЊ
АПТ	-3,39 ±1,53	-4,21±0,39	-2,73±0,43	-1,27±0,44	-0,97±0,16	-0,86±0,15
МЛТ	0,11±0,26	0,04±0,28	0,11±0,41	0,02±1,28	0,07±0,72	-0,03±0,71
ИСТ	-0,59±0,39	0±0,13	0,12±0,11	0,07±1,33	0,11±0,65	-0,03±0,39
ФЕР	11,76±0,99	13,45±0,12	15,53±0,54	18,47±2,01	46,97±12,92	37,25±7,64
ИЕР	0,12±0,23	0,42±0,17	0,04±0,04	-0,11±1,04	-2,35±1,12	-0,15±0,53

ОО- Одговор на оптерећење,
МС - Међуфаза стајања,
ЗФС - Завршна фаза стајања,
ПЊ – Предњињање,
ИЊ и МЊ - Иницијално њињање и Међуњињање,
ЗЊ - Завршно њињање,
АПТ – Антериорно –постериона транслација,
МЛТ – Медијално – латерална транслација,
ИСТ – Инфериорно – супериорна транслација,
ФЕР – Флексија - екстензија зглоба колена, и
ИЕР – Интерно - екстерна ротација тибије.

Међуфаза стајања – У току пребацивања оптерећења тела на посматрану ногу, тибија све више напредује постериорно и у латералном правцу (Слика 6.19а и Слика 6.19б), а инфериорно – супериорна транслација остаје занемарљива (Слика 6.19в). При благој екстензији (Слика 6. 20а) зглоб колена је закључан и наступа екстерна ротација (Слика 6.20б).

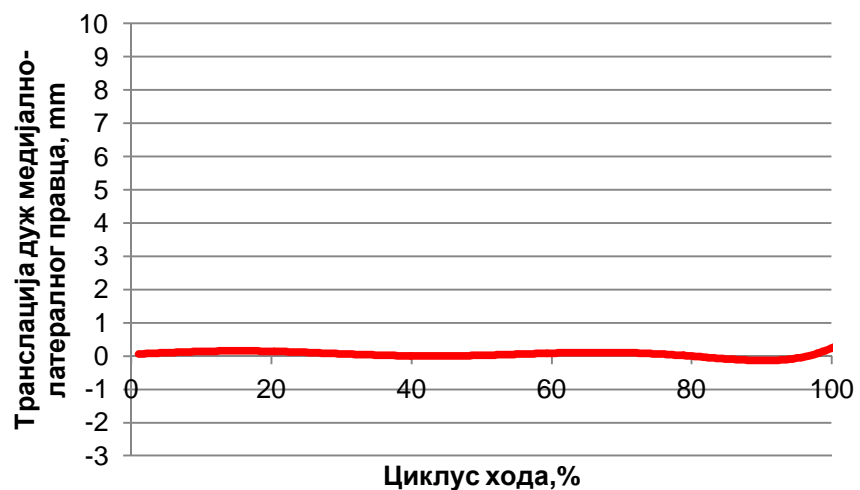
Завршна фаза стајања – Након достизања максималних вредности постериорног и латералног померања, тибија се, даље, повлачи у супротним смеровима тежећи да заузме своју првобитну позицију (Слика 6.19а и Слика 6.19б). Зглоб колена се припрема за фазу њињања (Слика 6.20а), при чему је приметна повећана екстерна ротација (Слика 6.20б).



а)

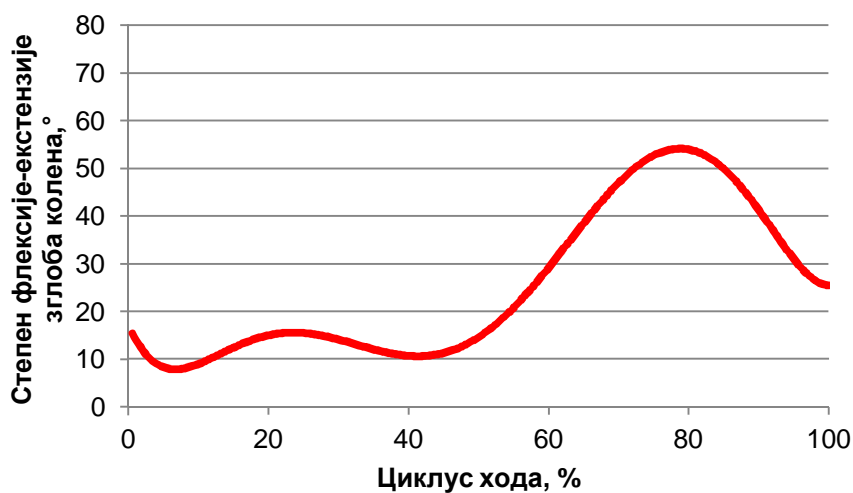


б)

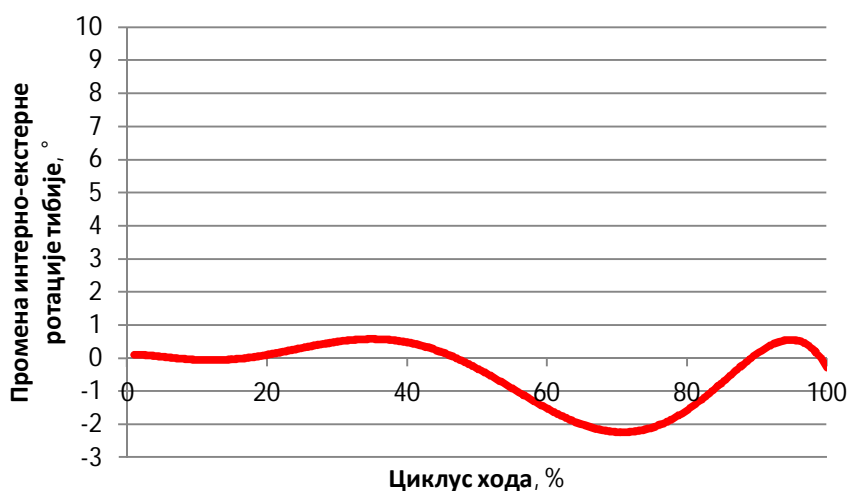


в)

Слика 6.19. Дијаграми транслације: а) Антериорно постериорна, б) Инфериорно – супериорна, и в) Медијално – латерална (наставак)



а)



б)

Слика 6.20. Дијаграми ротације: а) Флексија – екстензија зглоба колена, и б) Интерно – екстерна ротација тибије

Предњихање – При флексији колена (Слика 6.20а) долази до растеређења зглоба, што се примећује по кривама translације (Слика 6.19). Тибија, и даље, тежи да се врати у првобитни положај.

Иницијално њихање и Међуњихање – Тибија је заузела свој првобитни положај и има мале промене у односу на њега (Слика 6.19). Флексија колена је максимална и промена екстерне ротације је повећана (Слика 6.20).

Завршно њихање – Као и у претходној фази, положај тибије веома мало је промењен у односу на првобитни положај (Слика 6.19). Зглоб колена је у

екстензији, при чему се спрема за наредну фазу иницијалног контакта и долази до благе интерне ротације (Слика 6.20)

На основу *Wilcoxon*-овог теста (Табл. 6.5) за везане узорке добијених вредности посматраних параметара, закључено је да постоји значајна разлика у промени дуж антериорно- постериорног правца и у промени интерно-екстерне ротације зглоба колена на оштећеном и здравом колону. Ова промена није случајног карактера, већ је настала под дејством системских или експерименталних фактора, са прагом значајности $p = 0.01$, односно могућом грешком $p < 0.01$ и сигурношћу од $P > 99\%$. Не постоји статистички значајна разлика у осталим посматраним параметрима.

Табела 6.5. Вредности *Wilcoxon*-овог теста за прорачунате параметре кретања здравог и оштећеног зглоба колена на основу улазних података прикупљених OptiTrack системом

Групе које се пореде	Вредност статистике
АП Здравно Колено vs. АП Болесно Колено	<i>sig.</i> = 0.00**
МЛ Здравно Колено vs. МЛ Болесно Колено	<i>sig.</i> = 0,028
ИС Здравно Колено vs. ИС Болесно Колено	<i>sig.</i> = 0,463
ФЕР Здравно Колено vs. ФЕР Болесно Колено	<i>sig.</i> = 0,028
ИЕР Здравно Колено vs. ИЕР Болесно Колено	<i>sig.</i> = 0.00**

6.4.1.3.2 Задатак силазак низ степенице

Задатак силаска низ степенице за оштећење задњег укрштеног лигамента је веома карактеристичан због веома изражене нестабилности зглоба колена, у погледу антериорно - постериорне трансације и интерно - екстерне ротације. Из тог разлога, само ће та два параметра кретања бити приказана у резултатима (за клинички здраво и клинички оштећено колону). Резултати ће се посматрати током ослонца оштећеног уда на степеник и током фазе њихања.

Антериорно постериорна трансација је фитована кривуљом како би се приметиле карактеристичне амплитуде померања.

Степеник 1 – ослонац – Ослонац на првом степену је трајао за оба испитивана колена око 4 секунде. Приликом ослонца здравог задњег укрштеног лигамента постоје померања која су веома мала и могу се занемарити. Промена интрено екстерне ротације је занемрљиво мала, такође (Слика 6.21) (Табл. 6.6). За ослонац на ногу са оштећеним задњим

укрштеним лигаментом може се приметити карактеристичан скок амплитуде у постериорном правцу. Како зглоб колена почиње да се савија, наступа изражена промена екстерне ротације тибије (Слика 6.22) (Табл. 6.6).

Табела 6.6. Средње вредности транслација и ротација за поједине периоде циклуса хода

	Клинички утврђено оштећење задњег укрштеног лигаamenta			Клинички утврђен здрав задњи укрштени лигамент		
	С1 – О	С2 – Њ	С3 – О	С1 – О	С2 – Њ	С3 – О
АПТ	-0,38 ±1,08	0,03±0,31	-0,38±0,63	-0,03±0,12	0±0,28	-0,01±0,36
ИЕР	-0,42±2,42	-0,56±2,58	2,11±1,75	0,01±0,04	0,05±0,11	0,15±0,25

С1 – О – Степеник 1 – ослонац,

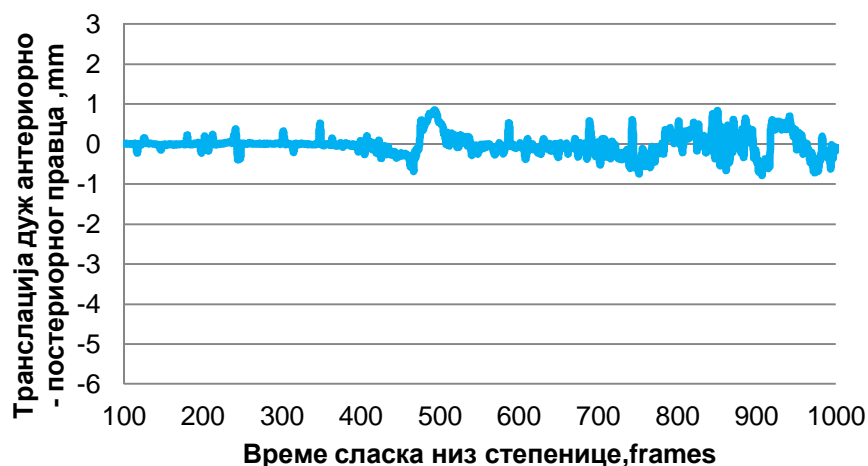
С2 – Њ - Степеник 2 – њихање,

С3 – О – Степеник 3 – ослонац,

АПТ – Антериорно –постериона транслација,

ИЕР – Интерно - екстерна ротација тибије.

Степеник 2 – њихање – Ослонац на контралатералној нози траје нешто краће, око 2 секунде. На здравом задњем укрштеном лигаменту и даље су занемарљиве вредности антериорно – постериорне транслације и интерно – екстерне ротације. На оштећеном колону, јавља се изразита промена екстерне ротације иако је не долази до постериорне транслације тибије (Слика 6.22) (Табл. 6.6).



а)

Слика 6.21. Дијаграми: а) Антериорно – постериорне транслације, и б) Интерно – екстерна ротација тибије

Степеник 3 – ослонац – Поновни ослонац на нози са оштећеним лигаментом траје између 3 и 4 секунде за оба посматрана колена. Померања и промена ротације је занемарљиво мала на здравом колону. Међутим, поново се јављају скокови амплитуде које карактеришу интерну ротацију тибије

приликом прихватања оптерећења на ослоњену ногу, као и постериорно померање.



б)

Слика 6.21. Дијаграми: а) Антериорно – постериорне translације, и б) Интерно – екстерна ротација тибије (наставак)



а)



б)

Слика 6.22. Дијаграми: а) Антериорно – постериорне translације, и б) Интерно – екстерна ротација тибије (наставак)

На основу *Wilcoxon*-овог теста (Табл. 6.7) за везане узорке добијених вредности посматраних параметара, закључено је да постоји значајна разлика у промени дуж антериорно- постериорног правца и у промени интерно-екстерне ротације зглоба колена на оштећеном и здравом колону. Ова промена није случајног карактера, већ је настала под дејством системских или експерименталних фактора, са прагом значајности $p = 0.01$, односно могућом грешком $p < 0.01$ и сигурношћу од $P > 99\%$.

Табела 6.7. Вредности *Wilcoxon*-овог теста за прорачунате параметре кретања здравог и оштећеног зглоба колена на основу улазних података прикупљених OptiTrack системом

Групе које се пореде	Вредност статистике
АП Здраво Колено vs. АП Болесно Колено	$sig. = 0.00^{**}$
ИЕР Здраво Колено vs. ИЕР Болесно Колено	$sig. = 0.00^{**}$

6.4.1.4 Образац кретања испитаника са клинички утврђеним постојањем гонартрозе

Одговарајуће промене вредности идентификованих параметара кретања за клинички утврђено дегенеративно обољење зглоба колена, добијених на основу података прикупљених OptiTrack системом, приказани су на сликама 6. 23 и 6.24. На хоризонталној оси дефинисан је процентуални распоред циклуса хода, а на вертикалној оси се налазе вредности посматраних параметара. Подаци су фитовани полинамаалним кривама 6. реда. Средње вредности транслација, односно ротација дате су табели 6.8.

Одговор на оптерећење – При иницијалном контакту стопала са тлом долази до померања тибије у постериорном и медијалном правцу, што показују негативни, односно позитивни скок амплитуде транслација (*Слика 6.23а* и *Слика 6.23б*). Примичује се одсуство флексије зглоба колена (*Слика 6.24а*), док недозвољене вредности промене интерно-екстерне ротације не постоје (*Слика 6.20б*).

Међуфаза стајања – У току пребацивања оптерећења тела на посматрану ногу, тибија благо напредује постериорно и у латералном правцу (*Слика 6.23а* и *Слика 6.23б*), а инфериорно – супериорна транслација остаје занемарљива (*Слика 6.23в*). Екстензија скоро у потпуности изостаје (*Слика 6. 24а*) и не долази до повећаних вредности ротације (*Слика 6.24б*).

Завршна фаза стајања – Након достизања максималних вредности постериорног и латералног померања, тибија се, даље, повлачи у супротним смеровима тежећи да заузме своју првобитну позицију (*Слика 6.23а* и *Слика*

6.23б). Обзиром да треба да наступи фаза њихања, колено се благо савија (Слика 6.24а).

Табела 6.8. Средње вредности транслација и ротација за поједине периоде циклуса хода

	ОО	МС	ЗФС	ПЊ	ИЊ и МЊ	ЗЊ
АПТ	-0.46±0.91	-0.58±0.05	-0.49±0.13	-0.54±0.16	-0.84±0.22	-0.32±0.31
МЛТ	-0.02±0.15	0.08±0.09	-0.02±0.19	0.11±0.09	-0.01±0.13	-0.01±0.21
ИСТ	0.54±1.15	1.07±1.15	0.54±0.64	1.01±0.39	0.45±0.19	-0.02±0.32
ФЕР	4.09±0.13	4.32±0.05	4.3±0.14	4.69±0.24	11.23±2.48	5.13±1.56
ИЕР	0.02±0.03	0±0.01	0.03±0.06	0±0.01	0.01±0.01	0.01±0.01

ОО- Одговор на оптерећење,

МС - Међуфаза стајања,

ЗФС - Завршна фаза стајања,

ПЊ – Предњихање,

ИЊ и МЊ - Иницијално њихање и Међуњихање,

ЗЊ - Завршно њихање,

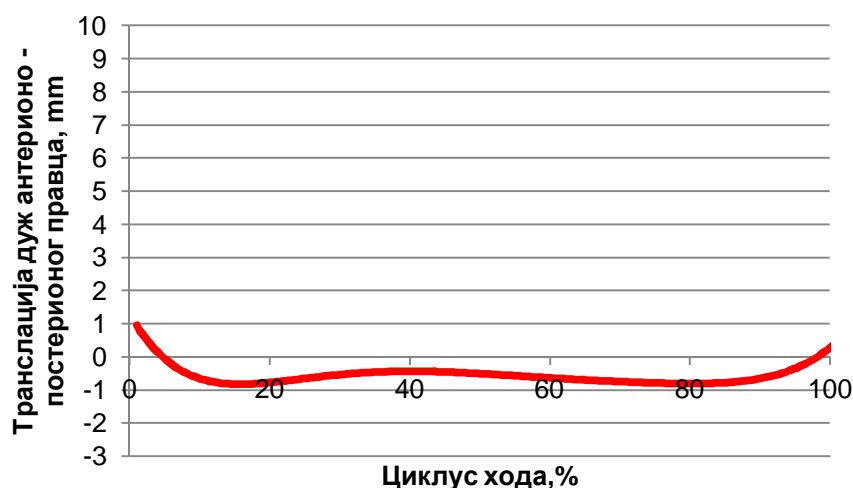
АПТ – Антериорно –постериона транслација,

МЛТ – Медијално – латерална транслација,

ИСТ – Инфериорно – супериорна транслација,

ФЕР – Флексија - екстензија зглоба колена, и

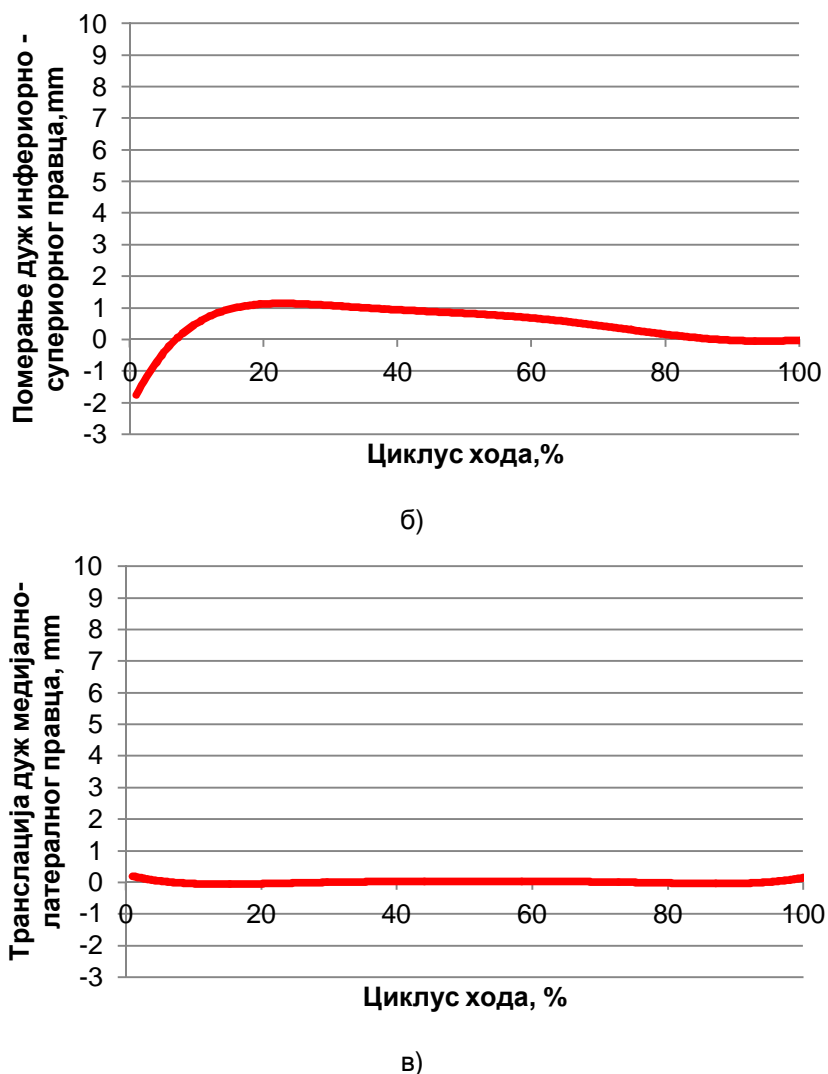
ИЕР – Интерно - екстерна ротација тибије.



а)

Слика 6.23. Дијаграми транслације: а) Антериорно постериорна, б) Инфериорно – супериорна, и в) Медијално – латерална

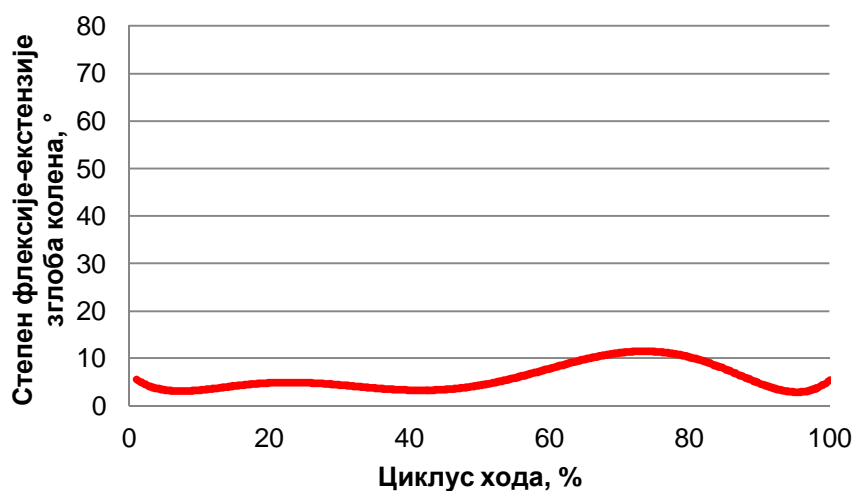
Предњињање – Криве translација показују занемараљива померања што указује на растерећење зглоба колена (Слика 6.24). Зглоб колена је у редукованој флексији (Слика 6.24а).



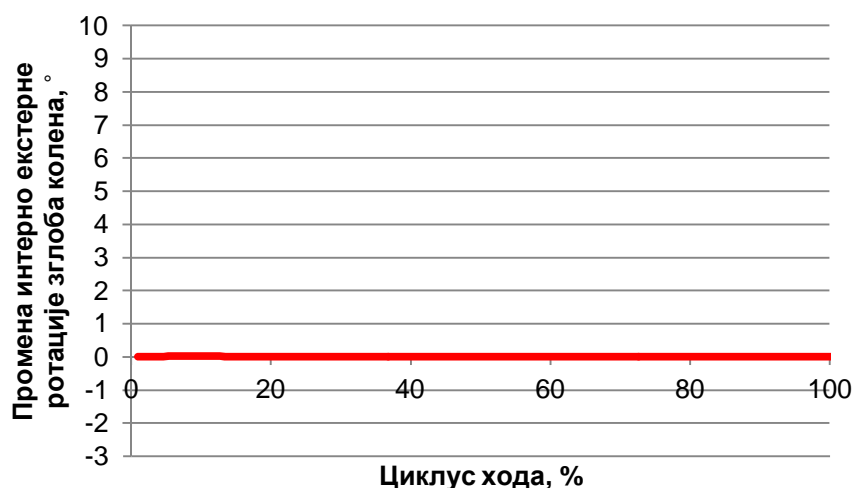
Слика 6.23. Дијаграми translације: а) Антериорно постериорна, б) Инфериорно – супериорна, и в) Медијално – латерална (наставка)

Иницијално њихање и Међуњихање – Тибија је заузела свој првобитни положај и има мале промене у односу на њега (Слика 6.23). Флексија колена достиже своју максималну вредност која је значајно редукована (Слика 6.24а).

Завршно њихање – Као и у претходној фази, положај тибије веома мало је промењен у односу на првобитни положај (Слика 6.23). Зглоб колена је у екстензији, при чему се спрема за наредну фазу иницијалног контакта и долази до благе промене у ротацији (Слика 6.24)



а)



б)

Слика 6.24. Дијаграми ротације: а) Флексија – екстензија зглоба колена, и б) Интерно – екстерна ротација тибије

На основу *Wilcoxon*-овог теста (Табл. 6.9) за везане узорке добијених вредности посматраних параметара, закључено је да постоји значајна разлика у промени флексије/ екстензије зглоба колена на колелу са дегенеративним обољењем и на здравом колелу. Ова промена није случајног карактера, већ је настала под дејством системских или експерименталних фактора, са прагом значајности $p = 0.01$, односно могућом грешком $p < 0.01$ и сигурношћу од $P > 99\%$. Не постоји статистички значајна разлика у осталим посматраним параметрима.

Табела 6.9. Вредности *Wilcoxon*-овог теста за прорачунате параметре кретања здравог и оштећеног зглоба колена на основу улазних података прикупљених OptiTrack системом

Групе које се пореде	Вредност статистике
АП Здравно Колено vs. АП Болесно Колено	<i>sig.</i> = 0,116
МЛ Здравно Колено vs. МЛ Болесно Колено	<i>sig.</i> = 0,046
ИС Здравно Колено vs. ИС Болесно Колено	<i>sig.</i> = 0,046
ФЕР Здравно Колено vs. ФЕР Болесно Колено	<i>sig.</i> = 0,00**
ИЕР Здравно Колено vs. ИЕР Болесно Колено	<i>sig.</i> = 0,753

6.4.2 Kinect камера

6.4.2.1 Образац кретања испитаника без клинички утврђених оштећења

Са Kinect камером су прикупљени подаци за поједине зглобове на телу. Из тог разлога, није било могуће вршити прорачун појединих транслација на зглобу колена. Поред тога, транслације које се јављају су веома мале и тешко је да Kinect камера може детектовати тако мала померања. Такође, квалитет података је зависио од тога да ли је испитаник током једног циклуса хода био у фокусу камере. Прикупљени подаци су поцесирани у циљу одређивања флексије – екстензије колена.

Одговарајуће промене вредности за флексију – екстензију колена, добијених на основу података прикупљених Kinect камером, приказани су на слици 6.25. На хоризонталној оси дефинисан је процентуални распоред циклуса хода, а на вертикалној оси се налазе вредности промене флексије – екстензије зглоба колена. Резултати су разматрани у зависности од периода циклуса хода. Подаци су фитовани полиномалном кривом 6. реда. Средње вредности за флексију – екстензију зглоба колена дате су табели 6.10.

Одговор на оптерећење – Зглоб колена се благо савија што утиче на апсорбцију ударца (први скок амплитуде).

Међуфаза стајања – Колено је у благој екстензији и комплетно оптерећење тела се пребацује на ослоњено стопало.

Завршна фаза стајања – Колено је и даље у екстензији док се тело благо савија напред и тежина тела прелази ка прстима на стопалу.

Предњихање – Долази до растерећења зглоба колена и до почетка флексије.

Табела 6.10. Средње вредности флексије – екстензије зглоба колена за периоде циклуса хода

	ОО	МС	ЗФС	ПЊ	ИЊ и МЊ	ЗЊ
ФЕР	13,87±6,61	7,07±2,99	4,63±3,22	8,71±5,49	40,28±13,81	59,69±15,55

ОО- Одговор на оптерећење,

МС - Међуфаза стајања,

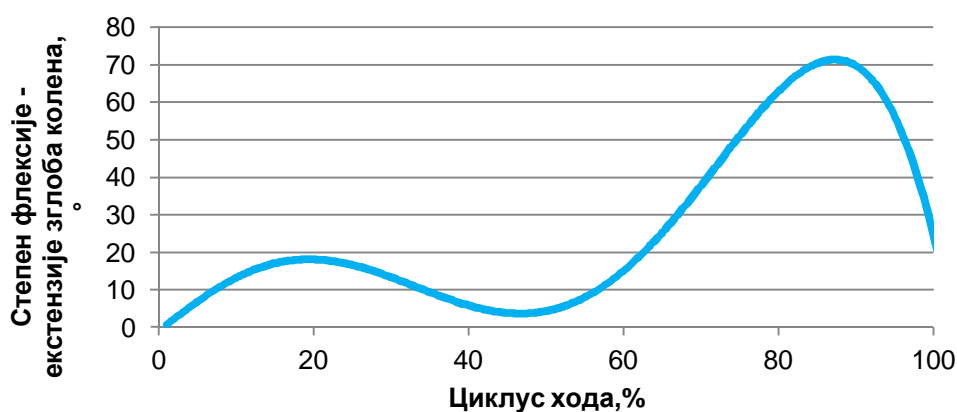
ЗФС - Завршна фаза стајања,

ПЊ – Предњихање,

ИЊ и МЊ - Иницијално њихање и Међуњихање,

ЗЊ - Завршно њихање, и

ФЕР – Флексија - екстензија зглоба колена.

**Слика 6.25.** Дијаграми флексије – екстензије зглоба колена

Иницијално њихање и Међуњихање – Колено се највише савија у овом периоду и достиже своју максималну вредност, а оптерећење је прешло у потпуности на контралатерално ослоњено стопало.

Завршно њихање – Колено се исправља и екстремитет се спрема за поновни иницијални контакт са тлом.

6.4.2.2 Образац кретања испитаника са клинички утврђеним постојањем гонартрозе

Одговарајуће промене вредности за флексију – екстензију колена, добијених на основу података прикупљених Kinect камером, приказани су на слици 6.26. На хоризонталној оси дефинисан је процентуални распоред циклуса хода, а на вертикалној оси се налазе вредности промене флексије – екстензије зглоба колена. Резултати су разматрани у зависности од периода

циклуса хода. Подаци су фитовани полиномалном кривом 6. реда. Средње вредности за флексију – екстензију зглоба колена дате су табели 6.11.

Табела 6.11. Средње вредности флексије – екстензије зглоба колена за периоде циклуса хода

	ОО	МС	ЗФС	ПЊ	ИЊ и МЊ	ЗЊ
ФЕР	5,23±0,11	5,42±0,18	8,58±3,57	11,84±0,15	12,65±0,51	8,87±2,93

ОО- Одговор на оптерећење,

МС - Међуфаза стајања,

ЗФС - Завршна фаза стајања,

ПЊ – Предњихање,

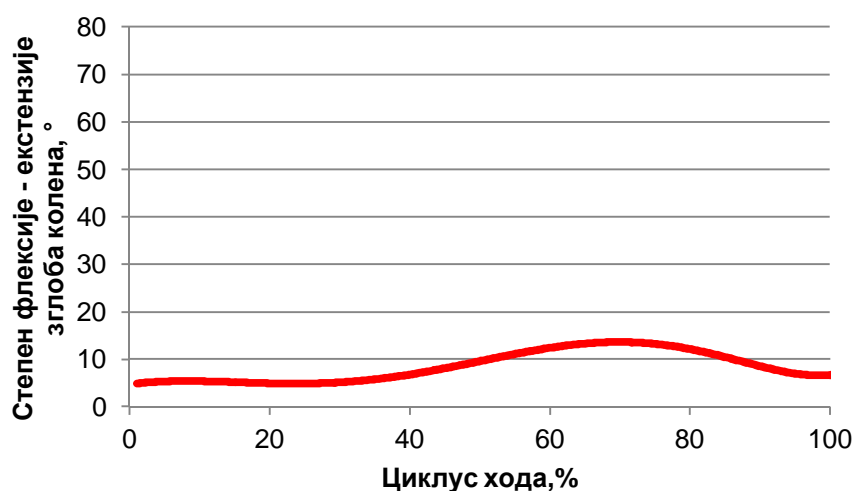
ИЊ и МЊ - Иницијално њихање и Међуњихање,

ЗЊ - Завршно њихање, и

ФЕР – Флексија - екстензија зглоба колена.

Одговор на оптерећење – У циљу абсорбције удраца ногом о тло требало би да постоји благо савијање колена. Међутим, у овом случају, примећује се потпуно одсуство флексије.

Међуфаза стајања – На кривој флексије- екстензије зглоба колена нема промене, а оптерећење тела се пребацује на ослоњено стопало.



Слика 6.26. Дијаграми флексије – екстензије зглоба колена

Завршна фаза стајања – Колено је и даље у екстензији док се тело благо савија напред и тежина тела прелази ка прстима на стопалу.

Предњихање – Долази до растерећења зглоба колена и до почетка флексије која је значајно редукована.

Иницијално њихање и Међуњихање – Колено се највише савија у овом периоду и достиже своју максималну вредност, а оптерећење је прешло у потпуности на контралатерално ослоњено стопало.

На основу *Wilcoxon*-овог теста (Табл. 6.12) за везане узорке добијених вредности флексије/екстензије зглоба колена, закључено је да постоји значајна разлика. Ова промена није случајног карактера, већ је настала под дејством системских или експерименталних фактора, са прагом значајности $p = 0.01$, односно могућом грешком $p < 0.01$ и сигурношћу од $P > 99\%$.

Табела 6.12. Вредности *Wilcoxon*-овог теста за прорачунате параметре кретања здравог и оштећеног зглоба колена на основу улазних података прикупљених Kinect камером

Групе које се пореде	Вредност статистике
ФЕР Здравно Колено vs. ФЕР Болесно Колено	$sig. = 0.00^{**}$

6.4.3 Web камера

Као и у случају Kinect камере, ни са web камером није било могуће прикупити довољно података за одређивање свих идентификованих параметара кретања. Обзиром да је снимање вршено само у сагиталној и фронталној равни, могуће било скупити податке за одређивање транслација зглоба колена. Испитивање је вршено само на здравим особама због техничких ограничења камере (о чему ће бити речи у наредним поглављима).

Одговарајуће промене вредности за транслације, добијених на основу података прикупљених видео камером, приказани су на слици 6.27. На хоризонталној оси дефинисан је процентуални распоред циклуса хода, а на вертикалној оси се налазе вредности посматраних параметара. Резултати су разматрани у зависности од периода циклуса хода. Подаци су фитовани полинамалним кривама 6. реда. Средње вредности за поједине транслације дате су табели 6.13.

Одговор на оптерећење – Тибија се помера постериорно (из антериорног положаја), медијално (из латералног положаја) и суфериорно (из инфериорног положаја). На крају овог периода тибија здржава свој постериони и суфериорни положај, док има померање ка латералном правцу.

Међуфаза стајања – Тибија се повлачи постериорно и медијално, док задржава свој суфериорни положај постигнут у претходном периоду.

Завршна фаза стајања – Тибија наставља повлачење уназад и напредовање медијално. Суфериорни положај је приближно константан.

Табела 6.13. Средње вредности транслагација за периоде циклуса хода

	ОО	МС	ЗФС	ПЊ	ИЊ и МЊ	ЗЊ
АПТ	0,83±0,46	1,35±0,19	0,31±0,31	0,28±0,09	0,24±0,09	0,14±0,06
МЛТ	0,29±0,92	0,51±0,1,38	0,1,95±0,91	0,59±2,67	0,49±1,33	2,27±1,54
ИСТ	-0,21±1,61	-0,71±1,63	0,72±1,99	0,08±1,72	-0,12±1,72	0,58±1,86

ОО- Одговор на оптерећење,

МС - Међуфаза стајања,

ЗФС - Завршна фаза стајања,

ПЊ – Предњихање,

ИЊ и МЊ - Иницијално њихање и Међуњихање,

ЗЊ - Завршно њихање,

АПТ – Антериорно –постериона транслагација,

МЛТ – Медијално – латерална транслагација,

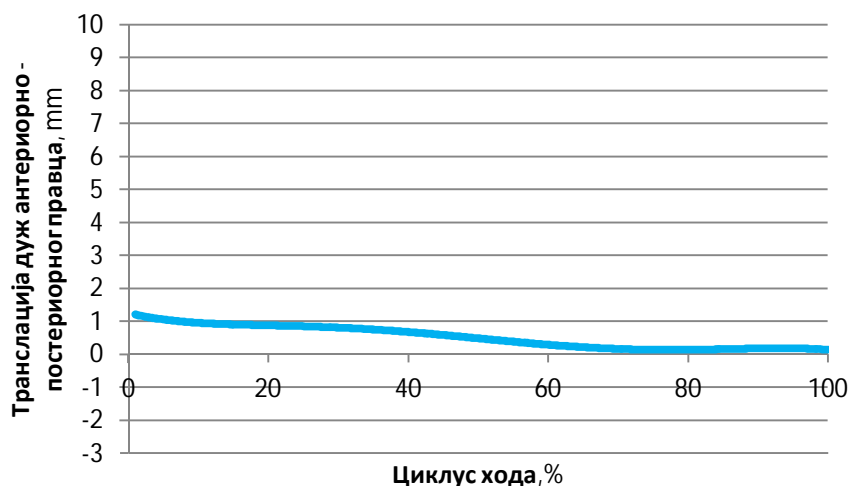
ИСТ – Инфериорно – супериорна транслагација,

ФЕР – Флексија - екстензија зглоба колена, и

ИЕР – Интерно - екстерна ротација тибије.

Предњихање – Почетком овог периода тибија достиже свој локални максимум у медијалном напредовању, док се повлачи постериорно и напредује суфериорно.

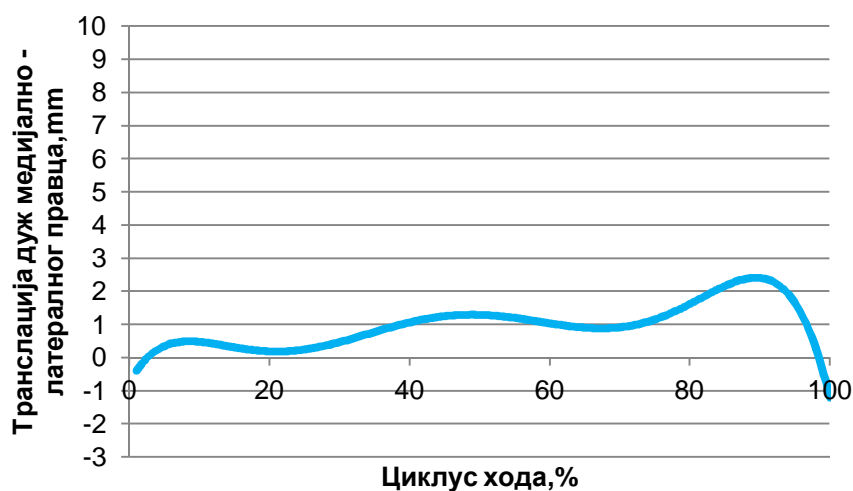
Иницијално њихање и Међуњихање – Тибија из локалног минимума напредује медијално и достиже локални максимум суфериорног положаја. На крају овог периода тибија задржава свој постериорни положај.



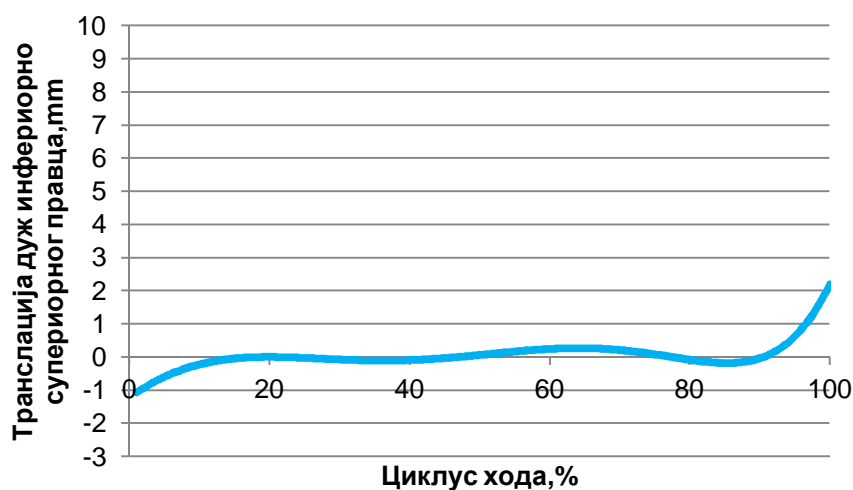
а)

Слика 6.27. Дијаграми транслагације: а) Антериорно постериорна, б) Медијално - латерална, и в) Инфериорно – супериорна

Завршно њихање – Тибија задржава свој постериорни положај константним током целог периода и повлачи се латерално, док из инфериорног положаја напредује супериорно.



б)

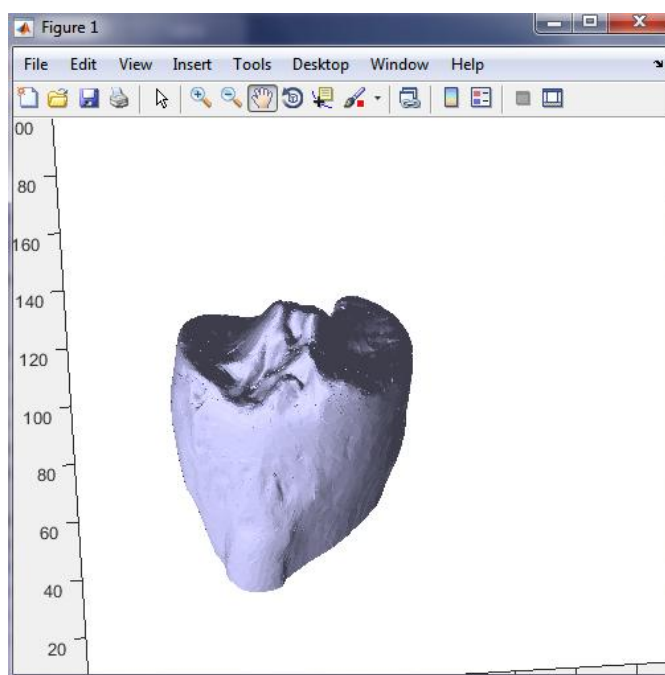


в)

Слика 6.27. Дијаграми транслације: а) Антериорно постериорна, б) Медијално - латерална, и в) Инфериорно – супериорна (наставка)

6.5. Симулација кретања

На основу добијених резултата, даље, могуће је извршити симулацију кретања (Слика 6.28). Симулација кретања је извршена конкретно за тибију јер је већина добијених резултата везана за њена померања. Иако у зглобу колена све мекоткивне и коштане структуре врше неки вид кретања, на овај начин омогућено је боље разумевање покрета које тибија (као кључни део комплексног система) извршава. У ту сврху је примењен MATLAB модификован код за ишчитавање стереолитографских фајлова - stlread.m (Copyright 2011 The MathWorks, Inc.).



Слика 6.28. Симулација кретања тибије

Код је модификован у делу који се односи на дефинисање транслације и ротације тибије, односно на дефинисање матрице трансформације. Из тог разлога, само за модификовани део кода ће се представити процедура, а оригинални део приказати.

1. Учитавање .stl фајла
2. Учитавање .xls фајлова (ротације и транслација дуж све три осе)
3. Дефинисање оса и просторног изгледа
4. Рендеровање објекта (осветљење, боја)
5. Дефинисање центра модела
6. Дефинисање објекта трансформације
7. Декларација променљивих
8. Креирање матрица транслације
9. Извршавање транслације и ротације:

```

for i=1:N
    translacija =
makehgtform('translacija',[u_pravcu
Xose(i) u_pravcu Yose (i) u_pravcu
Zose(i)]);
    rotacija_oko_Zose =
makehgtform('rotacija_oko_Zose', N(i));
    set(t,'Matrix', translacija*
rotacija_oko_Zose);
end

```

Учитавање .stl фајла

```

function varargout = stlread(file)
    if ~exist(file,'file')
        error(['File '%s' not found. If the file
is not on MATLAB's path' ...
            ', be sure to specify the full path
to the file.'], file);
    end
    fid = fopen(file,'r');
    if ~isempty(ferror(fid))
        error(lasterror); %#ok
    end
    M = fread(fid,inf,'uint8=>uint8');
    fclose(fid);

    [f,v,n] = stlbinary(M);

    varargout = cell(1,nargout);
    switch nargout
        case 2
            varargout{1} = f;
            varargout{2} = v;
        case 3
            varargout{1} = f;
            varargout{2} = v;
            varargout{3} = n;
        otherwise
            varargout{1} =
struct('faces',f,'vertices',v);
    end
end
function [F,V,N] = stlbinary(M)
F = [];
V = [];
N = [];
if length(M) < 84
    error('MATLAB:stlread:incorrectFormat', ...
        'Incomplete header information in
binary STL file. ');
end
numFaces = typecast(M(81:84),'uint32');
if numFaces == 0
    warning('MATLAB:stlread:nodata','No data in
STL file. ');
    return
end
T = M(85:end);
F = NaN(numFaces,3);
V = NaN(3*numFaces,3);
N = NaN(numFaces,3);
numRead = 0;

```

Учитавање .stl фајла (nastavak)

```

while numRead < numFaces
    i1    = 50 * numRead + 1;
    i2    = i1 + 50 - 1;
    facet = T(i1:i2)';
n = typecast(facet(1:12), 'single');
    v1 = typecast(facet(13:24), 'single');
    v2 = typecast(facet(25:36), 'single');
    v3 = typecast(facet(37:48), 'single');

    n = double(n);
    v = double([v1; v2; v3]);

    fInd  = numRead + 1;
    vInd1 = 3 * (fInd - 1) + 1;
    vInd2 = vInd1 + 3 - 1;

    V(vInd1:vInd2,:) = v;
    F(fInd,:)        = vInd1:vInd2;
    N(fInd,:)        = n;
    numRead = numRead + 1;
end
end

function [F,V,N] = stlascii(M)
    warning('MATLAB:stlread:ascii','ASCII STL files
currently not supported.');
```

```

    F = [];
    V = [];
    N = [];
end

function tf = isbinary(A)
    if isempty(A) || length(A) < 5
        error('MATLAB:stlread:incorrectFormat', ...
            'File does not appear to be an ASCII or
binary STL file.');
```

```

    end
    if strcmpi('solid',char(A(1:5)))
        tf = false; % ASCII
    else
        tf = true;  % Binary
    end
end
end

```

7

Класификација Применом Метода Машинског Учења

Учење, као и интелигенција, покрива широк дијапазон процеса које је тешко прецизно дефинисати. У литератури, могу се срести следеће дефиниције учења/интелигенције [Nilsson N.J. (1996)]:

- процес стицања знања или разумевања,
- процес стицања вештина учењем, наредбама или искуством,
- модификација понашања искуством, и сл.

Када је реч о машинском учењу, може се рећи да машине уче када дође до промене структуре, програма или података у циљу побољшања перформанси. Машинско учење се, углавном, односи на промене система које извршавају задатке везане за вештачку интелигенцију. Ови задаци подразумевају препознавање, дијагностиковање, планирање, контролу робота, предикцију, итд.

Постоји низ разлога зашто је област машинског учења (као део вештачке интелигенције) битна и зашто се огромни напор улаже у њен развој. Неки од њих су [Shvaley – Shwartz S. (2014)]:

- разумети како људи и животиње уче,

- креирање везе улазних и излазних карактеристика математичком функцијом,
- екстраховање веза међу подацима, и сл.
Више дисциплина је укључено у машинско учење, а то су:
- статистика,
- теорија контроле,
- физиолошки модели,
- вештачка интелигенција,
- модели еволуције, и сл.

У овом поглављу пажња је поклоњена алгоритмима машинског учења који су коришћени за класификацију података. N.J. Nilsson у књизи *Introduction to machine learning (an early draft of proposed textbook)*, S. Shvarev - Shwartz и S. Ben – David у књизи *Understanding Machine Learning: From Theory to Algorithms*, E. Alpaydin у књизи *Introduction to Machine Learning*, као и A. Ng у својим предавањима *Machine Learning – Lecture Notes* су детаљно описали разне математичке алгоритме и примену машинског учења. Стога, ове књиге су коришћене као основне референце за поглавље Методе машинског учења [Nilsson N.J. (1996), Ng A. (2003), Shvarev – Shwartz S. (2014), Alpaydin E. (2010)].

7.1 Типови алгоритама

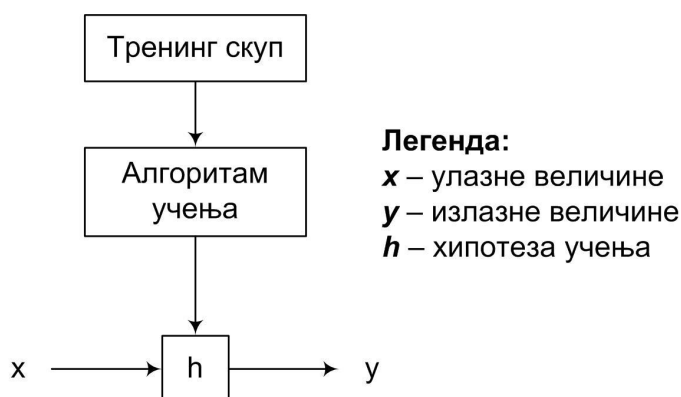
Алгоритми машинског учења су класификовани према захтеваним резултатима. Претежно коришћени алгоритми су следећи [Shvarev – Shwartz S. (2014), Ng A. (2003)]:

- *Учење са надгледањем* (енгл. *Supervised Learning*) – Ова техника машинског учења се користи онда када је потребно креирати функцију на основу тренинг скупа података који садрже одговарајуће парове улаза и излаза. Излазна функција може бити приказана у виду регресије или може предвидети припадност одговарајућој групи података, односно може вршити класификацију. Ова врста учења, углавном, предвиђа вредност функције на основу улазних карактеристика након учења кроз скуп тренинг примера. Из тог разлога, учење са надгледањем захтева неколико различитих стадијума:
 1. одабрати тренинг узорке,
 2. креирати тренинг скуп на основу реалног проблема,
 3. одабрати довољан број карактеристика како би се са што већом прецизношћу предвидео излаз, и
 4. идентификовати структуру научене функције и алгоритма учења;

- **Учење без надгледања** (енгл. *Unsupervised Learning*) – Ова техника машинског учења је техника када се модел прилагођава на основу посматрања. Разликује се од претходне технике учења јер не постоји *a priori* излаз. Код ове врсте учења скуп улазних података се посматра као скуп случајних променљивих, након чега се гради осетљивост модела. Ова техника је веома погодна за компресију података, као и за груписање (енгл. *clustering*) [Hinton G. (1999), Kotsiantis S.B. (2004)];
- **Учење са делимичним надгледањем** (енгл. *Semi-Supervised Learning*) – је техника машинског учења која током процеса учења зависи и од означених и од неозначених података. Другим речима, представља „средњу линију“ учења са и без надгледања [Chapelle O. (2006)];
- **Појачано учење** (енгл. *Reinforcement Learning*) – Ова техника учења представља под-област машинског учења која као додаток у свом учењу користи интелигентне агенте. Углавном се фокусира на on-line перформансама које укључује проналажење равнотеже између истраживања и експлоатације тренутног знања [Sutton R.S. (2012)]; и
- **Учење више задатака истовремено** (енгл. *Multi-tasking Learning*) – Овај вид учења никад не решава један проблем и самим тим методологија се односи на сакупљање свих релевантних проблема истовремено [Caruana R. (1997)].

7.2 Улазно-излазне карактеристике и функција учења (означавање)

Улазне променљиве се означавају са $x^{(i)}$ и називају се улазне карактеристике. Излазне карактеристике се означавају са $y^{(i)}$ и представљају циљне променљиве које треба да се предвиде. Уређени пар $(x^{(i)}, y^{(i)})$ представља тренинг пример, а скуп ових уређених парова, који ће се користити за учење, назива се тренинг скупом $\{(x^{(i)}, y^{(i)}); i=1, \dots, m\}$. Простор улазних вредности се означава са X , а простор излазних вредности са Y [Ng A. (2003)].



Слика 7.1. Алгоритам процеса учења [Ng A. (2003)]

У циљу формализовања процеса учења са надгледањем може се рећи да је потребно на основу датог тренинг скупа научити функцију $h: X \rightarrow Y$ тако да $h(x)$ буде добар предиктор за одговарајуће излазне вредности y . Функција h се назива хипотезом. Формализација процеса учења може се сликовито представити алгоритмом на слици 7.1.

Уколико је циљна поменљива (коју треба предвидети) континуална, онда се проблем учења назива регресиони проблем. У случају када излазна величина може да узме само мали број дискретних вредности, онда је реч о класификационом проблему [Ng A. (2003), Smola A. (2008)].

7.3 Линерна регресија

Линеарном регресијом се описује линеарна веза између зависне и независне променљиве, односно између улазне и излазне карактеристике [Јаничић Р. (2010)]. Из тог разлога, веома је битно на који начин ће се презентовати функција/хипотеза, h , а формално се може описати изразом:

$$y = f(x), \quad (7-1)$$

где је

$f(x)$ - линеарна функција променљиве x , односно хипотеза [Ng A. (2003)]:

$$f(x) = h_0(x) = h(x) = \theta_0 + \theta_1 x_1 + \theta_2 x_2, \quad (7-2)$$

где су

θ_i – параметри (називају се и тежинама) простора линеране функције пресликавања из X у Y .

Применом конвенције да је $x_0 = 1$ показује да је θ_0 константа и представља одсечак на вертикалној оси. Из тог разлога, хипотеза се може написати у облику [Ng A. (2003), Hastie T. (2009), Bishop C.M. (2006)]:

$$h(x) = \sum_{i=0}^n \theta_i x_i = \theta^T x. \quad (7-3)$$

Како су параметри θ непознати, користи се функција коштања (енгл. *Cost Function*), $J(\theta)$, у циљу одређивања тих непознатих параметара. Другим речима, уз помоћ функције коштања испитује се колико се добро хипотеза прилагођава тренинг примерима за сваки непознати параметар [Ng A. (2003)]. Формализација ове функције се може написати у облику:

$$J(\theta) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^m \left(h_\theta(x^{(i)}) - y^{(i)} \right)^2. \quad (7-4)$$

У једначини 7-4 потребно је изабрати такве параметре θ да се минимизира функција коштања. У ту сврху, примениће се алгоритам опадајућег градијента (енгл. *Gradient descent*), који почиње са неком иницијалном вредношћу θ . Параметар θ ће се веома брзо мењати како би $J(\theta)$ било што мање све док не конвергира до вредности која минимизира $J(\theta)$ [Ng A. (2003)]. Наведени алгоритам се може записати на следећи начин:

$$\theta_j := \theta_j - \alpha \frac{\partial}{\partial \theta_j} J(\theta), \quad (7-5)$$

где је

α – стопа учења.

Имплементација овог алгоритма заснива се на разматрању парцијалног извода у једначини 7-5. Узеће се у обзир да постоји само један тренинг пример. Решавањем парцијалног извода добиће се:

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial \theta_j} J(\theta) &= \frac{\partial}{\partial \theta_j} \frac{1}{2} (h_\theta(x) - y)^2 = \\ &= 2 \cdot \frac{1}{2} (h_\theta(x) - y) \cdot \frac{\partial}{\partial \theta_j} (h_\theta(x) - y) = \\ &= (h_\theta(x) - y) \cdot \frac{\partial}{\partial \theta_j} \left(\sum_{i=0}^n \theta_i x_i - y \right) = \\ &= (h_\theta(x) - y) x_j \end{aligned} \quad (7-6)$$

Заменом једначине 7-6 у једначину 7-5 добиће се правило ажурирања у следећем облику:

$$\theta_j := \theta_j + \alpha (y^{(i)} - h_\theta(x^{(i)})) x_j^{(i)1}. \quad (7-7)$$

Приказано правило у једначини 7-7 је правило методе најмањих квадрата (енгл. *Least mean squares*), које је, такође, познато и као *Widrow-Hoff* правило учења [Ng A. (2003)].

7.4 Логистичка регресија

При разматрању овог типа алгорита машинског учења, односно алгоритма класификације, уводи се нова форма хипотезе у облику [Tsochantaridis I. (2005), Mazzocco T. (2012)]:

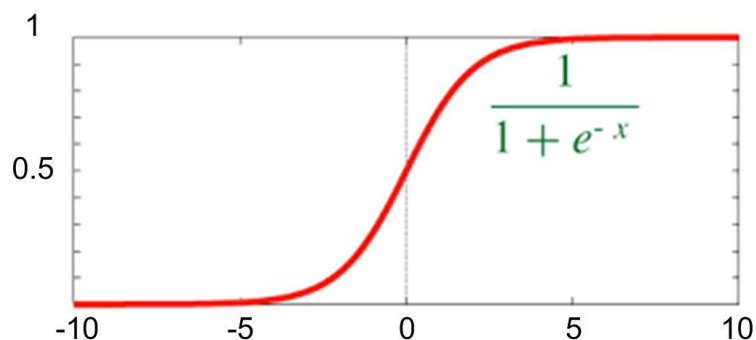
$$h_\theta(x) = g(\theta^T x) = \frac{1}{1 + e^{-\theta^T x}}, \quad (7-8)$$

¹ Ознака „ $a:=b$ “ односи се на операције у којима променљива a у свакој новој итерацији преузима вредност b .

где је

$g(z) = \frac{1}{1 + e^{-z}}$ - логистичка функција, односно сигмоидна функција (Слика 7.2).

Може се приметити да $g(z) \rightarrow 1$ док $z \rightarrow \infty$ и да $g(z) \rightarrow 0$ док $z \rightarrow -\infty$. Из тог разлога, $g(z)$ и $h(x)$ могу се увек налазити између 0 и 1 (Слика 7.2).



Слика 7.2. Логистичка функција [Artint (2014)]

Као што је већ напред поменуто, усвојена је конвенција да је $x_0 = 1$, тако да важи [Ng A. (2003), Hastie T.(2009), Bishop C.M.(2006)]:

$$\theta^T x = \theta_0 + \sum_{j=1}^n \theta_j x_j. \quad (7-9)$$

Корисно својство извода сигмоидне функције може се написати у облику:

$$\begin{aligned} g'(z) &= \frac{d}{dz} \frac{1}{1 + e^{-z}} = \\ &= \frac{1}{(1 + e^{-z})^2} (e^{-z}) = \\ &= \frac{1}{(1 + e^{-z})} \cdot \left(1 - \frac{1}{(1 + e^{-z})} \right) = \\ &= g(z)(1 - g(z)) \end{aligned} \quad (7-10)$$

Регресија најмањег квадрата може бити изведена као максимум вероватноће естиматора под скупом претпоставки. Непознати параметри θ биће одређени увођењем пробабилистичких претпоставки [Ng A. (2003), Ryalí S. (2010)]. Нека се претпостави да је

$$P(y = 1 | x; \theta) = h_{\theta}(x), \text{ и} \quad (7-11a)$$

$$P(y = 0 | x; \theta) = 1 - h_{\theta}(x). \quad (7-11b)$$

Једначине 7-11 могу се компактније написати у облику:

$$P(y | x; \theta) = (h_{\theta}(x))^y (1 - h_{\theta}(x))^{1-y}. \quad (7-12)$$

Увођењем претпоставке да је m тренинг примера генерисано насумично, функција веродостојности параметара може се написати у облику:

$$\begin{aligned} L(\theta) &= p(\bar{y} | X; \theta) = \\ &= \prod_{i=1}^m p(y^{(i)} | x^{(i)}; \theta) = \\ &= \prod_{i=1}^m (h_{\theta}(x^{(i)}))^{y^{(i)}} (1 - h_{\theta}(x^{(i)}))^{1-y^{(i)}} \end{aligned} \quad (7-13)$$

Ради једноставнијег прорачуна, повољније је максимизирати логаритам функције веродостојности на основу израза [Al-Ghamdi A.S. (2002)]:

$$\begin{aligned} l(\theta) &= \log L(\theta) = \\ &= \sum_{i=1}^m y^{(i)} \log h_{\theta}(x^{(i)}) + (1 - y^{(i)}) \log(1 - h_{\theta}(x^{(i)})) \end{aligned} \quad (7-14)$$

Максимизација функције веродостојности може се извршити на више начина. Један од начина је успон градијента (енгл. *Gradient ascent*). Писано у векторској нотацији, ажурирање података биће дато у следећем облику:

$$\theta := \theta - \alpha \nabla_{\theta} l(\theta). \quad (7-15)$$

Увођењем претпоставке да се ради са једним тренинг паром (x, y) и коришћењем чињенице да је $g'(z) = g(z)(1 - g(z))$, добиће се следеће правило градијентног успона применом парцијалног извода:

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial \theta_j} l(\theta) &= \left(y \frac{1}{g(\theta^T x)} - (1 - y) \frac{1}{1 - g(\theta^T x)} \right) \frac{\partial}{\partial \theta_j} g(\theta^T x) = \\ &= \left(y \frac{1}{g(\theta^T x)} - (1 - y) \frac{1}{1 - g(\theta^T x)} \right) g(\theta^T x) (1 - g(\theta^T x)) \frac{\partial}{\partial \theta_j} \theta^T x = \\ &= (y(1 - g(\theta^T x)) - (1 - y)g(\theta^T x)) x_j = \\ &= (y - h_{\theta}(x)) x_j \end{aligned} \quad (7-16)$$

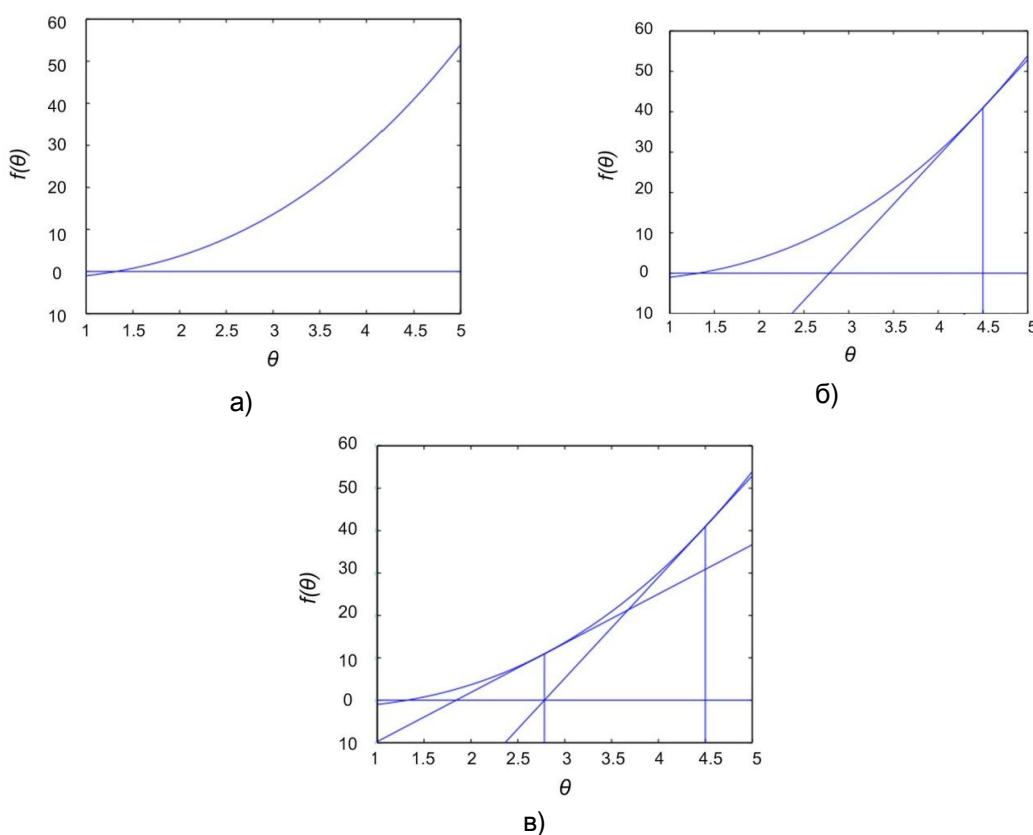
На основу једначине 7-16 правило градијентног успона може се записати у облику:

$$\theta_j := \theta_j - \alpha \left(y^{(i)} - h_{\theta} \left(x^{(i)} \right) \right) x_j^{(i)}. \quad (7-17)$$

Други начин за максимизацију вероватноће је *Newton* метод [Ng A. (2003), Hastie T. (2009)]. Нека се претпостави да постоји функција $f: R \rightarrow R$ и да је потребно пронаћи вредност параметра θ тако да $f(\theta) = 0$, $\theta \in R$. Овај метод извршава следеће правило ажурирања:

$$\theta := \theta - \frac{f(\theta)}{f'(\theta)}. \quad (7-18)$$

Newton метод [Ng A. (2003), Hastie T. (2009)] апроксимира функцију f линеарном функцијом која је тангентна на функцију f за тренутне вредности параметра θ решавајући где је та линеарна функција једнака 0. На слици 7.3 приказано је како изгледа овај метод у пракси. На слици 7.3а је приказана функција f . Потребно је пронаћи такав параметар θ тако да функција $f(\theta) = 0$. Нека се претпостави да је иницијална вредност $\theta=4.5$ (Слика 7.3б). *Newton* метод тангира правом линијом функцију f у $\theta=4.5$. Како се за ову вредност не добија да је $f(\theta) = 0$, иницијализује се нова вредност $\theta=2.8$ (Слика 7.3в). *Newton* метод, поново, тангира правом линијом функцију f у $\theta=2.8$, и тако све док се не пронађе вредност θ да је $f(\theta) = 0$.



Слика 7.3. *Newton* метод [Ng A. (2003)]

Коришћењем *Newton* – овог метода за максимизацију функције веродостојности l одговара тачкама где је први извод $l'(\theta) = 0$. Претпостављајући да је $f(\theta) = l'(\theta)$, правило ажурирања добија следећи облик:

$$\theta := \theta - \frac{l'(\theta)}{l''(\theta)}. \quad (7-19)$$

Како су параметри θ вектори, потребно је извршити генерализацију *Newton*-овог метода (који се назива још и *Newton-Raphson* метод), а правило ажурирања добија следећи облик:

$$\theta := \theta - H^{-1} \nabla_{\theta} l(\theta), \quad (7-20)$$

где су

$\nabla_{\theta} l(\theta)$ - вектор парцијалних извода $l(\theta)$,

H - $n \times n$ матрица (заправо $(n+1) \times (n+1)$ матрица, уколико се узме у обзир и исечак на одговарајућој оси), тзв. *Hessian* матрица чији се чланови рачунају у облику:

$$H_{ij} = \frac{\partial^2 l(\theta)}{\partial \theta_i \partial \theta_j}. \quad (7-21)$$

У принципу, *Newton* метод има бржу конвергенцију него метод опадајућег градијента и захтева мање итерација. Када се овај метод користи за максимизацију логаритма функције веродостојности $l(\theta)$ логистичке регресије, резултујући метод се назива *Fisher* метод.

7.5 Класификација могућег оштећења укрштених лигамената применом алгоритма логистичке регресије

Оштећење укрштених лигамената је пропраћено одступањем од стандардних вредности (повећање/смањење) антериорно постериорне транслације и интерно екстерне ротације. Из тог разлога, пре креирања алгорита класификације, потребно је дефинисати тренинг скуп података у посесебном .xls фајлу који чине уређени парови антериорно постериорне транслације и интерно екстерне ротације. За вредност сваког тренинг податка, дефинише се област припадности недозвољених вредности (ознака 1) или област припадности стандардних вредности параметара (ознака 0).

Даље, потребно је испитати да ли изабрани тренинг скуп података може на ефикасан начин објаснити и предвидети припадност непознатих

података једној од две дефинисане области. Анализа тренинг примера је приказана у Табели 7.1. У табели су приказани важни индикатори који одређују значајност карактеристика.

Табела 7.1. Анализа регресионих коефицијената [Matic A. (2016)]

	В	Станд. грешка	Wald	df	Р – вред.	Exp(B)	Exp(B) (95%CI)	
							Доња вредност	Горња вредност
АПТ	0.162	0.067	5.716	1	0.017	1.176	1.013	1.365
ИЕР	0.812	0,125	42.352	1	0.000	2.252	1.939	2.613

Likelihood ratio test = 233.762, $\alpha=0.05$,

Hosmer&Lemeshow Test = 6.137 са P - вредношћу = 0.632,

Cox and Snell R Square=0.595, Nagelkerke R Square=0.839

АПТ – антериорна постериорна транслација, ИЕР – интерно екстерна ротација

** 95%CI је 95% интервала поверења

Статистичка значајност В коефицијената приказана је Wald статистиком. Вредност Exp (B) параметра АПТ показује вероватноћу да ће се оштећење лигамената појавити пре при вишим променама вредностима параметра АПТ, и то за 1.1758 пута (95% C.I.) чешће него код испитаника са нижим вредностима параметра АПТ. Вредност Exp (B) параметра ИЕР показује вероватноћу да ће се оштећење лигамената појавити пре при вишим променама вредности параметра ИЕР, и то за 2.2516 пута (95% C.I.) чешће него код пацијената са нижим вредностима овог параметра. Hosmer&Lemeshow Test са P - вредношћу већом од 0,05 показује да су вредности карактеристика добро изабране, што значи да процењена вероватноћа нежељених догађаја не одступа од стварног броја догађаја [Matic A. (2016)].

Индикатори излистани у горе наведеној табели показују да су изабране карактеристике значајне и да као такве могу да креирају модел класификације на прихватљивом нивоу.

Процедура (псеудо код) која описује претходно наведене математичке формулације за класификацију применом логистичке регресије је следећа:

1. Учитавање тренинг примера из .xls фајла (АПТ и ИЕР)
2. Декларација улазних и излазних карактеристика тренинг примера $x^{(i)}$ (АПТ и ИЕР) и $y^{(i)}$ (0 и 1)
3. Пресликавање улазних карактеристика у вишедимензиони простор $x = \text{preslikavanje}(x^{(i)}(:,1), x^{(i)}(:,2));$
4. Одређивање величине матрице улазних карактеристика из вишедимензионог простора:

[m, n] = величина(x);

5. Иницијализација параметара прилагођавања

6. Дефинисање сигмоидне функције: $g(z) = \frac{1}{1 + e^{-z}}$

7. Дефинисање максималног броја итерација:
макс_итер

8. Креирање празног скупа функције коштања:
J = zeros(макс_итер, 1);

9. Дефинисање параметера регуларизације:
λ

10. Прорачун Njutnov - Rapson метода
за i = 1: макс_итер

$$h_{\theta}(x) = g(\theta^T x) = \frac{1}{1 + e^{-\theta^T x}}$$

$$J(\theta) = -\frac{1}{m} \sum_{i=1}^m \left[y^{(i)} \log(h_{\theta}(x^{(i)})) + (1 - y^{(i)}) \log(1 - h_{\theta}(x^{(i)})) \right] + \frac{\lambda}{2m} \sum_{j=1}^n \theta_j^2$$

$$\theta := \theta - H^{-1} \nabla_{\theta} J(\theta)$$

$$H_{ij} = \frac{\partial^2 J(\theta)}{\partial \theta_i \partial \theta_j}$$

крај

11. Дефинисање опсега мреже у вишедимензионалном простору:
u – правац хоризонталне осе
v – правац вертикалне осе

12. Прорачун $z = \theta \cdot x$ у више димензионом простору
за i = 1:дужина(u)
за j = 1:дужина(v)

z(i,j) = вишедимензиони простор(u(i),v(j)) θ ;

крај

крај

13. Штампанье контуре- границе одлуке

contour(u, v, z)

legend('Област оштећених лигамената', 'Област здравих лигамената',
'Граница одлуке')

14. Штампанье контуре- границе одлуке

contour(u, v, z)

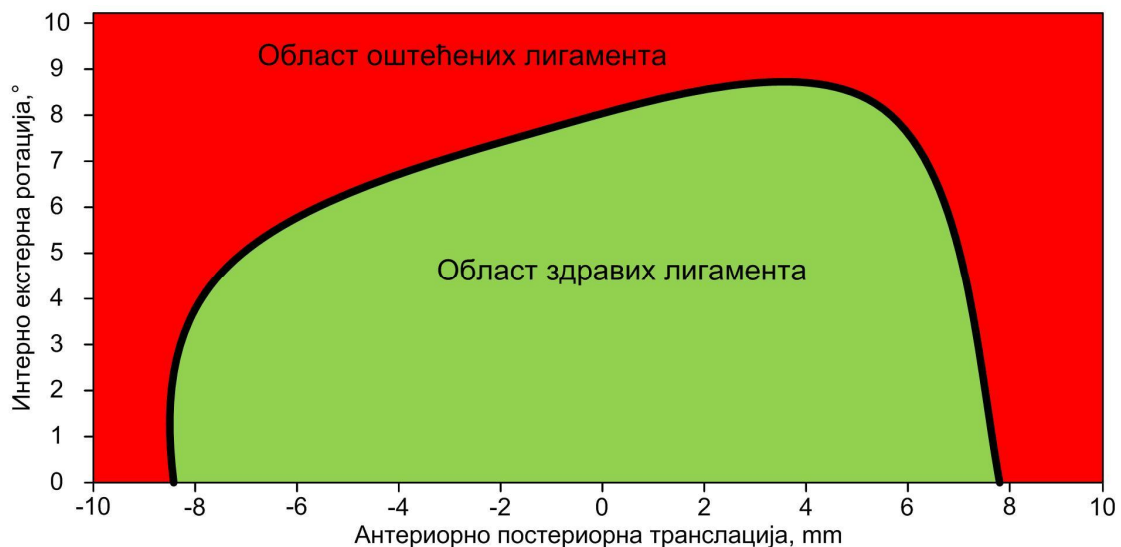
legend('Област оштећених лигамената', 'Област здравих лигамената',
'Граница одлуке')

```

15. Класификација
за i=1:број фрејмова
предвиђање(i) = sigmoid([1 (АПТ(i)) ИЕР(i) (АПТ (i)* ИЕР (i))...(АПТ
(i)^(степен_полинома-1)) (ИЕР (i)^(степен_полинома-1)) (..... * θ);
крај
16. Одређивање првих 20% хода:
20%величине непознатих података
17. Одређивање колико је фрејмова у првих 20% хода веће од границе 0,5
k=0;
за j=1:број фрејмова у првих 20% непознатих података
ако је prob(j)>0.5
    k=k+1 ;
онда
    k=k+0;
крај
крај
18. Одређивање припадности
ако 80% фрејмова у првих 20% хода>0.5
    disp('Одступање од граничних вредности')
онда
    disp ('Налази се у опсегу граничних вредности')
крај

```

Као излаз из алгоритма добија се граница одлуке која раздваја области припадности оштећених, односно здравих лигамената (Слика 7.4). Граница одлуке је генерисана на основу уређених парова интерно екстерне ротације и антериорно постериорне транслације. На хоризонталној оси се налазе вредности антериорно постериорне транслације, а на вертикалној вредности интерно екстерне ротације.



Слика 7.4. Граница одлуке

7.6 Неуронске мреже

7.6.1. Нервни систем људи

Људски нервни систем се може дефинисати као систем који се састоји из три нивоа (Слика 7.5) [Најек М. (2005), Arbib M.A. (2003), Hagan M.T. (2015), Хајкин S. (2009)]:

1. мозга,
2. рецептора, и
3. ефектора.

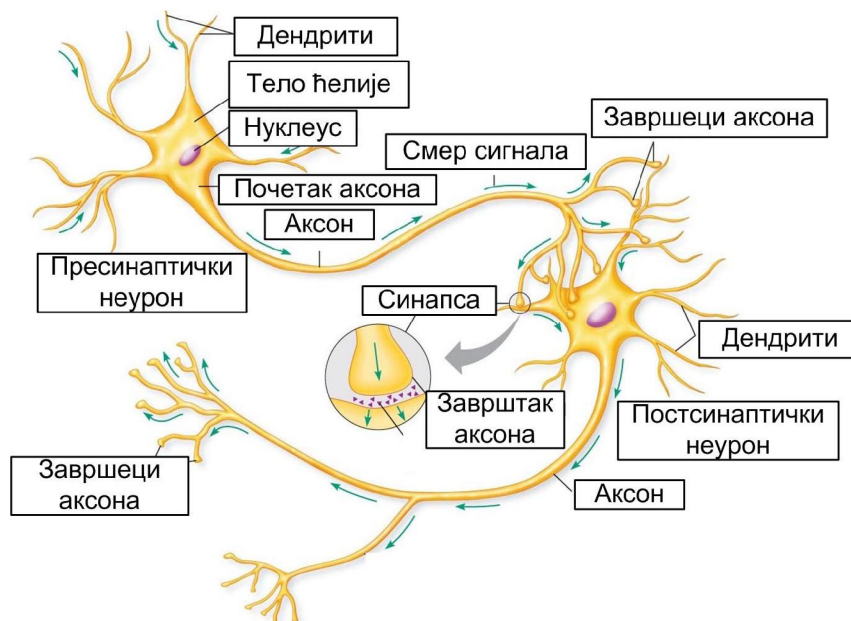
Централни део система је мозак који је репрезентован неуронском мрежом. Она континуално прима информације, обрађује их и доноси одлуке. Рецептори примају информације на основу стимуланса окружења, док ефектори конвертују електричне импулсе генерисане од стране неуронске мреже у одзив система.



Слика 7.5. Блок дијаграм нервног система [Најкин S. (2009)]

Мозак се састоји од великог броја повезаних елемената који се називају неурони. Основни делови неурона су (Слика 7.6) [Најкин S. (2009)]:

- дендрити - танки, кратки разгранати наставци неурона чија је главна функција да приме пристигле импулсе,
- аксон – полази од тела неурона и дуж њега се преноси талас деполаризације након активације неурона, и
- тело ћелије.



Слика 7.6. Структура неурона [TheRemino (2016)]

Тачка контакта између аксона једне ћелије и дендрита друге ћелије се назива синапса. То је место где се импулси преносе од једне до друге ћелије. Учење људи се обавља регулацијом синаптичких веза.

7.6.2 Модел вештачког неурона

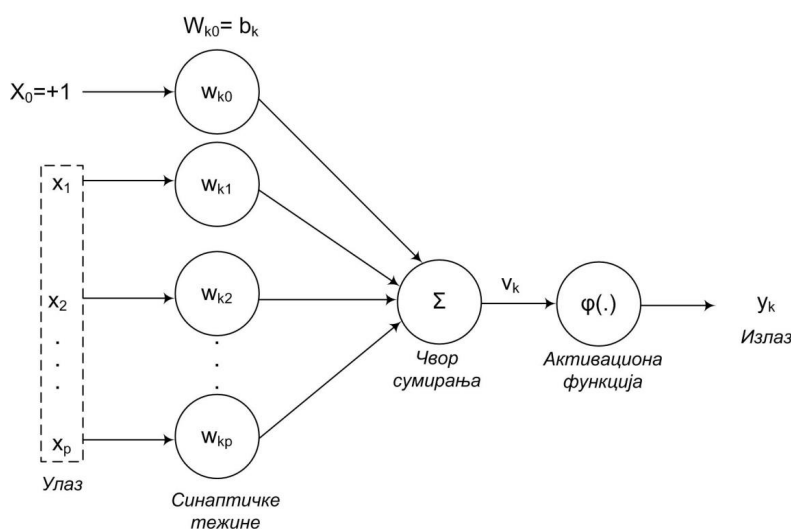
Неурон је процесирајућа јединица информација која је фундаментална за операције неуронске мреже. На слици 7.7 је приказан модел вештачког неурона чији су основни елементи [Haykin S. (2009), Nilsson N.J. (1996), Хајек М. (2015), Hagan M.T. (2015)]:

1. Скуп синапси, односно веза, при чему је свака веза карактеризована својом тежином (енгл. *Weight*), односно јачином (енгл. *Strength*). Сигнал x_j , на улазу синапсе j повезане са неуроном k , умножен је синаптичком тежином w_{kj} ;
2. Чвор сумирања улазних сигнала отежан синаптичким јачинама неурона; и
3. Активациона функција која ограничава амплитуду излаза из неурона. Ова функција се односи и на функцију „гушења“ (енгл. *Squashing function*) која ограничава амплитуду излазног сигнала на неку коначну вредност.
4. Математички, неурон на слици 7.6, може се описати на следећи начин:

$$v_k = \sum_{j=0}^p w_{kj} x_j, \quad (7-22)$$

$$y_k = \varphi(v_k) \quad (7-23)$$

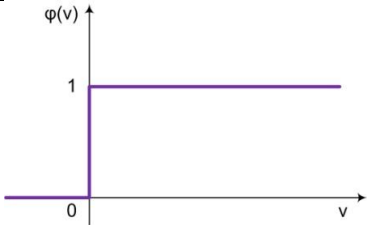
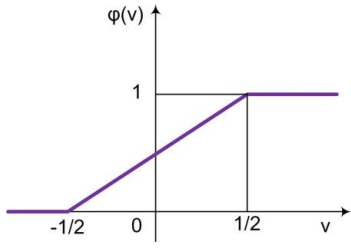
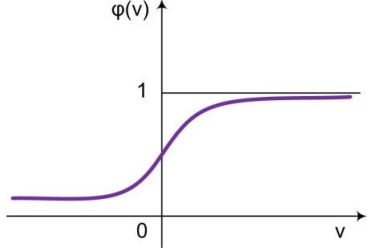
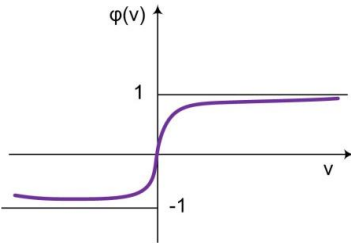
5. где је
6. v_k - активациони потенцијал, и
7. y_k - излаз.



Слика 7.7. Модел нелинеарног неурона [Haykin S. (2009), Хајек М. (2005), Hagan M.T. (2002)]

Најчешћи типови коришћених активационих функција дати су у табели 7.2 [Haykin S. (2009), Hajek M. (2005), Hagan M.T. (2002)].

Табела 7.2. Типови активационих функција

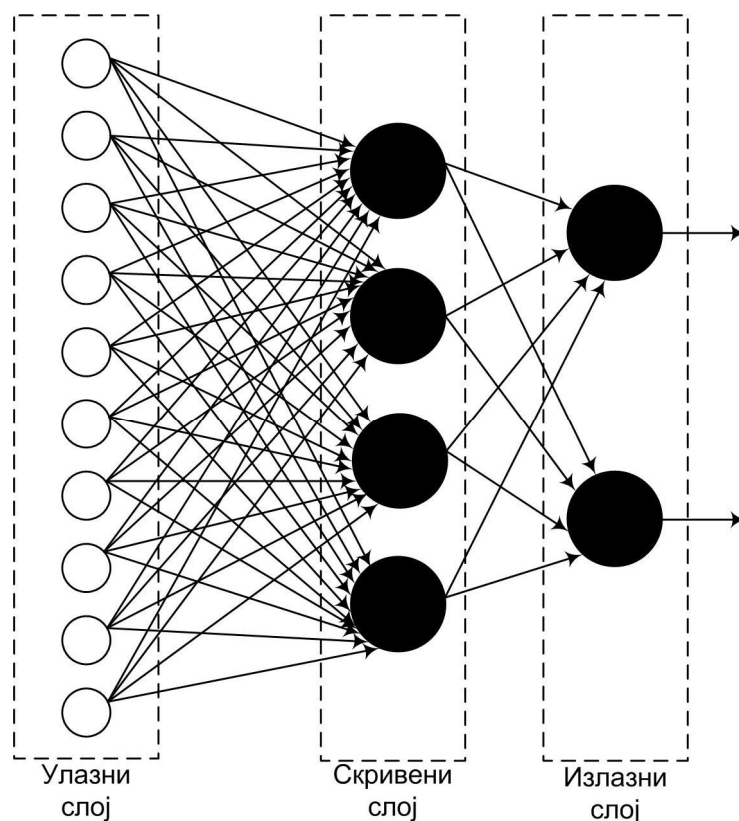
Назив	Формула	Изглед активационе функције
Функција прага	$\varphi(v) = \begin{cases} 1, & v \geq 0 \\ 0, & v < 0 \end{cases}$	
У деловима линеарна функција	$\varphi(v) = \begin{cases} 1, & v \geq 1/2 \\ 1/2 + v, & -1/2 < v < 1/2 \\ 0, & v \leq -1/2 \end{cases}$	
Сигмоидална (логистичка) функција	$\varphi(v) = \frac{1}{1 + e^{-v}}$	
Хиперболична тангентна функција	$\varphi(v) = \frac{1 - e^{-v}}{1 + e^{-v}}$	

7.6.3 Формулација вишеслојне директне неуронске мреже

Вишеслојне директне неуронске мреже (енгл. *Multilayer feedforward network*) су важна група неуронских мрежа [Hajek M. (2005), Shvaley – Schwartz S. (2014)]. У основи, састоји се из једног улазног слоја, једног или више скривених слојева и излазног слоја [Yuste R. (2015)]. Пример једне овакве мреже дат је на слици 7.8. Приказана мрежа има један скривени слој. То је тзв. 10 – 4 – 2 мрежа јер се састоји из 10 неурона у улазном слоју, 4 неурона у скривеном слоју и 2 неурона у излазном слоју.

Улазни сигнал представља улаз у први следећи слој – први скривени слој, из кога се генерише излазни сигнал. Генерисани излазни сигнал представља улазни сигнал у наредни слој – други скривени слој, и тако кроз

целу мрежу. Скуп излазних сигнала у излазном слоју мреже дефинишу свеукупни одзив кроз мрежу.



Слика 7.8. Вишеслојна директна неуронска мрежа [Најек М. (2005)]

Неуронска мрежа је потпуно повезана уколико је сваки неурон у сваком слоју мреже повезан са неуронима у слоју испред и иза посматраног слоја. Уколико у мрежи недостаје нека од веза, онда се каже да је мрежа делимично повезана.

7.6.4 Алгоритам са пропацијом грешке уназад

Вишеслојна неуронска мрежа има успешну примену у решавању компликованих проблема тако што се тенира са надгледањем применом алгоритма са пропацијом грешке уназад (енгл. *Backpropagation algorithm*). Овај алгоритам је заснован на правилу учења корекције грешке.

У суштини, овај алгоритам се састоји од два пролаза кроз различите слојеве мреже - пролаз напред и пролаз назад. У пролазу напред, активациона функција утиче на осетљивост чворова мреже и њихов ефекат се пропагира кроз комплетну мрежу, слој по слој. Скуп излаза представља тренутни одзив мреже. Током пролаза назад, синаптичке тежине се подешавају према правилу корекције грешке како би се тренутни одзив мреже приближио жељеном.

Математички опис поменутог алгоритма извршиће се на основу извођења Најек М. [Најек М. (2005)].

7.6.4.1 Пролаз напред

У пролазу напред синаптичке тежине остају непромењене и сигнал се рачуна од неурона до неурона. У циљу једноставнијег појашњења алгоритма са пропацијом грешке уназад, увешће се следеће ознаке:

$x = [x_0 \ x_1 \ \dots \ x_{n^x}]$ - улазни вектор са $n^x + 1$ елементима

$h = [h_0 \ h_1 \ \dots \ h_{n^h}]$ - скривени слој са $n^h + 1$ елементима

$y = [y_0 \ y_1 \ \dots \ y_{n^y}]$ - излазни слој са n^y елементима

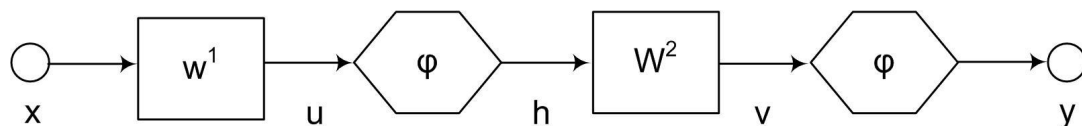
$u = [u_0 \ u_1 \ \dots \ u_{n^u}]$ - збир сигнала након тежинске синапсе w^1

$v = [v_0 \ v_1 \ \dots \ v_{n^v}]$ - збир сигнала након тежинске синапсе w^2

$$w^1 = \begin{pmatrix} w^1_{10} & w^1_{11} & \dots & w^1_{1n^x} \\ w^1_{20} & w^1_{21} & \dots & w^1_{2n^x} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ w^1_{n^h 0} & w^1_{n^h 1} & \dots & w^1_{n^h n^x} \end{pmatrix} - \text{матрица тежине } n^h \times (n^x + 1)$$

$$w^2 = \begin{pmatrix} w^2_{10} & w^2_{11} & \dots & w^2_{1n^h} \\ w^2_{20} & w^2_{21} & \dots & w^2_{2n^h} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ w^2_{n^y 0} & w^2_{n^y 1} & \dots & w^2_{n^y n^h} \end{pmatrix} - \text{матрица тежине } n^y \times (n^h + 1)$$

У општем случају, кретање сигнала кроз директну мрежу са једним скривеним слојем приказано је на слици 7.9.



Слика 7.9. Кретање сигнала кроз мрежу са једним скривеним слојем [Најек М. (2005)]

За кретање сигнала приказаног на слици 7.9, веза улаза и излаза може се описати релацијама:

$$u = w^1 x, \quad (7-24-a)$$

$$h = \varphi(u), \quad (7-24-б)$$

$$v = w^2 h, \text{ и} \quad (7-24-в)$$

$$y = \varphi(v). \quad (7-24-г)$$

7.6.4.2 Пролаз уназад

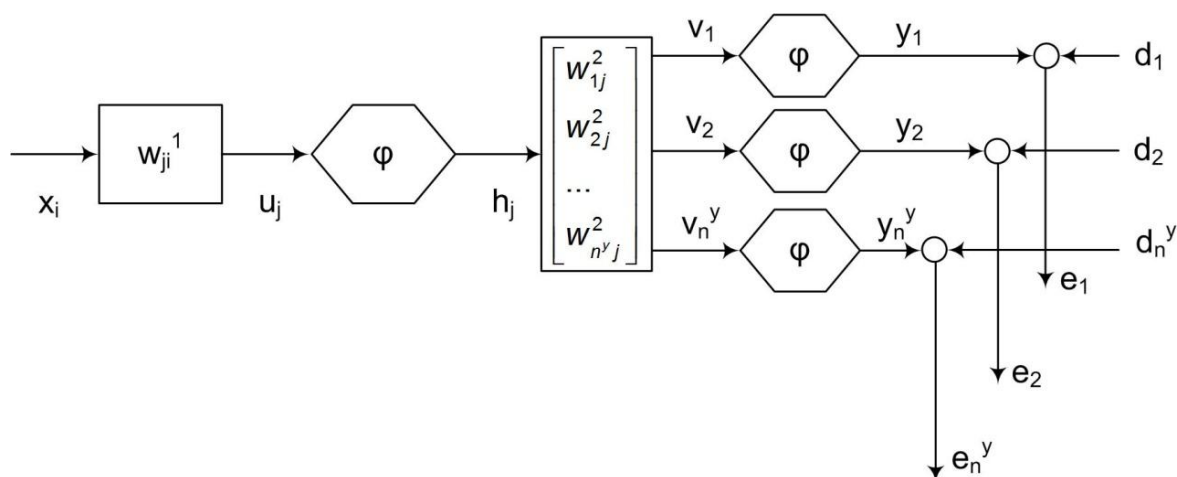
Сигнал грешке (Слика 7.10) на излазном неурону i у итерацији n може се претставити у облику [Nagathan A. (2014), Nawі N.M. (2013)]:

$$e_i(n) = y_i(n) - d_i(n), \quad (7-25)$$

где је

$y_i(n)$ - тренутни излаз у неурону i при итерацији n , и

$d_i(n)$ - жељени излаз у неурону i при итерацији n .



Слика 7.10. Кретање сигнала кроз мрежу и појава грешке [Најек М. (2005)]

Даље, могуће је дефинисати тренутну критеријумску функцију $I(n)$ (енгл. *Instantenous criterion*) којом се описује стварни излаз од жељеног, а израчунава се као збир квадратних грешака свих излазних неурона [Nawі N.M. (2013)]:

$$I(n) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n e_i^2(n) = \frac{1}{2} e(n)^T e(n). \quad (7-26)$$

Свеукупна критеријумска функција J (енгл. *Overall criterion*) дефинише се као просечна квадратна грешка која је добијена сумирањем тренутних квадратних грешака током свих итерација и њиховим нормализовањем у односу на величину тренинг скупа:

$$J = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N I(n) = \frac{1}{2N} \sum_{n=1}^N \mathbf{e}(n)^T \mathbf{e}(n). \quad (7-27)$$

Оба критеријума су функције синаптичких тежина мреже. Циљ процеса учења је подесити синаптичке тежине тако да минимизирају J . У ту сврху се користе градијентне методе.

7.6.4.3 Ажурирање тежинске матрице w^2

Градијент $\frac{\partial I(n)}{\partial w_{ij}^2(n)}$ представља фактор осетљивости који одређује правац претраге у тежинском простору за синаптичку тежину w_{ij}^2 . Овај градијент се може написати на следећи начин:

$$\frac{\partial I(n)}{\partial w_{ij}^2(n)} = \frac{\partial I(n)}{\partial \mathbf{e}_i(n)} \frac{\partial \mathbf{e}_i(n)}{\partial y_i(n)} \frac{\partial y_i(n)}{\partial v_i(n)} \frac{\partial v_i(n)}{\partial w_{ij}^2(n)}, \quad (7-28)$$

где поједини парцијални изводи представљају:

$$\frac{\partial I(n)}{\partial \mathbf{e}_i(n)} = \mathbf{e}_i(n), \quad (7-29-а)$$

$$\frac{\partial \mathbf{e}_i(n)}{\partial y_i(n)} = 1, \quad (7-29-б)$$

$$\frac{\partial y_i(n)}{\partial v_i(n)} = \varphi'(v_i(n)), \text{ и} \quad (7-29-в)$$

$$\frac{\partial v_i(n)}{\partial w_{ij}^2(n)} = h_j(n). \quad (7-29-г)$$

Заменом једначина (7-29-а,б,в,г) у једначинуа 7-28, наведени градијент се може компактније написати у облику:

$$\frac{\partial I(n)}{\partial w_{ij}^2(n)} = \mathbf{e}_i(n) \varphi'(v_i(n)) h_j(n), \quad (7-30)$$

Корекција $\Delta w_{ij}^2(n)$ може се дефинисати на основу тзв. делта правила:

$$\Delta w_{ij}^2(n) = -\eta \frac{\partial I(n)}{\partial w_{ij}^2(n)} = -\eta \delta_i^2(n) h_j(n), \quad (7-31)$$

$$\delta_i^2(n) = \mathbf{e}_i(n) \varphi'(v_i(n)) = \frac{\partial I(n)}{\partial v_i(n)}. \quad (7-32)$$

где је

$\delta_i^2(n)$ - локални градијент.

На основу претходног, ажурирање тежинских елемената матрице извршиће се на основу следеће релације [Nawi N.M. (2013)]:

$$w_{ij}^2(n+1) = w_{ij}^2(n) + \Delta w_{ij}^2(n). \quad (7-33)$$

7.6.4.4 Ажурирање тежинске матрице w^1

Градијент $\frac{\partial I(n)}{\partial w_{ji}^1(n)}$ представља фактор осељивости који одређује правац претраге у тежинском простору за синаптичку тежину w_{ji}^1 . Овај градијент се може написати на следећи начин:

$$\frac{\partial I(n)}{\partial w_{ji}^1(n)} = \frac{\partial I(n)}{\partial h_j(n)} \frac{\partial h_j(n)}{\partial u_j(n)} \frac{\partial u_j(n)}{\partial w_{ji}^1(n)}, \quad (7-34)$$

где поједини парцијални изводи представљају:

$$\begin{aligned} \frac{\partial I(n)}{\partial h_j(n)} &= \frac{\partial \left(\frac{1}{2} \sum_{k=1}^{n^y} e_k^2(n) \right)}{\partial h_j(n)} = \sum_{k=1}^{n^y} e_k^2(n) \frac{\partial e_k(n)}{\partial y_k(n)} \frac{\partial y_k(n)}{\partial v_k(n)} \frac{\partial v_k(n)}{\partial h_j(n)} \\ &= \sum_{k=1}^{n^y} \delta_k^2(n) w_{kj}^2(n) \end{aligned} \quad (7-35)$$

$$\frac{\partial h_j(n)}{\partial u_j(n)} = \varphi'(u_j(n)), \text{ и} \quad (7-36)$$

$$\frac{\partial u_j(n)}{\partial w_{ji}^1(n)} = x_i(n). \quad (7-37)$$

Заменом израза 7-35, 7-36 и 7-37 у израз 7-34, добија се:

$$\frac{\partial I(n)}{\partial w_{ji}^1(n)} = \sum_{k=1}^{n^y} \delta_k^2(n) w_{kj}^2(n) \varphi'(u_j(n)) x_i(n), \quad (7-38)$$

Корекција $\Delta w_{ji}^1(n)$ може се дефинисати на основу тзв. делта правила:

$$\Delta w_{ji}^1(n) = -\eta \frac{\partial I(n)}{\partial w_{ji}^1(n)} = -\eta \delta_j^1(n) x_i(n), \quad (7-39)$$

$$\delta_j^1(n) = \sum_{k=1}^{n^y} \delta_k^2(n) w_{kj}^2(n) \varphi'(u_j(n)) = \frac{\partial I(n)}{\partial u_j(n)}, \quad (7-40)$$

где је

$\delta_j^1(n)$ - локални градијент.

На основу претходног, ажурирање тежинских елемената матрице извршиће се на основу следеће релације [Nawi N.M. (2013)]:

$$w_{ji}^1(n+1) = w_{ji}^1(n) + \Delta w_{ji}^1(n). \quad (7-41)$$

7.7 Класификација обрасца кривих кретања применом алгоритма неуронске мреже

У поглављу 6. приказане су криве параметара кретања које одговарају здравом зглобу колена. Међутим, уколико дође до оштећења/обољења зглоба колена, криве параметара кретања ће одступати од свог стандардног облика. За такав вид класификације примењене су директне неуронске мреже са пропагацијом грешке уназад.

За наведени класификацијски проблем тренирано и тестирано је више различитих архитектура неуронских мрежа и активационих функција. У раду су приказани резултати најбољег модела (Табл.7.3).

Табела 7.3. Модел неуронских мрежа

Врста класификације	ТП	Бр. СС	Бр. НСС	Активациона функција	
				СС	ИС
Класификација антерионо постерине трансляције	ДНМПГУ	2	3/3	Сигм.	Сигм.
Класификација интерно екстерне ротације	ДНМПГУ	2	3/3	Сигм.	Сигм.
Класификација флексије екстензије колена	ДНМПГУ	2	3/3	Сигм.	Сигм.

*ТП – тип мреже
 **Бр. СС - Број скривених слојева
 ***Бр. НСС – Број неурона у скривеним слојевима
 ****СС – скривени слој
 *****ИС – излазни слој
 ***** Директне неуронска мрежа са пропагацијом грешке уназад – ДНМПГУ
 ***** Сигм. – Сигмоидна функција

Пре тренирања мреже, неопходно је креирати скуп параметара кривих кретања који одговарају обрасцима здравог хода (ознака 0), као и онима који одговарају обрасцима хода са појединим оштећењима (ознака 1) у независном .xls фајлу. Излазни подаци представљају очекиване вредности у излазном слоју. Креирани скуп података се дели у три подскупа:

- скуп за тренирање – 70% података,
- скуп за валидацију – 15% података, и
- скуп за тестирање – 15% података.

Процедура (псеудо код) која описује претходно наведене математичке формулације за класификацију применом неуронске мреже је следећа:

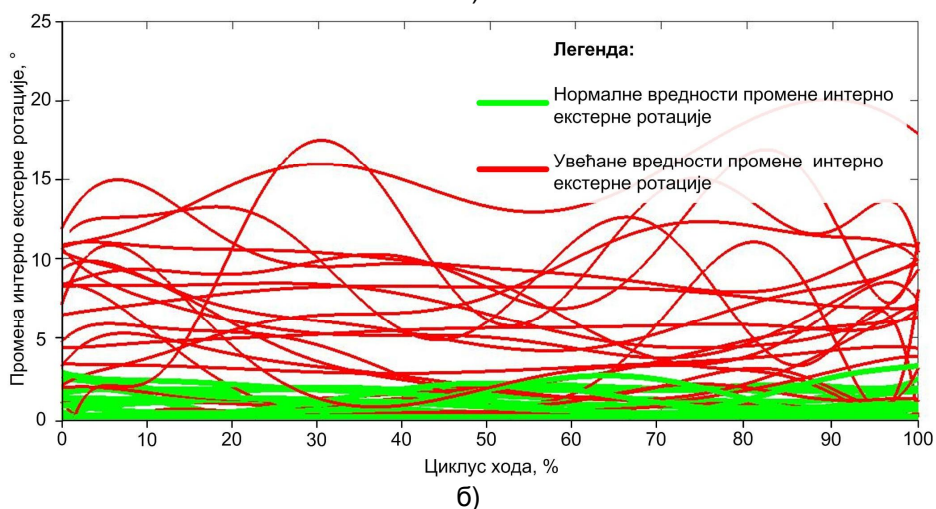
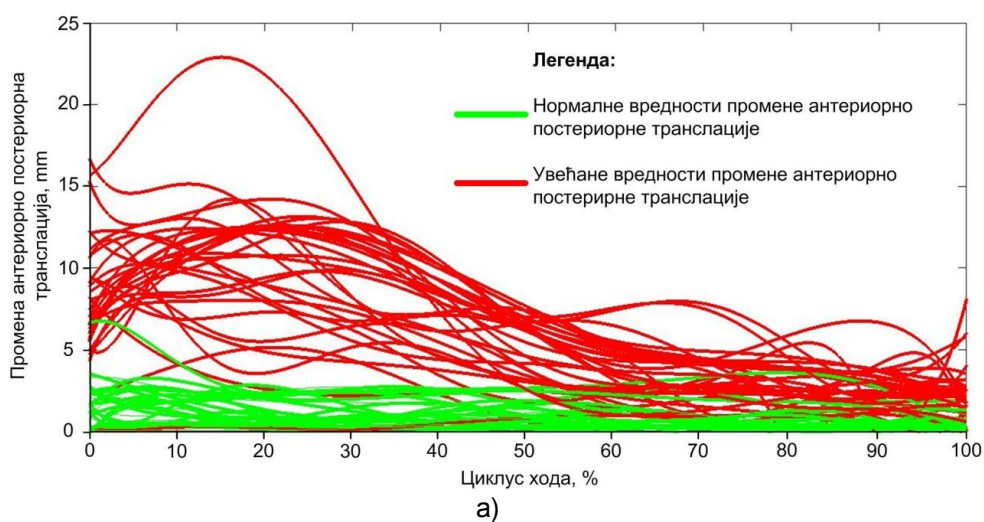
```

1. Декларација улазних кривих и излазних величина
2. Учитавање података за класу 1: zdrav:
    штампај улазне криве које одговарају у излазном фајлу 0
3. Учитавање података за класу 2: bolestan
    штампај улазне криве које одговарају у излазном фајлу 1
4. Дефинисање бинарног излаза: (0 или 1)
5. Креирање неуронске мреже:
    мрежа = директна_мрежа_са_проп_грешке_уназад
    (улаз,излаз,[број_неурона број_у_скривеним_слојевима број_
    скривених_слојева],...
    {'активациона_функција_у_скривеним_слојевима'...
    'активациона_функција_у_излазном_слоју'},...
    'метод_опадајућег_градијента');
5. Дефинисање скупова:
    тренинг скуп=70% свих података;
    скуп валидације=15% свих података;
    тест скуп=15% свих података;
6. Тренирање мреже
    [мрежа, ~, предвиђени_излаз,грешка]=
    =тренирање(мрежа,улаз,бинарни_излаз);
7. Матрица конфузије, ROC крива и површина под ROC кривом за дату
мрежу:
    [~,~,~,површина_под_
    ROC_кривом]=perfcurve(излаз,предвиђени_излаз,1)
    штампај_матрицу_конфузије(излаз,предвиђени_излаз)
    штампај_ROC_криву(излаз, предвиђени_излаз)

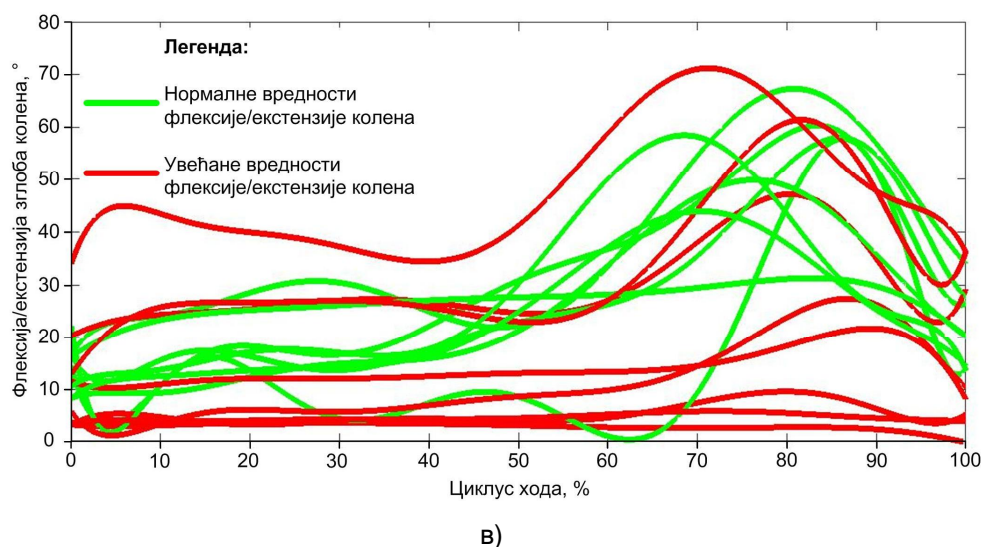
```

8. Процент тачне класификације
9. Учитавање непознатих_података из .xls фајла
10. Штампање непознатих података
штампај(улаз)
штампај(непознати_подаци)
11. Одређивање припадности класи

Као излаз из алгорита добијају се криве које припадају одговарајућој класи - одступање или припадност обрасцу кретања са повећаним вредностима антериорно постериорне транслације или интерно екстерне ротације, односно одступање или припадност обрасцу флексије – екстензије зглоба колена (Слика 7.11). На хоризонталној оси се налази процентуална расподела циклуса хода а на вертикалној вредности антериорно-постериорне транслације/ инетрно-екстерне ротације/ флексије-екстензије колена.



Слика 7.11. Класе припадности кривих кретања за: а) Антериорно постериорну транслацију, б) Интерно екстерну ротацију, и в) Флексију екстензију зглоба колена

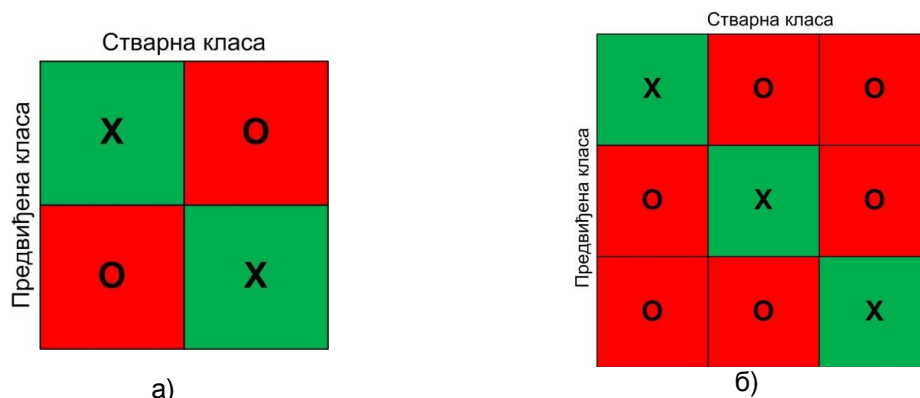


Слика 7.11. Класе припадности кривих кретања за: а) Антериорно постериону транслацију, б) Интерно екстерну ротацију, и в) Флексију екстензију зглоба колена (наставка)

7.8 Мерење перформанси система

7.8.1 Матрица конфузије

Матрица конфузије (енгл. *Confusion matrix*), позната као и табела контингенције (енгл. *Contingency table*), је табела у којој је могуће приказати колико се добијени резултати класификацијом узорака разликују од стварних вредности. Матрица се може креирати за предикцију било ког броја класа (Слика 7.12). Другим речима, уколико постоји n класа, матрица је величине $n \times n$.



Слика 7.12. Матрица конфузије за: а) Две класе, и б) Три класе

Када резултат класификације одговара стварној вредности узорка, онда је реч о тачној класификацији. У супротном, када се резултат класификације разликује од стварне вредности узорка, онда је реч о погрешној класификацији. Уколико се већина резултата налази на дијагонали

матрице, онда је реч о моделу класификације задовољавајуће тачности (Слика 7.12).

Веза између позитивних и негативних резултата предикције може се приказати уз помоћ 2x2 матрице конфузије која дефинише у којој од четири категорије се налазе резултати (Слика 7.13) [Sokolova M. (2009), Fawcett T. (2006), Oprea C. (2014)]:

1. Истинито позитивна (ИП) (енгл. *True Positive*) – добијени резултат класификације узорка одговара стварној вредности (узорак је позитиван и класификован је као позитиван),

		Стварна класа	
		Позитивни	Негативни
Предвиђена класа	Позитивни	Истинито позитивни (ИП)	Лажно позитивни (ЛП)
	Негативни	Лажно негативни (ЛН)	Истинито негативни (ИН)

Слика 7.13. Матрица конфузије – резултати [Fawcett T. (2006)]

2. Истинито негативна (ИН) (енгл. *True Negative*) – добијени резултат класификације узорка одговара стварној вредности (узорак је негативан и класификован је као негативан),
3. Лажно позитивна (ЛП) (енгл. *False Positive*) – добијени резултат класификације узорка не одговара стварној вредности (узорак је негативан, а класификован је као позитиван), и
4. Лажно негативна (ЛН) (енгл. *False Negative*) – добијени резултат класификације узорка не одговара стварној вредности (узорак је позитиван, а класификован је као негативан).

7.8.2 Показатељи перформанси класификационог модела

Познавањем категорија класификованих резултата могуће је одредити низ показатеља перформанси класификационог модела, и то [Fawcett T. (2006), Oprea C. (2014)]:

- Тачност предикције (енгл. *Accuracy*), позната као и стопа успешности (енгл. *Success Rate*), се дефинише као однос броја исправно класификованих примера и укупног броја класификованих примера:

$$tactnost = \frac{IP + IN}{IP + IN + LP + LN}, \quad (7-42)$$

где је,

IP, IN, LP, LN - број који показује колико се пута модел нашао у некој од категорија резултата.

- Стопа грешке (енгл. *Error Rate*) представља однос броја погрешно класификованих примера и укупног броја класификованих примера:

$$stopa\ greske = \frac{LP + LN}{IP + IN + LP + LN} = 1 - tacnost; \quad (7-43)$$

- Сензитивност модела (енгл. *Sensitivity*), позната и као истинито позитивна стопа (енгл. *True Positive Rate*), одређује тачност у позитивним примерима. Другим речима, представља однос истинито позитивних примера и укупног броја позитивних примера (тачно класификованих – истинито позитивни и погрешно класификованих – лажно негативни):

$$senzitivnost = \frac{IP}{IP + LN}; \quad (7-44)$$

- Специфичност модела (енгл. *Specificity*), позната и као истинито негативна стопа (енгл. *True Negative Rate*), одређује тачност у негативним примерима. Другим речима, представља однос истинито негативних примера и укупног броја негативних примера (тачно класификованих – истинито негативни и погрешно класификованих – лажно позитивни):

$$specificnost = \frac{IN}{IN + LP}; \quad (7-45)$$

- Прецизност (енгл. *Precision*) дефинише тачност исправне класификације позитивних примера. Другим речима, представља однос истинито позитивних примера и укупног броја истинито и лажно позитивних примера:

$$preciznost = \frac{IP}{IP + LP}; \quad (7-46)$$

- Одзив (енгл. *Recall*), као и сензитивност одређује тачност у негативним примерима, односно:

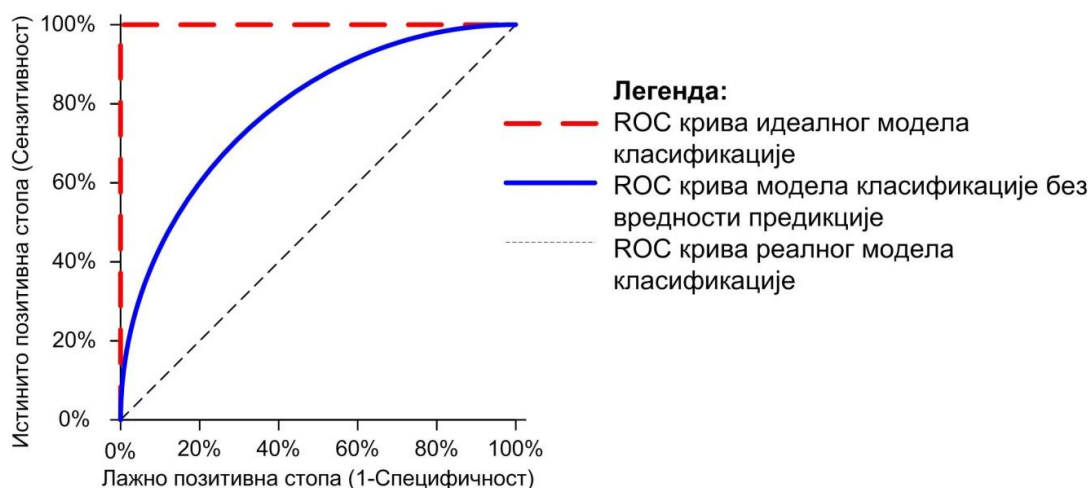
$$odziv = \frac{IP}{IP + LN}; \quad (7-47)$$

- Мера која комбинује прецизност и одзив генеришући једно решење је тзв. F – мера (енгл. *F – measure*):

$$F - \text{mera} = \frac{2 \cdot \text{preciznost} \cdot \text{odziv}}{\text{preciznost} + \text{odziv}} = \frac{2IP}{2IP + LP + LN} \quad (7-48)$$

7.8.3 ROC крива

У циљу бољег схватања перформанси алгорита машинског учења, некада, од велике помоћи може бити визуелизација резултата. На тај начин, могуће је постићи најбољи однос сензитивности и специфичности. У ту сврху се користи тзв. ROC крива (енгл. *Receiver Operating Characteristic – ROC Curve*) која представља зависност резултата тачности у позитивним и негативним примерима, односно сензитивности и специфичности одузете од 1 (1-специфичности). На вертикалној оси се налази сензитивност, а на хоризонталној специфичност одузета од 1 (1-Специфичност) (Слика 7.14) [Vuk M. (2006), Janičić B. (2011)].



Слика 7.14. ROC криве за идеалну класификацију, реалну класификацију и класификацију без вредности предикције

На слици 7.14. су приказане ROC криве за три различита случаја, и то:

- ROC крива идеалног модела класификације показује 100% истинито позитивне стопе, односно сензитивности и 0% лажно позитивне стопе. У овом случају, разлика између две класе би била јасна. Међутим, способност да се препознају негативни примери ће бити ниска, али неће ни постојати лажно негативни примери. Пожељно је да крива реалног модела буде што ближа овој кривој;
- ROC крива модела класификације без вредности предикције указује да модел класификације детектује идентичну стопу истинито и лажно позитивних примера не правећи разлику између њих. Другим речима, модел класификације има 50:50% шансе да случајно класификује

испитивани узорак. Ова крива, тачније дијагонала, се назива дијагоном случајног исхода (енгл. *Chance diagonal*). Уколико се ROC крива испитиваног модела класификације налази у близини ове криве, онда тај модел није претерано користан; и

- ROC крива реалног модела класификације се налази, углавном, између претходно две наведене криве.

На основу претходне анализе може се установити да што је површина већа коју ROC крива захвата, онда су и јасније разлике између података. Стога, и на овај начин је могуће одредити однос сензитивности и специфичности израчунавањем површина испод ROC криве – AUC (енгл. *Area Under (ROC) Curve – AUC*) [Vuk M. (2006), Janičić B. (2011)]. Анализом AUC – а, модели класификације машинског учења могу се разврстати на следећи начин [Jančić B. (2011)]:

- 0,9 – 1,0 – изванредно,
- 0,8 -0,9 – одлично/добро,
- 0,7 – 0,8 – прихватљиво,
- 0,6 – 0,7 – слабо, и
- 0,5 – 0,6 – нема раздвајања.

7.8.4 Резултати мерења перформанси класификационих модела

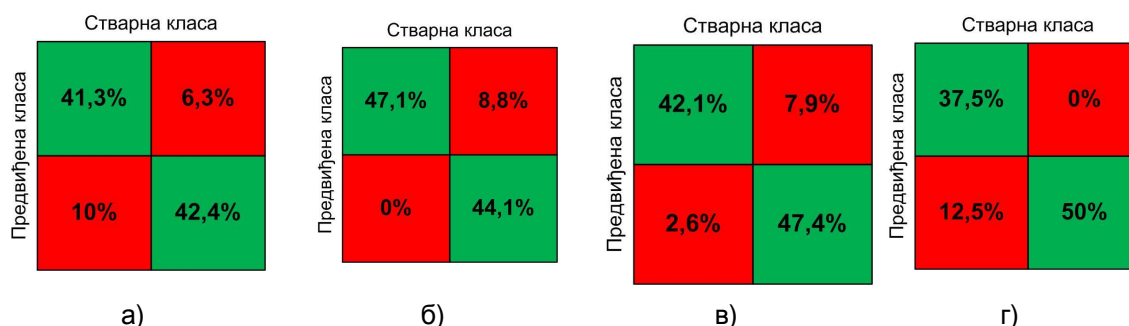
Претходно наведене перформансе измерене су за сваки модел посебно. Најпре су дефинисане матрице конфузије за целокупне моделе (Слика 7.15) за које су израчунати напред дефинисани показатељи перформанси класификационих модела (Табл.7.4), а затим су креиране и ROC криве класификационих модела (Слика 7.16).

Матрица конфузије за класификацију применом логистичке регресије (Слика 7.15а) показује да је модел исправно класификовао 83,7% податка (41,3% за позитивну класу и 42,4% за негативну класу). Модел је нетачно класификовао 16,3% податка (6,3% је погрешно класификовано у позитивну класу и 10% је погрешно класификовано у негативну класу).

Матрица конфузије за класификацију антериорно постериорне транслације применом неуронске мреже (Слика 7.15б) показује да је модел исправно класификовао 91,2% податка (47,7% за позитивну класу и 44,1% за негативну класу). Модел је нетачно класификовао 8,8 % података (и то само у негативну класу).

Матрица конфузије за класификацију интерно екстерне ротације применом неуронске мреже (Слика 7.15в) показује да је модел исправно класификовао 89,6% података (42,1% за позитивну класу и 47,4% за

негативну класу). Модел је нетачно класификовао 10,5% податка (7,9% је погрешно класификовано у позитивну класу и 2,6% је погрешно класификовано у негативну класу).



Слика 7.15. Матрица конфузије за класификациони модел: а) Логистичке регресије, б) Неуронске мреже АП транслагације, в) Неуронске мреже ИЕ ротације, и г) Неуронске мреже флексије екстензије колена

Матрица конфузије за класификацију флексије-екстензије зглоба колена применом неуронске мреже (Слика 7.15г) показује да је модел исправно класификовао 87,5% података (37,5% за позитивну класу и 50% за негативну класу). Модел је нетачно класификовао 12,5% податка (и то само у позитивну класу).

Табела 7.4. Показатељи перформанси класификационих модела

Показатељ перформанси модела	ЛР	НМ - АП	НМ - ИЕ	НМ - ФЕ
Тачност	0,837	0,921	0,895	0,875
Стопа грешке	0,163	0,088	0,105	0,125
Сензитивност	0,805	0,516	0,942	1
Специфичност	0,871	1	0,857	0,8
Прецизност	0,867	0,843	0,942	1
Одзив	0,805	0,516	0,842	0,75
Ф - мера	0,834	0,915	0,889	0,857
AUC, %	93,33	91,67	89,92	87,50

*ЛР – логистичка регресија

**НМ – АП – Неуронска мрежа за класификацију антериорно постериорне транслагације

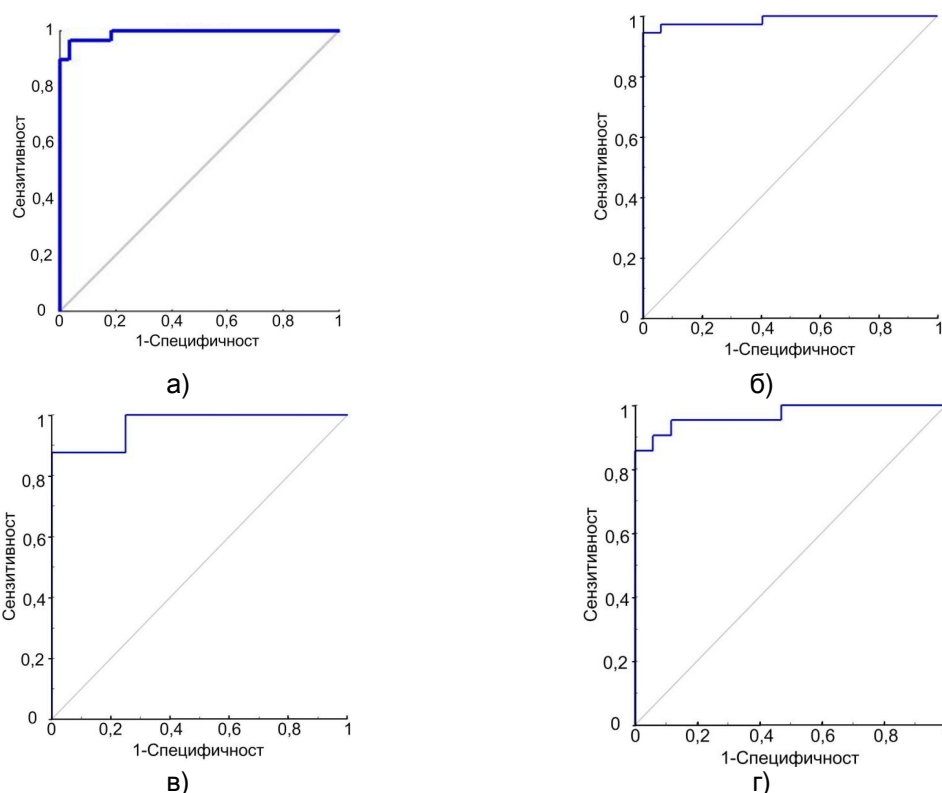
*** НМ – ИЕ – Неуронска мрежа за класификацију интерно екстерне ротације

**** НМ – ФЕ – Неуронска мрежа за класификацију флексије/екстензије зглоба колена

На основу матрица конфузије дефинисани су показатељи перформанси класификационих модела (Табл. 7.4), као и ROC криве (Слика 7.16).

Показатељи перформанси показују да су креирани модели класификације, у основи, добри. Тачност модела је висока, док је стопа грешке ниска.

Сензитивношћу тестова је показано да уколико постоји промена у обрасцу кривих кретања за посматране параметре, односно недозвољене вредности уређених парова за логистичку регресију, да ће их одговарајући модел класификације сврстати у групу са утврђеним променама (ЛР у 80,5% случајева, НМ – АП у 51,6% случајева, НМ – ИЕ у 84,2% случајева, НМ – ФЕ у 100% случајева).



Слика 7.16. ROC криве за класификациони модел: а) Логистичке регресије, б) Неуронске мреже АП трансације, в) Неуронске мреже ИЕ ротације, и г) Неуронске мреже флексије екстензије колена

Специфичношћу тестова је показано да уколико не постоје промене у обрасцу кривих кретања за посматране параметре, односно вредности уређених парова за логистичку регресију се налазе у границама, да ће их одговарајући модел класификације сврстати у групу са без променама (ЛР у 87,1% случајева, НМ – АП у 100% случајева, НМ – ИЕ у 85,7% случајева, НМ – ФЕ у 80% случајева).

Прецизност, одзив и Φ – мера, такође имају високе вредности.

Квалитет теста, као што је напред већ поменуто, може се мерити и површином под ROC кривом. Вредности површине под ROC кривом показују да класификациони модели могу изванредно (ЛР 93,33% и НМ – АП 91,67%), односно одлично (НМ – ИЕ 89,92% и НМ – ФЕ 87,5%) да раздвоје дефинисане групе класификације.

8

Дискусија Резултата

Мотивација за анализу кинематике зглоба колена током кретања је добијена из разлога јер је ход најчешћа активност свакодневног живота и добијени резултати могу бити веома лако генерализовани. Чињеницом, да ход садржи две различите фазе (стајања и њихања), обезбеђен је дубљи уплив у понашање тибиофеморалне кинематике зглоба. Примарни циљ рада је да се покаже да постоји разлика у кинематици кретања здравог и патолошког хода и да је неинвазивним методима могуће доћи до закључка о насталим променама.

Резултати испитивања, у првом реду, су дати за здрав образац хода. Поједине активности које се догађају у одређеним периодима циклуса хода су детаљно појашњене у поглављу 6. Математички модел зглоба колена.

Ово поглавље је посвећено додатном тумачењу и анализи резултата за здрав образац хода, односно за образац хода са патолошким променама. Анализа резултата је представљена оним редом којим су резултати и генерисани.

Обзиром да постоје разни уређаји за прикупљање података, биће прокоментарисани коришћени уређаји у овој студији. Анализом података

прикупљених под истим условима више различитих система, обезбеђује могућност директне компарације добијених резултата, међусобни однос и опсег њихових резултата, као и могућност одређивања вредности посматраних параметара кретања.

8.1 Уређаји за аквизицију података

Потреба за идентификацијом нормалног и патолошког кретања људи (константно) истраживачима намеће потребу за развојем нових уређаја за праћење и снимање кретања како би побољшали системе за анализу кретања. Са побољшањем система за анализу кретања боље ће се разумети моторне функције, развиће се третмани за рехабилитацију и сл. Из наведених разлога, примарни изазов који се намеће истраживачима је да примене уређаје и алгоритме који ће на најбољи начин обезбедити прикупљање података у зависности од активности.

У поглављу 6. приказани су добијени резултати различитих система за прикупљање података. Сва основна кретања која се јављају током хода у зглобу колена (а представљена су као параметри кретања) једино су могли да се одреде на основу прикупљених података применом OptiTrack система. Уз помоћ овог система обезбеђене су информације везане за просторне позиције постављених пасивних маркера. У литератури је показано да овај систем поседује довољну прецизност и поузданост за одређивање оваквог типа резултата [Carse B. (2013)]. Резултати добијени са преостале две камере могу се упоредити само са OptiTrack системом јер параметри добијени њима нису међусобно упоредиви.

Са Kinect камером су, такође, добијене просторне позиције, али зглобава. Проблем је у томе што се већина зглобова не телу посматрала као једна тачка за коју су и добијене просторне информације. Познато је да свеукупно кретање у зглобу колена чине кретања мекоткивних и коштанних структура. Главна кретања која се јављају представљају релативна кретања тибије и фемура. Из тог разлога једино је било могуће одредити флексију/екстензију зглоба колена током циклуса хода.

Web камера је имала најлошије техничке карактеристике и подаци су могли да буду прикупљени само за једну раван – сагиталну и фронталну. Обзиром да су на испитанике постављени објекти праћења на анатомским позицијама колена и да је видно поље камере мало, једино је било могуће одредити релативне трансације фемура и тибије. Обзиром да је постојао такав проблем, од пацијената није захтевано снимање овом камером. Информације о проксималном делу фемура и дисталном делу тибије нису могле да буду прикупљене јер се ти делови ноге нису налазили у фокусу камере.

У зависности од стопе фрејмова, највише прикупљених података могло је да се добије употребом OptiTrack система, док је најмање добијено употребом web камере.

Техничке карактеристике OptiTrack система и Kinect камере су приближне. Највећа је разлика примећена у стопи прикупљања фрејмова. Као још једна непогодност за Kinect камеру, може да се наведе и излазак испитаника ван видног поља камере. У том случају може доћи до деформације слике и до нетачно забележених улазних података. Уколико дође до изласка ван видног поља камере у OptiTrack систему, систем ће једноставно забележити 0 на улазним подацима које могу веома лако да се искључе из испитивања.

Техничке карактеристике коришћене web камере су веома слабе у односу на претходна два система и видно поље камере је веома мало за прикупљање оваквог типа података. Поред ових недостатака применом камера бољих карактеристика и перформансе алгорита могу бити боље.

8.1.1 Уређаји за аквизицију података – OptiTrack систем

Постоје разне врсте оптичких система којима је могуће детектовати позицију рефлектоване или емитоване светлости маркера (активни или пасивни). Један од таквих система је и OptiTrack систем. Забележено кретање маркера одговара сегменту на који је маркер постављен [Testa R. (2012)].

Коришћени OptiTrack систем се састоји из шест инфрацрвених камера. На раван слике камера сваки маркер се пројектује посебно. Употреба више камера при снимању се користи из неколико разлога, нпр. повећава се запремина снимања и мање су шансе да неки маркер не буде обухваћен запремином снимања [Lugade V. (2015)].

У раду са више камера треба обратити пажњу да њихова поставка буде оптимизована, односно треба обезбедити да се видно поље камера преклапа. Такође, удаљеност камера и објекта снимања не би требало да буде превелика [Furtado D.A. (2013)]. У том случају може да се догоди да камера не може да детектује маркер постављен на одређеном сегменту тела или може да групише два или више маркера чија је међусобна удаљеност мала [Yang P.F. (2012)]. Битна лимитација је и дужина каблова.

Иако се тежило што већој покривености запримене снимања, грешком може да се догоди да је пацијент напусти. Такође, може доћи до прекривања маркера руком или комадом одеће. Уколико дође до прекривања маркера, доћи ће до прекида записа координата маркера. У тренутку када се маркер врати у видно поље камера, запис ће се наставити.

Поновљивост снимања тачно одређених позиција на доњим екстремитетима је обезбеђена постављањем маркера на одређеним анатомским позицијама које је могуће увек дефинисати палпацијом (регија великог трохантера, латерална епикондила фемура, туборозитос тибије и центар скочног зглоба). Овакав избор постављања маркера направљен како би се једноставније дефинисали сегменти фемура и тибије чија се релативна кретања посматрају. Применом истог система за снимање кретања Furtado D.A. et al. је показао да постављање маркера треба да се изврши на тај начин како би се одредили морфолошки параметри и кретање описало на најбољи могући начин. У свом испитивању су користили само три камере. Обзиром да су пратили кретање мандибуле, три камере су биле довољне [Furtado D.A. (2013)]. Слично као и претходни, Murphy M.A. et al. користили су оптички систем ProReflex за снимање активности испијања течности из чаше. Маркери су постављени на анатмске позиције руке како би се извршила редукација померања маркера на кожи и обезбедила поновљивост тестирања [Murphy M.A. (2006)].

Као излаз из система добија се скуп координата позиције маркера током времена. Другим речима, добијају се просторне трајекторије кретања маркера [Murphy M.A. (2006)]. На основу тог скупа података било је могуће одредити све посматране параметре кретања испитаника који ће касније бити тумачени а у сагласности су са резултатима приказаним у литератури, нарочито са Vicon системом који тренутно представља клинички стандард. Анализу кретања на основу података снимљених оптичким камерама (Vicon) извршили су и Desloovere K. et al. Прикупљени подаци су садржали информације везане за 3Д трајекторије флуоресцентних маркера [Desloovere K. (2010)].

Лимитације у погледу коришћења овог система везано је за померање маркера на кожи испитаника. Смањење малих померања маркера је постигнуто директним лепљењем маркера на кожу испитаника фластером. Такође, битно је елиминисати све флуоресцентне објекте у запремини снимања или на испитанику како не би дошло до грешке приликом генерисања координата.

8.1.2 Уређаји за аквизицију података – Kinext XBOX камера

У студијама анализе кретања, анимационих техника и сл. све више се ставала акценат на што природније кретање испитаника (нпр. да не носе уређаје, рефлективне маркере, и сл.) [Shingade A. (2014)]. Било каква промена може утицати на прилагођавање новонасталим условима и са тим могу се прикупити подаци који не описују у најбољем светлу посматрано кретање.

У поглављу 4. Методе машинске визије и уређаји за аквизицију података, показано је да Kinect камера може пратити више зглобова истовремено применом алгорита Leon D' Angio – а [LeonDAngio (2015)]. Поред једне такве предности, могу се надовезати низ других предности, као што је јевтин уређај, пратећа опрема лако доступна, кратко време калибрације, аутоматско препознавање држања тела након калибрације, експериментална поставка је веома кратка, на испитанике није потребно стављати било какво обележје нити изазивати било какву врсту непријатности (нпр.бол). Глобално гледано један овакав уређај користити је веома повољно.

Међутим, постоје и неколико мана коришћења оваквих уређаја. Основни недостатак коришћења ове камере је видљивост испитаника. Сама камера има лимитиран опсег снимања и такав опсег није увек могуће користити при снимању. Рецимо, уколико се испитаник налази преблизу камере, постоји опасност да није могуће извршити калибрацију камере, у првом реду. Такође, постоји могућност да није могуће идентификовате све зглобове од интереса које треба снимити. Уколико је испитаник сувише удаљен од камере, могуће је да камера уопште и не идентификује испитаника. Овај недостатак би требало елиминисати јер сви испитаници треба да буду снимани у истим условима. Наведени проблем може да утиче на дефинисање растојања сегмената између зглобова који се прате, што за видео игре или цртану анимацију можда и није превелика грешка, али за примену у биомеханичким апликацијама може да представи огроман проблем [Bonpechère B. (2012)].

Следећи недостатак јесте везан за одећу испитаника. Нпр. уколико женске особе обуку сукње или испитаник обуче ширу гардеробу, могуће је да се не дефинише зглоб колена на правом месту или неки други зглоб. Резултатима у другим студијама је показано да ужа гардероба даје боље резултате при снимању. Боја гардеробе може утицати на снимање, и требало би избегавати црну гардеробу јер се испитаник може стопити са околином.

У сваком случају, у резултатима је показано да се Kinect камера може користити за овакав вид снимања, али треба водити рачуна о претходно наведним манама ове камере. Применом алгорита Leon D' Angio - а [LeonDAngio (2015)], могуће је прикупити податке везане за просторне координате зглобова који су аутоматски извезени у .txt фајл и веома једноставно може да се изврши њихова даља обрада. Обзиром да се за зглоб колена прикупљају подаци везани само за једну тачку, то представља проблем при анализи посматраних параметара кретања. Једино је било могуће одредити флексију/екстензију колена. Са познатом кривом кретања овог параметра могуће је оријентационо анализирати кретање особа са дегенеративним оштећењима зглоба колена јер се (у првом реду) показује

деформитет на овој криви кретања. Неки објективнији резултати нису могли да се добију, у смислу вредности транслација малих кретања. Сличне резултате добили су и Galna B. et al. у својој студији за мерење одговарајућих покрета код пацијената са Паркинсоновом болести [Galna B. (2014)].

Висина на којој је постављена камера има велики утицај на тачност мерења и на могући опсег снимања. Тако су нпр. Plantard P. et al. у свом испитивању показали да уколико се Kinect камера налази на нижој позицији да ће то водити до веће грешке у одређивању држања тела [Plantard P. (2015)].

Из свега наведеног, можда Kinect камера није показала свеукупне перформансе и да треба радити на развоју нових алгоритама како би се обезбедила потпуна примена у клиничким испитивањима. За сада можда је најбоље да се користи у анимацији.

8.1.3 Уређаји за аквизицију података – Web камера

Постоји много опција за офлине мерење и анализу људских покрета. Међутим, примена јевтиније технологије за снимање у реалном времену и не постоји много. Из тог разлога, у овом раду је приказана могућност снимања кретања применом комерцијалне web камере. На основу прикупљених резултата на здравим испитаницима показано је да се резултати подударају са резултатима добијени снимањем скупљих камера.

Поред предности у смислу цене, постоје одређене лимитације у методологији. Описани приступ може да обезбеди анализе у реалном времену, али је проблем што се врши посматрање у само једној равни, а да би се спровеле коплетне анализе кретања неопходно је разматрати све три осе. Такође, креиран алгоритам подразумева постојање маркера на одређеним анатомским позицијима чије се кретање бележи. Једна од основних лимитација је видно поље камере јер испитаник треба да стане тачно у фокус камере и да започне кретање. Са здравим испитаницима то и није проблем, али са болеснима може представљати проблем јер они већ поседују лимитацију током кретања. Поред величине видног поља лимитација је и стопа забележених фрејмова која је веома ниска. Међутим, ово се све може избећи са неком квалтетнијом web камером.

8.2 Обрасци кретања здравих и болесних особа

Део резултата који су везани за обрасце кретања зглоба колена су протумачени у поглављу 6. Математички модел зглоба колена. У овом делу даће се детаљна анализа резултата.

8.2.1 Оштећење предњег укрштеног лигамента

Стабилност колена обезбеђују коштане и мекоткивне структуре које окружују зглоб колена. Код здравих колена постоји природни опсег стабилности зглоба. Често након трауматских повреда може доћи до повећане лаксативности што је, углавном, директна последица оштећења неке од структура у аратикулационом зглобу. Оштећења структура најчешће се јављају након неке трауматске повреде [Cross M. (1996)]. Стога, једна од најважнијих структура за обезбеђење стабилности зглоба колена је предњи укрштени лигамент чија је примарна функција стабилизације у смислу ограничења кретања тибије у односу на фемур. Повреде предњег укрштеног лигамента имају директан утицај на постојање лаксативности колена и свеукупну кинематику резултујући у повећаним вредностима антериорно постериорне трансације и интерно екстерне ротације [Simon D. (2015)]. Обзиром да овакве повреде могу довести до дегенеративних промена на зглобу колена веома је битно разјаснити кинематику здравог и болесног колена.

Након анализе резултата, статистички значајне разлике су пронађене у кинематици антериорно-постериорне трансације и интерно-екстерне ротације тибије. Као што је већ напред поменуто, једна од главних функција предњег укрштеног лигамента је да онемогући антериорну тибијалну трансацију када зглоб колена достиже своју пуну екстензију. Из тог разлога, пацијенти са оваквим оштећењима лигамента избегавају пуну екстензију колена. Другим речима, неконтролисано антериорно померање тибије пацијенти контролишу на тај начин што им зглоб колена не долази у пуну екстензију [Webster K.E. (2012)].

У резултатима је показано да се повећана трансација тибије јавља током целе фазе стајања и на почетку фазе њихања. Максимална вредност антериорне трансације се јавља у међуфазе стајања. На модификовани образац кретања може да утиче бол која се јавља [Lohmander L.S. (2004)] или адаптација мускулоскелетне активности [Victor J. (2010), Shelburne K.B. (2005)]. Другим речима, мишићи својом активношћу теже да стабилизују зглоб колена кроз чисту компресију или „гурањем“ тибијалног платоа антериорно све док мекоткивне структуре не ограниче кретање тибије, као што су поплитеа фоса, контралатерални лиаменти и сл. Сличне резултате су добили и Hurd W.J. et al. при испитивању кинематике хода оштећења предњег укрштеног лигамента у односу на неоштећене. У својим резултатима су показали да долази до повећане мишићне активности током међуфазе стајања. Иако повећана мишићна активност може да стабилизује зглоб колена након оштећења предњег укрштеног лигамента, током времена велика мишићна активност може да доведе до дегенеративних оштећења на хрскавици [Hurd W.J. (2007)]. На овај начин може доћи до преоптерећења

околујућих мекоткивних структура при чему може доћи до њиховог оштећења, а да притом нису томе намењена [Li G. (2006)]. Са расположивом опремом није било могуће одредити мишићну активност и она у овој дисертацији није разматрана.

Предњи укрштени лигамент својим максималним издужењем у фази стајања треба да онемогући недозвољена померања и ротације тибије [Wu J.L. (2010)]. Другим речима, зглобне површине фемура и тибије су повезане предњим укрштеним лигаментом чинећи целину. Идеалним налегањем конгруентних артикулационих површина зглобних структура и стварањем притиска услед тежине тела могуће је постићи ротациону стабилност. У зависности од степена флексије/екстензије колена мења се и степен затегнутости предњег укрштеног лигаamenta. Стога, кинематика зглоба колена је високо зависна од специфичних активности [Dyrby C.O. (2004)]. На основу претходно наведеног, било какво оштећење лигаamenta може да промени образац хода.

У међуфази стајања, зглоб колена би требало да буде у пуној екстензији. Међутим, са појавом оштећења предњег укрштеног лигаamenta у овој фази долази и до повећане вредности интерне ротације тибије. Слични резултати су пронађени и у другим студијама [Lorbach O. (2012), Imbert P. (2014), Kothari A. (2012)]. Ово повећање се може повезати и са немогућношћу мишића да спрече недозвољену ротацију. У свом истраживању Lewek M. и остали су показали да повећана мишићна активност може да утиче на редукцију момената и углова током ране фазе стајања код оштећења предњег укрштеног лигаamenta [Lewek M. (2002)]. Са истовременим антериорним померањем и интерном ротацијом тибије у тренутку преласка оптерећења на ослоњену ногу, може довести до дегенеративних промена на хрскавици на медијалној страни, без обзира да ли пацијент има предиспозиције за стварање оваквих промена [Iwaki H. (2000), Seon J.K. (2006)]. Сличан тренд је представио и [Kozanek M. (2009)]. Једно од објашњења које се може понудити и је следеће, генерисане силе услед контракције мишића као и инерција горњег дела тела утичу на овакво кретање уколико се претпостави да је стопало фиксирано за тло.

Andriacchi T.P. и Dyrby C.O. у свом истраживању су показали да на кинематику колена функционалну улогу заузима предњи укрштени лигамент и силе које делују на колено током кретања. Код оштећења предњег укрштеног лигаamenta долази до пар промена у обрасцу кретања, односно долази до модификације механизма закључавања при пуној екстензији колена, а самим тим и до повећане антериорне трансације и интерне ротације тибије што доводи до промене нормалне позиције тибиофеморалног контакта [Andriacchi T.P. (2005)].

Разлика у обрасцу кретања посматрана два параметра је приказана у многим студијама које су у сагласности са добијеним резултатима. Kvist J. et al. су у својој студији показали да постоји промена у кинематским параметрима кретања и у обрасцу кретања након повреде предњег укрштеног лигамента. Са дужим временом оштећења лигамента, кинематски механизам кретања ће попримити другачији облик [Kvist J. (2007)].

Једна од предности оваквог истраживања је што је разматран целокупан циклус хода, а не само одговарајућа фаза. Тако је Kozanek M. et al. разматрао само фазу стајања због ограничења уређаја испитивања у бележењу целокупног корака [Kozanek M. (2009)].

У осталим фазама хода, тибија има занемарљива померања у антериорном и постериорном правцу, али обзиром да је зглоб колена у флексији, долази до спољне ротације тибије при чему зглоб колена није оптерећен.

8.2.2 Оштећење задњег укрштеног лигамента

Задњи укрштени лигамент има важну улогу у постеролатералној стабилности колена и представља примарни стабилизатор колена у смислу постериорне трансације тибије. Задњи укрштени лигамент је два пута јачи од предњег укрштеног лигамента и контралатералних лигамената. Овај лигамент се састоји из два снопа (антеролатералног и постеромедијалног) који наизменично варирају у затегнутости, што још више утиче на јачину самог лигамента [Amis A.A. (2006)]. Из тог разлога, оштећења и руптуре задњег укрштеног лигамента нису честе појаве.

Поред веома важне функције коју овај лигамент има на стабилизацију зглоба колена, не постоји много студија које су то испитивале. Већина испитивања је извршена на кадаверима где су истраживачи сами изазивали руптуру лигамента и испитивања су коментарисана у зависности од степена флексије колена. Углавном су студије рађене 80-тих и 90-тих година прошлог века [Markolf K.L. (1997)]. Једна од предности приказаних резултата је зато што је анализирано понашање зглоба колена током целог циклуса хода, као и током силаска низ степенице где је веома изражена промена ротације. У сагласности са тим биће прокоментарисани резултати.

Многи аутори су приметили да при повредама задњег укрштеног лигамента долази до повећања постериорне трансације зглоба колена, што је у сагласности са добијеним резултатима [Dowd G.S.E. (2004)]. Gollehon и остали су показали да је задњи укрштени лигамент примарна структура која недозвољава постериорну трансацију и ако постоји као изолована повреда нема утицаја ни на екстерну ротацију [Gollehon D.L. (1987)]. Повећане вредности трансације примећене су током целокупне фазе стајања.

Највиша вредност се достиже у међуфази стајања. Објашњење представљених резултата може се повезати са оптерећењем које трпи зглоб колена у том тренутку и да се стабилан положај колена постиже тако што се тибија повлачи постериорно. Обзиром да је пацијент имао здраве постеролатералне структуре, оне заустављају кретање. Наведени резултати за ход по праволинијској путањи нису у сагласности са студијом коју је сповео Wang C.-J. То се може повезати са тим што је он посматрао клиничка испитивиња, а резултати су представљени за обављање свакодневних активности. Он наводи да силе у задњем укрштеном лигаменту расту сразмерно степену флексије и повећању растојања припоја лигамента на тибији и фемуру [Wang C.J. (2002)]. Другим речима, долази до издужења задњег укршеног лигамента који тежи да задржи фемур и тибију у тачно одређеној позицији.

Током задатка силаска низ степенице код пацијента се примећује постериорно померање тибије у периодима када оштећени зглоб колена носи целокупну тежину тела. Како је изражена флексија колена у овом задатку, приметна је и велика промена екстерне ротације иако је зглоб неоптерећен. Ово се може повезати са чињеницом немогућности извршења основне функције задњег укршеног лигамента. Примећено је да приликом силаска низ степенице пацијенти осећају нелагодности у смислу осећаја клизања тибије и бола [Janousek A.T. (1999)]. Из тог разлога, ово је битан задатак при испитивању. Како не постоји изражено оптерећење зглоба колена, неће доћи ни до преоптерећења осталих структура на колenu, али због недозвољених кретања може доћи до хабања хрскавице која води ка дегенеративним обољењима.

Са оштећењем задњег укршеног лигамента долази до значајног повећања притиска на медијалном делу тибије. Уколико дође до оштећења и других постеролатералних структура, долази до повећања притиска на пателофеморалном делу и до повећања оптерећења у квадрицепсу [Dowd G.S.E. (2003)].

Са комбинованим оштећењима задњег укршеног лигамента и постеролатералних структура, постериорно кретање тибије нема шта да ограничи и вредности померања су зачајно веће. Grood E.S. et al. је у својој студији показао да пресецањем задњег укршеног лигамента и постерлатералних структура долази до повећања постериорне трансације тибије при 90 степени флексије. Иако је ПЦЛ примарни стабилизатор постериорног померања његова функција је проширена другим структурама [Grood E.S. (1988)]. Досадашње кадаверске студије кажу да повећана постериорна трансација тибије захтева повреде једне или више секундарне структуре. Тако је нпр. LaPrade R.F. показао да комбиноване повреде предњег укршеног лигамента и постеролатералних структура повећавају

постериорну транслацију, варус ротацију, као и екстерну ротацију [LaPrade R.F. (2002)].

Изоловане ПЦЛ руптуре могу узроковати повећање екстерне ротације при 90 степени флексије. Са заједничким повредама ПЦЛ-а и постеролатераног угла постоји забележено повећање екстерне тибисјалне ротације због мања ограничења.

Поред постериорне транслације у екстензији, примећено је да долази и до постериорне транслације у флексији. То се најбоље може приметити уколико се од испитаника захтева силазак или пењање уз степенице. У резултатима су приказани дијаграми и средње вредности за силазак испитаника низ степенице. При пребацивању оптерећења на ногу са оштећеним задњим укрштеним лигаментом примећује се скок амплитуде у постериорном правцу и враћање у првобитни положај тибисје како се оптерећење пребацује на здраву ногу. Док је нога са оштећењем растерећена и у фази њихања, готово да и не постоје померања, али је зато јасно изражена повећана промена екстерне ротације. Једино се скок померања види на последњем степенику при преласку на подлогу.

Бројне студије су показале да је задњи укрштени лигамент једини секундарни ограничавајући елемент у екстерној ротацији колена код нетакнутих колена. Ово се може претпоставити зато што је ПЦЛ близу центра колена и има релативно мали моменат који је релевантан за аксијалне ротације. При интерној ротацији долази до опуштања постеролатералних структура, као и самог лигаamenta и из тог разлога нема ни утицај на интерну ротацију тибисје. У студијама је показано да постеролатерално оштећење увећава тибисјалну екстерну ротацију. При 90 степени флексије промена у екстерној ротацији се повећава [LaPrade R.F. (2002)].

8.2.3 Гонартроза зглоба колена

Дегенеративно оштећена колена значајно утичу на образац хода, а асоцирана су са боловима и функционалим ограничењем пацијента. Карактеристична деформација доњих екстремитета услед гонартрозе је гену варум, односно гену валгум. Промена позиције механичке осе у медијалној страни води ка варус деформацији, док промена осе у латералној страни води ка варум деформацији.

Редукција покрета у дегенеративно оштећеном колону настаје услед оштећења хрскавице и смањења интерартикуларног простора. Услед редукције покрета условљене овом болешћу, пацијенти редукују и дневне активности. Са повећањем бола у оштећеном зглобу колена, долази до повећања редукције активног опсега покрета. Другим речима, продужава се

фаза ослонца, а скраћује фаза њихања уз изразито снижен степен флексије, односно пацијент усваја нов образац хода.

Уколико дође до повреда механичке природе, као што је нпр. повреда укрштених лигамената, доћи ће до антериорно – постериорног измештања тибиге. То, даље, води ка оптерећењу контактних подручја која нису томе намењена. Са променом ротациних карактеристика зглоба колена може доћи до оптерећења појединих региона хрскавице која пре механичке повреде нису била у тој мери оптерећена. На тај начин може доћи до појаве локалне дегенеративне промене, која, касније, може наступити прогресивно [Andriacchi T.P. (2006), Andriacchi T.P. (2004)].

Добијеним резултатима је показано да код пацијената са посматраним дегенеративним оштећењем зглоба колена, готово сви параметри кретања се налазе у границама дозвољених изузев флексије/екстензије зглоба колена. Заправо зглоб колена је практично укочен и долази до лимитације покрета у сагиталној равни, односно до изостанка основних кретања која се одвијају у одговарајућим фазама циклуса хода – не долази до благе флексије у међуфази стајања и степен флексије у фази њихања је знатно смањен. Слични резултати су добијени у другим студијама [Ogrodzka K. (2011), Nagano Y. (2012)]. Због редукције покрета, током фазе стајања долази до повећања оптерећења медијалног дела зглоба колена [Creaby M.W. (2013)]. Сличне резултате је пронашао и Andriacchi et al. који су пронашли продужетак фазе ослонца код пацијената са овим оштећењем [Andriacchi T.P. (2006)].

Са усвајањем новог обрасца хода коштане структуре заузимају нову позицију. Са променом њихове позиције долази до промене позиције и мекоткивних структура унутар капсуле зглоба колена. Другим речима, све структуре које имају утицаја на ход и на извршавање основних кретања зглоба колена (нпр. лигаменти, мишићи, и сл.) заузимају другачије позиције у односу на нормалне. Овако створен механизам редукције бола до неке мере може смањити бол, али ће временом имати утицаја и на образац кретања осталих зглобова који имају утицај у локомоторном систему човека (нпр. зглоб кука и чланак) или чак на образац кретања контралатералне ноге [Ogrodzka K. (2011), Bejek Z. (2006)].

8.3. Предикција могуће оштећености појединих структура на зглобу колена

Велики изазов у анализи кретања је на који начин максимизирати корисност лабораторије при испитивању хода. Најчешћи приступи су засновани на примени статистичких метода који могу описати сваки образац и направити везу међу њима.

8.3.1 Предикција применом логистичке регресије

Клиничка испитивања повреда предњег укрштеног лигмента, подразумевају испитивање степена лаксативности и роторне нестабилности, односно одређивање антериорне трансације и интерне ротације. Испитивања се врше у одговарајућој флексији колена на основу чега се доноси закључак о понашању зглоба колена током хода. Овакав вид испитивања је заснован на индивидуалном мишљењу лекара. У циљу постизања објективности при доношењу одлуке могућег оштећења укрштених лигамената креиран је модел за предикцију могуће оштећености који је заснован на моделу логистичке регресије.

Модел логистичке регресије су нашли значајно место у медицини при анализи резултата, креирања модела за предикцију, и сл. Применом овог модела врши се предикција могућности позитивног исхода, а не тачан излаз. Ово се наводи из разлога јер када се посматра специфичан пацијент могу постојати важни параметри који нису уврштени у модел, а могу значајно утицати на доношење одлуке.

Креирани модел логистичке регресије садржи уређене парове антериорно постериорне трансације и интерно екстерне ротације за цео циклус хода. Обзиром да је у резултатима показано, а што је у сагласности са литературом, да се при оштећењу укрштених лигамената јавља нестабилност у међуфази стајања, као основни фактор одлуке наводи се недозвољена померања у првих 20% циклуса хода.

Да је логистичка регресија применљива у могућој оцени оштећености предњег укрштеног лигамента, показали су и Mayer G.D. et al. Њихов модел је заснован на испитивању да ли повећана оптерећења на зглобу колена могу довести до оштећења предњег укрштеног лигамента код жена. Испитивање је спроведено на сличан начин, као и испитивање представљено у поглављу 7. Класификација применом метода машинског учења [Mayer G.D. (2010)].

Резултатима је показано да су наведени параметри значајни у оцени оштећености укрштених лигамената. Слично као и у представљеним резултатима, Hewett E. су показали регресионом анализом да су вредности момената и углова значајни параметри у оцени оштећености предњег укрштеног лигамента [Hewett T.E. (2005)]. Обзиром да се повреда предњег укрштеног лигамента сматра спортском, Khayambashy K. et al. у својој студији су вршили испитивање фактора ризика повреде предњег укрштеног лигамента. На одређеном броју спортиста. Пре почетка спортске сезоне измерени су одговарајући параметри за које се сматрало да представљају ризик за оштећење лигамената. Након спортске сезоне, забележене су повреде лигамента на одређеним спортистима. Применом алгорита

логистичке регресије је показано да редукована ротација кука може бити показатељ могућности повреде [Khayambashi K. (2016)].

Везу несаосности доњих екстеремитета са повредама предњег укрштеног лигамента, испитивали су Hertel J. применом логистичке регресије. Пацијенти су селектовани за испитивања појединих детерминанти хода. Њихове повећане вредности су се показале као значајне променљиве у оцени могуће повреде предњег укрштеног лигамента [Hertel J. (2004)].

8.3.2 Класификација применом неуронске мреже

Интерпретација резултата добијених од стране модерних система за 3Д анализу хода може да буде временски дуга и компликована. Одређивање промена на обрасцима појединих параметара кретања зависи од случаја до случаја. Међутим, може се рећи да постоји „средња“ вредност облика криве кретања и да се на основу ње може донети закључак о одступању образаца кретања. Математичко моделирање такве криве може бити веома компликовано. Из тог разлога, креиран је модел неуронске мреже за класификацију образаца параметара кретања. За што прецизнију класификацију потребно је направити базу што већег скупа образаца кретања и потребно је познавати проблем при изради модела класификације [Gioftsos G. (1994)]. Комбинацијом оштећења различитих параметара кретања постоји могућност да се предвиди обољење.

Примењена неуронска мрежа је директна мрежа са пропагацијом грешке уназад. Класификација се врши на основу скупа образаца кретања здравих особа и образаца кретања особа са неким оштећем/обољењем на зглобу колена. У резултатима метода машинске визије приказане су високе стопе тачности класификације на основу прикупљених података. Побољшање вишеслојних неуронских мрежа огледа се у примени алгорита са пропагацијом грешке уназад при чему се врши динамичка адаптација стопе учења и препознат је као значајан метод у анализи хода [Chau T. (2001)]. Сличну неуронску мрежу је применио и Narasimhulu G.V. у циљу класификације препознавања хода. Они су вршили упоредно испитивање неколико алгорита за класификацију при чему је неуронска мрежа показала највећу стопу исправне класификације, а вредност одговара вредношћу приказаној у резултатима [Narasimhulu G.V. (2012)]. Поред њих, могућност примене неуронске мреже са алгоритмом пропагације грешке уназад показали су и Kutilek B. Они су извршили предикцију кретања доњих екстеремитета на основу генерисаних дијаграма. Приметили су да се овакве методе могу користити при рехабилитацији.

За тренинг скуп издвојено је 70% расположивих података, док је за тест валидације издвојено 15%, као и за коначни тест. Сличну поделу укупног

броја података извршили су и Muhammad J et al. Њихова неуронска мрежа је креирана за класификацију образаца кретања пацијената са церебралном парализом пре и после третмана. Показали су да неуронска мрежа са довољно прецизности може извршити класификацију, а то потврђују и генерисане ROC криве, као и генерисани резултати у поглављу 7. Класификација применом метода машинског учења [Muhammad J. (2015)].

Chau T. сматра да је класификација образаца кретања једна од најважнијих компоненти у систему идентификације хода. Он је направио преглед коришћених метода за класификацију кретања, као што су метод најближих суседа, неуронске мреже, метода таласа и сл. Приметио је да неуронске мреже олакшавају анализу хода због њихове високе флексибилности и способности нелинеарног моделирања у односу на све остале приступе. Нелинеарност вишеслојне неуронске мреже је корисна при анализи компликованих веза параметара хода које су традиционално сложене за аналитичко моделирање [Chau T. (2001)].

Креирана неуронска мрежа врши класификацију кретања за цео циклус хода, а не за поједине сегменте. За разлику од приказане неуронске мреже, Heydary et al. су користили неуронску мрежу на бази фази закључка (енгл. *Adaptive network-based fuzzy inference system - ANFIS*) са циљем одређивања могуће оштећености предњег укрштеног лигамента. Као улазне параметре користили су антропометријске вредности испитаника и уређене парове (у виду кривих) вредности померања и оптерећења. За сваки уређени пар је вршена класификација, а коначна дијагноза доношена је усредњавањем вредности класификације. Показали су високу стопу сензитивности и специфичности, што је у сагласности са приказаним резултатима. Са високим стопама дијагностичких тестова показали су да криве уређених парова померања и оптерећења садрже довољан број информација које се могу користити за класификацију могућег оштећења. Сличан тренд је приказан и у резултатим представљеним у поглављу 7 [Heydary Z. (2008)].

Да је битна анализа хода применом интелигентних метода, показали су и Deluzio K.J. et al. Они су користили методу анализе главних компоненти за анализу таласа хода код пацијената са осетоартрозом зглоба колена и контролне групе. Идентификовали су карактеристике таласа који су дискриминаторни за појаву дегенеративног обољења пацијената [Deluzio K.J. (2007)].

8.3.3 Оцена дијагностичких тестова

Адекватна оцена модела класификације се може показати оцењивањем перформанси модела и генерисањем ROC криве. Што је већа

површина под ROC кривом, показује се да је модел бољи [Danjuma K.J. (2015)].

Добијени подаци дијагностичких тестова за оцену перформансе модела класификације неуронских мрежа су прилично високе. Високе вредности сензитивности и специфичности то показују, као и предиктивне вредности примењених тестова [Arab A.M. (2007)]. Оцену модела класификације применом матрице конфузије, сензитивности и специфичности су показали и Mezghani N. et al. у својој студији за класификацију могуће појаве остератхритиса на основу снимљених сигнала [Mezghani N. (2008)].

Испитивање могуће антериорне постериорне трансације, интерно екстерне ротације и сл. углавном је вршено на основу индивидуалног осећаја лекара. Међутим, са генерисаним алгоритмима предикције, могуће је оценити тачност класификације. Тако нпр. Huang et al. у њиховој студији показују (на основу добијених оцена дијагностичких тестова) која клиничка испитивања би требало вршити за оцену руптуре предњег укрштеног лигамента. Показали да немају сви тестови високе оцене јер пацијент који зна да има оштећење може да буде са непријатним осећајем испитивања и показаће подсвесну заштитну мишићну контракцију [Huang W. (2016)].

9

Закључна Разматрања

Комбинована примена основних принципа и закона механике и машинске визије и учења, у великој мери може дати допринос у различитим областима. Другим речима, како је у дисертацији разматран зглоб колена, који се сматра најсложенијим зглобом људског тела (због свог облика и структура које га чине, као и поседовања 6 степени слободе), увелико се може допринети унапређењу кретања техничких система и робота, анализи оптерећења и сл. Примењени уређаји за снимање кретања могу се користити за (привремен или константан) мониторинг техничких система, односно методе вештачке интелигенције могу се применити за доношење дијагностичких закључака о стању техничких система. На тај начин би се избегла потреба за ангажовањем високо обучених стручњака (чије услуге могу бити веома скупе), а дијагностичка испитивања би се обаљала задовољавајућом брзином и тачношћу.

Поред наведених предности у инжењерским наукама, велики допринос се јавља и у медицинским наукама јер се данас, у свету, поклања велика пажња неинвазивним методима истраживања и развоју нових техника и методологија за што брже и једноставније дијагностиковање болести, повреда, и сл.

За анализу кретања примењују се различити уређаји и системи за аквизицију података (оптички, механички, магнетни, итд). У зависности од примењеног уређаја и типа података који се добија као излаз, кретање се може анализирати у зависности од различитих параметара (нпр. брзина, дужина пређеног пута, транслације, ротације, и сл). На тај начин, истраживачи различитих струка могу дати свој допринос у овој области. Основни задатак инжењера је идентификација и анализа механичких промена. Као што је напоменуто, познавањем механике зглобова човековог тела могуће је значајно унапредити роботске системе у индустрији и другим областима. Поред тога, могуће је унапредити и протезе локомоторног система људи које се користе при ампутацији екстремитета враћајући пацијенту природан осећај кретања.

У дисертацији је приказана примена оптичких и видео уређаја за снимање кретања зглоба колена, и то: OptiTrack систем, Kinect камера и web камера. Коришћењем ових уређаја за аквизицију података, могуће је добити координате кретања флуоресцентних маркера, односно појединих зглобова тела човека. На овај начин, пацијенти и испитаници нису изложени штетном зрачењу и снимање кретања се одвија у веома кратком периоду. Поставку и калибрацију уређаја је могуће веома брзо извршити. Поред тога, уређаји су мобилни и могуће је испитивање извршити и у амбулаторним условима, анализирати кретање спортиста, и сл. Велика погодност се огледа у томе што је могуће снимити ход при свакодневним животним активностима. За поставку флуоресцентних маркера на анатомске позиције доњих екстремитета, веома је једноставно обучити оператера за рад на уређајима. Применом маркера, пацијентима се пружа велика слобода кретања јер нису оптерећени додатним уређајима и кабловима.

Употребом Optitrack система су прикупљени подаци на основу којих је било могуће одредити највећи број параметара кретања, а највише ограничења је задавала употреба web камере за снимање кретања. Коришћењем камера бољих техничких карактеристика могуће је испитаницима пружити већу комформност при снимању и прикупити више улазних података. Приликом коришћења Kinect камере за прикупљање података, било је потребно водити рачуна о видном пољу.

У испитивању су учествовали здрави испитаници (16 – Optitrack систем и Kinect камера и 5 – web камера), пацијенти са оштећеним предњим укрштеним лигаментом (36 – Optitrack систем), пацијенти са оштећеним задњим укрштеним лигаментом (5 – Optitrack систем) и пацијенти са дегенеративним обољењем зглоба колена (14 – Optitrack систем и Kinect камера).

На основу снимљеног кретања идентификовани су основни параметри кретања зглоба колена (антериорно-постериорна, медијално-латерална и

инфериорно-супериорна translација, односно флексија-екстензија зглоба колена и интерно-екстерна ротација), што се и сматра основним доприносом ове дисертације. Развијен је математички модел за детерминисање сваког параметра. Модел се заснива на коришћењу података (координата маркера постављених на анатомским позицијама доњих екстремитета, односно позицији зглобова) прикупљених различитим системима за снимање кретања (OptiTrack систем, Kinect XBOX камера и web камера) који одговарају једном циклусу хода. Резултати су анализирани у зависности од периода циклуса хода. Одређивање translација је засновано на одређивању релативних положаја маркера, а ротације су одређене релативном променом углава између вектора које одређују маркери постављени на фемуру, односно тибији.

Образац кретања (облик кривих кретања) је најпре дефинисан за здраве испитанике за сваки параметар посебно при обављању свакодневних животних активности. Обзиром да зглоб колена чине различите структуре које се међусобно померају једна у односу на другу, дефинисане су граничне вредности translација за сваки период циклуса хода. Међусобна померања у одговарајућим границама се јављају јер се зглобови не могу посматрати као крута тела. Структуре унутар зглоба колена врше мала померања како би зглоб остварио своју основну функцију – стабилност и кретање. Тако нпр. када је особа у фази стајања циклуса хода комплетно оптерећење се проноси на зглоб колена. Поред тога, да би се обезбедила стабилност комплетног тела у зависности од положаја стопала на тлу по коме се газе, долази до подешавања свих структура у зглобу колена (нпр. издужење/скраћење укрштених лигамената, компресија менискуса, измештање тибије, и сл).

Одступање од граничних вредности, односно граничних облика кривих параметара кретања указује на могућност обољења/оштећења зглоба колена. Из тог разлога, разматрани су случајеви са познатим оштећењем предњег и задњег укрштеног лигамента, односно обољењем гонартрозе зглоба колена. Досадашња испитивања су подразумевала клиничка испитивање *pivot shift* тестом која су заснована на личном утиску лекара и при томе није могуће анализирати цео циклус хода, већ само померања која се јављају у одређеном степену флексије зглоба колена. Оцена степена гонартрозе зглоба колена вршена је на основу анализе радиографског снимка. На тај начин, тешко је да се стекне потпун утисак колико су пацијенти ограничени при извођењу свакодневних активности.

Како је снимање је извршено различитим системима и камерама, најпре су упоређиване вредности здравих испитаника и пацијената за резултате прикупљене једним системом. Wilcoxon – овим тестом за везане узорке је показано да постоји значајна промена параметара кретања у

појединим периодима циклуса хода за податке прикупљене OptiTrack системом, и то за:

- Предњи укрштени лигамент ($sig.= 0.00$):
 - антериорна транслације тибије, и
 - интерна ротација тибије.
- Задњи укрштени лигамент ($sig.= 0.00$):
 - постериорна транслација тибије, и
 - екстерна ротација тибије.
- гонартрозу зглоба колена:
 - флексија – екстензија зглоба ($sig.= 0.00$).

Одређене граничне вредности антериорне – постериорне транслације здравих испитаника за све периоде циклуса хода крећу се од $0,05\pm 0,21$ до $1,82\pm 0,57\text{mm}$, односно интерно екстерне ротације $0,01\pm 0,02^\circ$ до $0,19\pm 0,09^\circ$.

Са појавом повреде предњег укрштеног лигаamenta долази до повећања антериорне транслације за период циклуса хода одговор на оптерећење ($7,23 \pm 9,05\text{mm}$) и међуфазау стајања ($4,72\pm 1,57\text{mm}$). Поред тога, долази и до повећане вредности промене интерне ротације тибије за период циклуса хода одговор на оптерећење ($1,17\pm 0,98^\circ$), међуфазу стајања ($2,37\pm 0,35^\circ$) и завршну фазу стајања ($1,77\pm 0,52^\circ$).

Са појавом повреде задњег укрштеног лигаamenta долази до повећања постериорне транслације за период циклуса хода одговор на оптерећење ($-3,39\pm 1,53\text{mm}$), међуфазу стајања ($-4,21\pm 0,39\text{mm}$) и завршну фазу стајања ($-2,73\pm 0,43\text{mm}$). Такође, долази и до повећане промене екстерне ротације тибије за период циклуса хода предњихање ($0,11\pm 1,04^\circ$), иницијално њихање и међуњихање ($-2,35\pm 1,12^\circ$). Како су се показале као значајне променљиве антериорно-постериорна транслација и интерно-екстерна ротација за оштећење задњег укрштеног лигаamenta, за задатак силаска низ степенице разматрана су само ова два параметра. И у том случају је Wilcoxon – овим тестом је показано да постоји значајна промена за податке прикупљене OptiTrack системом.

Гонартрозу карактерише редуција флексије – екстензије зглоба колена током целог циклуса хода. У фази ослонца, полагај екстремитета пацијента је, практично, укочен. При пребацивању оптерећења на супротни уд, (када је посматрани уд у фази њихања) приметна је блага флексија (период иницијално њихање и међуњихање пацијента: $11.23\pm 2.48^\circ$) која одступа од стандардних вредности (период иницијално њихање и међуњихање здравих испитаника: $43,88\pm 1,33^\circ$).

Kinect XBOX камером могуће је било одредити само промену вредности флексије – екстензије зглоба колена. Wilcoxon – овим тестом је

показано да постоји значајна промена између вредности које одговарају здравом и онима које одговарају болесном зглобу колена.

Добијени резултати (на основу података снимљеним горе поменути системима за снимање кретања) показују да не постоји велика разлика у граничним вредностима, односно обрасцима параметара хода (разлике не прелазе 1mm). Једина већа разлика је примећена за флексију – екстензију зглоба колена за периоде одговор на оптерећење и завршно њихање за податке прикупљене OptiTrack системом и Kinect камером, што не утиче на анализу образаца кретања пацијената и испитаника снимањем само једним системом.

Генерално посматрано, ход здравих испитаника се разликује и зависи од конституције, пола, стања мишића, активности, старости и сл, а граничне вредности и облици кривих параметара кретања говоре да ли је ход здрав или не. Применом OptiTrack система, Kinect камере и web камере је показано да су, наизглед, немерљива померања очигледна и мерљива. Обрадом прикупљених података са свих наведених уређаја за аквизицију података, показан је сличан тренд у добијеним резултатима. Сваки од коришћених уређаја може се користити за прецизно и поуздано прикупљање података. Највећи број параметара кретања могуће је одредити на основу улазних податка прикупљених Optitrack системом.

Познавањем образаца кретања зглоба колена здравих испитаника и пацијената, креирани су модели за предикцију оштећености, односно обољења на зглобу колена.

Први модел је заснован на примени алгоритма логистичке регресије. *pivot shift* тестом се дефинише померање тибије при одређеном степену флексије које карактерише одређена вредност интерно – екстерне ротације. Из тог разлога, за тренирање модела коришћене су вредности уређених парова антериорно – постериорне трансације и интерно – екстерне ротације за комплетан циклус хода. За тренирање алгоритма коришћени су уређени парови 16 здравих испитаника и 16 пацијената са утврђеним оштећењем предњег укрштеног лигамента. Добијене су две области (оштећен и здрав лигамент) које раздваја граница одлуке. За предикцију могуће оштећености укрштених лигамената на непознатим подацима (20), такође, су коришћени наведени уређени парови. Анализом индикатора логистичке регресије показано је да су изабране карактеристике значајне и да као такве могу да креирају модел класификације на прихватљивом нивоу (Exp(B) (95%CI)- Доња вредност АПТ: 1.013, Доња вредност ИЕР: 1.939; Горња вредност АПТ: 1.365, Горња вредност ИЕР: 2.613 са P - вредношћу = 0.632).

Други модел је заснован на примени директне неуронске мреже са пропагацијом грешке уназад за класификацију облика параметара кривих

кретања са 2 скривена слоја, по 3 неурона у сваком слоју и са сигмоидном активационом функцијом. Током испитивања, дефинисане су криве које одговарају обрасцима здравог хода и оне које одговарају обрасцима хода са неким оштећењем/обољењем зглоба колена (нпр. повећано померање у постериорном или антериорном правцу тибије, редукција степена флексије). Криве су коришћене за тренирање модела (16 кривих је одговарало здравим испитаницима са утврђеним граничним вредностима антериорно – постериорне трансације и интерно – екстерне ротације, а 20 кривих је одговарало кривама које карактеришу повећање/смањење антериорно – постериорне трансације и интерно-екстерне ротације; 8 кривих је одговарало здравим испитаницима са утврђеним граничним вредностима флексије – екстензије зглоба колена, а 8 кривих је одговарало кривама које одговарају редукцији флексије – екстензије зглоба колена) за класификацију на непознатим подацима (16 кривих за испитивање антериорно постериорне трансације, 16 кривих за испитивање интерно екстерне ротације и 8 кривих за испитивање флексије екстензије зглоба колена).

Дијагностичким тестовима је показано да креирани модели са довољном тачношћу могу да изврше класификацију (тачност неуронске мреже за класификацију антериорно постериорне трансације је 0,921, тачност неуронске мреже за класификацију интерно екстерне ротације је 0,895, тачност неуронске мреже за класификацију флексије – екстензије зглоба колена је 0,875), односно предикцију (тачност модела логистичке регресије је 0,837).

Овакав приступ класификације/предикције је од изузетног значаја јер пацијенти нису изложени болним клиничким испитивањима и обезбеђује се могућност за добијање објективних резултата тестова.

Даљи смер истраживања и надоградња креираних модела биће заснована на анализи протеза колена и степену враћања функције зглоба након операције, анализи кретања раменог зглоба, разматрање степена опоравка након рехабилитације, могућност развоја мобилних апликација и сл.

Литература

- 123RF (2016)**, [Online] http://www.123rf.com/photo_22368207_medicine--outline-victorian-anatomy-drawings-of-the-human-skeleton.html [Accessed: January 2016].
- ACLSolutions (2015)**, [Online] <http://www.aclsolutions.com/> [Accessed: July 2015]
- Al – Khlaifat L. (2016)**, Herrington L.C., Hammond A., Tyson A.F., Jones R.K., *The Effectiveness Of And Exercise Programme On Knee Loading, Muscle Co – Contraction, And Pain In Patients With Medial Knee Osteoarthritis: A Pilot Study*, *Knee*, 23 (1) (2016) 63-69.
- Al – Zabrani K.S. (2008)**, Bakbeit M.O., *A Historical Review Of Gait Analysis*, *Neurosciences*, 13 (2) (2008) 105-108.
- AlexanderTechnique (2016)**, [Online] www.alexandertechnique.com.au/ [Accessed: January 2016.]
- Al-Ghamdi A.S. (2002)**, *Using Logistic Regression To Estimate The Influence Of Accident Severity*, *Accid Anal Prev*, 34 (6) (2002) 729-741.
- Alpaydin E. (2010)**, *Introduction To Machine Learning*, 2nd edition, MIT Press, Cambridge, MA, 2010.
- Amis A.A. (2006)**, Gupte C.M., Bull A.M., Edwards A., *Anatomy Of The Posterior Cruciate Ligament And The Meniscomfemoral Ligaments*, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 14 (3) (2006) 257-263.
- Anatomy (2015)**, *Anatomy for MSP* [Online] aftabphysio.blogspot.com/ [Accessed: July 2015]
- Andriacchi T.P. (2004)**, Mündermann A., Smith L., Alexander E.J., Dyrby C.O., Koo S., *A Framework For The In Vivo Pathomechanics Of Osteoarthritis At The Knee*, *Ann Biomed Eng*, 32 (3) (2004) 447-457.
- Andriacchi T.P. (2005)**, Dyrby C.O., *Interaction Between Kinematics And Loading During Walking For The Normal And ACL Deficient Knees*, *J Biomech*, 38 (2) (2005) 293-298.
- Andriacchi T.P. (2006)**, Mündermann A., *The Role Of Ambulatory Mechanics In The Initiation And Progression Of Knee Osteoarthritis*, *Curr Opin Rheumatol*, 18 (5) (2006) 514-518.
- Arab A.M. (2007)**, Salavati M., Ebrahimi I., Ebrahim Mousavi M., *Sensitivity, Specificity And Predictive Value Of Clinical Trunk Muscle Endurance Tests In Low Back Pain*, *Clin Rehabil*, 21 (7) (2007) 640-647.

- Arbib M.A. (2003)**, *The Handbook Of Brain Theory And Neural Networks*, 2nd edition, MIT Press, Cambridge, MA, 2003.
- Artint (2014)**, [Online] http://artint.info/html/ArtInt_180.html [Accessed: February 2014].
- Ashlandctc (2015)**, [Online] <http://webs.ashlandctc.org/> [Accessed: July 2015].
- Bagley S.C. (2001)**, White H., Golomb B.A., *Logistic Regression In Medical Literature: Standards For Use And Reporting, With Particular Attention To One Medical Domain*, J Clinl Epidemiol, 54 (10) (2001) 979-985.
- Barton J.G. (1997)**, Lees A., *An Application Of Neural Networks For Distinguishing Gait Patterns On The Basis Of Hip-Knee Joint Angle Diagrams*, Gait Posture, 5 (1) (1997) 28-33.
- Bejek Z. (2006)**, Paróczai R., Illyés A., Kocsis L., Kiss M.R., *Gait Parameters Of Patients With Osteoarthritis Of The Knee Joint*, FU Phys Ed Sport, 4 (1) (2006) 9-16.
- Bishop C.M. (2006)**, *Pattern Recognition and Machine Learning*, Springer-Verlag New York, 2006.
- Bonnechère B. (2012)**, Jansen B., Salvia P., Bouzahouene H., Omelina L., Cornelis J., Rooze M., Van Sint Jan S., *What Are The Current Limits Of The Kinect Sensor?*, In Proc. 9th Intl Conf. Disability, Virtual Reality & Associated Technologies, 10-12 September 2012, 287-294.
- Braun H.J. (2012)**, Gold G.E., *Diagnosis Of Osteoarthritis: Imaging*, Bone, 51 (2) (2012) 278-288.
- Bruls G.J.C.L. (2015)**, *Exact Formulas For A Thin-Lens System With An Arbitrary Number Of Lenses*, Optik, 126 (6) (2015) 659-662.
- c3d (2014)**, [Online] www.c3d.org [Accessed: June 2014.]
- Carse B. (2013)**, Meadows B., Bowers R., Rowe P., *Affordable Clinical Gait Analysis: An Assessment Of Marker Tracking Accuracy Of A New Low – Low Cost Optical 3D Motion Analysis System*, Physiotherapy, 99 (4) (2013) 347-351.
- Caruana R. (1997)**, *Multitasking Learning: A Knowledge – Based Source Of Inductive Bias*, Mach Learn, 28 (1) (1997) 41-75.
- CatalystRehab (2015)**, Catalyst Rehab & Sports Massage Eden Prairie [Online] www.catalystsportstherapy.com [Accessed: July 2015]
- Chambers M.D. (2002)**, Sutherland D.H., *A Practical Guide To Gait Analysis*, J Am Acad Orthop Surg, 10 (3) (2002) 222-231.
- Chantal (2015)**, Chantal Pollier [Online] <http://www.chantal-pollier.com/scientific-research> [Accessed: May 2015]

- Chapelle O. (2006)**, Schälkopf B., Zien A., *Semi – Supervised learning*, MIT Press, Cambridge, MA, 2006.
- Chau T. (2001)**, *A Review Of Analytical techniques For Gait Data. Part 2: Neural Network And Wavelet Methods*, *Gait Posture*, 13 (2) (2001) 102-120.
- Che Ahmad A. (2015)**, Najmi N.M.F., Samsudin O.C., Yeap J.K., Hyzan M.Y., *Surgical Reconstruction In Chronic Posterior Cruciate Ligament Injuries Of The Knee*, *International Medical Journal Malaysia*, 14 (2) (2015) 29-34.
- Cleju I. (2010)**, Saupe D., *Evaluation Of Texture Registration By Epipolar Geometry*, *Visual Comput*, 26 (11) (2010) 1407-1420.
- ClinicalBiomechanicsOfGait (2016)**, [Online] www.sfu.ca/~steve/kin201/lecture_outlines [Accessed: January 2016].
- Colle F. (2014)**, Lopomo N., Bruni D., Visani A., Iacono F., Zaffagnini S., Marcacci M., *Analysis Of Knee Functional Flexion Axis In Navigated TKA: Identification And Repeatability Before And After Implant Positioning*, *Knee Surgery Sports Traumatol Arthrosc*, 22 (3) (2014) 694-702.
- CommanderFitness (2016)**, [Online] <http://commanderfitness.com/lateral-pelvic-tilt/> [Accessed: January 2016.]
- Craig E.A. (2005)**, *Normal Osteology of the Knee Joint and Markers of Stress and Injury*, In *Forensic medicine of the lower extremity*, Karch SB, Ed, New Jersey: Humana Press Inc, (2005) 33-68.
- Creaby M.W. (2013)**, Hunt M.A., Hinman R.S., Bennell K.L., *Sagittal Plane Joint Loading Is Related To The Knee Flexion In Osteoarthritis Gait*, *Clin Biomech*, 28 (8) (2013) 916-920.
- Cross M. (1996)**, *Clinical Terminology For Describing Knee Instability*, *Sports Med Arthrosc*, 4 (1996) 313-318.
- Danjuma K.J. (2015)**, *Performance Evaluation Of Machine Learning Algorithms In Post-Operative Life Expectancy In The Lung Cancer Patients*, *International Journal of Computer Science*, 12 (2) (2015) 11 pages.
- Deluzio K.J. (2007)**, Astephen J.L., *Biomechanical Features Of Gait Waveform Data Associated With Knee Osteoarthritis: An Application of Principal Component Analysis*, *Gait Posture*, 25 (1) (2007) 86-93.
- Desloovere K. (2010)**, Wong P., Swings L., Callewaert B., Vandenuecker H., Leardini A., *Range Of Motion And Repeatability Of Knee Kinematics For 11 Clinically Relevant Motor Tasks*, *Gait Posture*, 32 (4) (2010) 597-602.
- Domb B.G. (2013)**, Philippon M.J., Giordano B.D., *Arthroscopic Capsulotomy, Capsular Repair, And Capsular Plication Of The Hip: Relation To Atraumatic Instability*, *Arthroscopy*, 29 (1) (2013) 162-173.

- Dowd G.S.E. (2004)**, *Reconstruction Of The Posterior Cruciate Ligament*, J Bone Joint Surg Am, 86-B (4) (2004) 480-491.
- Dym C.L. (2004)**, *Principles Of Mathematical Modeling*, Elsevier Inc, 2004.
- Dyrby C.O. (2004)**, Andriacchi T.P., *Secondary Motion Of The Knee During Weight Bearing And Non-Weight Bearing Activities*, J Orthop Res, 22 (4) (2004) 794-800.
- Dželalija M. (2003)**, Rausavljević N., *Biomehanika sporta*, Fakultet prirodoslovnog-matematičkih znanosti i odgojnih područja, Split, 2003.
- Eorif (2015)**, [Online] <http://eorif.com/pcl-anatomy> [Accessed: July 2015].
- ExplainThatStuff (2016)**, [Online] <http://www.explainthatstuff.com/webcams.html> [Accessed: January 2016].
- Fawcett T. (2006)**, *An Introduction To ROC Analysis*, Pattern Recogn, 27 (2006) 861-874.
- Fiacchi F. (2014)**, Zambianchi F., Digennaro V., Ricchiuto I., Mugnai R., Catani F., *In Vivo Kinematics Of Medial Unicompartmental Osteoarthritic Knees During Activities Of Daily Living*, Knee, 21 (S1) (2014) S10-S14.
- Filipović N. (2013)**, Isailović V., Nikolic D., Peulic A., Mijailovic N., Petrovic S., Cukovic S, Vulovic R., Matic A., Zdravkovic N., Devedzic G., Ristic B., *Biomechanical Modeling of Knee For Specific Patients With Chronic Anterior Cruciate Ligament Injury*, Computer Science and Information Systems, 10 (1) (2013) 525-545.
- Fitsweb (2015)**, Anatomy of the knee and ankle [Online] <http://fitsweb.uchc.edu/student/selectives/knee-ankle/ligtemp.html> [Accessed: July 2015]
- Fotosearch (2015)**, [Online] <http://www.fotosearch.com/LIF127/3d704010/> [Accessed: July 2015]
- Furtado D.A. (2013)**, Pereira A.A., Andrade Ade O., Bellomo D.P.Jr, da Silva M.R., *A Specialized Motion Capture System For Real-Time Analysis Of Mandibular Movement Using Infrared Cameras*, Biomed Eng Online 22 (2013) 12-17.
- Gage J.R. (1995)**, Deluca P.A., Renshaw T.S., *Gait Analysis: Principles and Applications*, J Bone Joint Surg Am, 77 (10) (1995) 1607-1623.
- Galna B. (2014)**, Barry G., Jackson D., Mhiripiri D., Olivier P., Rochester L., *Accuracy Of The Microsoft Kinect Sensor For Measuring Movement In People With Parkinson's Disease*, Gait Posture, 39 (4) (2014) 1062-1068.
- Geng Z. (2014)**, Zhang B., *Analysis Of Epipolar Geometry Mapping Relation For Digital Frame Camera Images*, In Proceedings on ASPRS Annual Conference, Louisville, Kentucky, USA, 23-28 March 2014.

- Georgolius A.D. (2005)**, Ristanis S., Moraiti C., Mitsou A., Bernard M., Stegiou N., *Three – Dimensional Kinematics Of The Tibiofemoral Joint In ACL-Deficient And Reconstructed Patients Shows Increased Tibial Rotation*, Oper Tech Orthop, 15 (1) (2005) 49-56.
- Gioftsos G. (1995)**, Grieve D.W., *The Use Of Neural Networks To Recognize Patterns Of Human Movement: Gait Patterns*, Clin Bioemch, 10 (4) (1995) 179-183.
- Gmiterko A. (2013)**, Lipták T., *Motion Capture Of Human For Interaction with Service Robot*, American Journal Of Mechanical Engineer (AJME), 1 (7) (2013) 212-216.
- Goldblatt J.P. (2003)**, Richmond J.C., *Anatomy And Biomechanics Of The Knee*, Oper Techn Sport Med, 11 (3) (2003) 172-186.
- Gollehon D.L. (1987)**, Torzilli P.A., Warren R.F., *The Role Of The Posterolateral And Cruciate Ligaments In The Stability Of The Human Knee. A Biomechanical Study*, J Bone Joint Surg Am, 69 (2) 233-242.
- Golubović – Bugarski V. (2014)**, *Mehanika 2, Skripta – izvodi sa predavanja*, Univerzitet u Banja Luci, Mašinski fakultet, Banja Luka, 2014.
- Grood E.S. (1988)**, Stowers S.F., Noyes F.R., *Limits Of Movement In The Human Knee. Effect Of Sectioning The Posterior Cruciate Ligament And Posterolateral Structures*, J Bone Joint Surg Am, 70 (1) (1988) 88-97.
- Guerra-Filho G.B. (2005)**, *Optical Motion Capture: Theory And Implementation*, Journal of Theoretical and Applied Informatics (RITA), 12 (2) (2005) 61-90.
- Hagan M.T. (2015)**, Demuth H.B., Beale M.H., De Jesús O., *Neural Network Design*, 2nd edition, ebook, <http://hagan.okstate.edu/NNDesign.pdf>, [Accessed: December 2015].
- Hahn M.E. (2005)**, Farley A.M., Lin V., Chou L.S., *Neural Network Estimation Of Balance Control During Locomotion*, J Biomech, 38 (4) (2005) 717-724.
- Hajek M. (2015)**, Neural Networks, [Online] www.cs.ukzn.ac.za/notes/NeuralNetworks2005.pdf [Accessed: Decemeber 2015].
- Hambli R. (2011)**, *Apparent Damage Accumulation In Cancellous Bone Using Neural Networks*, J Mech Behav Biomed Mater, 4 (6) (2011) 868-878.
- Hart J. (2008)**, Scassellati B., Zucker S.W., *Epipolar Geometry For Humanoid Robotic Heads*, In Proceedings on 4th International Workshop on Cognitive Vision, B. Caputo and M. Vincze Eds., Springer - Verlag, Berlin Heidelberg (2008) 24-36.
- Hartley R. (2004)**, Zisserman A., *Multiple View Geometry in Computer Vision*, 2nd ed., Cambridge University Press, UK, 2004

- Hastie T. (2009)**, Tibshirani R., Friedman J., *The Elements of Statistical Learning: Data Mining, Inference, and Prediction*, Springer, 2009.
- Haykin S. (2009)**, *Neural Networks And Learning Machines*, 3rd edition, Prentice Hall, 2009.
- Herda L. (2001)**, Fua P., Plänkers R., Boulic R., Thalmann D., *Using Skeleton-Based Tracking To Increase The Reliability Of Optical Motion Capture*, Hum Mov Sci, 20 (3) (2001) 313-341.
- Hertel J. (2004)**, Dorfman J.H., Braham R.A., *Lower Extremity Malalignments And Anterior Cruciate Ligament Injury History*, J Sports Sci Med, 3 (4) (2004) 220-225.
- Hewett T.E. (2005)**, Myer G.D., Ford K.R., Heidt R.S., Colosimo A.J., McLean S.G., van den Bogert A.J., Paterno M.V., Succop P., *Biomechanical Measures Of Neuromuscular Control And Valgus Loading Of The Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk In Female Athletes: A Prospective Study*, Am J Sports Med, 33 (4) (2005) 492-501.
- Heydary Z. (2008)**, Farahmand F., Arabalibek H., Parnianpor M., *Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System For Classification Of ACL-Ruptured Knees Using Arthrometric Data*, Ann Biomed Eng, 36 (9) (2008) 1449-1457.
- Hinton G. (1999)**, Sejenowski T.J., *Unsupervised Learning: Foundations Of Neural Computation*, MIT Press, 1999.
- Huang W. (2016)**, Zhang Y., Yao Z., Ma L., *Clinical Examination Of Anterior Cruciate Ligament Rupture: A Systematic Review And Meta-Analysis*, Acta Orthop Traumatol Turc, 50 (1) (2016) 22-31.
- Hurd W.J. (2007)**, Snyder-Mackler L., *Knee Instability After Acute ACL Rupture Affects Movement Patterns During The Midstance Phase Of Gait*, J Orthop Res, 25 (10) (2007) 1369-1377.
- Imbert P. (2014)**, Belvedere C., Leardini A., *Human Knee Laxity In ACL-Deficient And Physiological Contralateral Joints: Intra-Operative Measurements Using A Navigation System*, Biomed Eng Online, 13 (2014) 86
- INRIA (2015)**, Calibration Environment [Online] <http://research.microsoft.com/en-us/um/people/zhang/INRIA/CalibEnv/Example2/Example2.html> [Accessed: December 2015.]
- Iwaki H. (2000)**, Pinskerova V., Freeman M.A., *Tibiofemoral Movement 1: The Shapes And Relative Movements Of The Femur And Tibia In The Unloaded Cadaver Knee*, J Bone Joint Surg Br, 82 (8) (2000) 1189-1195.
- Janičić B. (2011)**, Novović Z., *Procena Uspešnosti U Klasifikovanju Rezultata Na Osnovu Graničnih (Cut-Off) Skorova: Receiver Operating Characteristic Curve*, Primenjena psihologija, 4 (2011), 335-351.
- Janičić P. (2010)**, Nikolić M., *Veštačka inteligencija*, Matematički fakultet u Beogradu, 2010.

- Janousek A.T. (1999)**, Jones D.G., Clatworthy M., Higgins L.D., Fu F.H., *Posterior Cruciate Ligament Injuries Of The Knee Joint*, Sports Med, 28 (6) (1999) 429-441.
- Jenkins F.A. (2001)**, White H.E., *Fundamentals Of Optics*, McGraw-Hill Companies, USA, 2001.
- Kadaba M.P. (1990)**, Ramakrishnan H.K., Wooten M.E., *Measurement Of Lower Extremity Kinematics During Level Walking*, J Orthop Res, 8 (3) (1990) 383-392.
- Kannala J. (2008)**, Heikkilä J., Brandt S.S., *Geometric Camera Calibration*, Wiley Encyclopedia of Computer Science and Engineering, 1 - 11, 2008.
- Karabegović I. (2004)**, *Кинематика*, друго издање, Технички факултет, Бихаћ, 2004.
- Keays S.L. (2013)**, Sayers M., Mellifront D.B., Richardson C., *Tibial Displacement And Rotation During Seated Knee Extension And Wall Squatting: A Comparative Study Of Tibiofemoral Kinematics Between Chronic Unilateral Anterior Cruciate Ligament Deficient And Healthy Knees*, Knee, 20 (5) (2013) 346-353.
- Kharab A. (2011)**, Saini V., Jain Y.K., Dhiman S., *A Review Of Gait Cycle And Its Parameters*, International Journal of Computational Engineering & Management (IJECEM), 13 (2011) 78 – 83.
- Khayambashi K. (2016)**, Ghoddosi N., Straub R.K., Powers C.M., *Hip Muscle Strength Predicts Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury in Male and Female Athletes: A Prospective Study*, Am J Sports Med, 44 (2) (2016) 355-361.
- Knudsen D. (2007)**, *Fundamentals of Biomechanics*, 2nd edition, Spriger – Verlag, US, 2007.
- Knyaz V.A. (2015)**, *Scalable Photogrammetric Motion Capture System "Mosca": Development And Application*, International Archives Of The Photogrammetry, Int Arch Photogramm Remote Sens Spatial Inf Sci, XL-5/W6 (2015) 43-49.
- Kothari A. (2012)**, Haughom B., Subburaj K., Feeley B., Li X., Ma C.B., *Evaluating Rotational Kinematics Of The Knee In ACL Reconstructed Patients Using 3.0 Tesla Magnetic Resonance Imaging*, Knee, 19 (5) (2012) 648-651.
- Kotsiantis S.B. (2004)**, Pintelas P. E., *Recent Advances In Clustering: A Brief Survey*, ISSA, 1 (1) (2004) 73 -81.
- Kozanek M. (2009)**, Hosseini A., Liu F., Van de Velde S.K., Gill T.J., Rubash H.E., Li G., *Tibiofemoral Kinematics And Condylar Motion During The Stance Phase Of Gait*, J Biomech, 42 (12) (2009) 1877-1884.
- Kuo A.D. (2007)**, *The Six Determinants Of Gait And Inverted Pendulum Analogy: A Dynamic Walking Perspective*, Hum Mov Sci, 26 (4) (2007) 617-656.
- Kurihara K. (2002)**, Hoshino S, Yamane K., Nakamura Y., *Optical Motion Capture System With Pan-Tilt Camera Tracking And Realtime Data Processing*, In

Proceedings of the 2002 IEEE Trans Robot Autom (1989 – June 2004), May 2002, Washington DC, 1241-1248.

Kvist J. (2007), Good L., Tagesson S., *Changes In Knee Motion Pattern After Anterior Cruciate Ligament Injury – A Case Report*, Clin Biomech, 22 (5) (2007) 551-556.

Labbe D.R. (2011), de Guise J.A., Mezghani N., Godbout V., Grimard G., Baillargeon D., Lavigne P., Fernandes J., Ranger P., Hagemeister N., *Objective Grading Of The Pivot Shift Phenomenon Using A Support Vector Machine Approach*, J Biomech, 44 (1) (2011) 1-5.

LaPrade R. (2002), Muench C., Wentorf F., Lewis J.L., *The Effect Of Injury To The Posterolateral Structures Of The Knee On Frce In A Posterior Cruicate Ligament Graft: A Biomechanical Study*, Am J Sports Med, 30 (2) (2002) 233-238.

Lawson D. (2008), Marion G., *An Introduction To Mathematical Modeling, Bioinformatics and Statistics*, Scotland, 2008.

LeonDAngio (2015), [Online] <http://www.leondangio.net> [Accessed: July 2015.]

Lewek M. (2002), Rudolph K., Axe M., Snyder-Mackler L., *The Effect Of Insufficient Quadriceps Strength On Gait After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction*, Clin Biomech, 17 (1) (2002) 56-63.

Li G. (2006), Moses J.M., Papannagari R., Pathare N.P., DeFrate L.E., Gill T.J., *Anterior Cruciate Ligament Deficiency Alters In Vivo Motion Of The Tibiofemoral Cartilage Points In Both The Anteroposterior And Mediolateral Directions*, J Bone Joint Surg Am, 88 (8) (2006) 1826-1834.

Liu Y. (2014), Lu K., Yan S., Sun M., Lester D.K., Zhang K., *Gait Phases Varies Over Velocities*, Gait Posture, 39 (2) (2014) 756-760.

Lohmander L.S. (2004), Ostenberg A., Englund M., Roos H., *High Prevalence Of Knee Osteoarthritis, Pain, And Functional Limitations In Female Soccer Players Twelve Years After Anterior Cruciate Ligament Injury*, Arthritis Rheum 50 (10) (2004) 3145-3152.

Lorbach O. (2012), Keib M., Brogard P., Maas S., Pape D., Seil R., *Static Rotational And Sagittal Knee Laxity Measurements After Reconstruction Of The Anterior Cruciate Ligament*, Knee Surg Sports Traumatol Arthorosc, 20 (5) (2012) 844-850.

Lugade V. (2015), Chen T., Erickson C., Fujimoto M., San Juna J.G., Karduna A., Chou L.-S., *Comparasion Of An Electromagnetic And Optical System During Dynamic Motion*, Biomed Eng Appl Basis Commun, 27 (4) (2015) 8 pages

Markolf K.L. (1997), Slauterbeck J.R., Armstrong K.L., Shapiro M.S., Finerman G.A., *A Biomechanical Study Of Replacement Of The Posterior Cruciate Ligament*

With Graft. Part II: Forces In The Graft Compared With Forces In The Intact Knee, J Bone Joint Surg Am, 79 (3) (1997) 381-386.

Martin R.B. (1999), *A Genealogy Of Biomechanics*, 23rd Annual Conference of the American Society of Biomechanics, 23. October 1999, University of Pittsburgh, Pittsburgh PA

Matic A. (2012), Ristic B., Devedzic G., Filipovic N., Petrovic S., Mijailovic N., Cukovic S., *Gait Analysis In The Patients With Chronic Anterior Cruciate Ligament Injury*, Serbian Journal of Experimental and Clinical Research, 13 (2) (2012) 49-54.

Matic A. (2016), Petrovic Savic S., Ristic B., Stevanovic B., Devedzic G., *Infrared Assessment Of Knee Instability In ACL Deficient Patients*, Int Orthop, 40 (2016) 385-391.

Mazzocco T. (2012), Hussain A., *Novel Logistic Regression Models To Aid The Diagnosis Of Dementia*, Expert Syst Appl, 39 (3) (2012) 3356-3361.

McNally E.G. (2007), *Knee: Ligaments*, In Imaging of Orthopedic sports Injuries, Vanhoenacker FM, Maas M, Gielen JL, Eds, Springer, 2007.

MedicalDictionaryBF (2015), Biceps Femoris [Online] <http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/biceps+femoris> [Accessed: July 2015]

MedicalDictionarySM (2015), Semimembranosus [Online] <http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/semimembranosus> [Accessed: July 2015]

MedicalDictionaryST (2015), Semitendinosus [Online] <http://medical-dictionary.thefreedictionary.com/Semitendinosus> [Accessed: July 2015]

Meister D. (2010), Sheedy J. E., *Introduction to ophthalmic optics*, Carl Zeiss Vision, San Diego, Canada, 2010.

Meng X. (2003), Hu Z., *A New Easy Camera Calibration Technique Based On Circular Points*, Pattern Recognition, 36 (5) (2003) 1155-1164.

Mezghani N. (2008), Boivin K., Turcot K., Aissaoui R., Hagmeister N., De Guise J.A., *Hierarchical Analysis And Classification Of Asymptotic And Knee Osteoarthritis Gait Patterns Using A Wavelet Representation Of Kinetic Data And The Nearest Neighbor Classifier*, J Mech Med Biol, 8 (1) (2008) 45-54.

Milosavljević D. (1995), *KINEMATIKA – metodička zbirka rešenih primera sa izvodima iz teorije*, Kragujevac, 1995.

Morita Y. (2012), Hayashi Y., Hirano T., Ukai H., Sanaka K., Takao K., *Development of Knee Joint Robot with Flexion, Extension and Rotation Movements – Experiments on Imitation of Knee Joint Movement of Healthy and Disable Persons*, In Proceedings of International Workshop on Robot and Motion Control, Ed. Kozlowski K., 422 (2012) 393-402.

- Muhammad J. (2015)**, Gibbs S., Abboud R., Anand S., Wang W., *Gait Pattern Recognition In Cerebral Palsy Patients Using Neural Network Modelling*, J Ayub Coll Abbottabad, 27 (4) (2015) 754-758.
- Murphy M.A. (2006)**, Sunnerhagen K.S., Johnels B., Willén C., *Three-Dimensional Kinematic Motion Analysis Of Daily Activity Drinking From A Glass: A Pilot Study*, J Neuroengineering Rehabil Published online, 3 (18) (2006).
- Musculoskeletal (2015)**, [Online] sites.google.com/site/1styearportfolio/the-ankle-foot/ [Accessed: July 2015].
- MyBodyFit (2015)**, [Online] www.mybodyfitonline.com/2011/07/22/quad-stretch-its-a-winner/ [Accessed: July 2015].
- Myer G.D. (2010)**, Ford K.R., Khoury J., Succop P. Hewett T.E., *Clinical Correlates to Laboratory Measures for use in Non-Contact Anterior Cruciate Ligament Injury Risk Prediction Algorithm*, Clin Biomech, 25 (7) (2010) 693-699.
- Nagano Y. (2012)**, Naito K., Saho Y., Torii S., Ogata T., Nakazawa K., Akai M., Fukubayashi T., *Association Between In Vivo Knee Kinematics During Gait And The Severity Of Knee Osteoarthritis*, Knee, 19 (5) (2012) 628-632.
- Nagathan A. (2013)**, Manimozhi I., *Content-Based Image Retrieval System using Feed-Forward Backpropagation Neural Network*, International Journal of Computer Science and Network Security (IJCSNS), 2 (4) (2013) 143-151.
- Narasimhulu G.V. (2012)**, Jilani S.A.K., *Back Propagation Neural Network Based Gait Recognition*, International Journal Of Computer Science and Information Technologies, 3 (5) (2012) 5025-5030.
- Nawi N.M. (2013)**, Khan A., Rehman M.Z., *A New Back-Propagation Neural Network Optimized with Cuckoo Search Algorithm*, Lecture Notes in Computer Science, Springer-Verlag Heidelberg, 7971 (2013) 413-426.
- Ng A. (2003)**, *Machine Learning – Lecture Notes*, Stanford, 2003.
- Nikolić D. (2006)**, *Povrede meniskuligamentarnog aparata kolena*, Beograd, 2006.
- Nilsson N.J. (1996)**, *Introduction To Machine Learning (an early draft of proposed textbook)*, Stanford University, 1996.
- Nogueira P. (2015)**, *Motion Capture Fundamentals* [Online] https://paginas.fe.up.pt/~prodei/dsie12/papers/paper_7.pdf [Accessed: March 2016.]
- Novacheck T. F. (1998)**, *The Biomechanics Of Running*, Gait Posture, 7 (1) (1998) 77-95.
- Nysora (2015)**, The New York School of regional anesthesia, [Online] <http://www.nysora.com/files/2013/chapter-1/pic30.gif> [Accessed: July 2015]

- Ogrodzka K. (2011)**, Niedzwiedzki T., Chwala W., *Evaluation Of The Kinematic Parameters Of Normal-Placed Gait In Subject With Gonarthrosis And The Influence Of Gonarthrosis On The Function Of The Ankle Joint And Hip Joint*, Acta Bioeng Biomech, 13 (3) (2011) 47-54.
- Ombregt L. (2013)**, *A System Of Orthopaedic Medicine*, Elsevier Ltd, 2013.
- Oprea C. (2014)**, *Performance Evaluation Of The Data Mining Classification Methods*, Annals of the "Constantin Brâncuși" University of Târgu Jiu, Economy Series, Spec Issue 4 (2014), 249-253.
- OptiTrackFLEX (2015)**, [Online] https://www.youtube.com/watch?v=u0FNWoyaG_0 [Accessed: December 2015].
- Organic (2016)**, Organic Motion [Online] <http://www.organicmotion.com/motion-capture/> [Accessed: April 2016].
- Packt (2015)**, Packt Publishing [Online] <https://www.packtpub.com/books/content/marker-based-augmented-reality-iphone-or-ipad> [Accessed: December 2015].
- Patil M.S. (2012)**, Mudholkar R.R., *An Osteoarthritis Classifier Using Back Propagation Neural Network*, International Journal of Advances in Engineering & Technology (IJAEST), 4 (2) (2012) 292-301.
- Pavlović A. (2012)**, *Povrede Mekih Struktura Zgloba Kolena*, Beograd: KIZ Altera, 2012.
- Petrovic Savic S. (2015)**, Devedzic G., Ristic B., Matic A., Prodanovic N., *Gait Parameters Identification Using Video Tracking – Case Study*, IEEE Inf Conf Bioinform Biomed Eng, 2-4. November 2015, 1-5.
- Plantard P. (2015)**, Auvinet E., Le Pierres A.S., Multon F., *Pose Estimation With Kinect For Ergonomic Studies: Evaluation Of The Accuracy Using Virtual Mannequin*, Sensors, 15 (1) (2015) 1785-1803.
- Prodanović N. (2015)**, Ristić B., Matić A., Petrović Savić S., Devedžić G., *Gait Analysis Of Patients Following Totalcondylar Knee Arthroplasty*, Acta Hirurgica Iugoslavica, 62 (1) (2015) 27-31.
- Radiopaedia (2015)**, [Online] <http://radiopaedia.org/images/408114> [Accessed: July 2015].
- Rafibakhsh N. (2012)**, Gong J., Siddiqui M.K., Gordon C., Lee H. F., *Analysis Of XBOX Kinect Sensor Data For Use On Construction Sites: Depth, Accuracy And Sensor Interference Assesment*, In Proceedings of Construction Research Congress 2012, Cai H., Kandil A., Hastak M. and Dunston P.S. Eds., ASCE, (2012) 848-857.

- Ryali S. (2010)**, Supekar K., Abrams D.A., Menon V., *Sparse Logistic Regression For Whole – Brain Classification Of Fmri Data*, Neuroimage, 51 (2) (2010) 752-764.
- Rahman M. (2011)**, Mitobe K., Takano C., Yoshimura N., *Analysis Of Dexterous Finger Movement For Piano Education Using Motion Capture System*, International Journal of Science and Technology Education Research - IJSTER, 2 (2) (2011) 22-31.
- Scanlan S.F. (2010)**, Chaudhari A.M.W., Dzrbz C.O., Andriacchi T.P., *Differences In Tibial Rotation Walking In ACL Reconstructed And Healthy Knees*, J Biomech 43 (9) (2010) 1817-1822.
- Science (2016)**, Science and Education [Online] <http://pubs.sciepub.com/ajme/1/7/12/> [Accessed: April 2016].
- Senanayake A. (2013)**, Malik O.A., Iskandar M., *Integrating Multi-Sensor For Observing Post ACL Reconstruction Recovery Progress*, Transaction on control and mechanical systems (TCMS), 2 (4) (2013) 171-181.
- Seon J.K. (2006)**, Song E.K., Park S.J., *Osteoarthritis After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Patellar Tendon Autograft*, Int Orthop, 30 (2) (2006) 94-98.
- Shahid S. (2012)**, Nandy A. Mondal S., Ahamad M., Chakraborty P., Nandi G.C., *A Study On Human Gait Analysis*, In Proceedings of the Second International Conference on Computational Science, Engineering and Information Technology (2012) 358-364.
- Shelburne K.B. (2005)**, Torry M.R., Pandy M.G., *Effect Of Muscle Compensation On Knee Instability During Acl-Deficient Gait*, Med Sci Sports Excer, 37 (4) (2005) 642-648.
- Shenoy R. (2013)**, Pastides P.S., Nathwani D., *Biomechanics Of The Knee And TKR*, Orthop Trauma, 27 (6) (2013) 364 -371.
- Shingade A. (2014)**, Ghotkar A., *Animation 3D Human Model Using Markerless Motion Capture Applied To Sports*, IJCGA, 4 (1) (2014) 27-39.
- Shvaley – Schwartz S. (2014)**, Ben – David S., *Understanding Machine Learning: From Theory to Algorithms*, Cambridge, 2014.
- Simon D. (2015)**, Mascrenhas R., Saltzman B.M., Rollins M., Bach Jr B.R., MacDonald P., *The Relationship Between Anterior Cruciate Ligament Injury Andosteoarthritis Of The Knee*, Adv Orthop, (2015) Epub 2015 Apr 19, 11 pages (1-11)
- SlideShare (2016)**, Normal Gait vs. Prosthetic Gait, [Online] <http://www.slideshare.net/medicaloffice/basic-prosthetics-i> [Accessed: February 2016.]

- Smith P.N. (2003)**, Refshauge K.M., Scarvell J.M., *Development Of The Concepts Of Knee Kinematics*, Arch Phys Med Rehabil, 84 (12) (2003) 1895-1902.
- Smola A. (2008)**, Vishwanathan S.V. N., *Introduction to Machine Learning*, Cambridge, 2008
- Sokolova M. (2009)**, Lapalme G., *A Systematic Analysis Of Performance Measures For Classification Tasks*, Inform Process Manag, 45 (4) (2009) 427-437.
- Stijak L.M. (2012)**, *Испитивање спољашњих и унутрашњих фактора значајних за повреду предње укрштене везе зглоба колена у спортски активној популацији*, докторска дисертација, Медицински факултет, Универзитет у Београду, Београд, Србија, 2012.
- Studyblue (2015)**, [Online] <http://www.studyblue.com/notes/n/bones-and-muscles-quiz/deck/7479772>- [Accessed: July 2015]
- Studyblues (2015)**, [Online] <https://www.studyblue.com/notes/n/movements-of-the-knee> [Accessed: September 2015]
- Sturm P. (2011)**, Ramalingam S., Tardif J-P., Gasparini , Barreto J., *Camera Models And Fundamental Concepts Used In Geometric Computer Vision*, Mitsubishi Electric Research Laboratories, Inc., Cambridge, Massachusetts, 2011.
- Subasi A. (2005)**, Erçelebi E., *Classification Of EEG Signals Using Neural Network And Logistic Regression*, Comput Methods Programs Biomed, 78 (2) (2005) 87-99.
- Sutton R.S. (2012)**, Barto A.G., *Reinforcement learning: An Introduction*, MIT Press, Cambridge, MA, 2012.
- Testa R. (2012)**, Chouteau J., Viste A., Cheze L., Fessy M.-H., Moyen B., *Reproducibility Of An Optical Measurement System For The Clinical Evaluation Of Active Knee Rotation In Weight – Bearing, Healthy Subjects*, Orthop Traumatol Surg Res, 98 (2) (2012) 159-166.
- TheRemino (2016)**, [Online] <http://www.theremino.com/en/contacts/the-theremino-mission> [Accessed: February 2016].
- Trucco E. (1998)**, Verri A., *Introductory Techniques For 3-D Computer Vision*, Prentice Hall, New York, 1998.
- Tsochantaridis I. (2005)**, Joachims T., Hofmann T., Altun Y., *Large Margin Methods for Structured and Interdependent Output Variables*, J Mach Learn Res, 6 (2005) 1453-1484.
- Tumblr (2015)**, [Online] <https://www.tumblr.com/search/giovanni%20alfonso%20borelli> [Accessed: May 2015].
- Umberger B.R. (2010)**, *Stance And Swing Phase Costs In Human Walking*, J R Soc Interface, 7 (50) (2010) 1329-1340.

- Van der El A. (2010)**, *Orthopaedic Manual Therapy Diagnosis: Spine and Temporomandibular Joints*, Jones & Bartlett Learning, 2010.
- Van Dyck P. (2007)**, Gielen J.L., *Sports – Related Meniscal Injury*, In *Imaging of Orthopedic sports Injuries*, Vanhoenacker FM, Maas M, Gielen JL, Ed, Springer, (2007) 265-282.
- Victor J. (2010)**, Labey L., Wong P., Innocenti B., Bellemans J., *The Influence Of Muscle Load On Tibiofemoral Knee Kinematics*, J Orthop Res, 28 (4) (2010) 419-428.
- Villaroman N. (2011)**, Rowe D., Swan B., *Teaching Natural User Interaction Using OpenNI And The Microsoft Kinect Sensor*, In *Proceedings of the Conference on Information Technology Education*, 20-22 October 2011, West Point, New York, USA, 227-232.
- Vollmer R.T.(1996)**, *Multivariate Statistical Analysis For Pathologist – Part I, The Logistic Model*, Am J Clin Pathol, 105 (1) (1996) 115-126.
- Vuk M. (2006)**, Curk T., *ROC Curve, Lift Chart And Calibration Plot*, Metodološki zveki, 3 (1) (2006) 89-108.
- Wang A. (2009)**, Qiu T., Shao L., *A Simple Method Of Radial Distortion Correction With Centre Of Distortion Estimation*, J Math Imaging Vis, 35 (3) (2009) 165-172.
- Wang C.J. (2002)**, *Injuries To The Posterior Cruciate Ligament And Posterolateral Instabilities Of The Knee*, Chang Gung Med J, 25 (5) (2002) 288-297.
- Wang X. (2002)**, Zhang L.-Q., *3-D Biodynamic Constraint Conditions With Three Segments And Two Articulating Joints On The Human Knee*, Biomed Eng Appl, Basis Commun, 14 (5) (2002) 183-188.
- Webster K.E. (2012)**, Feller J.A., Wittwer J.E., *Longitudinal Changes In Knee Joint Biomechanics During Level Walking Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Surgery*, Gait Posture, 36 (2) (2012) 167-171.
- Whittle M.W. (1996)**, *Clinical Gait Analysis: A Review*, Human Movement Science, 15 (3) (1996) 369-387.
- Wikipedia (2015)**, [Online] https://en.wikipedia.org/wiki/Giovanni_Alfonso_Borelli [Accessed: May 2015]
- Wikipedia Chessboard (2015)**, Chessboard Detection [Online] https://en.wikipedia.org/wiki/Chessboard_detection [Accessed: December 2015.]
- Wikipedia Galen (2015)**, [Online] <https://hr.wikipedia.org/wiki/Galen> [Accessed: May 2015]
- Wu J.L. (2010)**, Hosseini A., Kozanek M., Gadikota H.R., Gill IV T.J., Li G., *Kinematics Of Anterior Cruciate Ligament During Gait*, Am J Sports Med, 38 (7) (2010) 1475-1482.

Yang P.F. (2012), Sanno M., Brüggemann G.P., Rittweger J., *Evaluation Of The Performance Of A Motion Capture System For Small Displacement Recording And A Discussion For Its Application Potential In Bone Deformation In Vivo Measurement*, Proc Inst Mech Eng H, 226 (11) (2012) 838-847.

Youtube (2015), [Online] <https://www.youtube.com/watch?v=f5x3MaZ6fqQ> [Accessed: May 2015]

Yuste R. (2015), *From The Neuron Doctrine To Neural Networks*, Nat Rev Neurosci, 16 (8) (2015) 487-497.

Zhang Z. (2004), *Camera Calibration*, In Emerging Topics In Computer Vision, G. Medioni & S.B. King Ed., Prentice Hall PTR, Upper Saddle River, New York, 2004.

Zhang Z. (2012), *Microsoft Kinect Sensor And Its Effect*, IEEE Trans MultiMedia, 19 (2) (2012) 4-10.

Znanje(2015), [Online] <http://www.znanje.org/i/i2011/11iv03/11iv0309/galerija%203.htm> [Accessed: May 2015].