

Факултет инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу

Александра З. Вуловић

**Компјутерски и екпериментални модел
биомеханике колена**

мастер рад

Крагујевац, 2015.

Факултет инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу



Назив студијског програма: Машинско инжењерство

Ниво студија: Мастер академске студије

Модул: Примењена механика и аутоматско управљање

Предмет: Основи биоинжењеринга

Број индекса: 333/2013

Александра З. Вуловић

**Компјутерски и експериментални модел
биомеханике колена**

мастер рад

Комисија за преглед и одбрану:

1. др Ненад Филиповић, ред. проф. - ментор

2. _____

3. _____

Датум одбране: _____

Оцена: _____

У оквиру овог мастер рада кандидат треба да

Препоручена литература:

[1]

[2]

[3]

...

Крагујевац, датум

ментор:

др Ненад Филиповић, ред. проф.

Резиме:

Циљ рада било је креирање 3D модела колена на основу снимака пацијента. Експериментално је одређена вредност силе која се јавља приликом ходања човека, и та вредност је коришћена у прорачуну. Резултати прорачуна показали су вредности напона и померања делова колена који су изложени највећем оптерећењу. Израдом 3D модела, омогућено је тестирање великог броја случајева оптерећења, што би за резултат имало боље разумевање процеса који се дешавају унутар колена.

Кључне речи: колено, моделирање, притисак, лигаменти

Abstract:

Main goal was to create 3D model of a knee based on patient's data. Force that affects knee during gait cycle was found during experiment, and that value was used in calculation. Calculation results showed strain and displacement values for knee parts that are most affected. With development of 3D model, it is made possible to test different types of loads. That results in better understanding of processes that are happening inside knee.

Keywords: knee, modeling, pressure, ligaments

Садржај

УВОД	1
1. КОШТАНО - МИШИЋНИ СИСТЕМ ЧОВЕКА	2
1.1 ЗГЛОБНИ СИСТЕМ	4
1.2 СИНОВИЈАЛНИ ЗГЛОБОВИ	6
1.2.1 Зглобна хрскавица	7
1.2.2 Зглобна чаура	7
1.2.3 Синовијална мембрана	8
1.2.4 Зглобна шупљина	8
1.2.5 Остали елементи синовијалног зглоба	8
1.3 ПОДЕЛА СИНОВИЈАЛНИХ ЗГЛОБОВА	10
1.3.1 Синовијални зглобови према облику зглобних површина	10
1.3.2 Синовијални зглобови према сложености организације зглобова	12
1.3.3 Синовијални зглобови према обиму покрета које омогућавају	12
2. ЗГЛОБ КОЛЕНА	13
2.1 БУТНА КОСТ (FEMUR)	15
2.2 ЧАШИЦА (PATELA)	16
2.3 ГОЛЕЊАЧА (TIBIA)	16
2.4 ЛИСЊАЧА (FIBULA)	16
2.5 ЗГЛОБНЕ ПОВРШИНЕ	17
2.6 МЕНИСКУСИ	18
2.7 ЛИГАМЕНТИ	19
3. МЕХАНИЧКЕ ОСНОВЕ ЉУДСКОГ ПОКРЕТА	21
3.1 ОСНОВНЕ ВЕЛИЧИНЕ У БИОМЕХАНИЧКИМ ИСТРАЖИВАЊИМА ПОКРЕТА	21
3.1.1 Сила у биомеханичким истраживањима покрета	22
3.1.2 Енергија у биомеханичким истраживањима покрета	23
3.2 МАТЕМАТИЧКИ (КОМПЈУТЕРСКИ) МОДЕЛИ	24
3.3 БИОМЕХАНИКА КОЛЕНА	26
4. МОДЕЛ КОЛЕНА	32
4.1 ПРОГРАМ MIMICS	33
4.2 ПРОГРАМ GEOMAGIC	38
4.3 ПРОГРАМ FEMAP	45

5. ЕКСПЕРИМЕНТАЛНО МЕРЕЊЕ СИЛЕ	46
6. ПРОРАЧУН	48
7. РЕЗУЛТАТИ	50
8. ЗАКЉУЧАК	54
ЛИТЕРАТУРА	55

УВОД

Биомеханика је део биоинжењеринга у којој се примењују знања из биологије, медицине и механике. Применом биомеханике могуће је коштане и мишићне системе посматрати као механичке структуре под дејством различитих сила.

Још током Аристотеловог доба (четврти век п.н.е.) почело је са развитком ове научне дисциплине. Аристотел је аутор прве књиге о кретању „О кретању животиња“ (*De Motu Animalium*), у којој је посматрао животињски организам као механички систем. Коришћењем својих знања из анатомије и механике, Леонардо да Винчи се бавио проучавањем сложених система мишићних сила које делују на делове тела.

Ипак, многи сматрају да је отац биомеханике Ђовани Алфонсо Борели (*Giovanni Alfonso Borelli*) из Напуља. Његови доприноси су:

- Открио је које силе доводе до успостављања равнотеже у одређеном зглобу,
- Нашао је начин да утврди где се налази тежиште људског организма,
- Открио је како да се израчуна запремина удахнутог и издахнутог ваздуха.

Након Борелија није било значајног напретка у биомеханици све док се неких 250 година касније није појавио француски физиолог Етјен Мари (*Etienne Marey*). Етјен Мари је прва особа која је на филму забележила људско кретање. То је успео тако што је конструисао камеру која приказује много слика истог испитаника у одређеним интервалима. Мари и његов колега Едвард Мејбриџ (*Edward Maybridge*) су први научници који су користили фотографије да би анализирали покрет. [1]

Данас, биомеханику сматрамо уско повезаном са инжењерством, због честе примене традиционалног инжењерства за анализу биолошких система. При чему дисциплине као што су: механика континуума, кинематика и динамика, имају веома велику улогу у биомеханици. Без познавања биомеханичких својстава човека веома је тешко, обликовати техничка средства, која омогућују ефикасно, безбедно и продуктивно коришћење.

Приликом проучавања проблема применом биомеханике, полази се од унутрашњег деловања на ћелију, затим се прелази на кретање и развој екстремитета, и на крају се стиже до механичких особина меких ткива и костију.

Захваљујући развоју технологије у последњим деценијама данас можемо дизајнирати различите ортопедске импланте попут зуба, људских зглобова. Иако смо доста напредовали у односу на Аристотелов период, још увек постоји велики број проблема, који у великој мери утичу на крајњи резултат.

1. КОШТАНО - МИШИЋНИ СИСТЕМ ЧОВЕКА

Анатомија човека је наука која се бави изучавањем структуре људског тела на бројним различитим нивоима организације, од субћелијског нивоа, преко ткива, до органа. [1] Такође, проучава облик, положај и структуру човекових органа, али и саме промене облика и грађе органа.

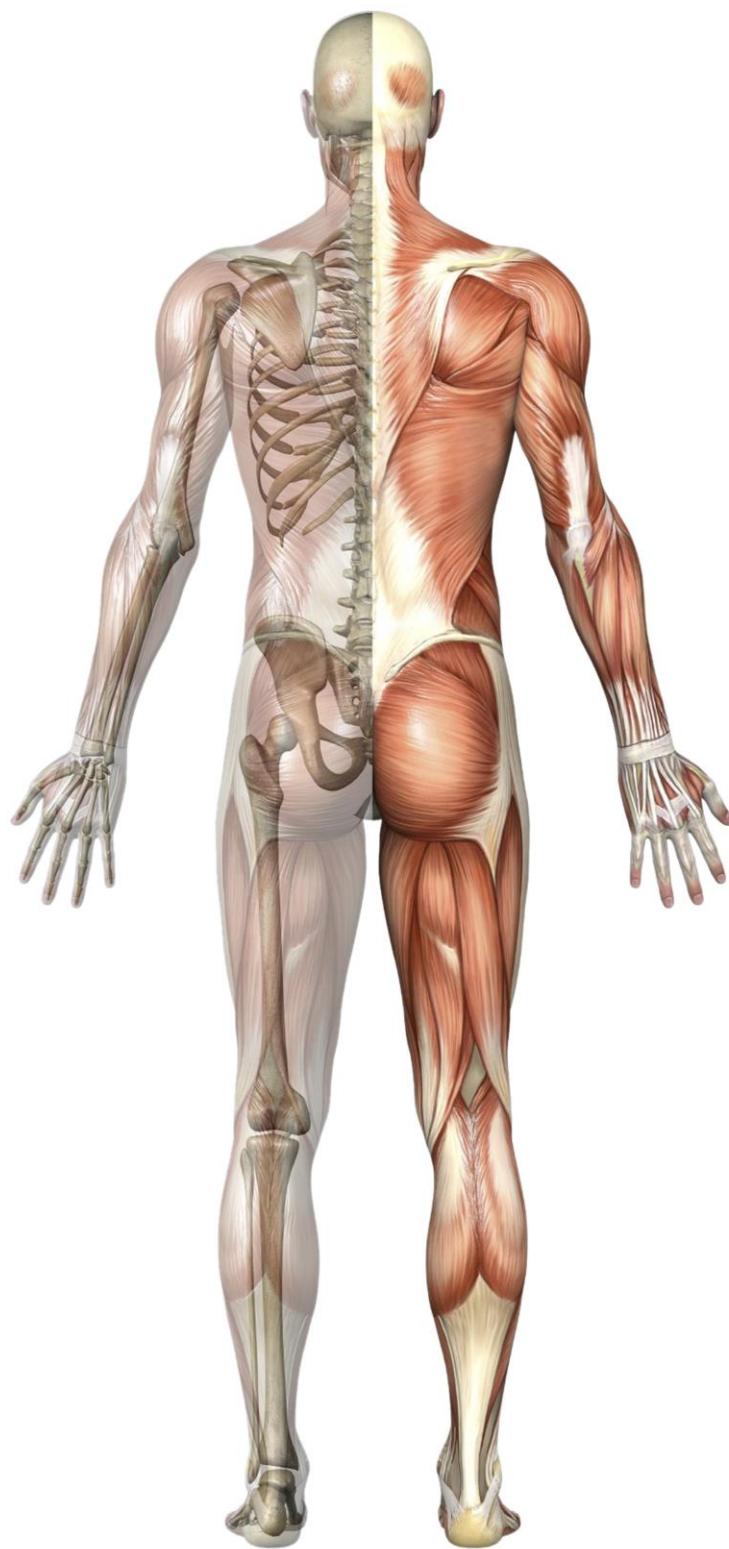
Људско тело је изузетно комплексно и састоји се из великог броја система људског тела:

- Циркулаторни систем
- Систем за варење
- Ендокрини систем
- Систем за излучивање
- Имунски систем
- Нервни систем
- Лимфни систем
- Мишићни систем
- Репродуктивни систем
- Респираторни систем и
- Скелетни систем

Скелетни или коштани систем је сложено контруисан да би могао да обавља механичке и физиолошке функције. Функције коштаног система, формирање зглобова и места за припојишта мишића, омогућавају људима да изводе покрете. На тај начин скелетни систем формира основу механичког модела људског тела.

Људи имају унутрашњи скелет (ендоскелет), који даје телу чврстину. За кичмени стуб везују се друге кости и тако формирају потпорну структуру људског тела. Механичка функција коштаног система јесте подупирање тела. Осим тога, коштани систем пружа и заштиту унутрашњим органима. Комбинација коштаног и мишићног система омогућава људима покретање делова или читавог тела. Овај систем се назива локомоторни апарат (слика 1). Локомоторни систем чине пасивни и активни делови. Пасивни делови су кости, зглобови и хрскавице, док активни део чине мишићи.

Мишићни систем је важна компонента коштано – мишићног система јер изазива покрете у зглобовима, али је важан и као саставни део нервно-мишићног система у том смислу, да мускулатуру контролише централни нервни систем. [1] Скелетни мишићи имају улогу у кретању. Ови мишићи прелазе преко зглобова и на тај начин иницирају и контролишу покрете. Силе које ови мишићи производе такође прелазе преко зглоба и омогућавају његову стабилизацију. Мишићи су, уз лигаменте, тј. зглобне везе, секундарни стабилизатори.



Слика 1. – Коштано – мишићни систем [2]

1.1 ЗГЛОБНИ СИСТЕМ

Наука која се бави зглобовима назива се артрологија.

Спој костију (две или више) представља зглоб (артикулацију), а систем зглобова између костију назива се артикуларни систем. Главна функција зглоба је да омогући извођење покрета, али да при том остане стабилан.

Важна својства костију су крутост и флексибилност. Механичка својства кости могу се поредити са другим материјалима:

- по својствима тврдоће и крутости слична је хрстовини,
- приближно је савитљива као фиберглас,
- мање је отпорна на механички стрес,
- чвршћа и флексибилнија од обичног стакла...

Два типа костију у људском организму су изграђена од истог градивног материјала – компактне (кортикалне или густе) и сунђерасте кости (спонгиозне или трабекуларне). Ова два типа (слика 2) се углавном разликују по својству порозности, мада су компактне кости комплексније организоване од сунђерастих. [1] Количина, густина и однос коштаног материјала утичу на механичка својства целе кости.

Сунђерасте кости чине мрежасте структуре коштаних влакана. Та структура је оно што чини сунђерасту кост еластичнијом у поређењу са компактном кости. Компактна кост је чвршћа у односу на сунђерасту и у њој се налази највећи део калцијума.



Слика 2. – Грађа дуге кости [3]

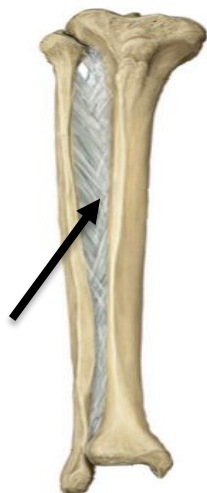
Елементи костију који учествују у изградњи зглобова се разликују. Сви зглобови могу да се сврстају у фиброзне, хрскавичаве или синовијалне. Већина главних зглобова у телу, као што су раме, лакат, колена и глежањ, спадају у синовијалне зглобове, који омогућавају извођење релативно великог броја покрета.

Повреда било које унутрашње структуре зглоба или суседних елемената доводи до поремећаја функције целог зглоба као и окружујућих телесних сегмената. Поремећај функције једног зглоба често изазива „ланчану реакцију“ која погађа суседне зглобове, због покушаја осталих зглобова да компензују његове функције.

Дизајн вештачких зглобова, којима се замењују оштећени зглобови у људском организму (вештачки кук, колено), брзо напредује, али ти зглобови још увек не функционишу као природни зглобови.

С обзиром на покретљивост, сви зглобови човечјег тела деле се на непокретне и покретне.

Непокретни зглобови или синартрозе, према врсти потпорног ткива којим су кости међусобно спојене, деле се на везивне (слика 3) , хрскавичне (слика 4) и коштане спојеве (слика 5).



Код везивних спојева (*junctura fibrosa*), спој костију омогућен је танким слојем везивног ткива или јаким фиброзним везама. [9] Јаке фиброзне везе спајају кости, које су међусобно на извесном растојању и образују синдесмозу (*syndesmosis*). Танак слој везивног ткива постоји код шавова и клинастих спојева. Шав (*sutura*) спаја ивице две плjosнате кости, а код клинастог споја (*gomphosis*) једна кост се увлачи у другу. Код одраслих и у старости везивно ткиво шавова се увек окоштава делимично или потпуно.

Слика 3. – Везивни спој [4]

Код хрскавичног споја (*junctura cartilaginea*), спој костију омогућен је хрскавицом, и то хијалином (*synchonsirgsis*) или фиброзином (*symphysis*). Код одраслих, хијалина хрскавица непокретног зглоба се окоштава и увек настаје коштани спој (*synostosis*).



Слика 4. – Хрскавични спој [4]

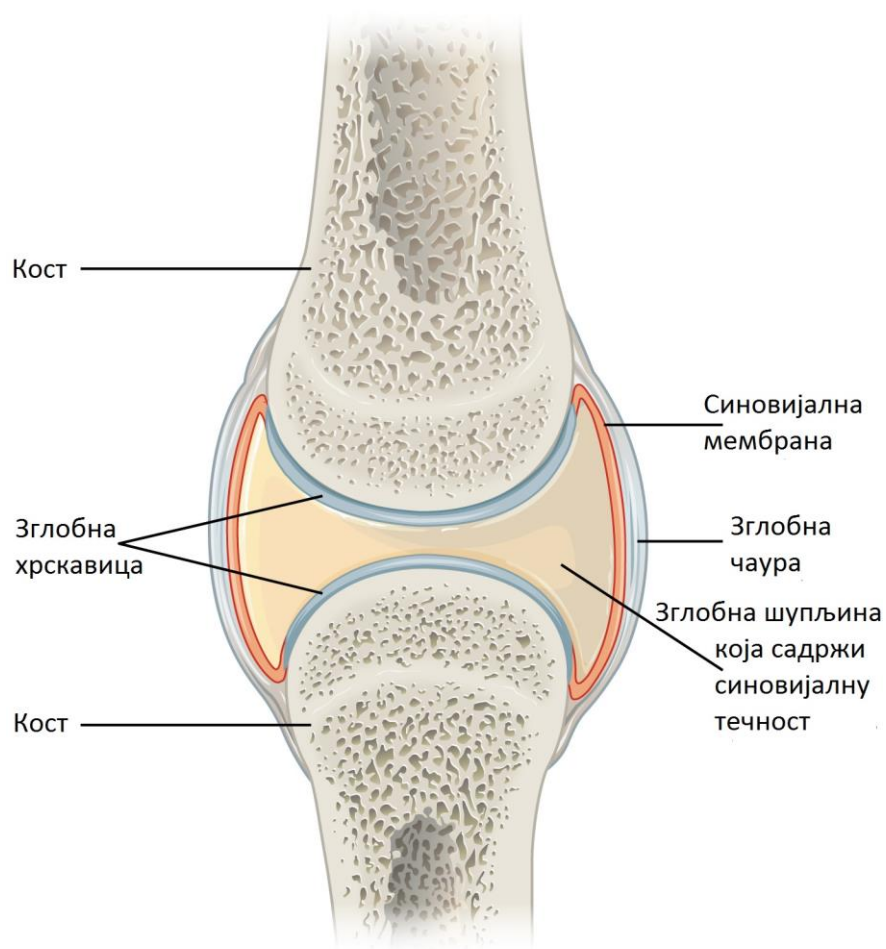


Слика 5. – Коштани спој [4]

Код покретних зглобова кости се могу покретати једна према другој. Тело има много различитих врста покретних зглобова, у зависности од облика завршетка костију и њиховог међусобног уклапања.

1.2 СИНОВИЈАЛНИ ЗГЛОБОВИ

Синовијални зглобови (слика 6) су врло сложени. Они имају мноштво значајних карактеристика по којима се разликују од осталих зглобова. Покрети у синовијалном зглобу могу се описати као осцилаторни („напред и назад“). Носива површина у синовијалном зглобу је хрскавица подложна мењању облика, која је и еластична и порозна, а зглобна течност има посебна хемијска својства која јој омогућавају да се понаша као лубрикант.



Слика 6. – Синовијални облик зглоба [5]

1.2.1 Зглобна хрскавица

У покретном зглобу завршеци костију покривени су глатком, сјајном, меканом материјом која се зове хрскавица. Она се састоји од влакана колагена смештених у течну матрицу.

За хрскавицу је карактеристично да има 80 % садржаја воде и повезана је са сунђерастим ткивом из којег црпи течност.

Зглобна хрскавица формира релативно глатку носиву површину, и због своје способности да мења облик, делује да ублажи деловање сила. Када нема патогених промена, хрскавица апсорбује воду богату минералима и другим материјама. Она не дозвољава да се завршеци костију додирују и да се тако троше. Површине хрскавице налажу једна на другу и практично се не троше. Дебљина хијалина зглобне хрскавице (*cartilago articularis*), сразмерна је притиску који она трпи у зглобу. Зглобна хрскавица конкавних површина је дебља, мекша и еластичнија него хрскавица конвексних површина. Зглобна хрскавица (слика 6) је у свом најдубљем слоју калцифицирана и спојена са зглобном површином кости.

1.2.2 Зглобна чаура

Чаура (*capsula articularis*) образује део спољашњег зглобног омотача, и садржи већи проценат влакана колагена. За њу је карактеристично следеће:

- пружа зглобу изврстан степен унутрашње стабилности
- пружа одређен степен отпора извођењу покрета.

Зглобна чаура (слика 6) обухвата, у виду опне, зглобне крајеве костију. На зглобној чаури разликују се два слоја: спољни, фиброзни и унутрашњи, синовијални.

Фиброзни слој (*membrana fibrosa*), изграђен је од фиброзног везивног ткива. Спољни слој чауре може бити различите дебљине и затегнутости. Уколико је он лабавији, утолико је зглоб покретљивији. Фиброзни слој изложен је дејству механичких фактора, притиску и истезању од којих зависи распоред његових колагених влакана. Површински слој фиброзне опне састоји се од уздужних колагених влакана која су оријентисана у правцу силе истезања у томе зглобу.

Дубљи слој фиброзне опне састоји се из попречних влакана, која су груписана овално или параболично. Ова влакна се одупиру притисцима од стране коштаних зглобних делова, који се јављају у зглобу приликом покрета.

Синовијални слој (*membrana synovialis*) зглобне чауре представљен је танком глатком опном од везивног еластичног ткива. У њему се налазе крвни судови и живци.

Синовијални слој облаже фиброзни слој зглобне чауре и покрива делове кости који се налазе у зглобној шупљини, а нису покривени зглобном хрскавицом. Поред тога, он покрива и везе које се налазе у зглобној шупљини и, понекад, образује ресичасте наставке, који садрже у себи крвне судови и масно ткиво. Ови наставци синовијалне опне испуњавају празне, мртве просторе, који постоје у неким зглобовима.

1.2.3 Синовијална мембрана

Синовијална мембрана (слика 6) облаже унутрашњу страну зглобне чауре и има неколико важних функција. Неке од њих су:

- да производи течност у зглобу,
- да уклања ћелијски отпад који настаје услед „трошења и оштећивања“ унутар зглоба.

1.2.4 Зглобна шупљина

Главна карактеристика синовијалног зглоба је зглобна шупљина (cavum articulare) ограничена зглобном хрскавицом и синовијалном мембраном зглобне чауре.

Зглобна шупљина (слика 6), је капиларни простор, карактеристичан за покретне зглобове. Зглобна шупљина садржи слузаву течност, синовију (synovia), која омогућује исхрану зглобних хрскавица и лако клизање зглобних површина.

У шупљини се налази мала количина зглобне течности која садржи супстанце које лучи синовијална мембрана и материје које настају унутар зглоба услед абразивног хабања.

Зглобна течност има три врло важне функције и то:

- лубрикација (подмазивање),
- пружање заштите зглобним структурама,
- прехранивање зглобних структура.

Вискозност зглобне течности зависи од услова локалног окружења, тако да течност може бити густа и компактна , као маст, или ретка као уље. Помоћу зглобне течности, која је у контакту са зглобном хрскавицом, врши се допремање хранљивих материја. Притисак који настаје услед кретања помаже да се течност истисне из хрскавице. Када притисак престане, течност се враћа у хрскавицу и на тај начин физичка активност помаже функцију задовољавања нутритивних потреба, коју врши зглобна течност.

1.2.5 Остали елементи синовијалног зглоба

Претходно описани елементи су главни елементи сваког синовијалног зглоба. Поред њих постоје и споредни елементи, који се срећу само код појединих покретних зглобова. [6]

Лигаменти

Зглобне везе (ligamentum) помажу да се боље одржи интегритет синовијалних зглобова, тако што се припајају на костима и прелазе преко зглобова. Они се састоје од колагених влакана, тј. колаген чини 90% њихове структуре, а влакна имају тенденцију да се простиру паралелно једна у односу на друга. Основне функције лигамената су:

- помажу зглобној чаури у одржавању стабилности зглоба,
- контролишу покрете у зглобовима (пружају изванредан степен отпора).

Лигаменти (слика 7) у основи представљају пасивну структуру која се одупире вучним силама, које делују тако да раздвајају кости које образују зглоб.

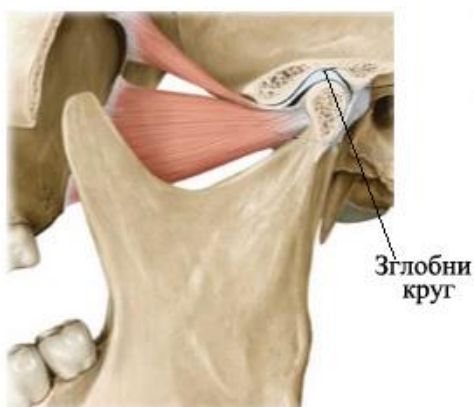


Слика 7. – Предњи укрштени лигамент колена [7]

Везивно хрскавичне плоче

Ове плоче се налазе у унутрашњости појединих зглобова као зглобни кругови, као менискуси и као чашичне усне. Њихова је улога да ублажавају ударце код покрета или да служе као покретне допуне зглобних површина.

- **Зглобни круг** (discus articularis) (слика 8) има облик округле плоче која је својом обимном ивицом чврсто срасла са фиброзним листом зглобне чауре. Дели зглобну шупљину на два дела.
- **Менискус** (meniscus) (слика 9) је фиброзно хрскавична творевина клинастог облика у пресеку. За разлику од зглобног круга, он дели зглобну шупљину само делимично. Његова спољна страна (база) причвршћена је уз фиброзни лист зглобне чауре. Врх му је окренут ка средини зглобне шупљине, а стране, горња и доња, су глатке, слободне и належу на зглобне површине.



Слика 8. – Зглобни круг [4]



Слика 9. – Меникус [8]

- **Чашична усна** (labrum) (слика 10) је фиброзно хрскавична творевина прстенастог облика, која у пресеку има троугласт изглед. Она је базом причвршћена за обимну ивицу зглобне јаме. Својом спољном страном срасла је за фиброзни слој зглобне чауре, а унутрашњом, слободном и глатком страном, чашична усна наставља површину зглобне јаме и на тај начин је чини дубљом и пространијом.



Слика 10. – Чашична усна [9]

1.3 ПОДЕЛА СИНОВИЈАЛНИХ ЗГЛОБОВА

Постоји више параметара на основу којих се може извршити класификација наведених зглобова:

- структурални параметри,
- функционални параметри.

1.3.1 Синовијални зглобови према облику зглобних површина

Сваки синовијални зглоб може да се класификује на основу приближног геометријског облика својих зглобних површина (слика 11). На основу тога, разликују се следећи типови зглобова:



Слика 11 – Синовијални зглобови [10]

- кугласти зглоб (слика 12) – дистална кост може да се помера око центра у бесконачном броју оса. Главни покрети су савијање-екстензија и аксијална ротација. Примери овог типа зглоба: раме, кук



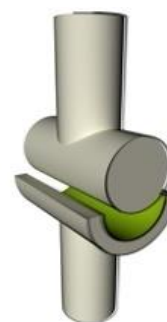
Слика 12 - Кугласти зглоб [11]

- јајаст зглоб (слика 13)- такав зглоб има јајасту површину која се увлачи у одговарајућу дупљу. Један облик ове врсте је седласт зглоб, код кога кости могу да се крећу само у два правца, као коњаник у седлу. Ову врсту зглобова имамо у кичми, која може да се савија само у два правца, напред и назад.



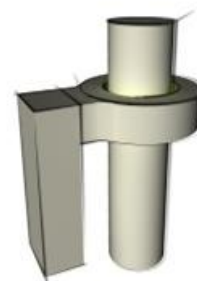
Слика 13 - Јајаст зглоб [11]

- зглоб у облику шарке (слика 14) - кости могу да се крећу само напред и назад у једној равни, као врата или перорез. Зглобови између чланака прстију су зглобови-шарке.



Слика 14 - Зглоб у облику шарке [11]

- ротациони зглоб (слика 15) - омогућава окретање повезаних костију око осе и такав зглоб се налази на бази лобање човека који омогућава окретање главе укруг, као и код лакатне кости-



Слика 15. - Ротациони зглоб [11]

1.3.2 Синовијани зглобови према сложености организације зглобова

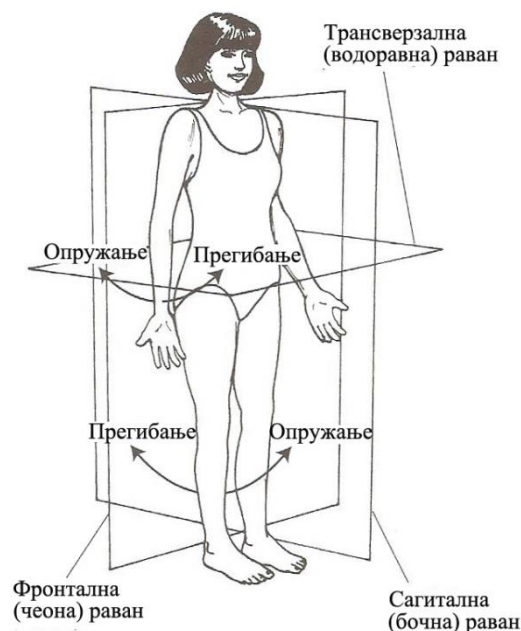
Према броју костију и парова зглобних површина разликује се следеће:

- једноставан зглоб – састоји се од две кости и једног пара зглобних површина (зглобови чланака прстију),
- комбинован зглоб – садржи више од једног пара зглобних површина (чаура зглоба лакта где постоје три пара зглобних површина),
- сложени зглобови – садрже хрскавичаве међупршљенске колутове или менискус

1.3.3 Синовијални зглобови према обиму покрета које омогућавају

Покрети који се изводе у синовијалним зглобовима традиционално се описују у односу на три главне равни тела (слика 16):[1]

- сагитална (бочна) раван – вертикална раван која дели тело на леву и десну половину. У анатомском смислу, покрети који се одвијају у овој равни су:
 1. прегинање (флексија) – угао између телесних сегмената се смањује,
 2. опружање (екстензија) – угао између телесних сегмената се повећава.
- фронтална (чеона) раван - вертикална раван која дели тело на предњу и задњу половину.
- трансверзална(водоравна) раван – раван која се простира хоризонтално.



Описи праваца у којима се изводе покрети телесних сегмената могу се упоредити са механичким приступом. Ти покрети између зглобних површина могу се дефинисати као: обртање, клизање и котрљање. При извођењу покрета у зглобу често се одвија комбинација свих тих покрета (на пример, при прегинању и опружању у зглобу колена).

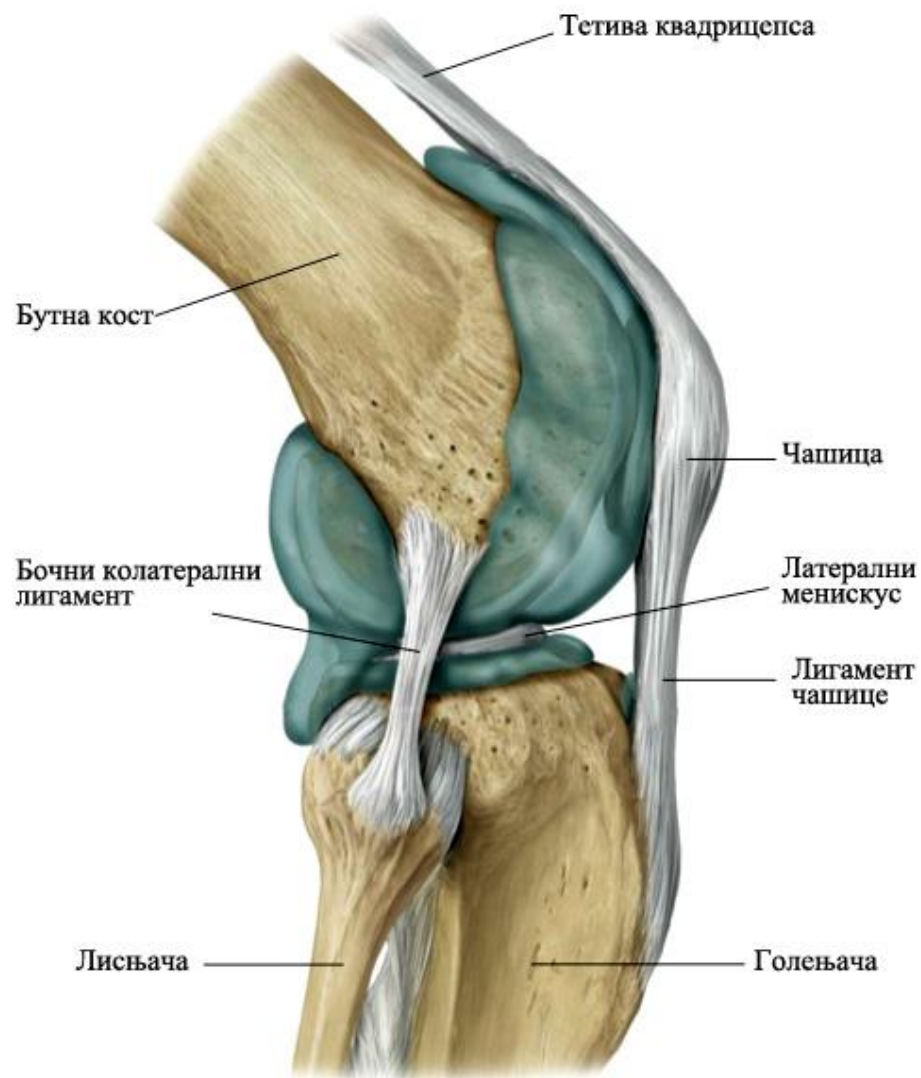
Слика 16.- Главне равни људског тела у односу на анатомски положај тела. Покрети прегинања и опружања лакта и колена. [1]

2. ЗГЛОБ КОЛЕНА

Зглобови доњег екстремитета (ноге) деле се на зглобове карличног појаса (*articulationes cinguli pelvici*) и зглобове слободног дела ноге (*articulationes membri inferioris liberi*).

Зглобови слободног дела ноге су :

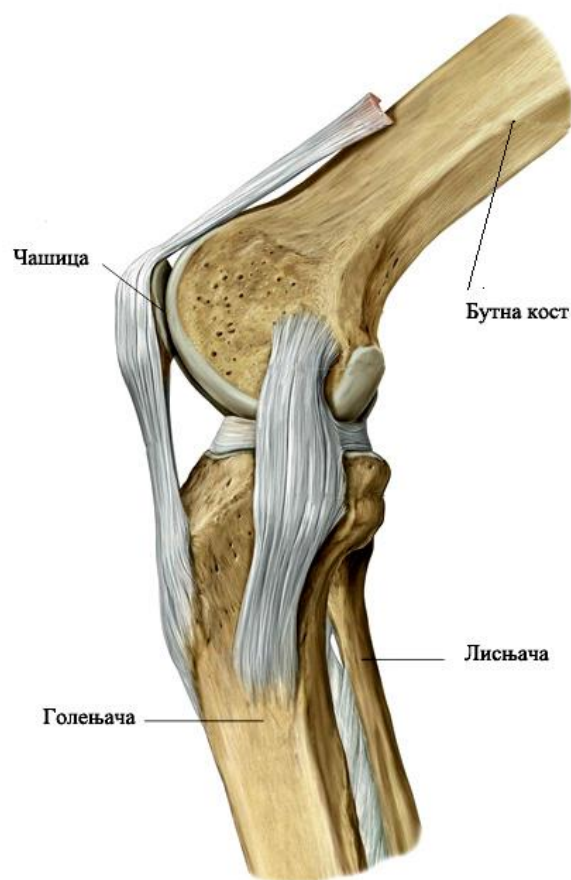
- зглоб кука (*art. coxae*),
- зглоб колена (*art. genus*) (слика 17),
- голењачно-лисњачни зглоб (*art. tibiofibularis*),
- горњи скочни зглоб (*art. talocruralis*),
- зглобови стопала (*articulationes pedis*).



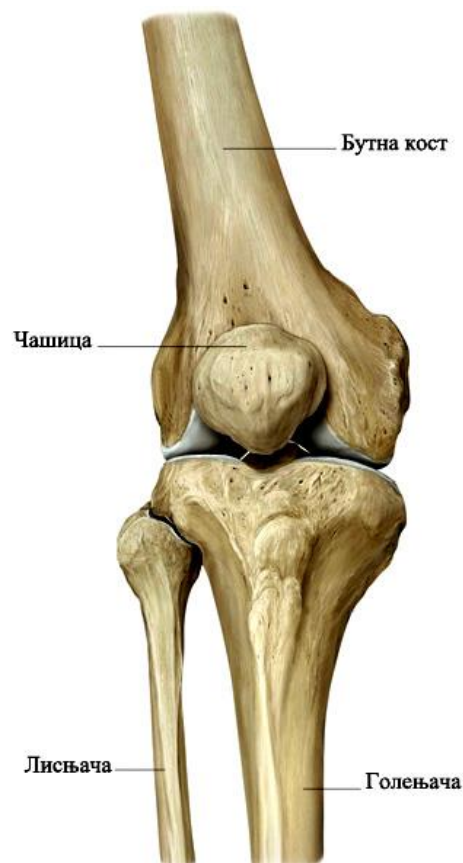
Слика 17. – Зглоб колена [4]

Зглоб колена (*articulatio genus*) повезује натколеницу са потколеницом. У овом зглобу спајају се доњи крај бутне кости (*femur*), горњи крајак голењаче (*fibia*) и чашица (*patella*).

Зглоб колена може да изводи покрете прегинања (*fleksio*) (слика 18), опружања (*exstensio*) (слика 19), и врло ограничене покрете спољашњег и унутрашњег обртања (*rotatio*) колена.



Слика 18. – Прегинање [4]



Слика 19. – Опружање [4]

При усправном ставу колена носи око 70% телесне тежине, а при савијеним ногама око 90% телесне тежине. Колена спада у групу комплекснијих зглобова, али и у групу оних које се често повређују.

2.1 БУТНА КОСТ (FEMUR)

Бутна кост (слика 20) је дуга кост која се горњим крајем спаја са карличном кости, а доњим са чашицом и горњим крајем голењаче.

Бутна кост се састоји из тела и два крајка. Тело (*corpus femoris*) је средњи, дуги део, који има предњу, спољашњу и унутрашњу страну и три ивице - спољашњу, унутрашњу и задњу. На горњем крајку (*extremitas superioris*) се разликују: глава (*caput femoris*), врат (*collum femoris*), велика (*trachanter minor*) и мала кврга (*trochanter minor*). Доњи крајак (*extremitas inferior*) је масивнији од горње. На њему се виде два коштана испупчења, спољашње (*condyles lateralis*) и унутрашње (*condyles medialis*). Ова два кондила су напред спојена глатком чашичном површином (*facies patellaris*), а позади су раздвојена дубоком међукондиларном јамом (*fossainter condylaris*). [12]



Слика 20. – Бутна кост [4]

2.2 ЧАШИЦА (PATELA)

Чашица (слика 21) је мала, сезамoidна кост бадемастог облика која се налази у тетиви (*m. Guadriceps femoris*) испред доњег крајка бутне кости.



Слика 21. – Чашица [4]

2.3 ГОЛЕЊАЧА (TIBIA)

Голењача (слика 22) је дуга, унутрашња кост потколенице која се својим горњим крајком спаја са бутном кости и лисњачом, а доњим крајком са лисњачом и скочном кости. [6] Голењача се састоји из тела и два крајка. Тело (*corpus tibiae*) има три стране: спољашњу, унутрашњу и задњу и три ивице: предњу, спољашњу и унутрашњу. Горњи крајак (*extremitas superior*) је масивнији и на њему се виде два коштана испупчења, спољашње (*condylus lateralis*) и унутрашње (*condylus medialis*). На предњој страни овог крајка налази се голењачно испупчење. Доњи крајак (*extremitas inferior*) поседује зглобне површине које служе за спој са доњим крајком лисњаче и скочном кости. На његовом унутрашњем делу види се коштани наставак, унутрашњи глежањ (*malleolus medialis*).



2.4 ЛИСЊАЧА (FIBULA)

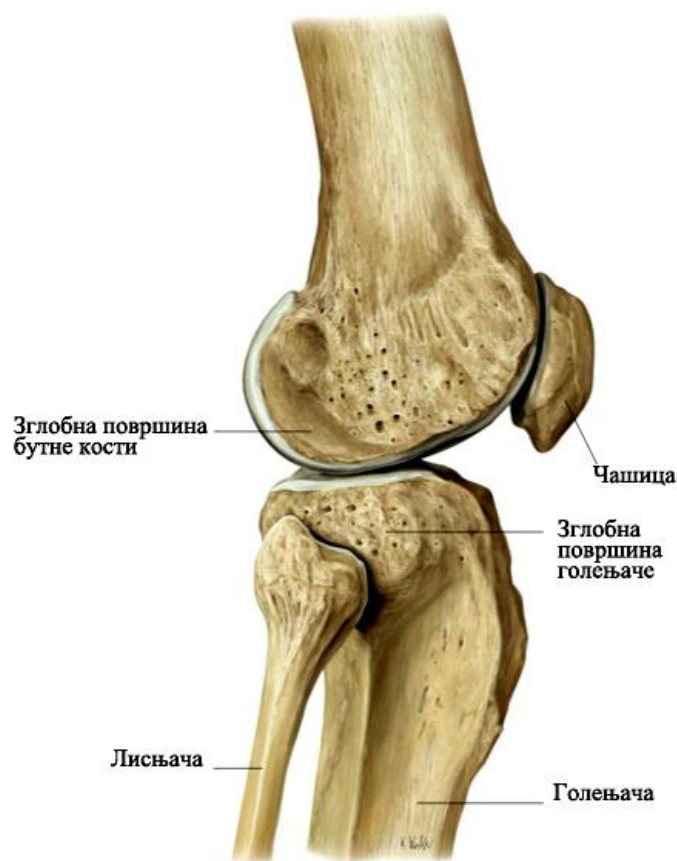
Лисњача (слика 22) је дуга, спољашња кост потколенице, чији се горњи крајак спаја са голењачом а доњи са голењачом и скочном кости.

Слика 22. – Лисњача и голењача [4]

На лисњачи се разликују тело и два крајка. Тело (*corpus fibulae*) има три стране, спољашњу, унутрашњу и задњу (*facies lateralis, medialis et posterior*). На горњем крајку (*extremitas superior*) види се глава (*caput fibulae*) и врат лисњаче (*collum fibulae*). Доњи крајак (*extremitas inferior*) је спољашњи глежањ (*malleolus lateralis*) који се зглобљава са доњим крајком голењаче и скочног зглоба.

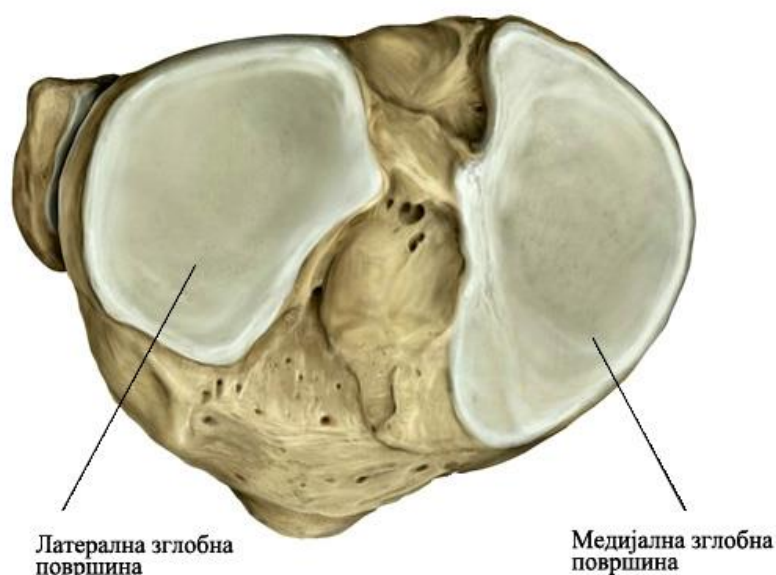
2.5 ЗГЛОБНЕ ПОВРШИНЕ

Зглобне површине на бутној кости су кондили бутне кости (*condylus lateralis et medialis*) и зглобна површина за чашицу (*facies patellaris*). Зглобне површине кондила бутне кости (слика 23), идући од спреда назад, описују лук који је у свом задњем делу јаче конвексан него у предњем, односно пречник кривине предњег дела зглобне површине је већи него пречник њеног задњег дела. Зглобна површина на чашици је њена задња страна (*facies articularis patellae*).



Слика 23. – Зглобне површине бутне кости [4]

Зглобне површине кондила голенача (слика 24) су веома плитке. Између зглобних површина бутне кости и голенача, уметнуте су везивно – хрскавичне творевине, менискуси, спољашњи (*meniscus lateralis*) и унутрашњи (*meniscus medialis*). Они прилагођавају несразмерност између зглобних површина ових костију и прате покрете у зглобу колена померајући се напред при опружању колена и назад при прегипању колена.



Слика 24. – Зглобне површине голењаче [4]

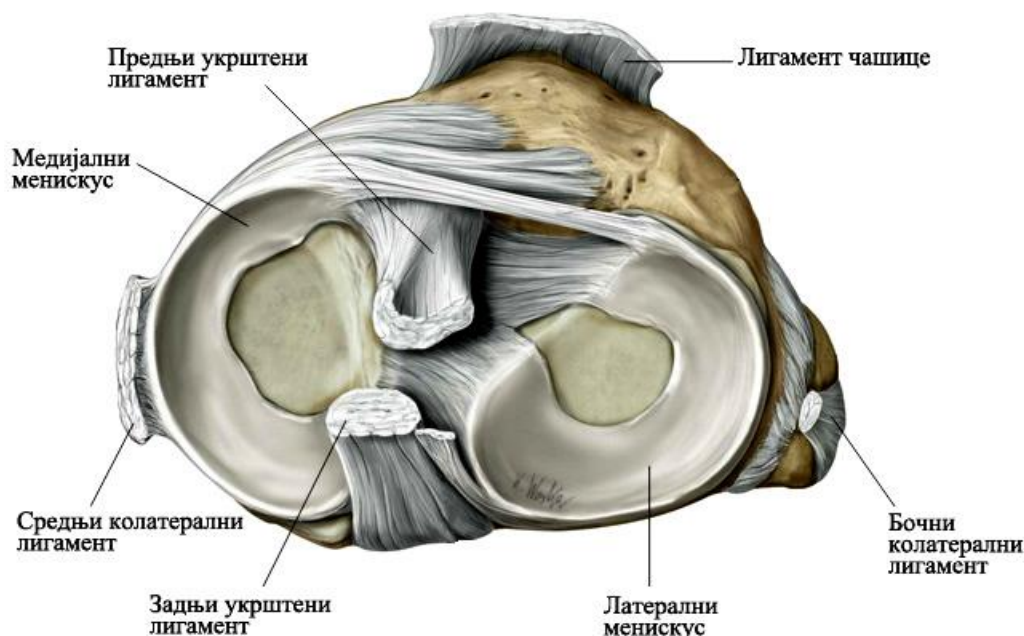
Зглобну чауру (*capsula articularis*) појачавају предња, чашична веза (*lig.patellae*), бочне, спољашња (*lig.colaterale fibulare*) и унутрашња (*lig.colaterale tibiale*), и задње везе које представљају појачања тетива околних мишића. У самој зглобној шупљини налазе се снажне укрштене везе зглоба колена, предња (*lig.cruciatum anterius*) и задња (*lig.cruciatum posterius*).

2.6 МЕНИСКУСИ

Менискуси (слика 25) су фиброзно хрскавичне творевине полумесечастог облика, које омогућују кондилима голењаче да се присно приљубе уз конвексне зглобне површине кондила бутне кости.

На попречном пресеку менискуси су троугласти, са базом која је окренута у поље. Горње стране су им конкавне, а доње равне.

Својим крајевима менискуси су причвршћени фиброзним снопићима у интеркондиларним пољима голењаче. Крајеви унутрашњег менискуса налазе се испред и иза крајева спољног менискуса, који је више затворен, кружног облика. Предње делове менискуса повезује попречна веза колена.



Слика 25. – Менискуси [4]

2.7 ЛИГАМЕНТИ

Укрштене везе зглоба колена (*ligg. cruciata*) заостатак су сагиталне преграде која повезује међукондиларну јаму бутне кости с интеркондиларним пољима голењаче. Предња укрштена веза (*lig. cruciatum anterius*) силази од задњег дела спољног кондила косо напред и завршава се у предњем међукондиларном пољу голењаче (*area intercondylaris anterior*) између предњих крајева менискуса. Задња укрштена веза (*lig. cruciatum posterius*) силази од предњег дела унутрашњег кондила бутне кости косо назад и завршава се у задњем међукондиларном пољу голењаче, иза задњих крајева менискуса. Задњој укрштеној вези (слика 26) прикључује се врло често фиброзни снопић, који полази од задњег дела спољног менискуса (*lig. menisefemorale posterius*).

Зглобна чаура појачана је предњим, бочним и задњим везама. У предње чаурне везе спадају лигамент чашнице (*lig. Patellae*) и два крилца чашнице: спољно и унутрашње. Крилца чашнице представљају бочне наставке тетиве *m. quadriceps femoris*-а, која силази поред чашнице до кондила голењаче. Њихови дубоки, попречни снопови повезују чашицу с кондилима бутне кости. Крилца спречавају бочна померања чашнице и у случају њене фрактуре служе као помоћне тетиве *m. quadriceps femoris*-а за делимичну екстензију зглоба колена.

Од бочних чаурних веза снажнија је спољна (*lig. collaterale fibulare*). Она је у облику врпце, одвојена је од зглобне чауре и повезује *epicondylus lateralis* бутне кости с главом лисњаче. Унутрашња бочна веза (*lig. collaterale tibiale*) има облик траке. Она је срасла са зглобном чауром и базом унутрашњег менискуса. Она се спушта, с *epicondylus medialis*-а бутне кости до унутрашње стране тела голењаче.



Слика 26. – Лигаменти [4]

3. МЕХАНИЧКЕ ОСНОВЕ ЉУДСКОГ ПОКРЕТА

3.1 ОСНОВНЕ ВЕЛИЧИНЕ У БИОМЕХАНИЧКИМ ИСТРАЖИВАЊИМА ПОКРЕТА

У биомеханичким изучавањима покрета користе се две величине и то:

1. скаларна величина (скалар) – физичка величина која је у потпуности одређена бројном вредношћу (дужина и маса),
2. векторска величина (вектор) – физичка величина која је одређена бројном вредношћу, правцем и смером (положај, брзина и убрзање појединих тачака тела (тежиште тела); мишићна сила; момент силе мишића у зглобу; силе које настају услед контакта телесних сегмената са окружењем (нпр. силе тла које делују на стопала при ходању и трчању); силе које делују између костију које се спајају у зглобу (нпр. контактне силе у зглобовима).

Кретање се описује преко:

- промена положаја,
- брзине и
- убрзања тела у простору.

Померање је промена положаја тела када се тело креће са једног на друго место. Брзина је промена положаја тела у јединици времена, а убрзање је промена брзине тела у јединици времена.

За описивање кретања битно је дефинисати и број степени слободе. Број степени слободе дефинише се као број начина на које тело може да се креће у односу на неки референтни систем. У тродимензионалном простору свако круто тело има највише шест степени слободе кретања: три за кретање било које тачке на телу (нпр. тежиште тела) и још три за ротацију тела око осе која пролази кроз ту тачку. За тело се каже да има могућност неограниченог кретања када може слободно да се креће на било који начин.

Приликом описивања покрета у зглобовима, број степени слободе је врло битан. Већина зглобова има мање од шест степени слободе кретања (зглоб кука има само три степена слободе и то три ротациона покрета: прегibaње – пружање, привођење – одвођење и унутрашња ротација – спољашња ротација; зглобови прстију шаке имају само један степен слободе кретања , у њима се изводи само прегibaње и опружање). У теорији се за зглоб колена може рећи да има шест степени слободе кретања. Тих шест покрета се карактеришу као три translације (три линеарна покрета) голењаче у односу на бутну кост (антериорно – постериорна translација, медијално - латерална translација, проксимално – дистална distrакција/раздвајање), и три ротације (угаони помераји), односно прегibaње – опружање, привођење – одвођење и унутрашња ротација – спољашња ротација.

3.1.1 Сила у биомеханичким истраживањима покрета

Сила је векторска величина која представља меру узајамног дејства два тела. Јединица према Међународном систему је њутн (N). Код биомеханичких истраживања разликују се две категорије сила: унутрашње и спољашње силе.

Спољашња сила која делује на неко тело, је сила којом неко друго (спољашње) тело делује на посматрано тело. Неке врсте сила су увек спољашње силе као што је случај са силом гравитације (делује на све делове тела и пропорционална је маси тела).

Унутрашња сила је било која сила којом један сегмент тела делује на други сегмент истог тела (мишићне силе, силе које се дуж костију и делују на зглобове...).

Да ли се нека сила третира као спољашња или унутрашња зависи од дефинисања граница система – дијаграма сила. Помоћу дијаграма сила могуће је означити спољашње силе које делују на систем и то на следећи начин:

- издвоји се систем на који делују силе,
- нацртати скицу система изолованог од окружења,
- нацртати и означити векторе свих спољашњих сила које делују на систем.

Момент силе око тачке је мера која дефинише колика је сила потребна да би се изазвала ротација тела око те тачке. То је векторска величина и јединица према Међународном систему јединица је њутнметар (Nm).

$$M = F \cdot r$$

при чему је:

F – вредност вектора силе,

r - удаљеност тачке под правим углом од линије деловања силе.

Мишићи развијају силу и изазивају ротацију телесних сегмената у зглобу, при чему треба нагласити да се момент мишићне силе добија из предходно наведеног обрасца при чему је крак силе мишића (r) удаљеност под правим углом између линије деловања силе мишића и осе ротације у зглобу.

Крак силе мишића описује колико је правац деловања мишићне силе близу осе ротације у зглобу - што је ближи оси ротације мање је ефикасан у изазивању ротације телесних сегмената.

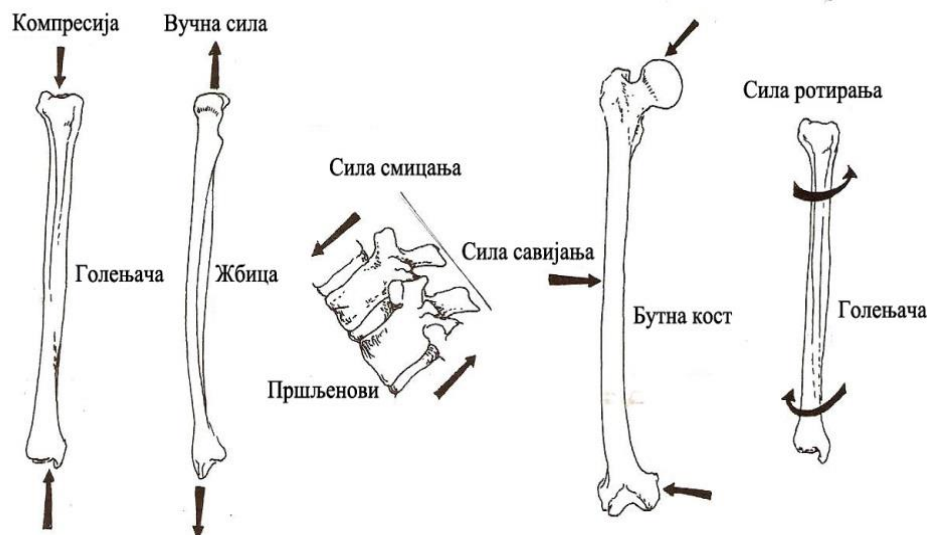
Тело је у стању равнотеже када свака тачка на телу мирује или се креће константном брзином, а у стању је статичке равнотеже када су брзина и убрзање сваке тачке на телу једнаке нули. Да би тело било у равнотежи, неопходно је да следећи услови буду задовољени:

$$\sum_{i=1}^N F_{xi} = 0, \sum_{i=1}^N F_{yi} = 0, \sum_{i=1}^N F_{zi} = 0, \text{ и}$$
$$\sum_{i=1}^N M_{xi} = 0, \sum_{i=1}^N M_{yi} = 0, \sum_{i=1}^N M_{zi} = 0$$

Из наведених услова може се закључити да је тело у стању статичке равнотеже ако је у истом тренутку збир свих спољашњих сила у x , y и z , правцу једнак нули и збир свих момената сила око x , y и z осе једнак нули.

Анализе засноване на принципу статичке равнотеже често се користе да би се проценили интензитет и правац деловања сила мишића, лигамената и сила реакције у зглобу које настају током физичке активности.

Када је реч о силама које могу да делују унутар једне кости и између костију (слика 27) битно је напоменути следеће:



Слика 27. – Различити типови сила које делују на кости []

- главне силе које дуге кости морају да поднесу јесу сила компресије дуж њихове уздужне осе, сила савијања и сила ротирања (торзије),
- кости горњих екстремитета су изложене вучној сили.

3.1.2 Енергија у биомеханичким истраживањима покрета

При људском кретању три су уобичајена облика механичке енергије и то: кинетичка енергија, потенцијална енергија и енергија еластичне деформације. Кинетичка и потенцијална енергија су повезане са масом тела, док је енергија еластичне деформације повезана са својствима мишићног ткива и тетива.

Кинетичка енергија је део механичке енергије коју тело има услед кретања. Кинетичка енергија се састоји од две компоненте и то:

- кинетичке енергије услед померања (транслације) тежишта тела,

$$T_1 = \frac{1}{2}mv^2$$

- кинетичке енергије услед ротирања око сопственог тежишта:

$$T_2 = \frac{1}{2} I_c \omega^2$$

Укупна кинетичка енергија тела износи:

$$T = T_1 + T_2 = \frac{1}{2} m v^2 + \frac{1}{2} I_c \omega^2$$

Кинетичка енергија је скаларна величина, а јединица у Међународном систему мерних јединица је џул (J).

Потенцијална енергија је количина енергије коју тело има уколико се налази на некој висини изнад површине земље. При промени висине тежишта тела из положаја 1 у положај 2 енергија износи:

$$U_g = m g (y_2 - y_1)$$

при чему је g константа гравитационог убрзања (9,81m/s²).

Укупна механичка енергија је збир кинетичке и потенцијалне енергије:

$$E = T + U_g = \frac{1}{2} m v^2 + \frac{1}{2} I_c \omega^2 + m g (y_2 - y_1)$$

Систем код кога је укупна механичка енергија константна (не мења се током времена) назива се конзервативан (затворен) систем. У реалном свету ниједан систем није у потпуности конзервативан јер се одређена количина енергије увек изгуби услед интеракције система са окружењем. За тело човека се може рећи да није конзервативан систем јер мишићи добијају енергију метаболизмом хранљивих материја док се контрахују и изводе механички рад да би покретали зглобове.

3.2 МАТЕМАТИЧКИ (КОМПЈУТЕРСКИ) МОДЕЛИ

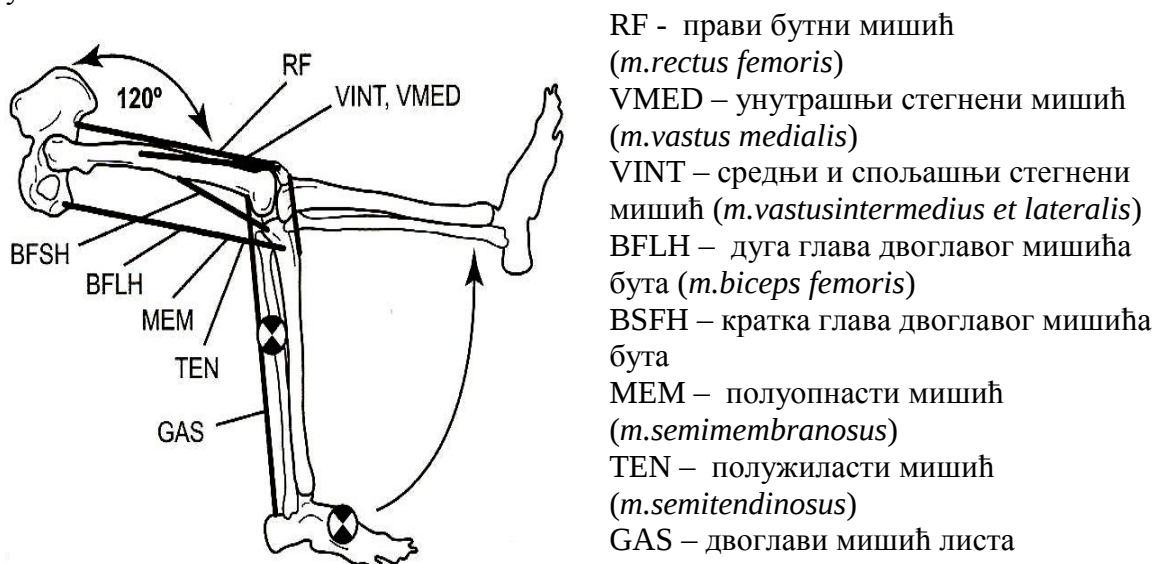
Развој рачунара значајно је унапредио обраду података тако да је омогућио научницима да развију сложене компјутерске моделе људског тела како би се вршиле разне анализе и детаљније испитивање функција појединих делова тела, тј. за утврђивање сила коштано – мишићног система при извођењу разних физичких активности.

Компјутерски модели тела човека у биомеханичким истраживањима покрета су врло важни, јер силе мишића, лигамената и силе контакта у зглобу не могу да се измере неинвазивним методама, па се њихове вредности често процењују помоћу ових модела.

Параметри који се добијају помоћу компјутерских модела имају веома важну примену при одабиру режима тренинга, за заштиту повређених или оперисаних делова тела.

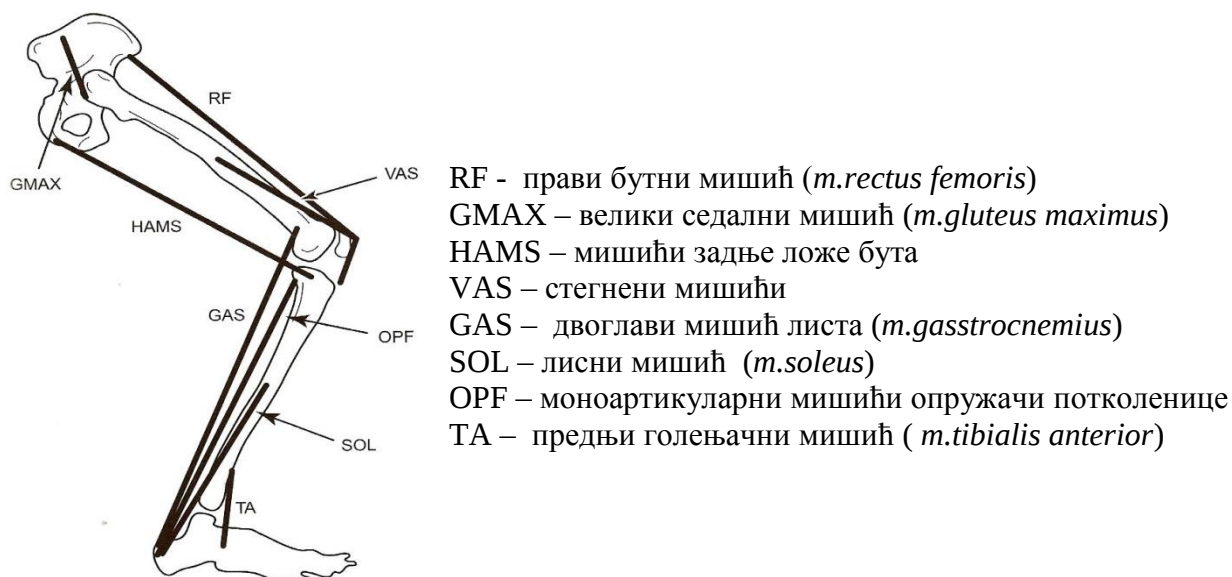
Примери неких компјутерских модела:

На слици 28 представљен је модел коришћен за симулацију максималне висине скока увис.

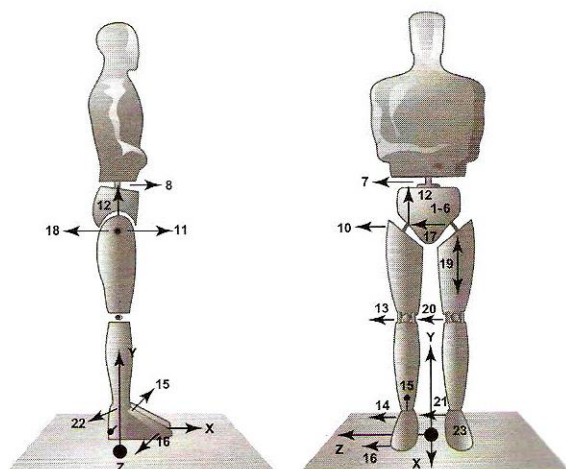


Слика 28. – Модел коштаног – мишићног сегмента тела човека коришћен за симулацију максималне висине скока увис [1]

На слици 29 је приказан модел потколенице, коришћен за израчунавање момента и силе мишића бута.



Слика 29. – Модел потколенице коришћен за израчунавање макс.изометријског момента силе,крак силе мишића и силе четвороглавог мишића бута(опружање зглоба колена) [1]



Скелет је представљен као систем механичких полуга састављен од 10 сегмената са 23 степена слободе кретања (слика 30).

Слика 30. – Тродимензионални модел коришћен за симулацију једног комплетног циклуса хода [1]

3.3 БИОМЕХАНИКА КОЛЕНА

Тренутна знања о биомеханици хода заснивају се на резултатима анализе хода на основу експеримената, у којима су добијане величине које се односе на релативне покрете зглобова (снимање покрета помоћу високофреквентних камера), деловање силе на подлогу (платформе за мерење силе којом нога делује на подлогу и које мере три компоненте силе: антериорно-постериорну, вертикалну и медијално–латералну, као и активност мишића ногу (редослед и у ком периоду) – активирање мишића помоћу електромиографије (бележење електричних сигнала помоћу електрода постављених на кожу).

Природан циклус хода карактерише шест кинематичких механизма који се називају главним детерминантама хода:

- прегибање у зглобу кука,
- прегибање у зглобу колена при ослонцу,
- опружање у скочном зглобу,
- ротација карлице,
- спуштање карлице и
- латерално кретање карлице.

Ови механизми омогућавају да се лакше сагледа како покрети у зглобовима доњих екстремитета доприносе промени положаја тежишта тела када људи ходају уобичајеном брзином.

У току сваког циклуса хода (слика 31) у зглобу колена врше се два максимална прегибања и опружања. За наведене покрете важи да су они релативно мали у фази ослонца стопалом у односу на фазе када се врши замах ногом. При почетном контакту стопала са подлогом нога је у зглобу колена скоро потпуно опружена, а услед оптерећења се благо прегиба (не више од 20°). Опружање се поново јавља у току фазе преношења тежишта тела

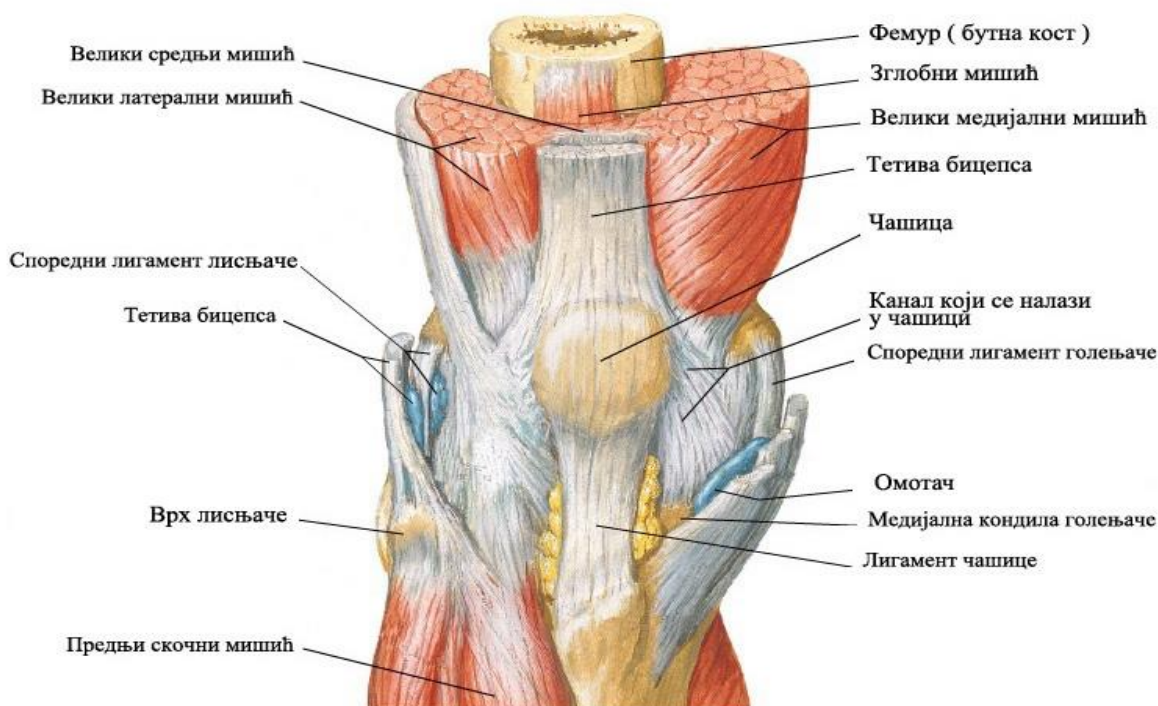
са једне на другу ногу – нога је скоро потпуно опружена непосредно пре него што пета супротне ноге дође у контакт са подлогом. Степен прегibaња се брзо повећава у зглобу колена у периоду пре замаху ногом и наставља се све до почетног замаху, при чему се максимум достиже при прегibaњу од скоро 60° .

Након тога, нога се у зглобу колена брзо опружа у току средњег и завршног дела замаху, а поново долази у потпуно опружен положај када долази до почетног контакта са подлогом.

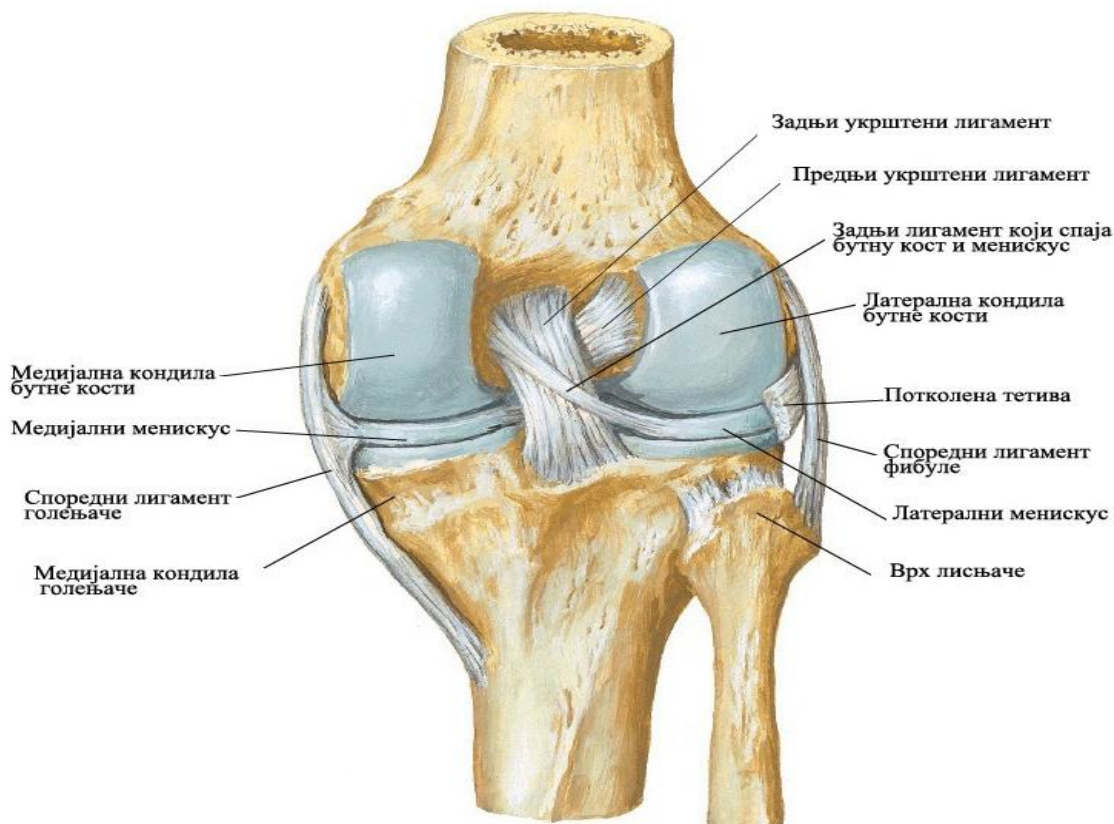


Слика 31. – Циклус хода [13]

У зглобу колена врше се покрети флексије и екстензије око попречне осовине, кондила бутне кости. Када је зглоб колена у екстензији (слика 32), бутна кост и голењача образују угао од 180° . Амплитуда активне флексије под утицајем контрације задњих мишића бута износи 130° , а пасивна флексија је већа за 20° . Пасивна флексија омогућује приљубљивање потколенице уз натколеницу.



Слика 32. – Зглоб колена у екстензији [14]



Слика 33 – Положај лигамената када је зглоб колена у екстензији [14]

Код екстензије зглоба (слика 33) затежу се снажно бочне везе, јер се између њих постављају делови кондила с већим пречником своје кривине.

Поред тога затежу се и задње чаурне везе и предња укрштена веза. Предња укрштена веза својим затезањем при завршној екстензији ноге окреће потколеницу у поље за око 5° и тиме фиксира зглоб колена и повећава његову чврстину.

Приликом покрета, у зглобу колена, менискуси се постављају увек на место где је највећи притисак. Код екстензије зглоба њихови предњи крајеви су притиснути између кондила бутне кости и голенача. Том приликом површина контакта између зглобних површина у зглобу колена је највећа. Повреда менискуса, и то углавном цепање предњег дела *meniscus medialis*-а, дешава се приликом нагле спољне ротације у зглобу колена. Ако је зглоб колена у спољној ротацији и врши се нагла екстензија, предњи део унутрашњег менискуса се обично укљешти између унутрашњих кондила голенача и бутне кости. Укљештење је праћено јаким болом и прскањем менискуса. Након одстрањивања менискуса отежан је ход по стрмим теренима.



Слика 34. – Зглоб колена у флексији [4]

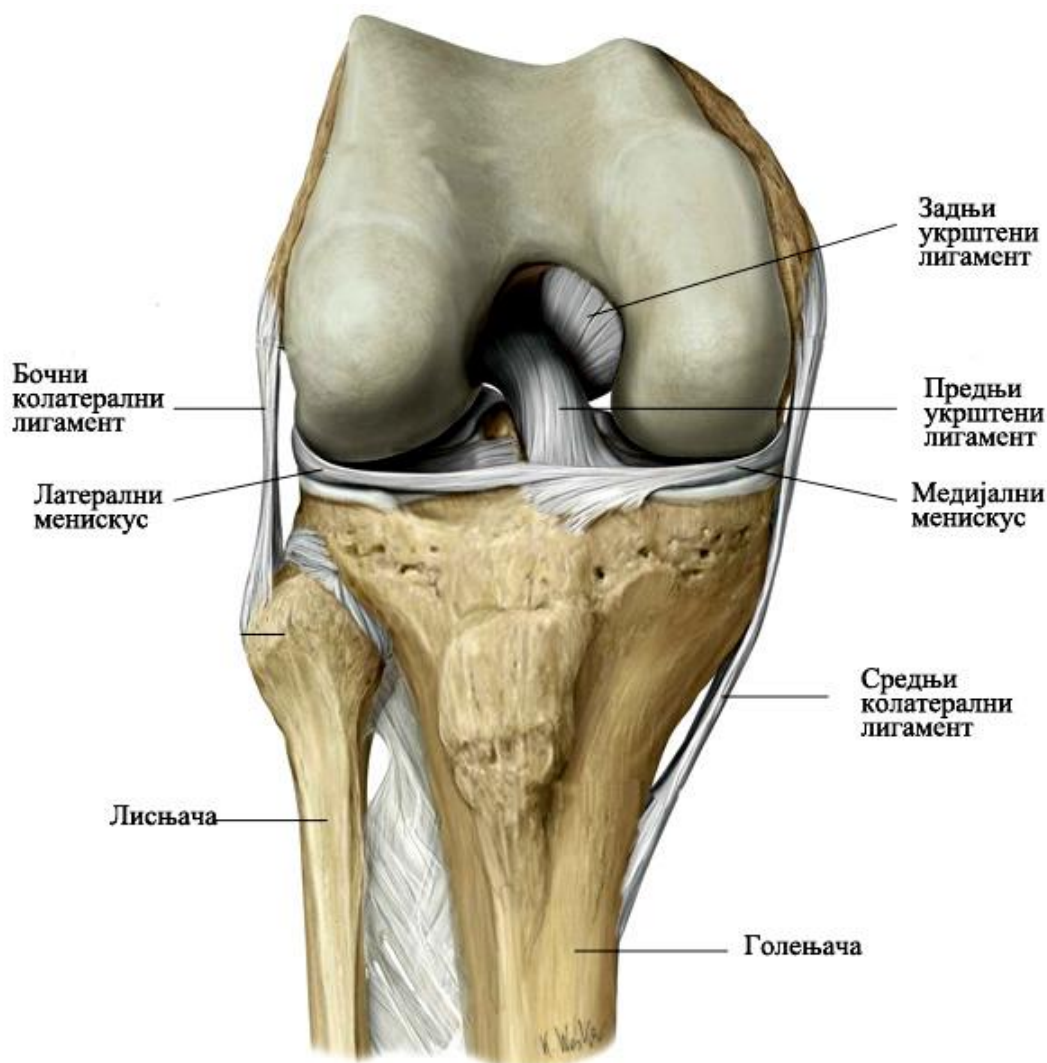
У току флексије (слика 34) бочне везе се опуштају и дозвољавају у зглобу колена покрете обртања. око вертикалне осовине. Пошто је латерална бочна веза олабављена више него медијална, вертикална осовина ротације налази се унутра од средишта зглоба колена. Она пролази кроз медијалне кондиле и при покретима обртања латерални кондили, било голењаче или бутне кости код стојне ноге, врше покрет веће амплитуде него медијални. Унутрашња ротација износи свега 5° јер је ограничена увртањем и затезањем укрштених

веза. Спољна ротација је 3 до 4 пута већа, јер се том приликом укрштене везе одвијају и олабављују у току флексије зглоба колена.

У току флексије менискуси клизе назад, савијају се и постављају иза задњих делова бутне кости, који су конвекснији и захтевају дубљу, а ужу зглобну површину кондила голењаче. Спољни менискус је знатно покретљивији од унутрашњег, који је фиксиран уз медијалну чаурну везу.

Укрштене везе својим затезањем спречавају прекомерну екстензију, флексију и унутрашњу ротацију у зглобу колена. Код крајње екстензије затегнути су предњи део lig. cruciatum anterius-a и задњи део lig. crucia-fumposterius-a, а обрнут је случај код крајње флексије.

У току флексије (слика 35) зглоба увек су извесни делови укрштених веза затегнути и осигуравају стално присан контакт зглобних површина бутне кости и голењаче. Укрштене везе су веома снажне и при прекомерним покретима чупају средњи део голењаче и у зглобу колена јавља се покрет хоризонталног померања напред и назад.



Слика 35. – Положај лигамената када је зглоб колена у флексији [4]

Зглобна површина чашице налази се изнад зглобне површине бутне кости (*facies patellans*), у коју она упада само када је колено у флексији. Приликом флексије зглоба колена, нарочито из стојећег става, чашица врши веома снажан притисак на кондиле бутне кости, потискујући их назад. Потискивање бутне кости назад спречавају укрштене везе зглоба колена.

Клизање чашице навише и наниже, које износи од 5 cm до 6 cm, олакшавају две слузне кесе: горња (*bursa suprapatellaris*) и доња (*bursa infrapatellaris profunda*).

Четвороглави мишић бути (*quadriceps femoris*) најјачи је мишић у телу човека. Да би овај мишић развио максималну силу, зглоб кука мора бити под углом од 60° , а скочни зглоб мора да се одржава у приближно неутралном положају (као када човек стоји). Максимални момент силе који може да развије четвороглави мишић бути зависи од промене угла у зглобу колена - максималан момент силе се јавља када се нога у колену савијена под углом од 60° , а знатно се смањује како се она у колену све више опружа.

Резултујућа сила коју развија четвороглави мишић бути векторски је збир силе правог бутног мишића (*m.rectus femoris*), и сила следећих стегнутих мишића:

- унутрашњег стегненог мишића (*m.vastus medialis*),
- спољашњег стегненог мишића (*m.vastus lateralis*),
- средњег стегненог мишића (*m.vastus intermedius*),

Мишићи из групе мишића опружача у зглобу колена су најјачи када је нога у колену савијена под углом од 60° , у том положају сила резултује највећим моментом. На момент силе опружача у зглобу колена утиче следеће:

- механизам крака силе опружача у зглобу колена,
- сила којом делује четвороглави мишић бути.

Крак силе мишића опружача у зглобу колена је удаљеност под правим углом између линије деловања силе чашичне тетиве и осе ротације у зглобу колена (приближно у центру зглоба). Та удаљеност зависи од следећег:

- облика дисталног крајка бутне кости,
- проксималног крајка голењаче и чашице,
- начина на који се релативан положај костију мења при прегинању и опружању у зглобу колена.

Сила четвороглавог мишића бути је најмања када је нога у зглобу колена потпуно опружена, јер су мишићна влакна прекратка да би могла да развију већу силу у том положају, а највећа када је колено савијено под 90° . Када је колено опружено, ефикасност четвороглавог мишића бути при опружању је условљена релацијом силе и дужине мишића, а не геометријским својствима колена (моментом полуге мишића опружача у зглобу колена).

4. МОДЕЛ КОЛЕНА

Колено је један од највећих и најкомпликованијих зглобова у човеком телу. Осим тога, оно има кључну улогу у покретању доњих екстремитета, и због тога се често дешавају повреде колена. У циљу бољег разумевања повреда које се дешавају, доста времена је проведено у испитивању колена.

Раније су та испитивања била изузетно сложена. Данас, услед великог технолошког напретка, могуће је велики број анализа урадити помоћу рачунара на одговарајућим 3D моделима.

У оквиру Мастер рада креиран је модел зглоба колена. Модел се састоји од следећих елемената:

- Бутне кости (кортикални и сунђерасти део)
- Голењаче (кортикални и сунђерасти део)
- Лисњаче (кортикални и сунђерасти део)
- Чашице
- Менискуса
- Хрскавице између бутне кости и менискуса
- Хрскавице између менискуса и голењаче
- Предњег укрштеног лигамента
- Задњег укрштеног лигамента
- Медијалног колатералног лигамента и
- Латералног колатералног лигамента

Креирање модела колена састоји се из три корака:

1. Креирање 3-D модела колена на основу снимка пацијента. За овај корак коришћен је програмски пакет Mimics.
2. Применом програма Geomagic, уклоњен је вишак геометрије на моделу који настао приликом креирања 3-D модела. Такође, извршено је обликовање сваког елемента колена како би елементи изгледали што реалније.
3. Последњи корак представља креирање мреже елемената. За овај корак коришћен је програм Femap.

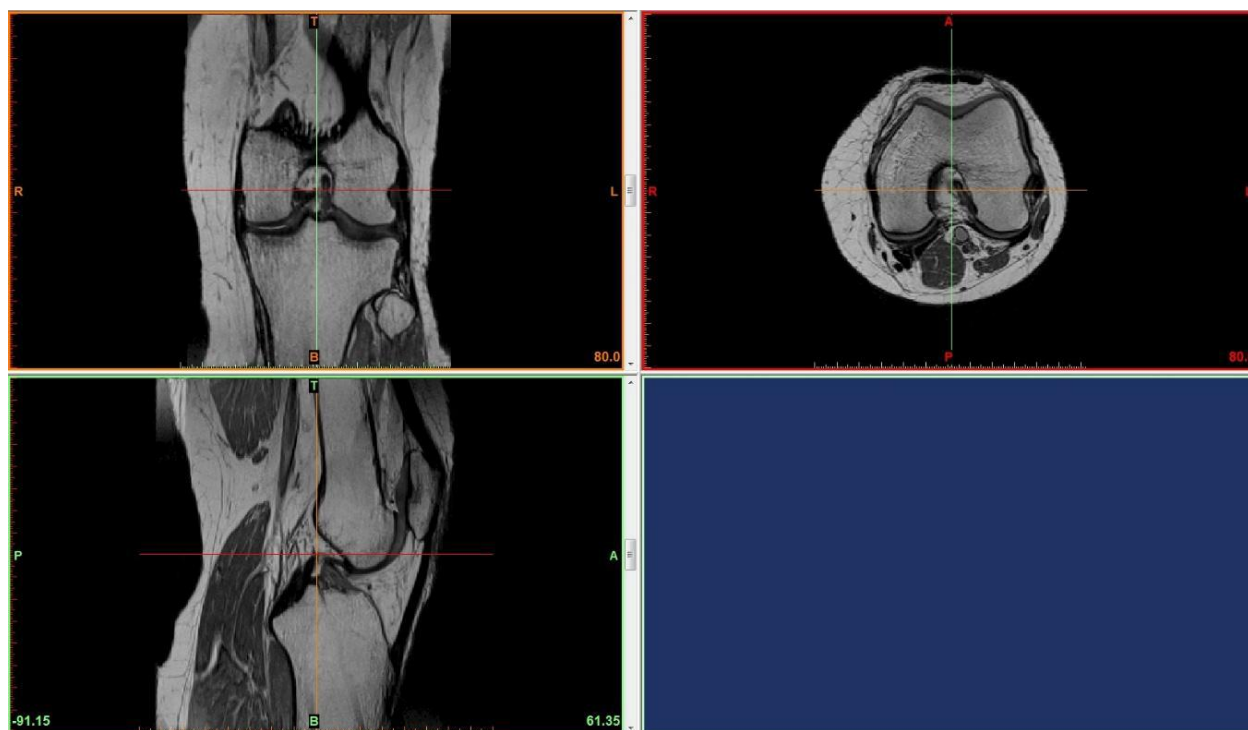
У наредном делу биће објашњен сваки од наведена три корака.

4.1 ПРОГРАМ MIMICS

Програмски пакет Mimics (Materialise Interactive Medical Image Control System) је намењен је за 3-D дизајн и моделирање. Користи за креирање 3-D површинских модела на основу низа 2-D слика, а такође се користи за рачунање површине 3-D модела на основу низа слика као што су CT снимци, MRI, ултразвук...

Поступак креирања модела је следећи:

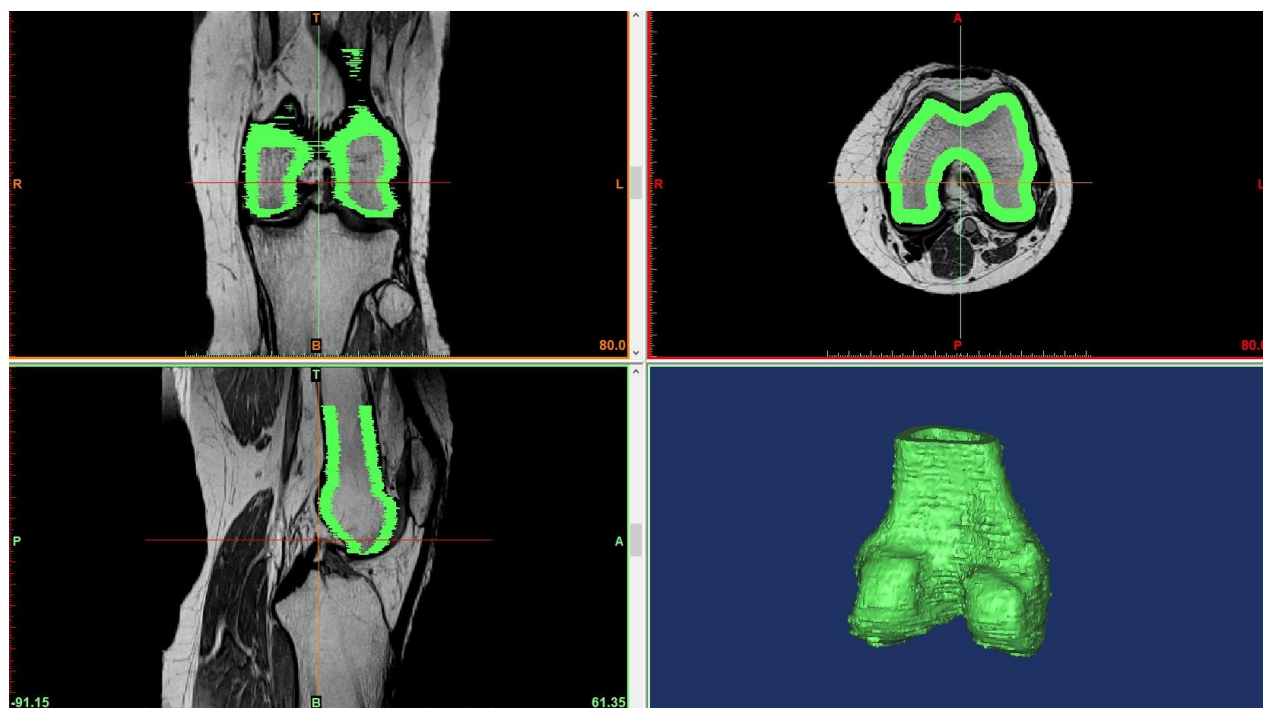
- Прво је потребно учитати постојеће снимке колена. На основу тих снимака ће се креирати 3D модели. На слици 36 приказан је програм Mimics након учитавања снимака.
- Затим је потребно је креирати маску за сваки елемент. Маска садржи информације о слојевима снимка који су означени и на основу тих информација се креира 3D модел.
- Након тога започиње се са креирањем модела. Потребно је у сваком слоју означити део који ће бити део модела. Поступак се понавља за сваки од елемената колена.



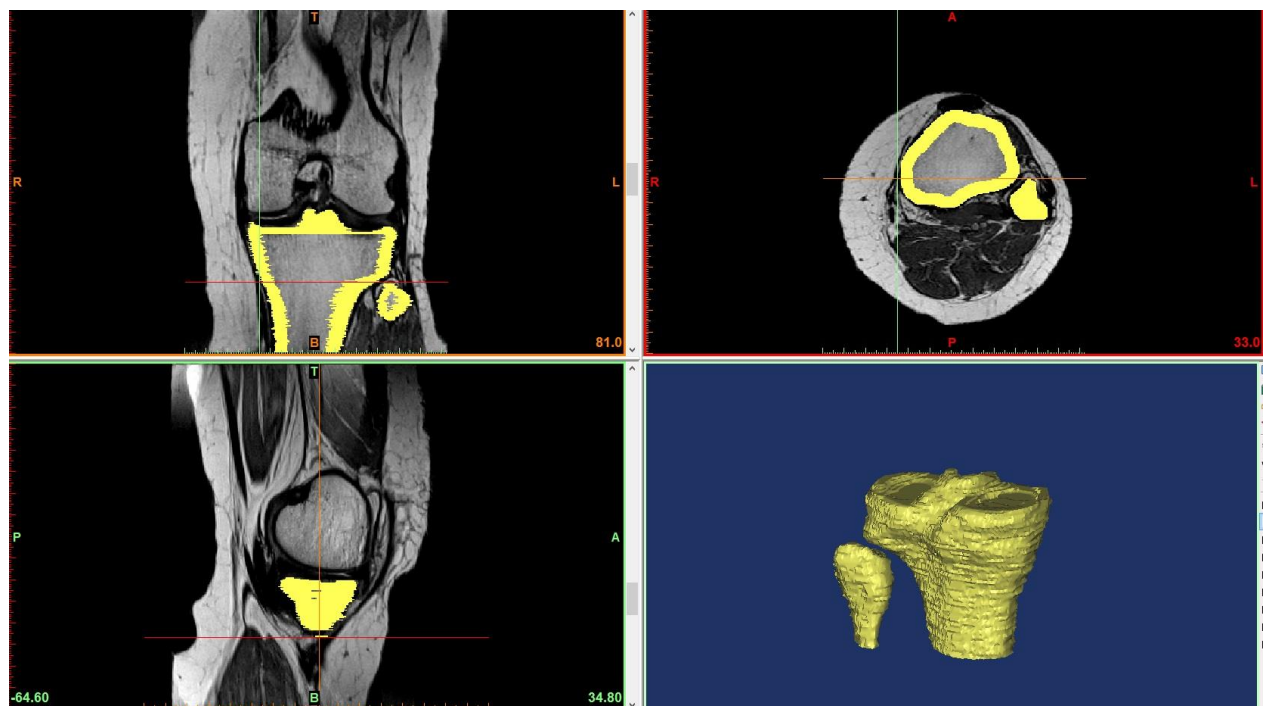
Слика 36. – Учитани снимци колена

Веома је важно водити рачуна приликом означавања снимка, да се означава што прецизније, како би се процес обраде модела олакшао.

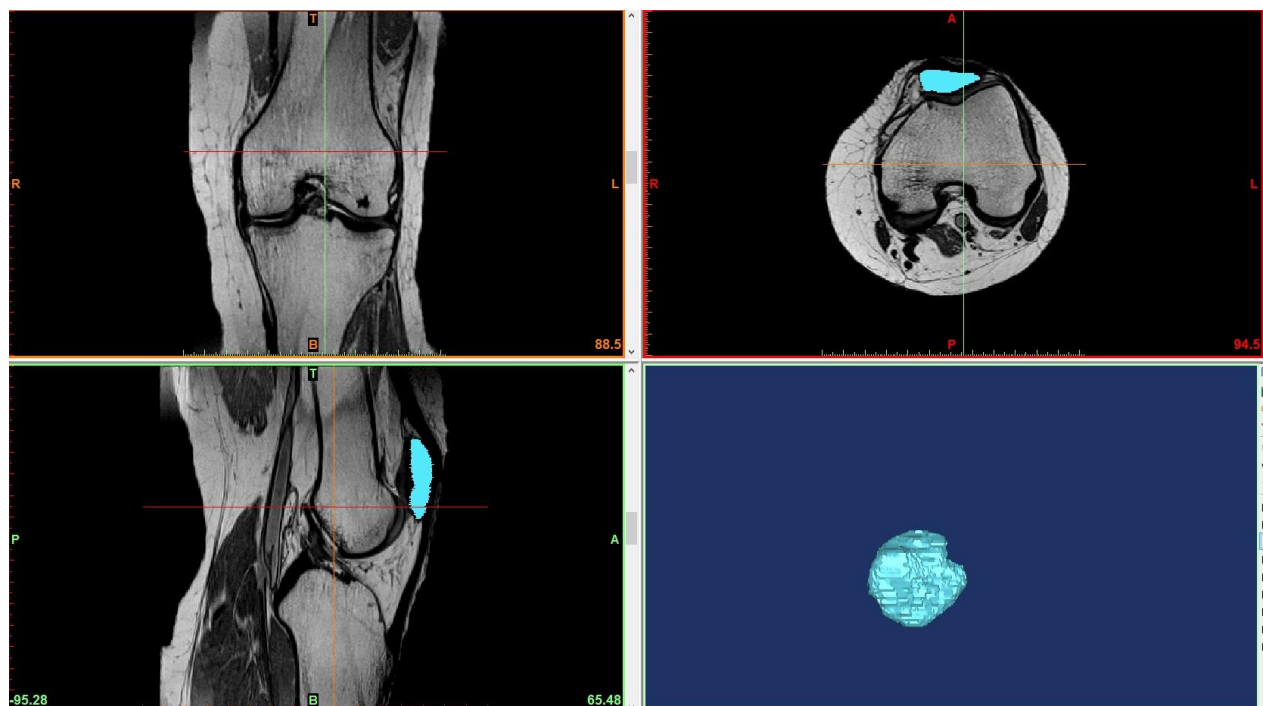
На сликама 37-43 приказани су добијени 3D модели елементата колена



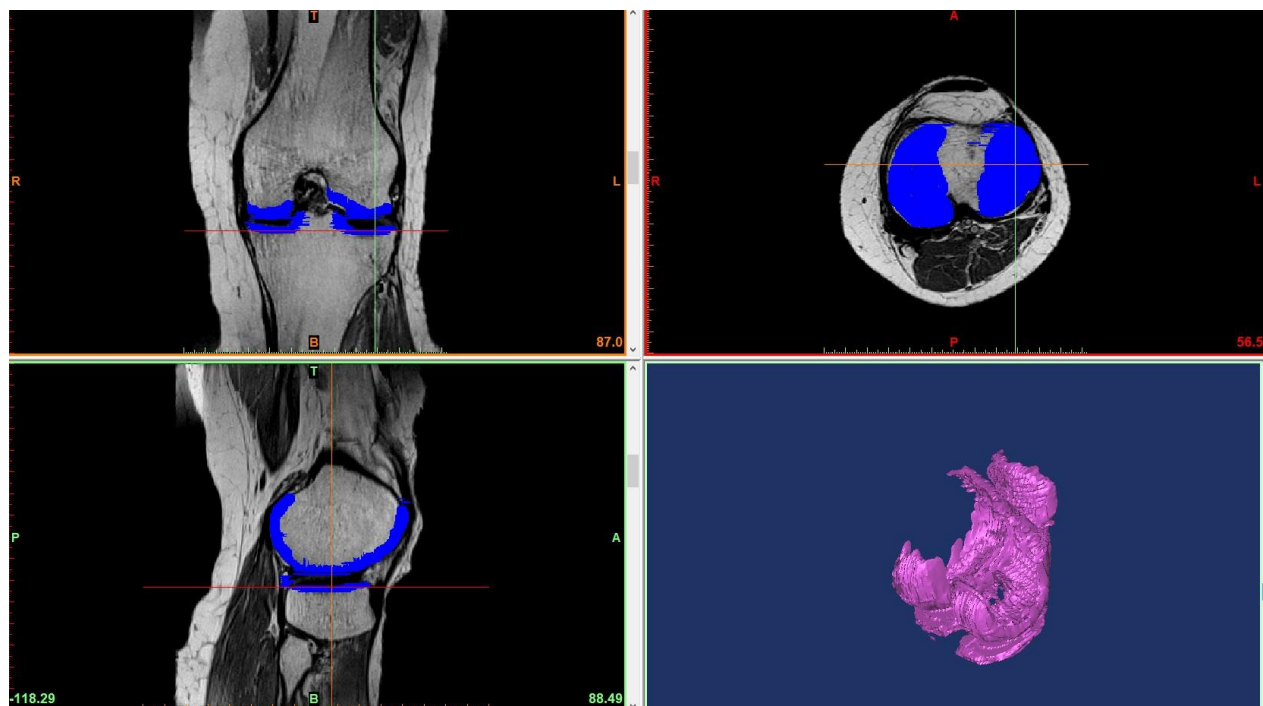
Слика 37. – Бутна кост



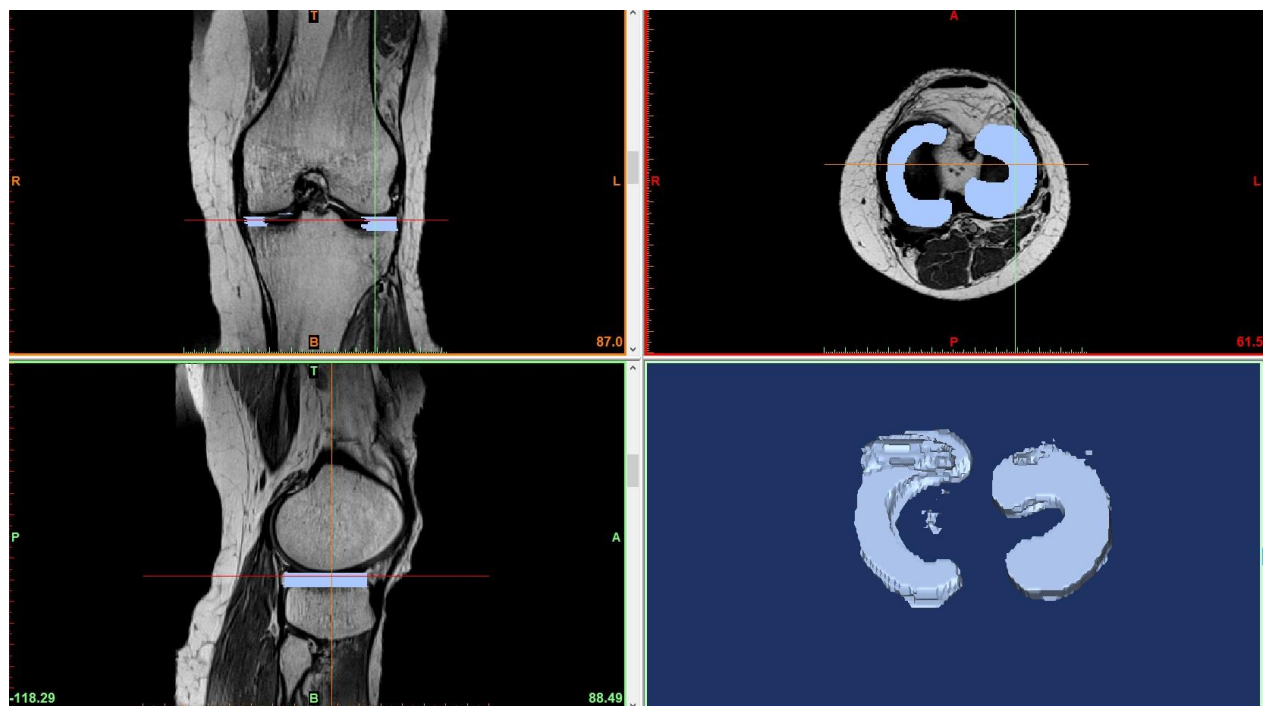
Слика 38. – Голењача и лисњача



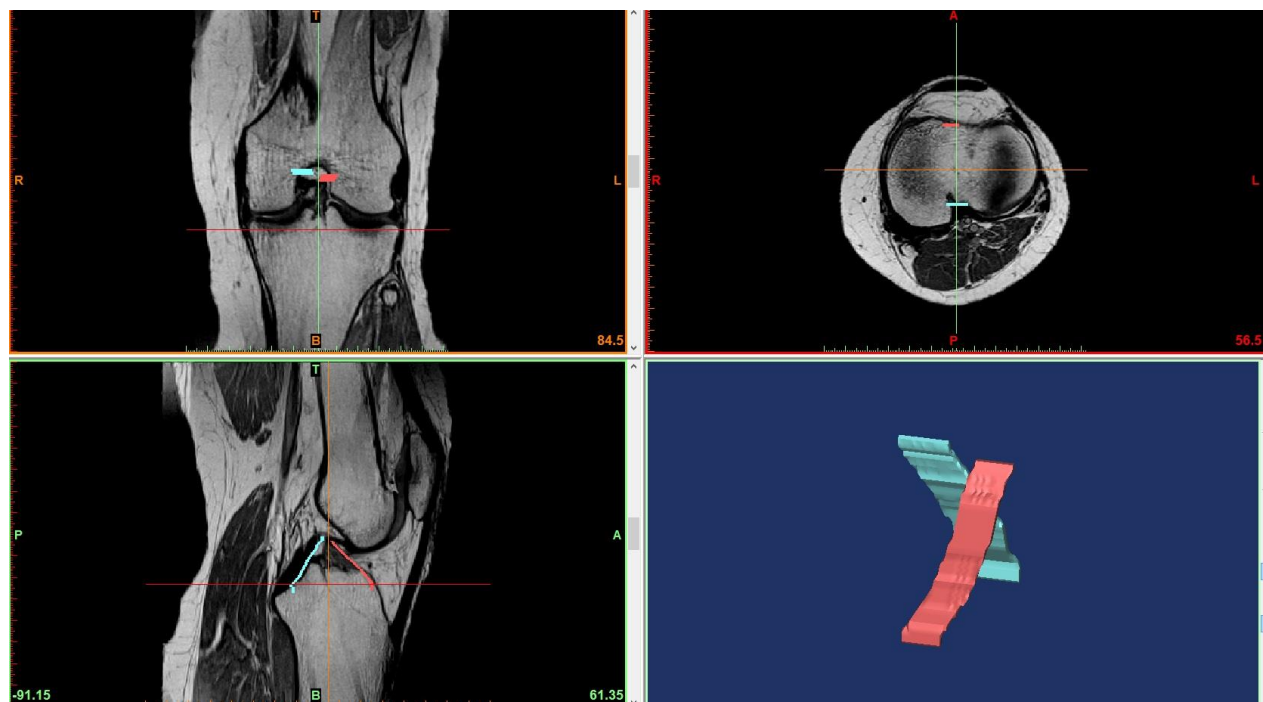
Слика 39. – Чашница



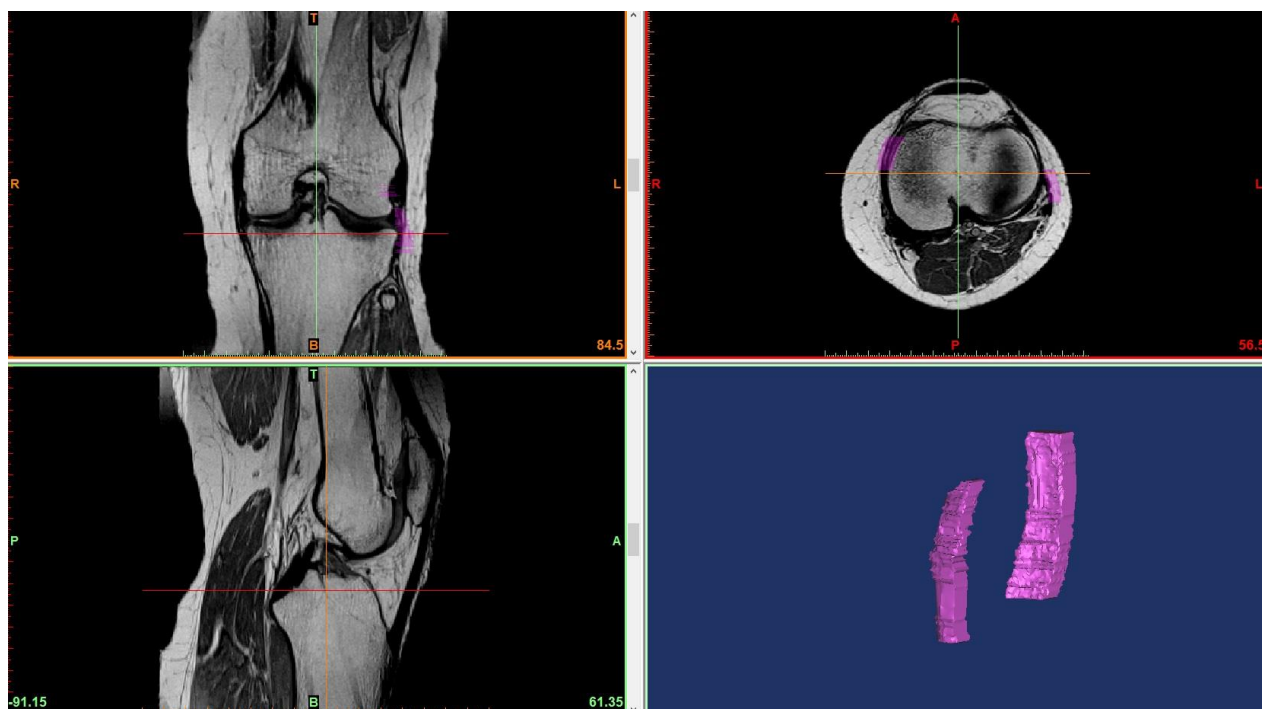
Слика 40. – Хрскавица



Слика 41. – Менискуси

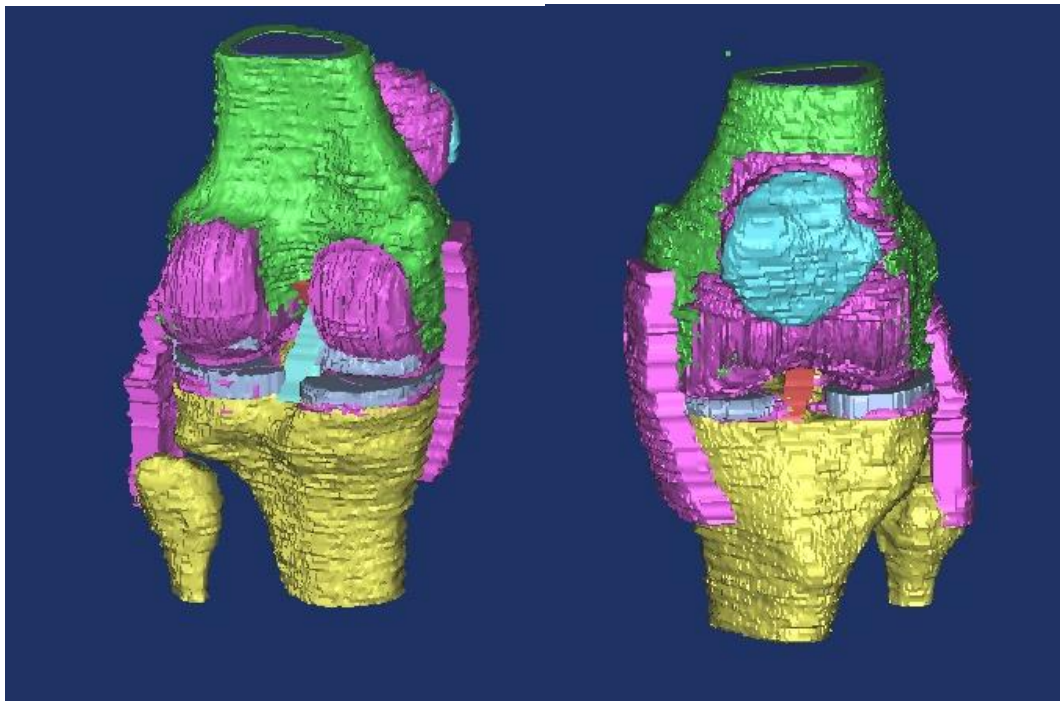


Слика 42. – Предњи и задњи укрштени лигамент



Слика 43. – Медијални и латерални колатерални лигаменти

На слици 44 приказан је 3D модел колена након спајања свих елемената.



Слика 44. – Модел колена

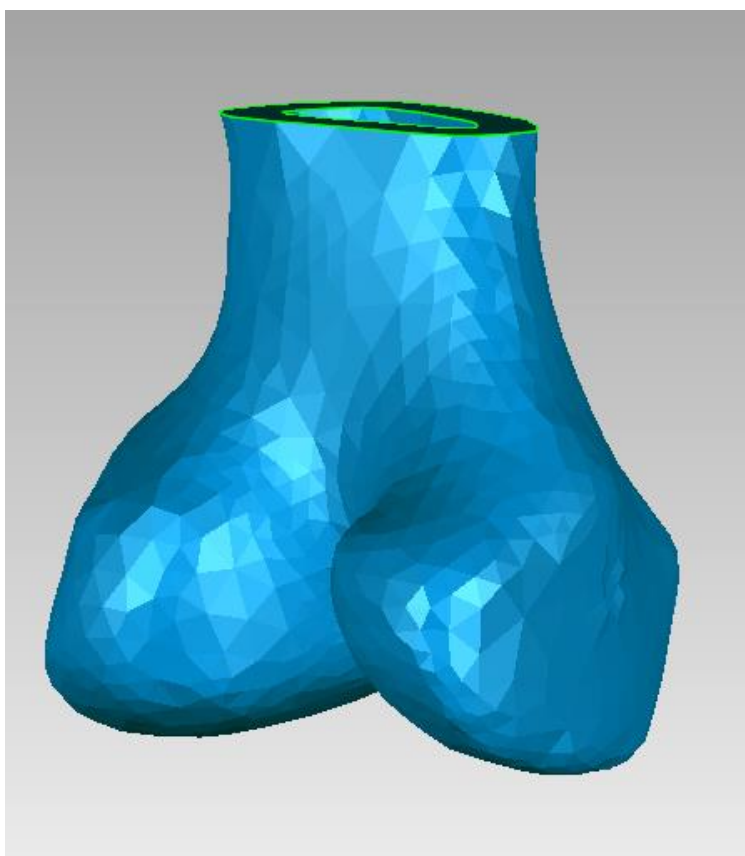
4.2 ПРОГРАМ GEOMAGIC

Програмски пакет Geomagic налази примену код означавања и моделирања 3-D модела, најчешће сложених физичких објеката, креирање CAD модела и њихову припрему за производњу.

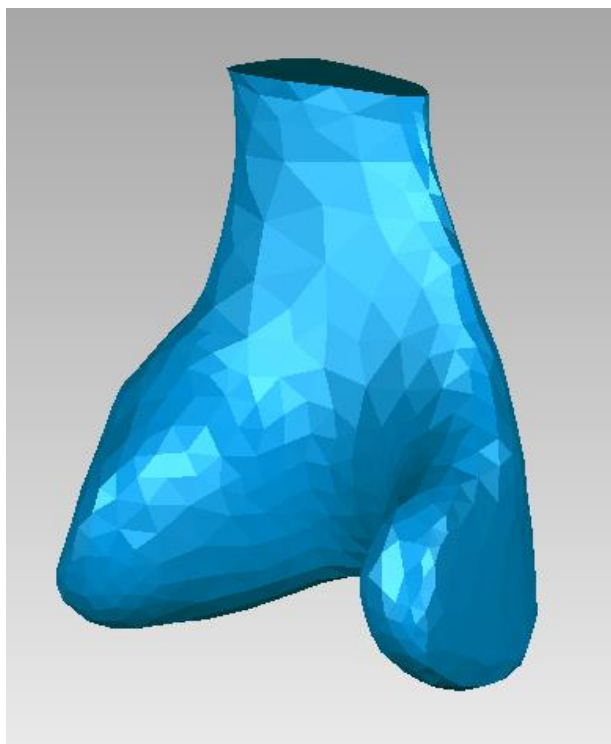
Сваки од приказаних модела елемената колена је сређен, у циљу уклањања оштрих ивица, удубљења, испупчења, као и да би се добила уједначена мрежа. Приликом обраде модела, потребно је обратити пажњу да не дође до поремећаја геометрије услед претеривања са обрадом мреже.

Да би било могуће отворити фајл из програма Mimics, неопходно је снимити исти у одговарајућем формату (.stl). На тај омогућено је повезивање ова два програма.

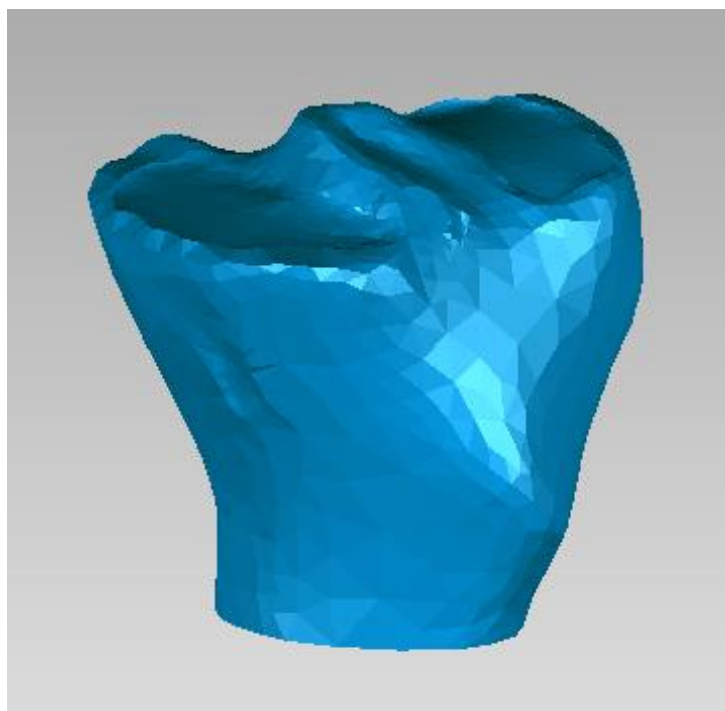
На сликама приказани су модели елемената колена након завршетка сређивања у програму Geomagic.



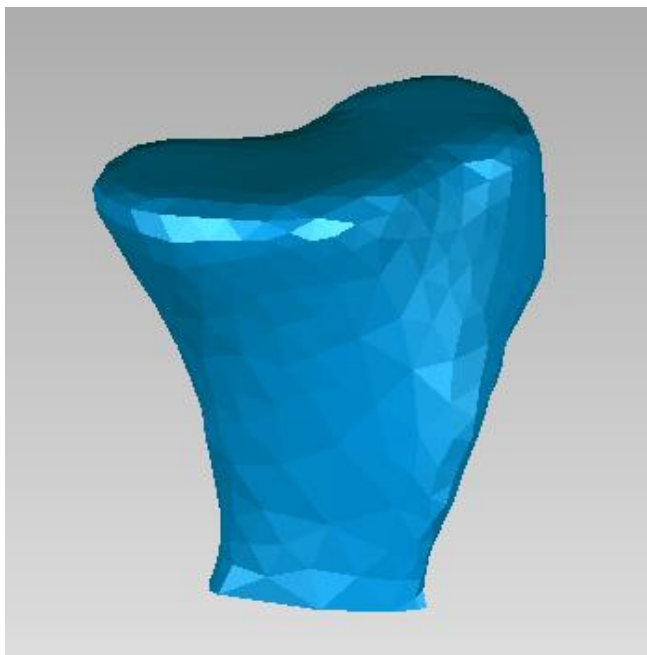
Слика 45. – Бутна кост - кортикална



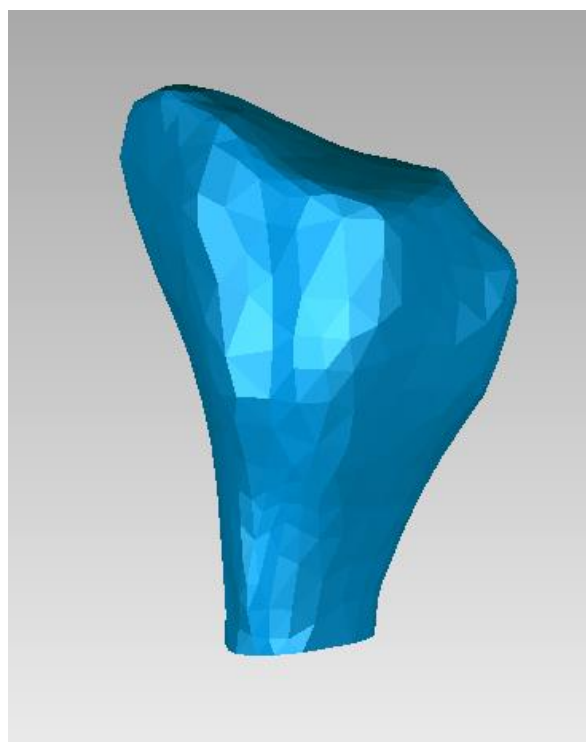
Слика 46. – Бутна кост – сунђераста



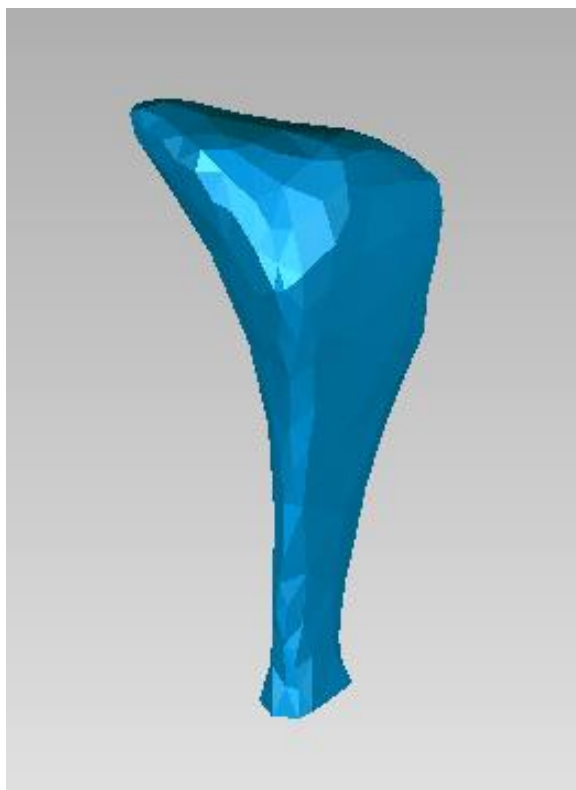
Слика 47. – Голењача - кортикална



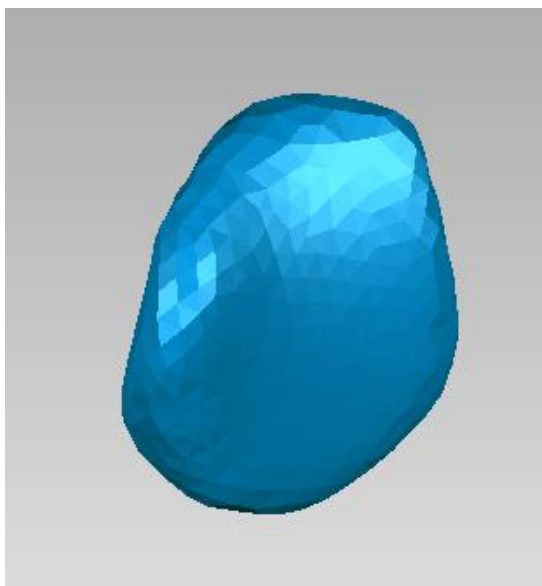
Слика 48. – Голењача – сунђераста



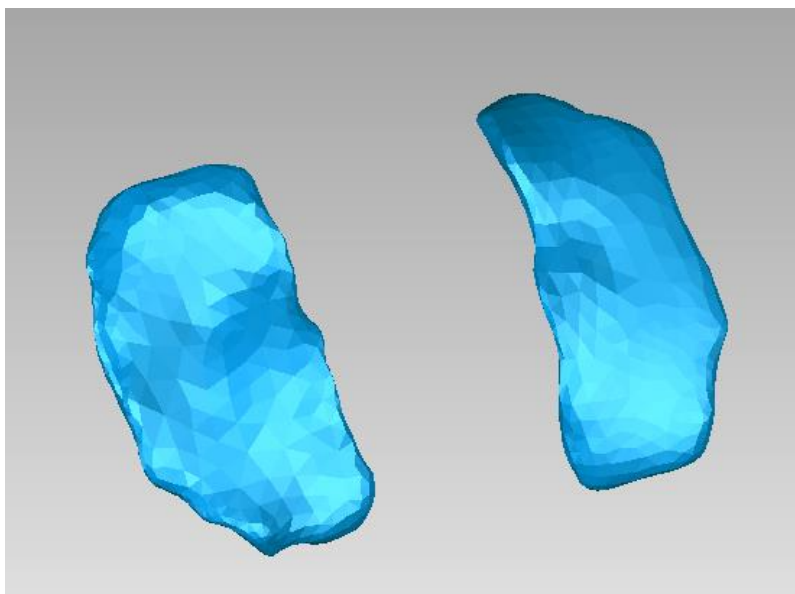
Слика 49. – Лисњача – кортикална



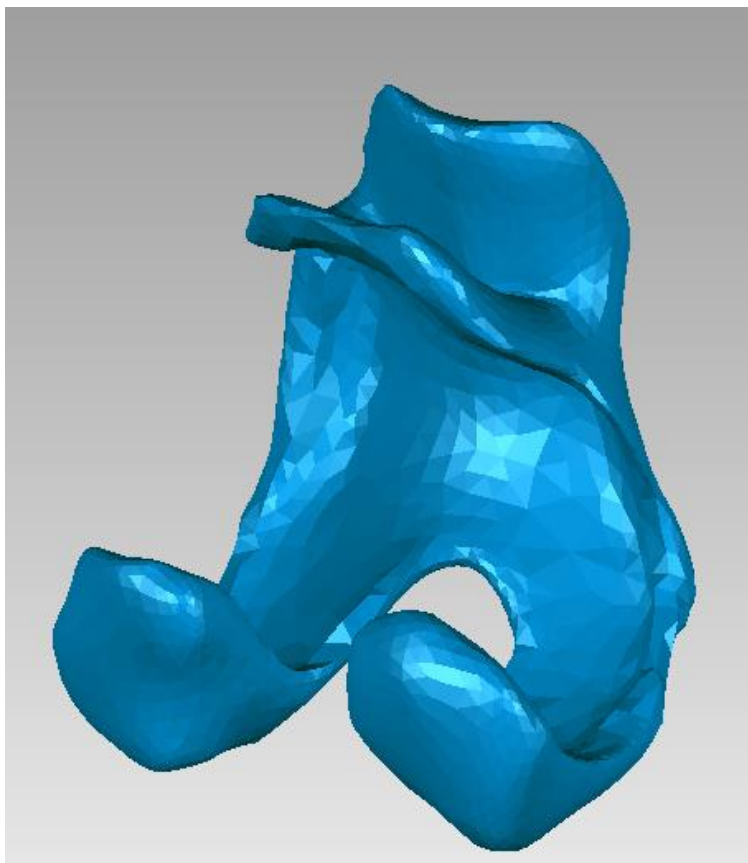
Слика 50. – Лисњача - сунђераста



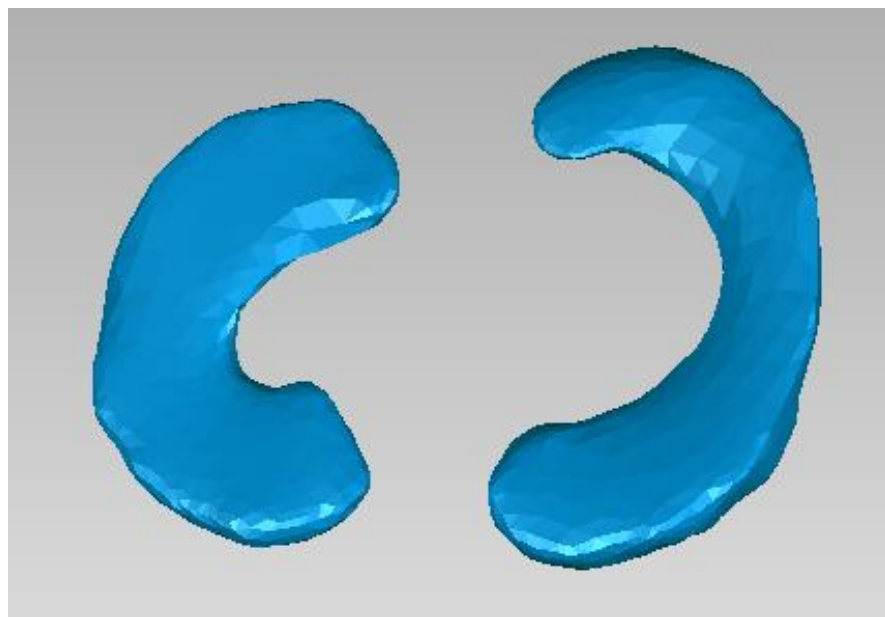
Слика 51. – Чашица



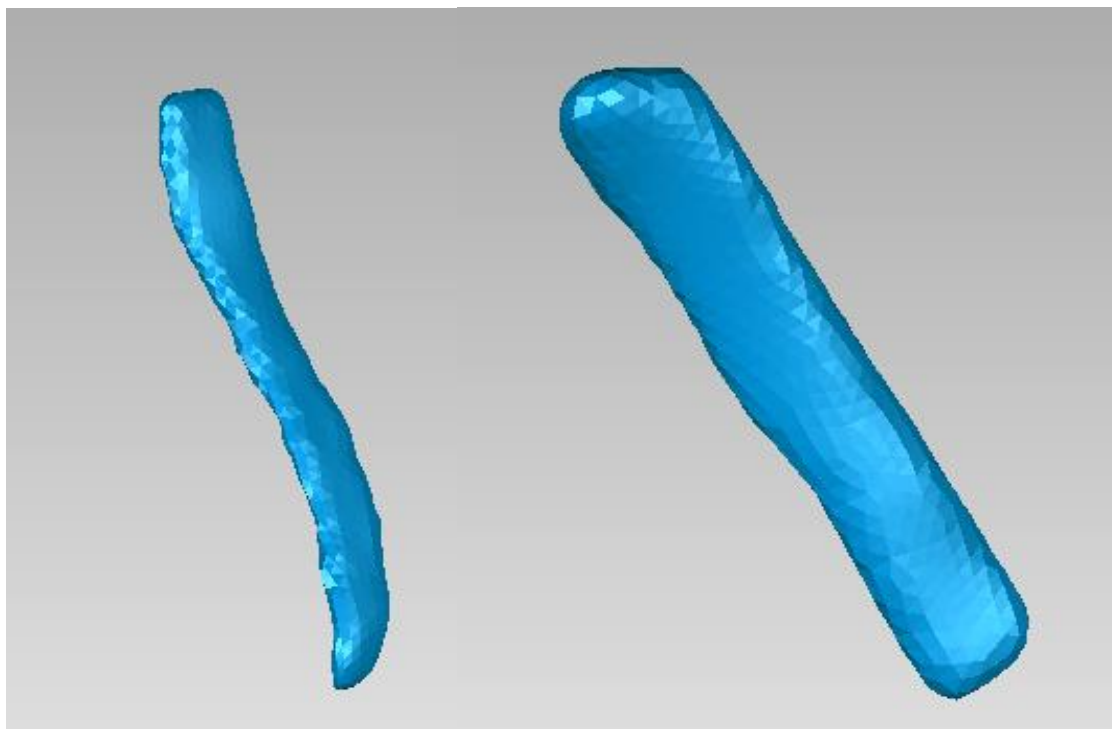
Слика 52. – Хрскавица



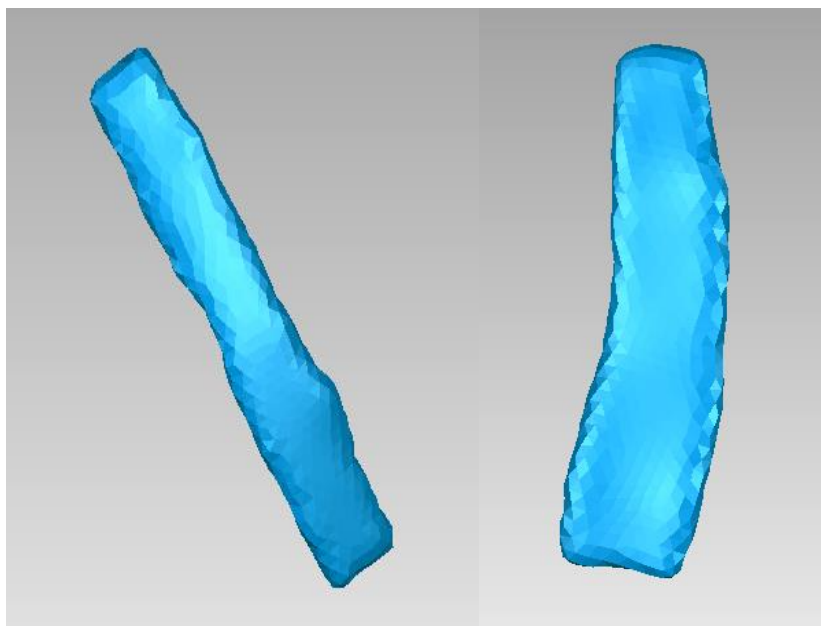
Слика 53. – Хрскавица



Слика 54. – Менискуси

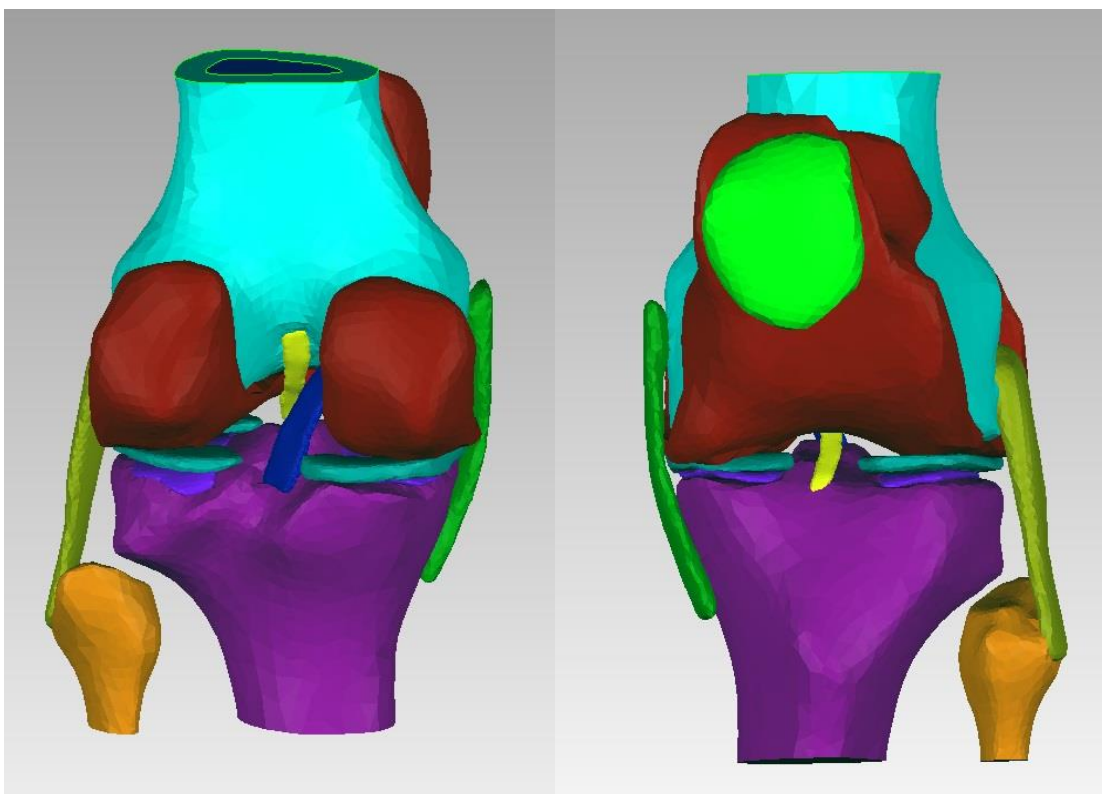


Слика 55. – Предњи и задњи укрштени лигамент



Слика 56. – Колатерални лигаменти

На слици 57, приказан је модел колена након завршетка обраде елемената.



Слика 57. – Модел колена

4.3 ПРОГРАМ FEMAP

Femap (Finite Element Modeling And Postprocessing) је програм за инжењерску анализу, који се користи за креирање коначних елемената модела добијених из комплексних инжењерских проблема као и за приказивање резултата решења.

У програму Femap, врше се провере квалитета мрежа и креирање модела са запремином.

За сваки од претходно приказаних елемената потребно је проверити мрежу. Уколико постоји проблем, тај елемент биће приказан црвеном бојом, и потребно је преправити тај елемент пре креирања запреминског модела.

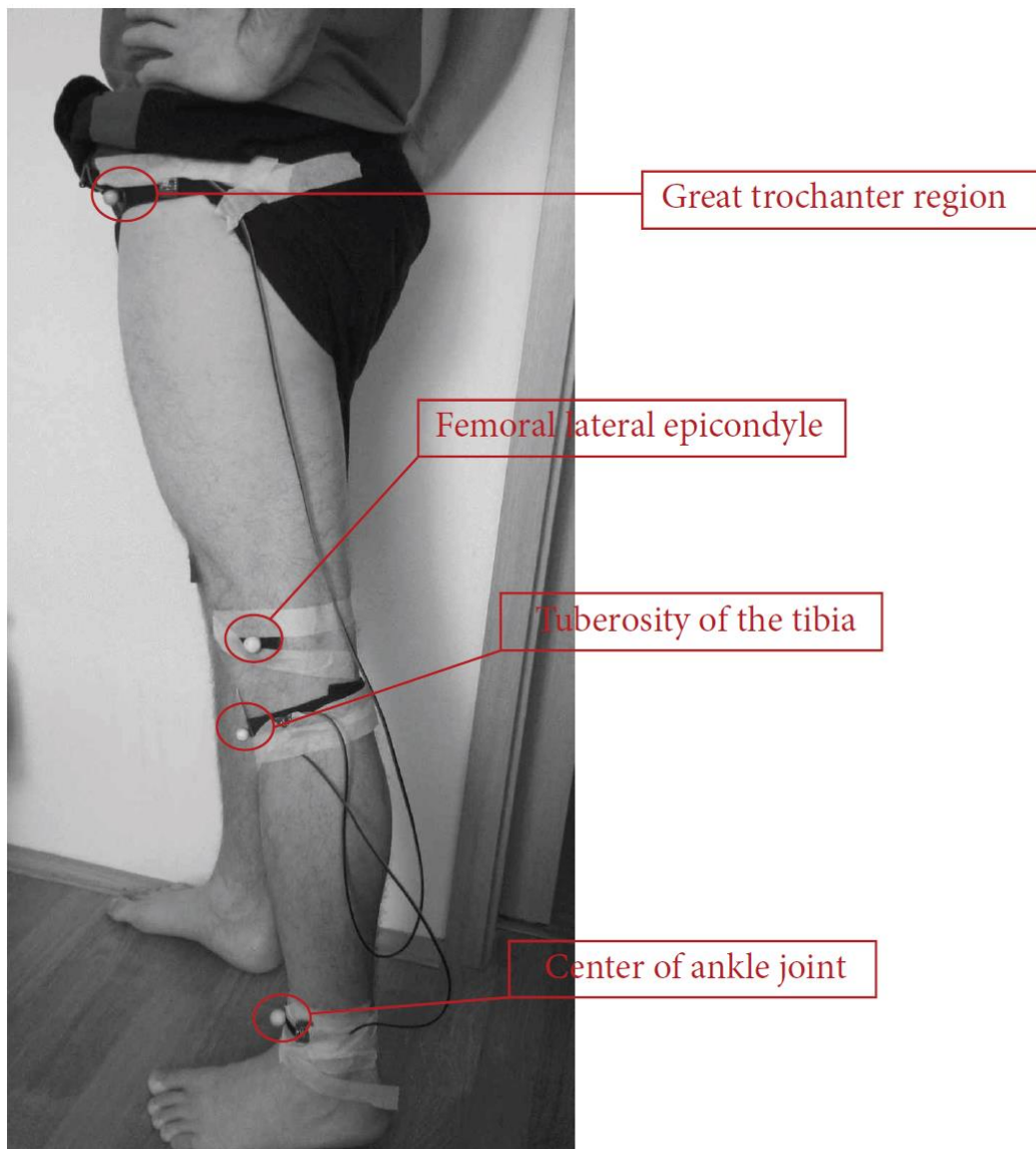
Последњи корак у овом програму је ренумерација чворова и елемената. У табели 1 дат је приказ првог и последњег чвора и првог и последњег елемента за сваки од делова колена.

Табела 1. – Вредности чворова и елемената након ренумерације

Елемент колена	Чворови		Елементи	
Бутна кост - кортикална	1	2424	1	7041
Бутна кост – сунђераста	2425	3270	7042	9313
Голењача – кортикална	3271	5707	9314	16288
Голењача – сунђераста	5708	6258	16289	17748
Лисњача – кортикална	6259	7035	17749	20062
Лисњача - сунђераста	7036	7261	20063	20606
Чашица	7262	7862	20607	22305
Хрскавица_бутна кост	7863	11342	22306	31966
Хрскавица_голењача	11343	12814	31967	35760
Менискуси	12815	14674	35761	40854
Предњи укрштени лигамент	14675	15500	40585	42732
Задњи укрштени лигамент	15501	16399	42733	45158
Латерални колатерални лигамент	16400	17264	45159	47472
Медијални колатерални лигамент	17265	17996	47473	49389

5. ЕКСПЕРИМЕНТАЛНО МЕРЕЊЕ СИЛЕ

За мерење положаја у простору тачака на колену коришћен је OptiTrack систем. Систем се састоји од укупно шест инфрацрвених камера које бележе позиције укупно четири рефлективна маркера. Маркери су пречника 1,5 cm и постављени су прецизно на одговарајуће анатомске тачке на нози испитаника. Ове тачке су редом означене као регион великог трохантера, феморално-латерална епикондила, избочина на голењачи и центри део скочног зглоба (слика 58). [15]



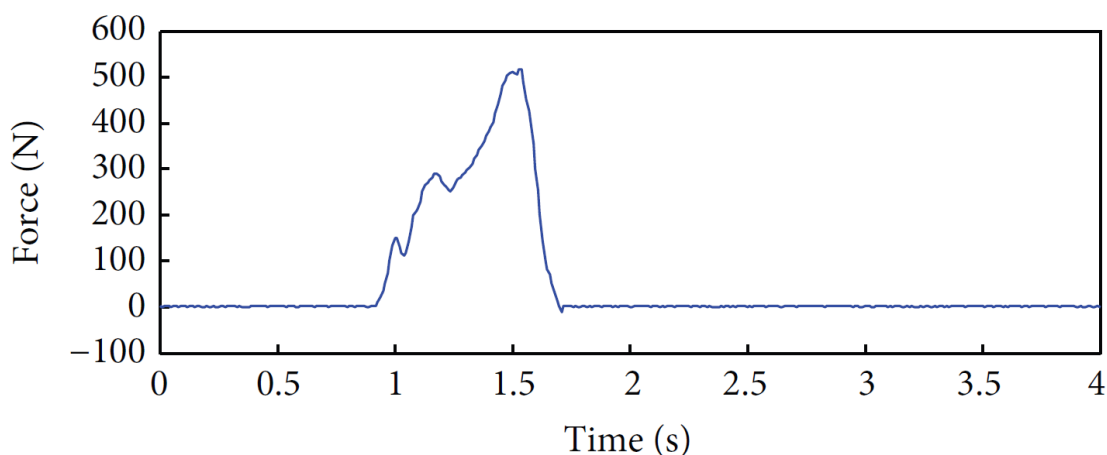
Слика 58. – Позиције рефлектујућих маркера на нози испитаника

Систем камера је повезан са рачунаром на коме се врши аквизиција података. Брзина прикупљања података је 100 fps по једној камери. Пре почетка мерења простор у коме се крећу испитаници је калибрисан тако да је касније могуће реконструисати тродимензиони простор на основу снимљених слика одговарајућим прорачунима. Као резултат снимања добијају се тродимензионе координате маркера у току снимања кретања испитаника.

Упоредо са мерењем положаја маркера мерена је сила реакције подлоге на стопало у току кретања помоћу AMCUBE FootWork Pro платформе.

AMCUBE FootWork Pro је платформа за детекцију расподеле притиска за стопала у динамичком и статичком режиму. Ова платформа се састоји из 2700 капацитивних сензора притиска. Димензије једног сензора износе 7,6 mm x 7,6 mm. Као резултат ова платформа даје информацију о сили коју стопало производи у току кретања.

Испитаници ходају дуж пута укупне дужине 2,5 m својом просечном брзином хода са постављеним маркерима на већ описаним тачкама. Подлога за мерење расподеле притисака као и силе је постављена на половини пута који испитаник треба да пређе тако да ногом на којој су постављени маркери згази на ову подлогу приликом хода. На слици 59 је дата расподела силе у току кретања при чему треба имати у виду да је сила једнака нули док испитаник не згази на подлогу. Сила расте до неког момента када постигне максималну вредност и онда опада док се стопало не одвоји од подлоге када сила поново постаје једнака нули.



Слика 59. – Пример расподеле силе у току кретања

6. ПРОРАЧУН

Следећи корак је задавање оптерећења и покретања прорачуна. За пуштање прорачуна коришћен је програм РАК С. Улазни фајл добијен је извозом модела колена из програма Femar. Тај фајл је у .dat формату и потребно је његово додатно сређивање пре пуштања прорачуна.

Након извоза модела, било је потребно задати ограничења модела, материјалне параметре за делове колена и оптерећење.

Ограничење модела

Модел је ограничен тако да постоји само померање дуж осе управне на површину где је фемур пресечен. У случају овог модела померање је дозвољено само дуж у осе. Површине голењаче и лисњаче на месту где су ове две кости пресечене су укљештене. То значи да тим површинама није дозвољена ни транслација у x, y или z правцу ни ротација око x, y или z осе.

Материјални параметри

Приликом дефинисања материјалних параметара узето је за све материјале да су хомогени, линеарно еластични и изотропни. Прегледом литературе уочено је да материјални параметри зависе од великог броја фактора. У табели 2 дат је приказ коришћених материјалних параметара, као и литература из које је вредност преузета.

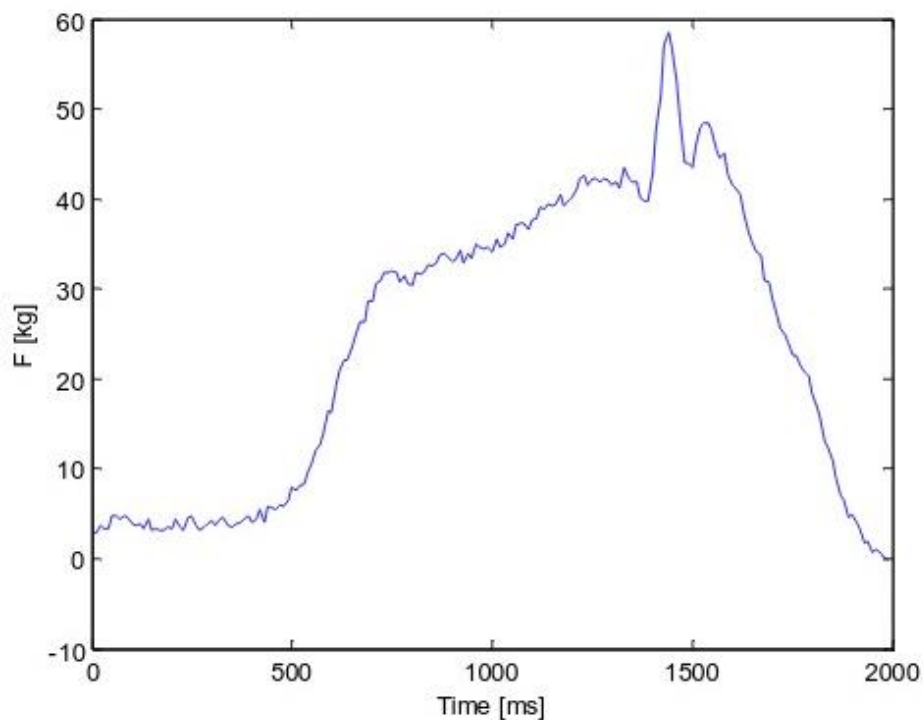
Табела 2. – Материјални параметри

Елемент колена	Модул еластичности[МПа]	Поасонов коефицијент	Литература
Бутна кост - кортикална	14317	0,315	[16]
Бутна кост - сунђераста	295	0,315	[16]
Голењача - кортикална	20033	0,315	[16]
Голењача - сунђераста	295	0,315	[16]
Лисњача	17000	0,3	[17]
Чашица	15000	0,3	[18]
Хрскавице	12	0,45	[19]
Менискуси	80	0,3	[19]
Лигаменти	345	0,22	[16]

Оптерећење

Оптерећење је задато преко притиска. Притисак је задат тако да делује управно на површину бутне кости, где је извршен њен пресек. Вредност притиска која је задата, израчуната је на основу вредности силе (слика 60) која је измерена у експерименту описаном у тачки 5 и на основу површине бутне кости на коју делује. Површина бутне кости на коју се задаје притисак је добијена у програму Femar, учитавањем површине и коришћењем

функције за израчунавање површине. Максимални притисак износи 580 N , а површина на коју делује 852 mm².



Слика 60. – Расподела силе у току кретања

Прорачун је задат у 10 корака, сваки у трајању од по 0.2 секунде. Вредности притиска у сваком кораку су очитане са слике 60 и приказане су у табели 3.

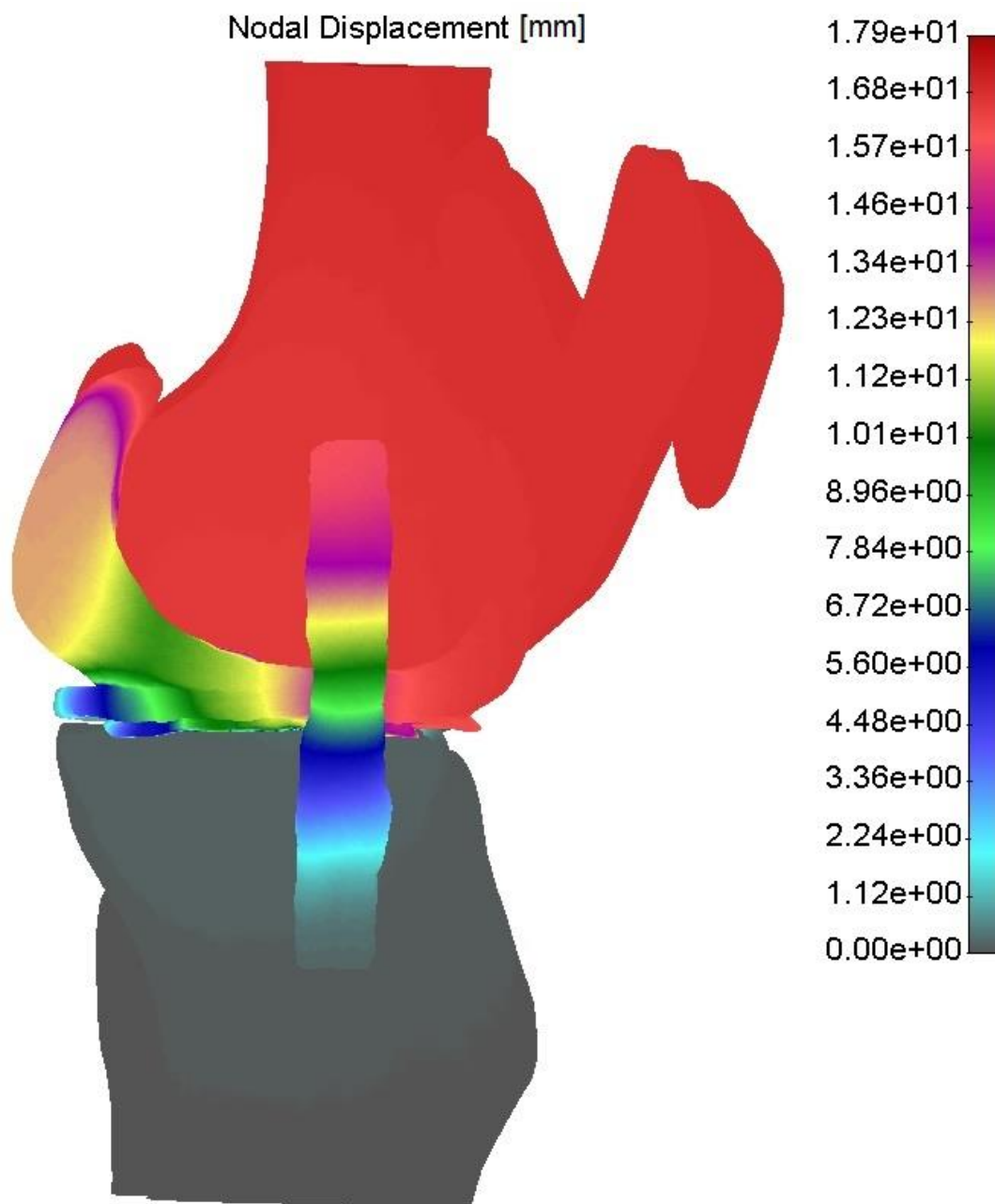
Табела 3. – Параметри корака за прорачун

Време [s]	Притисак [МПа]
0,2	0,0558
0,4	0,0689
0,6	0,27
0,8	0,51
1	0,57
1,2	0,67
1,4	0,98
1,6	0,69
1,8	0,31
2	0,00402

7. РЕЗУЛТАТИ

У овом кораку биће приказане добијене вредности у кораку када је притисак максималан.

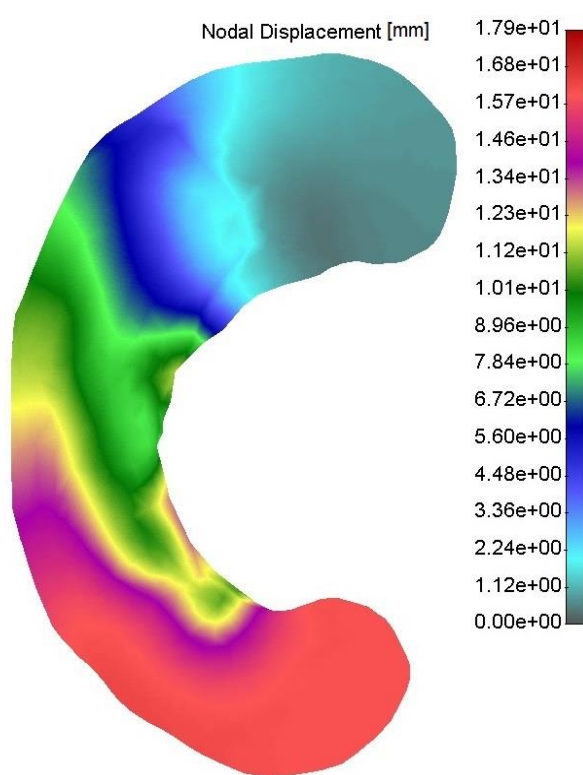
На слици 61, приказана је деформација колена. Максимална деформација је на бутној кости, што је и очекивано, пошто је на њој задато оптерећење. Голењача се није деформисала, што је такође било очекивано.



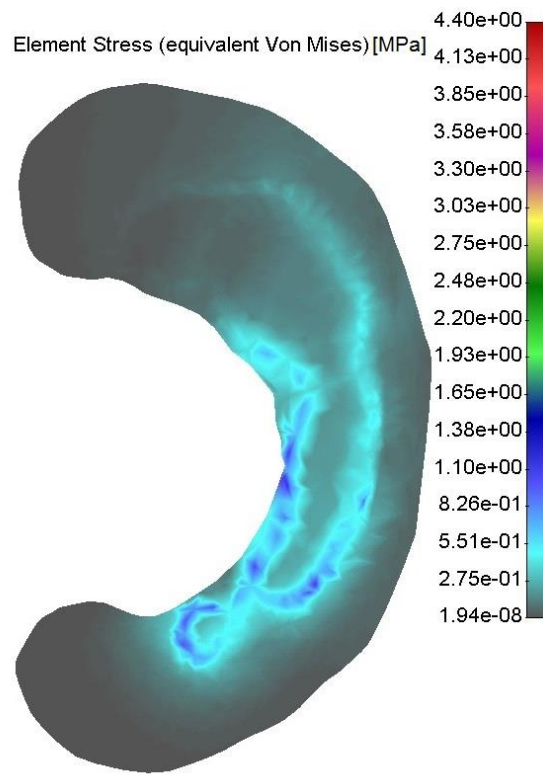
Слика 61. – Деформација колена

Менискус и лигаменти трпе највеће оптерећење, и њихова улога у човековом организму је да буду стабилизатори и апсорбују део оптерећења. У оквиру ове тачке биће приказани резултати померања и напона за менискусе, као и за лигаменте, укрштене и колатералне.

На сликама 62 и 63 приказана су померања и напони у менискусу.



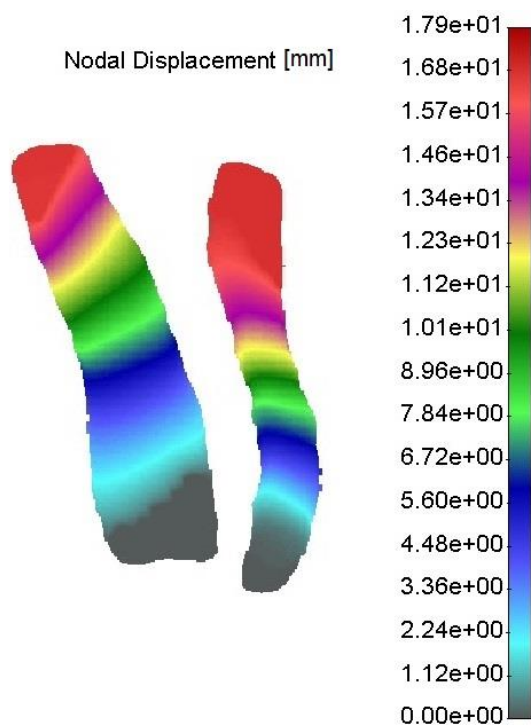
Слика 62. – Деформација менискуса



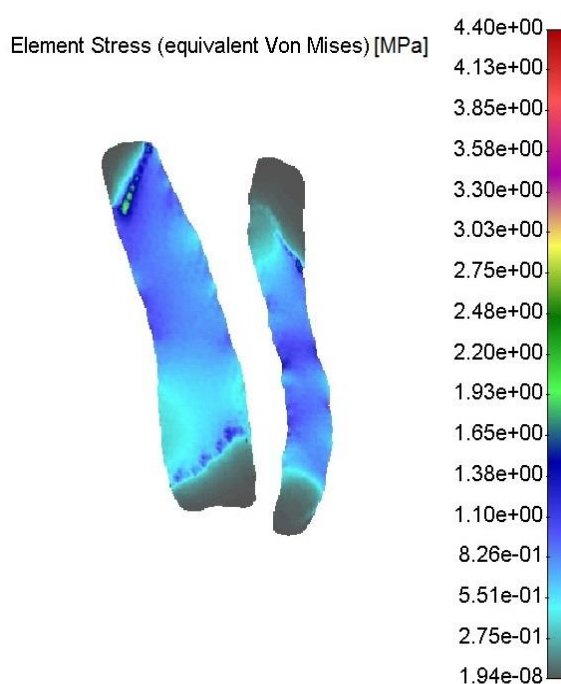
Слика 63. – Напони у менискусу

Највећи напон на менискусу јесте на месту контакта хрскавица и менискуса, износи око 1.5 МПа.

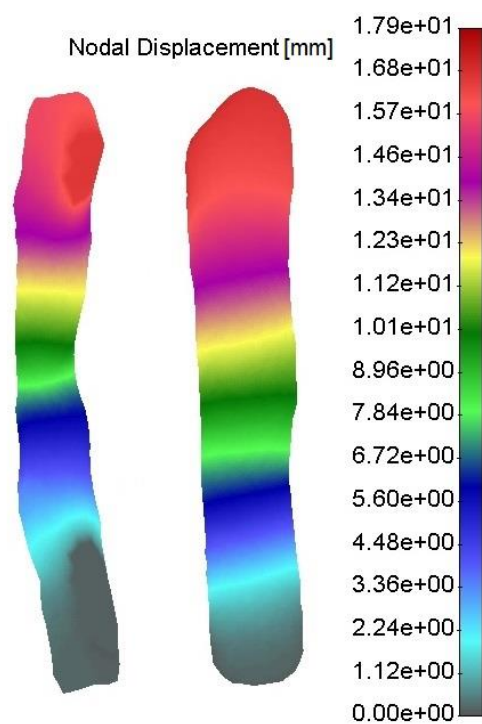
На сликама 64 и 65 приказане су вредности померања и напона за предњи и задњи укрштени лигамент. На сликама 66 и 67 приказане су вредности померања и напона за колатералне лигаменте.



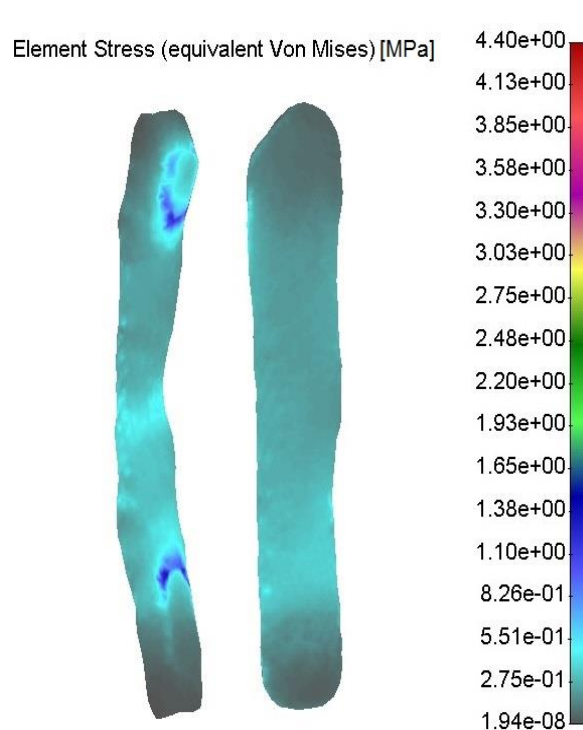
Слика 64. – Деформација укрштених лигамената



Слика 65. – Напони на укрштеним лигаментима



Слика 64. – Деформација колатералних лигамената



Слика 65. – Напони на колатералним лигаментима

Максимални напон код укрштених и колатералних лигамената је на месту контакта лигамента и одговарајуће кости. Код укрштених лигамената је добијен већи напон него код колатералних и он износи око 2.5 МПа. Код колатералних максимални напон је око 1.5 МПа. Добијене вредности су складу у рангу вредности које су пронађене у литератури.

8. ЗАКЉУЧАК

Налазимо се у периоду свакодневног технолошког напретка. Сваког дана се долази до нових информација, које описују људски организам и његово функционисање. Циљ је у наредним деценијама развити технологију у тој мери, да сваки појединац добије терапију која у потпуности одговара његовом организму и степену повреде. Да би то било могуће, неопходно је потпуно познавање механизма повреда, њиховог настанка и процеса прогресије.

Моделирање помоћу рачунара и испитивање модела на различита оптерећења има велику предност у односу на традиционалне методе јер је овај начин неинванзиван. На основу мерења одређених параметара код пацијената, добијамо улазне податке који се користе приликом прорачуна. Међутим, постоје и одређени недостаци. Време потребно да се направи модел колена пацијента је дуго, што представља проблем када је неопходно урадити прорачун за више пацијената. Такође, проблем је и то, што материјални подаци који се користе за прорачун зависе од много индивидуалних фактора, а тренутно је пракса да се подаци узимају из литературе, што утиче на резултате.

Како се добијени резултати налазе у рангу резултата који се могу наћи у литератури, то значи да је модел верно урађен и омогућава нова испитивања у будућности.

ЛИТЕРАТУРА

- [1] Abernethy B., Hanrahan J. S., Kippers V., Mackinnon L., Pandy G. M., Biofizičke osnove ljudskog pokreta, DATA STATUS, Beograd, 2012.
- [2] www.traumacenter.it , приступљено 1.6.2015.
- [3] www.buzzle.com , приступљено 2.6.2015.
- [4] Gilroy M. A., MacPherson R. B., Ross M. L., Atlas anatomije, DATA STATUS, Beograd, 2010.
- [5] www.americanmedicalcoding.com , приступљено 31.5.2015.
- [6] Бошковић М., Анатомија човека дескриптивна и функционална, Медицинска књига, Београд – Загреб, 1982
- [7] <http://kneeortho.org> , приступљено 4.6.2015
- [8] <http://www.spineorthopedicnm.com> , приступљено 4.6.2015
- [9] <http://www.hipcenterofwisconsin.com> , приступљено 4.6.2015
- [10] <http://www.healthpages.org> , приступљено 4.6.2015
- [11] <http://www.bodytrainer.tv/en/home/information/joints.html> , приступљено 4.6.2015
- [12] Анђелковић И., Стајковац А., Илић А., Анатомија и физиологија, Завод за уџбенике, Београд
- [13] <http://biomechanical.asmedigitalcollection.asme.org/> , приступљено 1.6.2015.
- [14] www.interactelsevier.com/netter
- [15] Nenad Filipović et al., Biomechanical Modeling of Knee for Specific Patients with Chronic Anterior Cruciate Ligament Injury, ComSIS Vol. 10, No. 1, January 2013
- [16] A. Soni et al., Effect of muscle contraction on knee loading for a standing pedestrian in lateral impacts, Department of Mechanical Engineering Indian Institute of Technology Delhi, India, Paper Number 07-0458
- [17] J.G. Tseng et al., Normal Mode Analysis of a Human Fibula, Life Science Journal 2014; 11(12) :711-718]. (ISSN:1097-8135)
- [18] van Jonbergen et al., Differences in the stress distribution in the distal femur between patellofemoral joint replacement and total knee replacement: a finite element study, Journal of Orthopaedic Surgery and Research 2012, 7:28
- [19] A.R. Hopkins et al., Finite element analysis of unicompartmental knee arthroplasty, Medical Engineering & Physics 32 (2010) 14–21