



УНИВЕРЗИТЕТ У НИШУ
МАШИНСКИ ФАКУЛТЕТ



Никола М. Витковић

**Реверзни инжењеринг дугих костију човека
заснован на морфометријским параметрима**

Докторска дисертација

Ниш, 2016



UNIVERSITY OF NIŠ
FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING



Nikola M. Vitković

**Reverse engineering of human long bones based
on morphometric parameters**

Doctoral dissertation

Niš, 2016

Mojoj porodici...

Реч аутора

Артур Дент, један од јунака књиге „Аутостоперски водич кроз галаксију“ аутора Дагласа Адамса у покушају да спречи рушење своје куће (стајала је на путу изградње модерне саобраћајнице) легао је у кашику булдожера и није хтео да се помери све док он и његов пријатељ, нису убедили оне који су му рушили кућу да је свеједно да ли је он ту, или није, ако они замисле да је он имагинарно ту. У току израде дисертације осећао сам се као јунак поменуте књиге, јер било је толико изазова који су претили да сруше рад на истраживању, све док нисам схватио уз помоћ мог ментора др Мирослава Трајановића - Траје (ако смем тако да га назовем, и свог пријатеља), да изазови могу и без мене, ако их убедим да се са њима борим, а ја без дисертације не могу, јер њен завршетак ствара раскрсницу нових путева, а не руши оно што сам до сада изградио.

Наравно, да би дисертација била завршена било је потребно пуно подршке и савета од стране чланова комисије, колега, пријатеља, и свих других који су на неки начин допринели да дисертација буде креирана онако, како је и презентована у овом раду. Изоставио бих неког сигурно када би кренуо са навођењем имена, тако да ћу им једноставно рећи хвала.

Међутим, морам да споменем неке људе који су ми помогли да постанем оно што сам, и који су увек ту кад год су ми потребни.

Моја супруга, Ирена, ме је непрестано бодрила, гурала, и коначно натерала да урадим оно што треба. Мислим да никад нећу моћи довољно да јој се захвалим на свему ономе што је урадила, јер, без ње, овај рад, као и све остало у мом животу, не би било могуће остварити. Хвала јој на свему.

Мојој деци, Милицы и Петри, дугујем захвалност за непресушни извор инспирације и подршке који су ми пружали. Такође, желим да им се захвалим што су ме држале „будним“ да би могао да радим, и да креирам и остварујем нове идеје.

Мојој мајци Лили, сестри Ани и баба Мири за сву подршку током свих ових година.

Мом брату Бобану, који ми је увек помагао када треба, па и када сам мислио да ми помоћ није потребна.

Посебну захвалност дугујем својој оцу Мирославу, који одавно није са нама, али све оно што је усадио у мене, водило ме је свих ових година и дало снагу да стигнем где сам сада.

ПОДАЦИ О МЕНТОРУ И ЧЛАНОВИМА КОМИСИЈЕ

Ментор

др Мирослав Трајановић, редовни професор Машинског факултета Универзитета у Нишу,
ужа научна област: Производни системи и технологије,

Чланови комисије

др Миодраг Манић, редовни професор Машинског факултета Универзитета у Нишу, ужа
научна област: Производни системи и технологије

др Милорад Митковић, Дописни члан САНУ, редовни професор Медицинског факултета
Универзитета у Нишу, ужа научна област: Хирургија са ратном хирургијом - Ортопедија
и трауматологија

др Стојанка Арсић, ванредни професор Медицинског факултета Универзитета у Нишу,
ужа научна област: Анатомија/неуронауке

др Љиљана Радовић, ванредни професор Машинског факултета Универзитета у Нишу,
ужа научна област: Математика и информатика

Датум одбране: 18.03.2016.

РЕЗИМЕ

У савременој медицини континуално се развијају нове и унапређују постојеће методе креирања геометријских модела хуманих костију. У основи, већина метода као улазне податке користе медицинске слике добијене са различитих уређаја (медицинских скенера). Ови уређаји се могу поделити на уређаје који омогућавају формирање 2Д слика објекта скенирања као што су рендген (енг. X-ray), или стандардни 2Д ултразвук (енг. ultrasound) и на уређаје који омогућавају формирање 3Д слика (волуметријских модела), као што су компјутерска томографија (енг. Computed Tomography - CT) или магнетна резонанца (енг. Magnetic Resonance Imaging - MRI). Над тако добијеним подацима се могу вршити различите врсте обрада, а као резултат се добијају адекватни геометријски модели костију човека који се могу искористити у разне сврхе, као што су : преоперативна припрема и симулација ортопедских интервенција, обука студената медицине и лекара на специјализацији из ортопедије, производња остеофиксационог материјала, анализа напонских и деформационих стања склопа кости и имплантата, итд.

Опис проблема: Приликом креирања модела костију на основу података добијених са медицинских скенера могу се издвојити два изражена случаја која онемогућавају њихово правилно формирање. Оба случаја су везана за непотпуне податке о морфологији и геометрији хумане кости, иако је разлог недостатка података различит.

У првом случају волуметријски скенери нису доступни, или се не могу употребити због одређених разлога, као што су: пацијент се не сме зрачити високом количином зрачења, неисправан уређај, установа не поседује одговарајући скенер, метални имплантати у телу пацијента и слично. У таквим случајевима се приступа снимању употребом других уређаја као што су рендген или ређе ултразвук. Као излаз из таквог процеса добија се једна или евентуално две 2Д слике (ако је апарат дигиталан) или филм ако се користи аналогни рендген апарат. Потпуна 3Д визуелизација кости се тешко може реализовати на основу 2Д слика, па се данас у свету развијају методе које на основу једне или више 2Д слика омогућавају креирање довољно прецизних 3Д геометријских модела костију.

Други случај се односи на немогућност креирања снимка комплетне кости. Овај случај није везан за аквизицију података о костима са медицинских слика (мада може бити), већ је углавном условљен здравственим стањем пацијента. Такви случајеви су на пример: вишеструке фрактуре кости, остеопороза, разна друга акутна и хронична обољења и слично. На основу парцијалног снимка кости хирург није у могућности да на

правилан начин планира процедуру оперативног захвата, што захтева да се неке оперативне одлуке морају донети током извођења операције.

Циљ истраживања: Главни циљ дисертације био је формирање методе која би омогућила креирање геометријског модела комплетне кости на основу потпуних улазних података о костима пацијената, као и на основу непотпуних података (без обзира на узрок недостатка података), а која би у многоме побољшала процес припреме, планирања и извођења ортопедских операција.

Предмет истраживања: Предмет истраживања у оквиру дисертације су методе реверзног инжењеринга које се могу применити за добијање 3Д геометријског модела хуманих других костију директно са радиолошких снимака, како у условима потпуних, тако и непотпуних улазних података.

Резултат истраживања: Као резултат примењеног истраживања формирана је метода анатомских ентитета (енг. Method of Anatomical Features - MAF), чија примена омогућава реализацију дефинисаног циља истраживања. MAF уводи нов приступ за опис геометријских ентитета хуманих костију заснован на анатомским оријентирима. MAF омогућава креирање 3Д геометријских модела и параметарских модела костију. Главни циљ примене MAF методе је креирање 3Д геометријских модела комплетних костију, као и недостајућих делова костију високе геометријске прецизности и анатомске тачности, чак и у случајевима када снимак кости пацијента није комплетан. На основу напред реченог, може се закључити да је MAF универзални метод за креирање различитих геометријских модела костију у целини или делова костију.

Верификација и примена резултата истраживања: Ради верификације MAF-а креирани су разни типови геометријских модела (полигонални, површински, запремински, параметарски) одређених костију човека. Сви до сада креирани геометријски модели су задовољили потребну прецизност, у геометријском и анатомском смислу, која је дефинисана кроз научну литературу. У овом истраживању дати су примери креираних геометријских модела фемура и тибије, али током истраживања креирани су геометријски модели и других костију (фибула, хумерус, мандибула, итд.). Међутим, MAF је што директно, а што индиректно (примењени су геометријски модели костију креирани MAF-ом) примењен и у друге сврхе. То су карактеристични случајеви који се могу јавити у клиничкој пракси, као што је израда прилагођеног имплантата грудне кости (лат.sternum), употреба MAF-а за израду параметарског модела унутрашњег фиксатора по Митковићу, примена методе коначних елемената за анализу оптерећења склопа кости фемура и унутрашњег фиксатора по Митковићу, примена у изради прототипа апликације за симулацију ортопедских операција, и друго.

Закључак: На основу свега наведеног може се закључити да резултати истраживања приказани у овом раду представљају знатан научни допринос који у великој мери доприноси побољшању метода које се користе у реверзном инжењерингу и геометријском моделирању дугих костију човека.

Кључне речи: геометријски модели, реверзни инжењеринг, параметарски модел, полигонални модел, површински модел, запремински модел, СТ, MRI, кост, морфометријски параметри

Научна област: Техничко-технолошке науке

Ужа научна област: Производни системи и технологије

УДК: 004.925.8:611.71(043.3)
621:004.89]:61(043.3)

Класификациони број: T210.T130.B001.B110

ABSTRACT

Development of new and improvement of existent methods of creating geometrical models of human bones is a continual process in modern medicine. Basically, most methods use medical images obtained from various devices (medical scanners) as input data. These devices can be classified into those which enable forming of 2D images of scanned object, such as X-ray or 2D ultrasound, and those which enable creation of 3D images (volumetric models), such as Computed Tomography (CT) or Magnetic Resonance Imaging (MRI). Different types of processing can be performed on obtained data, resulting in adequate geometrical human bone models which can be used for various purposes, including: preparation and simulation of orthopedic interventions, students' and doctor's training to perform orthopedic interventions, production of osteo-fixational material, analysis of stress and strain of assembly of bones and implants.

Problem description: While creating bone models based on data acquired from medical scanners, two distinct cases which prevent their proper forming can be isolated. Both cases are related to incomplete data of morphology and geometry of human bone, but with different reasons for data deficiency.

In the first case, volumetric scanners are not available, or cannot be used for specific reasons, e.g.: patient must not be treated with high level radiation, faulty device, institution doesn't possess adequate scanner, patients with metal implants, and such. In these cases, devices such as X-ray or, less often, ultrasound are used. The outcome of this process is one or eventually two 2D images (if the device is digital), or film (if analog X-ray apparatus is used). Complete 3D bone visualization can be difficultly accomplished on the basis of 2D data, so methods which enable creation of 3D geometrical bone models based on one or more 2D images are developed today.

The second case refers to inability to create an image of complete bone. This case isn't connected to acquisition of bone data from medical images (although it can be), but it is mostly conditioned by health state of the patient. Example of these cases include: multiple bone fractures, osteoporosis, other diverse acute and chronic diseases and such. Surgeons aren't able to properly plan surgical procedures based on a partial image; consequently, certain surgical decisions have to be made during the very surgery.

Goal of research: The main goal of the dissertation has been to form a method which would enable creation of complete geometrical bone model based on both complete and incomplete entrance data of patients' bones (regardless the cause of data deficiency), and which would also

greatly contribute to the process of preparation, planning and performance of orthopedic surgeries.

Research Subject: Research subject of the dissertation are methods of reverse engineering which can be applied to obtain 3D geometrical models of the human long bones directly from radiology images, whether the data is complete or incomplete.

Research result: Method of Anatomical Feature – MAF is formed as the result of applied research whose application enables realization of the goal of research. MAF introduce a new approach to describe geometrical entities of human bones, based on anatomical landmarks/ guide lines. MAF enables creation of 3D geometrical models and parametric point bone models. The main goal of application of MAF is to create 3D geometrical models (of whole bones, as well as of the missing bone parts) of high geometrical accuracy and anatomical correctness, even in cases when the bone data is incomplete. Based on afore mentioned, we can conclude that MAF is a universal method to create different geometrical models of bones or bones' parts, which means that an adequate model can be created depending on the current situation (need, case).

Verification and application of research results: Various types of geometrical models (polygonal, surface, volumetric, parametric) of certain bones of human body have been created to verify MAF. All created geometrical models have satisfied necessary accuracy in geometrical and anatomical terms, which is defined in scientific literature. This paper provides examples of created geometrical models of femur and tibia bones; however, more geometrical models of other bones (fibula, humerus, mandible, etc.) have been created during this research. Nevertheless, MAF has been, both directly and indirectly (geometrical models of bones created with MAF have been used) applied for other purposes. These are characteristic cases which can appear in clinical practice, some of which are: case of creation of customized sternum implant, use of MAF to create parametric model of internal fixator by Mitkovic, application of Finite Element Method (FEM) to analyze stress and strain of femur bone and internal fixator by Mitkovic, use in application prototype for the simulation of orthopedic surgeries, etc.

Conclusion: Based on everything stated above, conclusion follows that research results presented in this paper display a significant scientific contribution which greatly contributes to improvement of methods used in reverse engineering and geometrical modeling of long bones of skeletal-joint system in humans.

Keywords: geometrical models, reverse engineering, parametric model, polygonal model, surface model, volume model, CT, MRI, human bone, morfometric parameters

Scientific field: Technical-Technological sciences

Specific scientific field: Production systems and technologies

UDC: 004.925.8:611.71(043.3)
621:004.89]:61(043.3)

Classification number: T210.T130.B001.B110

САДРЖАЈ

1	Увод	15
1.1	Геометријски модели и њихова примена.....	16
1.2	Опис проблема.....	17
1.3	Циљ и предмет истраживања	19
1.4	Развијено решење	19
1.5	Структура доктората.....	20
2	Преглед стања истраживања.....	21
2.1	Примена геометријских модела	21
2.2	Креирање 3Д модела костију методама заснованим на потпуним подацима о кости/ма	24
2.3	Креирање 3Д модела костију на основу непотпуних података о геометрији костију	29
3	Основе анатомије дугих костију ноге.....	31
3.1	Морфолошко-функционалне одлике дугих костију доњег екстремитета.....	33
3.2	Фемур (бутна кост).....	33
3.3	Тибија (Голењача)	36
3.4	Фибула (Лисњача)	38
4	Креирање геометријских модела костију методом анатомских ентитета.....	39
4.1	Примена MAF-а	49
4.1.1	Реконструкција геометријског модела кости на основу волуметријског снимка 50	
4.1.2	Реконструкција геометријског модела кости употребом параметарског модела 52	
4.2	Примена MAF методе на примеру конструисања геометријских модела конкретних костију	54
4.2.1	Примерци костију коришћени у поступку креирања MAF методе	54
4.2.2	Процес развоја непараметарских геометријских модела	54
4.2.3	Полигонални модел костију човека	55
4.2.3.1	Креирање полигоналног модела кости човека	55
4.2.4	Креирање CAD модела кости човека	56
4.2.5	Референтни геометријски ентитети на примеру фемура.....	58
4.2.5.1	Референтни геометријски ентитети и површински модел на примеру фемура59	
4.2.5.1.1	Утврђивање А-Р равни и правца	59
4.2.5.1.2	Центар главе фемура (p_cfh).....	60

4.2.5.1.3	Тачке латералног и медијалног епикондилуса (p_les, p_mes).....	60
4.2.5.1.4	Оса дисталног крајка фемура.....	61
4.2.5.1.5	Тачка интеркондиларне фосе (p_icof).....	62
4.2.5.1.6	Утврђивање L-M равни и правца.....	62
4.2.5.1.7	Механичка оса.....	62
4.2.5.1.8	Инфериорне /доње/најниже тачке латералног и медијалног кондила (p_lc, p_mc).....	62
4.2.5.1.9	Крива-водиља тела фемура.....	62
4.2.5.1.10	Тежишне тачке тела фемура.....	63
4.2.5.1.11	Инфериорна/доња ivica трохантерског региона фемура.....	64
4.2.5.1.12	Крива-водиља врата фемура.....	65
4.2.5.1.13	Оса кондила.....	66
4.2.6	Референтни геометријски ентитети и површински модел тибије.....	67
4.2.6.1	Метода ротационих равни.....	68
4.2.6.2	Метода карактеристичних зона/делова.....	70
4.2.6.3	Анализа тачности креираног модела.....	71
4.3	Параметарски модели дугих костију.....	74
4.3.1	Параметарски модел фемура.....	74
4.3.1.1	Пример креирања параметарских функција.....	77
4.3.1.2	Анализа одступања координата тачака.....	80
4.3.2	Параметарски модел проксималног крајка тибије.....	82
4.3.2.1.1	Анализа добијених резултата.....	83
4.3.3	Завршне напомене о параметарским моделима костију.....	84
4.4	Примена параметарских модела костију.....	84
5	Примери употребе MAF методе.....	86
5.1	Кастомизовани имплантат стернума.....	86
5.1.1	Поступак реверзног моделирања.....	86
5.1.2	Израда прототипа имплантата поступком 3Д штампања.....	89
5.1.3	Израда калупа.....	90
5.1.4	Примена и резултати примене решења.....	92

5.2	Метод конструисања параметарског 3Д модела унутрашњег динамичког фиксатора тибије по Митковићу типа TPL	93
5.2.1	Медицински аспект употребе унутрашњег фиксатора за тибију по Митковићу	93
5.2.2	Опис методе геометријског конструисања параметарског 3Д модела унутрашњег динамичког фиксатора по Митковићу типа ТПЛ	96
5.3	Креирање мреже коначних елемената на примеру склопа фемура и фиксатора по Митковићу	102
5.4	Прототип апликације за симулацију ортопедских операција	107
6	Закључак	109
	Литература.....	112

1 Увод

Данас се у свету, а и код нас, развијају нове и унапређују постојеће методе креирања геометријских модела¹ хуманих костију, у циљу конструисања што квалитетнијих и прецизнијих модела, како у анатомском, тако и у геометријском смислу. У основи, већина метода као улазне податке користе медицинске слике добијене уз помоћ различитих уређаја. Ови уређаји се могу поделити на уређаје који омогућавају формирање 2Д слика објекта скенирања као што су рендген (енг. X-ray), или стандардни 2Д ултразвук (енг. ultrasound) и на уређаје који омогућавају формирање 3Д слика (волуметријских модела), као што су компјутерска томографија (енг. Computed Tomography - CT) или магнетна резонанца (енг. Magnetic Resonance Imaging - MRI). Са таквим подацима се могу вршити различите врсте обрада, а као резултат се добијају адекватни геометријски модели костију човека. За обраду медицинских слика могу се користити специјализовани комерцијални софтверски пакети који омогућавају 3Д визуелизацију одређених делова људског тела, али је њихова цена изузетно висока. Типичан пример оваквог софтвера је Materialise Mimics који је намењен сегментацији медицинских слика (нпр. CT и MRI) у циљу креирања прецизних 3Д анатомских модела људског тела. 3Д геометријски модели креирани датим софтверским решењима се могу употребити за даљу обраду коришћењем САД (енг. Computer Aided Design) софтверских пакета, производњу коштаних имплантата адитивним технологијама (енг. Additive Technologies - AT), планирање ортопедских операција и друго. Као алтернатива комерцијалним софтверским решењима појављују се апликације отвореног кода које нуде мањи обим могућности или су уско специјализоване за одређену анатомску регију, али су зато бесплатне и пружају могућност надоградње према сопственим потребама. Пример програмског оквира за креирање апликација које раде са сликама у DICOM² формату (енг. Digital Imaging and Communications in Medicine) је ClearCanvas. Оваква решења се често развијају у научним установама, као резултат примене научних истраживања.

Заједничка карактеристика описаних софтверских пакета јесте да они нуде одговарајући вид визуелизације медицинских информација у виду 2Д или 3Д геометријских модела скелета човека и меког ткива. Ортопедски хирурзи на основу приказаних модела могу да детектују проблем (фрактуру или коштани дефект на одређеној кости и слично) и одреде одговарајућу терапију за датог пацијента. Такође,

¹ Геометријски модел – Математички дефинисан опис физичких облика. Могу бити дефинисани као тродимензионални и/или дводимензионални.

² DICOM – Стандард за размену графичких и текстуалних података у медицини.

постоји и могућност манипулације са остеофиксационим (остеосинтетским) материјалом и одређивање потребног фиксатора за одређену кост и тип прелома, у циљу планирања и припрема оперативног захвата.

1.1 Геометријски модели и њихова примена

За ортопедске хирурге правилна припрема оперативних захвата, као и њено адекватно извођење, представља елемент од великог значаја који умногоме може да утиче на ток и исход операције, као и на време опоравка пацијента. Уколико су геометријски модели хуманих костију анатомски и геометријски прецизнији, то ће и припрема и извођење операције бити успешније. Ради креирања прецизних геометријски модела костију, а који су уједно и аналогни њиховом анатомском облику, могу се осим медицинског софтвера користити и CAD пакети. Типови модела који се могу креирати поменути софтверима су:

- Модел података (DICOM) - Модел у DICOM формату се креира најчешће на медицинским уређајима за скенирање (нпр. СТ и MRI) и као такав се знатно користи у софтверским пакетима који служе за визуелизацију добијених података (Materialise Mimics, 3D Doctor, Vitrea, и други).
- Модел облака тачака - Модел који се користи у CAD софтверским пакетима. Најчешће дефинише обвојницу модела (нпр. кости и мишића), а састоји се од просторно распоређених тачака. Код оваквих модела нема никакве релације између појединих тачака, као ни релације између тачака и анатомских ентитета. Једини геометријски ентитет о коме се чувају подаци у моделу су тачке на површини (или дуж запремине ако је могуће и потребно) датог објекта.
- Полигонални модел - Најчешће примењиван модел у рачунарској графици. Модел садржи податке о тачкама на површини објекта и полигонима (обично троугловима) који спајају суседне тачке. Скуп свих полигона би требао да затвара запремину која одговара запремини моделираног објекта. Овакви модели су апроксимативни јер су полигони равни, па не могу добро да апроксимирају закривљене површи. Због грешака при снимању и грешака у алгоритму за израду полигоналног модела, често се јављају пукотине у моделу, тако да добијени модел није затворен. Ово захтева ручно оздрављивање модела. Један од често примењиваних формата записивања оваквих модела је STL (енг. Stereo Litography) формат. Овај модел је оптималан са аспекта исцртавања и обраде, јер су графичке картице рачунара предвиђене за рад са оваквим моделом.

- Површински модел - Модели код којих је обвојна површина објекта дефинисана математичком функцијом или полигонима полигоналног модела. Математички дефинисани модели много боље апроксимирају закривљене објекте него полигонални модели. Могуће је остварити релацију између анатомског ентитета и геометријских ентитета. Математички дефинисани површински модели могу бити креирани на основу полигоналног модела, употребом одговарајућих софтверских алата и метода.
- Запремински модели - Модели који осим површине, дефинишу и запремину коју та површина обухвата. Запремински модели могу бити дефинисани запреминским елементима (паралелопипед, тетраедар, и слично) и највећу употребу имају у адитивним технологијама за израду прототипова (најчешће конверзијом у STL формат), за анализу методом коначних елемената, у медицини за приказ унутрашње структуре костију, мишића и слично.
- Параметарски модели - Параметарски модели су геометријски модели објекта код којих је геометрија објекта дефинисана коначним бројем параметара. Променом вредности параметара, могућа је промена облика и димензија објекта, са тим да топологија остаје иста. Параметарски модели се успешно примењују у CAD-у дуги низ година.

Употреба полигоналних и површинских модела костију омогућава симулацију ортопедских операција у смислу правилног постављања остеофиксационог материјала на површину кости и одређивања положаја завртњева и других везивних елемената. Запремински модели омогућавају употребу методе коначних елемената за анализу оптерећења костију као и склопа костију и остеофиксационог материјала. Такође, сви напред наведени модели се могу трансформисати у одговарајуће моделе (полигоналне моделе у STL формату) погодне за израду презентационих модела адитивним технологијама.

1.2 Опис проблема

Приликом креирања модела костију на основу података добијених са медицинских скенера могу се издвојити два изражена случаја која онемогућавају њихово правилно формирање. Оба случаја су везана за непотпуне податке о топологији³, односно

³ Топологија је наука која се у рачунарској графици бави проблемима дефинисања облика објеката и њихових односа. Једна од дефиниција је и да топологија проучава карактеристике објеката које се не мењају

морфологији⁴ и геометрији хумане кости, иако разлог недостатка података може бити различит. На слици 1. су приказани примери случајева који се могу јавити приликом снимања пацијента на СТ скенеру.



Слика 1. Могућности снимања пацијента на СТ скенеру

У првом случају волуметријски скенери нису доступни, или се не могу употребити због одређених разлога као што су: пацијент се не сме зрачити високом количином зрачења, неисправан уређај, установа не поседује одговарајући скенер, метални имплантати у телу пацијенту и слично. У таквим случајевима се приступа снимању употребом других уређаја као што су рендген или ређе, ултразвук. Као излаз из таквог процеса добија се једна или евентуално две 2Д слике (ако је апарат дигиталан) или филм ако се користи аналогни рендген апарат. Потпуна 3Д визуелизација кости се тешко може реализовати на основу 2Д слика, па се данас у свету развијају методе које на основу једне или више 2Д слика омогућавају креирање довољно прецизних⁵ 3Д геометријских модела костију.

Други случај се односи на немогућност креирања снимка комплетне кости. Овај случај није везан за аквизицију података о костима са медицинских слика (мада може

приликом њиховог деформисања (круг се може деформисати у елипсу, али се ова два елемента могу сматрати тополошки сличним).

⁴ У анатомији морфологија- реч настала од грчке речи морфос /форма тј. облик проучава облик, величину и структуру неког органа нпр. кости.

⁵ Термин довољно прецизни је употребљен јер се за различите намене тражи и различита геометријска прецизност модела кости.

бити), већ је углавном условљен здравственим стањем пацијента. Такви случајеви су на пример: вишеструке фрактуре кости, остеопороза, разна друга акутна и хронична обољења и слично. На основу парцијалног снимка кости, хирург није у могућности да на правилан начин планира процедуру оперативног захвата, што захтева да се неке оперативне одлуке морају донети током извођења операције.

1.3 Циљ и предмет истраживања

Главни циљ дисертације био је формирање методе која би омогућила креирање геометријског модела комплетне кости на основу потпуних улазних података о костима пацијената, као и на основу непотпуних података (без обзира на узрок недостатка података) а која би умногоме допринела процесу припреме, планирања и извођења ортопедских операција. Ортопедски хирурзи (ортопеди) би добили могућност рада са моделом комплетне кости, чиме се квалитет оперативног захвата подиже на виши ниво због: једноставнијег процеса припреме за постављање остеофиксационог материјала, прецизнијег одређивања правилних димензија и облика имплантата и обраде вишеструких фрактура - лакше међусобно позиционирање делова кости, јер је познат њен коначан облик, и слично.

Различите примене геометријског модела захтевају да се поред геометријских ентитета препознају и дефинишу и анатомски ентитети костију (анатомски делови кости и анатомски оријентири). Из тог разлога било је потребно направити чврсту корелацију између геометријских и анатомских ентитета одређене хумане кости. Као што је већ напоменуто класичне методе CAD моделирања могу бити примењене и за креирање геометријских модела хуманих костију, при чему треба обратити посебну пажњу на поштовање тополошких и анатомско/мофолошких карактеристика.

Предмет истраживања у оквиру дисертације су методе реверзног инжењеринга које се могу применити за добијање 3Д геометријског модела хуманих дугих костију директно са радиолошких снимака, како у условима потпуних, тако и непотпуних улазних података.

1.4 Развијено решење

У оквиру ове дисертације развијена је метода анатомских ентитета (енг. Method of Anatomical Features - MAF) која је омогућила реализацију циљева дефинисаних у 1.3. MAF уводи нови приступ за опис геометријских ентитета хуманих костију заснован на анатомским оријентирима. Употребом MAF-а могуће је креирати моделе облака тачака, површинске и запреминске моделе костију. Главни циљ примене MAF методе је креирање 3Д геометријских модела комплетних костију, као и недостајућих делова костију високе

геометријске прецизности и анатомске тачности, чак и у случајевима када снимак кости пацијента није комплетан (недостатак описан раније у тексту). Такође, MAF се може применити и за дефиницију геометрије унутрашњих фиксатора, као што је и приказано у овом докторату.

1.5 Структура доктората

На основу тежње да се сви методи јасно прикажу, као и да се да увид у научне основе на којима су дате методе засноване, овај докторат је подељен на одређене делове. У првом делу дат је преглед стања истраживања у области креирања геометријских модела дугих костију човека, као и могућностима употребе овако добијених модела. У наредном делу даје се увид у анатомију дугих костију човека, као основе методе анатомских ентитета. Након описа анатомије дугих костију доњег екстремитета, дат је приказ MAF методе и њених карактеристика. У следећем делу рада, описана је употреба MAF методе за креирање геометријских модела (полигоналних, површинских и запреминских) дугих костију човека и то: бутне кости (фемура), голењаче (тибије). Приказ примене MAF методе за развој параметарског модела костију фемура и тибије дат је у наредном поглављу дисертације. На крају рада, дат је приказ директне примене дефинисаних метода за креирање разних модела, од виртуелних и физичких геометријских модела костију, до симулационих модела за анализу употребом методе коначних елемената.

2 Преглед стања истраживања

У овом делу доктората биће приказана анализа стања истраживања на пољу примене и начинима креирања геометријских модела костију. Сама примена модела у различитим областима науке и технике, захтева примену разних метода за њихово креирање, и то на основу волуметријских и дводимензионалних медицинских слика, односно, на основу комплетних и некомплетних улазних модела костију.

2.1 Примена геометријских модела

Геометријски модели костију човека су од високог значаја у савременој медицини, као и у антропологији и другим сродним наукама. Могућности примене високо квалитетних геометријских модела који, по својим геометријским, тополошким, анатомским и морфолошким карактеристикама, одговарају физичким моделима костију људског скелета, су разноврсне. Компјутерски потпомогнута хирургија (енг. Computer-Assisted Surgery - CAS) представља једну од најчешћих примена рачунарски генерисаних геометријских модела, као што наводе Adams и сар. [1]. Примена геометријски прецизних модела омогућава правилну припрему и извођење операције уз употребу одговарајуће рачунарске и друге технике и софтверских алата, и смањује могућност појаве грешке. Основне компоненте CAS-а могу бити: конзола којом управља хирург и преко које управља механичким компонентама (нпр. роботска рука); механичка рука са ендоскопском камером и хируршким инструментима; помоћна опрема (пумпице, сензори, итд.). Осим модела костију, у CAS-у је потребно израдити и моделе мишића и других ткива, како би комплетна процедура припреме и извођења операције била максимално испоштована. Компаративни приказ конвенционалних метода и CAS-а дат је у раду Băthis и сар. [2]. На основу чињеница изнетих у овом раду, може се закључити да нова техника извођења оперативних захвата, односно, хируршких интервенција, може значајно побољшати квалитет самог захвата, као и значајно унапредити опоравак пацијента. У истом раду је приказана и примена CAS-а у тоталној ортопластици колена - обнова лигамената (енг. Total Knee Arthroplasty - ТКА), што је такође једна од могућих примена геометријских модела. Приликом извођења овакве интервенције, веома је важно постићи правилну оријентацију компоненти колена што је и мерило успешности оперативног захвата. Ако су геометријски модели костију, мишића и осталог ткива правилно конструисани, онда ће и CAS бити успешно реализован.

Као што је већ поменуто, CAS чини и преоперативно планирање хируршких захвата. Преоперативно планирање најчешће подразумева употребу одговарајућих модела

људских органа у одређеном софтверу, који омогућава хирургу да испланира ток хирушког захвата до одређеног нивоа који је дефинисан ограничењима примењеног софтвера. Предности примене преоперативног планирања су приказане у раду Nak –a и cap. [3]. Припрема хирушког захвата обухвата:

- Симулацију захвата са свим потребним елементима као што су фиксатори, имплантати, модели костију и другог ткива, и други помоћни елементи (завртњеве, игле, спојнице, клеме, итд.)
- Потпуно дефинисан поступак оперативног захвата са свим јасно утврђеним процедурама као и члановима хирушког тима који ће их извршити.
- Јасно дефинисану логистику хирушког захвата са утврђеним свим потребним инструментима и другом хирушком опремом.
- Јасно дефинисана одговорност сваког члана тима за сваку процедуру која се мора спровести у току захвата.
- Све друге радње које претходе извршењу хирушке (ортопедске) интервенције.

Примена CAS-а у ортопедији је приказана у раду Young и cap. [4], у коме аутори дефинишу примену CAS-а у спортској медицини (употреба у операцији колена). Примена CAS-а у ортопедији је дефинисана кроз специфичну област која је дефинисана као Компјутерски потпомогнута ортопедска хирургија (енг. Computer-Assisted Orthopedic Surgery - CAOS), што је и приказано у раду Nobuhiko Sugana [5]. У датом раду је приказана употреба CAOS-а као и предности и мане његове примене у тоталној артопластици кука (енг. Total Hip Arthroplasty - THA). Као што се може закључити из радова [4,5] CAOS има највећу примену у операцији зглобова, фрактура костију и операција кичме, што наравно не спречава његову употребу и у друге сврхе, као што су : санирање разних болести костију (нпр. остеопороза, тумори костију) применом одговарајућих имплантата (матрице ткива, фиксатори, итд.).

Геометријски модели костију човека креирани на већ поменути начин, могу наћи своју примену и у области Виртуелне Антропологије (енг. Virtual Anthropology - VA). VA је област која продубљује компаративну морфологију, а подразумева увођење и успостављање међусобне повезаности између антропологије, математике, статистике, инжењерских наука и свих других области науке и технике, усмерених ка дигитализацији посматраних објеката (нпр. фосилних примерака). У оквиру VA, примењују се напредне статистичке методе, рачунарска графика, информационе технологије у циљу добијања геометријских, тополошких и морфолошких података о посматраном објекту (нпр. фосилни примерци). На основу прецизно дефинисаних модела костију, студенти

антропологије као и лекари на специјализацији из ортопедије, али и експерти других специјалности (клинички анатоми, форензичари), могу да добију потребне информације о костима. Такође, методе које се примењују у изради геометријских модела костију човека се могу применити и у VA. Детаљан опис виртуелне антропологије, као и метода које се примењују у тој области истраживања, приказани су у књизи Gerharda W. Webera [6] и раду Benazzi и сар. [7].

Геометријски модели костију се могу употребити у разне сврхе, као што је претходно и наведено. Међутим, пре њихове примене, потребно их је креирати. Постоје различите методе креирања геометријског модела костију, а основна подела се може извршити на основу приступа моделирању и то на (1) реверзни инжењеринг и (2) директно моделирање, што је приказано на слици 2.

У принципу, реверзни инжењеринг је основни начин којим се креирају модели костију, док се директно моделирање ређе примењује. Реверзни инжењеринг подразумева аквизицију података о костима употребом медицинског скенера (волуметријских - СТ, или 2Д као што је рендген), након чега следи обрада добијених података и, на крају, конструисање модела кости, као што је и приказано у раду Filippi-а и сар. [8]. Директно моделирање подразумева употребу разних техничких елемената одговарајућих САД пакета за конструисање модела костију, и базирано је на концептуалном дизајну и познатим анатомским/морфолошким и тополошким карактеристикама, а углавном се користи за визуелизацију модела скелета или човечјег тела у целини. Пример веб апликације за визуелизацију људског тела је апликација „ZygoteBody“, претходно позната као „Google Body“, а која омогућава просторни приказ органа људског тела. Без обзира који је приступ примењен, моделирање се може вршити са потпуним и непотпуним подацима о геометрији, анатомији/морфологији и топологији кости. Потпуни подаци обухватају све потребне геометријске, анатомске и тополошке податке који омогућавају правилно формирање 3Д модела одређене кости човека, док непотпуни подаци не садрже довољно података за формирање комплетног модела кости, већ само одређеног дела кости, као што је и приказано у раду Vitkovic и сар. [9].



Слика 2. Различити приступи приликом генерисања 3Д модела костију

Као што је већ наведено у уводу, у овом докторату ће бити приказане методе које омогућавају креирање таквих геометријских модела костију који се могу употребити у CAOS, VA, преоперативном планирању и у другим областима медицине и науке, а базиране су на принципима реверзног инжењеринга.

2.2 Креирање 3Д модела костију методама заснованим на потпуним подацима о кости/ма

Методе засноване на потпуним подацима подразумевају употребу волуметријских метода скенирања за аквизицију комплетних геометријских и тополошких података о кости/ма. Под волуметријским методама скенирања подразумевају се методе које омогућавају тродимензионалан приказ модела кости, као и модела других људских органа. Методе које се данас највише користе су компјутеризована томографија и магнетна резонанца. Томографија подразумева скенирање исечака одређене дебљине, тзв. скенирање по пресеку (енг. scanning by slice). СТ је стандардна волуметријска и томографска метода заснована на X-зрацима и углавном се користи за скенирање пацијената “in vivo” [6-9], мада могуће је применити и “in vitro” [6]. СТ се углавном

користи за аквизицију података о органима веће густине, као што су кости, зуби, мада могу се скенирати и објекти као што су камење, муниција, и други. За разлику од СТ-а, MRI се користи у случајевима када је потребно скенирати пацијенте са мањом дозом зрачења. MRI користи нешкодљиво електромагнетно зрачење, проузроковано јаким магнетним пољем. Самим типом зрачења је ограничена и област скенирања, а то је углавном меко ткиво, мада се у специјалним случајевима може користити и за скенирање костију, специфично лобање [6] и Brown и сар. [10].

Као резултат процеса скенирања СТ и MRI методама добијају се 2Д пресеци одређене дебљине који заједно формирају 3Д волумен. Сваки 2Д пресек се састоји од дводимензионалних растерских елемената који се називају пикселима [6]. Додавањем дебљине пресека, формирају се 3Д елементи који се називају воксели. Воксели носе информацију о X, Y, Z позицији у 3Д простору и још једну битну информацију, а то је вредност нијансе сиве боје. Органи различите густине материјала различито пропуштају зраке, тако да се као резултат добија различита нијанса сиве боје на 2Д сликама. Разлог зашто се користи томографија код скенирања људског организма је управо у томе што различите структуре људског организма пропуштају различите количине зрачења. Постоје две основне резолуције које се дефинишу код СТ и MRI скенера: просторна (енг. spatial resolution) и контрасна (енг. contrast resolution). Просторна резолуција је дефинисана величином воксела, а пошто су воксели тродимензионални елементи, ова резолуција може бити различита у три различита правца. Углавном се просторна резолуција дефинише у равни пресека (равни 2Д слике) и по дубини (дебљини пресека). Контрасна резолуција је дефинисана бројем нивоа сивог којим се може представити средња густина ткива у једном вокселу. MRI поседује бољу контрастну резолуцију, док је просторна резолуција виша код СТ скенера. Просторна резолуција је условљена дебљином пресека и код СТ скенера се углавном креће у границама од 0.5 mm до 1 mm. Најнижу резолуцију је могуће остварити на μ СТ скенерима где се може остварити резолуција до 100 μ m [6], Rathnayaka и сар. [11] и Noser и сар. [12]. Што се тиче резолуције у 2Д равни пресека, резолуција се обично креће до 512x512 пиксела код СТ и до 1024x1024 код MRI-а, мада у новије време резолуција се повећава са новим начинима креирања матрица скенера. Контрасна резолуција зависи од броја битова који се могу сместити по пикселу. Ако је потребно креирати високо контрастне слике, онда број битова по пикселу мора бити већи. На пример, за СТ то је 12 битова, односно 2^{12} - 1 различитих нивоа сиве, да би се регистровале све потребне вредности СТ бројева [11] и Bushberg и сар.[13]. Битно својство волуметријских скенера, а које се односи на квалитет слике је и величина пиксела. Величина пиксела је одређена односом између реалне димензије скенираног објекта (растојањем између две тачке) и

бројем пиксела на 2Д слици између те две тачке. Величина слике је одређена са FOV (енг. Field Of View) што је карактеристика скенера и на пример ако је FOV 25 cm, а број пиксела на слици 512x512, онда је величина пиксела $25 / 512 = 0.048 \text{ cm} = 0.48 \text{ mm}$. Број колона и редова, одн. број пиксела, је дефинисан матрицом скенера.

Сви напред наведени параметри су зависни од конструкције самог волуметријског скенера, као и од алгоритама примењених за обраду слика [13] и Goldman и сар. [14]. Сlike формиране у 2Д пресецима се састоје од пиксела са различитом вредношћу нивоа сиве боје, односно јасно дефинисаном скаларном вредношћу. Скаларна вредност одговара тзв. СТ броју који је дефинисан као линеарна трансформација вредности коефицијента слабљена зрачења код снимања на волуметријским скенерима у радиологији [14]. То значи да је на базичном нивоу могуће формирати пикселе (вокселе) у суседним пресецима који су са истим вредностима СТ броја. Приказана карактеристика омогућава волуметријску и површинску реконструкцију објеката скенирања. Волуметријска реконструкција подразумева приказивање запреминске структуре објекта скенирања, док површинска подразумева приказивање обвојнице површине објекта скенирања.

Површинска реконструкција на основу 2Д контура користи се за креирање 3Д површинских модела на основу метода које се генерално могу поделити у методе којима се креирају полигонални модели на основу контура у суседним равнима (енг. tiling) и методе које користе површине дефинисане са изо-кривама на основу волуметријског модела (тзв. индиректна метода), као што је и приказано у раду Мајсторовића и сар. [15]. Прва метода је детаљније описана у дисертацији Zsemlye G [16] као и у раду Fuch –а и сар. [17]. Ова метода обухвата неколико процеса:

- a) Спајање одговарајућих контура - Одређивање које се контуре спајају и на који начин. Ако постоји више контура по равни пресека онда се могу јавити тополошки проблеми у спајању који се решавају употребом претходног знања о објекту.
- b) Спајање темена контура у полигоне - Полигони су најчешће троуглови који садрже једну ивицу контуре и две ивице које спајају две суседне контуре.
- c) Решавање проблема гранања - Овај проблем се јавља ако није могуће јасно одредити темена која се спајају у суседним равнима, а то се дешава у ситуацијама када постоји различит број контура. У таквим случајевима постоји повезивање један ка више и проблем се често решава додавањем додатних сегмената ради формирања релација више контура ка више контура или једна контура ка једној контури. У принципу као и у првом кораку, ако постоји претходно знање о објекту који се реконструише онда је проблем грањања умањен.

- d) Приказ површина се изводи сенчењем полигона. Што је више полигона то је површина квалитетнија, али то захтева више рачунарске снаге за даљу обраду. Могуће је даљим радом увести и параметарски дефинисане површине (NURBS површине) које обухватају темена полигона, и на даље радити са њима у одговарајућим CAD софтверским пакетима, а све у зависности од намене модела.

Друга метода (индиректна метода) је базирана на креирању такозваних бинарних маски над запреминским моделом израженим кроз јединичне елементе запремине, односно вокселе. У овој методи је потребно наћи одређену изо-површину са дефинисаном вредношћу, односно потребно је пронаћи вокселе који садрже дату изо-површину. На основу одговарајуће сегментације, могуће је извршити детаљно разграничење анатомских ентитета људског тела на основу вредности СТ броја, односно дефинисати вредност која дефинише изо-површину. На пример, могуће је извршити визуелизацију обвојне површине кортикаларне кости јер је познато да је СТ број за тај део кости око 3000 HU (енг. Hounsfield Unit). Дефинисање, односно екстракција оваквих изо-површина се врши употребом алгорита марширајућих коцки (енг. marching cubes), као што је и описано у раду Sundaresan Raman-а и Rephael Wenger-а [18].

Волуметријска реконструкција обухвата методе које се заснивају на волуметријском сенчењу, као што је и приказано у дисертацији С. Ј. Noon-а [19] и раду G. Luccichenti-а и сар. [20]. Волуметријско сенчење за разлику од површинске реконструкције обухвата и дефиницију запремине, односно омогућава приказ и објеката који су изнад и/или испод посматране површине. То је омогућено додавањем RGBA (енг. Red - Црвена, Green - Зелена, Blue - Плава, Alpha - Транспарентност) компоненти вокселу. Дате компоненте дефинишу одређену боју и транспарентност воксела те је могуће потпуно извршити визуелизацију људског тела, односно објекта скенирања по дубини. Методе које се данас примењују за волуметријско сенчење су: Пројекција Максималног/Минималног Интензитета (енг. Maximum/Minimum Intensity Projection - MIP), Мулти раванска реконструкција (енг. Multi-Planar Reconstruction - MPR), као и све остале реконструкције које се могу свести под волуметријским сенчењем (енг. Volume Rendering Reconstruction - VR), а које су приказане у радовима [19,20] и Cavalcanti и сар. [21]. Максимална/Минимална реконструкција дефинише 2Д пројекцију 3Д објекта као скуп пиксела са максималном/минималном вредности, а који су пројектовани у правцу дефинисаног погледа на раван пројектовања. Мулти-раванска пројекција је метода волуметријског сенчења која омогућава формирање 2Д пројектованог приказа на основу сечења сета 2Д пресека у некој од нормалних равни (средња, фронтална) у односу на

аксијалну раван (раван 2Д снимака). За дефинисање приказа могуће је користити пројекцију максималног или минималног интензитета. Ове методе омогућавају визуелизацију органа људског тела са дефинисаним сенчењем по дубини, односно запремини. На овај начин омогућено је хирургу да анализом волуметријског модела донесе одређене закључке везане за стање пацијента. На основу вредности СТ броја могуће је сегментацијом разграничити кости од других органа људског тела и формирати адекватне 3Д моделе (полигоналне, површинске, запреминске) употребом неке од техника као што је и већ споменута техника марширајућих коцки. 2Д слике добијене волуметријским скенирањем се могу обрађивати директно у софтверу скенера, или у специјализованом софтверу који је намењен за обраду датих слика (нпр. 3D Doctor, Materialise Mimics, и слично). Генерално, специјализовани софтвер пружа више могућности за обраду скенираних слика и омогућава примену метода реконструкције које су претходно поменуте. Ради размене података о објектима скенирања у медицини (и слике су сачињене од елементарних података, односно носе графичке информације) користи се поменути DICOM формат. DICOM је дефинисани стандард [22] (формат) за размену података како текстуалних, тако и графичких у медицини, што је и приказано у раду Tashiro -а и сар. [23]. Коришћењем DICOM формата могуће је извршити трансфер података о пацијенту са волуметријског скенера у одговарајући специјализовани софтвер. Вршењем реконструктивних метода могуће је креирати адекватне моделе који се могу користити за визуелизацију, или пак и за накнадну обраду ако софтвер поседује адекватне модуле (нпр. Materialise Mimics омогућава и FEA и припремање модела за обраду адитивним технологијама) [23].

Осим у специјализованом медицинском софтверу обрада геометријских модела се може вршити и употребом CAD софтверских пакета. У CAD-у, најчешћи начин на основу кога се формирају геометријски дефинисани модели са CT-а или MRI-а је извоз сегментираних полигоналних модела из специјализованих медицинских софтвера у адекватном формату (најчешће STL), и њихова даља обрада у CAD софтверу (нпр. CATIA) [9, 15]. Основна карактеристика CAD апликација је коришћење NURBS површина за дефинисање обвојне структуре (површинског модела) одређених објеката слободне форме⁶ (енг. Free Form Surface). Кости су типични представници објеката слободне форме због своје сложене топологије и геометрије, па се за формирање геометријских модела коштано-зглобног система, као што је и приказано у раду Au-а и сар. [24], и раду Сјосса и сар. [25], користе параметарске површине (NURBS). Техничким

⁶ Површине слободних форми су површине које се не могу описати класичним математичким (најчешће континуалним полиномалним) функцијама.

елементима CAD софтвера могуће је детаљно дефинисати геометрију увезених модела и на тај начин омогућити накнадне операције са моделима као што су: креирање FEA модела, израда физичких модела адитивним технологијама, креирања прилагодљивих фиксатора и имплантата, израда недостајућих делова костију, што је и приказано у [9], као и у радовима Stevanović -а и сар. [26] и McCullough-а и сар. [27].

2.3 Креирање 3Д модела костију на основу непотпуних података о геометрији костију

У клиничкој пракси је врло чест случај да снимањем једне кости, без обзира на примењену методу снимања, није могуће добити потпуне податке о тој кости, што ствара проблем у изради 3Д модела комплетне кости или неког њеног дела. Ако је кост захваћена неким патолошким процесом (нпр. остеопороза, тумор), траумом (фрактура кости), ако није могуће извршити волуметријско скенирање, или је могуће направити само један или недовољан број 2Д снимака (нпр. рендген, ултразвук), хирург нема могућност потпуне визуелизације 3Д модела комплетне кости. У таквим случајевима потребно је дефинисати поступак или методу којом је могуће реконструисати комплетан 3Д модел кости или одређени део кости. Основна подела тренутно примењених метода се може извршити према начину креирања, на методе које су базиране на неком шаблонском моделу и оне које су базиране на другим техникама, као што је и приказано у раду [8]. Генерално, тешко је извести стриктну поделу јер се већина приступа базира на методама које се могу подвести и под један и под други случај.

Методе које су базиране на шаблонском моделу углавном користе статистичке моделе костију, параметарске моделе костију (који се у већини случајева могу подвести под статистичким), методе које користе FFD (енг. Free Form Deformation) приступ, или комбинација поменутих модела, односно метода. Наравно, ово су методе које се највише користе у истраживањима, што не значи да се неће применити и неке друге, приказане у претходним саопштењима [9,15].

Статистички модели костију су модели костију који су формиран над неким скупом улазних модела костију, као што је и приказано у раду Lorenz-а и Krahnstöver-а [28], и у радовима Venateur-а и сар. [29] и Zheng-а и сар. [30]. Дати модели се креирају на основу статистичких метода и омогућавају предикцију геометрије и облика кости неког специфичног узорка (нпр. кости одређеног пацијента). На основу читавања одређених вредности са медицинских снимака, претходно креирани статистички модел/и се може трансформисати у модел који геометријски и анатомски одговара пацијенту. Пример креирања статистичко-параметарског модела базираног на површинама другог степена

(енг. quadric surfaces) је приказан у раду Sholukha и сар. [31]. Ово је типичан пример употребе статистике за формирање модела који се може модификовати у зависности од одређених морфометријских параметара (па и других параметара). Статистички базирани модели као што су ASM (енг. Active Shape Models) описани од стране Cootes-а и сар. [32], се примењују за итеративну деформацију и уклапање статистичког модела са предметним моделом (нпр. рендгенским снимком), а њихова примена у радиографији дата је у раду Boukala и сар. [33] за сегментацију структура костију кука.

FFD методе се заснивају на употреби модела мреже дефинисаног над одређеном контролном запремином (нпр. паралелопипед) и накнадном деформацијом датог модела променом одређених параметара ка што је приказано у раду [8] и у раду Sederberg-а и Parry-а [34]. Генерално, FFD модели се прилагоде неком улазном моделу на тај начин што се мрежа контролне запремине деформише до уклапања са границама улазног модела, што може бити 2Д снимак кости са рендгена у одређеној пројекцији, као што је и приказано у саопштењу Gunay-а и Shimada [35] и Gunay-а и сар. [36]. Техника која је слична поменутој (FFD) је техника код које се претходно креирани шаблонски СТ снимак деформише на основу параметара очитаних са рендгенских снимака, а приказана је у раду Lee-а и сар. [37].

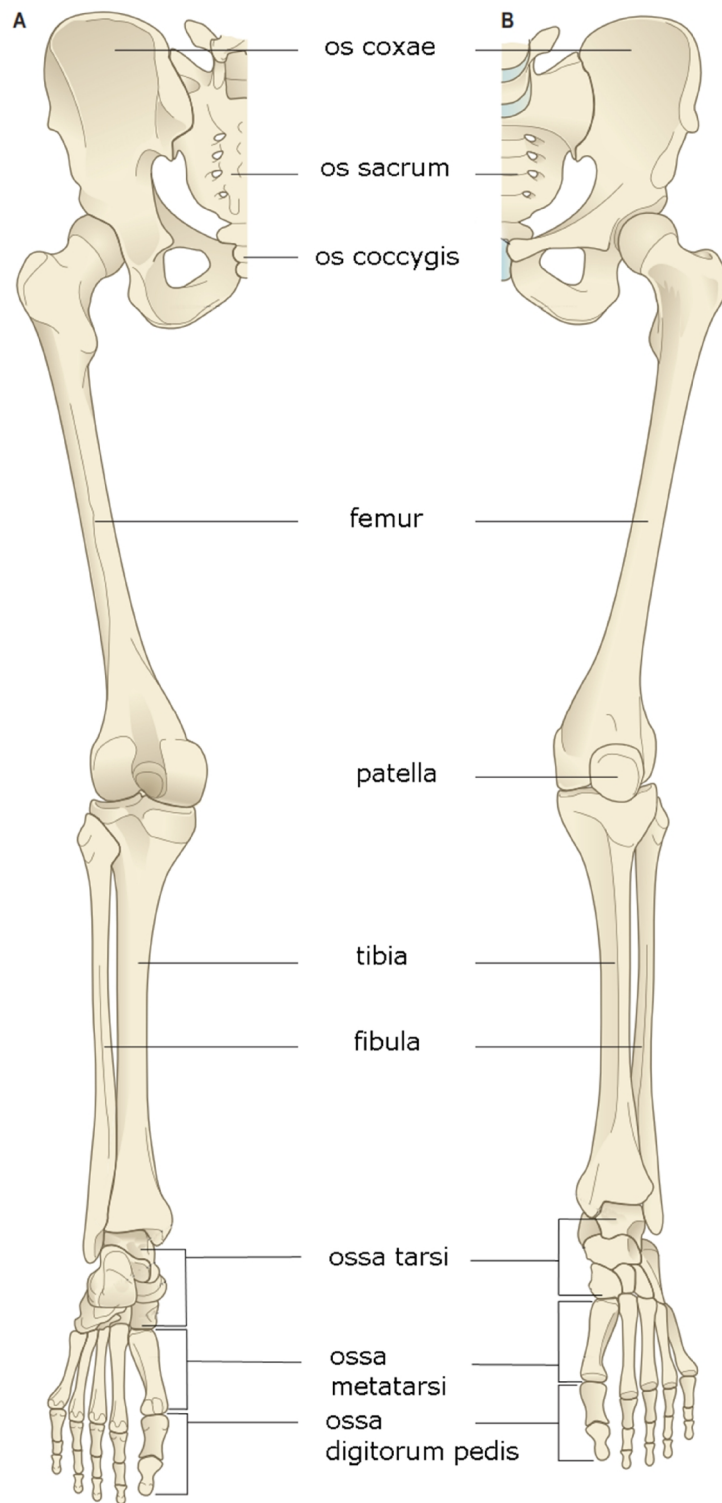
Постоји могућност коришћења и база претходно креираних модела костију описаних у раду Matthews-а и сар. [38] или модела прелома које су дали Sourina и сар. [39]. Такви модели могу да се користе у разне сврхе, као што је креирање композитних модела костију, планирање и симулација ортопедских интервенција и слично.

Методе које нису базиране на шаблонском моделу углавном користе контурне пројекције и одређене криве у тим пројекцијама. Типични примери су креирање попречних пресека на основу предефинисане пројекције у одређеној равни (нпр. AP равни) као што је и приказано у раду [8] и раду Fuente-а и сар. [40]. Пример овакве реконструкције је и креирање 3Д модела на основу анатомских карактеристика и контура креираних над рендгенским снимцима као што је приказано у раду Gamage и сар. [41].

Као закључак у приказу свих напред дефинисаних метода и поступака битно је напоменути да је тешко направити неку генералну поделу, јер се често врши комбинација одређених метода ради постизања одговарајућег циља, а то је геометријски прецизан и анатомски/морфолошки адекватан модел комплетне кости, или дела кости.

3 Основе анатомије других костију ноге

Кости доњег екстремитета (лат. ossa membri inferioris) деле се на кости карличног појаса (лат. cingulum membri inferioris) и кости слободног дела доњег екстремитета (лат. pars libera membri inferioris). У кости карличног појаса убрајају се: карлична кост (os coxae), крсна кост (лат. os sacrum) и тртична кост (лат. os coccygis). Крсна и тртична кост припадају кичменом стубу. У кости слободног дела доњег екстремитета спадају: бутна кост (лат. femur), чашица (лат. patella), голењача (лат. tibia), лишњача (лат. fibula) и 26 костију стопала (лат. ossa pedis), које формирају три групе костију, кости ножја (лат. ossa tarsi), кости доножја (лат. ossa metatarsi) и кости прстију стопала (лат. ossa digitorum pedis), Gray's anatomy [42].



Слика 3. Кости доњег уда, А-Anterior поглед, В-Posterior поглед⁷

⁷ Gray's Anatomy, The anatomical basis of clinical practice, Elsevier Limited, 2008

3.1 Морфолошко-функционалне одлике дугих костију доњег екстремитета

Дуге кости доњег екстремитета су бутна кост (лат.femur), једина кост присутна у натколеници/буту, и две кости потколенице, лишњача (лат.fibula) и голењача (лат.tibia). Фемур и тибија су међусобно повезани зглобом колена (лат.art.genus) и функционално образују снажан ослонац телу, чија се тежина преноси на кости стопала. Код стајања, половина тежине људског тела пребацује се са карлице на средиште главе бутне кости, а одатле силази вертикалном линијом до средине горњег скочног зглоба. Ова вертикална линија, тј. механичка оса, пролази и кроз средину зглоба колена. Cong-Feng Lu и сар. [43] дају дефиницију оса фемура и тибије, као и преглед вредности неких морфометријских параметара ових костију.

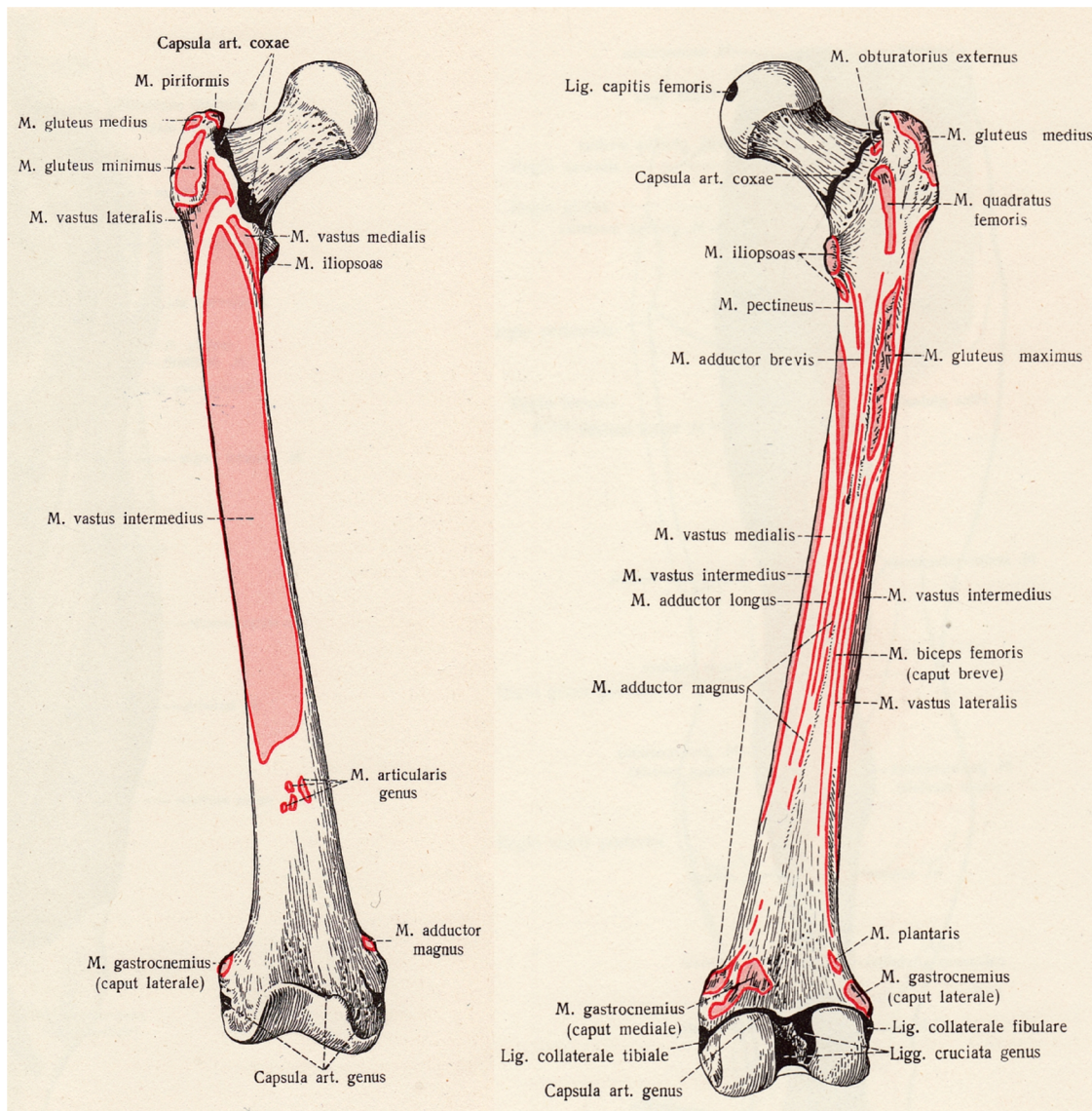
Фемур је по облику конвексна кост и то пут напред, док је горњи део тибије за око $8^\circ - 12^\circ$ повијен пут назад. Овакав карактеристичан положај и облик фемура и тибије, омогућава високу флексибилност колена, односно омогућава дубок чучећи став. Фемур и тибија су увучене око својих уздужних оса. Њихови крајци (дистални крајак фемура и проксимални крајак тибије) су савијени пут унутра (медијално) за око $5^\circ - 15^\circ$. При ходу, када се попречна оса зглоба колена постави у предњу раван, горњи, проксимални крајак бутне кости и доњи, дистални крајак тибије, заједно са стопалом су окренути пут споља (латерално). Овакав положај је неопходан да не би дошло до судара десне и леве ноге у покрету. Код деце код које развитак костију ноге није потпун, односно торзија још није комплетирана, долази до сударања ногу и падања. Уздужне осе фемура и тибије заклапају туп угао отворен ка споља. Величина угла је око 170° . Захваљујући оваквој вредности угла, као и могућностима торзије, стабилност ноге је подигнута на виши ниво, а у исто време се мишићи ослобађају додатног рада на одржавању равнотеже [42]. Осе као и референтни углови дати су у раду [43] и у раду Cook-а и сар. [44].

3.2 Фемур (бутна кост)

Фемур је најдужа дуга кост људског тела и састоји се из три анатомске целине: тела и два крајка, (слика 4).

Горњи крајак фемура чине: глава (лат. caput femoris), врат (лат. collum femoris), и трохантерски регион. Трохантерски регион се састоји од великог трохантера (лат. trochanter major) и малог трохантера (лат. trochanter minor) на којима се припајају снажни мишићи бедра. Уздужна осовина врата горњег крајка фемура, са осом тела фемура заклапа туп угао од око $120^\circ - 130^\circ$ (колодијафизални угао), чија величина зависи од

годишта, пола, регионалне припадности и слично. Анатомија проксималног дела фемура је детаљно приказана у раду Ollivier-а и сар. [45].



Слика 4. Анатомија фемура са мишићним припојима⁸

На великом трохантеру као проминентном делу горњег крајка фемура, разликују се четири широке ивице и две стране (спољашња и унутрашња). На унутрашњој страни налази се јама (лат. fossa trochanterica) у којој се припаја спољашњи запорни мишић (m. obturatorius externus). Изнад те јаме припајају се унутрашњи запорни мишић (m. obturatorius internus) и близаначки мишићи (mm. gemelli). На спољној страни великог трохантера завршава се тетива средњег седалног мишића (m. gluteus medius), а на његовој предњој ивици малог седалног мишића (m. gluteus minimus). На његовој горњој ивици

⁸ Sineljnikov RD, Sineljnikov JR. Atlas anatomii človeka, tom 1. Medicina: Moskva, 1996

припаја се крушкасти мишић (*m. piriformis*). Од великог, ка малом трохантеру, спуштају се два коштана гребена, задњи (*crista intertrochanterica*), знатно јаче изражен, и предњи, слабије изражен (*linea intertrochanterica*). На задњем гребену припаја се четвртасти мишић бута (*m. quadratus femoris*). На малом трохантеру завршава се тетива бедрено-слабинског мишића (*m. iliopsoas*). Од њега силази у поље задњом страном тела бутне кости чешљаста линија (*linea pectinea*), на којој се припаја чешљасти мишић (*m. pectineus*.) [42]

Тело фемура (*corpus femoris*) облика је лућног цилиндра конкавног пут назад. Једина изражена ивица на телу је задња ивица у облику коштаног гребена, означена као храпава линија (лат. *linea aspera*). На њој се разликују спољашња (лат. *labium externum*) и унутрашња усна (лат. *labium internum*) које у доњем делу, према дисталном крајку формирају бифуркацију, а у горњем делу, према проксималном крајку, граде трифуркацију. Горњи крај спољне усне проширује се у седално испупчење (лат. *tuberositas glutea*) на коме се спаја тетива великог седалног мишића (*m. gluteus maximus*). У међупростору између спољашње и унутрашње усне, припајају се мишићи примицачи бута. Усне храпаве линије својим доњим крајевима ограничавају затколени поље (лат. *facies poplitea*) фемура.

На предњој и спољашњој страни тела бутне кости, припаја се средњи стегнени мишић (*m. vastus intermedius*). На храпавој линији фемура припајају се три мишића из унутрашње ложе бута и то: *m. adductor brevis*, *m. adductor longus*, и *m. adductor magnus*. Осим њих припајају се и две главе четвороглавог мишића бута - *m. vastus lateralis* и *m. vastus medialis* и кратка глава *m. biceps femoris-a*.

Доњи крајак бутне кости облика је зарубљене четворостране пирамиде и састоји се од два велика зглобна испупчења (кондила) спољашњег (лат. *condylus lateralis*) и унутрашњег (лат. *condylus medialis*) [42] и F. Griffin и сар. [46]. На доњој страни кондила се налази зглобна површина за зглобњавање са горњим крајем голењаче. Кондили су напред спојени зглобном површином за чашицу (лат. *facies patellaris*), а позади и доле су одвојени дубоком међукондиларном јамом (лат. *fossa intercondylaris*). На површним, поткожним странама кондила налазе се наткондилне квржице (епикондилуси). Иза спољне квржице (лат. *epicondylus lateralis*) и унутрашње квржице (лат. *epicondylus medialis*) налазе се отисци припоја спољашње и унутрашње главе унутрашњег гастрокнемичног мишића (*m. gastrocnemius-a*). На поткожној страни спољнег кондила припајају се још два мишића, затколени (*m. popliteus*) и стопални (*m. plantaris*), а на поткожној страни унутрашњег кондила, на посебној квржици, (*tuberculum adductorium*), припаја се доњи сноп великог примицача бута (*m. adductor magnus-a*).

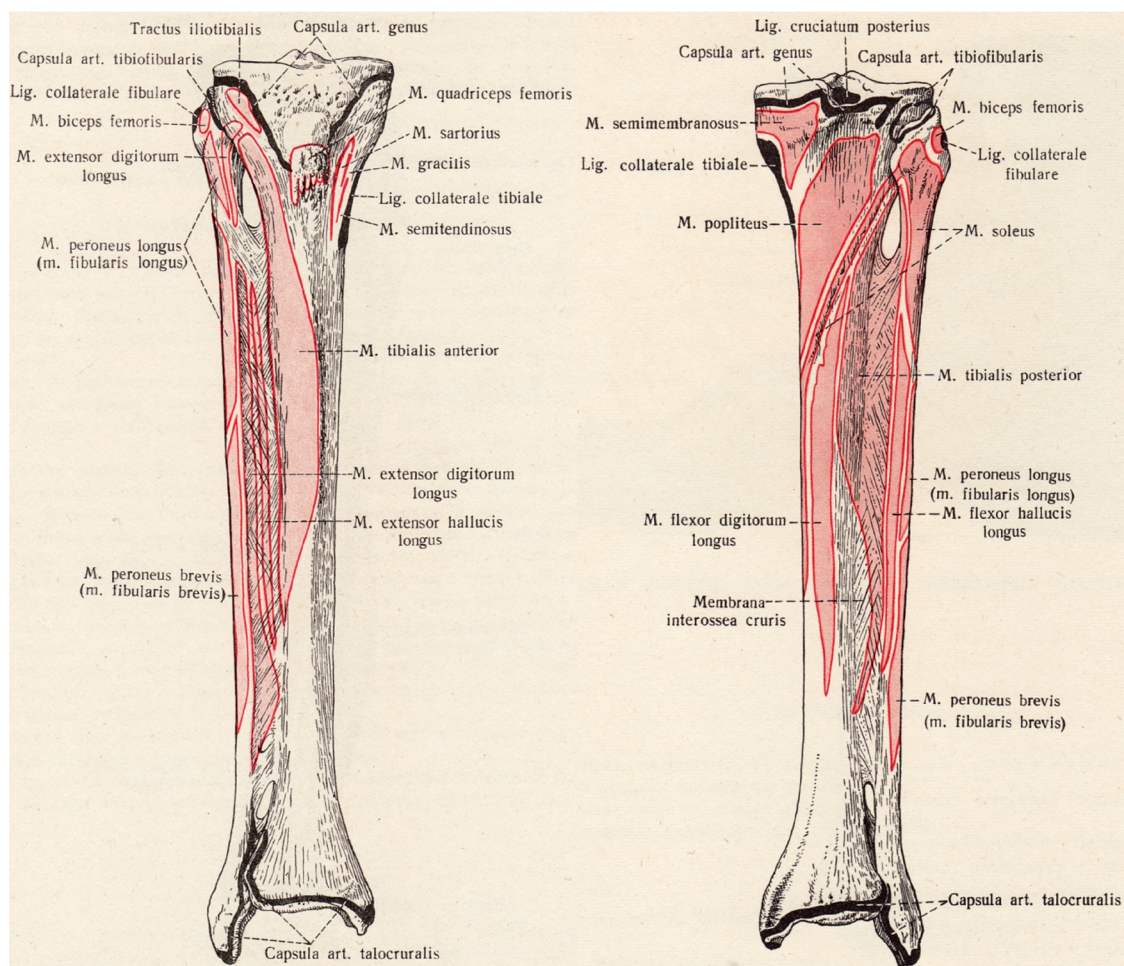
3.3 Тибија (Голењача)

Тибија је унутрашња масивна, дуга, кост потколенице. Састоји се од тространо-призматичног тела и горњег и доњег крајка (слика 5) [42].

Доњи крајак је у облику пирамиде на чијој бази се налази зглобна површина (лат. *facies articularis inferior*) за зглобљавање са скочном кости стопала. Од његове медијалне средине на доле се простире унутрашњи глежањ (лат. *malleolous medialis*), а на спољној страни налази се усек (лат. *incisura fibularis*) за зглобљавање са доњим крајком лисњаче (фибула). Анатомија дисталног дела тибије, као и фрактуре на том делу тибије су приказане у радовима Krackhardt T. и сар. [47], и Hermans JJ. и сар. [48].

Горњи крајак голењаче се састоји из два кондила: медијалног (лат. *condylus medialis*) и латералног (лат. *condylus lateralis*), који су са горње стране ограничени зглобном површином (лат. *facies articularis superior*) за зглобљење са кондилима бутне кости, Yang D. и сар. [49].

Између зглобних површина кондила тибије налази се међукондиларно узвишење (лат. *eminentia intercondylaris*) и два храпава поља, предње (лат. *area interconylaris anterior*) и задње (лат. *area intercondylaris posterior*), за припој укрштених веза и менискуса зглоба колена. На доњој страни спољног кондила постоји овална зглобна површина (лат. *facies articularis fibularis*) за зглобљавање са горњим крајком фибуле. На задњој страни унутрашњег кондила у хоризонталном жлебу припаја се тетива полуопнастог мишића (*m. semimebranosus*). На предњој страни горњег крајка налази се коштана кврга (лат. *tuberositas tibiae*) за припој заједничке тетиве четвороглавог мишића бута (лат. *m. quadriceps femoris*) која се назива чашична веза (лат. *lig. patellae*).



Слика 5. Кости потколенице, голењача (tibia) и лишњача (fibula) са мишићним припојима⁹

Ивице тела тибије су: предња (лат. *margo anterior*), унутрашња (лат. *margo medialis*), спољна - међукоштана (лат. *margo interosseus*). Предња ивица је поткожна и у свом горњем делу врло оштра.

Унутрашња страна тибије је поткожна и без мишићних припоја, сем на свом горњем делу где се заједно завршавају три тетиве: *m. sartorius*-а, *m. gracilis*-а и *m. semitendinosus*-а, које се шире напред и надоле и својим обликом подсећају на гушчју ногу (лат. *pes. anserinus*). На спољној страни тела голењаче припаја се предњи голењачни мишић (*m. tibialis anterior*). На задњој страни тела налази се лучна затколена линија (лат. *linea m. solei*) на којој се припаја солеусни мишић (*m. soleus*). Изнад те линије припаја се затколени мишић (*m. popliteus*), а испод ње два мишића, дуги прегибач прстију (*m. flexor digitorum longus*) и латерално од њега задњи голењачни мишић (*m. tibialis posterior*). Тетива *m. tibialis posterior*-а силази жлебом на задњој страни унутрашњег глежња (лат. *sulcus malleoli medialis*).

⁹ Sineljnikov RD, Sineljnikov JR. Atlas anatomii čeloveka, tom 1. Medicina: Moskva, 1996

3.4 Фибула (Лисњача)

Фибула је спољашња кост потколенице и налази се споља у односу на голењачу, од које је знатно тања (слика 5). Њен доњи крај који у целини гради спољашњи глежањ (лат. malleolus lateralis) спушта се испод доњег краја тибије и својом троугластом зглобном површином налаже уз спољну страну тела скочне кости стопала. Иза троугласте зглобне површине налази се жлеб и дубока јама (лат. sulcus et fossa malleoli lateralis). Горњи крајак фибуле формирају глава фибуле (лат. caput fibulae) која се зглобљава се својом зглобном површином (лат. facies articularis capitis fibulae) са спољним кондилем тибије и врат лишњаче (лат. collum fibulae) око кога prolazi zajednički peronealni živac (n.peroneus communis) koji može biti povređen pri frakturi ove kosti [42].

4 Креирање геометријских модела костију методом анатомских ентитета

Коштано зглобни систем човека често је захваћен неким патолошким процесом (нпр. тумором), повредама и преломима. У многим случајевима је због тога потребно извршити хируршку интервенцију, некада и у врло кратком времену. За успех хируршке интервенције посебно је значајно имати добар план операције и адекватне имплантате. Развој таквих рачунарски подржаних технологија и метода којима ће се омогућити планирање операције и брза израда квалитетних имплантата је од есенцијалног значаја у ортопедској хирургији.

Кључни фактор успеха хируршких операција коштано зглобног система је планирање и симулација ортопедских операција. Под планирањем операције подразумева се избор оптималне методе корекције положаја коштано - зглобних елемената, избор најбезбеднијег хируршког приступа (између којих мишића, тетива и неуроваскуларних елемената) и избор оптималне методе фиксације коштаних фрагмената. Што се више времена потроши за хируршку интервенцију, односно што је квалитетније планирање интервенције, то ће операција краће трајати, а вероватноћа да дође до интраоперативних компликација (неочекиваних проблема у току операције) ће бити минимална.

Како квалитет фиксације зависи од прилагођености имплантата морфолошким особеностима кости, у фази планирања операције треба дефинисати и припремити или израдити имплантат који одговара пацијенту који се подвргава оперативном захвату. Идеално би било да се развије програмско решење, којим би хирург могао да симулира кретање кроз слојеве меких ткива између мишића и осталих елемената, све до кости где би онда, такође програмски, симулирао постављање припремљеног имплантата и његово фиксирање за кост. Тиме би се хирург преоперативно упознао са околностима које га очекују у току операције и могао би да на време уочи евентуалне проблеме.

Симулирањем алтернативних приступа операцији, хирург је у прилици да изабере оптимални приступ и да на тај начин изведе интервенцију са великим процентом сигурности. Да би се постигли претходни циљеви, програмски систем за планирање операције треба да се заснива на тродимензионалном (3Д) моделу коштано мишићног ткива.

Други важан фактор успеха је квалитетна и брза израда имплантата. Имплантати су металне, пластичне или компоненте израђене од других нересорптивних или ресорптивних материјала, а које се привремено или трајно уграђују у тело пацијента. Те компоненте могу бити завртњи, клинови, шипке, плоче или вештачки делови костију или

зглобова. Израда стандардних компонената као што су на пример завртњи може се вршити класичним производним технологијама. Проблем међутим представља израда делова костију или зглобова који се због свог облика и сложености не могу производити конвенционалним производним технологијама. Због тога се у овом докторату као технологије за израду имплантата предлажу адитивне технологије (енг. Additive Technologies-AT) за израду имплантата. AT-е омогућују производњу имплантата било које сложености само на основу његовог 3Д модела. Производња је потпуно компјутеризована и може се вршити у болничким условима и без посебних знања из области производних технологија. Захваљујући томе, могућа је брза производња имплантата који по облику потпуно одговара одређеном пацијенту. Поред тога AT-е се могу користити и за израду анатомских модела костију, који имају значајну улогу у процесу планирања операција.

Квалитетна израда имплантата AT-ма захтева мултидисциплинарност тј. тесну сарадњу анатома, ортопедских хирурга и радиолога са једне и AM и RE инжењера са друге стране. Израда имплантата AT-ма подразумева низ корака:

- a) развој методе за ефикасно медицинско моделирање кости помоћу скенираних модела исте најпогоднијом сликовном дијагностичком методом (СТ, MRI,...). Овде се у зависности од случаја врши скенирање или оштећене кости или здраве кости, обрада овако добијених сликовних података у DICOM формату (помоћу одговарајућих медицинских софтвера за моделирање), оздрављење добијеног модела, конверзија истог у одговарајући формат,
- b) израду 3Д геометријског модела имплантата,
- c) избор адекватне AT-је и одговарајућег биокompatibilног материјала и
- d) израду конкретног имплантата употребом AT-ја.

Сви напред наведени модели су као што је већ и поменуто од изузетне важности за правилно планирање ортопедских интервенција, као и за израду имплантата и фиксатора прилагођених човеку. Ради креирања поменутих модела могуће је користити различите приступе, односно методе. У анализи стања истраживања дат је генералан преглед начина креирања различитих геометријских модела, док се у овом делу, презентује један скраћени осврт и дефинишу два уопштена приступа, ради јасније дефиниције методе анатомских ентитета (енг. Method of Anatomical Features - MAF).

Први приступ је заснован на креирању 3Д геометријских модела костију појединачних пацијента на основу геометријских података добијених методама за аквизицију медицинских слика (енг. Medical Imaging Methods). Ове методе могу бити волуметријске методе скенирања (СТ или MRI), или методе којима се креирају дводимензионалне слике кости пацијента (рендген, ултразвук). Овакав приступ

подразумева формирање 3Д геометријских модела на неколико начина: употребом специјализованог софтвера који је део медицинског скенера (нпр. Vitrea), накнадном обрадом медицинских слика у медицински оријентисаним CAD програмима (нпр. Materialise Mimics), или накнадном обрадом у неком од општих CAD софтверских пакета (нпр. CATIA). Један од главних недостатака оваквог приступа је немогућност креирања модела целих костију у случајевима када је скенирана кост непотпуна услед болести (остеопороза, артритис, тумор, и слично) или трауме (вишеструки преломи, смрскана кост и слично), или када медицинске слике нису одговарајућег квалитета. Примери метода које се користе у овом приступу су дати у радовима [8,11,12].

Други приступ за креирање 3Д геометријских модела костију или сегмента костију се заснива на унапред дефинисаном предикционом моделу кости и података добијених са медицинских слика. Код предиктивних модела геометријски ентитети су описани математичким функцијама, чији су аргументи морфометријски параметри, који се могу прочитати са медицинских слика одређеног пацијента. Оваквим приступом могуће је креирати 3Д геометријски модел који у највећој могућој мери одговара физичком моделу кости пацијента. Могући недостаци оваквог приступа су: немогућност читавања свих параметара (због истих разлога као и у првом приступу), недовољан број параметара укључених у предикционим функцијама, као и неадекватно одабрани параметри. Примери креирања 3Д модела костију на основу непотпуних података дати су у цитираној литератури у [9,15,31].

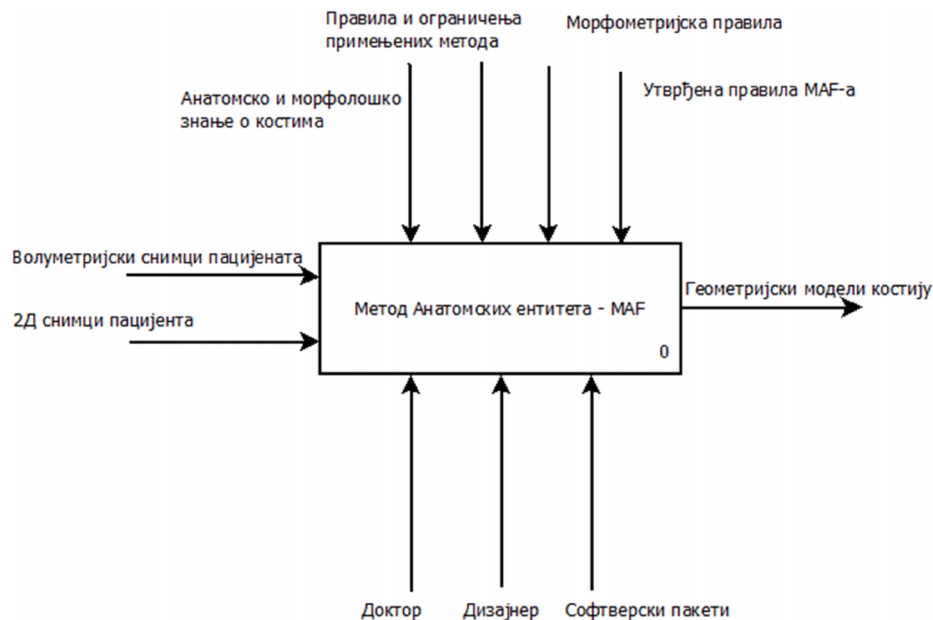
У овом делу докторске дисертације, битно је напоменути да је једна од метода која је доста утицала на креирање MAF-а, PD метода (енг. Point Distribution Method - PDM), а која се примењује за дефинисање и презентовање облака тачака креираног над улазним сетом модела [32]. PD метода дефинише сваки модел као скуп оријентирних тачака, рачунајући средњу позицију тачака, уз калкулацију одступања сваке тачке у односу на средњу позицију. PD метод који се користи у медицини заснива се на употреби анатомских оријентира (тачака). Анатомске тачке сваког људског органа су дефинисане од стране анатомских експерата и као такве се и користе у PD методи. Примери оваквих анатомских тачака су: проминентне тачке на кондилама, центар главе фемура, итд. За опис морфолошких облика у медицини користи се метод који користи ASM. Овим методом је могуће извршити прилагођавање статистичког модела (PDM) креираног над улазним сетом објеката, одговарајућој новој слици добијеној неком од метода за аквизицију података у медицини [32], и раду [50] Kirschner и сар. Анализирајући приказане методе може се закључити да поменути методе раде на принципу сегментације слика и креирању одговарајућих анатомских тачака на контурама које одвајају анатомске

ентитете. Један од могућих проблема који се може уочити код оваквих приступа је селекција анатомских тачака на 2Д сликама ради формирања сегментационе контуре. Да би се успешно креирао модел, потребно је селектовати више тачака по контури снимка, и то не морају да буду тачке које разграничавају анатомске целине, већ једноставно тачке на основу којих се формира контура која разграничава анатомске целине. Накнадно креирање модела на основу кривих у паралелним равнима које нису дефинисане са истим бројем тачака, или са тачкама које не прате правац простирања анатомских ентитета, може довести до смањења нивоа анатомске тачности креираног модела.

MAF уводи нов приступ за опис геометријских ентитета хуманих костију, заснован на анатомским оријентирима. Употребом MAF-а могуће је креирати 3Д геометријске моделе и предиктивне моделе костију. Главни циљ примене MAF методе је креирање 3Д геометријских модела комплетних костију, као и недостајућих делова костију високе геометријске прецизности и анатомске тачности, чак и у случајевима када снимак кости пацијента није комплетан (недостатак описан у првом приступу). На основу напред изложеног, може се закључити да је MAF универзални метод за креирање различитих геометријских модела костију или делова костију, што значи да у зависности од актуелне ситуације (потребе) може се креирати одговарајући геометријски модел. Глобална шема MAF методе је приказана на слици 6. Шема је креирана употребом Structured Analysis and Design Technique (SADT) дијаграма, који су дефинисани од стране Марса и McGowan [51]. Употреба SADT дијаграма омогућава детаљну анализу процеса система и ресурса укључених у реализацију процеса. Елементи процеса примене MAF методе за израду геометријских модела костију се према SADT спецификацији могу дефинисати као:

1. Улазни елементи:
 - a. Волуметријски снимци пацијента креирани на СТ или MRI скенеру
 - b. 2Д снимци пацијента који се у већини случајева креирају на рендген апарату.
2. Ресурси:
 - a. Доктор који може бити ортопед, ортопедски хирург, анатом и слично
 - b. Дизајнер који омогућава креирање, односно конструисање одговарајућих модела
 - c. Софтверски пакети који омогућавају реализацију одговарајућих активности, а неки од њих су: Materialise Mimics, CATIA, и други.
3. Контролни елементи:
 - a. Анатомско и морфолошко знање о костима дефинисано у медицинској литератури, као и кроз практична искуства доктора.

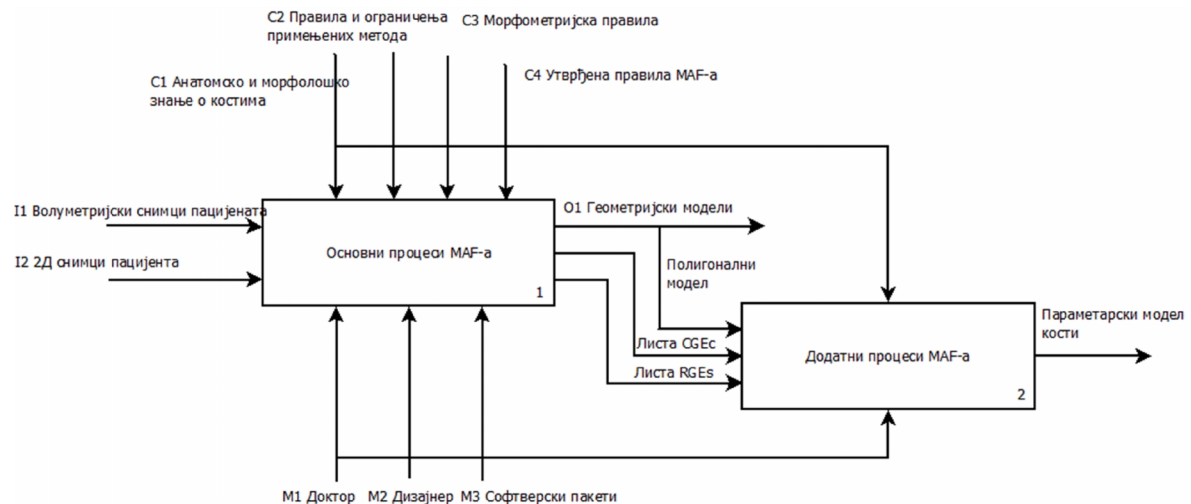
- b. Правила и ограничења примењених метода – Ово су правила и ограничења која су дефинисана методама које се примењују у оквиру MAF-a.
 - c. Морфометријска правила – Правила везана за вредности морфометријских параметара, као и односа међу њима.
 - d. Утврђена правила MAF-a – Правила којим се утврђују начини формирања геометријских модела у оквиру MAF-a.
4. Излазни елементи:
- e. Геометријски модели костију – Разни геометријски модели костију као што су: полигонални, површински (NURBS), запремински, модели за анализу употребом методе коначних елемената и други.



Слика 6. MAF метод - A-0

Као што се може видети са слике 6, улаз у MAF су медицински снимци костију пацијената. Медицински снимци могу бити добијени применом волуметријских метода скенирања или применом дводимензионалних радиолошких метода. 2Д снимак без обзира да ли га чине једна или две радиолошке слике никада директно не даје потпуне 3Д информације о објекту снимања. Могуће је применом одређених метода добити 3Д модел, али то захтева накнадну обраду снимака и поставља се питање тачности/прецизности модела. Зато се углавном сматра да 2Д снимање не обезбеђује комплетан 3Д модел кости. Волуметријске методе, са друге стране (пре свега СТ) обезбеђује комплетан 3Д снимак кости, па и других органа људског тела. Међутим, поставља се питање шта ако сам модел кости није довољно добар, јер, као што је већ споменуто одређени делови костију услед разних обољења и траума недостају, или се веома лоше детектују на радиолошком снимку. Без обзира на то да ли је модел комплетан или није, без обзира да ли постоји

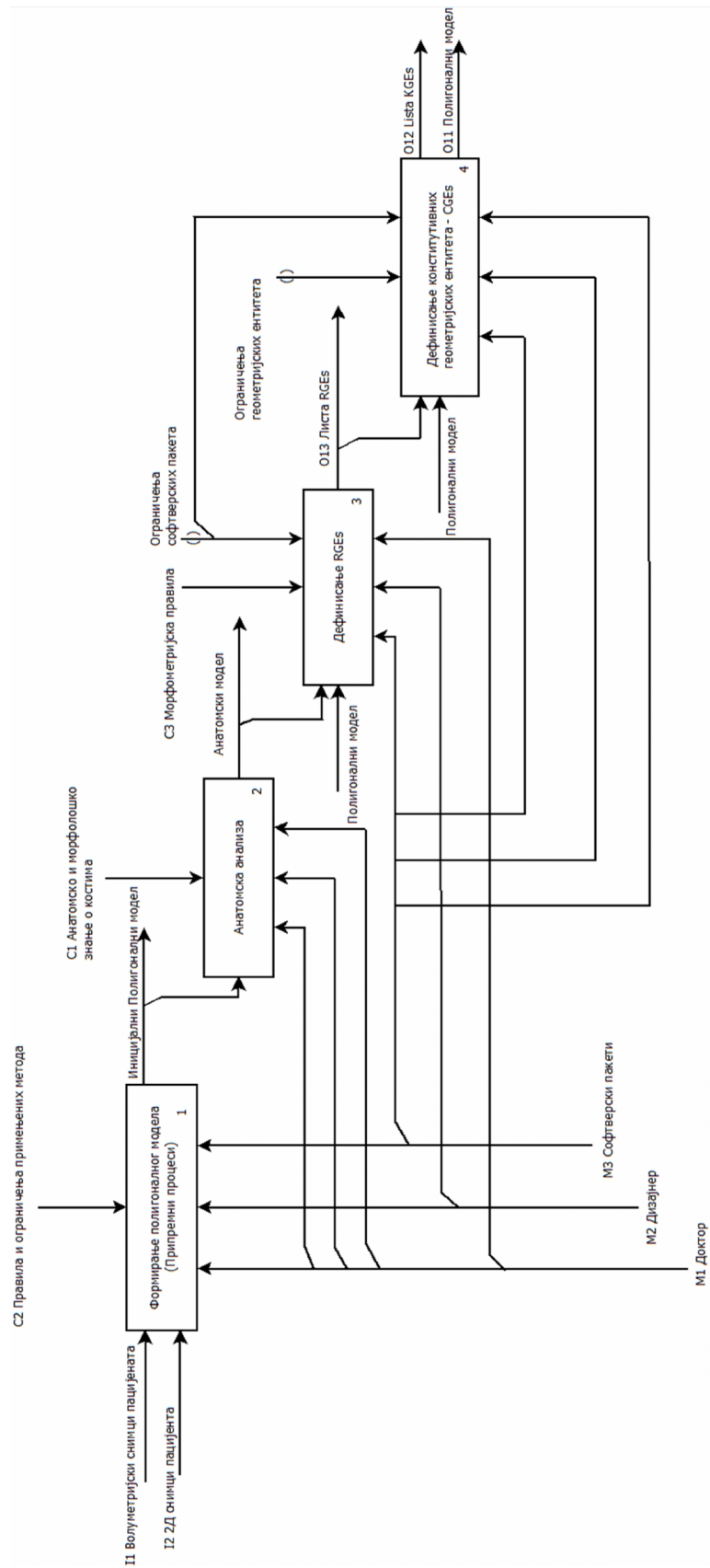
волуметријски снимак или не, без обзира да ли постоји 2Д снимак или снимак уопште не постоји, циљ употребе MAF-a је да обезбеди формирање наквалитетнијег могућег геометријског модела кости или њеног дела који недостаје, односно модела који у највећој могућој мери геометријски и анатомски одговара кости одређеног пацијента. Због наведених разлога MAF је креирана као метода која користи више процеса и елемената који омогућавају реализацију постављених циљева и приказана и дефинисана као скуп процеса на слици 7. Процеси MAF-a су дефинисани као основни процеси MAF-a приказани на слици 8, и додатни процеси MAF-a приказани на слици 9.



Слика 7. Основни и додатни процеси MAF-a – A0

Основни процеси приказани на слици 8, а који омогућавају јасну геометријску и анатомску дефиницију модела кости човека су:

- Процес формирања полигоналног модела (A11) – Овај процес се састоји од више процедура, и оне су: Скенирање људских костију или делова костију СТ скенером, Сегментација тако добијених СТ слика; Формирање волуметријског модела и његова конверзија у STL формат; Чишћење облака тачака, креирање теселационог модела, обрада теселационог модела и креирање полигоналног модела. Полигонални модел је излаз из овог процеса.
- Процес анатомске анализе (A12) обухвата морфолошку анализу кости, у циљу формирања анатомског модела кости. Анатомски модел кости је семантички модел кости који повезује геометријске елементе на полигоналном моделу и називе одговарајућих анатомских елемената, дефинисаних од стране експерата из области анатомије или преузетих из медицинске литературе.

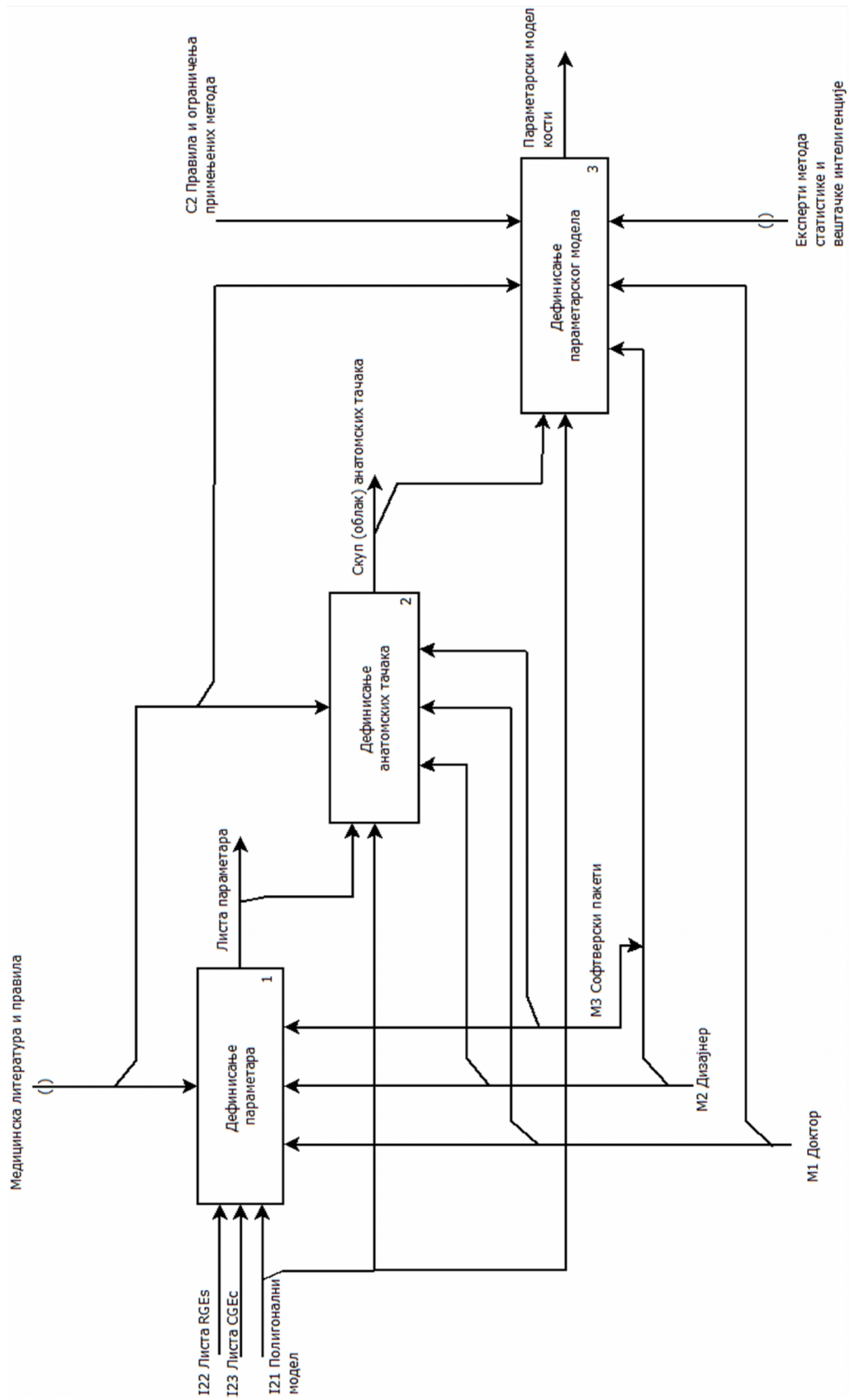


Слика 8. Основни процеси MAF методе – A1

- Процес дефинисања референтних геометријских ентитета (енг. Referential Geometrical Entities – RGEs) (A13) - Претходно наведени процеси су припремни процеси за један од најважнијих процеса, а то је креирање RGEs. Ови ентитети се креирају на полигоналном моделу кости и представљају основу за креирање све накнадне конститутивне геометрије на полигоналном моделу. RGEs могу бити: осе, тачке, равни, линије, итд.
- Процес дефинисања конститутивних геометријских ентитета (енг. Constitutive Geometrical Entities - CGEs) (A14) - Након дефинисања RGEs, врши се анализа полигоналног модела у циљу дефинисања геометријских ентитета који на најбољи могући начин описују топологију односно морфологију модела људске кости. Као резултат анализе полигоналних модела костију формиран је закључак да су обвојна површина кости, па и њен унутрашњи део, типични примери површина слободних форми. Као што је познато површине слободних форми се најбоље описују, одн. креирају употребом spline кривих (мада могу и употребом подељених површина – енг. Subdivision Surfaces). У овом случају корићене су spline криве које су на располагању у САТИА програмском пакету и то у Share модулу. Осим поменутих кривих могуће је користити и друге доступне геометријске ентитете (нпр. линије или квадратне криве), а у зависности од сложености облика појединог анатомског дела на одређеној кости.

Као излаз из основних процеса MAF-а добијају се полигонални модел кости, RGEs и CGEs. Употребом креираних ентитета, могуће је конструисање познатих геометријских модела, као што су површински и запремински модели одређене кости. Овакви модели су изузетно корисни за израду презентационих модела, за анализу понашања кости методом коначних елемената итд. Ово ће бити детаљније приказано приликом израде геометријских модела одређених костију.

Друга могућност је да се применом додатних процеса MAF-а ,приказаних на слици 9., креира параметарски модел одређене кости човека.



Слика 9. Додатни процеси MAF методе – A2

Додатни процеси MAF методе су:

- Процес дефинисања параметара (A21)– Први корак је дефинисање морфометријских параметара који су у суштини јасно препознатљиве и мерљиве димензије на медицинском снимку или моделу кости. Морфометријски параметри се дефинишу за сваку кост појединачно. На пример, постоје параметри дефинисани само за тибију, затим параметри који су дефинисани само за фемуру, итд. Неки од примера параметара су: радијус главе фемура, угао између механичке и анатомске осе фемура, угао између механичких оса фемура и тибије и слично [9, 15].
- Процес дефинисања анатомских тачака (A22)– Дефинисање анатомских тачака се врши на CGEs, а у складу са анатомским моделом одређене кости. У складу са комплексним геометријским обликом кости, дати број тачака може бити изузетно велики. Када се дефинишу све тачке, формира се тзв. облак анатомских тачака над којима се врши статистичка обрада. Треба напоменути да анатомске тачке не морају увек бити креиране на кривама, већ могу бити додате и на местима на полигоналном моделу, где је то потребно ради конструисања геометријски прецизног и анатомски тачног адекватног модела кости.
- Процес дефинисања параметарског модела кости (A23) - Након дефинисања анатомских тачака и параметара, приступа се мерењу вредности координата тачака и параметара на сваком примерку полигоналног модела кости. То значи да ако постоји двадесет узорака фемура, на сваком од њих се врши мерење координата сваке дефинисане анатомске тачке, као и вредности утврђених параметара. На основу измерених вредности, формирају се посебно вектори за координате тачака и посебно вектори за вредности параметара. На датим векторима, врши се примена вишеструке линеарне регресије која као резултат даје линеарну зависност између параметара као аргумената функције и вредности одговарајућих координата. У овом приступу примењена је опште позната метода вишеструке линеарне регресије приказане у раду Brown S. [52].

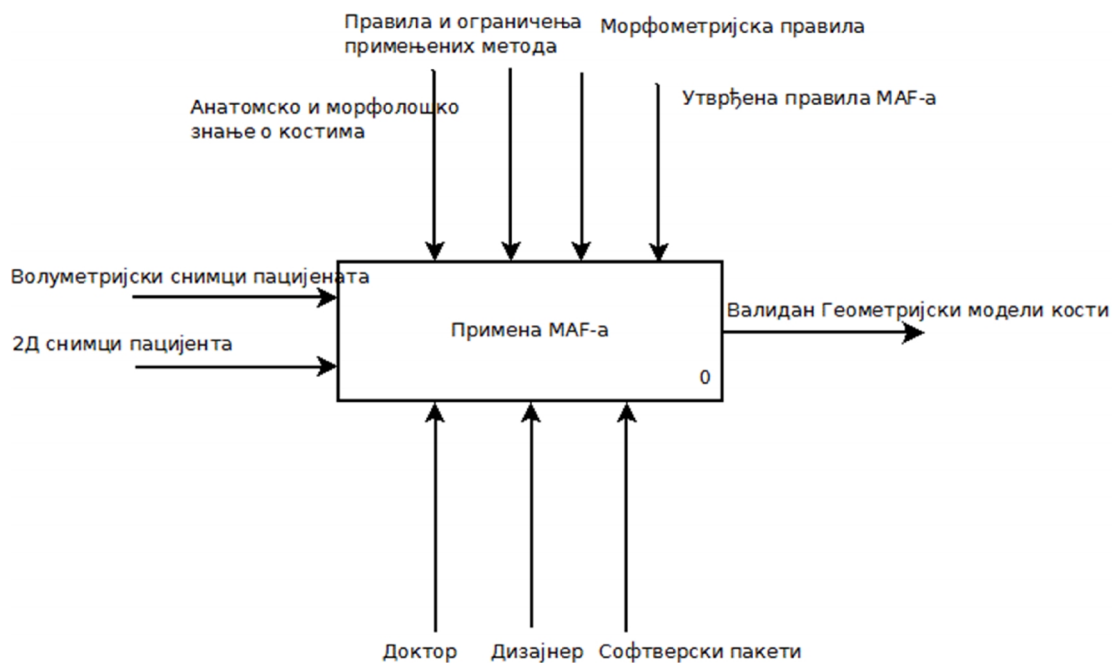
4.1 Примена MAF-a

MAF се може применити за креирање геометријског модела кости на два основна начина и то:

- Применом метода реверзног инжењерства за реконструкцију геометријског модела кости на основу медицинских снимака са волуметријских скенера.
- Применом метода базираних на употреби параметарског модела кости које омогућавају креирање геометријског модела кости на основу вредности морфометријских параметара прочитаних са медицинских слика.

Основни процес примене је идентичан са процесом приказаним на слици 6, и приказан је на слици 10, са генерално истим улазима, излазима и ресурсима, али се процеси нижег нивоа разликују. Битно је напоменути да су MAF и примена MAF-a одвојени процеси и као такви су и приказани у овом делу рада.

Оба начина су делимично слична и могу се применити у различитим случајевима медицинске и инжењерске праксе. Битно је напоменути да се применом оба начина могу креирати геометријски модели костију и делова костију одређене геометријске и анатомске тачности чиме је и условљена њихова примена у преоперативном планирању, едукацији лекара на специјализацији из ортопедије и студената медицине, динамичкој и статичкој анализи склопа имплантата и кости, итд.

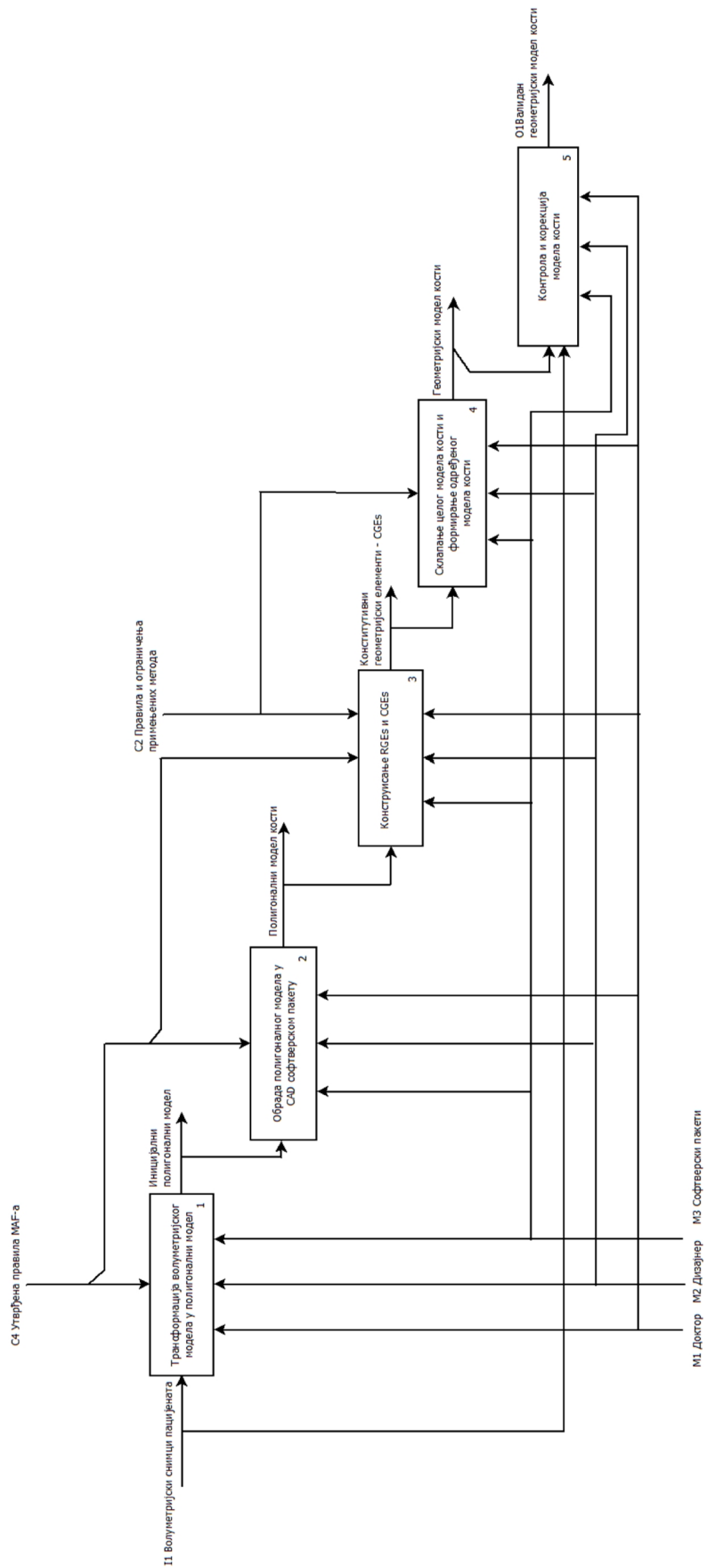


Слика 10. Примена MAF методе - А-0

4.1.1 Реконструкција геометријског модела кости на основу волуметријског снимка

Први начин је примена MAF-а за реконструкцију модела кости на основу волуметријског снимка кости, при чему се примењује поступак (процес) приказан на слици 11. Волуметријски снимак кости се формира поступком компјутеризоване томографије. Кост која се снима је захваћена траумом и у зависности од типа трауме може се добити комплетан или некомплетан снимак кости. Ако је кост захваћена болешћу као што је остеопороза или тумор, делови костију могу недостајати на снимку, па је зато снимак некомплетан. Такође, снимак кости може бити делимичан у смислу да ако је дошло до велике деструкције кости, фрагменти кости се могу одвојити од матичне кости и тешко их је одредити на снимку. Без обзира на то да ли је снимак комплетан или некомплетан, поступак реконструкције треба да омогући креирање валидног геометријског модела комплетне кости или делова кости. Валидни геометријски модел је онај модел који има потребан степен геометријске и анатомске прецизности.

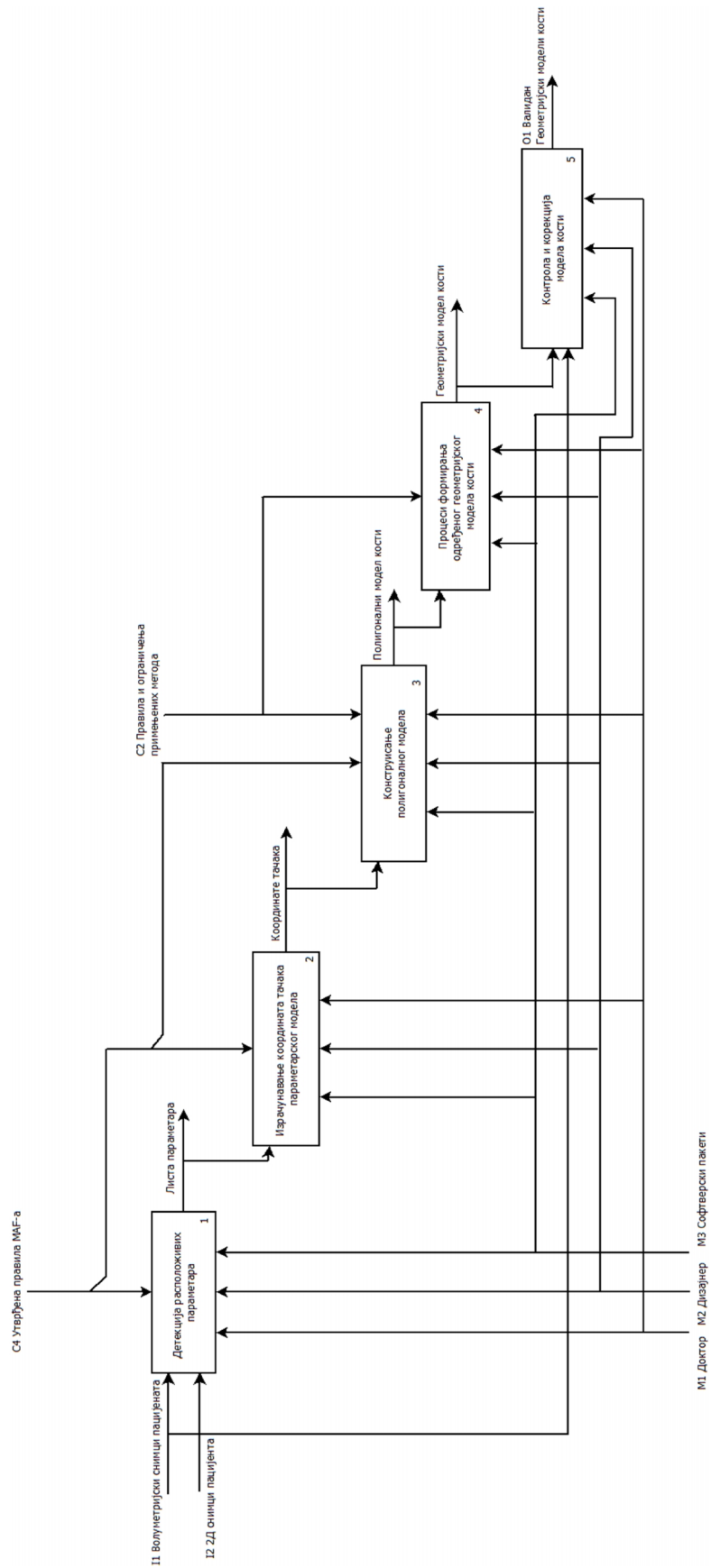
Први корак у реконструкцији је формирање полигоналног модела кости на основу волуметријског снимка. Дати процес се одвија у медицинском софтверу при чему се врши иницијална обрада формираног волуметријског модела и формира полигонални модел у одређеном формату (нпр. STL). Даља обрада се врши у CAD апликацији при чему се врши чишћење и филтрирање увезеног полигоналног модела (облака тачака у овом случају). Након формирања завршног полигоналног модела, приступа се креирању RGEs и CGEs. Формирање одређеног геометријског модела кости врши се према индивидуалним потребама сваког пацијента, или у зависности од случаја. Ако је потребно извршити креирање презентационих модела за едукацију у медицинским/биолошким наукама, могуће је чак и изоставити креирање CGEs и RGEs. Могуће је искористити формирану полигонални модел и адитивним технологијама (3Д штампачи) креирати примерке модела кости. Ако је потребно извршити преоперативно планирање ,могуће је урадити склоп фиксатора са геометријским моделом и извршити потребне анализе.



Слика 11. Процес реконструкције модела кости на основу волуметријског снимка – А1

4.1.2 Реконструкција геометријског модела кости употребом параметарског модела

Други начин формирања валидног геометријског модела кости, заснива се на бази параметарског модела кости, а дати процес је приказан на слици 12. У овом случају улазни снимак кости може бити некомплетан волуметријски снимак кости, или недовољно 2Д снимака кости (на којима такође може бити некомплетан модел кости). Такође, у овај начин спада и случај када уопште није могуће креирати волуметријски снимак кости јер није могуће извршити снимање пацијента из разних, већ дефинисаних разлога. У датом случају потребно је извршити читавање параметара са доступних снимака и применити вредности параметара у параметарским функцијама које су дефинисане за дату кост. На основу примене параметарских функција формира се облак тачака са прорачунатим координатама тачака који се може применити за даљу обраду и могу се креирати геометријски модели који су већ дефинисани у првом приступу. Битно је напоменути да, ако одређени део кости недостаје, применом параметарског модела могуће је формирати и тај део кости и на тај начин креирати комплетан модел кости на основу недовољно података добијених са улазних снимака. Такође, пошто се параметарски модел заснива на одређеном броју параметара, могуће је формирати параметарске моделе на бази већег и мањег броја параметара. То значи да, ако није могуће прочитати све параметре са медицинских снимака, онда је пожељно применити параметарски модел са функцијама дефинисаним са мањим бројем параметара и на тај начин креирати геометријски модел кости ниже тачности, али довољне за одређене примене (нпр. презентациони модели).



Слика 12. Процес реконструкције модела кости на основу параметарског модела – А2

4.2 Примена MAF методе на примеру конструисања геометријских модела конкретних костију

MAF је метода која је омогућила развој геометријских модела, не само дугих костију, већ и других костију људског тела, као што је на пример мандибула (доња вилица), а што је и приказано у раду Vitkovića и сар. [53]. Међутим, да би се један овакав метод развио и тестирао, потребно је користити одређени број узорака костију, а што ће бити дефинисано у овом поглављу доктората.

4.2.1 Примерци костију коришћени у поступку креирања MAF методе

Пример употребе MAF-а за креирање геометријских и предикционих модела кости је приказан на тибији и фемуру, као типичним примерима хуманих дугих костију. Геометријска анализа је укључила 20 примерака фемура и 10 примерака тибије. Улазни сет модела костију је добијен употребом Aquilion 64 СТ скенера, који се налази у Центру за радиологију Клиничког Центра у Нишу. Узорци/снимци костију потичу од пацијената са подручја Јужне Србије. Коришћени су узорци левих и десних костију, мушког и женског пола, различите висине и тежине, старости од 22 -72 године. Коришћен је стандардни протокол снимања, са дебљином пресека од 0.5 mm и резолуцијом од 512x512 пиксела, и са FOV-ом приближно исте величине.

4.2.2 Процес развоја непараметарских геометријских модела

И пре него што је рад на дефиницији параметарског модела дугих костију човека и његовом инстанцирању на основу рентгенских снимака био завршен, јавила се потреба за брзим креирањем непараметарских површинских и запреминских модела дугих костију човека, методама реверзног инжењерства (моделирања). Овакви модели коришћени су за брзу израду прототипова и као основа за израду модела намењених напонској анализи применом метода коначних елемената.

Креирање непараметарских запреминских модела вршено је кроз следеће фазе:

1. Креирање полигоналног модела одређене кости
 - a. Снимање субјекта на СТ скенеру
 - b. Издвајање области од интереса
 - c. Креирање облака тачака на основу СТ снимка
 - d. Креирање полигоналног модела на основу облака тачака
2. Креирање CAD модела одређене кости
 - a. “Чишћење” и “оздрављивање” полигоналног модела

- b. Креирање затворене групе NURBS површина
- c. Креирање запреминског модела на основу површина

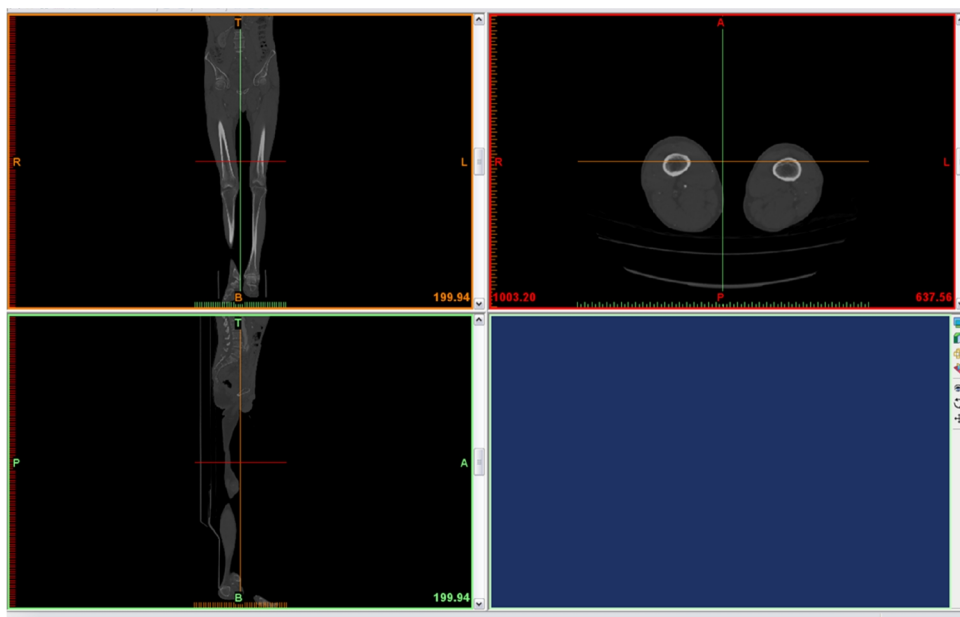
Следи опис поменутих фаза, са посебним нагласком на методама за оздрављивање запреминског модела.

4.2.3 Полигонални модел костију човека

Полигонални модел је основни модел који се у рачунарској графици користи за визуелизацију физичких објеката, као што је и приказано у раду Ну-а и сар. [54]. Полигонални модели дугих костију (а и осталих) се могу креирати у одговарајућем CAD софтверу, нпр. CATIA.

4.2.3.1 Креирање полигоналног модела кости човека

Као почетна тачка за израду полигоналног модела кости човека коришћен је СТ снимак (томограм) доњих екстремитета различитих пацијената (слика 13).



Слика 13. СТ снимак доњих екстремитета пацијента увезен у програм за обраду медицинских снимака.

Употребом рачунарске апликације за обраду медицинских снимака, на томограму доњих екстремитета, бирања је и издвајања зона од интереса, која је обухватала одређену кост човека (фемур, тибија, фибула). Употребом функције за препознавање типа ткива на основу његове густине, издвајан је тзв. "облак тачака" који одговара спољној површини кости човека и површини која одваја компактну кост од централне медуларне шупљине. При овом поступку неминовно се издваја и одређен број тачака које не припадају овим површинама већ се налазе у унутрашњости компактне кости, а чији је број знатно већи код кости које су у већој мери захваћене процесом остеопорозе. Овакве тачке

представљају "шум" који отежава израду геометријског модела. Осим тога, коришћени СТ снимци потичу од пацијената који су имали проблеме везане за васкуларни систем, те им је у вене при снимању убациван контраст, чија је густина слична густини костију. Због тога су издвојени облаци тачака садржали и део васкуларног система, као што се примећује на слици 14 која представља полигонални модел добијен на основу једног од облака тачака.

Полигонални модел добија се израдом мреже троугаоних површина над облаком тачака, која је првенствено намењена бољој визуелизацији података и њиховом преносу у CAD програмски пакет.



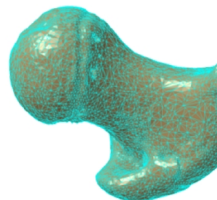
Слика 14. Полигонални модел фемура добијен на основу облака тачака.

4.2.4 Креирање CAD модела кости човека

Процес креирања CAD модела кости биће приказан на примеру фемура. Обрада полигоналног модела на основу кога се израђује CAD модел, започиње одстрањивањем сегмената који очигледно не припадају кости човека, као што су делови васкуларног система или околних меких ткива и костију. Очишћен полигонални модел је приказан на слици 15, а сегмент полигоналног модела са истакнутим полигонима на слици 16.



Слика 15. Полигонални модел фемура након одстрањивања заосталих сегмената околних објеката



Слика 16. сегмент полигоналног модела са истакнутим полигонима

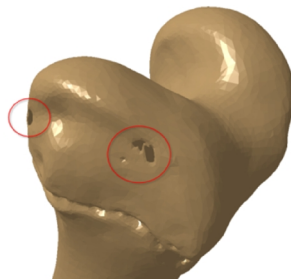
Након одстрањивања очигледних вишкова, прелази се на „чишћење“ унутрашњости модела и одстрањивање „шума“ који је потекао углавном од унутрашње трабекуларне структуре кости (Слика 17).



Слика 17. Унутрашња структура полигоналног модела кост човека.

Унутрашња структура полигоналног модела кости, се састоји од границе између чврсте кости и централне медуларне шупљине и “хаотично” распоређених троуглова који су креирани на основу трабекуларне структуре спонгиозне кости.

Након одстрањивања унутрашњости, преостала спољна површина кости и даље је повезана за сегментима који задиру дубље у унутрашњост, а такође садржи и пукотине и отворе које је потребно попунити (слика 18).



Слика 18. Отвори на полигоналном моделу дисталног дела фемура најчешће су повезани са већим групама неправилно распоређених полигона који задиру дубоко у унутрашњост модела.

Да би се овакав модел припремио за израду површинског и запреминског модела који су геометријски исправни, користе се методе за "оздрављивање" полигоналног модела. Најважније од њих су:

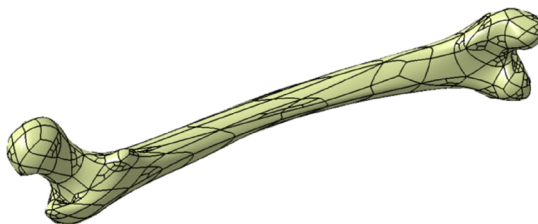
- Уклањање сувишних полигона на основу визуелне инспекције, тј. уклањање тачака из облака тачака
- Аутоматизовано "чишћење" полигоналне мреже, употребом одговарајућих програмских алата:
 - Уклањање неправилно формулисаних полигона
 - Уклањање идентичних копија полигона
 - Усклађивање оријентације полигона
 - Уклањање ивица и темена које нису правилно формулисане
 - Уклањање усамљених полигона, изолованих у оквиру мањих група
 - Уклањање сувише дугих ивица
 - Повећање сувише малих углова

- Попуњавање отвора на полигоналној мрежи, чија је површина мања од задатог прага
- Мануелно, интерактивно креирање недостајућих полигона, тамо где није могуће користити друге методе оздрављивања.
- Редукција броја полигона
- Оптимизација облика полигона
- Повећање глаткости полигоналне површине (smoothing), слика 19.



Слика 19. Повећање глаткости полигоналне површине (smoothing)

Након што се полигонални модел у задовољавајућој мери “оздрави” и по потреби повећа његова “глаткост”, апроксимацијом се креира затворена NURBS површина, која представља спољашњи омотач модела (Слика 20). На основу овакве површине једноставним поступком се креира и запремински модел кости човека.



Слика 20. Затворена сложена NURBS површина која представља спољашњи омотач кости човека.

4.2.5 Референтни геометријски ентитети на примеру фемура

Утврђивање референтних геометријских ентитета (RGEs) костију човека обавезно претходи поступку реверзног моделирања, као и параметризацији геометрије фемура уз помоћ CAD софтвера. RGEs кости чине карактеристичне тачке, правци, равни и погледи. Сви други геометријски ентитети, вишег реда, какви су криве, површине и солиди се просторно референцирају у односу на референтне геометријске ентитете. Поступак утврђивања RGEs кости има за циљ да предложи начин идентификације минималног скупа RGEs како би се, њему следствени, поступак реверзног моделирања и параметризације геометрије фемура учинио што је могуће више робустним у погледу захтеваних геометријских адаптација спрам специфичне анатомије појединог пацијента

[9, 15]. Према томе, сва друга геометријска ограничења и релације, која ће, касније, постојати у 3Д моделу кости и контролисати измене, се имају заснивати на овом минималном скупу RGEs. У исто време, овај метод треба да омогући параметризацију геометрије модела кости, те брзе и једноставне измене према специфичној морфологији фемура код поједног пацијента. Такође, исправна идентификација RGEs непосредно утиче на брзину и тачност реверзног инжњеринга имплантата и фиксатора, што је основни императив у ургентним случајевима.

4.2.5.1 Референтни геометријски ентитети и површински модел на примеру фемура

У анатомији се дефинишу два основна погледа на фемур, посматрајући просторну оријентацију фемура. Први је тзв. антериорно- постериорни поглед/смер или оријентација (А-Р) а други је латерално-медијални (L-M) поглед/смер или оријентација. За реверзно моделирање геометрије фемура неопходно је формирати неколико (не увек ортогоналних) праваца и њима одговарајућих пројекција кости или дела кости. За разлику од ситуација у медицини, реверзни инжењеринг и израда прилагођених имплантата и фиксатора захтева веома прецизно дефинисана правила за израду свих праваца и погледа које је потребно користити, укључујући и А-Р и L-M, као што је и приказано у раду Stojkovića и сар. [55]. За развој метода идентификације референтних геометријских ентитета (RGEs) фемура и, касније, реверзног моделирања фемура, коришћен је CAD софтвер: CATIA V5 R19 (R21), односно његов скуп модула за реверзно моделирање. Поступак идентификације RGEs започиње увозом и геометријском обрадом облака тачака (уклањање редувантних тачака и просторно *подвезивање* облака са постојећим иницијалним геометријским ентитетима модела). Пре него што се приступи самој идентификацији RGEs креира се полигонални модел над облаком тачка тесалацијом, односно креирањем великог броја полигона (у овом случају троуглова), између одговарајућих тачака. У овој фази врши се и додатна обрада полигоналног модела, у смислу корекција одговарајућих неправилности, нормализације, и др.

4.2.5.1.1 Утврђивање А-Р равни и правца

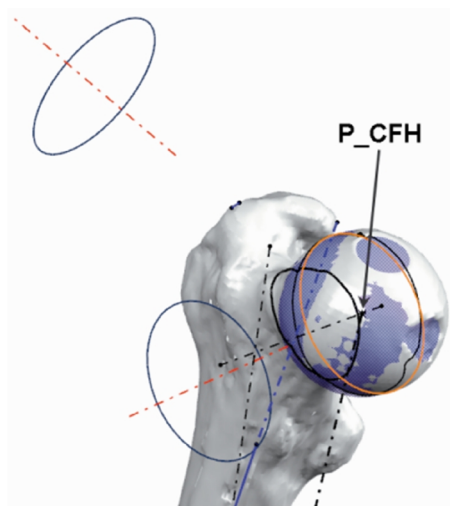
Полазни RGEs фемура је А-Р раван. Све остале равни и погледи и правци у вези са тим равнима су у непосредној зависности од А-Р равни и А-Р правцем (линија нормална на А-Р раван). За дефинисање А-Р равни (правца и погледа) користе се три тачке -референтни геометријски ентитети геометрије фемура:

- Тачка центра главе фемура (Point of the center of the femoral head (P_{CFH})),

- Тачка латералног епикондилуса (Point of the lateral epicondyle (P_{LEc}))- најпроминантија тачка на латералном епикондилусу,
- Тачка медијалног епикондилуса (Point of the medial epicondyle (P_{MEc}))- најпроминантија тачка на медијалном епикондилусу.

4.2.5.1.2 Центар главе фемура (p_cfh)

Најважнија референтна тачка геометрије фемура је центар главе фемура (P_{CFH}). Ова тачка настаје у пресеку оса кругова који представљају апроксимативне обвојнице главе фемура изграђене на иницијално ортогоналним пројекцијама¹⁰ полигоналног модела фемура (приближне А-Р и L-М пројекције), слика 21.



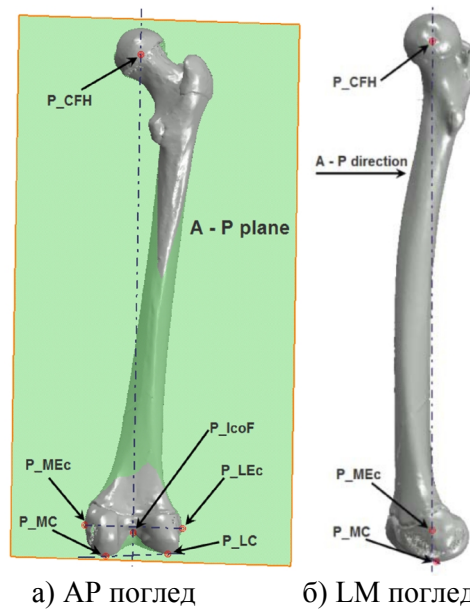
Слика 21. Центар главе фемура

4.2.5.1.3 Тачке латералног и медијалног епикондилуса (p_les, p_mes)

Тачке P_{LEc} и P_{MEc} се налазе у пресеку кружница које додирују најпроминантије тачке на дисталном крајку фемура, које се конструишу у две иницијално ортогоналне пројекције полигоналног модела фемура (приближне А-Р и Inferior-Superior или Down-Top пројекције)

Центар главе фемура (P_{CFH}) и (P_{LEc} , P_{MEc}) се користе као референтне тачке за дефинисање А-Р равни или тзв. А-Р погледа, слика 22.

¹⁰ Иницијалне ортогоналне пројекције су оне које су повезане са иницијално дефинисаним координатним системом, дефинисаним на основу координата облака тачака који је увезан из image processing софтвера у CAD софтвер CATIA V5 R19/21.



а) AP поглед б) LM поглед
Слика 22. Референтни геометријски ентитети приказани на фемуру

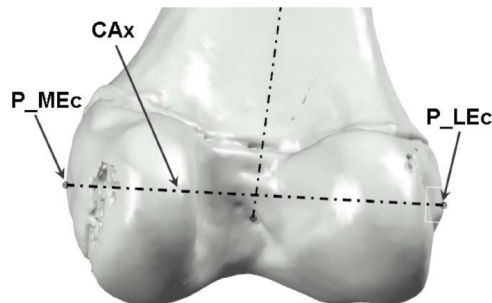
Поред ове три тачке, током истраживања је уочено да постоје још три тачке које, са веома малим одступањем, такође, леже на овако дефинисаној А-Р равни.

- Тачка интеркондиларне фосе (Point of the intercondylar fossa - P_IcoF).
- Најнижа тачка латералног кондила (Point of the lateral condyle - P_LC),
- Најнижа тачка медијалног кондила (Point of the medial condyle - P_MC),

Ове тачке (P_IcoF, P_LC и P_MC) се, у овиму метода, користе за проверу тачности, односно одступања А-Р равни, Слика 22.

4.2.5.1.4 Оса дисталног крајка фемура

Оса дисталног крајка фемура (CAx) је RGEs који је неопходан за посебно развијену процедуру реверзног моделирања кондила која се заснива на кориснички дефинисаном техничком елементу - ротирајућег снопа пресека, а што је и приказано у раду Трајановић а и сар. [56]. Оса дисталног крајка настаје конструисањем праве линије која спаја тачке P_LEc и P_MEc, а које су приказане на слици 23.



Слика 23. Најпроминантије тачке на дисталном крајку (латералног и медијалног кондила) и оса дисталног крајка фемура

4.2.5.1.5 Тачка интеркондиларне фосе (p_icof)

Тачка интеркондиларне фосе се конструише у А-Р равни као максимум интеркондиларног превоја. Додатно, ради провере њене просторне локације и одступања од А-Р равни, креира се тачка непосредном дигитализацијом (избором места) саме интеркондиларне фосе на полигоналном моделу, слика 22а.

4.2.5.1.6 Утврђивање L-M равни и правца

Пре него што се конструишу тачке P_{LC} и P_{MC}, потребно је дефинисати и латерално-медијалну раван (L-M раван) и L-M правац (линија нормална на L-M раван). За дефинисање L-M равни (правца и погледа) користи се А-Р раван и тзв. механичка оса – следећи веома важан RGEs фемура.

4.2.5.1.7 Механичка оса

Механичка оса фемура је оса која се конструише на основу две тачке: по дефиницији она би требало да пролази кроз P_{CFH} и P_{IcoF}, као и кроз средишњу тачку зглоба колена (може се сматрати да је то средишња тачка осе креиране између P_{MC} и P_{LC} тачака). Механичка оса дефинише вертикалну оријентацију фемура у оквиру овог метода реверзног моделирања. (Са становишта анатомије, механичка оса није права вертикална оса тела фемура, јер је механичка оса око 3 степена валгуса померена у односу на вертикалну осу тела што је и приказано у књизи Wheelless C.R [57] и у раду Cook-а и сар. [58], као и на слици 22а.

Сада је могуће дефинисати L-M раван тако што се оријентише ортогонално у односу на А-Р раван и пролази кроз механичку осу фемура, слика 22б.

4.2.5.1.8 Инфериорне /доње/најниже тачке латералног и медијалног кондила (p_lc, p_mc)

Тачке P_{LC} и P_{MC} настају у пресеку оса кружница које су исцртане у А-Р и L-M равнима, као апроксимативне обвојнице подножја латералног и медијалног кондила, на претходно дефинисаним А-Р и L-M пројекцијама полигоналног модела фемура, слика 22.

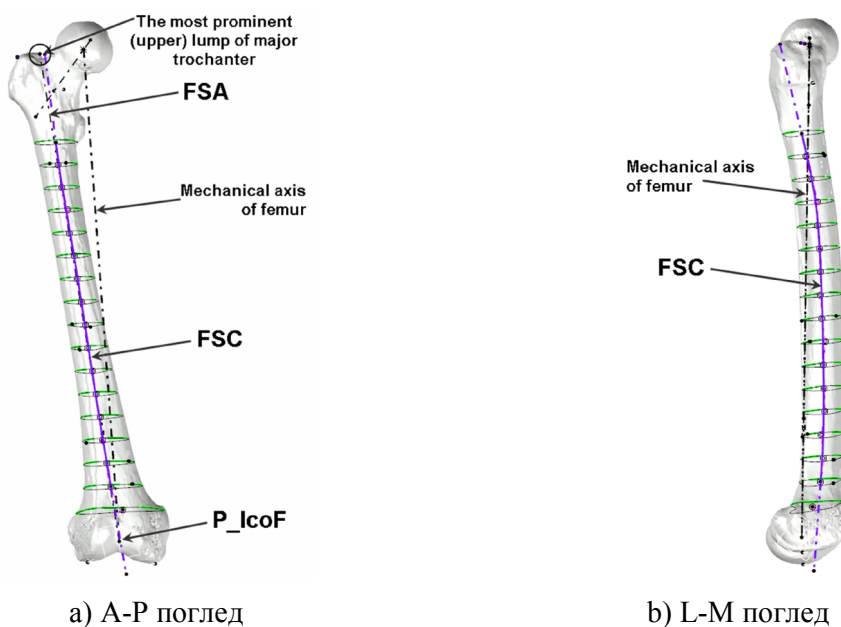
4.2.5.1.9 Крива-водиља тела фемура

Крива водиља тела фемура (femoral shaft guiding curve - FSC) је просторна крива која се конструише интерполацијом по тежишним тачкама пресека тела фемура, што је приказана у радовима Mahaisavariya и сар. [59] и Vitkovicа и сар. [60]. У А-Р равни, интерполација је линеарна (крива се апроксимира правом). У L-M равни, интерполациона крива се апроксимира сложеном кривом насталом тангентним спајањем два кружна лука у проксималном, односно дисталном делу фемура. Проксимални и

дистални крајеви криве-водиље тела фемура се конструишу као тангентне линије на ове лукове у проксималном, односном дисталном делу.

4.2.5.1.10 Тежишне тачке тела фемура

Тежишне тачке тела фемура се добијају конструисањем тежишта низа пресека тела уз помоћ посебног техничког елемента САТИА који омогућава да се израчуна локација тежишта површина које уоквирују криве пресека тела. Криве пресека тела се конструишу уз помоћ пресека омотача модела фемура (спољашње површине) и низа од 16 равни (оптималан број добијен кроз креирање више модела) које су ортогоналне на просторну криву насталу пресеком anteriорног/предњег дела омотача тела фемура и равни која пролази кроз приближну осу тела фемура и при томе је нормална на А-Р равни. Приближна оса тела фемура (approximate femoral shaft axis – aFSA) се конструише у А-Р равни уз помоћ тачака: P_IcoF и тачке која се конструише као А-Р пројекција превојне тачке великог трохантера, слика 24а.



Слика 24. Оса тела фемура

Пресек anteriорног/предњег дела омотача тела фемура и овако добијене равни служи за конструкцију два лука која се тангирају у средишњем делу тела фемура. Оба лука се конструишу уз помоћ три тачке узете са овог пресека у одговарајућем проксималном, односно дисталном делу фемура.

Следи конструисање равних пресека дуж тела фемура. Битно је да се креирани пресеци налазе у простору између најниже тачке малог трохантера посматрано из постериорног аспекта А-Р равни (са задње стране или одпозади) и прелазног дела тела у дистални крајак, који се одликује наглом променом пресека. Овим просторним

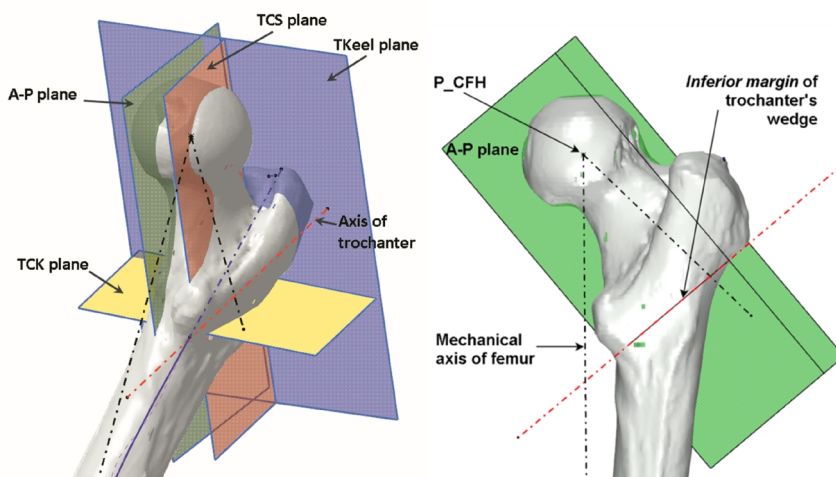
ограничењем се настоји да се избегне узимање у обзир тежишних тачака оних пресека који поред тела фемура садрже и утицај других морфолошких целина (конкретно, трохантерског региона и врата фемура, на проксималном/о крајку кости и кондила на њеном дисталном о крајку). Ови равни пресеци су уоквирени са 16 затворених крива (понекад, када се пресек није резултирао у једној већ у више мањих раздвојених крива, потребно је извршити њихово сједињавање). Следи конструисање површина које су ограничене овим кривама, а потом и тежишта ових површина.

Следећи корак је конструисање рудиментарне криве водиле тела фемура (rFSC) интерполацијом, са ограничењем да крива пролази кроз тежишне тачке 16 пресека. Рудиментарна крива водила тела фемура сада служи као основа за израду пројекција криве водиле тела фемура у А-Р и L-M равни, слика 24а,б. У свакој од равни пројектовања креирају се интерполационе криве (лукови и праве). Интерполациона крива водила тела фемура се добија у пресеку површина креираних над интерполационим пројекционим кривама у правцима који су нормални на раван у којима су креиране интерполационе криве.

4.2.5.1.11 Инфериорна/доња ивица трохантерског региона фемура

Веома битан RGEs проксималног о крајка фемура је тзв. инфериорна/доња ивица трохантерског региона или „трохантерског клина „(inferior margin of trochanter wedge - IMTW *(назив није у складу са Terminologia Anatomica већ је оригинални термин дар у радовима [55] и Стојковић и сар. [61], а односи се на део проксималног о крајка фемура кога граде велики и мали тохантер). Ово је прва линија која геометријски идентификује морфолошки ентитет трохантерског клина и повезује врат и тело фемура. Такође, овај RGEs суштински утиче на одређивање гемеотријског места тзв. осе врата фемура, једног од најважнијих RGEs фемура.

Конструисање IMTW започиње пројекцијом доње ивице трохантерског клина у А-Р равни у постериорном аспекту (поглед одпозади). Она се конструише као права линија која повезује најниже тачке великог и малог трохантера. У следећем кораку се дефинише раван која пролази кроз ову линију и нормална је на А-Р раван. Та нова раван – ТСК раван, служи за дефинисање новог погледа на трохантерски регион/“клин“. Границе великог и малог трохантера се, у овој равни, пројектују у два кружна лука. Центри кружних лукова су тачке које одређују геометријско место праве линије која представља пројекцију IMTW у овој (ТСК) равни. Истовремено, на овај начин, одређена је просторна локација IMTW, односно сама доња ивица/инфериорна маргина трохантерског региона или клина. На слици 25а,б су приказане одговарајуће равни и IMTW.



а) RGEs равни
трохантерског

б) Инфериорна маргина доња ивица
трохантерског дела фемура

Слика 25. RGEs равни и IMTW

4.2.5.1.12 Крива-водиља врата фемура

Раван која је нормална на IMTW користи се у процедури конструисања тзв. осе врата фемура (енг. Femoral Neck Axis - FNA). Ова раван је означена као TKeel раван, слика 25а., а у складу са енглеском терминологијом. Пре него што се конструише оса врата фемура потребно је конструисати две тачке које ће је дефинисати. Прва тачка је пројекција центра главе фемура у Tkeel равни (медијални аспект). Затим следи исцртавање кружнице која представља пројекцију границе подножја малог трохантера (место где мали трохантер прелази у тело фемура) у Tkeel равни (медијални аспект). Линија која полази из пројекције P_CFH и тангира исцртану кружницу anteriорном/предњем делу, представља пројекцију FNA у Tkeel равни.

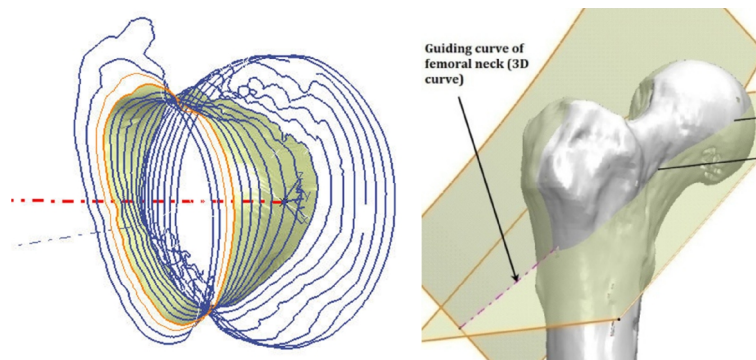
Следи поступак сличан поступку конструисања тежишних тачака тела фемура. У овом случају, криве пресека врата се конструишу уз помоћ пресека омотача модела фемура (спољашње површине) и низа од 5 равни (оптималан број утврђен као и за осу тела фемура) које су ортогоналне на пројекцију FNA у Tkeel равни. И овде је битно је да се тих 5 пресека налазе у простору између главе и трохантерског клина како би се избегло узимање у обзир тежишних тачака оних пресека који поред врата фемура садрже и утицај других морфолошких целина.

Следи конструисање површина које су ограничене кривама пресека врата, а потом и тежишта ових површина.

Следећи корак је конструисање рудиментарне криве водиље врата фемура (rFNA) интерполацијом, са ограничењем да крива пролази кроз тежишне тачке 5 пресека. Рудиментарна крива водиља тела фемура сада служи као основа за израду пројекција

криве водиље врата фемура у А-Р и L-M равни на исти начин као и код криве водиље тела.

Крива водиља врата фемура - FNA се конструише пресеком две површине. Прва површина настаје екструдирањем FNA у правцу нормалном на А-Р раван. Друга површина настаје екструдирањем L-M пројекције FNA у правцу нормалном на L-M раван, (слика 26.)



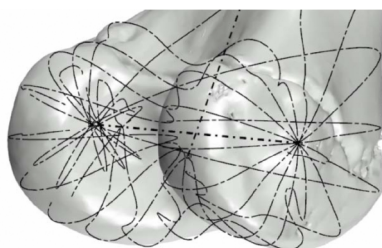
а) Пресеци нормални на FNA раван

б) Крива водиља у пресеку две ортогоналне површине

Слика 26. Процес креирања криве водиље врата фемура

4.2.5.1.13 Оса кондила

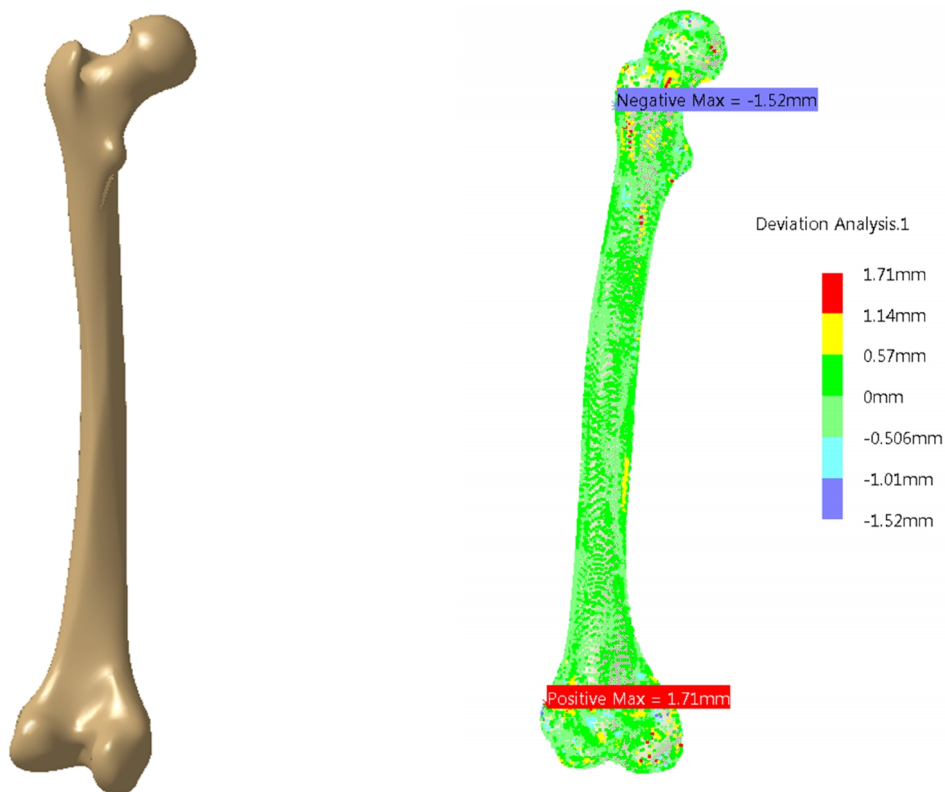
На основу најнижих тачака латералног и медијалног кондила (P_LC, P_MC), креирана је оса кондила (CAx), (слика 21). Оса кондила дефинише осу ротације раванских пресека којима се креирају базичне криве, над којима се креира површински модел кондила, слика 27.



Слика 27. Ротациони равански пресеци са дефинисаним кривама

Приказани метод представља основ за јасно дефинисање морфолошких ентитета хумане бутне кости. RGEs су посебно важни у смислу креирања геометријских модела фемура и других костију, па самим тим и параметарских модела, који се касније могу применити за израду имплантата, планирање ортопедских операција и слично. Метод се може применити и на друге кости коштаног система, чиме се омогућава креирање библиотеке геометријских модела свих костију које граде хумани скелет.

Коришћењем кривих дефинисаних кроз конструисање RGEs, са одговарајућим операцијама над појединачним површинама, као што су одсецање и спајање, креиран је површински модел фемура приказан на слици 28а. Упоређивањем одступања површинског модела добијеног преко дефинисаних кривих и иницијалног улазног полигоналног модела, може се видети да је креирани модел сасвим задовољавајуће тачности, са максималним одступањем од 1.71мм и средњим одступањем од 0.48мм. Модели фемура су приказани на слици 28.



а) Површински модел фемура на основу кривих

Компаративна анализа површинског модела и улазног полигоналног модела

Слика 28. Површински модел фемура и одступање датог модела у односу на увезени модел

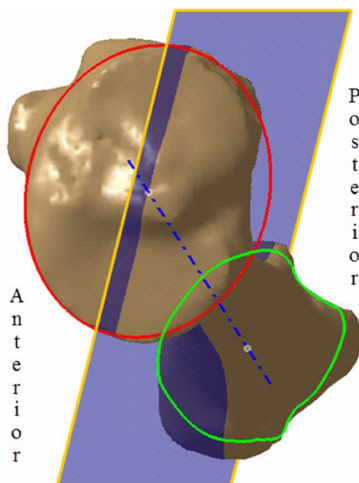
4.2.6 Референтни геометријски ентитети и површински модел тибије

Основни анатомски елементи који су важни за дефинисање геометрије људске тибије су анатомска и механичка оса. У А-Р погледу (пројекцији) ове осе се поклапају. У складу са потребама овог истраживања, за разлику од фемура, тибија није толико детаљно разматрана у смислу анатомско-морфолошких карактеристика, већ су анализирани само они анатомски оријентери који су од значаја за креирање одговарајућих

модела тибије. У неким будућим истраживањима биће урађена прецизнија анализа морфолошких ентитета тибије.

Механичка оса тибије се дефинише као линија која спаја центар горње зглобне површине тибије (lat. *facies articularis superior tibiae*) на њеном горњем крају, који одговара тачки на средини интеркондиларног испупчења (lat. *eminentia intercondylaris*) са тачком која одговара центру доње зглобне површине тибије (lat. *facies articularis inferior tibiae*), на њеном доњем крају, што је и приказано у раду Cook и сар.[62].

Горња зглобна површина тибије (lat. *facies articularis superior tibiae*) је апроксимирана са елипсом јер она најбоље обухвата њене границе, односно геометријски највише одговара облику ове зглобне површине. Прва тачка механичке осе, је дефинисана као центар елипсе. Дата тачка се може дефинисати и као центар интеркондиларног узвишења проксималног дела тибије [62]. Друга тачка је дефинисана као центар (тежиште) пресека на дисталном делу тибије (доња зглобна површина тибије), Слика 29.



Слика 29. RGEs дефинисани на полигоналном моделу тибије: Механичка оса и А-Р раван

Када је позната механичка оса, могуће је постављање различито оријентисаних равни у складу са анатомским карактеристикама тибије. А-Р раван је дефинисана као раван која садржи дужу осу елипсе и механичку осу тибије.

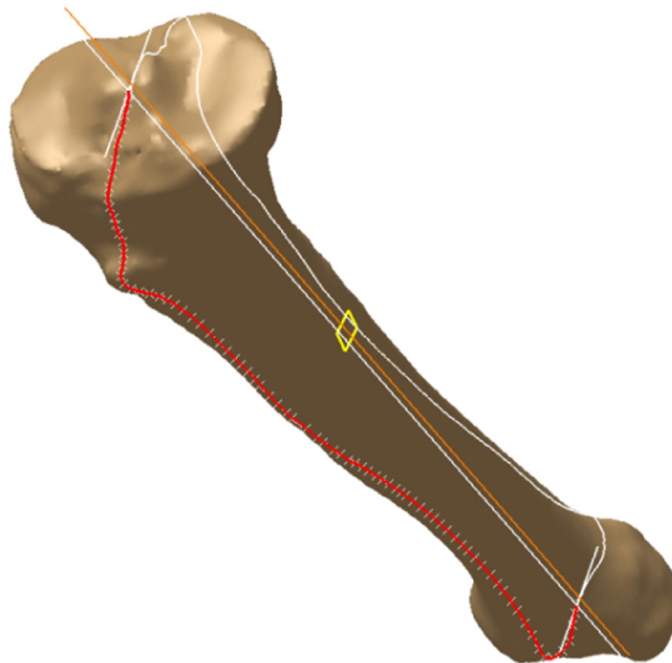
За креирање геометријских модела тибије коришћене су две методе. Прва метода се базира на *spline* кривама креираним у уздужним ротационим равнима. Друга метода се базира на спајању појединачних геометријских модела анатомских делова тибије и то: проксималног дела (горњег крајка), тела тибије и дисталног дела (доњег крајка) тибије.

4.2.6.1 Метода ротационих равни

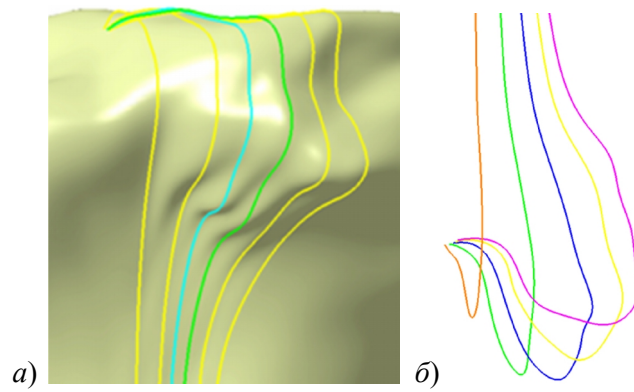
Првом методом геометријски модел се креира уздужним *spline* кривама који обухватају сва три дела тибије, тј. једино се користе равни које садрже механичку осу

(Слика 29). AP раван садржи механичку осу тибије и дели је на предњу (anterior) и задњу (posterior) страну (Слика 30). Иницијалне криве су добијене пресеком полигоналног модела тибије и равни одређих са: 0, 15, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90, 105, 120, 135, 150, 165, 180, 195, 210, 225, 240, 255, 270, 285, 300, 310, 325, 330 и 345 степени у смеру од споља (латерално) према напред (антериор) тако да AP раван одређује криве од 0 и 180 степени.

Коришћењем овако великог броја равни у циљу добијања прецизнијег модела, настају проблеми при каснијем формирању површинског модела тибије. Наиме, долази до нежељеног деформисања површине на местима на којима је морфологија тибије комплекснија, као што су унутрашњи глежањ (лат. malleolus medialis) или задњи део проксималног крајка, јер се на тим местима суседне spline криве међусобно веома разликују (Слика 31). Ове неправилности могу делимично да се исправе коришћењем попречних spline кривих, добијених на основу пресека равни управних на механичку осу са полигоналним моделом тибије. Они имају функцију водила при креирању површине. Међутим, пошто су уздужне spline криве доста компликоване јер обухватају целу дужину тибије, могуће је једино креирање делова укупне површине, који се састоје од мањег броја уздужних кривих. Тако добијене парцијалне површине касније формирају целу површину тибије, али ће места спајања остати изражена и неправилна. Још један проблем код оваквог избора равни настаје на задњој страни централног дела тибије. Креирана површина је лошег квалитета на том делу тибије због великог броја уздужних кривих који су на малом међусобном растојању.



Слика 30. Метода ротационих равни за креирање модела тибије. Пресек полигоналног модела и равни, постављање тачака и креирање spline криве



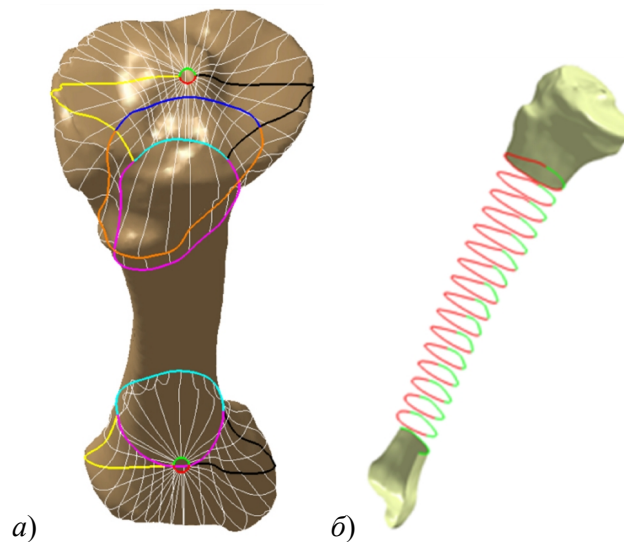
Слика 31. а) Проблем који настаје на задњој страни прохимальног крајка, б) Сплајнови на унутрашњем глежњу (лат. malleolus medialis)

4.2.6.2 *Метода карактеристичних зона/делова*

Другом предложеном методом површински модел тибије је могуће добити спајањем креираних површина проксималног, средњег и дисталног дела кости. За проксимални и дистални део/крајак користе се исте равни као и код методе ротационих равни. Ове равни су одређене у складу са морфолошким одликама тибије, па је тако у овом случају њихов размак мањи на делу где се налази кврга голењаче (*tuberositas tibiae*) (од 40 до 90 степени), како би се овај морфолошки комплексан део тибије описао на што прецизнији начин. Слична ситуација је и са задњом страном проксималног крајка тибије (од 300 до 330 степени). Исте равни су употребљене за креирање кривих и на дисталном крајку тибије, али треба напоменути да оволики број кривих није потребан за креирање овог дела тибије, обзиром на то да је он морфолошки једноставнији у односу на проксимални крајак. Пошто су код ове методе spline криве краће, могуће је увести spline водиле на већим парцијалним површинама тибије. Тако је проблем на задњој страни проксималног крајка донекле решен увођењем три spline водиле, од којих је једна на месту спајања проксималног крајка са средњим делом, телом тибије. Друга водиле припада равни која се налази на 30 мм од равни претходне водиле, док трећа водиле спаја врхове splajn кривих који креирају овај део површине тибије. Сваки од овде употребљених spline кривих има крајње тачке које се налазе на 2.5 мм од механичке осе, у односу на одговарајућу пресечну тачку полигоналног модела са механичком осом. Ова апроксимација је уведена како би се површина тибије затворила (круговима) на прохимальном и дисталном крајку кости. На предњој страни проксималног крајка, нема потребе за увођењем splajn водиле јер се површина на овом делу тибије креира без неправилности. Шта више, на овом делу тибије водиле би могле да поремете креирану површину. Површина дисталног крајка тибије се као и код проксималног, састоји од предњих и задњих делова. Оба дела дисталне површине имају по две водиле, од којих је

једна на месту спајања дисталног крајка са средњим делом, тј. телом тибије, док друга водиља спаја врхове spline кривих (Слика 32а,б). Мере дате у претходној анализи су апроксимативне и зависе од геометрије и облика појединачне тибије.

Због краћих и уједно мање компликованих spline кривих него код прве описане методе, као и због увођења наведених водиља, креирана површина на делу унутрашњег глежња (лат. malleolus medialis) нема битнијих неправилности у односу на примену методе ротационих равни. Површина средњег дела, тела тибије, је креирана spline кривама које се налазе у равнима које су управне на механичку осу тибије. Број равни је око 15, са међусобним растојањем од 15 mm (Слика 32б)). И код средњег дела тибије површина се састоји од предњих и задњих површина. Проблем са спајањем површина проксималног, средњег и дисталног дела кости у једну целину је решен употребом заједничких spline кривих на местима спајања (проксимални са средњим и средњег са дисталним). На тај начин се избегавају раније коришћене апроксимације површине приказане у раду Veselinovića и сар. [63], а које неповољно утичу на тачност креираног геометријског модела.



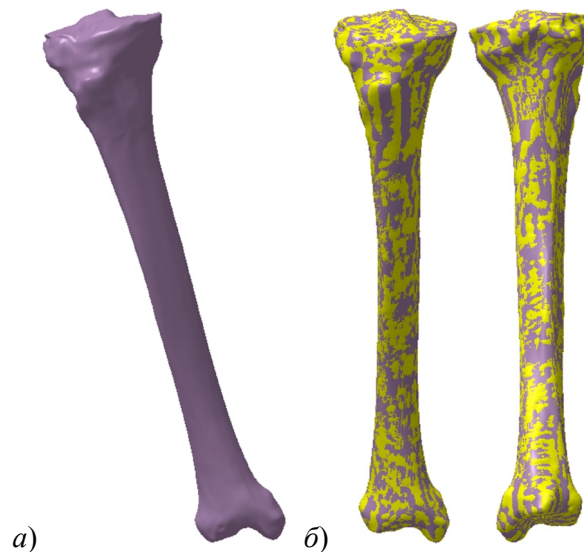
Слика 32. Метода карактеристичних региона за креирање модела тибије, а) Водиље и spline криве за креирање површине на крајевима тибије, б) Површина проксималног дела и задње стране дисталног крајка и spline криве на осовини тибије

4.2.6.3 *Анализа тачности креираног модела*

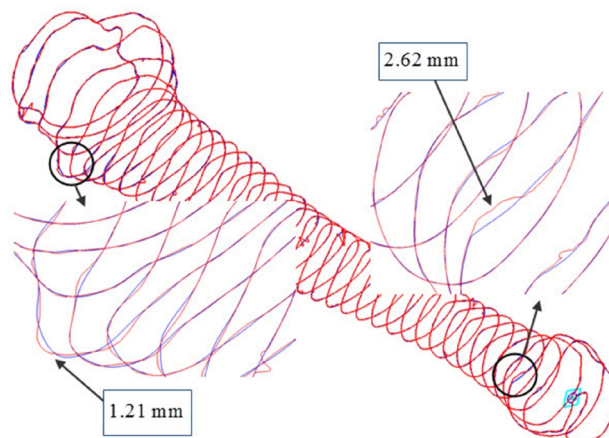
У циљу провере тачности 3Д површинског модела креираног другом (изабраном) методом, у односу на полигонални модел, постављен је сет равни. Као почетна је узета раван која је управна на механичку осу и садржи пресечну тачку механичке осе са дисталним делом полигоналног модела. Остале равни се налазе на по 10 mm у односу на почетну у смеру ка проксималном делу тибије. Пресеком постављених равни са

полигоналним и креираним површинским моделом тибије настају криве, чијим се упоређивањем анализира тачност креираног модела (Слика 33).

Као што се и очекивало, највећа разлика између кривих је на проксималном делу који је анатомски најкомплекснији. Ипак, њена највећа вредност не прелази 1.21 mm. На средњем делу, телу тибије, криве се скоро поклапају, док на дисталном нема већих разлика, осим између кривих насталих пресеком друге по реду равни из сета. Између те две криве на једном делу постоји разлика чији је максимум 2.62 mm (Слика 34). Постављањем додатне криве на том месту, грешка би се исправила. У пресеку равни са полигоналним моделом, на неким местима се јављају грешке на добијеним кривама у облику пикова. Они не представљају стварну геометрију полигоналног модела, тако да нису разматрани при анализи тачности.

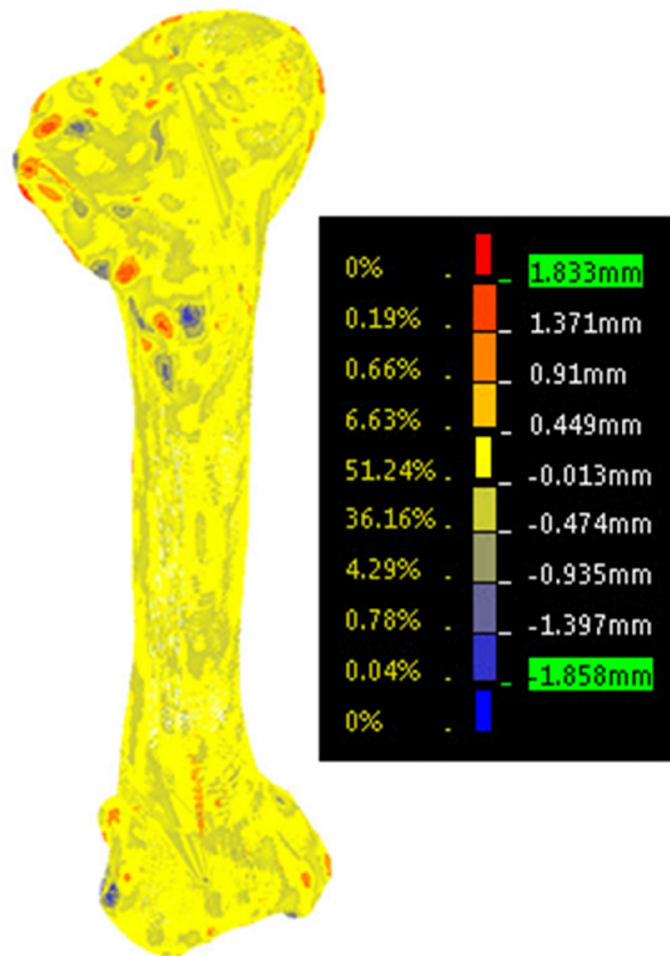


Слика 33. а) 3Д површински модел десне тибије добијен методом карактеристичних зона , б) Упоредни приказ добијеног и полигоналног модела (приказан жутом бојом)



Слика 34. Упоредни приказ кривих добијених пресеком сета равни са полигоналним (криве црвене боје) и креираним (криве плаве боје) моделом тибије

Још један метод за проверу тачности креираног модела је приказан на Слици 35. На тој слици је потребно од почетног полигоналног модела направити једноставан површински модел, користећи техничке елементе које поседује CAD софтвер. Овакав модел је потребан због проблема са пиковима које има полигонални модел, који су поменути код претходне методе. Софтвер поставља велики број тачака на креираном површинском моделу и површинском моделу добијеним од полигоналног. Упоредивањем одговарајућих тачака ова два модела, софтвер даје резултат о тачности креираног модела (Слика 35). Највећа разлика (грешка) износи 1.858 mm. Као што се и очекивало, веће разлике се јављају на проксималном и дисталном крајку тибије. Ипак, највећи број тачака има грешку која је мања од 1 mm, чиме су потврђене тврдње претходно описане методе анализе тачности. Средња вредност апсолутних вредности грешака свих тачака износи 0.268 mm.



Слика 35. Разлика тачака креираног 3Д површинског модела и модела добијеног од полигоналног. Приказ на тибији (лево) и статистика броја тачака (десно)

4.3 Параметарски модели дугих костију

Алгоритам који је коришћен за креирање предикционог/параметарског модела је реализован применом вишеструке линеарне регресије. Метод који је примењен описан је у [52]. Основна идеја линеарне регресије се састоји у томе да се зависна променљива Y предвиди у складу са вредностима утврђених параметара, односно независно променљиве X , (1).

$$Y = XB + E \quad (1)$$

Y – Зависна променљива

X – Независна променљива

B – Коефицијенти, E - Гешка

Узимајући у обзир дефинисани модел, потребно је одредити независну променљиву X . Ова променљива је дефинисана као вектор морфометријских параметара који се дефинишу за сваку кост појединачно. Сви дефинисани морфометријски параметри су у релацији са анатомским и морфолошким ентитетима на кости. Такође, дефинисани параметри се могу јасно прочитати са медицинских слика, што је и императив за брзо креирање параметарских модела. Битно је напоменути да је могуће креирати и појединачне анатомске секције са дефинисаним параметрима само у том делу, и на тај начин креирати параметарски модел само одређене секције, као што ће и бити приказано на примеру израде параметарског модела проксималног дела тибије, касније у тексту.

Ради успешног креирања параметарског модела одређене кости потребно је јасно дефинисати одређене анатомске тачке на одговарајућим геометријским елементима (најчешће spline криве), или на јасно дефинисаним анатомским оријентирима на самој кости. Као и за параметре, потребно је извршити мерења координата тачака на сваком појединачном примерку кости улазног скупа костију. Вредности координата тачака дефинишу зависну променљиву Y . Након формирања улазних елемената, врши се статистичка обрада и креирају се параметарске функције. Употребом параметарских функција могуће је на основу вредности параметара измерених са медицинских снимака (СТ, рендген) креирати облак тачака прилагођен одређеном пацијенту. Даље у тексту ће бити приказан процес креирања параметарских модела фемура и тибије.

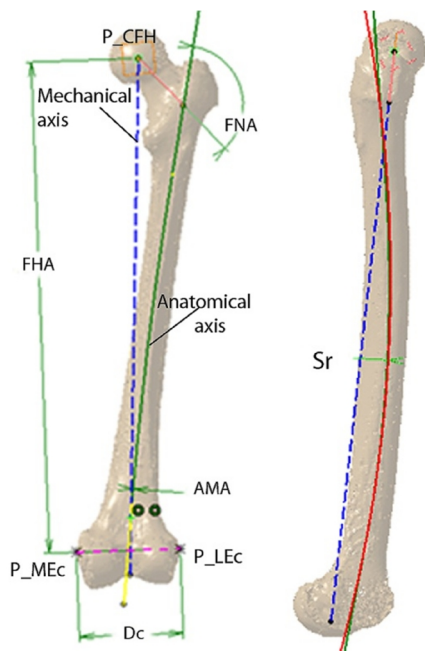
4.3.1 Параметарски модел фемура

Морфометријски параметри дефинисани на полигоналном моделу фемура приказани су на слици 36. Дефинисано је шест параметара за комплетан фемур. Што је више параметара то је могућност за креирање квалитетнијег модела већа, али то захтева више рада, као и више одговарајућих снимака ако се ради о рендгену. Битно је

напоменути, да је могуће спровести анализу са више или мање дефинисаних параметара и на основу тога формирати параметарске једначине. То значи да ако на располагању нема свих шест параметара, могуће је користити само доступне, чиме се губи на квалитету модела у погледу геометријске и анатомско/морфометријске тачности, али са друге стране модел је ипак креиран и омогућиће хирургу основну симулацију операције. Мерење морфометријских параметара на моделима фемура је могуће извршити у сваком тренутку, независно од мерења координата тачака.

Први и основни корак је дефинисање координатног система који ће омогућити правилно мерење координата тачака. Могуће је дефинисати више координатних система и то један апсолутни (енг. World Coordinate System - WCS) и више локалних или релативних координатних система (енг. Local Coordinate System - LCS). На примеру фемура креиран је WCS са центром у центру главе фемура. Равни координатног система су: AP, LM, и раван нормална на ове две равни (аксијална раван). У зависности од положаја тачака вршена су одговарајућа мерења у односу на LCS, па су вредности трансформисане у односу на WCS. На пример, у дисталном делу/окрајку фемура је формиран координатни систем тако што су осе X и осе Y дефинисане као правац који се дефинише линијом између екстремних тачака на кондилама, и правац нормалан на дати правац у одговарајућој ротационој равни.

Оса Z у том случају није потребна, јер се положај тачака дефинише у односу на угао ротације равни, слика 37a,b.



RGEs:

P_LEc – Спољна тачка на латералном епикондилусу,

P_MEc – Спољна тачка на медијалном епикондилусу,

P_CFH – Центар главе фемура

Параметри:

FHR – Радијус главе фемура

FNA – Угао врата фемура

FHA – Растојање између тачке P_CFH и линије која спаја P_MEc и P_LEc

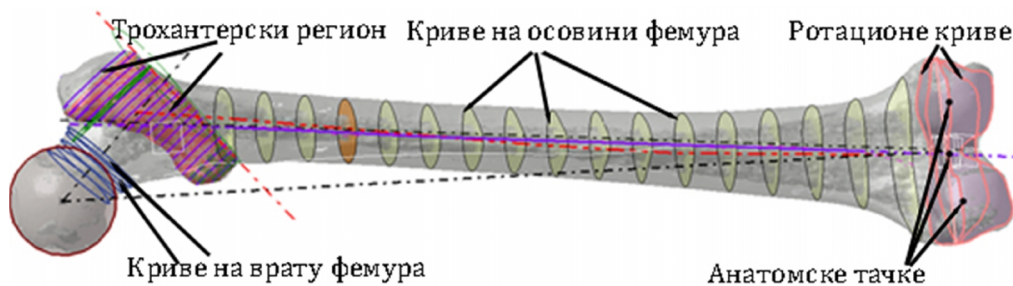
Dc – Растојање између P_MEc и P_LEc

AMA – Угао између анатомске и механичке осе у AP погледу

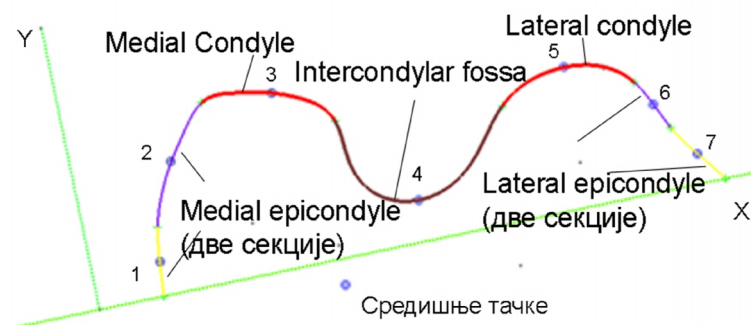
Sr – Радијус тела фемура у LM погледу

Слика 36. Морфометријски параметри дефинисани на фемуру човека

У даљем тексту ће бити приказан пример креирања параметарских функција за тачке фемура на дисталном делу, као и варијанте функција са мање и више дефинисаних параметара.



a)



b)

Слика 37. Примери кривих дефинисаних на анатомским секцијама фемура

4.3.1.1 Пример креирања параметарских функција

Параметарске функције дефинишу зависност параметара (p_1, p_2, \dots, p_n) и координата (X, Y, Z) тачака, и приказане су у (2).

$$X = f_1(p_1, p_2, \dots, p_n), Y = f_2(p_1, p_2, \dots, p_n), Z = f_3(p_1, p_2, \dots, p_n) \quad (2)$$

Као што је напред речено, као статистичка функција коришћена је вишеструка линеарна регресија и то модел описан у [52] и дефинисан у (3).

$$X = b_0 + b_1 p_1 + \dots + b_n p_n \quad (3)$$

$$Y = b_0 + b_1 p_1 + \dots + b_n p_n$$

$$Z = b_0 + b_1 p_1 + \dots + b_n p_n$$

Као пример креирања улазних вектора (матрица) зависне и независне променљиве дате су једначине приказане у (4) за координату X (слично је за Y и Z)

$$P_1, P_2, P_3, \dots, P_n = X_i \quad (4)$$

$$p_{11}, p_{12}, p_{13}, \dots, p_{1n} = X_{1i}$$

$$p_{21}, p_{22}, p_{23}, \dots, p_{2n} = X_{2i}$$

$$\dots \dots \dots \dots \dots$$

$p_{i,j}$ су вредности параметара измерених на сваком од примерака костију улазног скупа. X_i је вредност координате анатомске тачке на сваком примерку костију из улазног сета. Пример формиране једначине за три параметара (на пример ако није могуће измерити остала три) за координату X_i је приказано у (5). То је тачка 1 дефинисана на слици 31.

$$\begin{array}{llll} P_1(\text{DC}) & P_2(\text{FNA}) & P_3(\text{FHA}) & = X_1 \\ 81.383 & 127.456 & 386.675 & = 12.149 X_{11} \\ 82.297 & 125.67 & 391.734 & = 12.149 X_{21} \end{array} \quad (5)$$

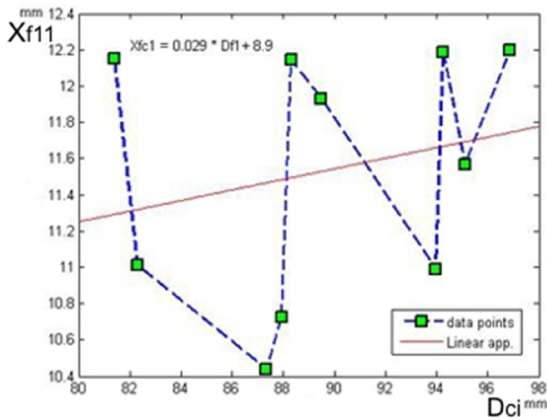
Да би се проверила тачност креираних параметарских функција битно је одредити вектор грешке за сваку координату сваке тачке. Вектор грешке за поменути тачку је дат у (6) и дефинисан у раду [52].

$$E = X_1 - X \quad (6)$$

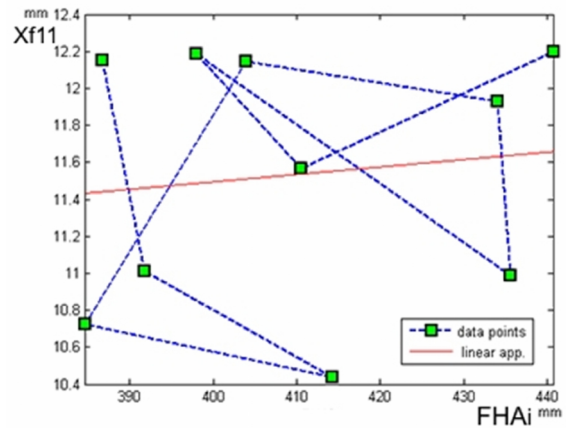
Пре него што се прикажу резултати примене регресије, битно је напоменути зашто је уопште одабрана линеарна регресија као статистичка функција. Анализа понашања вредности координата тачака је показала да је најбоља апроксимација вредности координата у суштини линеарна функција. Наравно, то је ограничено на улазни сет којим се располагало у истраживању. На сликама 38 и 39 може се видети да је варијација координате X тачке 1 у односу на параметре FNA и Dci, доста добро описана линеарном апроксимативном функцијом. Други типови функција као што су кубна, полиномна вишег степена и сличне интерполације/апроксимације креирају резултате који на дефинисаном улазном сету праве одступања која су већа од оних дата линеарном апроксимацијом. У овом истраживању одлучено је да се примени линеарна функција, јер уједно дефинише и апроксимативну средњу вредност над улазним сетом, што у одређеној мери омогућава примену и на примерцима костију који не испуњавају карактеристике (годиште, регионална припадност и слично) улазног сета. Као што се може приметити на сликама одступања нису велика и износе максимално до 2 mm. На основу примењене анализе може се за улазни сет који је одабран дефинисати претпоставка да ће се у оквиру одређеног 3Д простора тачке линеарно распоредити, а то је управо оно што линеарна регресија и пружа. За наредна истраживања могуће је применити и друге типове регресије, као и друге методе вештачке интелигенције, али у тренутном стадијуму истраживања одабрана је линеарна регресија.

$$X_{f11} = 0.029D_{ci} + 8.9 \quad (7)$$

$$X_{f11} = 0.004FNA_i + 9.9 \quad (8)$$



Слика 38. X_{f11} координата Тачке 1 (, f - Фемур, Крива 1, Тачка 1) у односу D_{ci} (Растојање између P_{MEc} и P_{LEc})



Слика 39. X_{f11} координата Тачке 1 (, f - Фемур, Крива 1, Тачка 1) у односу на FNA_i (Растојање између P_{CFH} и линије која спаја P_{MEc} and P_{LEc})

Након спроведеног мерења, креиране су вектори одговарајућих величина (9), и након примене линеарне регресије добијене су функције приказане у (10) за улазни скуп костију.

$$\begin{aligned}
 X_{\text{coord}} &= [12.149 \ 11.010 \ 10.44 \ 10.726 \ 12.148 \ 11.931 \ 10.99 \ 12.184 \ 11.567 \ 12.2]'; \\
 D_c &= [81.383 \ 82.297 \ 87.34 \ 87.932 \ 88.301 \ 89.493 \ 93.961 \ 94.257 \ 95.112 \ 96.88]'; \\
 FNA &= [127.456 \ 125.67 \ 129.45 \ 127.67 \ 130.56 \ 129.1 \ 128.7 \ 126.2 \ 129.5 \ 128.015]'; \\
 FNA &= [386.675 \ 391.734 \ 414.253 \ 384.577 \ 403.927 \ 434.057 \ 435.555 \ 397.939 \ 410.45 \ 440.713]'; \\
 B &= [\ 11.4509 \ 0.0325 \ -0.0007 \ -0.0197] \\
 E &= [0.8522 \ -0.3480 \ -0.9907 \ -0.7811 \ 0.7003 \ 0.4381 \ -0.6550 \ 0.4521 \ -0.1183 \\
 &\quad \quad \quad 0.4504]
 \end{aligned} \tag{9}$$

Анализирајући вектор грешке може се закључити да је девијација испод једног милиметра што се сматра добрим резултатом и може се рећи да је предложени модел у овом случају испунио очекивања, а сагледавајући анализе и резултате приказане у раду [31].

Као резултат примене линеарне регресије, формира се функционална зависност између координате тачке и морфометријских параметара, као што је и дефинисано у (10).

Ова функција се може искористити за дефинисање положаја тачке 1 на новом примерку фемура, односно ова и остале функције се могу искористити за креирање облака тачака прилагођеног геометрији и анатомији/морфологији фемура одређеног пацијента.

$$X_{f11} = 11.4509 - 0.0325D_c - 0.0007FNA - 0.0197FHA \quad (10)$$

Као пример употребе свих шест параметара, приказане су параметарске функције у (11). Вектор грешке је приказан у (12) и може се видети да за ову тачку нема великих промена. Грешка је и даље око 1 мм.

$$\begin{aligned} X_{f11} &= 9.168 + 0.033 \cdot D_{ci} - 0.033 \cdot FHA_i + 0.041 \cdot FNA_i \\ &+ 0.002 \cdot AMA_i + 0.055 \cdot S_{ri} - 0.033 \cdot FHR_i \\ Y_{f11} &= 16.706 + 0.097 \cdot D_{ci} - 0.046 \cdot FHA_i - 0.062 \cdot FNA_i \\ &- 0.004 \cdot AMA_i + 0.078 \cdot S_{ri} - 0.014 \cdot FHR_i \\ Z_{f11} &= 12.213 + 0.021 \cdot D_{ci} - 0.013 \cdot FHA_i - 0.078 \cdot FNA_i \\ &- 0.001 \cdot AMA_i + 0.039 \cdot S_{ri} - 0.056 \cdot FHR_i \end{aligned} \quad (11)$$

$$E = [0.8322 \quad -0.4440 \quad -1.1607 \quad -0.5811 \quad 0.7503 \quad 0.421 \quad -0.6150 \quad 0.5521 \quad -0.0183 \\ 0.3504] \quad (12)$$

4.3.1.2 *Анализа одступања координата тачака*

На основу анализе грешака свих тачака за двадесет (20) узорака фемура, дошло се до одређених резултата који су представљени у Табели 1. Максимална девијација (одступање) је 4.19 mm. Ова девијација је релативно велика, али и даље мања од максималне девијације представљене у раду [31], наравно исказано само на улазном скупу фемура који је коришћен. Друго, ова тачка је на месту где су одређени улазни полигонални модели били захваћени остеопорозом што је довело до претпоставке о положају тачке. Претпостављен је положај на основу познате анатомије и облика кости из литературе.

На основу табеле и средње вредности максималне грешке за сваку од координата за све тачке на моделу може се закључити да је модел сасвим прихватљив. Наравно, ако би се укључио већи број узорака, што је и императив у даљем истраживању, као и већи број параметара, претпоставка је да би резултати били још бољи. Такође, могућност примене

других метода статистике и вештачке интелигенције омогућава још једну претпоставку о креирању још тачнијег модела.

Још једна могућност која стоји на располагању истраживачима из ове области јесте употреба лимитирајућих (граничних) функција које би се креирале на основу статистике и које би онемогућавале креирање вредности координата у некој области које не задовољавају одређене морфолошке/анатомске услове.

Табела 1. Одступања координата тачака улазног сета фемура човека [mm]

Координате тачака	Максимално одступање	Средња вредност одступања	Средња вредност максималне просечне грешке (EX,EY,EZ)	Стандардна девијација грешке одступања
X	1.97	0.97	1.91	0.5
Y	4.19	1.45	1.93	0.58
Z	1.54	1.2	2.01	0.39

Опште је познато у медицини, да се вредности морфометријских параметара крећу у одређеним границама за одређене области, и за одређени улазни скуп, па би се дубљом анализом то могло искористити за контролу вредности координата.

Средња вредност максималне грешке приказане у Табели 1 је рачуната за сваку координату сваке тачке на моделу облака тачака за 20 примерака, а формула за X координату је приказана у (12).

$$E_{X_{1avg}} = (E_{X_1} + E_{X_2} + \dots + E_{X_n}) / n \quad (12)$$

$E_{X_{1avg}}$ – Средња вредност грешке (девијације) за тачку 1, за координату X ($n = 20$).

$$EX = (E_{X_{1avg}} + E_{X_{2avg}} + \dots + E_{X_{kavg}}) / k \quad (13)$$

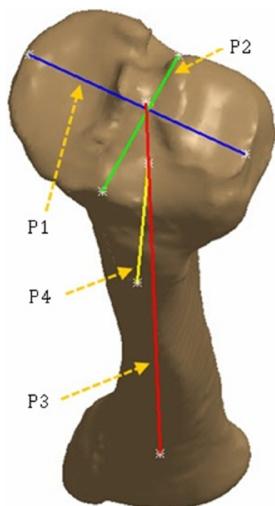
EX – Средња вредност максималне просечне грешке за све тачке ($k = 226$)

4.3.2 Параметарски модел проксималног крајка тибије

За тибију у првој итерацији креиран је параметарски модел проксималног дела, ради провере тврдње о могућој примени параметарски дефинисаних имплантата, односно фиксатора за фиксацију проксималног дела кости. Коришћен је улазни скуп од десет (10) костију мушкараца и жена годишта око 50 до 60 година, истог регионалног порекла, са истим параметрима скенирања, који су били примењени код скенирања фемура. У случају проксималног крајка тибије, параметарска функција за тачку 2 на криви 1 (Слика 41, тачка AP2) је приказана у (14). Дефинисани морфометријски параметри за тибију су приказани на Слици 40.

$$X_{P2} = 8.8236 - 0.2378P_1 + 0.1098P_2 - 0.0196P_3 - 0.1498P_4 \quad (14)$$

У (14) је дефинисана параметарска функција за X координату тачке AP2. Када се одреде све параметарске функције за све анатомске тачке, формира се параметарски модел кости. На слици 42 је приказан креирани површински модел проксималног крајка тибије који је креиран независно у односу на целу кост. Ако пацијенту недостаје неки део проксималног дела тибије и треба га заменити имплантатом, могуће је преузети геометрију са креираног модела и израдити имплантат (или фиксатор у овом случају).

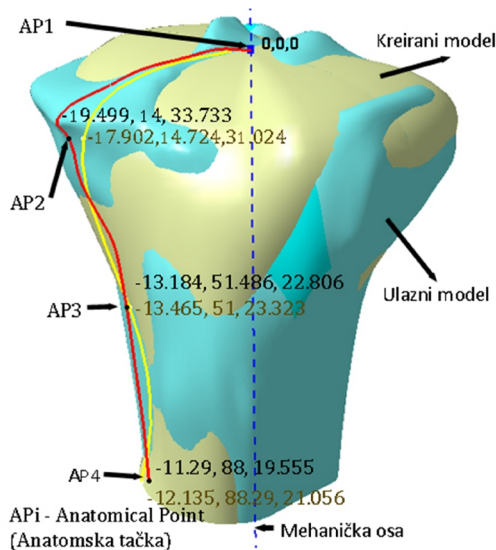


- P1, P2 – Растојања између најудаљенијих тачака у А-Р (Anterior-Posterior) и L-M (Lateral-Medial) равни платоа тибије.
- P3 –Растојање између тачака које дефинишу механичку осу тибије
- P4 – Растојање од механичке осе до најудаљеније тачке на голењачној кврзи (tuberositas tibiae) проксималног крајка тибије.

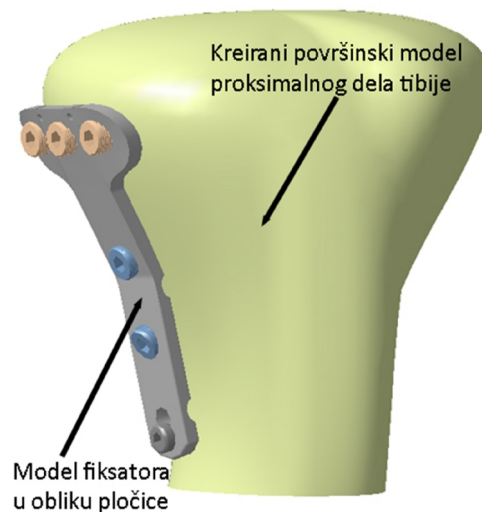
Слика 40. Морфометријски параметри дефинисани на полигоналном моделу тибије.

На слици 41. је приказан површински модел проксималног дела оригиналне тибије из улазног сета, и површински модел креираног проксималног крајка кости. На тој слици је дат приказ анатомских тачака, као и вредности њихових координата за улазни модел и за креирани модел, на основу очитаних параметара са СТ снимка. Вредности очитаних параметара су: $P_1 = 81.476 \text{ mm}$, $P_2 = 54.771 \text{ mm}$, $P_3 = 360.603 \text{ mm}$, $P_4 = 42.037 \text{ mm}$.

На слици 42 је приказан креирани површински модел проксималног крајка тибије у склопу са плочастим фиксатором (пример упаривања фиксатора и дела кости).



Слика 41. Упоређење улазног и креираниг површинског модела проксималног дела тибије



Слика 42. Склоп плочастог фиксатора и површинског модела проксималног дела тибије

4.3.2.1.1 Анализа добијених резултата

Максимално одступање вредности координата тачака за улазни скуп полигоналних модела тибије приказано је у табели 2.

Табела 2. Одступања координата тачака улазног сета тибије човека [mm]

Координате тачака	Максимално одступање	Средња вредност одступања	Средња вредност просечне грешке (EX,EY,EZ)	Стандардна девијација средње грешке одступања
X	4.28	2.42	1.53	0.7
Y	0.72	0.64	1.32	0.55
Z	3.31	2.11	1.71	0.41

Вредности одступања су одређени за сваку тачку креираних модела и то за вредности њених координата. Вредности одступања су јасно дефинисана у векторима грешке који се добијају за сваку параметарску функцију а представљају разлику креираних вредности и измерених вредности са улазних модела. Средња вредност одступања је дефинисана на основу одступања дате координате за све примерке тибије. На основу резултата анализе геометрије креираних модела приказане у [15] може се видети да у тренутном стадијуму, MAF метод пружа сасвим задовољавајуће резултате,

узевши у обзир величину средње геометријске грешке приказане у Табели 2. Може се закључити да су креирани модели и више него довољне геометријске прецизности и анатомске/морфолошке тачности. У следећој итерацији параметарског модела тибије креиран је модел комплетне тибије, на основу ротационих равни приказаних у делу где је вршен опис RGEs на тибији. Након анализе резултата добијених над таквим моделом дошло се до закључка да за улазни дефинисани скуп примерака тибије (у овом случају десет) грешке за комплетан скуп костију налазе у већ дефинисаним границама, али, уз напомену, да је ово тврђене валидно само за дефинисани улазни сет узорака костију.

4.3.3 Завршне напомене о параметарским моделима костију

На крају треба истаћи да су параметарски модели фемура и тибије овако креирани тек у повоју, јер, тек треба додати још улазних узорака костију, и вршити тестирање на новим примерцима фемура и тибије. Постоји више активности чијом применом би повећали тачност креираних параметарских модела.

- Повећање броја узорака улазног скупа костију.
- Прикупљање квалитетнијих снимака костију пацијената у анатомском и геометријском смислу (без патолошких или трауматских оштета)
- Примена регресије вишег степена и детаљна анализа р броја (и других фактора) са становишта утицаја одређених параметара на тачност геометријског модела одређене анатомске секције и целе кости.
- Дефинисање већег броја морфометријских и других параметара.
- Креирање граничног модела који би онемогућио превелика одступања вредности морфометријских параметара у односу на оне која су дефинисана у литератури и клиничкој пракси.
- Примена других метода вештачке интелигенције, као што су на пример неуронске мреже, и сл.

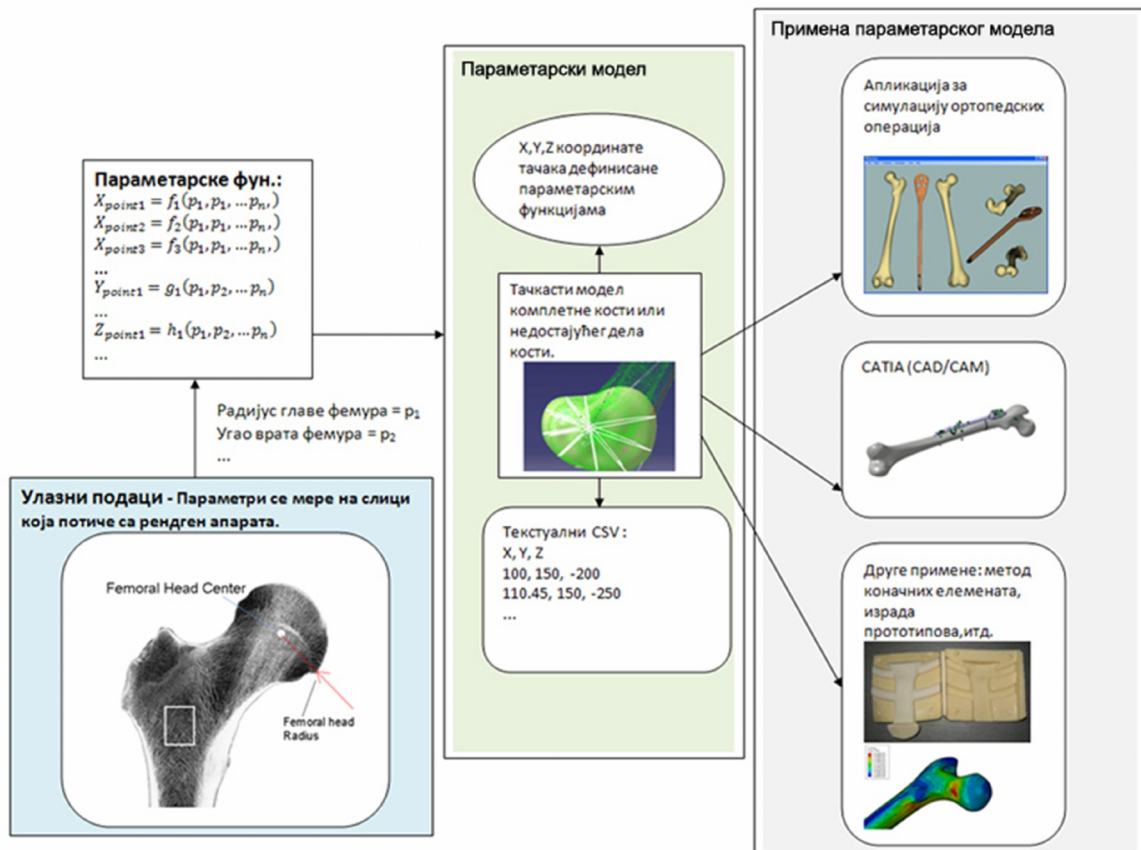
Сви напред наведени елементи представљају основ за даље истраживање и креирање геометријски прецизнијих и анатомски /морфометријски тачнијих модела костију.

4.4 Примена параметарских модела костију

Употреба параметарског модела за симулацију склопа фиксатора и дела кости је приказана на слици 42, али то није једина могућа употреба датог модела. На слици 43 су приказане и друге могућности примене параметарског модела кости човека.

Сам поступак примене параметарског модела би се могао дефинисати на следећи начин: на основу реднгенског снимка или било ког другог који је на располагању, врши се

очитавање вредности параметара и њихова примена у параметарским функцијама. Као излаз из параметарских функција добијају се координате тачака (X,Y,Z) са израчунатом вредношћу. Тако формиран облак тачака се може применити у више сврха, а неке од њих су: примена у апликацији за симулацију ортопедских операција, креирање прелиминарних модела за примену методе коначних елемената, употреба у адитивним технологијама за израду прототипова и слично.



Слика 43. Процес примене параметарског модела

5 Примери употребе MAF методе

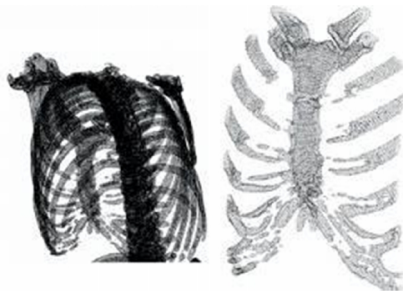
У овом делу доктората приказаће се неколико примера употребе MAF методе, који представљају карактеристичне случајеве/ ситуације који/е могу да се јаве у клиничкој пракси. Прво ће бити приказан пример израде прилагођеног имплантата стернума (грудна кост). У другом примеру ће бити приказана употреба методе за израду параметарског модела унутрашњег фиксатора по Митковићу. Трећи пример демонстрира примену методе коначних елемената за анализу оптерећења склопа кости фемура и унутрашњег фиксатора по Митковићу. На крају ће бити приказан прототип апликације за симулацију ортопедских операција.

5.1 Кастомизовани имплантат стернума

У примеру који следи приказан је метод креирања геометријског модела стернума пацијента, поступак производње имплантата стернума на бази креираног геометријског модела, као и поступак уградње имплантата. Геометријски модел стернума и дела ребара је креиран на Машинском факултету Универзитета у Нишу. Физички модел имплантата који је уграђен у тело пацијента је креиран у сарадњи Машинског факултета Универзитета у Нишу, Факултета инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу и Клиничког центра у Крагујевцу. Овим примером демонстрирана је успешна употреба MAF методе на типу кости који не припада дугим, већ плъоснатим костима.

5.1.1 Поступак реверзног моделирања

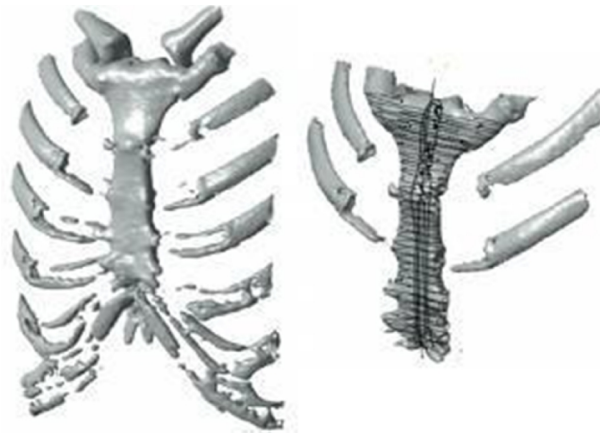
Процедура реверзног моделирања геометрије почиње добијањем волуметријског снимка погођеног региона уз помоћ СТ скенера и трансформацијом истих у облак тачака који се затим учитава у одговарајући CAD софтвер (CATIA V5), слика 44.



Слика 44. Снимак и добијени облак тачака

Накнадном обрадом овако унетих података креира се полигонални модел (слика 45) који је неопходан за препознавање и дефинисање RGEs - референтних геометријских

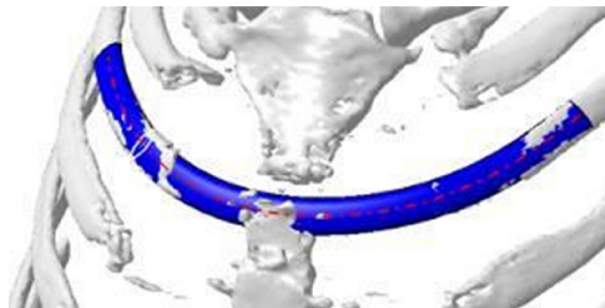
ентитета посматране кости (који представљају суштину овог метода реверзног моделирања), а који уједно представља основу за геометријско моделирање.



Слика 45. Полигонални модел стернума

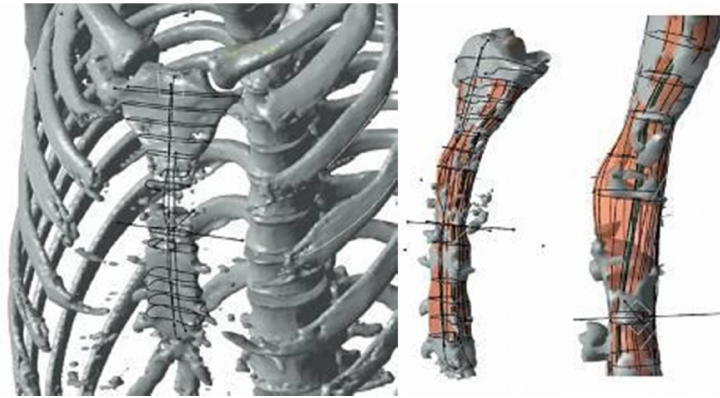
У конкретном случају, било је неопходно изградити упрошћену верзију геометрије грудне кости (sternuma) која се заснивала на СТ скенирању оболелог дела стернума и делова стернума који нису били захваћени канцером, као и на основу СТ снимака пацијената са здравим стернумима. Основни циљ који је требало испунити био је креирати геометријски модел недостајућег дела кости који мора да, са једне стране очува структурну и функционалност грудне кости, а са друге да омогући једноставнију и економичнију израду калупа са једним правцем отварања (кроз једну подеону површ).

У овом конкретном случају процедура реверзног моделирања дела стернума отпочела је идентификацијом места припоја ребарне хрскавице другог и трећег ребра и стернума, као и 3Д криве водиље ребара. Након низа корака на крају овог дела процедуре, креиран је запремински модел ребара (слика 46) и одговарајућих ребарних хрскавица које ова ребра спајају са стернумом.



Слика 46. Креирање запреминског модела ребара

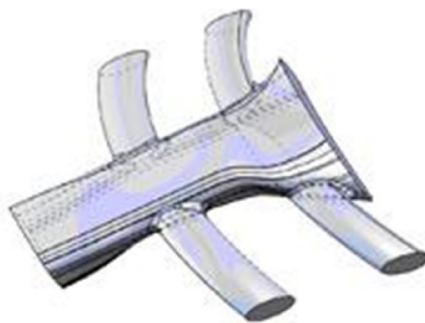
Процес реконструкције дела стернума, отпочео је креирањем паралелних пресека на полигоналном моделу дуж тела стернума. Такође, креирана је и просторна крива водиља дуж тела стернума на полигоналном моделу. Коришћењем криве водиље и раванских кривих, добијених у пресеку равни и полигоналног модела, креиран је запремински модел тела стернума и његове дршке, манубриума (слика 47).



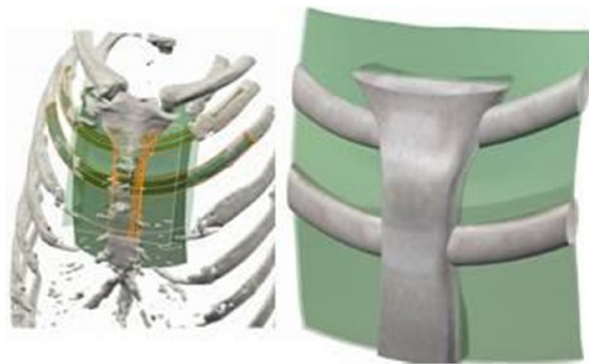
Слика 47. Просторна крива водиља стернума и запремина тела стернума

Недостајући део стернума који је био разорен карциономом, реконструисан је анализом модела здравог стернума и упоређивањем са моделом стернума захваћеним карциономом. Након анализе добијеног запреминског модела са становишта могућности креирања калупа за израду имплантата, установљено је да је модел превише комплексан, и да је потребно упростити геометрију модела стернума.

Свака појединачна раванска крива на основу које је креиран запремински модел дела стернума, је упрошћена, на тај начин што су интерполационе криве (spline) замењене апроксимативним кривама сачињеним од линија и лукова, где год је то могуће, водећи рачуна о структурној функционалности креираног модела (слика 48). Након модификације кривих, поново је креиран запремински модел дела стернума и одговарајућих ребара. У финалној фази припреме модела, креирана је подеона површина која раздваја делове калупа за израду имплантата (слика 49).



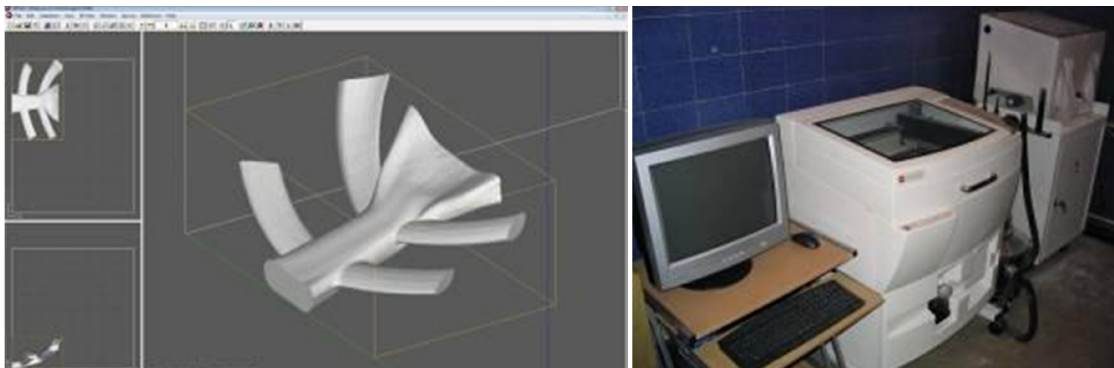
Слика 48. Запремински модел упрошћене геометрије и топологије



Слика 49. Финално прилагођавање модела изради калупа

5.1.2 Израда прототипа имплантата поступком 3Д штампања

На основу 3D модела креираног у Dassault Catia softveru, извозом у STL формат добијен је модел погодан за израду поступком 3D штампе. Због специфичности накнадне обраде израђен је још један помоћни модел, који поред главне геометрије садржи и подеону површ (која такође има дебљину, око 2 мм), како би се лакше формирао калуп. Ови модели су затим учитани у наменски софтвер ZPrint за израду на 3D штампачу ZCorporation ZPrinter 310 System. Учитани модел и уређај на коме је вршена израда приказани су на слици 50.

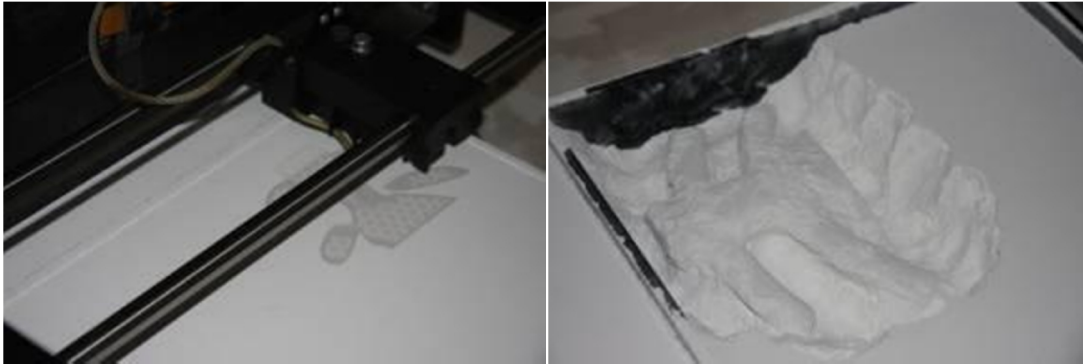


Слика 50. Модел у ZPrint софтверу (лево) и 3D штампач (десно)¹¹

Пре започињања израде, било је потребно одредити параметре штампе. Ово се конкретно односи на избор радног материјала и везива (у овом случају прах је био ZP130, а везиво ZB58), као и дебљине слоја који утиче на квалитет површине. Обзиром да је штампани део у овом случају био оригинал за израду калупа, било је од велике важности да квалитет површине буде што бољи, зарад лакше израде и раздвајања калупа. Изабрана је дебљина слоја од 0,088 мм, што је условило нешто дуже време израде. Уз то, модели су позиционирани у радној запремини на начин који максимално повећава квалитет

¹¹ Zprint софтвер, као и 3D штампач се налазе на Факултету инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу

површине и чврстоћу готових делова. Поступак израде и одштампан оригинал су приказани на слици 51.



Слика 51. Поступак израде оригинала физичког модела имплантата

Сам поступак штампања је трајао нешто више од 2 часа, а затим су делови још 45 минута остављени да очврсну пре вађења из праха. Након што су делови извађени из праха, извршено је уклањање вишка праха компримованим ваздухом. Да би се постигле што боље механичке карактеристике и скратило време сушења, делови су стављени у пећ на 100°C у трајању од 90 минута. Тек након ове операције добијени су оригинали за израду калупа који су приказани на слици 52.

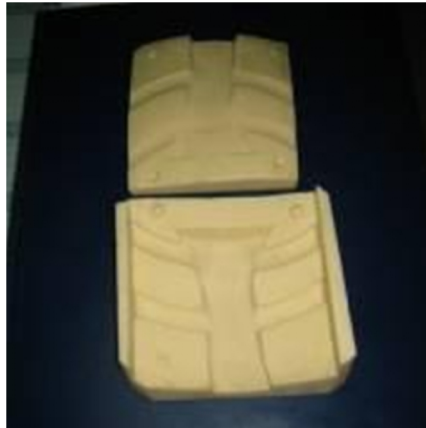


Слика 52. Готови оригинали добијени поступком 3D штампања

5.1.3 Израда калупа

Обзиром да приказани оригинали нису безбедни за директну употребу у протетичке сврхе, било је потребно израдити калуп у коме би се излили имплантати од медицински провереног протетичког материјала. За израду калупа коришћена је специјална врста полиуретанске пластике, која има тврдоћу потребну за ливење акрилата, који чине највећи проценат поменутог материјала (75% метил метакрилат-стирен-кополимер и 15% полиметилметакрилат). Прво је у кутији изливен доњи део калупа,

употребом помоћног модела са "плаштом", а затим је употребом оригинала израђен и горњи део калупа слика 53. Помоћни модел је уништен у поступку израде калупа, док је оригинал остао неоштећен, па би могао бити поново коришћен ако се укаже потреба.



Слика 53. Израђен калуп

Резултат овог поступка је дат на слици 53, као и поступак пуњења калупа протетичким материјалом слика 54.



Слика 54. Пуњење калупа протетичким материјалом

Припремљени протетички материјал је нанет у шупљине калупа и, након експандирања, потпуно је попунио калуп (слика 55). По истеку времена предвиђеног за очвршћавање протетичког материјала, имплантат је извађен из калупа.



Слика 55. Имплантат изливен у калупу пре завршне обраде

На крају је била неопходна механичка дорада имплантата, што је извршено алатима за сечење и брушење, као и хладна стерилизација истог.

5.1.4 Примена и резултати примене решења

Код пацијента коме је је постављена преоперативна радна дијагноза: тумор грудне кости са инфилтрацијом антериорног сегмента десног горњег режња плућа , извршена је ресеција грудне кости друге, треће и четврте ребарне хрскавице обострано и клинаста ресекција антериорног/предњег сегмента десног горњег режња плућа GIA STAPLER-ом 100mm и након тога је постављен израђени имплантат, који је фиксиран жицама за преостале делове грудне кости и ребра са обе стране, као што је и приказано у раду Stojkovića и сар. [64].

Контролни MSCT снимак грудног коша, годину дана након операције је показао да имплантат стоји у идеалној позицији и да није дошло до његовог померања Може се закључити да ова метода омогућава реконструкцију коштаног дела зида грудног коша и да је максимално прилагођена индивидуалним потребама сваког пацијената понаособ.

Време потребно за пројектовање и израду кастомизованог стернума: 1-2 дана.

- Разлика између морфологије и геометрије природне недостајуће кости и имплантата: минорна.
- Материјал имплантата: биокompatибилан, (75% метил метакрилат-стирен-кополимер и 15% полиметилметакрилат)

Механичке карактеристике имплантата: потпуно одговарају природној кости.

5.2 Метод конструисања параметарског 3Д модела унутрашњег динамичког фиксатора тибије по Митковићу типа TPL

Креирање методе којом се може конструисати такав геометријски модел унутрашњег динамичког фиксатора по Митковићу (у даљем тексту само фиксатор) који се по потреби може прилагодити геометрији, а самим тим и облику кости пацијента је један од основних разлога зашто је и покренуто ово истраживање. У току истраживања дошло се до закључка да је могуће креирати моделе фиксатора који одговарају одређеној групи пацијената - на пример један оптималан фиксатор за пацијенте чије су димензије тибије у одређеном распону, као и моделе фиксатора који се у великој мери прилагођавају геометрији, морфологији кости, специфичног пацијента, тзв. прилагођени фиксатори. У овом делу дисертације, у првом делу се описују медицински аспекти употребе наведеног/их фиксатора, док се у другом делу даје приказ детаљног поступка конструисања запреминског модела фиксатора.

5.2.1 Медицински аспект употребе унутрашњег фиксатора за тибију по Митковићу

У лечењу компликованих прелома проксималног крајка тибије, потребно је извршити фиксацију преломљених фрагмената кости. Фиксација може бити спољашња или унутрашња, као што је и описано у [65] Schmal и сар. и Jöckel и сар. [66]. Спољашња фиксација се постиже ушрафљивањем клинова у преломне фрагменте кости, а потом се клинови, који пролазе кроз кожу, са спољашње стране, повезују и фиксирају уз помоћ рама спољног фиксатора, пошто је претходно извршена репозиција¹² прелома. Унутрашња фиксација (постиге се коришћењем имплантата који су испод коже) прелома дугих костију (као што је тибија) може бити интрамедуларна¹³ или екстремедуларна¹⁴. Интрамедуларна унутрашња фиксација проксималног крајка тибије се може користити код лечења прелома у пределу метафизе¹⁵ тибије. Али, у лечењу прелома који се протежу до платоа тибије (клинички назив за горњу зглобну површину тибије), једино се екстремедуларна фиксација спроводи као вид унутрашње фиксације. Екстремедуларна фиксација се већ дуго година спроводи употребом фиксационих плоча. Један од нових

¹² репозиција прелома представља постављање коштанних фрагмената у пожељан положај

¹³ интрамедуларна унутрашња фиксација се састоји у увођењу имплантата у виду клина у интрамедуларни канал кости, а потом се уводе завртњи који се ушрафљују у кост и у исто време пролазе кроз попречне отворе на клину.

¹⁴ екстремедуларна унутрашња фиксација се састоји у постављању имплантата директно на спољну страну кости, а потом се кроз његове отворе уводе завртњи који се ушрафљују у кост.

¹⁵ метафиза представља прелазну зону између дијафизе (средњег дела) дуге кости и њеног проксималног дела.

видова унутрашње екстремедуларне фиксације проксималног дела тибије је и фиксација уз помоћ „унутрашњег динамичког фиксатора за тибију по Митковићу“¹⁶

Пошто је кост око тибијалног платоа прекривена малом количином меког ткива, т.ј. кожа се налази у непосредној близини кости, неопходно је да део екстремедуларног имплантата који належе на тај најпроксималнији део тибије буде мале дебљине и да у исто време што боље прати облик кости, како би притисак на кожу са њене унутрашње стране био што мањи. Ово је битно због тога што овакав притисак страног тела (имплантата) доводи до компресије на мале крвне судове у кожи, чиме се смањује проток крви у њима, што може довести до појаве исхемије¹⁷ и некрозе¹⁸ ћелија коже, а то даље доводи до развоја инфекције¹⁹ и отежаног зарастања прелома. Узимајући у обзир чињенице да кост нема геометријски правилан облик и да не постоје две идентичне кости, намеће се потреба да се геометријски дефинише облик имплантата који би што боље налегао на површину већег броја тибија и у исто време омогућио како довољну стабилност фиксације тако и што бољу превенцију прекомерне компресије на унутрашњу страну коже. У складу с тим, приликом лечења прелома проксималног дела тибије унутрашњом екстремедуларном фиксацијом, у рутинској употреби су фиксационе плоче различитих модификација у облику који треба што боље да прати облик тибије. Проксимални део унутрашњег динамичког фиксатора за тибију по Митковићу, такође, из наведених разлога, прати облик проксималног дела тибије.

Поред тога што је у лечењу тешких прелома неопходно извршити репозицију и фиксацију преломних фрагмената кости, код неких пацијената постоји потреба и за накнадном динамизацијом прелома. Динамизација прелома представља могућност уздужног транслаторног кретања преломних фрагмената кости једних према другима, дејством затегнутости мишића и дејством тежине тела, чиме се остварују већи контакт и притисак између фрагмената кости. Заправо, пошто се кост непрестано разграђује и ствара, код неких људи је у почетном периоду зарастања прелома процес разградње јачи од процеса стварања коштаног ткива, те се временом потпуно изгуби контакт између коштаних фрагмената који је постојао на почетку терапијског третмана, приликом фиксације прелома. Тада је за постизање поновног контакта између коштаних фрагмената

¹⁶ <http://mitkovic.net/inventions/index.html>

¹⁷ исхемија представља недовољно допремање кисеоника у ћелије

¹⁸ некроза представља одумирање ткива услед постојеће исхемије

¹⁹ чим је рана отворена (прекинут је континуитет коже) онда патолошки микроорганизми из спољне средине лако продиру у ткива испод коже и размножавају се око делова који нису прокрвљени (у овом случају око имплантата и некротизираниог ткива), јер тамо где нема прокрвљености нема ни одбрамбеног дејства имуног система организма против патолошких микроорганизама. Патолошки микроорганизми ометају ћелије кости да стварају ново коштано ткиво на месту прелома. Због тога је неопходно да имплантат буде стерилан приликом постављања.

неопходан процес динамизације. Ово је битно због тога што добар контакт и притисак између преломних коштаных фрагмената поспешују стварање младог коштаног ткива на месту прелома, тј. његово зарастање. Пошто се не може унапред предвидети да ли ће код оперисаног пацијента постојати потреба за динамизацијом или не, онда би било пожељно да се код свих пацијената са компликованим преломом проксималног дела тибије користи имплантат који омогућава процес динамизације прелома.

Фиксационе плоче својом конструкцијом не омогућавају процес динамизације, будући да не постоји могућност трансляторног померања завртњева у односу на фиксациону плочу, као што је и приказано у раду Рај и сар. [67]. С друге стране, унутрашњи динамички фиксатор за тибију по Митковићу, обезбеђује процес динамизације тиме што се у дисталном делу имплантата налази жлеб по којем завртањ може да клизи, и на тај начин се омогућава уздужно трансляторно померање преломног фрагмента у који је тај завртањ ушрафљен. Поред овог жлеба, на дисталном делу постоји и један мањи отвор кроз који се у кост ушрафљује завртањ који у почетку лечења спречава динамизацију. Динамизација се активира тек накнадно, 3-6 недеља од уградње имплантата, вађењем завртња који спречава динамизацију. То вађење се изводи минималном оперативном интервенцијом уколико се утврди да је покретање процеса динамизације код одређеног пацијента потребно.

Још једна важна чињеница у унутрашњој екстамедуларној фиксацији костију је потреба да примењени имплантат што мањом површином директно налаже на површину кости. Заправо, имплантат се поставља тако да налаже на танку овојницу кости – периост. Директан притисак имплантата на периост испод њега доводи до оштећења периоста. Будући да се у периосту налазе крвни судови који великим делом исхрањују кост коју периост облаже, онда се већим оштећењем периоста смањује потенцијал зарастања прелома²⁰.

Фиксациона плоча директно налаже на периост целом својом површином. С друге стране, средњи део унутрашњег динамичког фиксатора за тибију по Митковићу, између проксималног и дисталног дела имплантата, има цилиндричан облик, те је додирна површина са периостом веома мала у односу на величину имплантата у том делу. Због тога је и оштећење периоста мање.

Спољна фиксација је погодна и по питању могућности динамизације и по питању избегавања оштећења периоста у фиксацији прелома проксималног дела тибије. Динамизација се у том случају постиже тренутним попуштањем веза на раму спољног

²⁰ смањена прокрвљеност кости смањује допремање хранљивих материја потребних за зарастање прелома.

фиксатора и њиховим поновним затезањем након извршене динамизације. Када је у питању периост, његово оштећење се јавља само на местима где се клинови ушрафљују у кост. Недостатак спољне фиксације је што је она неудобна за пацијента и ограничава свакодневно обављање послова у већем степену него што је случај код лечења прелома унутрашњом фиксацијом. Код неких психијатријских болесника би нарочито било пожељно извршити пре унутрашњу него спољашњу фиксацију прелома, пошто постоји опасност од непожељне механичке манипулације са спољним фиксатором од стране ових пацијената.

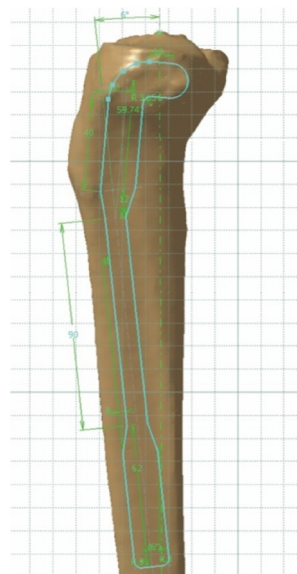
5.2.2 Опис методе геометријског конструисања параметарског 3Д модела унутрашњег динамичког фиксатора по Митковићу типа ТПЛ

На основу чињенице да кости немају правилан геометријски облик и да не постоје две идентичне кости јавља се потреба за дефинисањем оптималног геометријског облика фиксатора по Митковићу типа TPL, који би се могао применити код што већег броја тибија различитих пацијената за фиксацију прелома кости. Геометријски облик фиксатора дефинисан је кроз неколико фаза. У почетној фази мере потребне за дефинисање оптималне геометрије добијене су на основу мера преузетих са полигоналних модела тибија. Полигонални модели тибија су добијени са СТ снимака пацијената, уз употребу одговарајућих техника које су описане у претходним саопштењима [55,61]. На латералној страни тибије дефинисана је површина на коју се ослања унутрашњи фиксатор својим дисталним делом (слика 56). Површина је креирана применом делова кривих које настају у пресеку полигоналног модела и равни на одговарајућим местима. Пресечне равни на основу којих су креиране пресечне криве су постављене на местима где латерална површина тибије има највећу равну површину. На овако креираном делу површине полигоналног модела тибије дефинисана је тангентна базна раван која најбоље апроксимира ову површину на којој се ослања дистални део фиксатора. Због сложене геометрије на површини тибије неопходно је дефинисати контурну линију фиксатора која настаје у пресеку са полигоналним моделом тибије ради добијања адекватних геометријских мера. Контурна крива је креирана на основу познате геометрије фиксатора. Ово је изведено на следећи начин: са латералне стране тибије на основу базне равни на удаљености од 40 мм (може и више и мање, то је само ради једноставнијег пројектовања) дефинисана је нова раван, у којој је дефинисана геометрија фиксатора (слика 57). Овде се под геометријом подразумева дефинисање потребних дужина, радијуса, угла између проксималног и дисталног дела фиксатора и угла који фиксатор заклапа са механичком осом тибије, чиме се обезбеђује његово правилно позиционирање на површини кости.



Слика 56. Генерисање површине на латералној страни тибије применом попречних пресека који апроксимирају равну површину тибије.

На основу дефинисане контуре фиксатора у помоћној равни, следећа фаза је креирање површине управне на базну раван ослањања фиксатора (слика 58). Ова површина сече полигонални модел тибије на месту где се фиксатор позиционира при уградњи у реалним случајевима. У пресеку полигоналног модела и поменуте површине настаје пресечна крива (слика 59) неопходна за дефинисање радијуса кривина у проксималном делу фиксатора.



Слика 57. Дефинисање геометрије фиксатора у равни која је паралелна базној равни постављеној на полигоналном моделу.



Слика 58. Креирање површине која ограничава контуру фиксатора нормалне на базну раван.



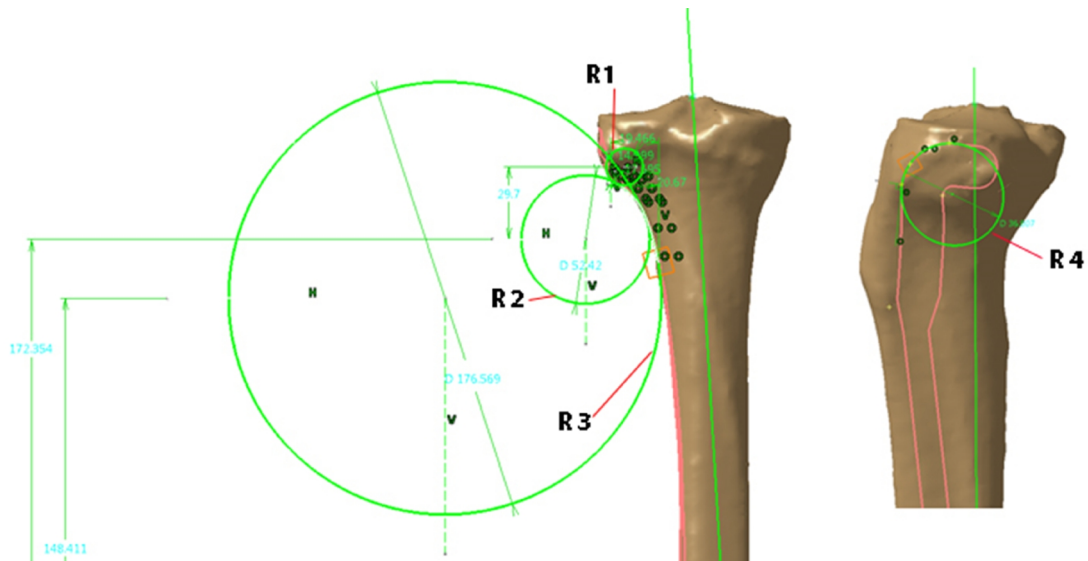
Слика 59. Пресечна крива настала као резултат пресека површине дефинисане на основу контуре фиксатора и полигоналног модела.

Правилним одабиром положаја и броја радијуса омогућава се адекватно прилагођавање геометрије фиксатора геометрији кости. У тренутном стадијуму истраживања одређена су четири радијуса приказана на слици 60. Радијуси R_1 , R_2 и R_3 су одређени у AP (Anterior - Posterior) погледу. Радијус R_4 је одређен у LM (Lateral - Medial) погледу.

Вредности радијуса кривина су мерене у равнима које су постављене нормално или паралелно са базном равни у подужном (короналном и сагиталном) и попречном (трансверзалном) правцу. У овом кораку на полигоналним моделима тибиа у одговарајућим положајима наведених равни уцртани су кругови који приближно апроксимирају пресечну криву која прати контуру фиксатора.

Као што је већ описано један од циљева ове методе је генерисање просечних геометријских вредности радијуса на геометријском моделу фиксатора које би требалио да одговарају одређеној групи тибиа (кости пацијената различитог узраста и конституције). То значи да се фиксатор са одређеним радијусима може применити на једном или више пацијената који се уклапају у одређену групу.

Просечне вредности карактеристичних радијуса на проксималном делу фиксатора добијене су на основу спроведене статистике за десет тибиа различитих пацијената (мушког и женског пола, старости од 20 до 55 године, скенови добијени под истим условима скенирања као у претходно описаним истраживањима) и приказане су у Табели 3.



Слика 60. Дефинисање радијуса кривина потребних за дефинисање геометрије фиксатора

Као што се може видети у Табели 3. вредности радијуса су подељени у две групе на основу промене радијуса R_1 . Прву групу чине модели тибије са вредностима радијуса испод 10 милиметра, док другу групу чине модели тибије са вредностима радијуса изнад 10 милиметра.

Табела 3. Просечне вредности радијуса измерених на полигоналним моделима тибија

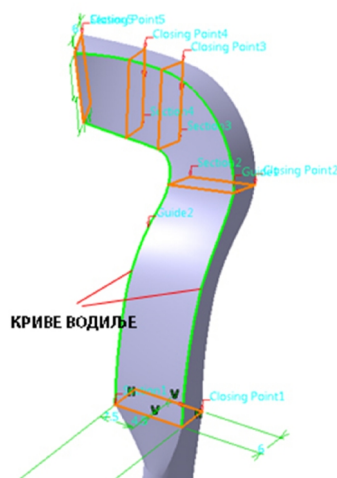
Тибија	Радијус R_1	Радијус R_2	Радијус R_3	Радијус R_4
1	7.4950	26.2100	88.2845	18.4035
2	6.2080	21.3950	90.4750	18.0150
3	8.7830	19.6120	90.9060	19.4150
4	6.5800	28.0250	87.2300	16.6420
5	8.5350	20.2950	86.2190	16.5910
Средња вредност/ Група 1	7.5202	23.1074	86.6229	17.8133
Стандардна Девиијација/Група 1	1.14356491	3.77057	2.02955	1.20628
6	20.8430	20.0500	80.5350	15.7620
7	24.4070	29.5610	70.7740	19.5980
8	19.993	23.1430	75.4990	18.2820
9	25.4440	33.5860	85.5520	18.0390
10	20.6190	33.8910	78.1200	17.4320
Средња вредност/ Група 2	22.2612	28.0462	78.0960	17.8226
Стандардна Девиијација/Група 2	2.47929006	6.22748	5.52036	1.39719
Средња вредност/ Сви примерци	14.8907	25.5768	83.3595	17.8180
Стандардна девијација/ Сви примерци	7.979565444	5.507311	6.793891	1.230592

Оваква подела представља одличан пример како се вредности одређених димензија могу мењати у зависности од пацијента. У овом случају вредности радијуса R_1 су добијене мерењем извршеним на индивидуалним полигоналним моделима тибије.

Пресеком одговарајућих кружница (са измереним радијусима приказаним у табели) и њиховим спајањем креиране су криве водиле у проксималном делу фиксатора (слика 61). Додатна крива водиле је креирана на сличан начин као и прва само што су употребљени други радијуси који у овом тренутку истраживања нису параметаризовани, али је омогућена њихова промена директно на моделу. Креирање линија водиле је неопходно због примене одговарајућег техничког елемента изабраног CAD софтвера - САТИА, при креирању геометријског модела фиксатора.

Креирање геометрије проксималног дела фиксатора врши се употребом техничког елемента sweep програма САТИА и то на основу креираних крива водиле и попречног пресека (правоугаоник) фиксатора. На овај начин се добија запремински модел проксималног дела фиксатора. Један од проблема који се може јавити у овом кораку креирања запремине је последица појаве наглих прелаза на местима промене радијуса кривине. Дати проблем је решен уз помоћ додатних радијуса који омогућавају креирање глатке криве, као што је и приказано на слици 61. Након уклањања оштрих прелаза приступа се креирању геометријског облика проксималног дела фиксатора чији је изглед приказан на слици 61.

Дистални део фиксатора креиран је употребом стандардних техничких елемената, јер је сачињен од класичних геометријских облика (слика 62), и на крају је извршено спајање проксималног и дисталног дела у једну целину, односно комплетни параметарски запремински модел фиксатора, што је и приказано на слици 63.



Слика 61. Криве водиле на проксималном делу фиксатора



Слика 62. Запремински модел дисталног дела фиксатора

Применом додатних техничких елемената потребно је извршити заобљење оштрих ивица и израду потребних отвора неопходних за фиксирање фиксатора на кости. Резултати овог истраживања су приказани у радуовима Сиосса-а и сар. [25] и Vitkovic –а и сар. [68].



Слика 63. Запремински модел унутрашњег динамичког фиксатора по Митковићу, тип TPL

5.3 Креирање мреже коначних елемената на примеру склопа фемура и фиксатора по Митковићу

Прва фаза у креирању модела фемура за потребе анализе применом методе коначних елемената (МКЕ) на основу САД модела јесте моделирање карактеристика његове унутрашње структуре. При моделирању костију, углавном се користе два приступа:

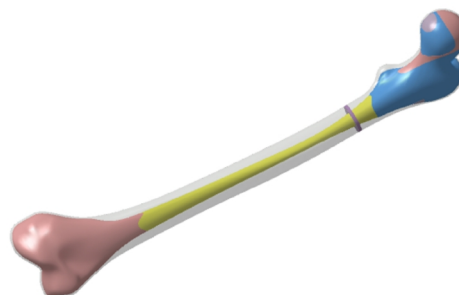
1. Додељивање карактеристика материјала сваком коначном елементу понаособ, путем корелација са густином материјала која се, пак, одређује на основу СТ снимака,
2. Зонирање унутрашњости кости, тј. њена подела на сегменте којима се додељују еквивалентне карактеристике материјала.

Први метод се често користи у пракси, зато што омогућава да се МКЕ модел креира за врло кратко време. При томе се, међутим, могу направити велике грешке у представљању унутрашњости кости, нарочито ако су димензије коначних елемената значајно веће од дебљине појединих сегмената кости. Познато је, на пример, да је спољашњи слој фемура - компактна кост, на појединим местима веома танак, нарочито у случају да су то кости старијих особа, захваћене остеопорозом. Због тога је коришћен други приступ, који подразумева израду зона које одговарају унутрашњој структури фемура. Осим зона које се јасно издвајају, компактне кости и централне медуларне шупљине, остатак унутрашње запремине који је испуњен спонгиозном кости (окрајци кости), такође је подељен на више зона. На моделу фемура опционо је креирана зона лома, која је коришћена при анализи склопа фемур - имплантат.

При зонирању је коришћена идеја из литературе описана у раду Cristofolini-а и сар. [69]. где је овакав приступ примењен на 2Д моделу фемура. Зонирање у равни, описано у литератури, ипак је представљало неупоредиво лакши задатак него у овом случају, који је захтевао употребу напредних 3Д типских форми у САД пакету САТИА, слике 64 и 65.

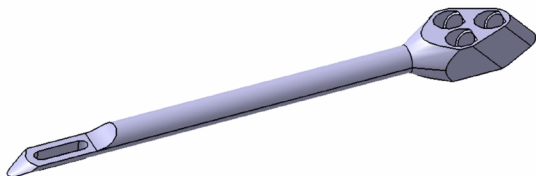


Слика 64. Зоне креиране у унутрашњости геометријског модела фемура, при чему је компактна кост сакривена.

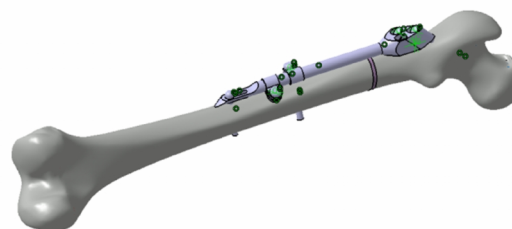


Слика 65. Зоне креиране у унутрашњости геометријског модела фемура, при чему је креирана и зона лома.

Осим геометријског модела фемура, креирани су и геометријски модели имплантата, тачније унутрашњих фиксатора по Миковићу (слика 66). Употребом описаних геометријских модела, креиран је и склоп фемура и имплантата, у оквиру кога је, променом параметара, могуће постављати имплантате по жељи ортопеда, али уз поштовање одређених ограничења, као што је локација вијака у глави фемура или вијака који пролазе кроз тело фемура (слика 67).

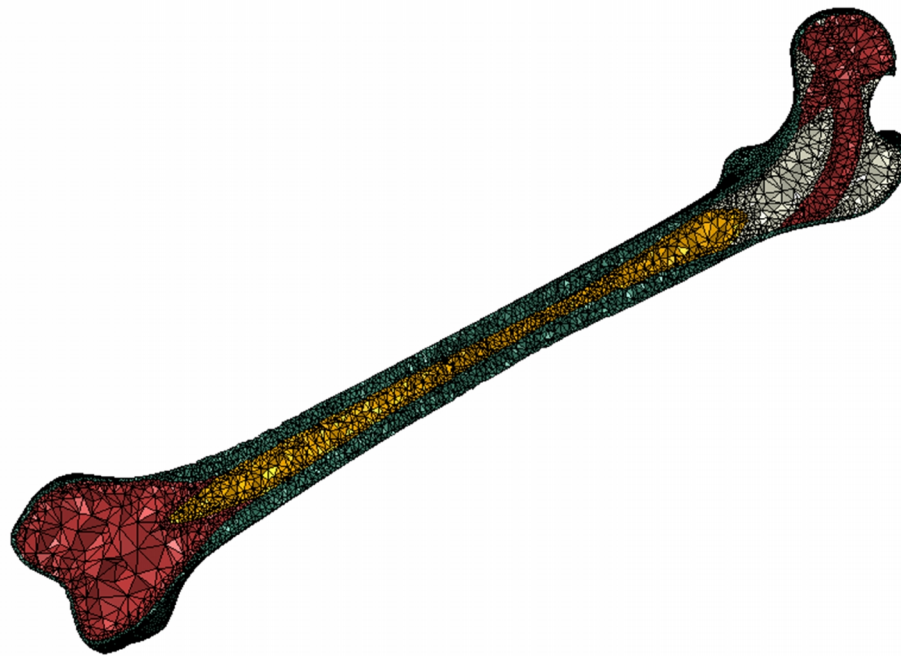


Слика 66. Један од имплантата чији је изумитељ проф. Митковић - трохантерна шипка



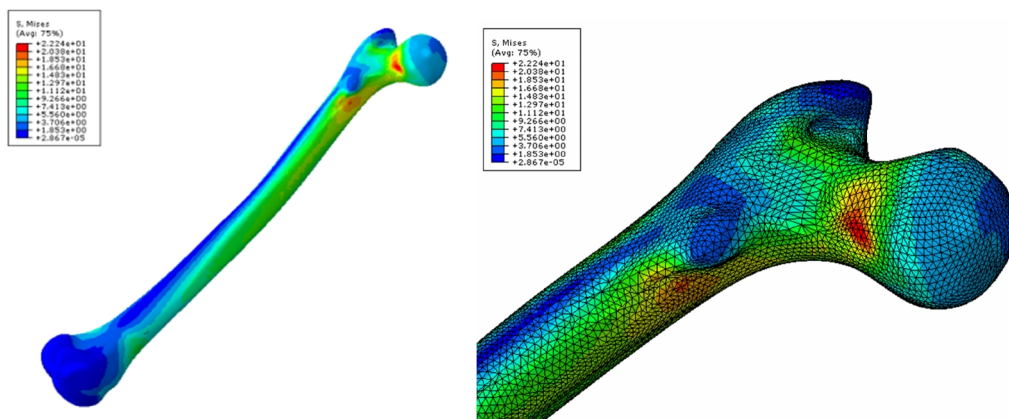
Слика 67. Склоп фемура и имплантата.

Након трансфера геометријског модела фемура у програм за анализу применом МКЕ, различитим зонама додељиване су различите карактеристике материјала, путем еквивалентних модула еластичности чије су вредности преузете из исте литературе као и идеја о зонирању. На спољној површини модела креиране су површине које приближно одговарају зонама дејства зглобова и мишића на фемур. Затим је унутар зона креирана мрежа коначних елемената (слика 68).

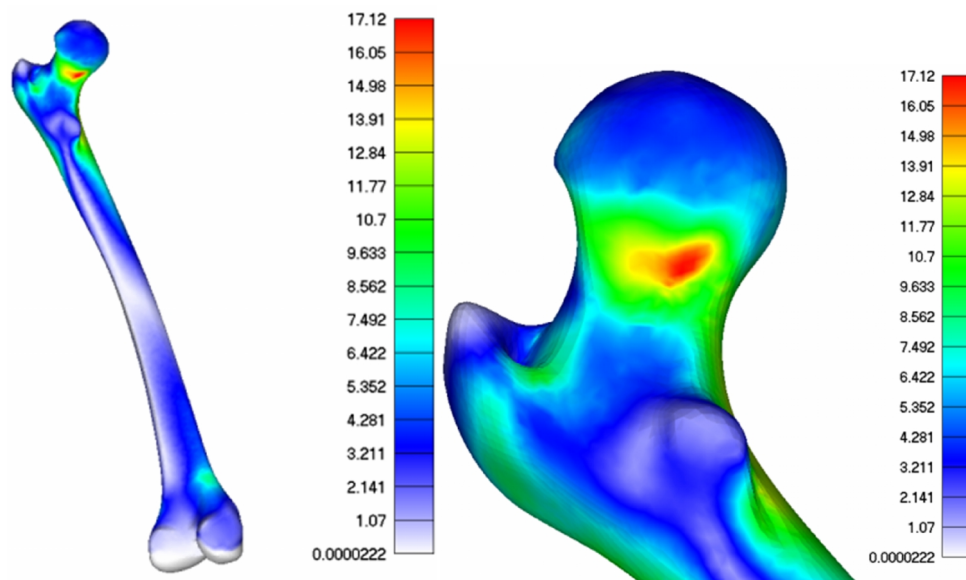


Слика 68. Унутрашњост МКЕ модела фемура. Коначним елементима унутар различитих зона додељени су различити еквивалентни модули еластичности, и то: 17GPa компактној кости, 400 MPa спонгиозној кости веће густине трабекула, 100GPa спонгиозној кости мање густине трабекула.

На моделу који је добијен на претходно описан начин извршена је прелиминарна анализа применом МКЕ, при чему је оптерећење приближно одговарало биомеханичкој ситуацији стајања на једној ноzi (слика 69, слика 70).

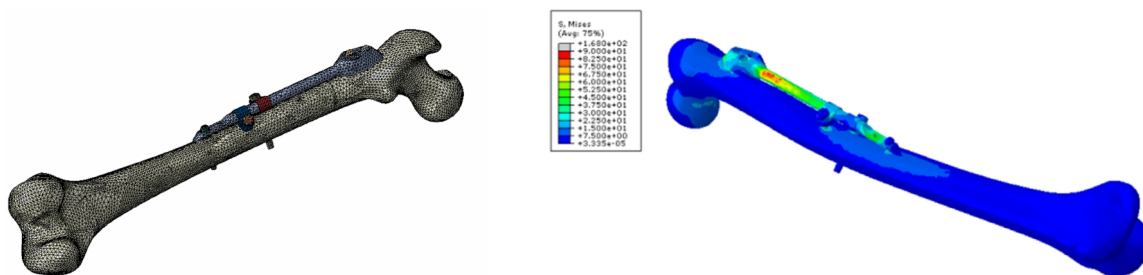


Слика 69. Поље еквивалентног напона на фемуру оптерећеном као при стајању на једној ноzi, добијено употребом програмског пакета АБАQУС.



Слика 70. Поље еквивалентног напона на фемуру оптерећеном као при стајању на једној ноzi, добијено употребом програмског пакета ПАК.

Након анализе неоштећеног фемура, прелиминарно је анализирано напонско стање у склопу фемура и имплантата. Раније описан модел фемура комбинован је са подсклопом који се састоји од имплантата и вијака, при чему је креирана и зона лоба на телу фемура, у којој се мењањем модула еластичности може симулирати лоб у различитим стадијумима зарастања (слика 71, слика 72).



Слика 71. МКЕ модел склопа фемура и имплантата. Компоненте су приказане различитим бојама.

Слика 72. Еквивалентни напон добијен прелиминарном анализом склопа фемура и имплантата.

Креирањем и прелиминарном анализом описаних модела, установљена је методологија којом се може испитивати напонско-деформационо стање у склопу фемура и имплантата, уз постојање зоне лоба. На тај начин могуће је вршити различите студије, као што су, на пример:

- Утицај степена зарастања у зони лоба на издржљивост имплантата и кости
- Утицај начина постављања имплантата на издржљивост имплантата и кости
- Утицај димензија имплантата на издржљивост имплантата и кости

Изабране студије биће реализоване у наредном периоду, а очекује се да њихови резултати омогуће доношење закључака о правилном избору и начину постављања имплантата за изабрану врсту прелома бутне кости.

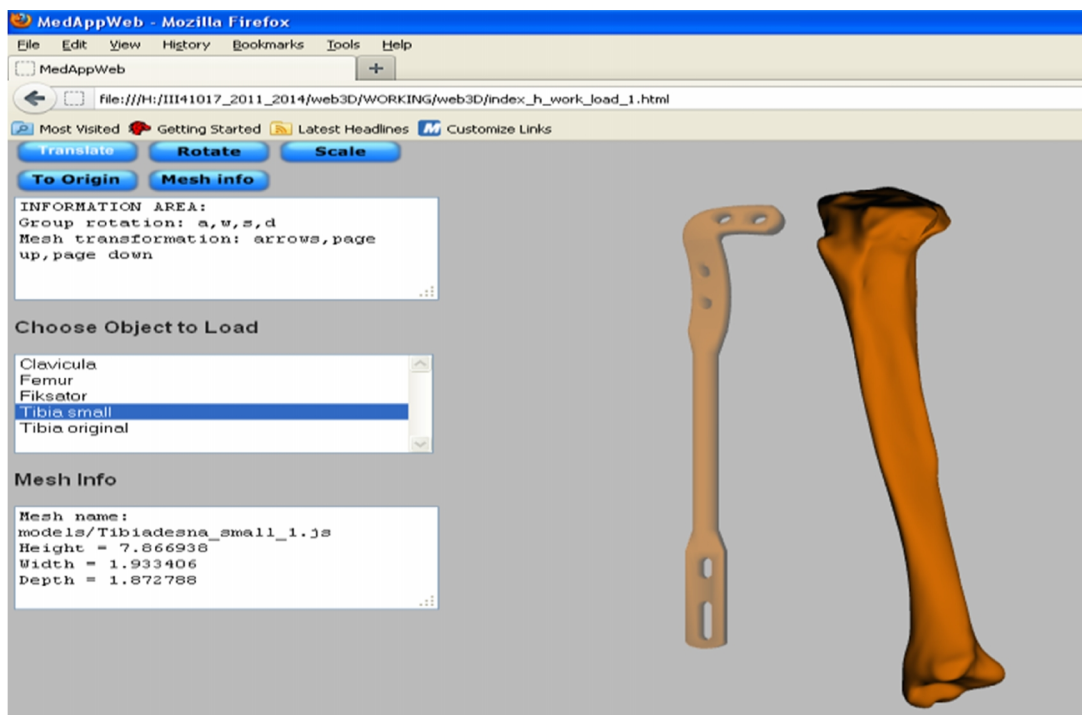
Употребом описаних метода такође ће бити могуће да се у много краћем временском периоду конструишу нове врсте имплантата и симулира њихово механичко понашање након уградње.

5.4 Прототип апликације за симулацију ортопедских операција

Полигонални модели костију и фиксатора креирани употребом MAF методе (у STL формату) су искоришћени за креирање прототипа апликације за симулацију ортопедских интервенција, [9,60]. Постоји више варијанти апликација које су примењене за израду прототипа [9,60], а тренутно је одабран прототип који је описан у [60], као и у даљем тексту овог доктората. У тренутном стадијуму прототип апликације је базиран на WebGL и HTML5 технологијама, које су имплементирание кроз THREE3D²¹ бесплатно софверско решење за приказ 3Д графике на вебу.

Главне функције прототипа апликације су :

- Учитавање 3Д модела костију и имплантата, слика 73.
- Основне геометријске и визуелне манипулације са моделима у 3Д простору, као што су: скалирање, транслација у три осе, ротација око три осе, повећање и умањење погледа.
- Ротација целог погледа, односно склопа кости и имплантата
- Постављање модела имплантата на модел кости.



Слика 73. Прототип апликације за симулацију ортопедских операција

²¹ THREE3D , <http://threejs.org/>

Примена полигоналних модела у оваквој апликацији захтева њихову конверзију у одговарајући формат. Ради једноставности и могућности вишеструке примене модела и у другим апликацијама на вебу примењена је JSON (енг. JavaScript Object Notation) нотација. Такав формат омогућава дефиницију темена полигона, ивица полигона, оријентацију полигона, итд. Као алат који је омогућио креирање оваквих формата модела (односно трансформацију модела из STL формата у JSON формат) је Blender²² софтвер отвореног кода намењен за развој 3Д графике.

У даљем раду на апликацији размотриће се и друге технике и примењене технологије креирања апликације, као што су : употреба софтверских пакета отвореног кода за креирање 3Д садржаја и апликација, Unreal²³, или Unity²⁴. Осим технологија израде (програмирања), размотриће се и медицински аспекти који су потребни за унапређење дате апликације, ради могућности њене употребе у клиничкој пракси.

²² Blender, Open Source Softver for 3D graphics, www.blender.org

²³ Unreal Open Source Engine, www.unrealengine.com

²⁴ Unity Open Source Engine, <http://unity3d.com/>

6 Закључак

Основни циљ истраживања приказаног у овој дисертацији био је конципирати и реализовати такву методу или методе геометријског моделирања хуманих костију која би требало да омогући креирање анатомски адекватних, геометријски прецизних и тополошко/морфолошки тачних 3D модела костију и у условима непотпуних података, при чему добијени модели садрже и везу између референтних геометријских и анатомских ентитета.

У току рада усмереног ка остваривању циља истраживања, реализовани су следећи резултати који су и приказани у докторату:

- Креиран је нови метод за геометријску анализу анатомских ентитета и оријентира на дугим костима човека.
- Креиран је нови метод којим се омогућава потпуна идентификација свих референцијалних геометријских ентитета (енг. Referential Geometrical Entities - RGEs) на костима у складу са дефинисаном анатомијом и морфологијом кости.
- Осмишљена је процедура којом се омогућава употреба претходно дефинисаних метода и на друге кости коштаног система.
- Креиран је нови метод којим се омогућава конструисање полигоналних, површинских и запреминских модела дугих костију човека на бази напред дефинисаних референтних геометријских ентитета.
- Развијени метод за креирање геометријских модела кости је примењен на реконструкцију запреминског модела грудне кости (sternum), код пацијента оболелог од карцинома плућа који је метастазирао у стернум и разорио један његов део и суседна ребра. Модел је физички израђен и имплантиран у тело пацијента.
- Креиран је нови метод који омогућава конструисање 3D параметарског модела дугих костију човека. Параметарски модел се на основу параметара очитаних са медицинских слика/снимака геометријски и анатомски прилагођава индивидуално, сваком пацијенту. Тиме се омогућава креирање комплетног модела кости или недостајућег дела кости чак и на основу непотпуних података.
- Формирана је процедура која омогућава примену алгоритма за конструисање 3D параметарског модела дугих костију (фемура и тибије) примењивог и на друге кости коштаног система човека.
- Урађена је анализа запреминских модела костију (фемура и тибије у смислу њихове примене за анализу методом коначних елемената и направљена је

прелиминарна анализа склопа бутне кости и унутрашњег фиксатора по Митковићу.

- Урађена је анализа геометрије стандардног фиксатора по Митковићу типа TPL за унутрашњу фиксацију тибије. На основу метода примењених за моделирање костију, развијена је нова метода а затим и параметарски модел фиксатора који омогућава прилагођавање димензија и облика фиксатора одређеној кости пацијента.
- Креиран је прототип апликације за симулацију ортопедских операција у којој су имплементирани сви претходно креирани модели костију и унутрашњих фиксатора.

На основу приказаних резултата, као и свега осталог приказаног у овом докторату, може се закључити да је метод анатомских ентитета (енг. Method of Anatomical Features - MAF) применљив за креирање геометријских модела дугих костију човека, као и имплантата, односно унутрашњих фиксатора, за морфолошко-морфометријску анализу костију, за креирање физичких модела имплантата као и презентационих модела костију, односно делова костију; за примену методе коначних елемената за анализу напонских стања у костима и имплантатима и/или фиксаторима и друго.

MAF је омогућио креирање геометријских модела великог броја како дугих, тако и других костију људског тела и имплантата, а што је и показано кроз резултате пројекта ии41017 Министарства науке, просвете и технолошког развоја Републике Србије. Неке и од костију за које су креирани геометријски модели су и : фибула, радијус, улна, хумерус, мандибула, итд. Велика пажња се тренутно придаје изради прилагодљивих имплантата, а посебно матрица ткива, а све у циљу што квалитетнијег опоравка кости одређеног пацијента.

Даљи развој метода подразумева истраживања у више области, а које су се показала као неопходне ради усавршавања MAF методе, као и њење даље примене у едукативне и клиничке сврхе. Генерално, потребно је реализовати следеће задатке у наредном периоду:

- Потребно је обезбедити већи број примерака костију ради спровођења детаљније статистичке анализе.
- Већи број примерака отвара могућност примене и других статистичких метода и метода вештачке интелигенције, као што су неуронске мреже, а које се могу искористити за креирање геометријски тачнијих параметарских модела костију.

- Детаљнија анализа анатомских/морфолошких, геометријских и других карактеристика костију ради унапређења MAF алгоритма, као и креирања квалитетнијих геометријских модела са становишта геометријске прецизности и анатомске адекватности.
- Избор оптималног броја параметара.
- Израда модела са различитим бројем параметара, како би се покрили различити случајеви примене.
- Примена MAF-а и на друге кости коштаног система, чиме би се показала и потврдила универзалност методе.
- Унапређивање апликације за симулацију ортопедских операција до нивоа када се може употребити у клиничкој пракси.
- Унапређење метода за креирање прилагодљивих имплантата, односно фиксатора, кости одређеног пацијента.
- Сва даља унапређења MAF методе које омогућавају њену квалитетнију примену у медицинске сврхе.

На основу наведених могућих праваца истраживања, може се закључити да презентована дисертација отвара много питања (проблема) које је још потребно решити. Кроз решавање датих проблема, односно спровођење додатног истраживања, могуће је реализовати нове научне публикације (дисертације, радови), као и патенте и техничка решења.

Литература

- [1] Adams, L., Krybus, W., Meyer-Ebrecht, D., Rueger, R., Gilsbach, J.M., Moesges, R., and Schloendorff, G., 2002, Computer-assisted surgery, *Computer Graphics and Applications*, IEEE, 10(3), pp. 43-51.
- [2] Bächis, H., Perlick, L., Tingart, M., Lüring., Zurakowski, D., Grifka, J., 2004, Alignment in total knee arthroplasty. A comparison of computer-assisted surgery with the conventional technique, *The journal of bone and joint surgery*, 86(5), pp. 682-687.
- [3] Hak, J., Rose, J., 2010, Preoperative Planning in Orthopedic Trauma: Benefits and Contemporary Uses, *Orthopedics*, 33 (8), pp. 581-584.
- [4] Young, S.W., Safran, M.R., Clatworthy, M., 2013, Applications of computer navigation in sports medicine knee surgery: an evidence-based review, *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 6(3), pp.150–157. doi: 10.1007/s12178-013-9166-y
- [5] Sugano, N., 2013, Computer-Assisted Orthopaedic Surgery and Robotic Surgery in Total Hip Arthroplasty, *Clinics in Orthopedic Surgery*, 5(1), pp.1-9. doi: <http://dx.doi.org/10.4055/cios.2013.5.1.1>
- [6] Weber, G.W., 2014, Virtual Anthropology, *American Journal of Physical Anthropology*, DOI: 10.1002/ajpa.22658
- [7] Benazzi, S., Stansfield, E., Kullmer, O., Fiorenza, L., Gruppioni, G., 2009, Geometric Morphometric Methods for Bone Reconstruction: The Mandibular Condylar Process of Pico della Mirandola Anatomical Record-advances in Integrative Anatomy and Evolutionary Biology - ANAT REC , 292 (8) pp. 1088-1097.
- [8] Filippi, S., Motyl, B., Bandera, C., 2008, Analysis of existing methods for 3D modelling of femurs starting from two orthogonal images and development of a script commercial software package, *Computer methods and programs in biomedicine*, 89(1), pp. 76-82.
- [9] Vitković, N., Milovanović, J., Korunović, N., Trajanović, M., Stojković, M., Mišić, D., Arsić, S., 2013, Software System for Creation of Human Femur Customized Polygonal Models. *Computer Science and Information Systems*, 10(3), pp.1473-1497.
- [10] Brown, M.A., Semelka, R.C., 2010, MRI: Basic Principles and Applications, Book: Published by John Wiley and Sons, Inc, Hoboken, New Jersey, p.245
- [11] Rathnayaka, K., Momot, K.I., Noser, H., Volp, A., Schuetz, M.A., Sahama, T., Schmutz, B., 2012, Quantification of the accuracy of MRI generated 3D models bones compared to CT generated 3D models, *Medical Engineering & Physics*, 34(3), pp. 357-363, doi: 10.1016/j.medengphy.2011.07.027
- [12] Noser, H., Heldstab, T., Schmutz, B., Kamer, L., 2011, Typical Accuracy and Quality Control of a Process for Creating CT-Based Virtual Bone Models, *Journal of Digital Imaging*, 24, pp. 437-445, doi: 10.1007/s10278-010-9287-4
- [13] Bushberg, J.T., 2002, The Essential Physics of Medical Imaging, Book: Published by Lippincot Williams & Wilkins, Philadelphia, USA, p. 1048

- [14] Goldman, L.W., 2007, Principles of CT and CT Technology, *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 35(3), pp.115–128, DOI: 10.2967/jnmt.107.042978
- [15] Majstorovic, V., Trajanovic, M., Vitkovic, N., Stojkovic, M., 2013 Reverse engineering of human bones by using method of anatomical features, *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, 62(1), pp. 167–170.
- [16] Zsemlye, G., 2005, Shape Prediction from Partial Information, PhD thesis, ETH Zurich, Zürich, <http://dx.doi.org/10.3929/ethz-a-005181558>
- [17] Fuchs, H., Kedem, Z., Uselton, S., 1977, Optimal Surface reconstruction from planar contours, *Communications of the ACM*, 20(10), pp. 693–702
- [18] Raman, S., Wenger, R., 2008, Quality Isosurface Mesh Generation Using an Extended Marching Cubes Lookup Table, *Comput. Graph. Forum*, 27(3), pp.791-798.
- [19] Noon, C.J., 2012, A Volume Rendering Engine for Desktops, Laptops, Mobile Devices and Immersive Virtual Reality Systems using GPU-Based Volume Raycasting, PhD thesis, Graduate College at Digital Repository @ Iowa State University, p. 185
- [20] Luccichenti, G., Cademartiri, F., Pezzella, F., Runza, G., Belgrano, M., Midiri, M., Sabatini, U., Bastianello, S., Krestin, G.P., 2005, 3D reconstruction techniques made easy: know-how and pictures, *European Radiology*, 15(10), pp.2146–2156, DOI 10.1007/s00330-005-2738-5
- [21] Cavalcanti, M., Rocha, S., Vannier, M., Craniofacial measurements based on 3D-CT volume rendering: implications for clinical applications, *Dentomaxillofac Radiol.*, 33(3), pp.170-176, DOI: <http://dx.doi.org/10.1259/dmfr/13603271>
- [22] Official DICOM site, <http://dicom.nema.org/>, 2015
- [23] Tashiro, Y., Okazaki, K., Uemura, M., Toyoda, K., Osaki, K., Matsubara, H., Hashizume, M., Iwamoto, Y., 2014, Comparison of transtibial and transportal techniques in drilling femoral tunnels during anterior cruciate ligament reconstruction using 3D-CAD models, *Open Access Journal of Sports Medicine*, 4(5), pp. 65-72, doi: 10.2147/OAJSM.S59297
- [24] Au, A., Palathinkal, D., Liggins, A., Raso, V., Carey, J., Lambert, R., Amirfazli A., 2008, A NURBS-based technique for subject-specific construction of knee bone geometry, *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 92(1), pp. 20-34.
- [25] Ciocca, L., Mazzoni, S., Fantini, M., Persiani, F., Baldissara, P., Marchetti, C., Scotti, R., 2012, A CAD/CAM-prototyped anatomical condylar prosthesis connected to a custom-made bone plate to support a fibula free flap, 50(7), pp. 743-749, doi: 10.1007/s11517-012-0898-4
- [26] Stevanović, D., Vitković, N., Veselinović, M., Trajanović, M., Manić, M., Mitković, M., 2013, Parametrization of internal fixator by Mitkovic, *Proceedings of the International Working Conference "Total Quality Management – Advanced and Intelligent Approaches"*, 4th – 7th June, 2013., Belgrade, Serbia, pp 541-544.

- [27] McCullough, C.J., Remedios, D., Tytherleigh-Strong, G., Hua, J., Walker, P.S., 2006, The use of hydroxyapatite-coated CAD-CAM femoral components in adolescents and young adults with inflammatory polyarthropathy: ten-year results, *Journal of Bone and Joint Surgery*. British volume, 88(7), pp. 860-864
- [28] Lorenz, C., Krahnstöver, N., 1999, 3D statistical shape models for medical image segmentation, *Proceedings. Second International Conference on 3-D Digital Imaging and Modeling*, doi:10.1109/IM.1999.805372
- [29] Benameur, S., Mignotte, M., Parent, S., Labelle, H., Skalli, W., De Guise, J., 2003, 3D/2D registration and segmentation of scoliotic vertebrae using statistical models, *Computer Medical Imaging and graphics*, 27(5), pp.321-337.
- [30] Zheng, G., Von Recum, J., Nolte, L.P., Grützner, P.A., Steppacher, S.D., Franke, J., 2012, Validation of a statistical shape model-based 2D/3D reconstruction method for determination of cup orientation after THA, *Int J CARS*, 7(2), pp. 225–231, doi 10.1007/s11548-011-0644-7
- [31] Sholukha, V., Chapman, T., Salvia, P., Moiseev, F., Euran, F., Rooze, M, Van Sint Jan, S., 2011, Femur shape prediction by multiple regression based on quadric surface fitting, *J Biomech*, 44(4), pp.712-718.
- [32] Cootes, T.F., Taylor, C.J., Cooper, DH., Graham, J., 1995, Active shape models – their training and application, *Comput Vis Image Und*, 61(1), pp.38– 59.
- [33] Boukala, N, Favier, E. Laget, B., Radeva, P., 2004, Active shape model based segmentation of bone structures in hip radiographs, *Proceedings of Industrial Technology, 2004. IEEE ICIT '04. IEEE International Conference on*, 3, pp. 1682-1687 doi:10.1109/ICIT.2004.1490821
- [34] Sederberg, T.W., Parry, S.R., Free-form deformation of solid geometric models, 1986, *Proceeding of SIGGRAPH '86, Proceedings of the 13th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, pp.151-160, doi:10.1145/15922.15903
- [35] Gunay, M., Shimada, K., 2004, Three-dimensional bone shape reconstruction from X-ray images using hierarchical free-form deformation and nonlinear optimization, *CARS 2004 - Computer Assisted Radiology and Surgery. Proceedings of the 18th International Congress and Exhibition*, 1268, p. 1291, doi:10.1016/j.ics.2004.03.154
- [36] Gunay, M., Shim, M.B., Shimada, K., 2007, Cost-and time-effective three-dimensional bone-shape reconstruction from X-ray images, *Int J Med Robot*, 3(4), pp.323-335, doi: 10.1002/rcs.162
- [37] Lee, M., Lee, S., Kim, A., Youn, I., Lee, T., Hur, N., Choi, K., 2008, The study of femoral 3D reconstruction process based on anatomical parameters using a numerical method, *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 3(3), pp. 443-451
- [38] Matthews, F., Messmer, P., Raikov, V., Wanner, GA., Jacob, AL., Regazzoni, P., Egli, A., 2009, Patient-specific three-dimensional composite bone models for teaching and operation planning, *Journal of Digital Imaging*, 22(5), pp. 473-482

- [39] Sourina, O., Sourin, A., Howe, T.S., 2000, Virtual Orthopedic Surgery Training on Personal Computer, *International Journal of Information Technology* 6(1), pp. 16-29.
- [40] Fuente, M., Schkommodau, E., Lutz, P., Neuss, M., Wirtz, D.C., Radermachera, K., 2004, 3D reconstruction and navigated removal of femoral bone cement in revision THR based on few fluoroscopic images, *Proceedings of the 18th International Congress and Exhibition , CARS 2004 - Computer Assisted Radiology and Surgery*, 1268, pp. 626-631, doi:10.1016/j.ics.2004.03.154
- [41] Gamage, P., Xie, S.Q., Delmas, P., Xu, P., 2009, 3D Reconstruction of Patient Specific Bone Models from 2D Radiographs for Image Guided Orthopedic Surgery, *Proceedings of Digital Image Computing: Techniques and Applications*, 2009. DICTA '09, Melbourne, VIC, pp. 212-216, doi:10.1109/DICTA.2009.42
- [42] Standring, S., (ed)., 2005, *Gray's anatomy*, 38th edn. Elsevier: New York, p. 2092
- [43] Cong-Feng, L., Reference axes for reconstruction of the knee, *The Knee*, 11(4), pp. 251–257
- [44] Cooke, T.D., Sled, E.A., Scudamore, R.A., 2007, Frontal plane knee alignment: a call for standardized measurement, *Journal of Rheumatology*, 34(9), pp.1796-1801.
- [45] Ollivier, M., Parratte, S., Lecoroller, T., Reggiori, A., Champsaur, P., Argenson, J.N., 2015, Anatomy of the proximal femur at the time of total hip arthroplasty is a matter of morphotype and etiology but not gender, *Surgical and radiologic anatomy*, 37(4), pp.377-384, doi: 10.1007/s00276-014-1368-5
- [46] Griffin, F.M., Math, K., Scuderi, G.R., Insall, J.N., Poilvache, P.L., 2000, Anatomy of the epicondyles of the distal femur: MRI analysis of normal knees, *The Journal of Arthroplasty*, 15(3), pp. 354-359.
- [47] Krackhardt, T., Dilger, J., Flesch, I., Höntzsch, D., Eingartner, C., Weise, K., 2005, Fractures of the distal tibia treated with closed reduction and minimally invasive plating, *Archive of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 125(2), pp.87-94.
- [48] Hermans, J.J., Beumer, A., De Jong, T.A., Kleinrensink, G.J., 2010, Anatomy of the distal tibiofibular syndesmosis in adults: a pictorial essay with a multimodality approach, *Journal of Anatomy*, 217(6), pp.633-645, doi: 10.1111/j.1469-7580.2010.01302.x.
- [49] Yang, D., Zhou, Y., Tang, Q., Xu, H., Yang, X., 2011, Anatomical relationship between the proximal tibia and posterior neurovascular structures: a safe zone for surgeries involving the proximal tibia, *The Journal of Arthroplasty*, 26(7), pp. 1123-1127, doi: 10.1016/j.arth.2011.02.023.
- [50] Kirschner, M., Becker, M., Wesarg, S., 2011, 3D active shape model segmentation with nonlinear shape priors, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2011, Lecture Notes in Computer Science*, 14(2), pp.492-499.
- [51] Marca, D., McGowan, C., 1987, *Structured Analysis and Design Technique*, McGraw-Hill, 1987, ISBN 0-07-040235-3

- [52] Brown, S., 2009, Multiple Linear Regression Analysis: A Matrix Approach with MATLAB, Alabama Journal of Mathematics, Online: <http://ajmonline.org/2009/brown.pdf>, 2015
- [53] Vitković, N., Mitić, J., Manić, M., Trajanović, M., Husain, K., Petrović, S., Arsić, S., 2015, The Parametric Model of the Human Mandible Coronoid Process Created by Method of Anatomical Features, Computational and Mathematical Methods in Medicine, 2015, ID 574132, p.10, doi:10.1155/2015/574132
- [54] Hu, R., Xie, Li., Yu, H., Ding, B., 2014, Applying 3D Polygonal Mesh Watermarking for Transmission Security Protection through Sensor Networks, Mathematical Problems in Engineering, 2014, ID 305960, p.12, doi:10.1155/2014/305960
- [55] Stojkovic, M., Trajanovic, M., Vitkovic, N., Milovanovic, J., Arsic, S., Mitkovic M., 2009, Referential Geometrical Entities for Reverse Modeling of Geometry of Femur, Computational Vision and Medical Image Processing – VipIMAGE. Porto, Portugal CRC Press / Balkema, Taylor & Francis Group, Porto, Portugal, pp. 189-195.
- [56] Trajanovic, M., Vitkovic, N., Stojkovic, M., Manic, M., Arsic, S., The morphological approach to geometrical modelling of the distal femur, SEECCM 2009, 2nd South-East European Conference on Computational Mechanics, An IACM-ECCOMAS Special Interest Conference, Rhodes, Greece, 22–24 June 2009
- [57] Wheelless, C. R., Wheelless' Textbook of Orthopaedics. Durham: Duke Orthopaedics, www.wheellessonline.com, 2015
- [58] Cooke, T.D.V., Sled, E.A., Scudamoore, R.A., 2007, Frontal plane knee alignment: A call for standardized measurement. The Journal of Rheumatology, 34, (9), pp. 1796-1801.
- [59] Mahaisavariya, B., Sitthiseripratip, K., Tongdee, T., Bohez, E.L.J., Sloten, J.V., Oris, P., 2002, Morphological study of the proximal femur: a new method of geometrical assessment using 3-dimensional reverse engineering, Medical Engineering & Physics, 24, pp.617-622
- [60] Vitković, N., Milovanović, J., Trajanović, M., Stojković, M., Korunović, N., Manić, M., 2012, Different Approaches for the Creation of Femur Anatomical Axis and Femur Shaft Geometrical Models, Strojarstvo: časopis za teoriju i praksu u strojarstvu, 54(3), pp. 247-255
- [61] Stojkovic, M., Milovanovic, J., Vitkovic, N., Trajanovic, M., Arsic, S., Mitkovic, M., Analysis of femoral trochanters morphology based on geometrical model, JSIR-Journal of Scientific Industrial Research, 71(3), pp.210-216
- [62] Cooke, D., Sled, E., Scudamore, A., 2007, Frontal Plane Knee Alignment: A Call for Standardized Measurement, The Journal of Rheumatology, 34(9), pp. 1796-1801.
- [63] Veselinovic, M., Vitkovic, N., Stevanovic, D., Trajanovic, M., Arsic, S., Milovanovic, J., Stojkovic, M., 2011, Study on creating human tibia geometrical models, Proceedings of the 3rd International Conference on E-Health and Bioengineering - EHB, Iași, Romania, pp. 195-198.
- [64] Stojkovic, M., Milovanovic, J., Vitkovic, N., Trajanovic, M., Grujovic, N., Milivojevic, V., Milisavljevic, S., Mrvic, S., 2010, Reverse modeling and solid free-form fabrication of sternum implant, Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine, 33(3), pp.243-250, doi: 10.1007/s13246-010-0029-1

- [65] Schmal, H., Strohm, P., Jaeger, M., Sudkamp, N., 2011, Flexible Fixation and Fracture Healing: Do Locked Plating 'Internal Fixators' Resemble External Fixators?, *Journal of Orthopaedic Trauma*, 25, pp. s15-s20.
- [66] Jöckel, J., Erhardt, J., Vincenti, M., Reissig J., Hoffmann, R., Husain, B., Täger, G., Partenheimer, A., Lill, H., Gebhard, F., Röderer, G., 2013, Minimally invasive and open surgical treatment of proximal tibia fractures using a polyaxial locking plate system: a prospective multi-centre study, *International Orthopaedics*, 37(4), pp. 701–708.
- [67] Pai, V., Coulter, G., Pai V., 2007, Minimally invasive plate fixation of the tibia, *International Orthopaedics*, 31(4), pp. 491–496.
- [68] Vitković, N., Veselinović, M., Mišić, D., Manić, M., Trajanović, M., Mitković, M., 2012, Geometrical models of human bones and implants, and their usage in application for preoperative planning in orthopedics, *Proceedings of 11th International Scientific Conference MMA 2012 - Advanced Production Technologies*, Novi Sad, pp. 539-542.
- [69] Cristofolini, L., Viceconti, M., Toni, A., Giunti, A., 1995, Influence of thigh muscles on the axial strains in a proximal femur during early stance in gait, *Journal of Biomechanics*, 28(5), pp. 617-624

ДЕФИНИЦИЈЕ ОДРЕЂЕНИХ ПОЈМОВА

Рачунарска графика и примена

Рачунарска графика - Грана рачунарских наука код које се уз примену одговарајућих метода, и уз употребу рачунарске технике, креира визуелни садржај. Рачунарска графика подразумева визуелизацију дводимензионалних садржаја (нпр. фотографије, слике), као и тродимензионалног садржаја (нпр. 3Д приказ објеката).

Рачунарски модел - Рачунарска репрезентација физичких објеката. Рачунарски модел може да представља визуелизацију облика физичких објеката (нпр. 3Д модел куће приказан на екрану монитора) или на пример графичка презентација промене температуре на неком подручју у одређеном временском периоду.

Геометријско моделирање - Научна област у којој се применом различитих метода и алгоритама дефинише математички опис геометрије, топологије, и облика физичких објеката.

Геометријски модели - Геометријски модели су посебна група рачунарских модела настала као резултат примене геометријског моделирања. Основна подела геометријских модела је на 2Д моделе који омогућавају приказ објекта у 2Д простору, и 3Д моделе који омогућавају 3Д визуелизацију облика физичких објеката. 2Д модели имају широку примену у машинству (нпр. технички цртежи), грађевинарству (нпр. планови зграда), електроници (нпр. електричне шеме). 3Д модели се примењују у САХ (CAD/CAM/CAE), такође у грађевинарству (нпр. 3Д визуелизација кућа, зграда), индустрији забаве (нпр. рачунарске игре, филмови).

Computer-Aided Design (CAD) - Методе које обухватају употребу рачунарских техника за креирање, модификацију, оптимизацију и анализу различитих врста дизајна. У машинству се термин CAD односи на креирање геометријских модела машинских елемената и склопова, како у 3Д, тако и у 2Д. Софтверски пакети који се користе за креирање таквих модела су нпр. CATIA, Solid Works, PRO/Engineer, итд.

CAD модели - Геометријски модели креирани употребом CAD метода. Постоје више врста оваквих модела а неки од њих су:

- Модел облака тачака - Модел у 2Д или 3Д простору чије су границе дефинисане тачкама. Свака тачка је дефинисана координатама у Еуклидовом простору.
- Жичани модел - Посебна врста модела код којих се дефинишу ивице (линије) између тачака у простору. Овакав модел може да се користи као претходни приказ комплекснијих типова модела, јер заузима мање рачунарских ресурса.
- Полигонални модел - Модел код кога се граничне површине објекта дефинишу полигонима. Полигони су дефинисани као равански објекти ограничени ивицама.

Скуп полигона дефинише полигонални модел. Полигони су најчешће типа троугао, али могу бити дефинисани и са више ивица. Полигонали модели у данашње време, осим примене у машинству имају и широку примену у рачунарској графици и то у индустрији забаве (рачунарске игре, филмови).

- Површински модел - Модел који описује граничне површине објеката. Као елементи који то омогућавају уобичајено се користе NURBS криве, полигонални модели и подељене површине (енг. Subdivision Surfaces).
- Запремински модел - Модел који дефинише запремину објекта обухваћену граничним површинама. Обично се назива и SOLID модел. Овај тип модела има широку примену у анализи напонских стања у елементима у машинству и грађевинарству.

Computer-Aided Manufacturing (CAM) - Методе које подразумевају употребу рачунарских техника и рачунарске опреме за контролу рада машина алатки, а у циљу обраде машинских и других делова. Основна намена поменутих метода је да се побољша тачност обраде са једне стране, а са друге стране да се убрза читав процес производње делова.

Computer-Aided Engineering (CAE) - Методе које подразумевају употребу рачунарских техника и опреме у реализацији различитих инжењерских активности. Анализа машинских и грађевинских конструкција, помоћ у реализацији производних активности, конструисање и оптимизација производа у одговарајућим софтверским пакетима, су све области у којима се могу применити поменуте методе.

Medical Imaging (MI) - Методе које подразумевају употребу радиолошких уређаја и разних метода којима се омогућава скенирање пацијената, анализа добијених података, као и дефинисање процеса лечења. Као резултат примене овог процеса добијају се снимци унутрашњих органа људског тела, које је могуће анализирати у одговарајућем софтверу (Materialise Mimics, 3D Doctor, итд.)

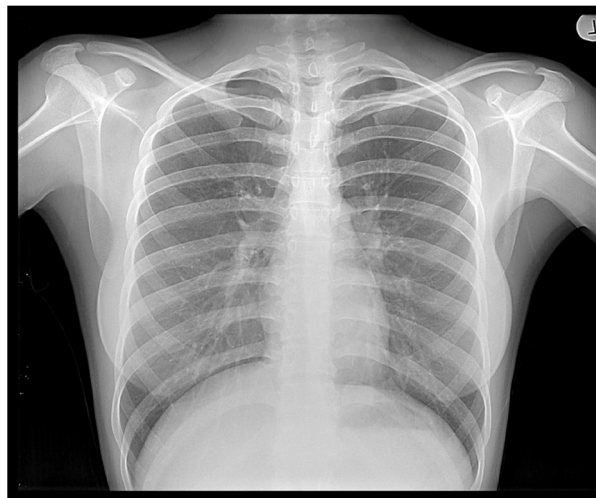
Medical Image Processing (MIP) - Скуп метода и алгоритама којима је могуће извршити обраду медицинских слика добијених радиолошким методама. Употребом ових метода је могуће на пример добити волуметријски модел коштаног система човека, при чему је пацијент скениран употребом компјутеризоване томографије.

Медицински дијагностички уређаји (Радиолошки уређаји)

Радиологија - Радиологија се може дефинисати као наука о зрачењу, при чему се под зрачењем обухватају емисије различитих типова таласа (гама зраци, рендгенски зраци, ултразвучни таласи, итд.), са применом у медицинске сврхе за дијагностику и терапију пацијента.

Радиолошке методе - Постоје различите радиолошке методе које се примењују за дијагностику стања пацијената а неке од њих, које су и поменуте у докторату су:

- Рендгенско снимање (енг. X-ray) - Најчешћи вид аквизиције података о телу пацијената код кога се за креирање снимака користе рендгенски или X-зраци²⁵. Поступак је инвазиван и није га пожељно често спроводити јер су X-зраци јонизирајући²⁶. Приликом снимања пацијент се поставља између емитера зрака и детектора. Снимање се обавља емитовањем кратког пулса X-зрака, при чему детектор хвата различите нивое пропуштене енергије кроз тело пацијента. Органи који више апсорбују енергију X-зрака су приказани светлијом (ниво беле) нијансом сиве боје (нпр. кости), а они који имају мању могућност апсорбције зрака су приказани тамнијом нијансом на снимку (нпр. меко ткиво), слика 1.1. Данас се као уређаји користе аналогни апарати код којих је медијум за снимање филм (слично филму са фото апарата), и дигитални код којих медијум за снимање може бити било који рачунарски уређај за складиштење података.



Слика 1.1 Радиограф торзоа²⁷

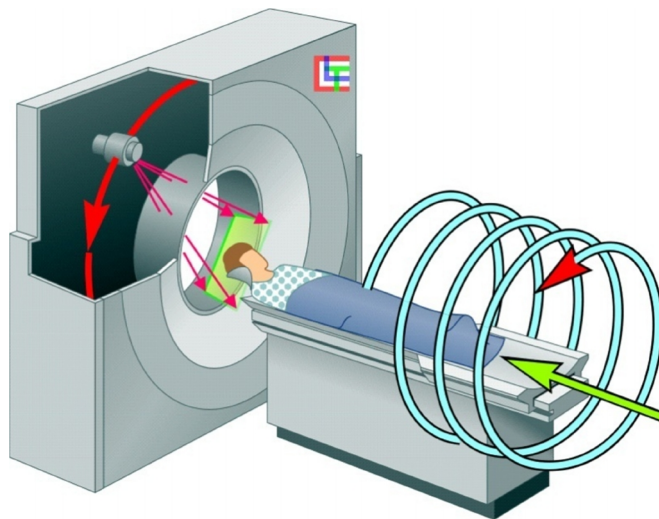
- Компјутеризована томографија (енг. Computed Tomography, CT) - Метода медицинског снимања којом је могуће добити информације о унутрашњој структури људског тела. Снимање пацијента се обавља на CT скенеру, који

²⁵ Рендгенски зраци или X-зраци (икс-зраци) су део електромагнетског спектра са фреквенцијама од 3×10^{16} до 3×10^{19} херца, односно таласна дужина им је реда 0,1 до 10 нанометра.

²⁶ Јонизирајуће зрачење је тип зрачења (електромагнетно или честично) које може да изазове оштећење организма.

²⁷ Copyright 2010 by PRI X-RAY - <http://prixray.com/>

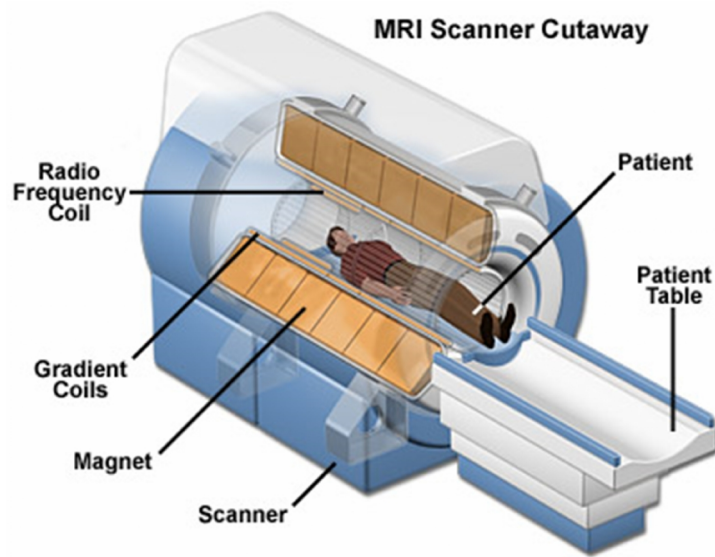
користи рендгенске зраке за аквизицију података о телу пацијента. Процес снимања тече тако што се извор рендгенских зрака и пријемник ротирају око тела пацијента (при чему је могуће померати и сто на коме лежи пацијент, тзв. спирално скенирање) и обавља се регистровање количине апсорбоване енергије као што је случај код класичног рендген апарата, слика 1.2. Приликом процеса скенирања формира се велики број појединачних 2Д слика (попречних пресека) тела пацијента (или одређеног дела), при чему се уз употребу одговарајућег софтвера формира виртуелни 3Д модел. Због употребе рендгенских зрака СТ спада у инвазивне радиолошке методе.



Слика 1.2 Спирални СТ²⁸

- Магнетна резонанца (енг. Magnetic Resonance Imaging, MRI) - Принцип аквизиције података о људском телу је веома сличан томографији (такође се формирају 2Д слике попречних пресека тела пацијента), са битном разликом да се уместо рендгенских зрака користи магнетно поље и радио таласи, слика 1.3. MRI за разлику од СТ није инвазивна метода, управо због природе таласа који се користе. MRI се углавном користи за снимање меких ткива, али могуће је снимати и кости, мада је за коштано-зглобни систем боље користити СТ.

²⁸ www.lookfordiagnosis.com, All rights reserved,



Слика 1.3 MRI скенер²⁹

²⁹ © Copyright 2006 - 2014 Biomedresearches, All rights reserved,
<http://www.biomedresearches.com/root/pages/researches/epilepsy/mri.html>

Геометријски модели костију креирани употребом MAF методе

За следеће примерке костију креирани су геометријски модели:

- Голењача (лат. Tibia),
- Лишњача (лат. Fibula)
- Доња вилица (лат. Mandibula),
- Раменица (лат. Humerus),
- Лакатна кост (лактица) (лат. Ulna),
- Жбица (лат. Radius),
- Кости шаке (лат. ossa manus)
- Кичма (кичмени стуб) (лат. columna vertebralis)
- Карлица (лат. Pelvis)
- Бутна кост (лат. Femur),

БИОГРАФИЈА

Лични подаци

Кандидат Никола М. Витковић, дипл. инж. маш., асистент Машинског факултета Универзитета у Нишу, рођен је 05.07.1976. године у Лесковцу. Ожењен је, има двоје деце, живи и ради у Нишу.

Подаци о досадашњем образовању

Кандидат је завршио основну школу “3. Октобар” у Бору и средњу школу техничке струке “Машинско – Електротехничка школа” у Бору, занимање –машински техничар.

Дипломирао је 2001. године на Машинском факултету Универзитета у Нишу на Катедри за **Производно машинство**, са просечном оценом 9,24 у току студија. Дипломски рад на тему “*Методе тродимензионалног скенирања физичких објеката*” из предмета Моделирање и оптимизација производње одбранио је са оценом 10 (десет).

Последипломске студије на Машинском факултету у Нишу из области **производног машинства** уписао је школске 2001/2002. године. Положио је све испите предвиђене планом и програмом факултета са просечном оценом 10 (десет).

Докторске студије на Машинском факултету у Нишу уписује школске 2007/2008. године. На основу претходно уписаних последипломских студија уписује се на другу годину студија. Положио је све испите предвиђене наставним планом и програмом.

Професионална каријера

Од фебруара 2002. године је стипендиста Министарства за науку и заштиту животне средине.

Од јула 2006. године кандидат је запослен на Машинском факултету у Нишу као стручни сарадник ИЦИТ-а.

Кандидат је маја 2007. године изабран у звање Истраживач приправник на Машинском факултету у Нишу.

Кандидат је априла 2009. године изабран у звање Асистента на Машинском факултету у Нишу.

Кандидат је укључен или је био укључен на извођењу вежбања из следећих предмета:

- Информационе технологије у машинству,
- Системи за брзи развој производа,
- Производне технологије,
- Инжењерска информатика,
- Основи програмирања,
- Информациони системи,
- Објектно оријентисано програмирање,
- Основе информационо-комуникационих технологија,
- Информационе технологије 1
- CAPP-CAM системи
- Реверзни инжењеринг
- Основе биомедицинског инжењеринга
- Производња медицинских помагала

У току ангажовања на Машинском факултету учествује на великом броју пројеката, укључујући европске пројекте из TEMPUS, FP6 и FP7 оквирног програма као и пројекте технолошког развоја и иновационе пројекте финансиране од стране Министарства за науку. Такође, учествује у великом броју комерцијалних пројеката за реномирана страна предузећа и то у области електронског пословања, конкретно - управљања садржајем, управљања односа са клијентима, и других електронских сервиса.

Учествовао је у извођењу основних и напредних курсева из области управљања пројектима, програмирања у језицима Јава и php и пројектовања помоћу рачунара за потребе привреде, као и за потребе Националне службе за запошљавање. Такође је учествовао у извођењу курсева за стицање основних вештина у раду са оперативним системима и рачунарским апликативним програмима.

ИЗВЕШТАЈ О ОЦЕНИ ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ

ПОДАЦИ О КАНДИДАТУ

Презиме, име једног родитеља и име	Витковић Мирослав Никола
Датум и место рођења	05.07.1976. Лесковац
Основне студије	
Универзитет	Универзитет у Нишу
Факултет	Машински факултет
Студијски програм	Производно машинство
Звање	Дипломирани инжењер машинства
Година уписа	1995
Година завршетка	2001
Просечна оцена	9.24 (девет и 24/100)
Мастер студије, магистарске студије	
Универзитет	Универзитет у Нишу
Факултет	Машински факултет
Студијски програм	Производно машинство
Звање	Магистар машинства
Година уписа	2002
Година завршетка	/
Просечна оцена	10 (десет)
Научна област	Производне технологије
Наслов завршног рада	/
Докторске студије	
Универзитет	Универзитет у Нишу
Факултет	Машински факултет
Студијски програм	Машинско инжењерство
Година уписа	Решењем број 612-71-20/2008 од 10.09.2008. године, издатом од стране Машинског факултета из Ниша, уписан на докторске студије у школској

	2007/2008	
Остварен број ЕСПБ бодова	300 (основне студије) + 120 (докторске студије) = 420	
Просечна оцена	10 (десет)	
НАСЛОВ ТЕМЕ ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ		
Наслов теме докторске дисертације	Реверзни инжењеринг дугих костију човека заснован на морфометријским параметрима	
Име и презиме ментора, звање	др Мирослав Трајановић, редовни професор	
Број и датум добијања сагласности за тему докторске дисертације	8/20-01-003/13-011, 22.03.2013. Универзитет у Нишу	
ПРЕГЛЕД ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ		
Број страна	133	
Број поглавља	6	
Број слика (шема, графикона)	73	
Број табела	3	
Број прилога	2	
ПРИКАЗ НАУЧНИХ И СТРУЧНИХ РАДОВА КАНДИДАТА који садрже резултате истраживања у оквиру докторске дисертације		
Р. бр.	Аутор-и, наслов, часопис, година, број волумена, странице	Категорија
1	<p>Stojkovic, M., Milovanovic, J., Vitkovic, N., Trajanovic, M., Grujovic, N., Milivojevic, V., Milisavljevic, S., Mrvic, S., Reverse modeling and solid free-form fabrication of sternum implant, Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine: 2010, Vol. 33, No. 3, pp. 243-250</p> <p><i>Метод реверзног моделирања стернума и дела ребара, њихова производња употребом техника базираним на адитивним технологијама, као и његова имплантација у тело пацијента су приказани у овом раду. Приказан је комплетан поступак реверзног инжењеринга са потпуно дефинисаном геометријом модела стернума и дела ребара. Сам модел имплантата је израђен поступком 3Д штампе, а на основу њега је израђен калуп који је коришћен за израду модела стернума и дела ребара од протетичког материјала технологијом ливења. Приказан метод реверзног инжењеринга са применом адитивних технологија, омогућава хирурзима да веома брзо дођу до модела кости коју могу имплантирати у тело пацијента, чиме се квалитет здравствене заштите пацијента подиже на виши ниво.</i></p>	M23

	<p>Vitković, N., Milovanović, J., Trajanović, M., Korunović, N., Stojković, M., Manić, M., Different Approaches for the Creation of Femur Anatomical Axis and Femur Shaft Geometrical Models, <i>Strojarstvo: časopis za teoriju i praksu u strojarstvu</i>, 2012, Vol. 54, No. 3, pp. 247-255</p>	
2	<p><i>У раду је приказана примена метода реверзног инжењеринга за креирање геометријског модела анатомске осе фемура. Приказане су две различите методе за креирање геометријског модела анатомске осе. Први метод се базира на анатомским особинама саме кости (тежишта попречних пресека тела фемура дефинишу анатомску осу), док се други метод базира на чисто геометријским елементима дефинисаним у 3Д простору (пројекцијама на унапред одређеним равнима волуметријског снимка). У ради је презентована и анализа примењених метода са становишта њихове тачности и карактеристикама примене у ортопедији и ортопедској хирургији.</i></p>	M23
3	<p>Stojković, M., Milovanović, J., Vitković, N., Trajanović, M., Arsić, S., Mitkovic, M., Analysis of femoral trochanters morphology based on geometrical model, <i>JSIR - Journal of scientific & industrial research</i>, 2012, Vol. 71, No. 3, pp. 210-216</p> <p><i>У медицини а посебно у ортопедској хирургији је веома важно прецизно дефинисати геометрију костију тела човека. У овом раду је приказан метод реверзног инжењеринга којим се на потпуно јасан начин дефинише геометрија фемура (бутна кост) у складу са њеним анатомским карактеристикама и морфометријским величинама. Геометрија фемура је дефинисана како за цео фемур, тако и за анатомске секције (проксимални део фемура, тело фемура, дистални део фемура). Јасно су назначене предности геометријског модела фемура креираног на овај начин у односу на постојеће методе геометријског моделирања.</i></p>	M23
4	<p>Vitković, N., Milovanović, J., Korunović, N., Trajanović, M., Stojković, M., Mišić, D., Arsić, S., Software System for Creation of Human Femur Customized Polygonal Models, <i>Computer Science and Information Systems</i>, 2013, Vol. 10, No. 3, 1473-1497</p> <p><i>Геометријски модели костију су од есенцијалног значаја за правилно извођење и симулацију ортопедских операција. У овом раду је приказан информациони систем који омогућава креирање геометријских модела костију прилагођених анатомији и</i></p>	M23

	<p>геометрији кости одређеног пацијента. Систем је базиран на употреби развијеног софтвера, као и параметарског модела кости. Овакав систем омогућава израду геометријског модела кости на основу како потпуних, тако и непотпуних података добијених различитим методама скенирања Употреба система је приказана на примеру креирања параметарског и полигоналног модела фемура (бутна кост) човека.</p>	
5	<p>Majstorovic, V., Trajanovic, M., Vitkovic, N., Stojkovic, M., Reverse engineering of human bones by using method of anatomical features, CIRP Annals - Manufacturing Technology, 2013, Vol. 62, No. 1, pp. 167-170</p> <p><i>У овом раду је приказан новоразвијени метод (енг. Method of Anatomical Features - MAF) који омогућава креирање геометријских модела прилагођених анатомији и геометрији кости одређеног пацијента. MAF се заснива на употреби референтних геометријских ентитета (енг. Referential Geometrical Entities - RGEs) који се дефинишу за сваку кост посебно, а директно су повезани са њеним анатомским карактеристикама. У раду је приказан метод, као и његова примена на креирању параметарских геометријских модела фемура и тибије човека.</i></p>	M21
6	<p>Vitković, N., Mitić, J., Manić, M., Trajanović, M., Husain, K., Petrović, S., Arsić, S., The Parametric Model of the Human Mandible Coronoid Process Created by Method of Anatomical Features, Computational and Mathematical Methods in Medicine, 2015, Vol. 2015, Article ID 574132, p. 10</p> <p><i>У раду је приказана примена методе анатомских ентитета (MAF) за креирање параметарског геометријског модела анатомске секције мандибуле (доња вилица). Дефинисана је анатомија мандибуле, заједно са морфометријским параметрима који су важни за формирање параметарског модела. Приказана је и анализа одступања геометријског модела мандибуле креираног употребом параметарског модела и скенираног модела за конкретног пацијента. У раду је показано да метод омогућава креирање геометријског модела коронаидног процеса мандибуле задовољавајуће тачности са становишта примене у ортодонцији.</i></p>	M23
НАПОМЕНА: уколико је кандидат објавио више од 3 рада, додати нове редове у овај део документа		
ИСПУЊЕНОСТ УСЛОВА ЗА ОДБРАНУ ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ		
Кандидат испуњава услове за оцену и одбрану докторске дисертације који су предвиђени Законом о високом образовању, Статутом Универзитета и Статутом Факултета.		ДА НЕ

Кандидат је положио све испите предвиђене наставним планом и програмом докторских студија, објавио довољан број научних радова, и поднео радну верзију докторске дисертације одговарајућег садржаја, обима и квалитета, у складу са одобреном темом докторске дисертације.

ВРЕДНОВАЊЕ ПОЈЕДИНИХ ДЕЛОВА ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ

Кратак опис појединих делова дисертације *(до 500 речи)*

На основу тежње да се сви методи јасно прикажу, као и да се да увид у научне основе на којима су дате методе засноване, овај докторат је подељен на одређене делове/поглавља.

У првом поглављу дат је преглед стања истраживања у области креирања геометријских модела дугих костију човека, као и могућностима употребе овако добијених модела. Обухваћена су два основна приступа којима је могуће креирати геометријске моделе костију, а који су базирани на волуметријским методама скенирања (први приступ), као и непотпуним подацима о геометрији костију (други приступ). Под волуметријским методама скенирања се подразумевају методе које омогућавају тродимензионалан приказ модела кости, као и модела других људских органа. Приступ који се базира на непотпуним подацима о геометрији кости, се односи на следеће примере: кост захваћена болешћу (нпр. остеопороза), траумом (фрактура кости); није могуће извршити волуметријско скенирање; могуће је направити само један или недовољан број 2Д снимака (нпр. рендген, ултразвук). У сваком од наведених примера хирург нема могућност потпуне визуелизације 3Д модела комплетне кости.

У другом поглављу даје се увид у анатомију дугих костију човека, као основе за метод анатомских ентитета (енг. Method of Anatomical Features - MAF). У овом делу доктората дат је опис анатомије фемура, тибије и фибуле јер дате кости припадају групи дугих костију. Посебан осврт је дат на јасно одређивање анатомских секција, као и анатомских оријентира битних за примену методе анатомских ентитета.

Након описа анатомије следи приказ MAF методе и њених карактеристика. MAF метод је детаљно објашњен са свим потребним елементима, а такође је приказана и могућа примена MAF методе за креирање геометријских модела костију. На основу приказа MAF-а могу се уочити предности које тај метод доноси у односу на друге примењене методе за израду геометријских модела костију.

У трећем поглављу рада дат је приказ употреба MAF методе за креирање геометријских модела

(полигоналних, површинских и запреминских) дугих костију човека и то фемура и тибије. Дат је детаљан приказ свик корака које је потребно предузети, заједно са техникама реверзног инжењерства које се примењују у сваком кораку. Дефинисани су референтни геометријски ентитети (енг. Referential Geometrical Entities - RGEs), који су од суштинске важности за успешну примену ново-развијене MAF методе. Дати геометријски ентитети омогућавају јасну и прецизну повезаност анатомских оријентира и целина са геометријским елементима битним за дефинисање геометријских модела костију.

Приказ примене MAF методе за развој параметарског тачкастог модела костију фемура и тибије приказан је у наредном поглављу докторске дисертације. У оквиру овог поглавља приказана је методологија креирања параметарских модела са приказом научних метода које су потребне за његово формирање. Дат је детаљан приказ формирања математичко/статистичког модела који представља основ за формирање параметарског модела. Такође је дати пример употребе параметарских модела за креирање полигоналних и површинских модела фемура и проксималног дела тибије.

На крају рада дат је приказ директне примене дефинисаних метода за креирање разних модела, од виртуелних и физичких геометријских модела костију до симулационих модела за анализу употребом методе коначних елемената. Важно је напоменути приказ примене MAF-а за креирање геометријског и физичког модела грудне кости (стернума) и дела ребара. Дати пример представља реалну употребу геометријског модела креираног применом MAF-а у реалној клиничкој пракси. Приказан је прототип апликације за симулацију операције где се може директно видети примена полигоналних модела костију и имплантата у 3Д простору. Такође, приказан је и пример израде геометријског модела фиксатора по Митковићу, чија је геометрија прилагођена одређеном пацијенту, или групи пацијената.

ВРЕДНОВАЊЕ РЕЗУЛТАТА ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ

Ниво остваривања постављених циљева из пријаве докторске дисертације *(до 200 речи)*

Циљ докторске дисертације био је да се конципира и реализује метода геометријског моделирања хуманих костију која би требало да омогући креирање анатомски коректних, геометријски прецизних и тополошко/морфолошки тачних 3Д модела костију и у условима непотпуних података, при чему добијени модел садржи и везу између геометријских и анатомских ентитета.

На основу анализе докторске дисертације комисија закључује да је циљ докторске дисертације у потпуности испуњен, чак и више од тога. Развијени метод анатомских ентитета (MAF) примењен је за израду полигоналних, параметарских, површинских, запреминских и других модела костију при чему је

формирана група референтних геометријских ентитета (RGEs) која успешно повезује анатомске елементе са геометријским елементима. Такође, креирани су и конститутивни геометријски елементи (CGEs – Constitutive Geometrical Entities) који омогућавају формирање 3D геометријских модела анатомских целина.

Резултат који је потребно посебно поменути је ново развијени метод за креирање параметарског модела кости. Употреба параметарског модела кости омогућава да се на основу непотпуних података о кости (само један рендгенски снимак, кост захваћена болешћу, и слично), а на основу прочитаних параметара са медицинских снимака формира комплетан 3Д модел кости.

Осим наведеног, резултати рада приказани у докторској дисертацији представљају основ за даља истраживања у области геометријског моделирања и реверзног инжењеринга костију коштано-зглобног система, па и других делова тела човека. Важно је напоменути да се резултати научно-истраживачког рада приказани у дисертацији, према мишљењу чланова комисије могу применити и у другим областима у којима се примењују методе реверзног инжењеринга и геометријског моделирања.

На основу свега претходно наведеног може се закључити да дисертација испуњава све постављене циљеве из пријаве докторске дисертације.

Вредновање значаја и научног доприноса резултата дисертације *(до 200 речи)*

На основу анализе досадашњег рада кандидата у оквиру докторске дисертације, техничких решрења на којима је кандидат био укључен, радова које је објавио као аутор или коаутор у часописима са SCI листе и на међенародним конференцијама а који су везани за тему докторске дисертације, комисија наводи следеће научне доприносе кандидата:

- Усавршен је поступак реверзног моделирања дугих костију човека на основу волуметријских снимака.
- Побољшане су постојеће методе геометријског моделирања дугих костију човека.
- Развијен је метод за формирање параметарских модела дугих костију човека, а који је успешно примењен и на друге врсте костију (нпр. мандибула).
- Применом методе анатомских ентитета могуће је креирати и недостајуће делове костију, или употребом параметарског модела, или применом других техника развијеним у оквиру докторске дисертације.
- Побољшање процеса планирања и припреме ортопедских захвата, а самим тим и њиховог квалитета.
- Креиран је нови метод конструисања геометријских модела остеофиксационог материјала.
- Постављен је основ за наставак истраживања и то у више научних области, односно више праваца истраживања.

Оцена самосталности научног рада кандидата (до 100 речи)

Кандидат је испољио изузетну самосталност у раду, а то је и показао кроз систематски приказ литературе и научних сазнања у области истраживања, као и примени стеченог знања у развијању нове методе реверзног инжењеринга и геометријског моделирања, а која је приказана у тексту докторске дисертације. У циљу развоја нових метода приказаних у раду кандидат је овладао различитим научним областима, чиме је потврдио истраживачки потенцијал и научну креативност. Резултати приказани у оквиру докторске дисертације, а који су такође објављени и у научним радовима, као и свеукупни досадашњи рад кандидата у потпуности потврђују да је кандидат потпуно оспособљен за самосталан научни рад.






ЗАКЉУЧАК (до 100 речи)

На основу анализе докторске дисертације и досадашњих постигнутих резултата кандидата, чланови Комисије закључују следеће:

- Поднети рад у потпуности одговара усвојеној теми докторске дисертације, а која је прихваћена од стране Наставно-научног већа Машинског факултета у Нишу и Научно-стручног већа за техничко-технолошке науке Универзитета у Нишу.
- Докторска дисертација пружа изузетан научни допринос у сфери реверзног инжењеринга и геометријског моделирања коштано-зглобног система човека, јер презентује постојеће и уводи ново-развијене методе за креирање геометријских модела костију.
- Кандидат је својим досадашњим стручним, образовним и научно-истраживачким радом испољио способност да се самостално бави научним истраживањем.
- Резултати истраживања презентовани у докторској дисертацији верификовани су кроз објављене и презентоване радове на међународним конференцијама, као и часописима међународног значаја индексираним на SCI листи.
- Оценом резултата истраживања, као и анализом докторске дисертације, комисија закључује да је предложена докторска дисертација резултат оригиналног научног рада кандидата.
- Докторска дисертација је технички квалитетно урађена и садржи све захтеване елементе као и сва потребна поглавља која су систематски приказана у тексту дисертације.

На основу претходно изложеног, чланови Комисије за оцену и одбрану докторске дисертације сматрају да поднета докторска дисертација представља оригиналан научни допринос, и предлажу Наставно-научном већу Машинског факултета Универзитета у Нишу да Николи Витковићу, дипл. инж. маш. асистенту Машинског факултета Универзитета у Нишу, одобри докторску дисертацију под називом: **„Реверзни инжењеринг дугих костију човека заснован на морфометријским параметрима”** и да позове кандидата на усмену јавну одбрану.

КОМИСИЈА

Број одлуке ННВ о именовању Комисије		612-620-6/2015, Машински факултет Универзитета у Нишу	
Датум именовања Комисије		08.10.2015.	
Р. бр.	Име и презиме, звање		Потпис
1.	др Милорад Митковић, Дописни члан САНУ, редовни професор	председник	
	Хирургија са ратном хирургијом - Ортопедија и трауматологија (Научна област)	Медицински факултет Универзитета у Нишу (Установа у којој је запослен)	
2.	др Мирослав Трајановић, редовни професор	ментор, члан	
	Производни системи и технологије (Научна област)	Машински факултет Универзитета у Нишу (Установа у којој је запослен)	
3.	др Миодраг Манић, редовни професор	члан	
	Производни системи и технологије (Научна област)	Машински факултет Универзитета у Нишу (Установа у којој је запослен)	
4.	др Стојанка Арсић, ванредни професор	члан	
	Анатомија/неуронауке (Научна област)	Медицински факултет Универзитета у Нишу (Установа у којој је запослен)	
5.	др Љиљана Радовић, ванредни професор	члан	
	Математика и информатика (Научна област)	Машински факултет Универзитета у Нишу (Установа у којој је запослен)	

Датум и место:

03.11.2015. Niš

ЗАПИСНИК

са усмене одбране докторске дисертације Николе Витковића, дипломираног инжењера машинства, одржане 18. марта 2016. године на Машинском факултету у Нишу.

Одбрана докторске дисертације почела је у 13⁰⁰ часова уводним излагањем Председника Комисије, који је саопштио основне биографске податке о кандидату, ток поступка израде докторске дисертације као и Извештај Комисије за оцену и одбрану докторске дисертације.

Кандидат је приступио излагању докторске дисертације, износећи методологију рада и постигнуте резултате до којих је дошао.

После завршеног усменог излагања кандидата, чланови Комисије су поставили више питања на које је кандидат дао одговоре.

Одбрана је завршена у 14⁴⁵ часова.

На основу усмене одбране, одговора кандидата на постављена питања чланова Комисије и на основу Одлуке о усвајању Извештаја Наставно-научног већа Факултета и Научно-стручног већа за техничко-технолошке науке Универзитета у Нишу, чланови Комисије су једногласно донели

О Д Л У К У

Никола Витковић, дипломирани инжењер машинства, одбранио је докторску дисертацију под називом:

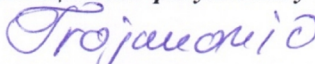
**„РЕВЕРЗНИ ИНЖЕЊЕРИНГ ДУГИХ КОСТИЈУ ЧОВЕКА ЗАСНОВАН НА
МОРФОМЕТРИЈСКИМ ПАРАМЕТРИМА“**

и стекао научни назив

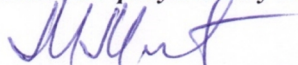
ДОКТОР НАУКА – МАШИНСКО ИНЖЕЊЕРСТВО



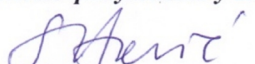
др Милорад Митковић, Дописни члан САНУ, редовни професор
Медицинског факултета у Нишу - председник



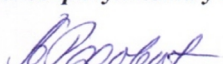
др Мирослав Трајановић, редовни професор
Машинског факултета у Нишу - ментор



др Миодраг Манић, редовни професор
Машинског факултета у Нишу - члан



др Стојанка Арсић, ванредни професор
Медицинског факултета у Нишу - члан



др Љиљана Радовић, ванредни професор
Машинског факултета у Нишу - члан



Универзитет у Нишу

ИЗЈАВА О АУТОРСТВУ

Изјављујем да је докторска дисертација, под насловом

**Реверзни инжењеринг дугих костију човека заснован на
морфометријским параметрима**

која је одбрањена на Машинском факултету Универзитета у Нишу:

- резултат сопственог истраживачког рада;
- да ову дисертацију, ни у целини, нити у деловима, нисам пријављивао/ла на другим факултетима, нити универзитетима;
- да нисам повредио/ла ауторска права, нити злоупотребио/ла интелектуалну својину других лица.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци, који су у вези са ауторством и добијањем академског звања доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада, и то у каталогу Библиотеке, Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Нишу, као и у публикацијама Универзитета у Нишу.

У Нишу, 24.03.2016.

Аутор дисертације: Никола Витковић

Потпис аутора дисертације:



Универзитет у Нишу

**ИЗЈАВА О ИСТОВЕТНОСТИ ШТАМПАНОГ И ЕЛЕКТРОНСКОГ ОБЛИКА
ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ**

Име и презиме аутора: Никола Витковић

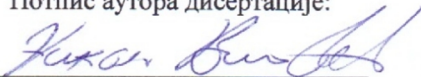
Наслов дисертације: **Реверзни инжењеринг дугих костију човека заснован на
морфометријским параметрима**

Ментор: др Мирослав Трајановић, ред. проф.

Изјављујем да је штампани облик моје докторске дисертације истоветан електронском облику, који сам предао/ла за уношење у **Дигитални репозиторијум Универзитета у Нишу**.

У Нишу, 24.03.2016.

Потпис аутора дисертације:





Универзитет у Нишу

ИЗЈАВА О КОРИШЋЕЊУ

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Никола Тесла“ да, у Дигитални репозиторијум Универзитета у Нишу, унесе моју докторску дисертацију, под насловом:

Реверзни инжењеринг дугих костију човека заснован на морфометријским параметрима

Дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском облику, погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију, унету у Дигитални репозиторијум Универзитета у Нишу, могу користити сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons), за коју сам се одлучио/ла.

1. Ауторство (CC BY)
2. Ауторство – некомерцијално (CC BY-NC)
3. Ауторство – некомерцијално – без прераде (CC BY-NC-ND)
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима (CC BY-NC-SA)
5. Ауторство – без прераде (CC BY-ND)
6. Ауторство – делити под истим условима (CC BY-SA)

(Молимо да подвучете само једну од шест понуђених лиценци; опис лиценци дат је у Упутству).

У Нишу, 24.03.2016.

Аутор дисертације: Никола Витковић

Потпис аутора дисертације: