

Факултет инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу



Назив студијског програма: Машинско инжењерство

Ниво студија: Основне академске студије

Модул: Примењена механика и аутоматско управљање

Предмет: Основи бионжењеринга

Број индекса: 240/2012

Лазар Д. Костић

Дисекција Аорте

Завршни рад

Комисија за преглед и одбрану:

1. Проф. др Филиповић Ненад - ментор

2. _____

3. _____

Датум одбране: _____

Оцена: _____

У оквиру овог завршног рада кандидат треба да на основу добијених СТ снимака једног пацијента реконструише 3D геометрију аорте оболеле од дисекције. Кандидат ће у раду презентовати кардиоваскуларни систем човека, приказаће анатомију аорте, начине настанка дисекције аорте и њене врсте, поступак реконструкције геометрије и дискутоваће о резултатима добијеним на основу прорачуна симулација, урађеним на готовим моделима.

Препоручена литература:

- 1) Ненад Филиповић, *Основи биоинжењеринга*, Крагујевац 2012

Крагујевац, 23.06.2016 године

ментор:

Проф. др Ненад Филиповић

Резиме

Главна намена овог рада била је да се изврши реконструкција 3D модела аорте, на основу серије 2D CT снимака два пацијента оболелих од анеуризме аорте, након чега је урађено нумеричко решавање проблема анеуризме абдоминалне аорте. Користећи ове методе, на моделима одређених пацијената, могу се прорачунати разни параметри као што су смицајни напони, притисак и брзина флуида кроз крвни суд.

У првом делу рада упознаћемо се са структуром крвних судова, с посебним акцентом на абдоминалну аорту. Описана је анеуризма, потенцијални узроци настанка, историјат и начин лечења. У другом делу рада описан је процес добијања 3D модела аорте оболеле од анеуризме. На крају су дискутовани резултати добијени на основу модела пацијената, са циљем предвиђања руптуре анеуризме абдоминалне аорте, и одабира третмана ове болести.

Кључне речи: биоинжењеринг, аорта, анеуризма, коначни елементи, 3D модел

Abstract

The main purpose of this study was to perform the reconstruction of 3D models of the aorta, based on the series of 2D CT images of two patients suffering from an aneurysm, after which was done the numerical solution of the problem of the abdominal aortic aneurysm. Using these methods, on the models of selected patients, can be used to calculate various parameters such as shear stress, pressure and velocity of fluid through blood vessel.

The first part should become familiar with the structure of blood vessels, with special emphasis on the abdominal aorta. The aneurysm was described, even the potential causes of the origin, history and way of treatment. The second part of this paper describes the process of getting a 3D model of the diseased aortic aneurysm. Finally, it was discussed about results obtained from the patient models, with the aim of predicting rupture of abdominal aortic aneurysm, and selecting the treatment of this disease.

Key words: bioengineering, aorta, aneurysm, finite elements, 3D model

Садржај:

Увод.....	1
1. Биоинжењеринг.....	2
2. Људска анатомија.....	3
2.1. Циркулаторни систем човека.....	3
2.2. Велики крвоток.....	3
2.3. Мали крвоток.....	3
3. Аорта.....	5
4. Дисекција аорте.....	9
4.1 Узрок и фактори ризика.....	9
4.2 Симптоми	10
4.3 Подела.....	10
4.3.1 Де Бејкијева подела.....	11
4.3.2 Станфордова подела.....	11
4.4 Акутна дисекција аорте.....	12
4.4.1 Клиничка слика.....	12
4.4.2 Физикални налаз.....	13
4.4.3 Лабораторијски налази.....	16
4.4.4 Електрокардиограм.....	16
4.4.5 Дијагностичке методе (технике).....	17
4.4.6 Лечење.....	17
5. Моделирање Аорте.....	18
5.1. Програмски пакети.....	18
5.2. 3D модел Аорте.....	19
6. Нумеричко решавање проблема аорте.....	32
6.1. Математичке основе.....	32
6.1.1. Примењена механика флуида у струјању крви.. ..	32
6.1.3. Резултати прорачуна 3D модела.....	36
7. Закључак.....	41
8. Литература.....	42

Увод

Моделирање је процес који се среће у свим сферама живота. Модели су широко распрострањени у науци, економији, техници, уметности итд. Модел има једну сврху, а то је проналажење утицаја различитих параметара на испитивани систем. Систем је приликом испитивања замењен моделом, чиме се врши експериментисање. У зависности од сличности модела са системом који се испитује, добијају се и одговарајући резултати. Уколико је сличност већа, то се добијају бољи резултати, али за описивање сложених веза између великог броја параметара потребан је софистицирани математички апарат. Зато се тежи да се везе поједноставе, а да резултати остану у прихватљивим границама.

Моделирање у медицини има веома велики значај, као и широку примену. Како је људско тело изузетно сложен систем, немогуће је направити савршени модел који би објединио све системе од којих се састоји људски организам. Због претходно наведеног разлога, користе се поједностављени модели појединих органа или система органа, који се међусобно могу и комбиновати.

У раду ће се реконструисати геометрија две аорте оболеле од анеуризме. Подаци за реконструкцију геометрије се обезбеђују помоћу СТ снимака. Циљ је да се симулацијама добију корисне информације ради одабира третмана анеуризме абдоминалне аорте.

1. Биоинжењеринг

Биомедицински инжењеринг представља примену инжењерских принципа и сазнања из области биологије, медицине, физике и математике у здравствене сврхе. Ово поље науке покушава да премости јаз који постоји између инжењерства и медицине. Биоинжењеринг комбинује вештину решавања инжењерских проблема са знањем из области медицине и биологије, како би се унапредио здравствени третман људи, укључујући дијагнозу, мониторинг и терапије.

Биоинжењеринг се тек недавно појавио као самостална област, у поређењу са многим другим областима инжењерства. Највећи део посла у биомедицинском инжењерингу састоји се од истраживања и развоја, које обухвата широк спектар подобласти. Неке главне примене биоинжењеринга укључују развој биокомпатибилних протеза, такође развој дијагностичких и терапијских медицинских производа у распону од клиничке опреме па до микро-имплантата .

Неке од специфичних подобласти су:

а) Биомеханика

Овај део проучава коштане и мишићне системе, сматрајући их механичким структурама које су подређене различитим силама и кретањима. Овде се проучава анализа људског хода и сила које утичу на деформације људског тела. У биомеханику спада и проучавање других система организама, тј. органа. У тај део спада испитивање понашања крви као течности при константном кретању, механика дисања и размена енергије унутар људског тела.

Биомеханика је веома повезана са инжењерством, пре свега због примене механике (механика континуума, кинематика и динамика) која има велику улогу у овој области. Једна од употреба биомеханике је и за дизајнирање ортопедских имплантата људских зглобова, зуба итд.

Биомеханика се дели на неколико подобласти :

- 1) Кардиоваскуларну биомеханику;
- 2) Спортску биомеханику;
- 3) Мишићну биомеханику;
- 4) Ортопедску биомеханику;
- 5) Биомеханику повреда итд.

б) Биохемијски инжењеринг

Улога биохемијског инжењеринга је проучавање хемијске везе између људског организма и вештачких материјала. Најзначајнија подобласт биохемијског инжењеринга је ортопедска хирургија. Тежи се развијању протеза које имунолошки систем неће одбацити, и које ће се без проблема интегрисати са организмом.

в) Биоелектрицитет

Ова област се бави проучавањем биоелектричне активности организма, који је основа неуролошког система и већине виталних процеса у организму. Процеси који се проучавају у овој подобласти користе се за потребе дијагностике у медицини.

2. Људска анатомија

2.1. Циркулаторни систем човека

Крвоток човека се састоји од срца и крвних судова. Крвни судови су артерије, уколико иду од срца ка периферији тела, и вене, ако иду од периферије ка срцу. Циркулаторни систем човека се може поделити у две групе :

- 1) Системска циркулација (велики крвоток) и
- 2) Плућна циркулација (мали крвоток).

2.2. Велики крвоток

Велики крвоток започиње аортом, прати велике крвне судове, дели се на мање судове, све до малих артерија и система капилара. Мале артерије и систем капилара, са доминантним васкуларним мишићним ткивом, делује са пост капиларним судовима као вентил који контролише количину крви која улази у периферна ткива. Пост капиларни судови су тзв. венуле. Након венула, крв се скупља преко система вентила и вена доминантним влакнастим ткивима, тако враћајући крв у срце кроз два главна венска суда, супериорне и инфериорне венске шупљине.

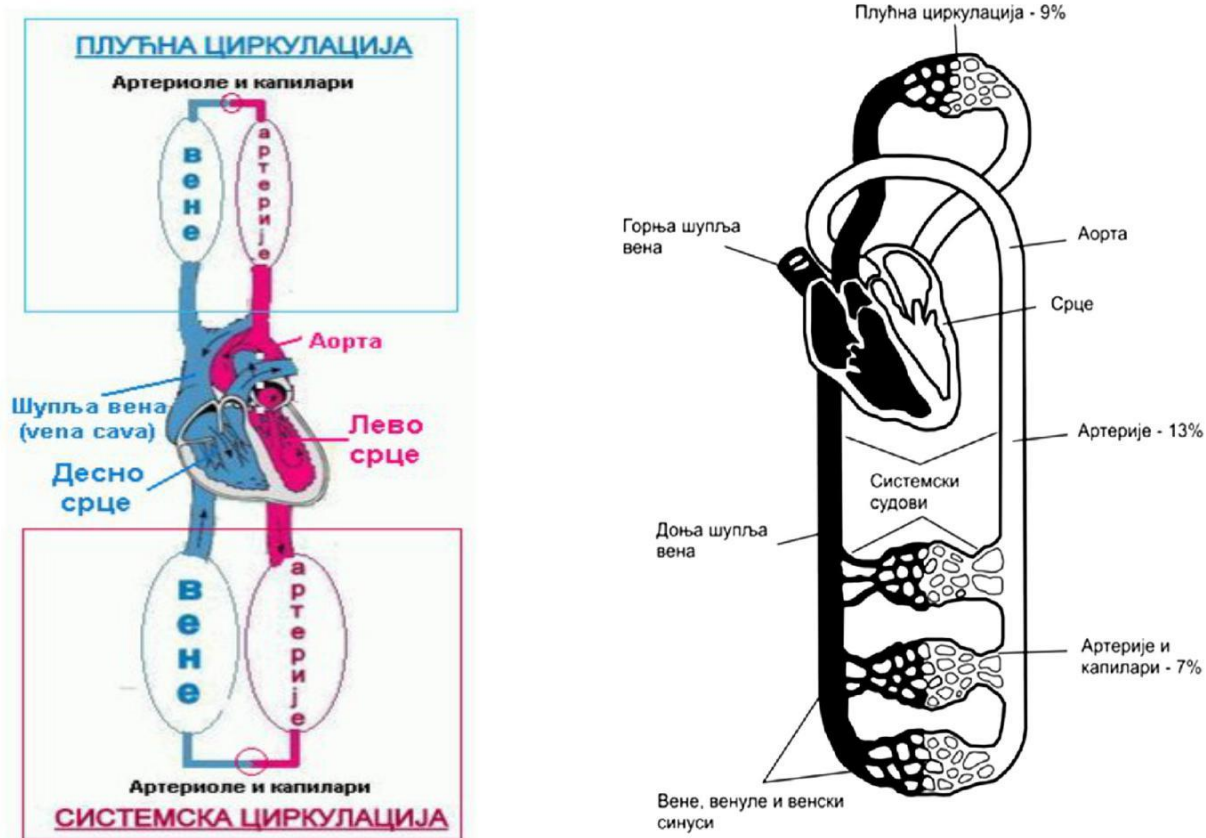
Велики крвоток служи за пренос хранљивих материја и кисеоника до свих ћелија тела где завршава у најситнијим жилама, капиларима. У периферним деловима тела у крв доспевају и штетне материје, углавном угљен-диоксид.

2.3. Мали крвоток

Плућна циркулација почиње плућним артеријским стаблом које се дели на две плућне артерије, које улазе у плућа, и које после гранања на више малих крвних судова долазе у контакт са респираторним системом. Ово резултира оксигенацијом деоксигенисане крви из периферних ткива. Мали крвоток служи за прочишћавање крви у плућима, тј. размену гасова у плућима (примање кисеоника и отпуштање угљен-диоксида). Преко две шупље вене крв из тела долази у десну преткомору, затим у десну комору срца. Из десне коморе крв плућним артеријама долази у плућа. У плућима се врши размена гасова, и крв обогаћена кисеоником, плућним венама, долази у леву комору срца.

Са обзиром да постоје два крвотока, срце се састоји из два дела, који се опет деле на комору и преткомору. Оба система имају своје артеријске и венске делове, и нису одређени типом крви коју носе, али јесу одређени структуралним карактеристикама крви. Артеријска крв је оксигенисана, док је венска деоксигенисана, и обрнуто у плућној циркулацији.

Са слике 1 се види да је око 84% читаве запремине крви у системској циркулацији и то: 64% у венама, 13% у артеријама и 7% у системским артериолама и капиларима. У срцу се налази око 7% укупног волумена крви, а у плућима 9%. Пошто иста запремина крви протиче кроз све сегменте циркулације, сваког минута, брзина крви је обрнуто пропорционална површини пресека. У стању мировања, брзина крви кроз аорту је 33 cm/s , а у капиларима један хиљадити део ове брзине, тј. $0,31 \text{ mm/s}$.



Слика 1 – Расподела крвотока у различитим деловима циркулаторног система

Крв се из срца пумпа континуирано у аорту, при чему је вредност средњег притиска 100 mmHg. Пумпање је пулзаторно, самим тим артеријски притисак варира између систолног нивоа од 120 mmHg до дијастолног од 80 mmHg. Како крв протиче кроз системску циркулацију, тако притисак опада све док није приближан вредности од 0 mmHg, а то се дешава у тренутку када досегне до шупљих вена, на уласку у десну преткомору. Просечна вредност протока крви код одраслог човека износи 5 l/min [3]. Ова вредност представља минутни волумен срца јер ову количину крви срце испумпа за један минут.

Срчани период се састоји из два периода; период релаксације, назван дијастола, за време кога се срце пуни крвљу, након чега следи период контракције који се зове систола. Постоје два облика срчаног рада. Први, највећи, део рада срца се троши на пребацивање крви из подручја ниског венског у подручје високог артеријског притиска. Други, доста мањи део рада се троши како би се убрзала крв до оне брзине којом се она избацује кроз валвулу аорте. То је тзв. кинетичка енергија срца.

3. Аорта

Аорта је велики крвни суд који полази из срца, пролази по средини абдомена и дели се у две артерије које снабдевају ноге крвљу. Аорта настаје из леве коморе срца, формира лук, а затим се протеже до абдомена, где се грана у две мање артерије, које се називају реналним артеријама. Реналне артерије имају низак отпор, тако да две трећине улазног протока одлази у абдоминалну аорту. Аорта носи и дистрибуира крв богату кисеоником до свих артерија. Скоро све главне артерије се гранају из аорте, осим плућне артерије.

Зидови аорте се састоје из три дела (слика 2):

- 1) адвентиције
- 2) медије
- 3) интима

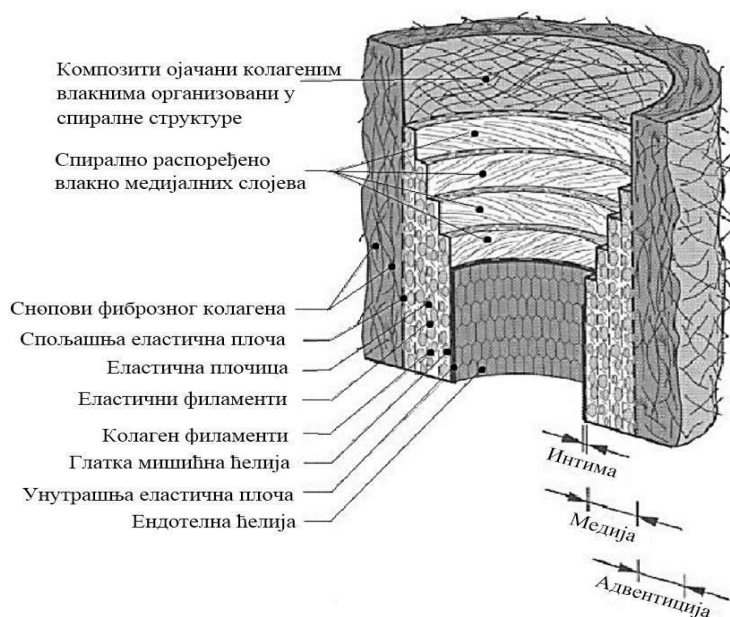
Ова три дела су организована у концентричне слојеве, у циљу издржавања артеријског притиска.

Адвентиција је спољашњи слој артеријског зида и чине га фибробласти и фиброцити (ћелије које производе колаген и еластин), хистолошке супстанце и дебели омотач колагених влакана које формирају фиброзно ткиво. Адвентиција је континуално окружена везивним ткивом. Знатно је мање чврста у односу на медију када је у неоптерећеном стању и када је изложена ниским притисцима. Ипак, на високим притисцима колагена влакна достижу своју исправљену дужину, јер су иначе распоређена у хеликалне структуре и тиме се адвентиција претвара у чврст омотач, који не дозвољава артерији да руптира или да дође до њеног прекомерног истезања.

Медија је средњи слој артеријског зида и састоји се од компликоване тродимензионалне мреже глатких мишићних ћелија, влакна колагена и еластина.

Еластичне ламине раздвајају медију у већи број дефинисаних концентричних влакана, који представљају ојачане средње слојеве. Веза и оријентација између влакана еластина, колагена, еластичних ламина и глатких мишићних ћелија заједно чине континуалан фиброзни хеликс. Хеликс има мала померања, па су влакна у средини кружно оријентисана, па такав структурни распоред даје медији веома велику чврстоћу, еластичност и способност да издржи оптерећења. Са механичке тачке гледишта, медија је најзначајнији слој здраве артерије.

Интима је унутрашњи слој артерије. Чине га један слој ендотелних ћелија које облажу зид артерије и леже на базалној мембрани. Постоји и субендотелни слој чија дебљина зависи од старости и болести. Код здравих људи интима је веома танка и не доприноси механичким особинама ткива зида артерије. Годинама, интима постаје дебља и чвршћа тако да њен допринос механичким особинама постаје значајан. Дебљина настаје таложењем масних наслага, калцијума, колагених влакана и фибрина. Као резултат овог таложења настаје артеросклеротични плак.



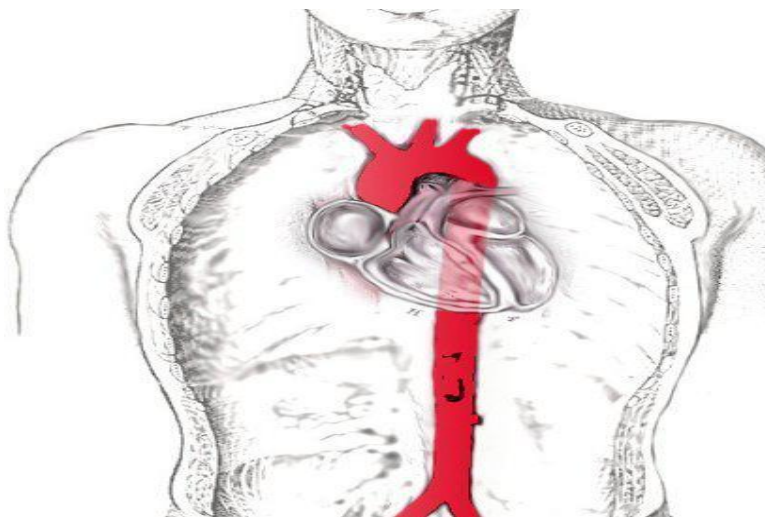
Слика 2 – Структура артеријског зида

Крв се пумпа из леве коморе срца директно у корен аорте у кратком временском периоду од 0.2-0.3 секунде. Усходна аорта иде из лука аорте све до нисходне артерије.

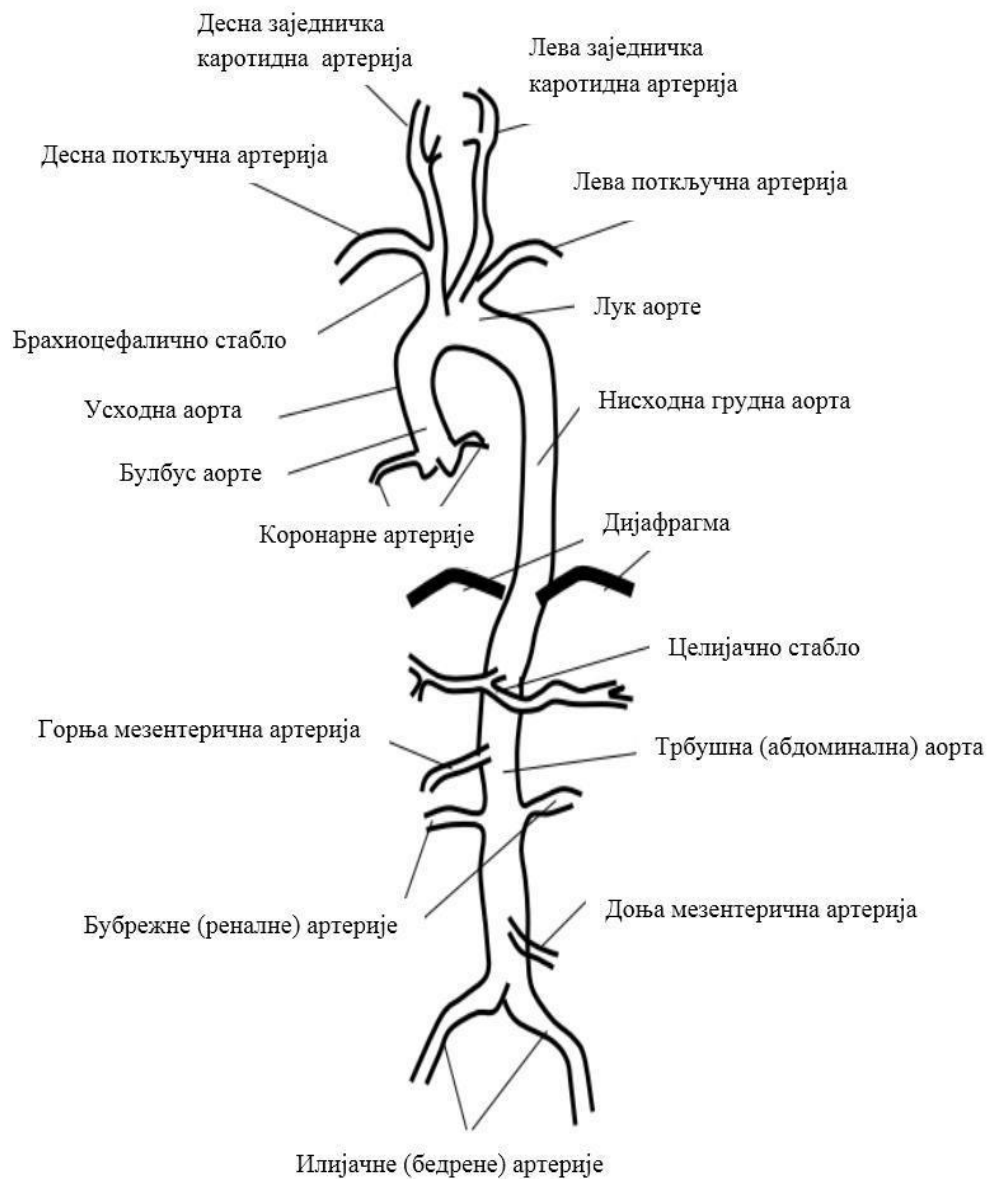
Аорта се састоји од следећих сегмената (слика 3.1):

- 1) bulbus – проширење почетног дела, непосредно иза аортних залистака из кога полазе две коронарне артерије;
- 2) усходни део на који се настављају побочне гране;
- 3) лука аорте, који наставља **усходни** део где наставља као нисходна грудна аорта. Са лука аорте полазе три велике артерије (гране) за главу, врат и горње екстремитете;
- 4) нисходна грудна аорта наставља се од леве поткључне артерије последње гране лука до дијафрагме, где прелази у абдоминалну аорту правећи конвексну кривину улево;
- 5) абдоминална (трбушна) аорта је наставак грудне аорте, испод дијафрагме до бифуркације на леву и десну заједничку бедрену артерију за ноге. У почетном делу даје побочне гране (за јетру, црева и бубреге), целијачно стабло, горњу мезентеричну артерију, леву и десну бубрежну артерију, а у средњем делу даје доњу мезентеричну артерију .

Проток крви у усходној аорти је комплексно пулсативан и тродимензионалан. На појединим локацијама има компоненту турбулентног тока. Кретање и деформација аорте имају важну улогу у величини смичућег напона зида, посебно у регионима стагнације и рецикулације протока.



Слика 3 – Аорта



Слика 3.1 – Делови Аорте

4. Дисекција аорте

Дисекција аорте или дисекантна анеуризма аорте је поремећај аорте који се карактерише уздужним цепањем њеног зида, при чему крв улази у пукотину и тако настаје други, лажни лумен аорте. Дисекцију аорте неки сврставају у анеуризме аорте, док је други издвајају као посебну болест. Анеуризма је проширење крвних судова (аорте) услед урођене или стечене слабости њиховог зида.

Аортне дисекције чине око 15-20% свих анеуризми.

4.1 Узрок и фактори ризика

У настанку дисекције аорте следећи фактори играју кључну улогу:

Хипертензија (повишен крвни притисак) је један од фактора ризика за настанак дисекције аорте, јер долази до оштећења њеног зида (посебно ендотела).

Атеросклероза такође изазива оштећење ендотела (унутрашњег слоја зида), тако да се могу јавити пукотине у ендотелу из којих се развија дисекција.

Марфанов синдром је урођен поремећај у синтези еластичних влакана крвних судова (аорте), који доводи до слабости њиховог зида (аорта је богата еластичним влакнима). Такође може се јавити и обољење цистична некроза медије (средњег слоја аортног зида), услед кога настају пукотине у њему из којих може настати дисекција.

Јатрогени фактори нпр. механичка повреда аортног зида у току катетеритације срчаних артерија, пласирања интрааорталне балон пумпе..

Механичке повреде услед нпр. саобраћајних несрећа, падова са велике висине...

Најчешће дисекција аорте почиње стварањем пукотине у унутрашњем делу њеног зида у ендотелу и интими. Крв која протиче кроз аорту има висок притисак (преко 120 mm Hg у току систоле), тако да се мале пукотине могу врло брзо проширити и захватити дубље слојеве аортног зида. Услед продора крви у средњи слој и њеног кретања долази до уздужног цепања овог слоја, тако да настаје још један, лажни лумен. Ова два лумена одвојена су слојем интима и ендотела. Даљи ток може бити двојак. Услед ширења пукотине може доћи до њеног поновог спајања са правим луменом аорте, односно кроз нову пукотину интима (унутрашњег слоја) крв се враћа у прави лумен. Уколико дође до ширења пукотине према споља у спољашњем слоју зида, може доћи до његовог пуцања и тешког крварења (смртност је готово 100%). Дисекције аорте се најчешће јављају у усходном делу аорте (око 65%), луку аорте и , најчешће дистално од лигаментума артериозума, а могу се проширити на целу грудну и трбушни аорту и захватити илијачне артерије.

Један део дисекција аорте настаје услед стварања пукотина и циста у њеном средњем делу (медија), које слабе зид аорте и могу довести до дисекције и анеуризме. Овакве промене јављају се код Марфановог синдрома и цистичне некрозе медије.

4.2 Симптоми

У почетку готово да и нема симптома, понекад се могу осетити пулсације. Један од симптома може бити и разлика у крвном притиску између леве и десне руке. Нагла појава симптома у виду јаких, оштрих болова (који се шетају), шока, губитка свести су већ поодмакли знаци цепања артеријског зида. Дисекција усходног дела аорте може довести до срчаних поремећаја као што су: инсуфицијенција аортног залиска, инфаркт, перикардна тампонада.

4.3 Подела

Дисекција аорте је подељена под де Бејкијевој и Станфордској класификацији на основу локализације и проширености.

			
Учесталост	60 %	10-15 %	25-30 %
Тип	Де Бејки I	Де Бејки II	Де Бејки III
	Станфорд А		Станфорд В
	Почетни део		Крајњи део

4.3.1 Де Бејкијева подела

Основни критеријум ове класификације је локализација и дужина дисекције. По овој дисекцији постоји 3 типа аортне дисекције:

I Дисекција почиње у почетном делу аорте (усходи део аорте) и шири се цело дужином аорте при чему обухвата усходни део аорте, аортни лук, нисходи део аорте, грудну аорту, трбушну аорту и даље.

II Дисекција почиње као и код типа I у пошетном делу аорте (усходни део аорте), али је ограничена на усходни део аорте.

III Дисекција започиње у нисходном делу аорте и према стапену раширености разликујемо тип:

IIIa, где се дисекција шири на грудну аорту и

IIIb, где дисекција обухвата грудну, трбушну аорту и шири се даље.

4.3.2 Станфордова подела

Критеријум ове поделе је да ли је захваћен усходни део аорте. Постоје 2 типа дисекције по овој класификацији:

A Код овог типа је усходни део аорте захваћен. B Усходни део аорте није захваћен.

Значај усходног дела је у томе што дисекције на овој локацији често доводе до горе поменутих срчаних проблема, зато су и много опасније од осталих.

Од дијагностичких метода може се користити трансезофагеална ехокардиографија (ултразвук), компјутерска томографија (ЦТ скенер), магнетна резонанца, аортографија (представљање аорте помоћу контрастног средства рендгена), ЕКГ...

Од терапијских смерница битно је смањивање фактора ризика нпр. регулација крвног притиска... У случају дисекције могуће је одстрањивање дисекције и реконструкција зида аорте помоћу разних протеза.

4.4 Акутна дисекција аорте

Ово обољење се карактерише раслојавањем медије аортног зида које настаје продором крви и стварањем лажног лумена који се, услед пулзирајућег крвотока, шири антероградно, а реде и ретроградно, различитом дужином и обимом овог крвног суда, најчешће комуницирајући са правим луменом преко расцепа интимае.

Тачна инциденција дисекције аорте је непозната. На основу броја дијагностификованих дисекција, њиховог процента у узроцима смрти, као и познатног односа дисекција аорте према руптурираној абдоминалној анеуризми аорте (коју премашује у односу 2:1), процењује се да је годишња инциденција 10 случајева на 100000 становника.

Иницијални догађај у настанку дисекције је, врло вероватно, расцеп интимае са секундарним продором крви у медију. Други могући механизам је да се прво јавља локална хеморагија из васа васорум, са развојем интрамуралног хематома у медији и секундарним расцепом интимае. У оба случаја код нетрауматске дисекције постоје дегенеративне промене медије различитог степена. Такве дисекције аорте без интималног расцепа, у којих не постоји комуникација између правог и лажног лумена, називају се интрамуралним хематомом. Атеросклеротични пенетрирајући улкус аорте, дискретна (ограничена) дисекција без хематома са ексцентричним испупчењем зида аорте на месту интималног расцепа, јатрогена или трауматска дисекција и интрамурални хематом, четири су нове врсте дисекције аорте које се данас издвајају од класичне дисекције аорте. Све ове врсте дисекција аорте могу да пређу у класичну дисекцију, да руптурирају или да буду „излечене”.

4.4.1 Клиничка слика

Бол је водећи симптом дисекције аорте и скоро увек је присутан осим ако болесник није изгубио свест. Највећи број случајева дисекције без бола нађен је код хроничних дисекција. Карактеристике бола служе као помоћ у разликовању дисекције аорте од других узрока бола у грудима. Пре свега, бол код дисекције аорте најчешће почиње изненада и са врло јаким интензитетом одмах на почетку, што је у супротности са болом код инфаркта срца који има обично крешчендо карактер. Бол може бити толико неподношљиво јак да болесник колабира, да се грчи као у агонији, или да се креће да би се ослободио бола. Квалитет бола, како га пацијент описује, често је потпуно одговарајући актуелном догађају, тако да болесници често кажу да имају цепајући, разди-рући или бол у виду сечења у грудима. Друга карактеристика бола је његов миграторни карактер, што је забележено у око 70% случајева. Пропагација бола је последица ширења дисекујућег хематома дуж одређених сегмената. Значи, бол може да се шири у врат, зубе, вилицу, руке, лумбалну регију, трбух или ноге, у зависности како се шири дисекција од свог места настанка.

Локализација бола може да укаже на место почетка дисекције и пространство дисекције. Локализација бола искључиво на предњој страни грудног коша обично означава захваћеност усходне аорте, док се бол локализован само у интерскапуларној регији знатно чешће јавља код дисталне дисекције аорте. Одсуство било које компоненте постериорног бола доста убедљиво говори против захваћености нисходне аорте. Бол локализован у грлу, вилици и/или врату често указује на захваћеност лука аорте. Бол локализован било где у леђима, абдомену или доњим екстремитетима у преко 90% случајева је предиктор захваћености дисекцијом нисходне аорте.

Мање чести симптоми при настанку дисекције, удружени или без присуства бола у грудима укључују: синкопу, симптоме конгестивне срчане инсуфицијенције, церебро-васкуларни инсулт, исхемијску перифертну неуропатију, параплегију, срчани застој или напрасну смрт.

Синкопа је најчешће удружена са прокси-малном дисекцијом и најчешће сугерише да се ради о руптури дисекције у перикардни простор са развојем тампонаде срца, а знатно рече сугерише руптуру нисходне аорте у ин-терплеурални простор. Учесталост синкопе без фокалних неуролошких знакова је у 4-5% дисекција аорте. Ако је синкопа удружена са фокалним неуролошким знаковима, то указује на захваћеност дисекцијом крвних судова лука аорте, перфузија органа у дисекцији аорте може бити изазвана са три механизма:

експанзијом лажног лумена, екстензијом
(ширењем) дисекције у аортне гране

3- опструкцијом или оклузијом ушћа грана аорте мобилном интималном мембраном (флапом).

Симптоми срчане инсуфицијенције скоро увек настају као последица акутно настале аортне регургитације, ретко као последица насталог инфаркта срца. Симптоми шока по правилу настају као последица руптуре аорте на било ком месту.

4.4.2 Физикални налаз

Мора се истаћи да физикални знаци могу бити изузетно варијабилни, тако да у појединим случајевима могу врло јасно да сугеришу дијагнозу, док у другим случајевима, и поред врло екстензивне дисекције, такви карактеристични физикални знаци могу бити минимални или одсутни. Ипак, детаљан физикалан преглед може знатно да допринесе постављању дијагнозе. Болесници често изгледају као да су шокирани, а кожа им је хладна и влажна. Међутим, крвни притисак при прегледу је често повишен, нарочито код боленика са дисталном дисекцијом где је присутан у преко 80-90%, док знатан проценат болесника са проксималном дисекцијом у моменту хоспитализације има снижен крвни притисак или се налази у стању транзитивног или перзистентног шока. Постојање хипертензије се објашњава раније присутном хипертензијом која је погоршана наглим ослобађањем веће количине катехоламина због акутног основног процеса. Хипертензија може бити резистентна на терапију ако је дисекујући хематом компромитовао реналну циркулацију.

Хипотензија, која се код прок-сималне дисекције среће и до 38% случајева, најчешће је изазвана акутном срчаном инсуфицијенцијом (због акутне аортне инсуфицијенције) или је последица хиповолемије изазване руптуром у перикард интраплеурални или интраперитонеални простор. Псеудохипотензија може да се јави уколико дисекујући хематом компримује или оклудира обе брахијалне артерије и на тај начин смањи вредност крвног притиска измереног на руци, иако је централни артеријски притисак висок.

Најтипичнији физикални знаци код болесника са дисекцијом аорте су:

пулсни дефицит, новонастали шум аортне инсуфицијенције и неуролошке манифестације.

Сва ова три знака су знатно чешће присутна код болесника са проксималном дисекцијом аорте.

Ослабљени или одсутни артеријски пулсеви су нађени у око 50% болесника са проксималном дисекцијом, а само око 15% оних са дисталном дисекцијом. Код проксималне дисекције пулсни дефицит се најчешће среће код десне каротидне артерије и/или обе поткључне артерије, али могу да настану било где дуж аорте, укључујући и феморалне крвне судове, уколико се проксимална дисекција шири дистално дуж аорте. Код дисталне дисекције често су захваћене феморалне артерије, нешто чешће лева од десне феморалне артерије, и лева подкључна артерија. Битно је истаћи да дефицити пулса могу бити пролазни, Што зависи од висине крвног притиска

у правом и лажном лумену, од покрета одлужене интимае у односу на артеријско ушће и од присуства или одсуства излазног цепања интимае, тј. настанка дисталног реентруа који доводи до декомперсије лажног лумена.

Други физикални налаз који је веома значајан јесте присуство Шума аортне регургитације. У највећем броју приказаних серија аортна регургитација се среће у преко 50% болесника са проксималним типом дисекције. Шум аортне регургитације је обично „музикалног“ карактера и боље се чује дуж десне него леве ивице стернума, а његов интензитет се појачава или слаби у зависности од висине крвног притиска. И поред изражене аортне регургитације, њени периферни знаци мање су изражени или могу бити чак одсутни за разлику од хроничне аортне регургитације истог степена. Такође интензитет првог срчаног тона може бити смањен, а понекад чак и нечујан због брзог пораста дијастолног притиска у левој комори. Четири су могућа механизма који могу довести до аортне регургитације код дисекције аорте:

дисекујући хематом може захватити ћелу циркумференцију аорте и јако проширити корен аорте тако да аортни листићи непотпуно затварају аортно ушће у дијастоли, дисекција може захватити корен аорте асиметрично тако да дисекујући хематом може потиснути један листић испод линије затварање другог листића аортног залиска, ануларна потпора или сами аортни листићи могу бити оштећени дисекцијом што доводи до лепршања листића,

у екстензивној дисекцији или циркумференцијалној дисекцији, одлужена интима може да пролабира у леву комору доводећи до тешке аортне регургитације.

Неуролошке компликације као што су: цереброваскуларни инсулт, кома, исхемијско периферна неуропатија, исхемијско оштећење кичмене мождине - парапареза или параплегија, описане су као компликације дисекције аорте и срећу се у 6-19 % свих дисекција и чешће су код проксималне дисекције. Цереброваскуларни инсулт се сусреће у 3-6 % случајева као последица захватања дисекцијом тунуса брахиоцефаликуса или леве заједничке каротидне артерије. Исхемијско оштећење кичмене мождине је последица компримоване или прекинуте циркулације у спиналним артеријама које су нутритивне артерије кичмене мождине. Од виталног је значаја брижљиво испитивање могуће захваћености перикарда код болесника са дисекцијом аорте. На ту компликацију, као последице хеморагије у перикард, указују: налаз перикардног трења, проширење југуларних вена, парадоксални пулс или налаз перикардног излива на рендгенограму грудног коша или на ехокардиографији или налаз ниске волтаже на електрокардиограму. Друге клиничке манифестације код болесника са дисекцијом аорте јављају се ређе. Тако су запажени: Хорнеров синдром, промуклост и парализа гласних жица због компресије на леви ларингеални рекурентни нерв, синдром горње шупље вене, компресија трахеје или бронха, пулзирање једног од стерноклавикуларних зглобова, хеморагија у трахеобронхијално стабло са хемоптојама, хематемеза због руптуре аорте у гастроинтестинални тракт, срчани блок због ретроградног ширења дисекције у интератријални септум са компресијом атриовентрикуларног чвора, као и континуирани шум због руптуре аорте у десну комору или преткомору или леву преткомору са секундарном срчаном инсуфицијенцијом.

У малом броју случајева, око 1-2%, са проксималном дисекцијом може се развити акутни инфаркт срца као последица ширења дисекције на коронарне артерије или затварања ушћа коронарних артерија интималним флапом. Како је овим процесом најчешће захваћена десна коронарна артерија, то је инфаркт доњег зида знатно чешћи. Данас у ери лечења акутног инфаркта срца тромболитичком и антикоагулантном терапијом, непрепознавање удруженог инфаркта срца и акутне дисекције аорте је најчешће фатално. Тако су Камп и сарадници приказали рани морталитет од 71% код 21 случаја (скупљеног у литератури) са акутном дисекцијом аорте и последичним инфарктом срца код којих је грешком примењена тромболитичка терапија. Зато је неопходно пре примене тромболитичке терапије код болесника са акутним инфарктом срца урадити детаљну анамнезу и клинички преглед, а код сумње на дисекцију и додатне дијагностичке методе пре примене тромболитичке терапије.

Плеурални излив може бити последица руптуре или цурења дисекције у плеурални простор (чешће леви), или као последица инфламаторне реакције око аорте захваћене дисекцијом. Ширење дисекције на абдоминалну аорту може довести до других васкуларних компликација. Тако може бити компримована једна или обе реналне артерије, што може довести до исхемије или инфаркта бубрега, што се сусреће у око 5-8% случајева. Мезентеријална исхемија или инфаркт такође се могу десити код захваћености дисекцијом абдоминалне аорте, што се среће у 3-8% случајева.

Дисекција аорте се може проширити и на илијачне артерије и изазвати дефицит пулса над феморалним артеријама са постојећом исхе-мијом доњих екстремитета (у 12% случајева). У тим случајевима може се погрешно поставити дијагноза периферне артеријске емболије. Оваква шаролика клиничка слика дисекције аорте може да имитира различита обољења. Клиничка дијагноза може бити нарочито отежана код бола у грудима без присуства промена у рендгенограму грудног коша.

4.4.3 Лабораторијски налази

Рутински лабораторијски тестови код болесника са дисекцијом аорте не помажу много у постављању дијагнозе. Анемија може настати због значајне хеморагије или секвестрације крви у лажном лумену, затим је блага до умерена полиморфонуклеарна леукоцитоза често присутна у почетним сатима дисекције аорте. Ниво лактичне дехидрогеназе и билирубина понекад је повишен због хемоллизе крви у лажном лумену. Вредности серумске глутамино оксалацетатичне киселине и креатинин киназе обично су нормалне (ЦК и ЦК-МБ). Некад ЦК може бити знатно повишена због исхемије мишића. Ретка манифестација дисекције аорте је појаба дисеминоване интраваскуларне хемоллизе. Ово је вероватно последица потрошње тромбоцита или фактора коагулације крви на површини дисецирајућег хематома. У случајевима у којима је дисекцијом захваћена ренална артерија може се појавити хематурија или скок азотних материја у крви. Најновија биохемијска метода, која може бити врло корисна у дијагностици дисекције аорте, јесте одређивање пораста концентрације у крви тешких ланаца миозина глатких мишићних ћелија у првих 24 сата од почетка дисекције аорте.

4.4.4 Електрокардиограм

Електрокардиографске промене у дисекцији аорте су неспецифичне, али електрокардиограм у дисекцији аорте је значајан из два разлога:

одсуство електрокардиографских исхемијских промена или знакова инфаркта код болесника са болом у грудима треба да побуди сумњу и на дисекцију аорте и у болесника са проксималном дисекцијом аорте електрокардиограм може да покаже и постојање акутног инфаркта срца, као и знаке исхемије због компромитованости коронарне циркулације дисекујућим хематомом. Рендгенограм грудног коша

Рутински рендгенски снимак грудног коша често даје важне податке који упућују на дисекцију аорте али и нормалан рендгенограм не искључује постојање овог обољења. Мада постоји више рендгенографских знакова који упућују на дисекцију аорте, они су неспецифични и ретко дијагностички.

4.4.5 Дијагностичке методе (технике)

Када постоји клиничка сумња, потребна је хитна и тачна дијагноза дисекције аорте. Данас су нам на располагању четири дијагностичке методе у које спадају: аортографија (слика 3), контрастна компјутеризована томографија (слика 4), магнетна резонанца (МРИ) и трансторакална и трансезофагеална ехокардиографија.

4.4.6 Лечење

Терапија дисекције аорте је усмерена ка заустављању прогресије дисекујућег хематома и спречавању фаталних компликација. Без лечења смртност од дисекције аорте је јако висока у првим сатима и због тога, када постоји оправдана сумња на постојање овог обољења, са медикаментном терапијом се мора одмах започети. Такви болесници треба да се приме на одељење интензивне неге где се морају применити следећи поступци лечења (табела В).

Комбинација лекова који се најчешће користе у сврху снижавања крвног притиска и смањења артеријског дП/дт јесте Лп. примена Нанитропрусида и Лп. примена бета адренергичних блокатора. Почетна доза Нанитропрусида обично износи 0,5-1,5 мг/кг/мин, и даље се сталним мониторисањем крвног притиска. Пре иницијалног агресивног лечења такве хипотензије треба брижљиво размотрити могућност постојања пседухипотензије, која је последица компромитовања дисекцијом артеријских судова екстремитета. Ако је због рефрактарне хипотензије апсолутно индикована примена вазопресора, препоручује се Норепинефрин или Фенилефрин (Пхенулепхрине). Допамин се може давати у врло малим дозама ради побољшања реналне перфузије, јер има непожељно дејство због повећања дП/дт.

После иницијалне медикаментозне терапије и хитне дијагностике, неодложна, хитна хируршка терапија је метода избора у лечењу акутне проксималне дисекције.

Удаљено праћење свих болесника са дисекцијом аорте, без обзира да ли су примарно лечени хируршки или медикаментно, захтева брижљиве и понављане клиничке прегледе, периодичне рендгенограме грудног коша и серијско праћење аорте помоћу ЦТ ске-на, ТЕЕ или МРИ, у циљу спречавања касних компликација у које спадају појава редисекције, формирање локализованих анеуризми аорте и прогресивна инсуфицијенција аортног залиска. Укупна стопа преживљавања у болесника са дисекцијом аорте, који су преживели интрахоспитално лечење, сада је око 80% за пет година и око 40% за 10 година и не зависи од типа дисекције. Око 1/3 касних узрока смрти су компликације дисекције, а друге 2/3 због других болести.

5. Моделирање Аорте

5.1. Програмски пакети

Како би се добио готов модел аорте са анеуризмом, потребно је користити више програмских пакета, како за моделирање тако и за обраду добијеног модела и прорачун истог. У раду ће даље бити описани коришћени програми, и биће приказана и описана њихова примена приликом реконструкције модела аорте са анеуризмом.

- Програмски пакет *Mimics*

Mimics (*Materialise Interactive Medical Image Control System*) је софтвер развијен од стране белгијске фирме *Materialise NV* за обраду медицинских слика. *Mimics* се користи за сегментацију 3D медицинских слика, на основу низа 2D слика (из CT, MRI, micro-CT, 3D ултразвука...), а резултати су веома прецизни 3D модели анатомије пацијената. Слика 8 представља лого програма .



Слика 8 – *Mimics* лого

- Програмски пакет *Geomagic*

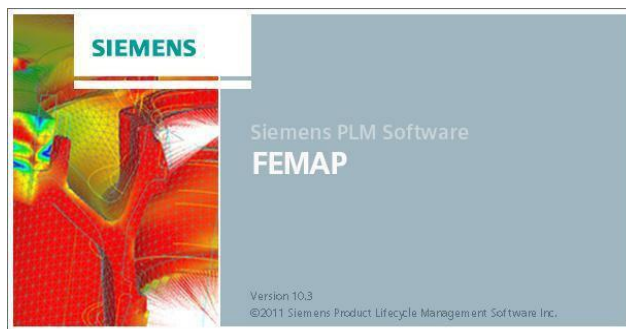
Geomagic је софтвер који се фокусира на 3D моделирање, чији се модели могу искористити у инжењерингу, уметности, археологији, биоинжењерингу итд. Овај програм подржава велики број формата, и има могућност директног извоза модела за коришћење у неким другим програмским пакетима. Лого *Geomagic*-а је приказан на слици 9 .



Слика 9 – Лого програма Geomagic

- Програмски пакет *Femap*

Femap (*Finite Element Modeling And Postprocessing*) је напредни инжењерски симулациони програм који се користи за креирање коначних елемената модела сложених инжењерских производа и система, као и приказивање резултата анализе елемената. *Femap* се користи за моделирање комплексних производа, система укључујући сателите, авионе, кранове и тако даље. На слици 10 испод је приказан лого овог програма .



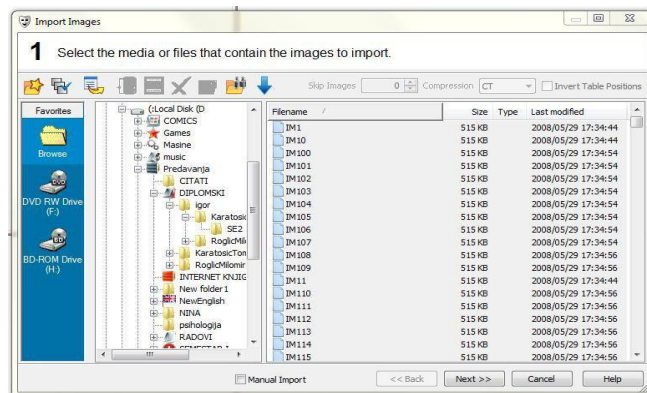
Слика 10 – Лого програма Femap

5.2. 3D модел Аорте

У даљем раду биће приказан поступак моделирања аорте оболеле од анеуризме само једног пацијента, јер је за реконструкцију другог модела поступак потпуно идентичан. Реконструкција тачне геометрије сваког пацијента је први корак у симулацији протока крви. Циљ 3D реконструкције је стварање реалне 3D запремине, која у овом случају репродукује реалну геометрију Аорте. За добијене геометрије аорта, на крају рада, биће приказани резултати прорачуна симулација.

За почетак израде модела користи се програмски пакет *Mimics*. Потребно је учитати постојеће CT снимке у овај програм. Са картице *File* бирамо *Import images*, након чега се бирају снимци из одговарајућег фолдера у меморији рачунара, што је

приказано на слици 11.



Слика 11 – Учитавање СТ слика

Након учитавања и конвертовања СТ снимака, на екрану се приказује снимак тела пацијента, на коме се врши означавање делова, тј. органа. Извршава се подешавање оријентације погледа на приказани део тела пацијента. Приказани су поглед спреда, поглед одозго и поглед са стране. Када се изврши подешавање оријентације, интерфејс програма је подељен у четири поља. Празно поље представља поље на коме се приказује добијени 3D модел. Сваки од погледа на тело пацијента могуће је прегледати скрловањем, у циљу налажења жељених сегмената снимака, што је приказано на слици 12.

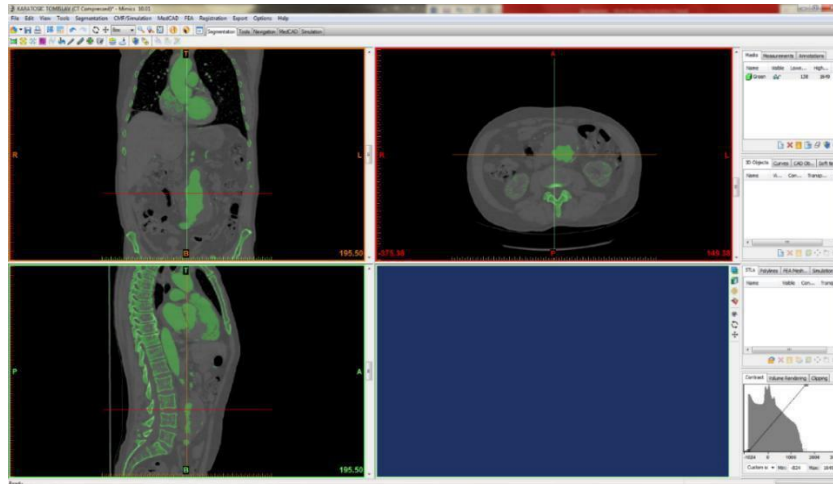


Слика 12 – Подешавање оријентације

У картици *Segmentation* подешавамо жељену скалу и *Thresholding* тј. ниво видљивости делова на снимку. Овај поступак је приказан на слици 13, док је изглед снимака након коришћења ове опције приказан на слици 14, где се у горњем десном углу може видети анеуризма, приметивши да њен пречник одступа од пречника нормалне аорте.

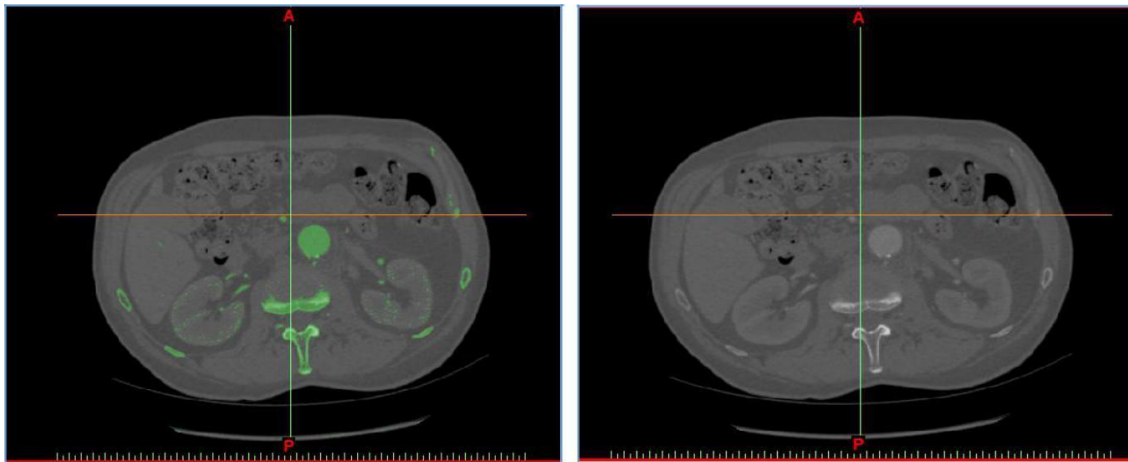


Слика 13 – Скалирање Thresholding-a



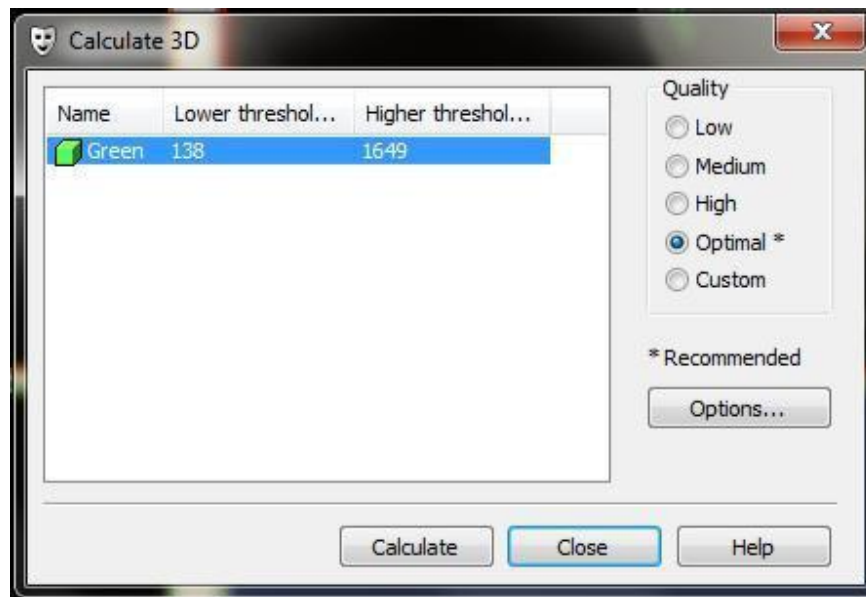
Слика 14 – Изглед CT снимка са подешеним Threshold-ом

Постоји могућност да се пролази кроз сваку слику (слој) појединачно како би се издвојио жељени модел. У случају анеуризме ово није потребно јер би пролажење кроз сваки слој представљало дуготрајан процес. Самим подешавањем *Thresholding*-a се у потпуности примећује аорта као целина за себе у сваком од слојева. Аорта са и без *Thresholding*-a приказана је на слици 15.



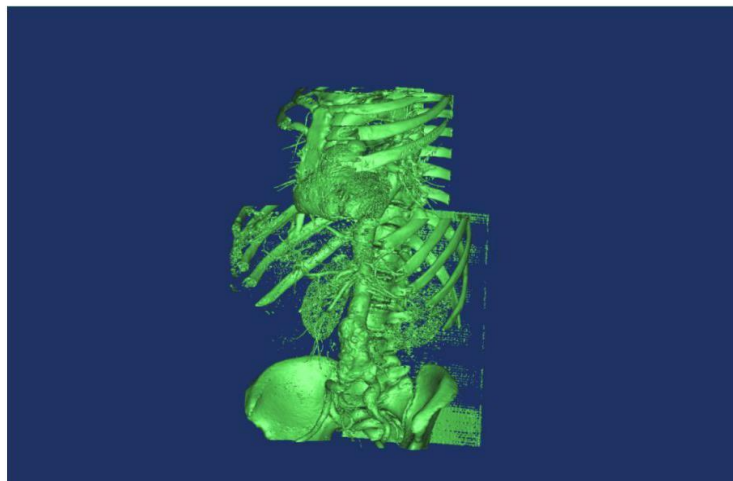
Слика 15 – Приказ аорте са и без Thresholding-a

Након подешавања *Thresholding*-а врши се калкулисање 3D модела опцијом *Calculate 3D from Mask* . Овај поступак приказан је на слици 16.



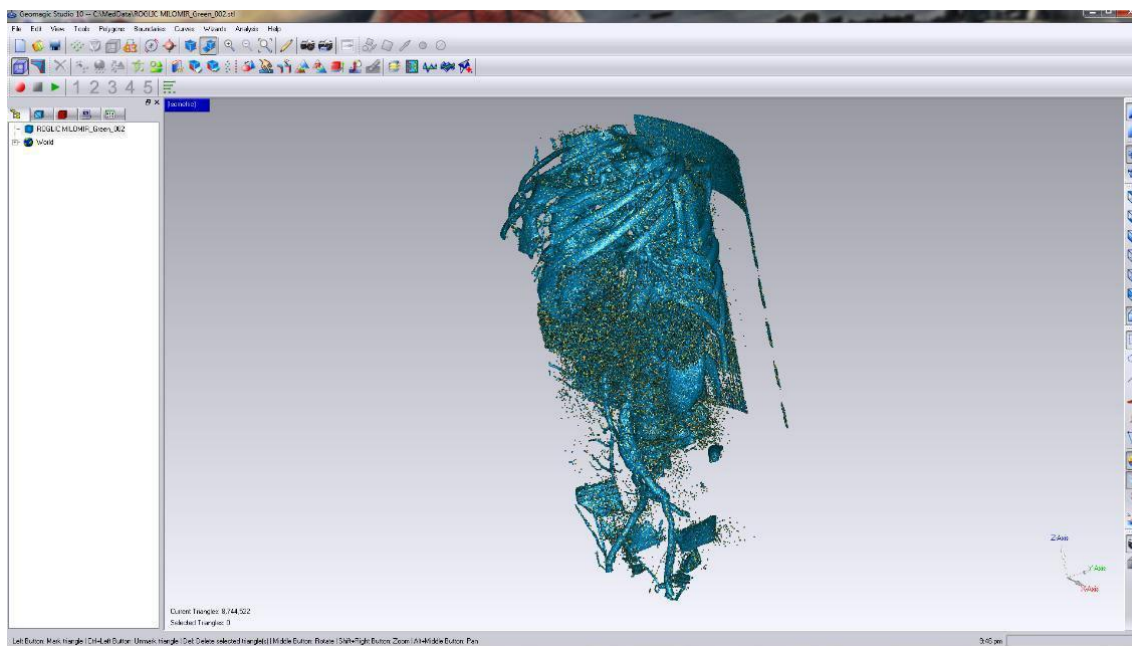
Слика 16 – Калкулисање 3D модела

Након што је извршена калкулација, у доњем десном квадранту се приказује 3D модел, који се потом екпортује као ASCII STL формат са картице Export (слика 17). Са слике се примећују и бубрези, ребра, кичма, срце, које је у даљем поступку моделирања потребно очистити како би се добио само модел аорте са анеуризмом.



Слика 17 - 3D модел који се екпортује за даљу обраду

Процес у програму *Mimics* је овим завршен и прелази се на рад у програму *Geomagic*. Модел који је експортиран из *Mimics*-а се учитава у *Geomagic*, у коме се врши даља обрада. Учитан модел је у облику облака тачака и нема непрекидну површину. Потребно је очистити што више непотребних органа око модела аорте и поново га сачувати у *ASCII STL* формату, како би се добио модел непрекидне површине. На слици 18 је приказан модел непосредно након учитавања у *Geomagic*.



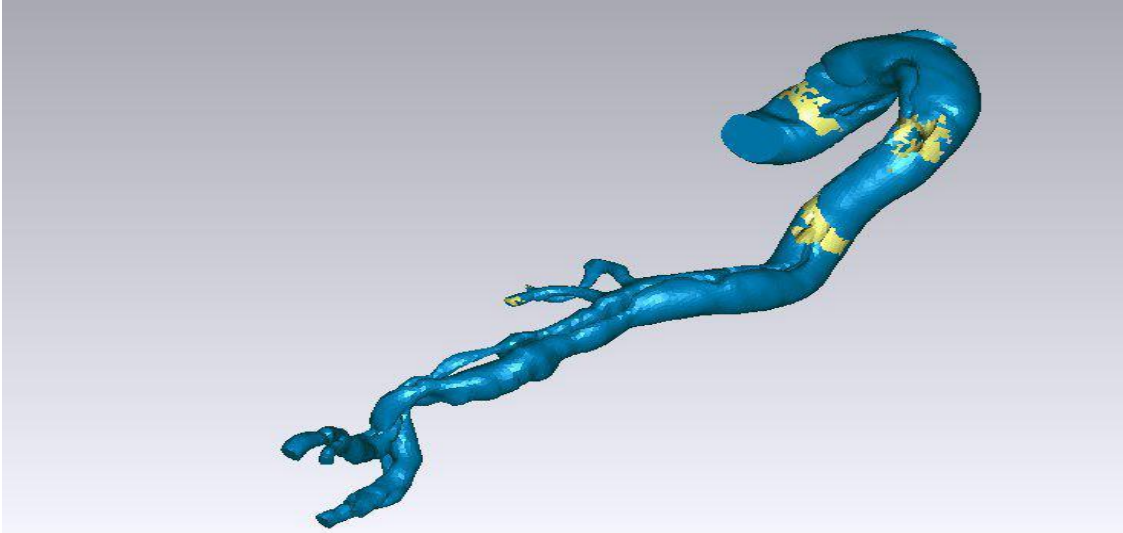
Слика 18 – Облак тачака модела

Даља обрада модела је започета опцијом *Open Manifold*  којом програм аутоматски брише многобројне објекте који не припадају ограђеној запремини. Програм нам даје могућност за бирањем да ли ће се обележавати само видљиви делови модела, или ће се аутоматски обележавати и делови модела који нису видљиви на екрану. То су опције *Select Visible*  и *Select Through* .

За обележавање делова модела могу се користити следеће опције:

- *Rectangle Tool* -  - изабрани делови модела су ограничени страницама четвороугла;
- *Ellipse Tool* -  - мрежа модела је оивичена елипсом;
- *Line Tool* -  - овом опцијом се обележавају елементи мреже правом линијом;

- *Paintbrush Tool* -  - „четкица“ даје могућност произвољног обележавања елемената мреже;
- *Lasso Tool* -  - ласом се обележавају сви елементи мреже који се нађу ограничени његовом линијом.



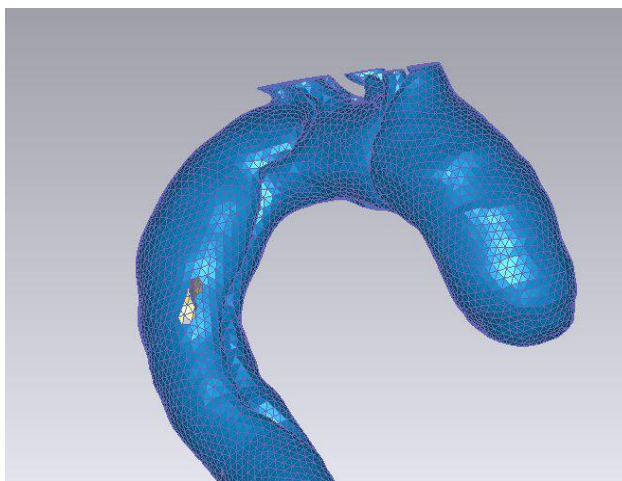
Слика 19 – Модел спреман за даљу обраду

Модел са слике 19 је аорта непрекидне површине коју је потребно даље обрађивати, како би се добила квалитетна мрежа коначних елемената, која је потребна да би прорачун исте био могућ. На слици се могу приметити две боје, плава и жута, које респективно представљају спољашњост и унутрашњост органа.

У даљем раду на овом моделу, користи се мноштво функција којима се обрађује и сређује мрежа коначних елемената, а неке од њих су:

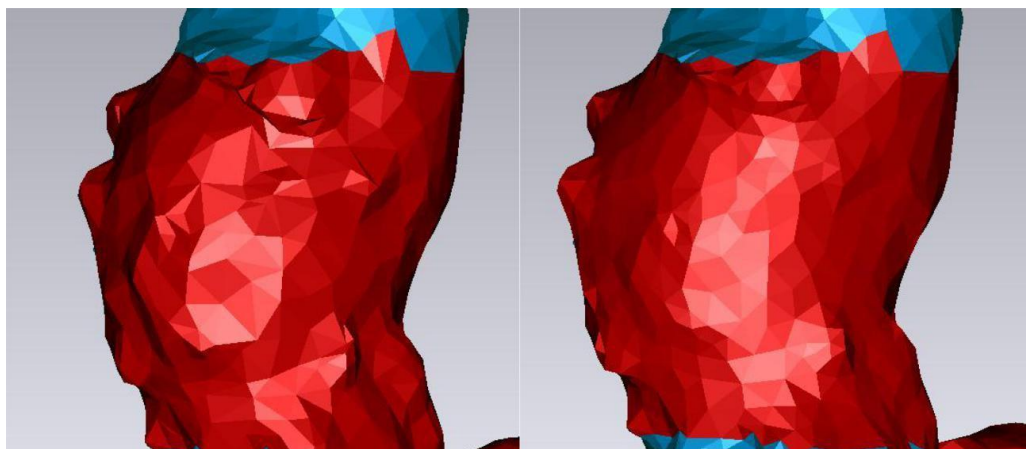
- *Relax* -  - ублажава мрежу тако што смањује угао између појединачних полигона мреже;
- *Sandpaper* -  - кориснику пружа могућност да мануелно ублажава мрежу. Може се изабрати, поред ублажавања, и да ли ће алатка аутоматски брисати лоше елементе и паралелно са тим средити границе између истих;
- *Refine* -  - повећава број полигона мреже тако што дели мрежу фактором коју је корисник дефинисао;

- *Decimate Polygons* -  - смањивање броја полигона мреже на онолико елемената колико корисник дефинише;
- *Fill Holes* -  - попуњавање отвора на моделу (постоји неколико метода попуњавања отвора на моделу, као што су попуњавање отвора кликом на ивицу отвора, парцијалним попуњавањем отвора, прављењем тзв. мостова итд.);
- *Defeature* -  - смањује број елемената мреже тако што брише полигоне који нису геометријски задовољавајући и на њихово место поставља елементе бољих геометријских карактеристика.



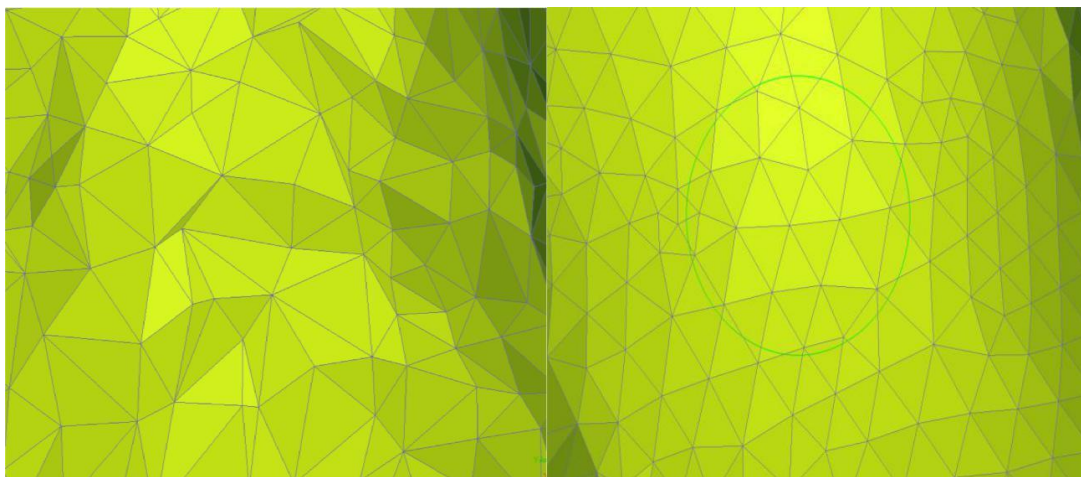
Слика 20 – Усходна аорта

Након коришћења опције *Relax* на модел, геометрија елемената мреже се побољшава, што је приказано на слици 21. Лево је приказан обележени део мреже пре, а десно је приказана мрежа после коришћења опције *Relax*. Са слике 21 се види да након ове опције аорта добија тражен изглед, и приближава се реалном изгледу аорте која има кружни попречни пресек.



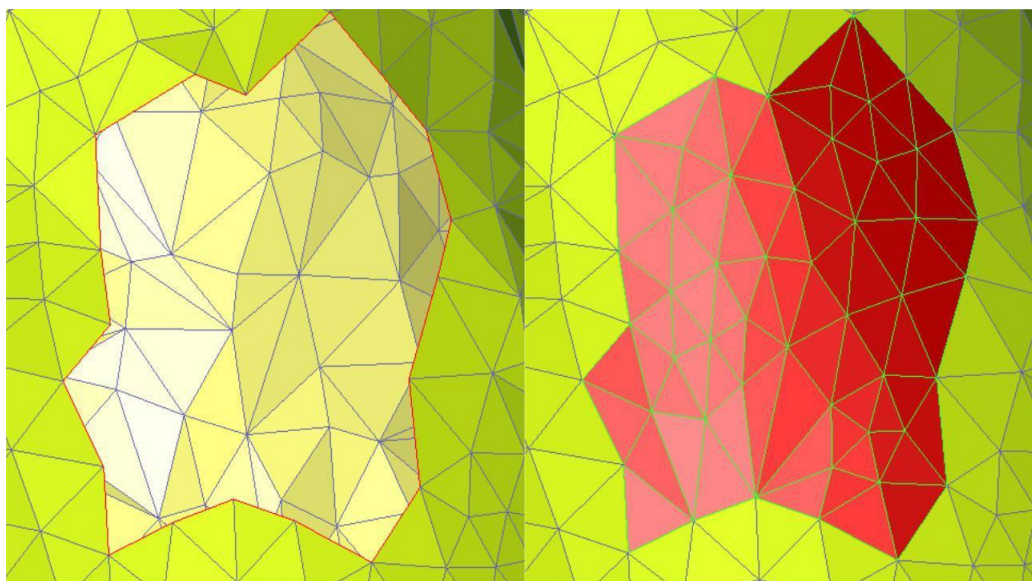
Слика 21 – Изглед дела аорте пре и после коришћења ф-је *Relax*

Опција која је најчешће коришћена при изради модела аорте, тј. за сређивање мреже коначних елемената је *Sandpaper*. Овом функцијом могуће је ублажити мрежу бирањем подопције *Relax*, брисати полигоне који се пресецају подопцијом *Clean* и побољшати границе између полигона бирањем подопције *Fix Boundary*. Изглед мреже коначних елемената пре и после коришћења опције *Sandpaper* је показан на слици 22.



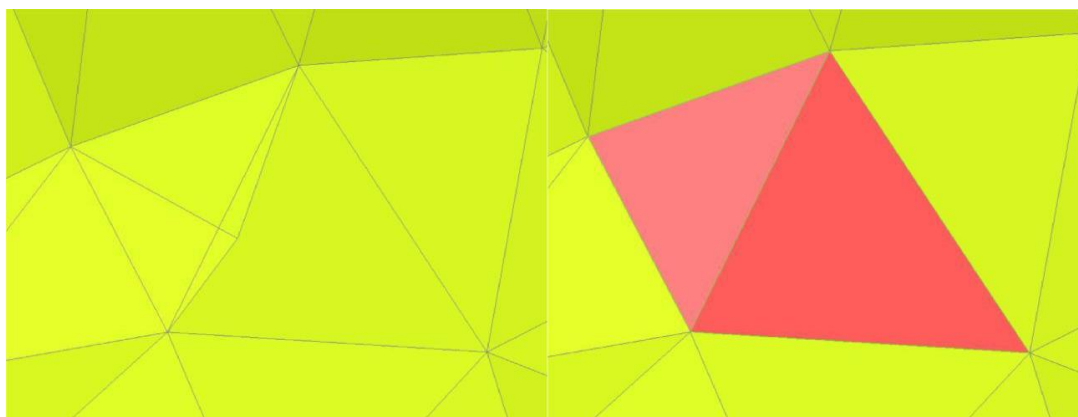
Слика 22 – Изглед дела мреже пре и после коришћења ф-је *Sandpaper*

На моделу се могу приметити многе грешке и многи отвори који се морају обрадити. Постоје и делови мреже које није могуће средити на претходно описане начине, тако да се тај део обрише и отвор који се направи на том месту се попуни новом мрежом. За овај поступак се користи опција *Fill Holes* и приказан је на слици 23.



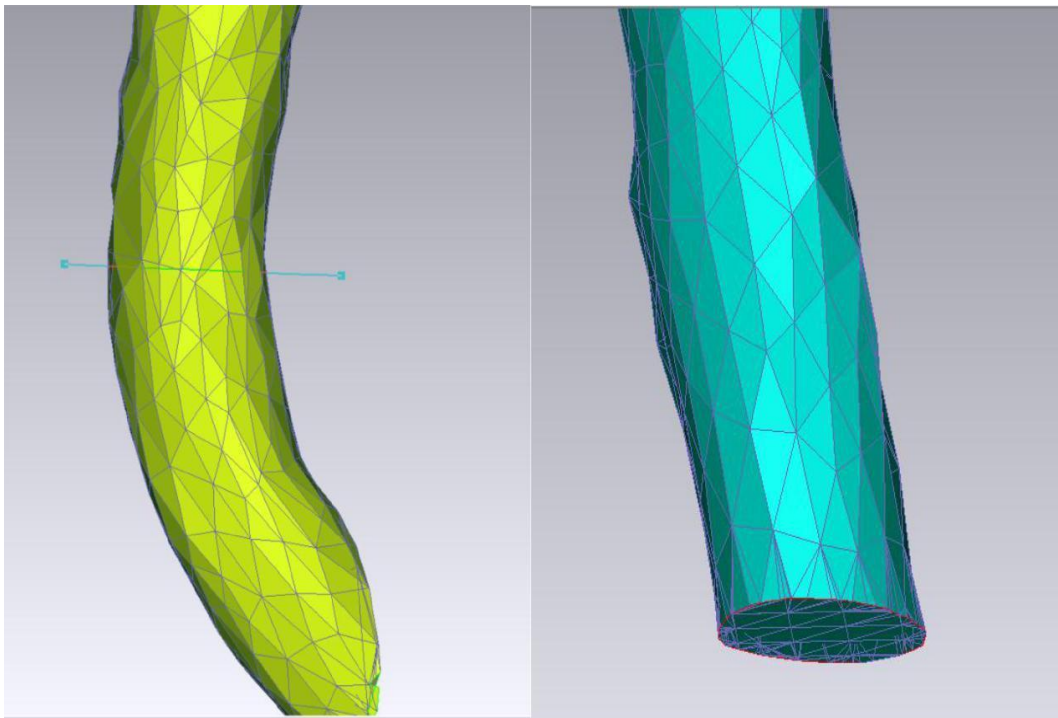
Слика 23 – Попуњавање отвора на моделу

Након сређивања мреже уз помоћ опција приказаних у претходном делу текста, где се сређују углавном крупније грешке на моделу, прелази се на проверу ситних, заосталих полигона који нису повољне геометрије. Опција Defeature помаже у чишћењу непожепљних полигона. На слици 24 је приказан део мреже коначних елемената који мора да буде замењен геометријски прихватљивим коначним елементима.

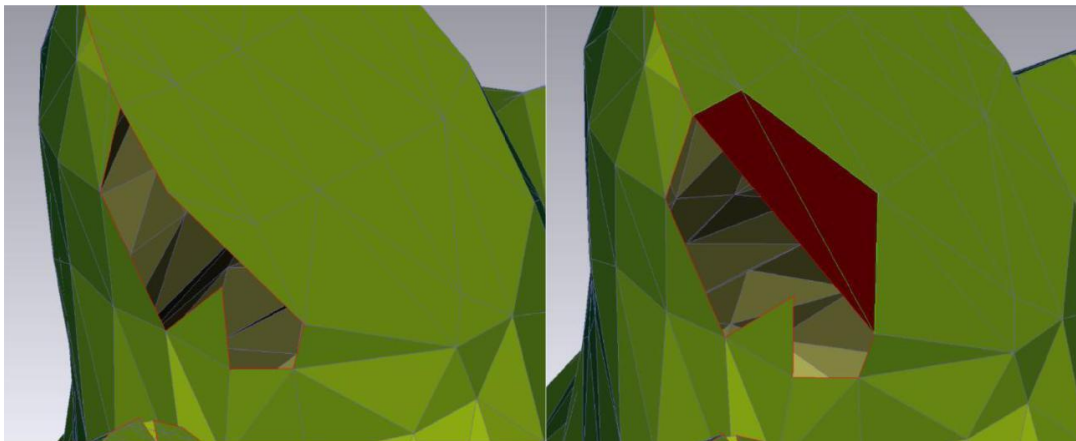


Слика 24 – Изглед полигона пре и после коришћења опције Defeature

Да би прорачун био могућ, потребно је и да улаз и излази аорте буду у равни. Како би се ово омогућило користи се опција *Section by Curve* , којом се бирају тачке са обе стране једног од отвора и тако ствара раван у којој ће се овај отвор налазити. Након стварања равни потребно је средити мрежу полигона око ових отвора, јер се јављају грешке у мрежи. Прављење равни опцијом *Section by Curve* је приказано на слици 25, а сређивање мреже полигона око отвора се може видети на слици 26.



Слика 25 –Стварање отвора у равни излаза из илијачне артерије

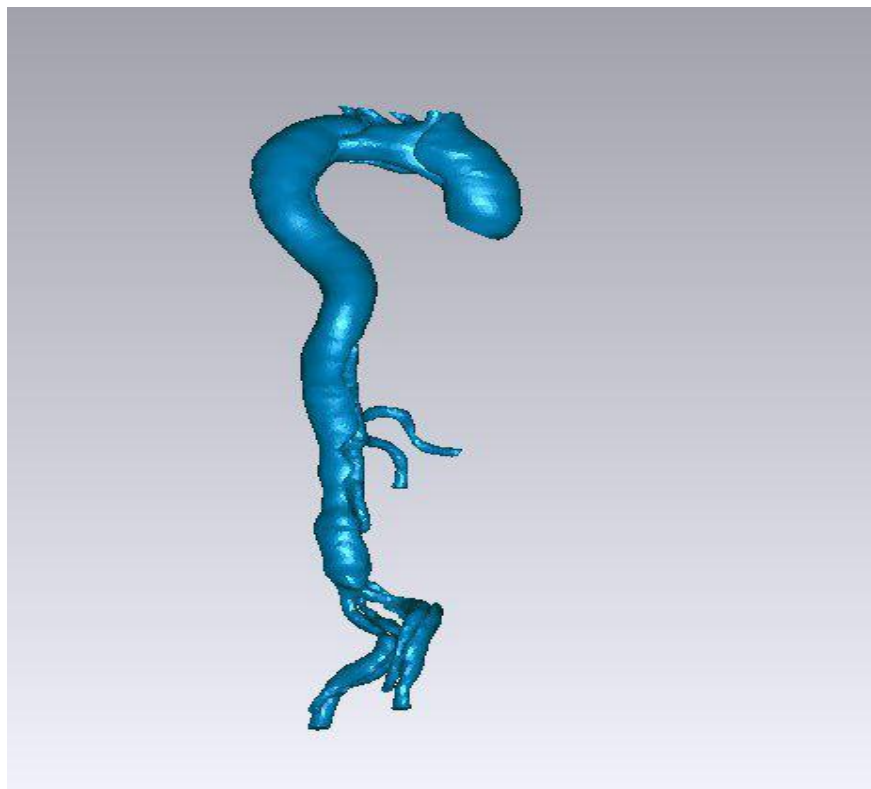


Слика 26 – Сређивање мреже око отвора на аорти

Пре него што се пређе на рад у програмском пакету *Femap*, опцијом *Repair Intersections*  се врши провера да ли постоје троуглићи који се међусобно укрштају (слика 27). Након сређивања помоћу свих претходно описаних опција, модел аорте ће изгледати као на слици 28. Овај модел се даље експортује у програмски пакет *Femap*, у коме се врши крајња провера полигона пре пуштања симулација.

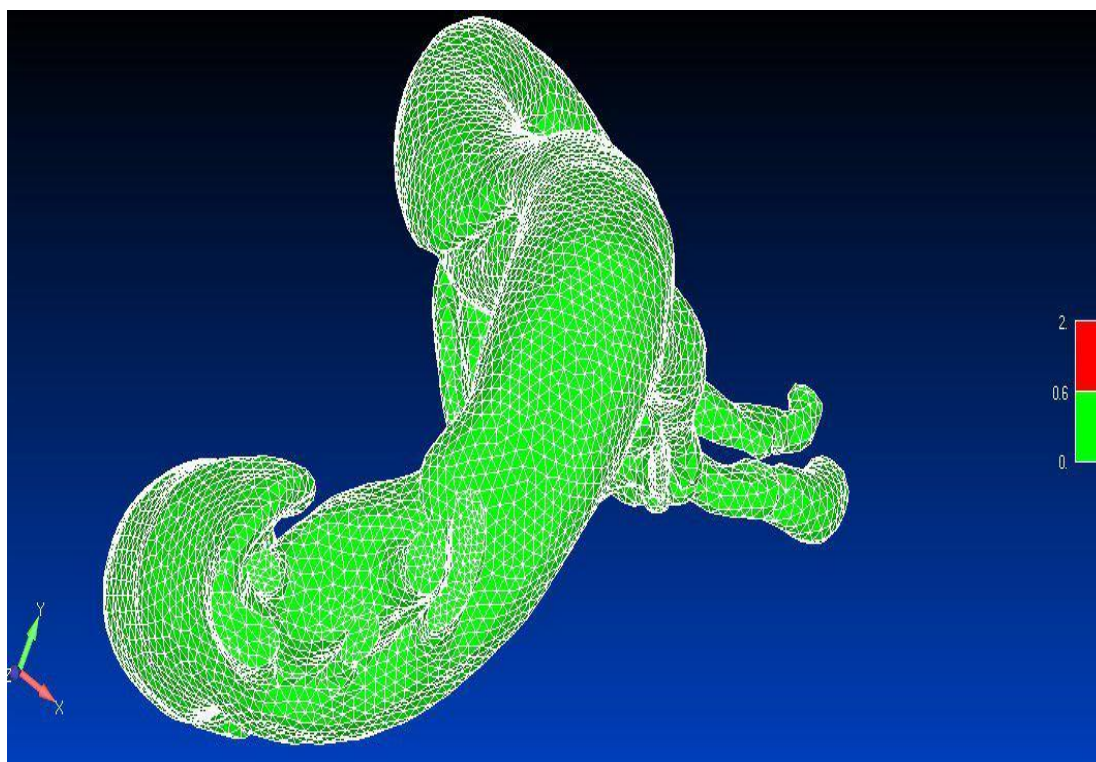


Слика 27 – Потврда да нема полигона (троуглића) који се међусобно укршта

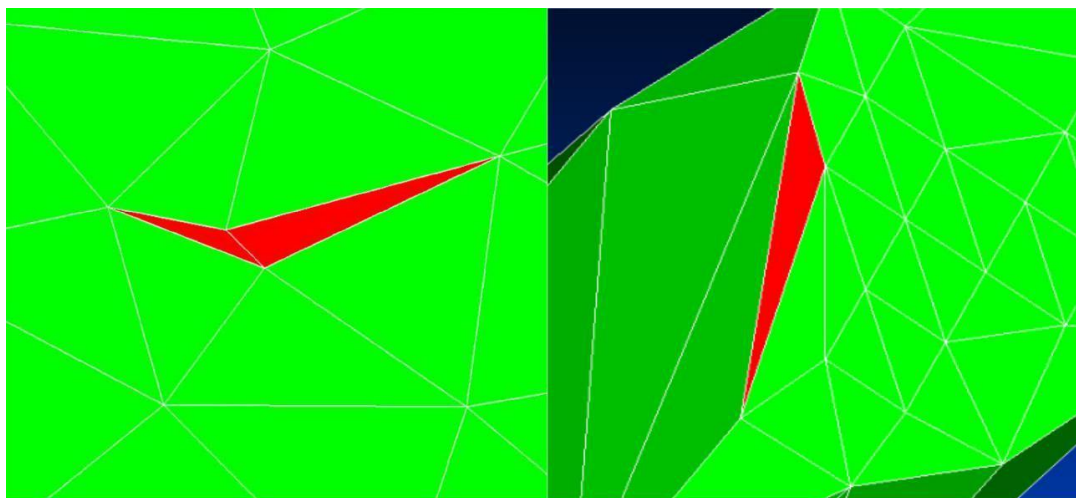


Слика 28 – Крајњи изглед сређеног модела пре провере у програму Femar

Након потврде да нема троуглића који се међусобно укрштају модел се поново чува и експортује у *Femar*. Импортован модел изгледа као на слици 29. Са избором опције *Quality* , на моделу се аутоматски приказују црвени троуглићи који представљају елементе мреже који не задовољавају тражену геометрију (слика 30). Потребно је обрисати све црвене (лоше) троуглиће. Корисник, након брисања, моделира полигоне који замењују оне који као учитани не одговарају.

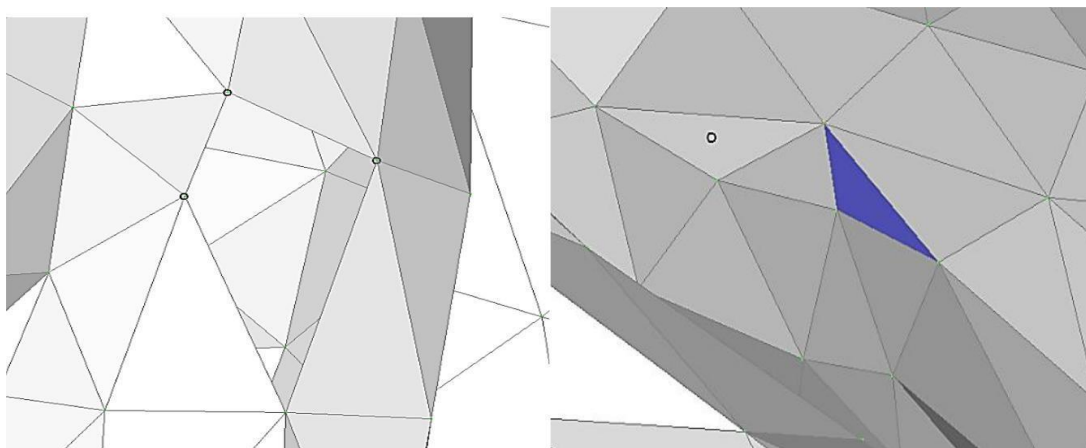


Слика 29 – Изглед аорте након учитавања у Fетар и бирања опције Quality

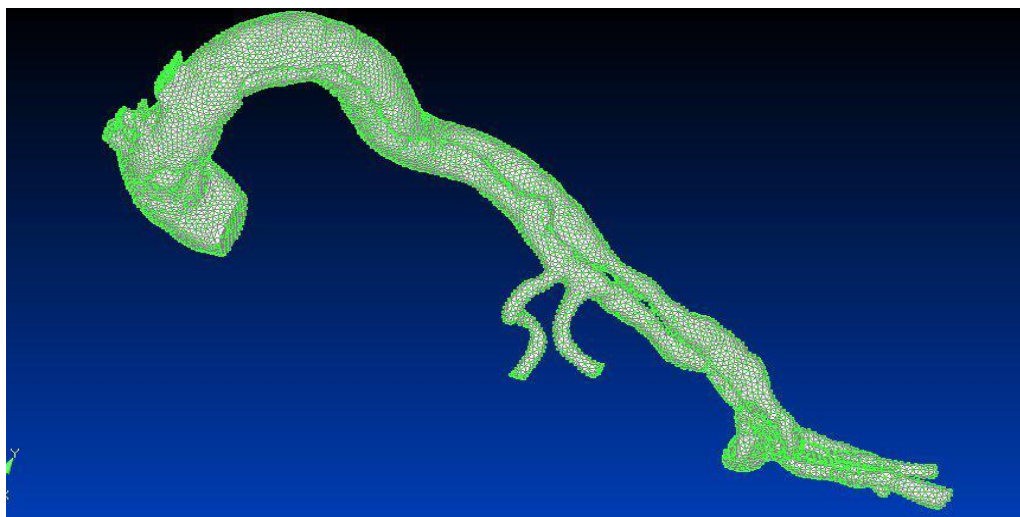


Слика 30 – Лоши полигони

Поступак брисања лоших троуглића и исправљање истих је приказан на слици 31. На слици лево, представљено је обележавање лоших полигона, а десно обележавање чворова коначног елемента који се моделира. Коначни елемент који се моделира може бити четвороугао или троугао. Мрежа аорте је састављена од троуглова, тако да се пре моделирања чекира опција *Triangle*. Након креирања новог полигона, поново се изабере опција *Quality*, како би се проверило да ли је нови полигон задовољавајућ. Након обраде сваког лошег полигона, модел се екпортује као *STL File*, и спреман је за пуштање прорачуна. Готов модел који се екпортује из *Femap*-а је приказан на слици 32.



Слика 31 – Обележавање лоших троуглића (лево) и обележавање чворова елемента који се моделира (десно)



Слика 32 – Крајњи изглед модела аорте са анеуризмом која је спремна за пуштање симулације

6. Нумеричко решавање проблема аорте

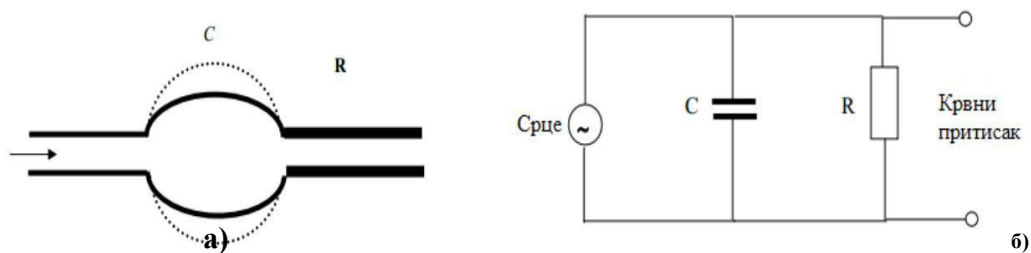
6.1. Математичке основе

У овом поглављу биће разматране основне једначине које се користе како би прорачун протока крви кроз један крвни суд био могућ.

6.1.1. Примењена механика флуида у струјању крви

Кардиоваскуларни систем се, са становишта механике флуида посматра као систем у коме се струјање одвија са доминацијом вискозних и инерцијалних сила. Овај однос дефинише Рејнолдсов број чије се вредности крећу у опсегу од 1 у малим артеријама па до 4000 у највећим артеријама. Критични Рејнолдсов број има вредност 2320, зато што је кретање флуида ламинарно уколико је стварни Рејнолдсов број мањи од критичног, а кретање је турбулентно уколико стварни већи од критичног Рејнолдсовог броја.

Виндкеселов модел је једноставни једнодимензиони модел на основу кога се најбоље објашњавају релације које повезују облик притиска и укупног протока крви (слика 33). Овим моделом се кардиоваскуларни систем представља као систем чије су компоненте један капацитативни део и отпорни део који су редно везани. Аорта ће деловати као кондензатор који прима крв, у току фазе систоле, док се за време дијастоле аорта ослобађа примљену крв кроз отпорне канале ка мањим артеријама у другим органима. Притисак и проток крви који се добијају овим моделом одговарају мереним вредностима ових величина код човека.



Слика 33 – Једнодимензионални модел артеријског система

На слици 33 је под а) приказан једнодимензионални модел механике флуида са истегљивом артеријом и отпором еластичне аорте, док је под б) приказан аналогни електрични систем где је R отпор, а C капацитет еластичне аорте.

1. Једначина континуитета

У Механици флуида важи закон о одржању масе. Једначина континуитета или једначина непрекидности представља аналитички облик закона о одржању масе. Закон о одржању масе може се применити како на елементарну масу флуидног делића dm , тако и на коначну масу m , тј. коначну масу m . Према овом закону маса флуидног делића не мења се за време кретања у непрекидном струјном пољу.

$$dm = \rho dV = \text{const}$$

(1)

При кретању се могу мењати и густина и запремина делића али њихов производ мора остати непромењен. То у математичком смислу значи да је тотални извод елементарне масе по времену једнак нули.

$$\frac{d}{dt} dm = \frac{d}{dt} \rho dV = \frac{d\rho}{dt} dV + \rho \frac{d}{dt} dV = 0$$

(2)

У једначини (2) $\frac{d\rho}{dt}$ представља тотални извод густине по времену. Овај извод износи:

$$\frac{d\rho}{dt} = \frac{\partial \rho}{\partial t} + \mathbf{v} \cdot \text{grad} \rho.$$

(3)

С друге стране, величина дивергенције брзине је дефинисана једначином

$$\frac{d}{dt} dV = \text{div} \mathbf{v} dV,$$

(4)

па се једначина (2) своди на следећи облик

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \mathbf{v} \cdot \text{grad} \rho + \rho \text{div} \mathbf{v} dV = 0.$$

(5)

Из једначине (5) следи

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + v \cdot \text{grad} \rho + \rho \text{div} v = 0. \quad (6)$$

Концизнији облик једначине (6) је

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div} \rho v = 0. \quad (7)$$

Једначине (6) и (7) представљају различите облике једначине континуитета, односно једначине непрекидности.

2. Навије-Стоксове једначине

Навије-Стоксове једначине описују кретање флуида. Ова једначина произилази из примене Другог Њутновог закона на кретање флуида, под претпоставком да је напон у флуиду сума дифузног вискозног члана и члана притиска. Ова једначина, заједно са једначином континуитета представља „затворени“ систем једначина и служе за одређивање притиска p , густине ρ и брзине флуида v . Уз помоћ формулисаних граничних услова моделирају кретање флуида у потпуности. Навије-Стоксове једначине су нелинеарне спрегнуте парцијалне диференцијалне једначине другог реда.

Једначина континуитета за струјање нестишљивог флуида, када је $const$, има специјалан облик:

$$\text{div} v = 0 \quad (8)$$

чиме добијамо диференцијалну једначину кретања нестишљивог флуида, односно Навије-Стоксову једначину за кретање вискозне течности, која има следећи векторски облик:

$$\frac{dv}{dt} = f - \frac{1}{\rho} \text{grad} p + \nu \Delta v. \quad (9)$$

Лева страна једначине описује убрзање, док је десна страна, у принципу, сабирање сила. У једначини (9) v је брзина протока, ρ је густина флуида, p притисак, f представља силе које делују на флуид по јединици запремине, као што су гравитациона или центрифугалне силе и ν које представља кинематичку вискозност и количник је

динамичке вискозности μ и густине флуида (μ/ρ). Векторској једначини (9) одговарају следеће скаларне једначине:

$$\frac{dv_x}{dt} = X - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + \nu \left(\frac{\partial^2 v_x}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v_x}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v_x}{\partial z^2} \right),$$

$$\frac{dv_y}{dt} = Y - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial y} + \nu \left(\frac{\partial^2 v_y}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v_y}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v_y}{\partial z^2} \right),$$

$$\frac{dv_z}{dt} = Z - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} + \nu \left(\frac{\partial^2 v_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v_z}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v_z}{\partial z^2} \right).$$

(10)

Овим једначинама се обично додаје и једначина континуитета у скаларном облику:

$$\frac{\partial v_x}{\partial t} + \frac{\partial v_y}{\partial t} + \frac{\partial v_z}{\partial t} = 0,$$

(11)

Значајна одлика ових једначина је присуство конвективног убрзања, које представља ефекат временски независног убрзања флуида у односу на простор. Док индивидуалне честице флуида доживљавају временски зависно убрзавање, конвективно убрзање поље протока је просторни ефекат. Трећи члан једначине (9) представља конвективно убрзање, и оно је нелинеарна величина.

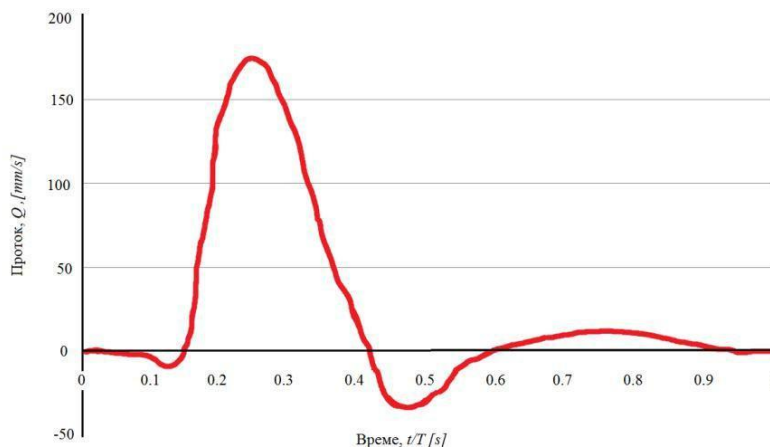
Како би било могуће решити диференцијалне једначине (10) потребно је да задовоље граничне и почетне услове. Почетни услови су исти као и у механици крутог тела. Овим се закључује да је суштинска разлика између струјања вискозног флуида и савршеног флуида у граничним условима. Ова решења је могуће наћи код малог броја конкретних струјања флуида. То су тзв. тачна решења, и до њих се долази уколико се унапред претпостави облик струјница, тј. путања делића флуида, па се одређују решења која одговарају тим трајекторијама. Нелинеарни инерцијски чланови у једначинама (10) се губе уколико се као почетни услов претпостави да су трајекторије делића флуида праве линије или концентрични кругови.

6.1.3. Резултати прорачуна 3D модела

У овом раду обухваћена су два пацијента са дијагностикованом анеуризмом абдоминалне аорте. Оба пацијента су мушког рода. Резултати симулација два модела анеуризме абдоминалне аорте, су приказани и дискутовани у овом делу рада. У програму *Pakf* је урађен прорачун ових модела, а у програму *CAD* је извршена визуелизација.

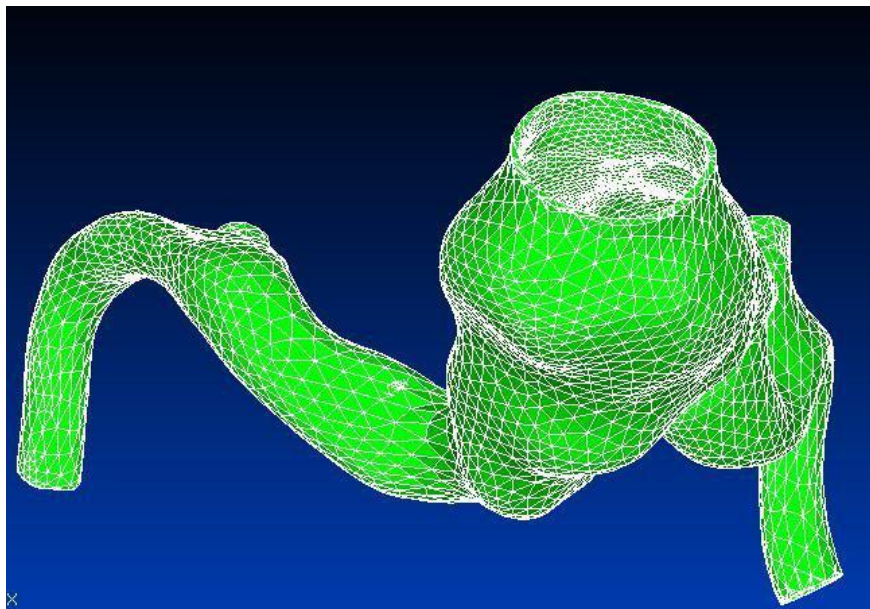
Величине који се овде разматрају, притисак, брзина, смицајни напон, напон у зиду, су величине које се не могу мерити неинвазивним путем. Захваљујући компјутерским симулацијама добијамо веома важне информације које се употребљавају за предвиђање могућности руптуре.

Крв је нењутновска течност, има вискозност коју није могуће дефинисати коришћењем констатне вредности динамичке вискозности, јер се јавља нелинеаран однос између брзине смицања и напона смицања. Њено понашање се мора узети у обзир приликом моделирања. Почетни услови који се задају на улазу у аорту су: густина крви $\rho = 1.05 \text{ g/cm}^3$, кинематичка вискозност Њутновог флуида $\nu = 0.035 \text{ cm}^2/\text{s}$. Улазна брзина је дефинисана функцијом улазног профила приказаног на дијаграму 1. Овај дијаграм представља зависност протока од релативног времена t/T . Претпоставља се да је улазни проток пулзаторни. Максимум се достиже када је вредност $t/T = 0.25$. Мрежа коначних елемената лумена првог пацијента се састоји од 305629 чворова, а лумен другог пацијента има 313407 чворова.



Дијаграм 1 – Типичан таласни облик на уласку у аорту

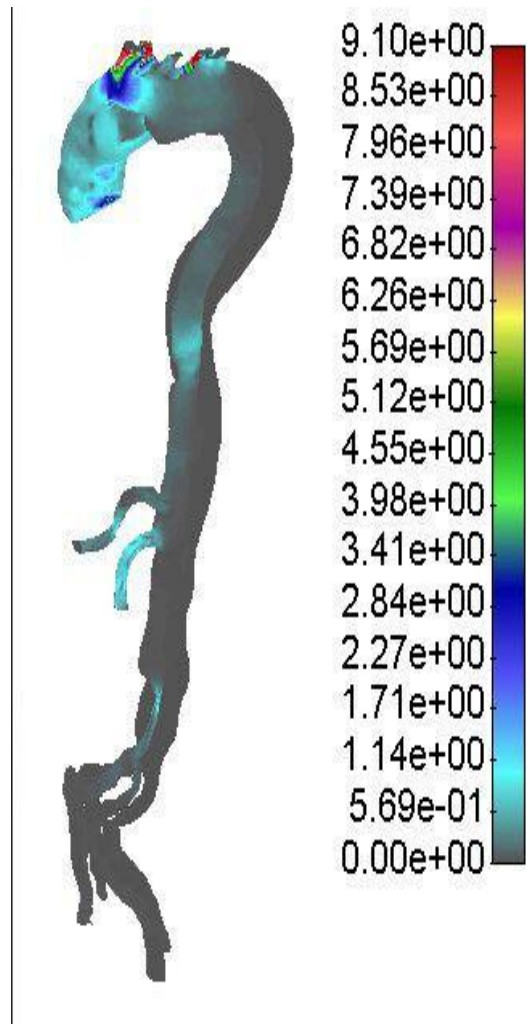
Што се тиче прорачуна напона на зидовима, солид се састоји из 135410 чворова у мрежи коначних елемената. Аорта са деформабилним зидовима се моделира према алгоритму солид-флуид интеракције. Подаци за крв су исти као и у случају моделирања лумена. Подаци који се користе за зид аорте су: Јунгов модул еластичности $E = 2.7 \text{ Мра}$, Пуасонов однос $\nu = 0.45$ и густина ткива $\rho = 1.1 \text{ g/cm}^3$, дебљина зида $\delta = 0.2 \text{ cm}$.



Слика 34 – Приказ мреже солида пацијента

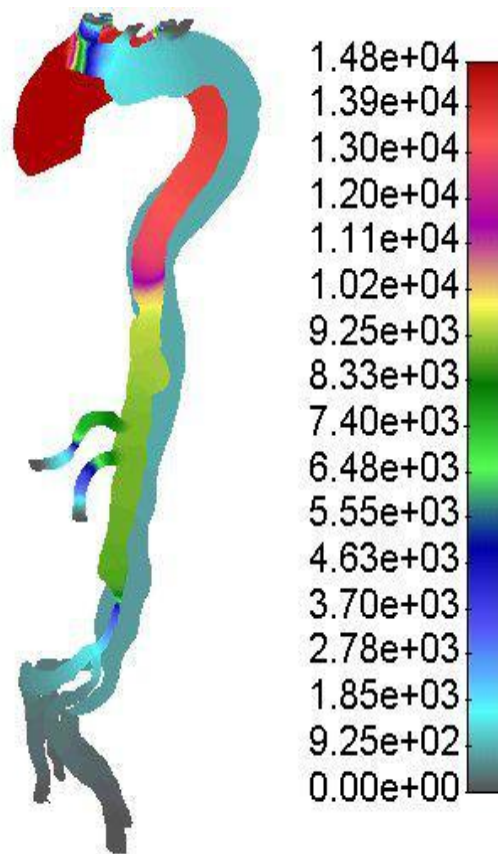
Одрађен је и прорачун смицајног напона, и вредности овог напона су приказане на слици 35. Такође, на овој слици је приказана и вредност притиска у овим аортама оболелим од дисекције.

У зонама дисекције, се читавају мале вредности смичућег напона. Највећи смичући напони су у улазима коронарних и поткључних артерија, као и у усходној аорти, што се очекује, јер је то директна последица тога што усходна аорта директно полази из срца. Расподела притиска је таква да притисак има веома велике вредности у области усходне аорте, што је такође директна последица тога што се крв из срца пумпа у њу.



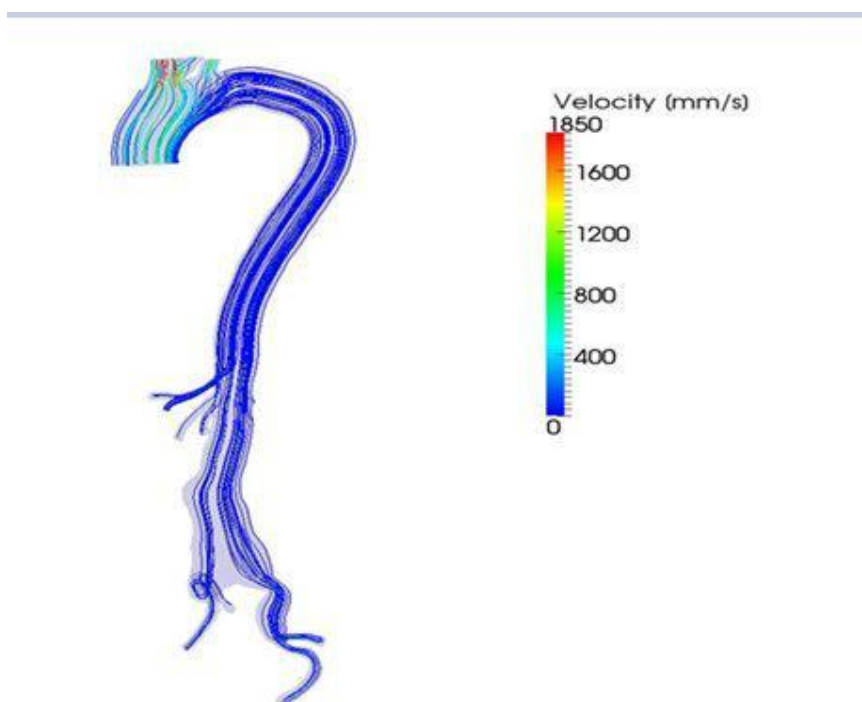
Слика 35 – Смицајни напони пацијента (Pa)

Након ових прорачуна, урађен је прорачун напона у зидовима аорта, како би се предвидела руптура анеуризме абдоминалне аорте. Резултат је приказан на слици 35. На основу информација о напону у зиду аорте, може се предвидети место руптуре.



Слика 36 - *Тотални притисак пацијента (Pa)*

На основу свих приказаних резултата, закључује се да су, упркос видљивој разлици дијаметара анеуризама, вредности смицајног напона и притиска су истих редова величине. Добијеним резултатима можемо закључити да је овај пацијент у веома критичном стању, јер код овог пацијента могућност да се деси руптура анеуризме је много велика. Ипак, како је код сваког пацијента јачина зида различита, критеријум максималног напона на зиду, не може бити 100% тачан, али лекарима представља одличну водиљу за избор третмана болести.



Слика 37 – Трајекторије брзине кроз аорту

Трајекторије брзине крви кроз аорте је приказана на слици 37. На слици је трајекторије приказане различитим бојама. Максимална брзина крви 1850 mm/s . Вредности брзине су велике у области усходне аорте и на улазима у коронарне и поткључне артерије. Брзина крви у усходној аорти има највеће вредности из разлога што се у тој области крв директно пумпа из срца.

Може се приметити да су вредности брзина кроз аорту, веома мала, до 400 mm/s . Ово је последица проширења пречника аорте, и повећања запремине услед анеуризме. Оно што се дешава у области анеуризме је класичан пример из механике флуида када флуид (у овом случају крв) наиђе на нагло проширење. Тада се дешава локални губитак струјне енергије и стварају се вртлози, који ламинарно струјање претварају у турбулентно. Код овог пацијента се примећује вртложење у области анеуризме. Ово вртложење се може појаснити кашњењем крви, и може служити као индикатор за додатну прогнозу.

7. Закључак

У овом раду су приказани 3D модели дисекције аорте, процес њиховог моделирања и резултати симулација ових модела. Како би се системске једначине могле решити, потребне су апроксимације. Теоријски, могуће је да се направи модел који ће савршено описивати ову аорту, али онда се јавља проблем, јер се у том случају мора правити посебан модел за сваког пацијента. Једначине које се користе за прорачун модела су веома комплексне и не би било могуће решити их. Мора се доћи до закључка да су апроксимације неопходне. Какве ће апроксимације бити зависи од потребе за тачношћу модела и намене истог.

Модел у овом раду имају примену у клиничкој пракси. Помоћу одговарајућих софтверских пакета, може се предвидети како ће се болест развијати и шта ће се догодити са посматраном аортом. Помоћу параметара за одређеног пацијента, на основу прорачуна може се израчунати вероватноћа руптуре, као и анализирати опције третмана.

Уколико је у питању *EVAR*, могу се израчунати оптимални параметри стента који ће се уградити. Са одговарајућим моделом, могуће је да се одреди идеалан стент за одређеног пацијента, и могуће је смањити стопу смртности од дисекције аорте.

Ови софтверски пакети полако улазе у употребу у клиничкој пракси, али нису достигли широку употребу. На основу урађених модела, запажа се које све бенефите овакве методе доносе медицини. У будућности је потребно усавршавати ове методе, јер су од огромног значаја. Усавршавање компјутерских метода може служити за идентификацију анеуризме високог ризика, одређивање ризика за сваког пацијента посебно, детаљно геометријско описивање аорте и веома прецизно праћење раста анеуризме.

Упркос ограничењима, брз технолошки развој пружа математичком моделирању потенцијал да постане једна од главних помоћи у одређивању ризика за оболеле људе, и при доношењу одлука о терапијама. Све ове предности чине овакве методе погодним за 21. век.

8. Литература

- [1] Интернет адреса: http://en.wikipedia.org/wiki/Biomedical_engineering,
приступљено 2.5.2016. године
- [2] Интернет адреса: <http://sh.wikipedia.org/wiki/Bioinženjering>, приступљено
2.5.2016. године
- [3] Ненад Филиповић, *Основи биоинжењеринга*, Крагујевац - 2012
- [4] Тотх Арпад, *Моделовање аорте помоћу рачунарске динамике флуида*,
Универзитет у Новом Саду, Нови Сад – 2013
- [5] Интернет адреса: <http://www.simptomi.rs/index.php/bolesti/9-pulmologija-bolesti-pluca/2981-akutna-disekcija-aorte> , приступљено 19.5.2016
- [6] Драгољуб Манојловић ,*Интерна медицина*, Медицински факултет у Београду
-2003
- [7] Живан Максимовић , *Хирургија за студенте медицине*, Београд – 2013
- [8] Бранко Р. Обровић, *Механика флуида*, Крагујевац - 2007