



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI
FAKULTET
DEPARTMAN ZA FIZIKU



Modelovanje aneurizme abdominalne aorte pomoću računarske dinamike fluida

-*master rad*-

Mentor: dr Olivera Klisurić

Kandidat: Toth Arpad 42m/12

Novi Sad, 2013.

This work would not have been possible without the assistance of many people that helped directly and indirectly. Special thanks to my mentor dr Olivera Klisurić and Lect. Dr. Ing. Botar Claudiu Cristian for guidance, assistance and tolerance as I worked on this project. Thanks to dr Dijana Nićiforović for her assistance with CT scans. Special thanks to ACRU association for financial help. I would like to thank all the professors who contributed to this work. Also, I would like to thank to my friends and family for their support and understanding.

1. Uvod

Abdominalna aorta (*aorta abdominales*) je nastavak grudne aorte. Pruža se od aortnog otvora (hiatus) dijafragme do četvrтog slabinskog pršljena gde se deli na dva dela formirajući zajedničke bedrene arterije (*a.iliaca communis dextra et sinistra*) [1]. Aneurizma abdominalne aorte (AAA) je lokalizovana dilatacija zida aorte [2]. AAA se najčešće javlja u infra-renalnom segmentu abdominalne aorte, između renalnih arterija i bedrene bifurkacije [1]. Ovo stanje je prisutno kod 2% starije populacije, sa 150000 novih slučajeva dijagnostikovanih svake godine. Većina AAA ostaje asimptomatična sve dok se ne desi ruptura. Prosečna stopa smrtnosti nakon rupture je od 65% do 85 %.

Indikacija za operaciju AAA je bazirana na maksimalnom dijametru aneurizme. Nekoliko drugih metoda je predloženo za procenu ozbiljnosti aneurizme. Ovi kriterijumi su prilično grubi i ne uzimaju u obzir važne karakteristika pojedinačnih aneurizmi. Na primer, AAA sa istim maksimalnim dijametrom može imati različite oblike, debljinu zida ili mehaničke osobine koje utiču na rast i rupturu aneurizme. Prema tome operacija bazirana na kritičnom dijametru od 5 cm ili drugom sličnom kriterijumu može biti neopravdvana (nizak rizik od rupture) ili suviše kasna (ruptura pri dijametru manjem od 5 cm) za određene pacijente. Iz biomehaničke perspektive, kritično stanje (ruptura) AAA dešava se kada mehanički napon unutar zida aneurizme premaši otpornost na istezanje (*tensile strength*) tkiva.

Identifikacija faktora rizika povezanih sa povećanjem AAA koje vode do rupture postala je osnova za potpuno razumevanje patogeneze i evolucije AAA. Veliki broj uzročnih fakotora je identifikovan, a među njima hemodinamika toka krvi i distribucija napona smicanja zida (*wall shear stress-WSS*) su najvažniji faktori koji vode do abdormalnog rasta, slabljenja zida i rupture AAA [1].

Nedostatak tačnog ideksa rupture AAA ostaje bitan problem u kliničkom zbrinjavanju bolesti. Osobine zida AAA i distribucija napona ne mogu se meriti, čak se ne mogu ni izvesti sa potrebnom tačnošću iz neinvazivnih *in vivo* merenja [1]. Kako frekventne observacije i niska granica za intervenciju neće sprečiti sve rupture, dalje usavršavanje naše sposobnosti za predviđanje rizika rupture je veoma važno. Dokazano je da *finite element*¹ analiza napona zida na osnovu trodimenzionalne (3D) rekonstrukcije CT² snimaka bolja u odnosu na dijametar AAA za predviđanje rupture [6].

Glavna namena ovog rada je da pokaže da se rezultatima dobijenim kompjuterskim simulacijama može bolje predvideti ruptura AAA u odnosu na standardni kriterijum dijametra, pri tome se koriste samo podaci sakupljeni neinvazivno i numeričke i algoritamske metode za analizu toka krvi koje su poznate pod imenom *Computational Fluid Dynamics* (CFD). U radu smo rekonstruisali 3D geometrije pacijenata na osnovu serije 2D CT snimaka pomoću *Computer Aided Design* (CAD) softvera. Zatim smo izvršili diskretizaciju ovih kompleksnih geometrija. Dobijene mreže su zatim ubačene u sofver za simulaciju protoka krvi. *Ansys Fluent* 13.0 softver smo koristili za simulaciju u stacionarnom stanju i da potvrdimo validnost rekonstruisane geometrije sa podacima sa doplerske ultrazvučne dijagnostike. Nakon validacije koristili smo *Solid Works* 2012 softver za dinamičke simulacije.

¹ *Finite Element Method*-Metoda Konačnih Elemenata (MKE) je numerička tehnika za nalaženje aproksimativnog rešenja diferencijalnih jednačina sa početnim uslovima. MKE obuhvata sve metode za povezivanje velikog broja jednostavnijih jednačina preko većeg broja malih oblasti (*subdomain*), koje se nazivaju konačni elementi, kako bi aproksimirali kompleksniju jednačinu preko veće površine (*domain*).

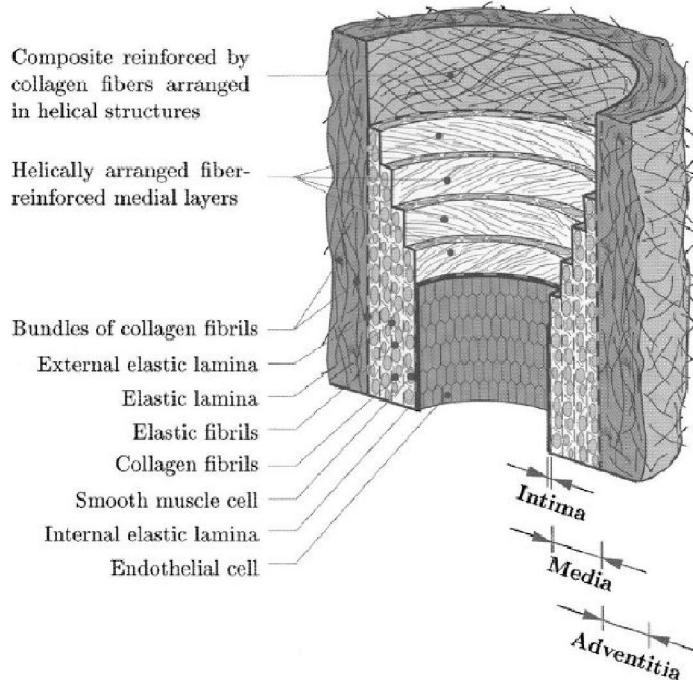
² Kompjuterska Tomografija

2. Medicinska osnova

Efikasno opisivanje arterijskih zidova zahteva fundamentalno znanje i razumevanje histologije arterije, npr. morfološke strukture. Ovo je od krucijalne važnosti za razumevanje opštih mehaničkih karakteristika arterijskih zidova i komponenata koje obezbeđuju glavni doprinos procesu deformacije [7].

2.1 Histologija Abdominalne aorte

Abdominalna aorta (AA) pripada tipu elastičnih arterija. Arterijski zidovi su sastavljeni od tri različita sloja, *intime* (*tunica intima*), *medie* (*tunica media*) i *adventitie* (*tunica externa*). Slika 1 prikazuje model zdrave elastične arterije.



Slika 1. Šematski model glavnih komponenata zdrave elastične arterije sastavljene od tri sloja

Intima

Intima je unutrašnji sloj arterije. Sastoji se od jednog sloja endotelijalnih ćelija koje oblažu zid arterije i leže na tankoj bazalnoj membrani (*basal lamina*). Postoji i subendotelijalni sloj čija debljina zavisi od topografije, starosti i bolesti. Kod zdravih, mladih individua intima je veoma tanka i praktično ne doprinosi mehaničkim osobinama tkiva zida arterije. Međutim, treba napomenuti da intima deblja i postaje čvršća sa godinama (*arteriosclerosis*) tako da doprinos mehaničkim osobinama može biti značajan. Ovo uključuje taloženje masnih naslaga, kalcijuma,

kolagenih vlakana, produkte ćelijskog otpada i fibrina³. Kao rezultat ovog taloženja nastaje aterosklerotični plak. Plak može biti veoma kompleksne geometrije i biomehaničke kompozije. Patološke promene su povezane sa značajnim promenama u mehaničkim osobinama zida arterije.

Media

Media je srednji sloj arterijskog zida i sastoji se od kompleksne trodimenzionalne mreže glatkih mišićnih ćelija, vlakna elastina i kolagena. Fenestrirane elastične lamine razdvajaju mediju u veći broj dobro definisanih koncentričnih vlakana- ojačani srednji slojevi.

Orijentacija i veza između vlakana kolagena i elastina, elastičnih lamina i glatkih mišićnih ćelija zajedno čine kontinualan fibrozni heliks. Heliks ima veoma mali hod tako da su vlakna u sredini praktično kružno orijentisana. Ovaj strukturni raspored daje mediji veliku čvrstoću, elastičnost i sposobnost da izdrži opterećenje i u longitudinalnom i cirkumferencijskom pravcu. Sa mehaničke tačke gledišta, medija je najznačajniji sloj u zdravoj arteriji.

Adventitia

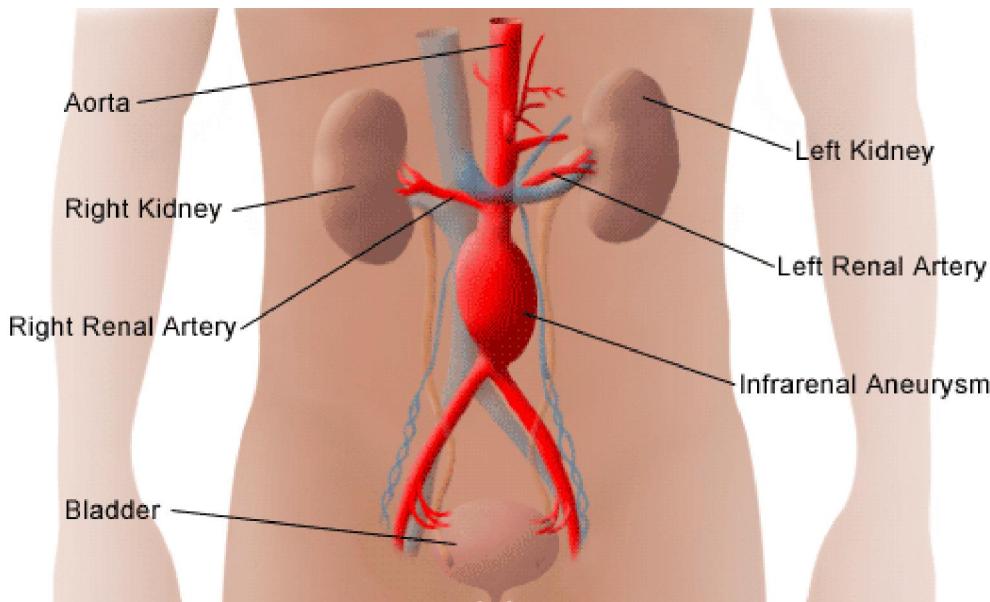
Adventicija je spoljašnji sloj arterijskog zida i sastoji se od fibroblasta i fibrocita (ćelija koje proizvode kolagen i elastin), histoloških supstanci i debelog omotača kolagenih vlakana koje formiraju fibrozno tkivo. Adventicija je kontinualno okružena vezivnim tkivom.

Vlakna kolagena rasporedjena su u helikalne strukture koje ojačavaju zid. Oni značajno doprinose stabilnosti i čvrstoći arterijskog zida. Adventicija je znatno manje čvrsta u neopterećenom stanju i niskim pritiscima od medije. Međutim, na visokim pritiscima kolagena vlakna dostižu svoju ispravljenu dužinu i adventicija se pretvara u „čvrst omotač“ koji sprečava arteriju od prekomernog istezanja i rupture [7].

2.2 Aneurizma abdominalne aorte

Aneurizma abdominalne aorte (slika 2) je fokalna, mehurasta dilatacija terminalnog segmenta aorte koja se javlja postepeno tokom godina [8]. Predložena definicija aneurizme abdominalne aorte je da je to aorta sa infrarenalnim dijametrom većim od 3 cm (normalni dijometar aorte je oko 2 cm). Druga definicija predlaže da AAA postoji kad je infrarenalni dijometar 1,5 puta veći od normalnog dijametra aorte [9]. Aproksimativno oko 90% aneurizme abdominalne aorte javlja se infrarenalno (ispod bubrega), ali se takođe mogu javiti i pararenalno (u visini bubrega) ili suprarenalno (iznad bubrega). Aneurizme se mogu proširiti tako da zahvate jednu ili obe bedrene arterije u karlici.

³ Fibrin je vlaknasti protein koji zajedno sa krvnim pločicama učestvuje u koagulaciji krvi.



Slika 2. Infrarenalana aneurizma abdominalne aorte [11].

Etilogija i faktori rizika

Postoji veliki broj uzroka dilatacije aneurizme, ali samo nekoliko AAA je direktna posledica specifičnih uzroka kao što su trauma, akutne infekcije, hronične infekcije, inflamatorne bolesti i poremećaji vezivnog tkiva. Prema tome, većina AAA se svrstavaju u nespecifične. Šta više, budući da je ovaj poremećaj povezan sa ozbiljnim aterosklerotičnim oštećenjima zida aorte, tradicionalno se smatra kao posledica ateroskleroze. Klinička i hemijska istraživanja ukazuju da aneurizma nastaje putem patogenetskog mehanizma koji se razlikuje, bar u jednom delu, od onog odgovornog za pojavu atero-okulzivnih bolesti [9].

Pušenje: Postoji jaka klinička veza između pišenja duvana i razvoja aneurizme. Pojava AAA kod pušača je više od četiri puta veća nego kod nepušača. Bazirano na kliničkom ispitivanju, hronično pušenje duvana je verovatno najbitniji spoljašnji faktor rizika za pojavu i razvoj aneurizme. Stopa rasta aneurizme kod pušača je veća u odnosu na nepušače (2,83 mm godišnje u odnosu na nepušače 2,53 mm godišnje) [9].

Alkohol i hipertenzija: Upala uzrokovanu dugogodišnjom upotrebom alkohola i povišeni krvni pritisak usled abdominalnog edema koje dovode do pojave hemoroida i drugih poremećaja, takođe se smatraju kao dugoročni uzročnici AAA.

Genetski uticaj: Uticaj genetskih faktora je veoma velik. Visoka familijarna prevalenca se najčešće zapaža kod muških individua. Postoji više hipoteza o genetskom poremećaju koji uzrokuje veću incidencu AAA među muškim članovima obolelih porodica. Neki prepostavljaju da nedostatak uticaja *alpha 1-antitrypsina* može biti krucijalan, dok drugi eksperimenti favorizuju hipotezu o *X-linked* mutacijama, što bi objasnilo činjenicu o nižoj incidenci kod heterozigotnih ženskih individua [10].

Patofiziologija

Razvoj aneurizme abdominalne aorte je jasno povezana sa promenama vezivnog tkiva u zidu aorte. Vlakna elastina i kolagena su odlučujući faktori mehaničkih osobina aorte. Elastin i pridruženi proteini formiraju mrežu elastičnih vlakana odgovornih za viskoelastične osobine. Elastin je stabilisan vezama između molekula i može biti degradiran speifičnim proteazama. Elastična vlakna povezana sa glatkim mišićnim ćelijama su najbrojnija u mediji zida aorte. Kolagen, u polimernoj formi, je takođe značajna komponenta medije i adventicije. Dva specifična tipa vlaknastog kolagena (tip I i III) obezbeđuju rastegljivost i pomažu očuvanju strukturalnog integriteta vaskularnog zida. Pored vlakna elastina i kolagena, proteoglikani su takođe umešani u organizaciju zida aorte.

Jedna od najbitnijih histoloških osobina tkiva aneurizme je fragmentacija elastičnih vlakana i smanjena koncentracija elastina tokom rasta aneurizme sve do njene rupture. Gubitak elastičnih vlakana je rani korak u formiranju aneurizme. Iako su fragmentacija elastina i razređivanje medije najbitnije osobine zida aneurizme, tkivo adventicije, u kojem je predominantan kolagen, je odgovoran za otpor aorte u odsustvu elastina iz medije. Degradacija kolagena je glavni uzrok rupture. Disbalans izmedju degradacije kolagena i njegove sinteze može stvoriti kataboličko stanje koje dovodi do rupture.

Oštećenje elastina i kolagena u zidu aorte zavisi od proizvodnje proteaza od strane vaskularnih ćelija zida (medijalnih glatkih mišićnih ćelija i adventicijalnih fibroblasta) i ćelija limfomonocita. Smatra se da imunitet igra ulogu u razvoju AAA. Elastin i kolagen su degradirani protelitičkim enzimom, a najčešći predstavnik je matrix metaloproteinaza (MMP) lokalno aktivirana drugim MMP-om ili plasminom. Uloga inhibitora MMP-a (*tissue inhibitors of matrix metalloproteinases – TIMP*) je takođe pojačana u zidu aneurizme. Balans između proteaze i antiproteaze je na strani proteolize.

Pored razređivanja ekstracelularnog matriksa, elastična medija takođe prolazi kroz redukciju gustine glatkih mišićnih ćelija, što je ključni dogadjaj u razvoju AAA. Glatke mišićne ćelije učestvuju u vaskularnom remodelovanju zida kroz lokalnu ekspresiju različitih ekstracelularnih proteina kao i proteaza i njihovih inhibitora. Dodatno, glatke mišićne ćelije imaju zaštitnu ulogu protiv upala i proteolize.

Razvoj AAA je takođe povezan sa zidnim trombom kod većine pacijenata. Evolucija dijametra aneurizme je povezana sa markerima plazme o stvaranju i degradaciji fibrina kao i cirkulatornim kompleksom *plasmin- α_2 -anti-plasmin* koji su potencijalno povezani sa trombom. Iako tromb može smanjiti napon na zid aneurizme (prema nekim istraživanjima i do 30%), povećanje njegove debljine dovodi do lokalne hipoksije u unutrašnjem sloju medije, što može uzrokovati povećanu neovaskularizaciju i upalu. [9]

Prognoza

Iako je trenutni standard za određivanja rizika rupture baziran na maksimalnom dijametru (Tabela 1), poznato je da manje aneurizme koje su znatno ispod ove granice (dijametar <5,5 cm) mogu da puknu, a veće aneurizme (dijametar >5,5 cm) mogu ostati stabilne. Pokazano je da 10-24% puknutih aneurizmi bilo dijametra manjeg od 5 cm. Izveštaj takođe pokazuje da je od 473 neoperisanih AAA pregledanih na autopsiji, 118 puknutih slučajeva, gde je 13% sa dijametrom manjim od 5 cm. Ova studija je takođe pokazala da 60% AAA sa dijametrom većim od 5 cm (uključujući i 54% onih sa dijametrom izmedju 7,1 cm i 10 cm) nikada nisu pukle. Ako bi pratili kriterijum o maksimalnom dijametru za ovih 473 subjekta, samo 7% (34/473) slučajeva bi podleglo rupturi pre hirurške intervencije budući da je dijametar bio ispod 5 cm, a 25% (116/473) slučajeva bi se izložilo nepotrebnoj operaciji budući da do rupture AAA ne bi došlo [10].

AAA Diameter (cm)	Stopa rasta (cm/god)	Rizik od rupture (%)
3,0-3,9	0,39	0
4,0-4,9	0,36	0,5-5
5,0-5,9	0,43	3-15
6,0-6,9	0,64	10-20
>7	-	20-50

Tabela 1. Rizik od rupture u odnosu na dijametar i stopu rasta

Neki od skorijih predloga procene rizika rupture AAA uključuju: napon zida AAA, stepen ekspanzije AAA, stepen asimetrije, prisustvo intraluminalnog tromba (ILT), *rupture potential index* (RPI), *finite element analysis rupture index* (FEARI), rast ILT-a, geometrijske parametre AAA i takođe metod određivanja rasta AAA i rupture bazirano na matematičkim modelima [10].

Trenutni „zlatni standard“ za kvantitativno određivanje rizika rupture je maksimalni transverzalni dijametar, koji predlaže operaciju pri dijametru od 5,5 cm. Međutim, ovaj kriterijum se ne zasniva na mehaničkim osobinama zida. Kao što je rečeno, do rupture dolazi kada napon koji deluje na zid premaši izdržljivost zida. Kao znatno precizniji parametar pokazao se RPI koji je definisan kao odnos lokalnog napona zida i njegove jačine [20]. Za analizu napona zida koristi se metod konačnih elemenata. Za određivanje jačine zida koriste se neinvazivni parametri kao što su debljina intraluminalnog tromba, lokalni dijametar, pol pacijenta, da li je hronični pušač i porodična istorija.

Finite Element Analysis Rupture Index (FEARI) definisan je kao odnos napona zida određenog metodom konačnih elemenata i jačine zida određenog eksperimentalno. Maksimalan napon zida određen je kompjuterski pomoću metode konačnih elemenata, dok je vrednost jačine zida uzeta iz prethodnih eksperimentalnih testiranja uzorka zida AAA. Vrednost FEARI-a kreće se od 0 do 1, gde 0 ukazuje na veoma malu verovatnoću od pucanja, a vrednost bliska 1 ukazuje da je veoma visok rizik od rupture.

3. Matematičke osnove

U ovom poglavlju razmatraćemo osnovne jednačine koje smo koristili u radu. Svi značajni aspekti nestišljivog ili stišljivog protoka mogu se adekvatno opisati rešenjima Navier-Stokesovih (NS) jednačina. Navier-Stokes-ove jednačine bazirane su na principima održanja mase, impulsa i energije [12]. Reynolds Stress Model (RSM) je korišćen za modelovanje turbulentnog protoka. Opisaćemo, takodje, i opšti koncept biomehanike primenjene na krvne sudove.

3.1 Jednačina kontinuiteta

Princip održanja mase jednostavno kaže: masa je očuvana.

Prema tome masa koja protiče kroz zapreminu fluida Ω sa granicom $\partial\Omega$ ne menja se sa vremenom u bilo kojoj tački te zapremine. Za bilo koja dva trenutka vremena t_1 i t_2 ovaj princip dovodi do

$$M = \int_{\Omega(t_1)} \rho(x, t_1) d\Omega = \int_{\Omega(t_2)} \rho(x, t_2) d\Omega \quad (1)$$

smatrajući da je masa invarijantna u vremenu. Kao posledica, promena mase u vremenu nestaje i transportna teorema daje

$$0 = \frac{DM}{Dt} = \int_{\Omega} \frac{\partial \rho}{\partial t} d\Omega + \oint_{\partial\Omega} \rho V \cdot n d\Gamma \quad (2)$$

stoga

$$\int_{\Omega} \frac{\partial \rho}{\partial t} d\Omega + \oint_{\partial\Omega} \rho V \cdot n d\Gamma = 0 \quad (3)$$

što predstavlja jednačinu kontinuiteta, tako nazvanu kako bi naglasili kontinuitet mase koja protiče.

U sledećoj formi

$$\int_{\Omega} \frac{\partial \rho}{\partial t} d\Omega = - \oint_{\partial\Omega} \rho V \cdot n d\Gamma \quad (4)$$

jednačina kontinuiteta ima jasan fizički smisao. Za zapreminu koja protiče, ova jednačina tvrdi da opadanje zapremine unutar Ω odgovara pomeranju granice. Za fiksiranu zapreminu, ova jednačina tvrdi da opadanje gustine unutar Ω odgovara isticanju mase iz Ω kroz granicu.

Kada je proizvod ρV diferencijabilan, zakon održanja mase dovodi do

$$\int_{\Omega} \left[\frac{\partial \rho}{\partial t} + \operatorname{div}(\rho V) \right] d\Omega = 0 \quad (5)$$

Nema pretpostavki o ograničenju kretanja Ω , što implicira da ovaj integral mora nestati za Ω proizvoljne veličine. Ovaj integral može nestati za proizvoljno Ω samo kada izraz među zagradama sam nestane, što nas dovodi do jednačine kontinuiteta u diferencijalnoj formi

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \operatorname{div}(\rho V) = 0 \quad (6)$$

Izraz (1) može se primeniti na proizvoljnu masu, uključujući i infinitezimalnu masu dM . Za ovu elementarnu masu, zakon održanja mase postaje

$$\frac{DdM}{Dt} = 0 \quad (7)$$

što matematički predstavlja zakon održanja mase čestice fluida.

3.2 Drugi zakon mehanike: Jednačina linearog momenta (impulta)

U odnosu na inercijalni referentni sistem, drugi zakon Njutnove mehanike kaže: Totalna spoljašnja sila koja deluje na masu jednaka je vremenskoj promeni ukupnog apsolutnog linearog momenta.

Matematička forma ovog principa je

$$F = \frac{DL}{Dt}, \quad L = \int_M V dM = \int_{\Omega} \rho V d\Omega \quad (8)$$

gde F i L predstavljaju ukupnu spoljašnju silu i linearni moment.

Uzimajući u obzir brzinu i polje gustine i koristeći obeležavanje pomoću indeksa (8) postaje

$$F_i = \frac{D}{Dt} \int_{\Omega} \rho u_i d\Omega \quad (9)$$

gde u_i i F_i respektivno označavaju i -tu pravouglu komponentu V i F . U odnosu na sliku 3 komponenta sile F_i je rezultat unutrašnjih i površinskih sila u formi

$$F_i = \oint_{\partial\Omega} \sigma_{ij} n_j d\Gamma + \oint_{\Omega} b_i \rho d\Omega \quad (10)$$

gde $\sigma \equiv \{\sigma_{ij}\}$, $\sigma_{ij} n_j$ i b_i respektivno označavaju ukupni tenzor mehaničkog napona, i -tu pravouglu komponentu površinskog napona i unutrašnje sile, ovde n_j pokazuje j -u pravouglu komponentu lokalno ortogonalnog, spolja usmerenog jediničnog vektora. Vremenska promena ukupnog linearog momenta sledi iz transport teoreme kao

$$\frac{D}{Dt} \int_{\Omega} \rho u_i d\Omega = \int_{\Omega} \frac{\partial \rho u_i}{\partial t} d\Omega + \oint_{\partial\Omega} \rho u_i V \cdot n d\Gamma \quad (11)$$

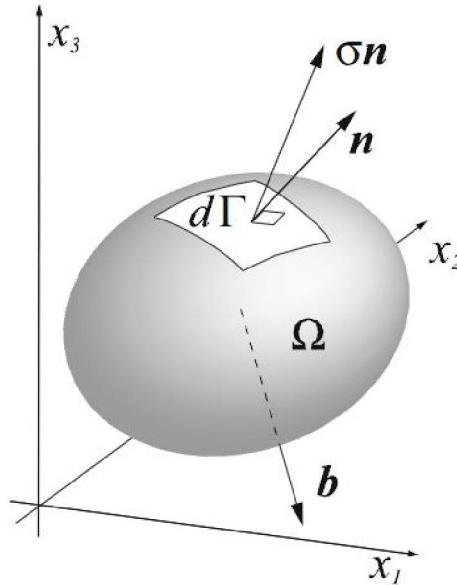
stoga

$$\int_{\Omega} \frac{\partial \rho u_i}{\partial t} d\Omega + \oint_{\partial\Omega} \rho u_i u_j n_j d\Gamma = \oint_{\partial\Omega} \sigma_{ij} n_j d\Gamma + \oint_{\partial\Omega} b_i \rho d\Omega \quad (12)$$

što odgovara jednačini linearog momenta. Sledeća forma jednačine linearog momenta

$$\oint_{\partial\Omega} \sigma_{ij} n_j d\Gamma + \oint_{\partial\Omega} b_i \rho d\Omega - \int_{\Omega} \frac{\partial \rho u_i}{\partial t} d\Omega = \oint_{\partial\Omega} \rho u_i u_j n_j d\Gamma \quad (13)$$

dovodi do fizičke interpretacije. Za zapeminu koja teče, ova jednačina tvrdi da efekat spoljašnjeg površinskog napona i unutrašnjih sila zajedno sa opadanjem unutrašnjeg linearog momenta stvara povećanje graničnog linearog momenta. Za fiksiranu zapeminu ova jednačina tvrdi da granični površinski napon i unutrašnje sile, spregnute sa opadanjem unutrašnjeg linearog momenta stvara isticanje linearog momenta kroz fiksiranu granicu.



Slika 3. Unutrašnje i spoljašnje sile

Kada su komponente tenzora napona σ_{ij} i promene specifičnog momenta protoka $\rho u_i u_j$ diferencijabilne, drugi zakon mehanike daje sledeću jednačinu

$$\int_{\Omega} \left[\frac{\partial \rho u_i}{\partial t} + \frac{\partial \rho u_i u_j}{\partial x_j} - \frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} - \rho b_i \right] d\Omega = 0 \quad (14)$$

Još jednom, nema pretpostavke o ograničenju kretanja Ω , što implicira da jednačina važi za prozvoljno Ω . Ovaj integral može nestati za prozvoljno Ω samo kada izraz medju zagradama sam nestane, što dovodi do jednačine linearog momenta u diferencijelnoj formi

$$\frac{\partial \rho u_i}{\partial t} + \frac{\partial \rho u_i u_j}{\partial x_j} - \frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} - \rho b_i = 0 \quad (15) [12]$$

3.3 Navier-Stokes-ove jednačine

Navier-Stoksova jednačina opisuje kretanje fluida. Ova jednačina proizlazi iz primene Njutnovog drugog zakona na kretanje fluida, zajedno sa pretpostavkom da je napon u fluidu suma difuznog viskoznog člana (proporcionalan gradijentu brzine) i članu pritiska - budući da opisuje viskozni protok. Rešenje Navier-Stokesove jednačine se naziva polje brzine ili polje protoka, što predstavlja opis brzine fluida u dатој tački u prostoru i vremenu. Kada se dobije polje brzine, druge veličine od intresa se mogu naći. Zajedno sa suplementarnom jednačinom (zakon održanja mase) i dobro formulisanim graničnim uslovima NS jednačine modeluju kretanje fluida ispravno.

Izvodjenje NS jednačine počinje sa primenom drugog Njutnovog zakona: napiše se zakon održanja impulsa za prizvoljni deo fluida. Opšta form jednačine je

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + \mathbf{v} \cdot \nabla \mathbf{v} \right) = -\nabla p + \nabla \cdot \mathbf{T} + \mathbf{f} \quad (16)$$

gde je \mathbf{v} brzina protoka, ρ je gustina fluida, p je pritisak, \mathbf{T} je (*deviatoric*) komponenta ukupnog tenzora napona, i \mathbf{f} predstavlja (*body*) sile (po jednici zapremine) koje deluju na fluid.

Ova jednačina se često piše uz upotebu materijalnog izvoda $D\mathbf{v}/Dt$, što ga čini očiglednijim da je ovo iskaz drugog njutnovog zakona

$$\rho \frac{D\mathbf{v}}{Dt} = -\nabla p + \nabla \cdot \mathbf{T} + \mathbf{f} \quad (17)$$

Leva strana jednačine opisuje ubrzanje, i može se sastojati od vremenski zavisnog ili konvektivnog efekta. Desna strana jednačine je u principu sabiranje sila (kao što je gravitacija) i divergencije napona (pritiska i napona smicanja).

Značajna odlika Navier-Stokesove jednačine je pristustvo konvektivnog ubrzanja: efekat vremenski nezavisnog ubrzanja fluida u odnosu na prostor. Dok individualne čestice fluida doživljavaju vremenski zavisno ubrzanje, konvektivno ubrzanje polja protoka je prostorni efekat. Konvektivno ubrzanje je predstavljeno nelinearnom veličinom: $\mathbf{v} \cdot \nabla \mathbf{v}$.

Jednačina protoka se pojednostavljuje kada uzimamo u obzir protok nestišljivog njutnovskog fluida. Uzimajući u obzir pretpostavku o nestišljivom protoku i smatrajući da je viskoznost konstantna, NS jednačina postaje

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + \mathbf{v} \cdot \nabla \mathbf{v} \right) = -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{v} + \mathbf{f} \quad (18)$$

Ovde f predstavlja druge sile (po jedinice zapremine) kao što su gravitaciona ili centrifugalne sile. Član napona smicanja $\nabla \cdot \mathbf{T}$ postaje korisna veličina $\mu \nabla^2 \mathbf{v}$ kada se u obzir uzima nestišljivi, homogeni njutnovski fluid, gde je μ dinamička viskoznost.

Kada se temperaturni efekti zanemareni, jedina druga jednačina (pored početnih i graničnih uslova) koja je potrebna je jednačina kontinuiteta. Pod pretpostavkom nestišljivosti, gustina dela fluida je konstanta i zbog toga je jednačina kontinuiteta pojednostavljena na

$$\nabla \cdot \mathbf{v} = 0 \quad (19). [13]$$

3.4 Reynolds Stress model

Reynolds stress model (RSM) je razvijeniji i savršeniji model turbulentnog kretanja. Kod RSM-a, odbačen je pristup vrtložne viskoznosti i Reynolds-ov napon se direktno računa [14].

RSM uključuje računanje pojedinačnih Reynolds-ovih napona, $\rho \overline{u'_i u'_j}$ pomoću diferencijalnih transportnih jednačina. Pojedinačni Reynolds-ovi naponi se zatim koriste za zatvaranje Reynolds-averaged momentum jednačine.

Tačna transportna jednačina za Reynolds-ove napone $\overline{u'_i u'_j}$ može se napisati na sledeći način:

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial t} (\rho \overline{u'_i u'_j}) + \frac{\partial}{\partial x_k} (\rho u_k \overline{u'_i u'_j}) &= - \frac{\partial}{\partial x_k} [\rho \overline{u'_i u'_j u'_k} + \overline{p'(\delta_{kj} u'_i + \delta_{ik} u'_j)}] + \\ \frac{\partial}{\partial x_k} [\mu \frac{\partial}{\partial x_k} \overline{(u'_i u'_j)}] - \rho &\left(\overline{u'_i u'_k} \frac{\partial u_j}{\partial x_k} + \overline{u'_j u'_k} \frac{\partial u_i}{\partial x_k} \right) - \rho \beta (g_i \overline{u'_j \theta} + g_j \overline{u'_i \theta}) + \overline{p' \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right)} - \\ 2\mu \frac{\partial u_i}{\partial x_k} \frac{\partial u_j}{\partial x_k} - 2\rho \Omega_k &(\overline{u'_j u'_m} \epsilon_{ikm} + \overline{u'_i u'_m} \epsilon_{jkm}) + S_{user} \quad (19) \end{aligned}$$

ili

$$\begin{aligned} \text{Local Time Derivative} + C_{ij} &= D_{T,ij} + D_{L,ij} + P_{ij} + G_{ij} + \phi_{ij} - \epsilon_{ij} + F_{ij} + \text{User Defined Source Term} \end{aligned}$$

gde je C_{ij} konvekcioni član, $D_{T,ij}$ odgovara turbulentnoj difuziji, $D_{L,ij}$ odgovara molekularnoj difuziji, P_{ij} je član za produciju napona, G_{ij} odgovara stvaranju potiska, ϕ_{ij} je za napon pritiska, ϵ_{ij} odgovara rasejanju i F_{ij} je proizvod uzrokovanih rotacijama sistema [14].

Članovi za rasipanje, napon pritiska i turbulentnu difuziju ne mogu se izračunati egzaktno u funkciji drugih članova jednačine i zbog toga se moraju modelovati. U tri dimenzije, *Reynolds stress model* zahteva rešavanje dodatnih sedam parcijalnih diferencijalnih jednačina pored jednačine za glavni protok. Još više jednačina je potrebno kada je potrebno izračunati neku skalarnu veličinu [15].

3.5 Opšti koncept biomehanike primenjene na krvne sudove

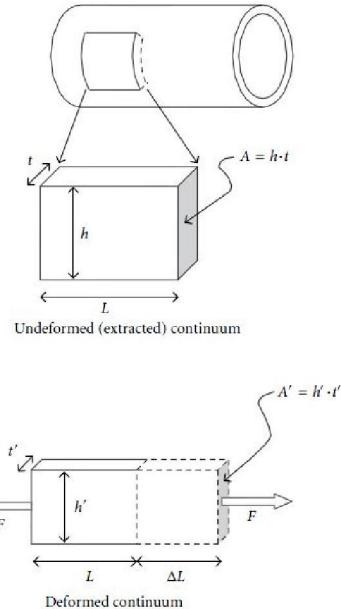
Počećemo sa osnovnom definicijom krutosti materijala, to jest kontinualnog tela. Kada je opruga zategnuta, jednostavna jednačina opisuje silu F potrebnu da se ona produži preko određene dužine (ΔL):

$$F = k \Delta L \quad (20)$$

gde je k krutost. Po analogiji ovo se može primeniti na parče materijala kao što je mali segment krvnog suda, kao što je prikazano na slici 4. Sledеća normalizovana (nezavisna od veličine) jednačina preovladava:

$$\frac{F}{A} = E \frac{\Delta L}{L} \quad \text{or} \quad \sigma = E \varepsilon \quad (21)$$

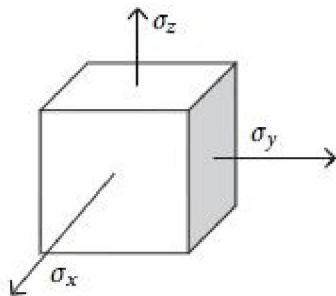
gde je σ = napon (lokalni pritisak) i ε = deformacija (lokalno zatezanje). E , poznat kao Youngov modul elastičnosti može se prosto interpretirati kao krutost kontinualnog tela. Kao što se može videti (21) je bazirana na inicijalnoj (nedeformisanoj) površini A . Takozvana elastičnost ili mekoća je inverzija krutosti. Prema tome, što je veća krutost manja je elastičnost i obrnuto.



Slika 4. Definicija krutosti

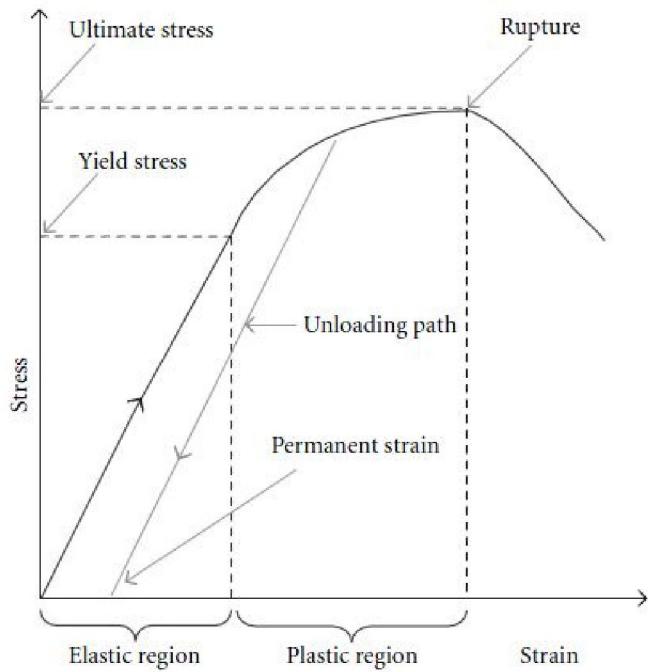
Za metrijal podvrgnut multiaksijalnom opterećenju, što je simultano opterećenje istezanja duž tri pravca, ilustrovano je na slici 5, ekvivalentan napon ili von Mises-ov napon određuje da li je čvrstina materijala premašena ili nije pod datim uslovima opterećenja. Zapravo, von Mises-ov napon kombinuje (u jednu skalarnu veličinu) ne samo pojedinačne napone istezanja već i napone smicanja (takođe duž tri pravca). Von Mises-ov napon je

$$\sigma_{VM} = \sqrt{\frac{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_x - \sigma_z)^2}{2}} \quad (22)$$



Slika 5. Multiaksijalno opterećenje

Kao što je ilustrovano na slici 6, tipična kriva napon-istezanje obično ispoljava linearno elastični region ograničen naponom razvačenja (*yield stress*), posle kojeg rasterećenje vodi do permanentne deformacije (plastične), što odgovara nepovratnom oštećenju. Maksimalni napon je maksimalni nivo napona nakon što je usledila plastifikacija i odgovara rupturi. Napon razvačenja i maksimalni napon definišu čvrstoću datog materijala. Prema (21) Youngov modul elastičnosti je u stvari nagib krive napon-istezanja. Dati nelinearni material, kao što je krvni sud, nije prema tome definisan jednim Young-ovim modulom, već modulima koji zavise od istezanja.

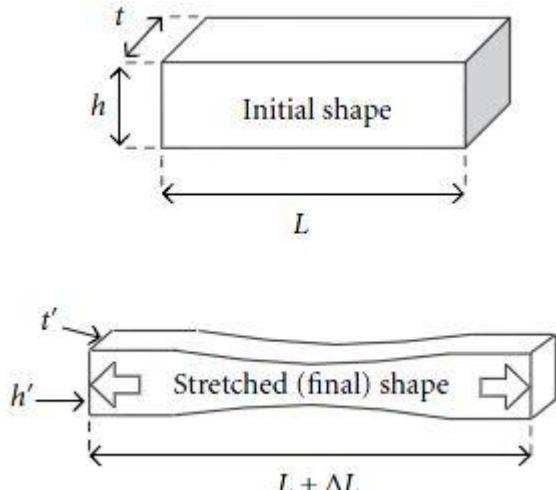


Slika 6. Napon razvačenja i maksimalni napon

Poisson-ov koeficijent je potreban za kompletну definiciju mehaničkog ponašanja jednostavnih materijala. Poisson-ov koeficijent je mera transverzalne kontrakcije istegnutog dela materijala, kao što je prikazano na slici 7. Poisson-ov efekat se jednostavno može zapaziti kada se rasteže mek materijal. Vraćanjem na sliku 5, tačna definicija Poisson-og odnosa ν data je kao odnos transverzalne deformacije prema defroamciji u pravcu istezanja:

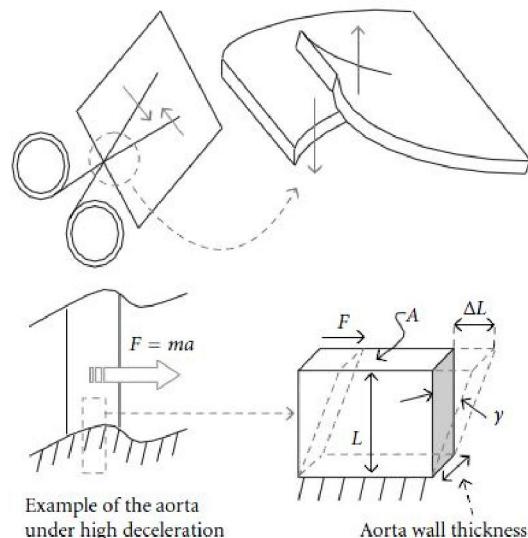
$$\nu = \frac{(t-t')/t}{\Delta L/L} = \frac{(h-h')/h}{\Delta L/L} \quad (23)$$

Može se pokazati da $0 \leq \nu \leq 0.5$ za većinu bioloških tkiva, kao i gumastih materijala, i samim tim oni pokazuju nestišljivost (zapremina deformisanog materijala ostaje konstantna), što je okarakterisano sa ν bliskim 0.5. U slučaju bioloških tkiva nestišljivost je razumljiva budući da su oni većinom sastavljeni od vode, koja je nestišljiva po prirodi.



Slika 7. Poisson-ov efekat

Young-ov modul i Poisson-ov koeficijent karakterišu deformaciju bioloških tkiva i vlakana pod dejstvom opterećenja istezanja ili sabijanja u sva tri pravca, što je prvi način deformacije, tipično uzrokovano krvnim pritiskom u slučaju krvnih sudova. Drugi način deformacije je smicanje, tipično uzrokovano povredama ili sečenjem, kao što je prikazano na slici 8.



Slika 8. Napon smicanja

Moduo smicanja G je definisan slično kao Young-ov modul, uzimajući u obzir konfiguraciju opterećenja predstavljenu na slici 8. Naponi smicanja su sile koje deluju tangencionalno po jedinici površine (A):

$$\frac{F}{A} = G \frac{\Delta L}{L} \quad (24)$$

gde je F/A napon smicanja, predstavljen sa τ u literaturi i $\Delta L/L$ praktično odgovara ugлу deformacije prikazanom na slici 8, i predstavljenog sa γ u literature. U tom slučaju ΔL je ortogonalan na L što je normalno, jer se smatra da je ΔL tangencionalno pomeranje.

Moduo smicanja može se izvesti iz Young-ovog modula i Poisson-ovog odnosa za biloška tkiva na sledeći način:

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} \approx \frac{E}{3} \quad (25)$$

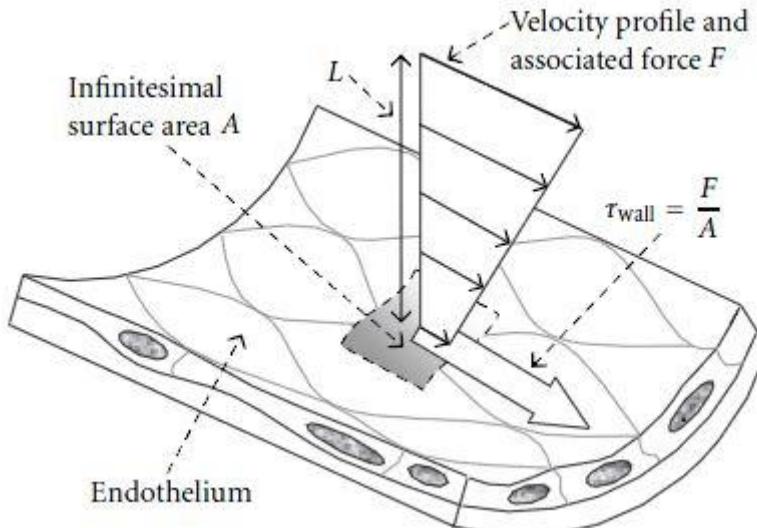
Takođe postoji napon smicanja usled protoka (*Flow Shear Stress-FSS*) (slika 9), što je poreklom od protoka krvi i ispoljava tangencionalnu silu na unutrašnju površinu krvnog suda, suprotno od ranije pomenutog napona smicanja koji je više strukturalan, i koji deluje u dubinu krvnog suda.

Iako su FSS znatno niži od strukturalnog napona smicanja, oni igraju ključnu (fiziološku) ulogu u lučenju enzima na osetljivi sloj endotelijalnih ćelija. FSS učestuju u vazoaktinom odgovoru krvnih sudova.

Srednji napon smicanja usled protoka tokom srčanog ciklusa u slučaju idealnog paraboličnog profila brzine dat je

$$F_{mean\ shear} = \frac{4\eta Q}{\pi R^3} \quad (26)$$

gde je η dinamička viskoznost, Q je odnos zapremskog protoka, R srednji radijus krvnog suda. [16]



Slika 9. Napon smicanja usled protoka

U cilju da određivanja napon zida, upotrebimo *La Place*-ovu jednačinu koja povezuje krvni pritisak i prosečni napon zida

$$\sigma = \frac{pr}{ct} \quad (27)$$

gde je σ prosečni napon zida, p je pritisak, r je radius, t je debljina zida, dok je $c = 1$ za cilindar i $c = 2$ za sferu. Jednačina 27 uveliko precenjuje i podcenjuje stvarni napon zida aneurizme zbog velikog broja aproksimacija. Jednačina 27 je takozvana pojednostavljena *La Place*-ova jednačina, međutim u cilju da se obezbedi upotrebljiva i tačnija jednačina za predviđanje maksimalnog napona zida AAA jednačina 27 je proširena. Proširivanje je bazirano na kliničkim posmatranjima i kompjuterskim kalkulacijama. Proširena forma je:

$$\sigma_{max} = 0.006 \frac{(1-0.68a)e^{0.0123(0.85p_{sys}+19.5d_{AAA,max})}}{t^{0.63}\beta^{0.125}} \text{ u [MPa]} \quad (28)$$

gde je σ_{max} maksimalni napon zida koji se javlja najfrekventnije na mestu koji odgovara 2/3 maksimalnog diametra AAA, odnos površine $a = \frac{A_{ILT,max}}{A_{AAA,max}}$, index asimetrije $\beta = \frac{l_p}{l_a}$, gde su l_p i l_a udaljenosti od centralne tačke O do zadnje i prednje strane, p_{sys} je sistolni krvni pritisak u $mmHg$, $d_{AAA,max}$ je maksimalni dijmetar AAA (cm), i t je debljina zida (mm) na mestu, $d_{AAA,max}$. $A_{AAA,max}$ i $A_{ILT,max}$ su poprečni preseci površine AAA i intraluminalnog tromba (ILT) na mestu $d_{AAA,max}$, respektivno. Za tehnike oslikavanja koje ne obezbeđuju merenje površine, poprečni presek se aproksimativno može izračunati:

$$A_{AAA,max} = \frac{\pi d_{AAA,max}^H}{4} \quad (29)$$

gde je H osa u ravni normalna na $d_{AAA,max}$ (vidi sliku 19). Površina lumena se može izračunati pomoću sledeće jednačine:

$$A_{ILT,max} = A_{AAA,max} - A_{lumen,max} \quad (30)$$

U slučaju da je debljina zida t teška za određivanje sa CT-snimaka, može se aproksimativno izračunati:

$$t = 3.9 \left(\frac{d_{AAA,max}}{2} \right)^{-0.2892} \text{ u [mm]} \quad (31)$$

gde je $d_{AAA,max}$ u mm [17].

3.6 Osnovni naponi

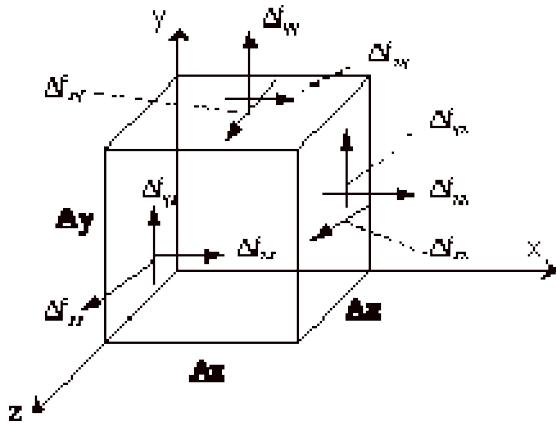
Interakcija materije sa bilo kojom tačkom tela određeno je tenzorom napona

$$\sigma_{ij} = \begin{bmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_z \end{bmatrix} \quad (27)$$

gde su σ_{ii} normalni naponi, stvoreni od strane sile F_i normalne na površinu A_i , i $\sigma_{ij} = \tau_{ij}$ naponi smicanja uzrokovani tangencionalnom silom F_j koja deluje na površinu A_i sa normalnim vektorom n_i (Slika 10).

Tenzor napona je simetričan $\tau_{ij} = \tau_{ji}$. Ova jednačina se može primeniti na paralelopiped u stanju mirovanja $\sum \vec{F} = m\vec{a} = 0$ i $\sum \vec{M} = I\vec{\alpha} = 0$, gde je m masa materijala, \vec{a} ubrzanje, $\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F}$ moment sile, I moment inercije, $\vec{\alpha}$ vektor angularnog ubrzanja. Normalni i naponi smicanja određeni navedenim silama i momentima su:

- *aksialna sila* $\sim \int \sigma_{ii} dA$, gde su σ_{ii} naponi istezanja ili sabijanja
- *sila smicanja* $\sim \int \tau_{ij} dA$, koja pokušava da pomeri granični deo paralelopipeda
- *momenti* koji mogu da saviju stranicu $M_y = \int \sigma_x z dA$, $M_z = \int \sigma_x y dA$, ili mogu da saviju telo $T = - \int (\tau_{xz} y - \tau_{xy} z) z dA$.



Slika 10. Naponi i sile

4. Metode i rezultati

4.1 Akvizicija geometrije pacijenata

U ovom radu obuhvaćena su 4 pacijenta sa dijagnostikovanom aneurizmom abdominalne aorte. Svi pacijenti su muškog roda, stariji od 65 godina (vidi tabelu 2). Za dobijanje dvodimenzionalnih slika (2D) korišćena je kompjuterska tomografija CT. Za svakog pacijenta snimljen je set od 70 slika u sagitalnoj ravni sa razmakom od 1 mm između svake od njih. Za merenje maksimalnog dijametra AAA korišćen je ultrazvuk (US). Za dobijanje brzine protoka krvi i srčanog ciklusa korišćena je doplerska ultrazvučna tehnika. Medicinski podatci su obezbeđeni od strane Klinike za radiologiju, Kliničkog Centra Vojvodine iz Novog Sada.

	Starost [Godina]	Maksimalni dijametar [cm]
Pacijent 1	65	4,2
Pacijent 2	76	5,96
Pacijent 3	78	5,6
Pacijent 4	69	5,4

Tabela 2. Medicinski podaci pacijenata

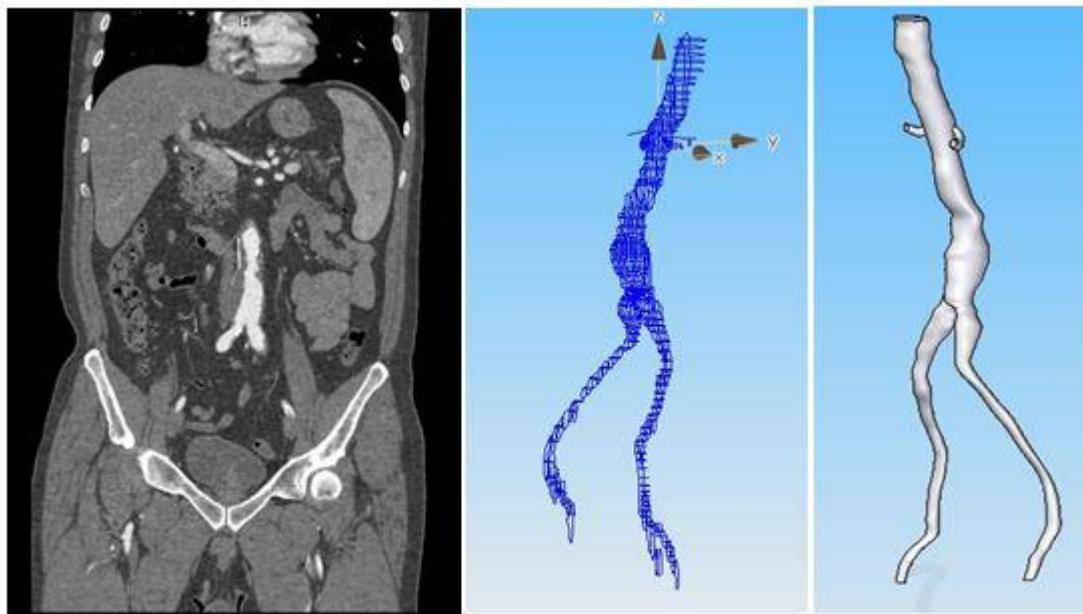
4.2 Rekonstrukcija 3D geometrije na osnovu 2D slika

Rekonstrukcija tačne geometrije svakog pacijenta je prvi korak u simulaciji protoka krvi. Realne 3D geometrije su konstruisane korišćenjem *Computer Aided Design* (CAD) softvera *Solid Edge* V20. Za obradu 2D slika korišćen je *Solid Edge Draft*, a za rekonstrukciju 3D geometrije *Solid Edge Solid Part*. Na ovaj način smo u mogućnosti da postignemo željenu 3D geometriju baziranu na 2D CT slikama.

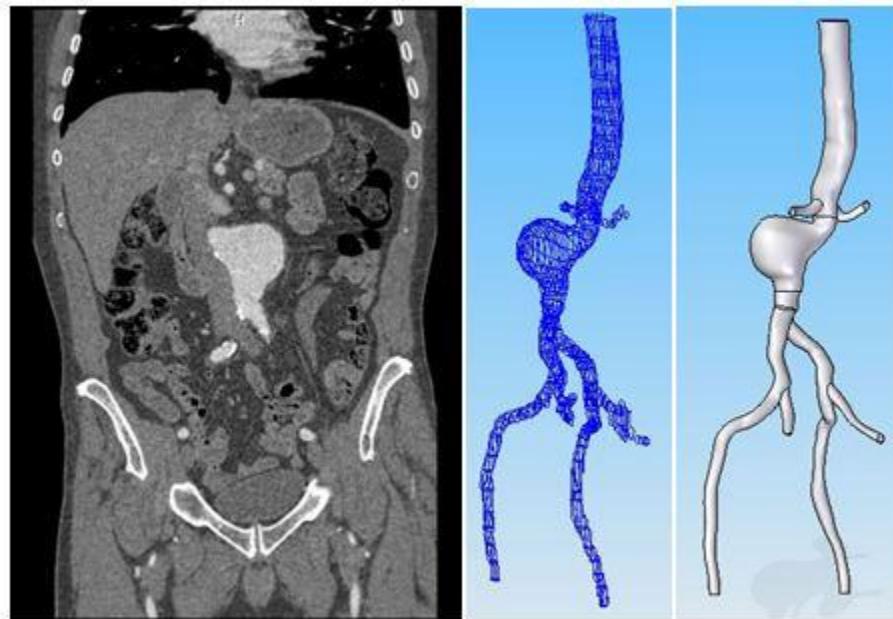
Svaki set slika zahtevao je pažljivu obradu radi dobijanja geometrije što sličnije realnoj AAA. Svaka CT slika je obrađena u *Solid Edge Draft*-u, gde smo selektovali delove koji pripadaju AAA. Prebacivanjem ovih fragmenata u *Solid Edge Solid Part* i poštujući obeležene distance na svakoj slici uspešno smo dobili 3D nacrt AAA, koji nakon obrade, daje rekonstruisanu 3D AAA geometriju.

Cilj 3D rekonstrukcije je stvaranje realne 3D zapremine, što reprodukuje realnu geometriju AAA. Za svakog pacijenta isti tip 3D rekonstrukcije je primenjen u cilju dobijanja egzaktne geometrije za simulaciju. Korišćenjem ove tehnike rekonstruisali smo sledeće delove arterijskog sistema: Abdominalnu Aortu (zajedno sa aneurizmom), Renalne Arterije, Ilijačne Arterije i u nekim slučajevima Unutrašnje Ilijačne Arterije.

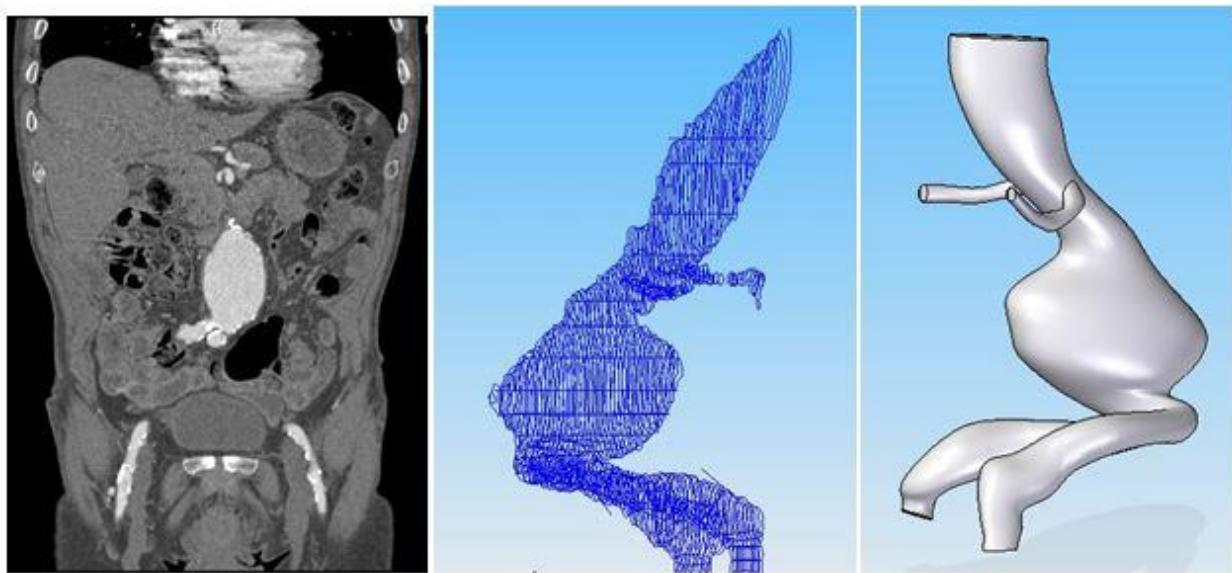
Na slikama 11-14 prikazani su koraci korišćeni prilikom rekonstrukcije za svakog pacijenta. Ove slike takođe prikazuju i rekonstruisane geometrije za svakog pacijenta.



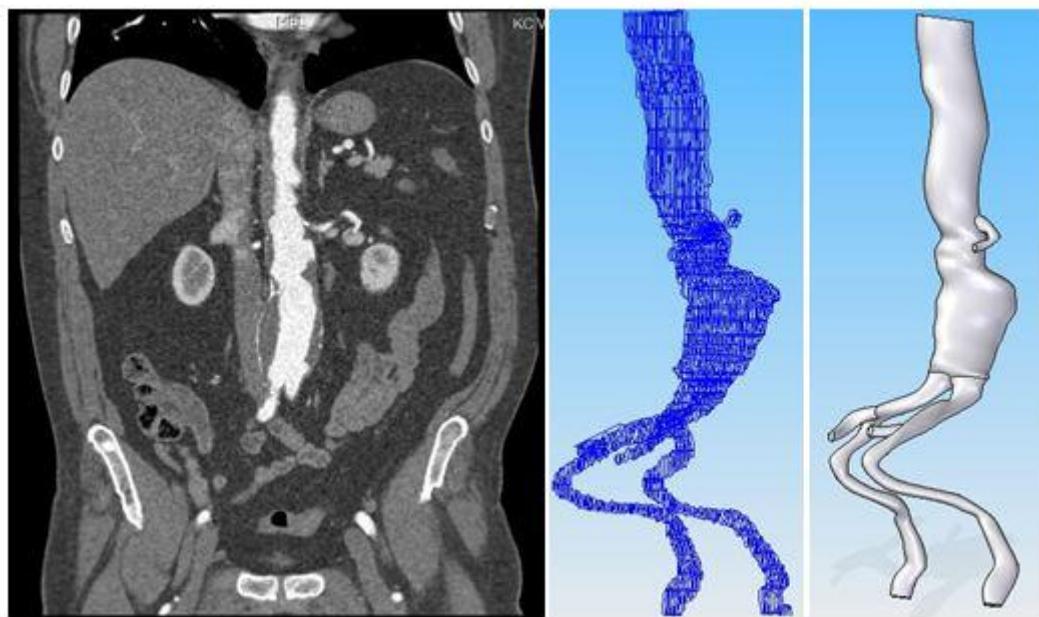
Slika 11. Rekonstrukcija AAA pacijent 1. CT slika (levo),
nacrt (sredina), 3D geometrija (desno)



Slika 12. Rekonstrukcija AAA pacijent 2. CT slika (levo),
nacrt (sredina), 3D geometrija (desno)



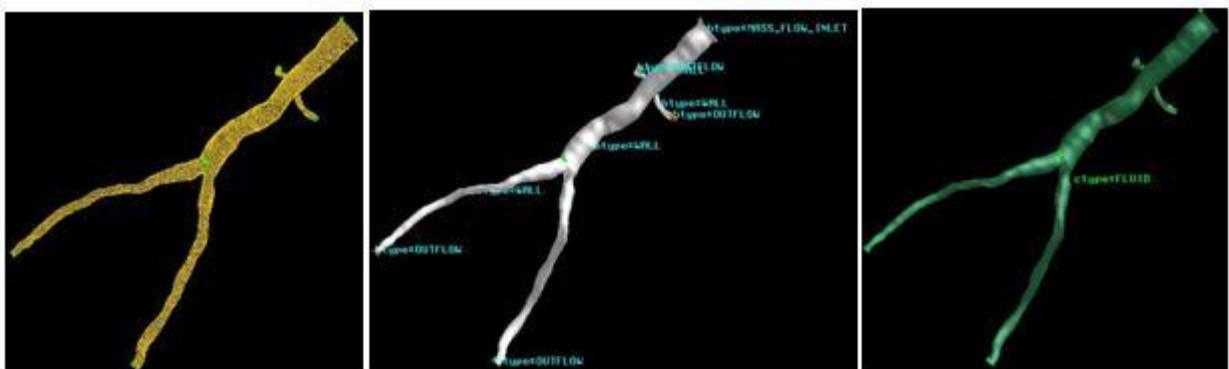
Slika 13. Rekonstrukcija AAA pacijent 3. CT slika (levo),
nacrt (sredina), 3D geometrija (desno)



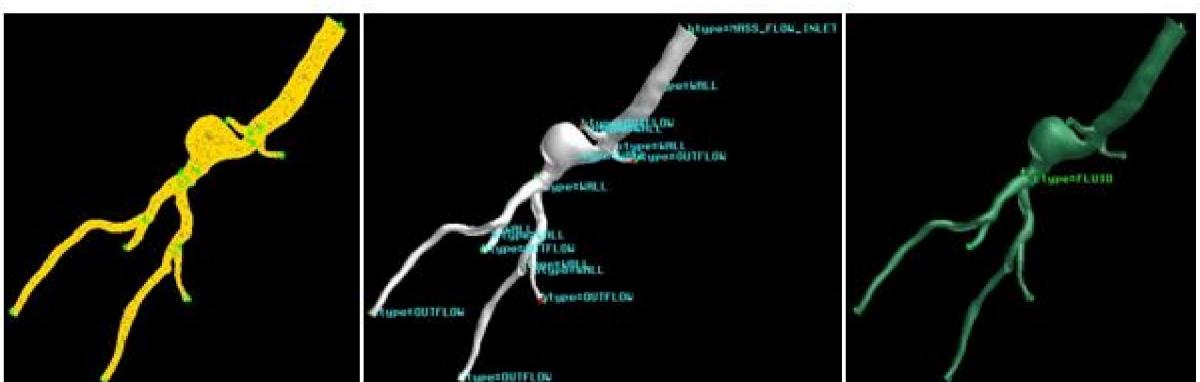
Slika 14. Rekonstrukcija AAA pacijent 4. CT slika (levo),
nacrt (sredina), 3D geometrija (desno)

4.3 Stvaranje mreže i diskretizacija

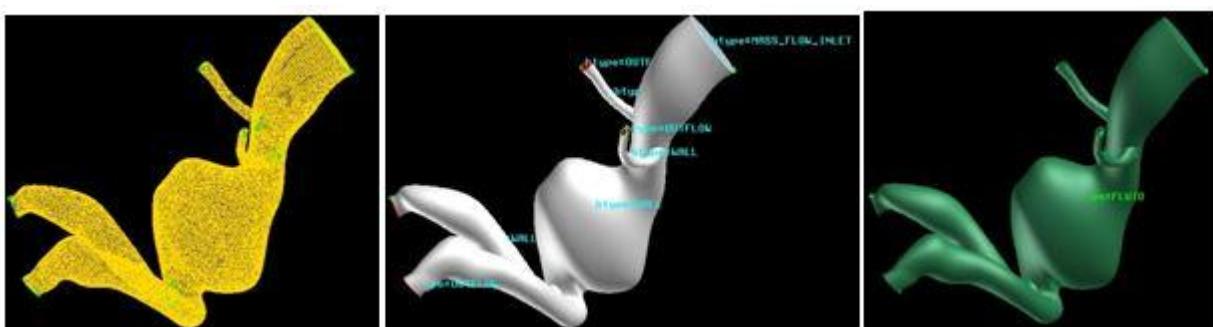
Za diskretizaciju i stvaranje mreže korišćen je softver *Ansys Gambit* 2.4. Površinska mreža je generisana korišćenjem površinskog *Quand/Pave* algoritma i izglađen je korišćenjem *length-weighted Laplacian* algoritma. Zapreminska mreža je generisana korišćenjem *Tet/Hybrid/Tgird* algoritma i definisana je granična zona i zona kontinuiteta-fluida. Ovi koraci prikazani su na slikama 15-18 za svakog pacijenta. Zapreminska mreža je eksportovana u CFD softver i primenjen je matematički model na 3D geometriju [19].



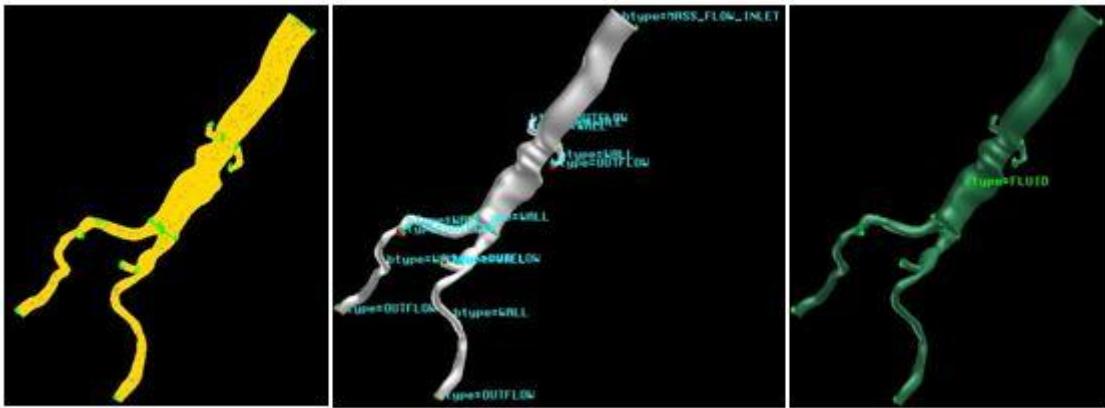
Slika 15. Diskretizacija i stvaranje mreže Pacijent 1. stvaranje mreže (levo), specifikacija tipa granice (sredina), specifikacija kontinuuma (desno)



Slika 16. Diskretizacija i stvaranje mreže Pacijent 2. stvaranje mreže (levo), specifikacija tipa granice (sredina), specifikacija kontinuuma (desno)



Slika 17. Diskretizacija i stvaranje mreže Pacijent 3. stvaranje mreže (levo), specifikacija tipa granice (sredina), specifikacija kontinuuma (desno)



Slika 18. Diskretizacija i stvaranje mreže Pacijent 4. stvaranje mreže (levo), specifikacija tipa granice (sredina), specifikacija kontinuuma (desno)

4.4 Simulacije u stacionarnom stanju

U ovom radu, pretpostavili smo da je krv homogen nestišljiv i nenjutnovski fluid; zidovi krvnog suda rigidni, i primenjeno je stanje bez klizanja. *Reynolds stress* model (vidi jed. 19) je implementiran radi izučavanja hemodinamičke simulacije za AAA. Numeričke analize su rađene primenom zakona održanja mase i impulsa. Komercijalni CFD softver *Ansys Fluent* 13.0 je korišćen za rešavanje glavnih jednačina kod kompjuterskog modela AAA [1].

U slučaju njutnovske tečnosti, η se smatra konstantnim i nema efekta brzine smicanja; nenjutnovska tečnost ima viskoznost koja se ne može definisati korišćenjem konstantne vrednosti jer postoji nelinearan odnos između brzine smicanja i napona smicanja.

Krv je nenjutnovska tečnost. Zbog toga se ponašanje krvi mora uzeti u obzir prilikom modelovanja. U ovom radu za modelovanje krvi korišćen je *non-Newtonian Power law*; korišćeni parametri prikazani su u tabeli 3. *Non-Newtonian power law* je opisan sledećim jednačinama:

$$\eta = k\dot{\gamma}^{n-1}e^{T_0/T} \quad (28)$$

$$\eta_{min} < \eta = k\dot{\gamma}^{n-1}e^{T_0/T} < \eta_{max} \quad (29)$$

gde je k srednja viskoznost fluida, n je odstupanje fluida od njutnovsog, T_0 je referentna temperatura, η_{min} & η_{max} su donja i gornja granica *non-Newtonian power law*-a, koji se koristi da bi predvideli klasu fluida [1].

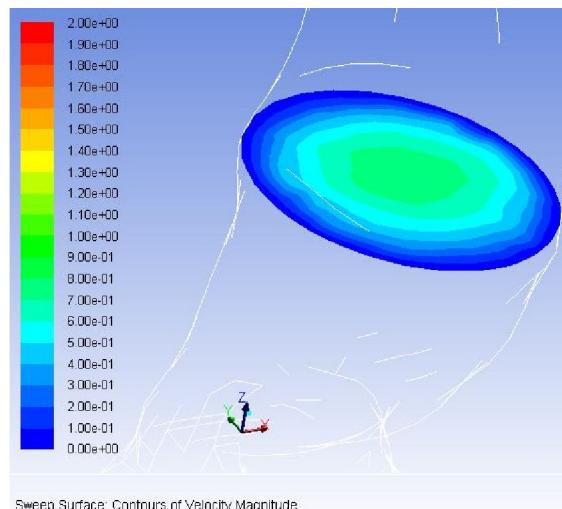
Parametri	Opis parametara
Donja granica viskoznosti η_{min}	0,00125 kg/ms
Gornja granica viskoznosti η_{max}	0,00300 kg/ms
Power law Indeks n	0,48510
Indeks konzistencije k	0,20730 kgs^{n-2}/m
Referentna temperatura T_0	310 K

Tabela 3. Parametri *non-Newtonian power law*-a u Fluentu

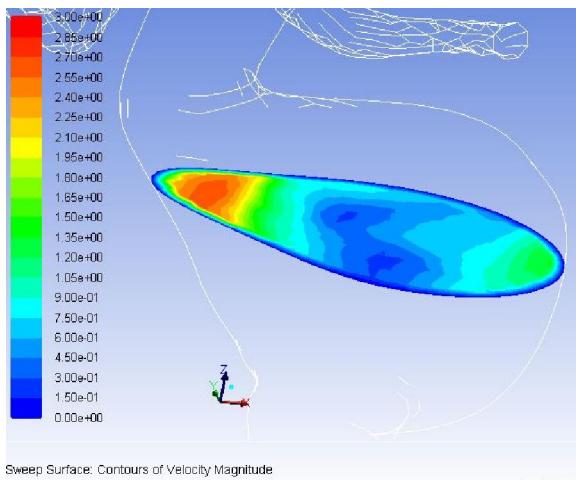
Rezultati simulacija u stacionarnom stanju korišćeni su za potvrdu validnosti rekonstruisane 3D geometrije. Validacija je rađena poređenjem brzina dobijenih u simulaciji sa brzinama dobijenih *Doppler US*. Dobijeni rezutati su takođe korišćeni za dinamičke simulacije. Rezultati simuacije prikazani su u tabeli 4. Određene su brzine i pritisci sledećih delova: ulaz (inlet), leva renalna arterija (LR), desna renalna arterija (RR), leva ilijačna arterija (LI), desna ilijačna arterija (RI), leva unutrašnja ilijačna arterija (LII), desna unutrašnja ilijačna arterija (RII), pre, u i posle aneurizme. Konture brzina u AAA prikazane su na slikama 18-22.

Pacijent		Inlet	LR	RR	LI	RI	LII	RII	Dopler	Aneurizma		
	v [m/s]	1,1	3,6	2,5	2,25	2,25	/	/	0,61	Pre	U	Posle
1	P [kPa]	26,4	-126	-44,3	6,89	2,76	/	/	/	26,2	24,8	23,4
	v [m/s]	2,1	0,6	2,7	3	3	3,3	3	0,8	2,25	0,8	1,5
2	P [kPa]	35	12,4	4,12	10,3	8,23	16,5	12,4	/	32,4	26,8	28,8
	v [m/s]	2,5	9	9	3,75	2,75	/	/	0,78	2,25	0,75	1
3	P [kPa]	16,6	2,93	2,93	1,95	8,76	/	/	/	13,7	11,7	12,7
	v [m/s]	1	2,75	2,5	1,1	1,1	2,5	2,25	0,49	1	0,5	0,9
4	P [kPa]	20,8	4,16	6,24	2,08	4,16	10,4	10,4	/	19,7	19,7	18,7

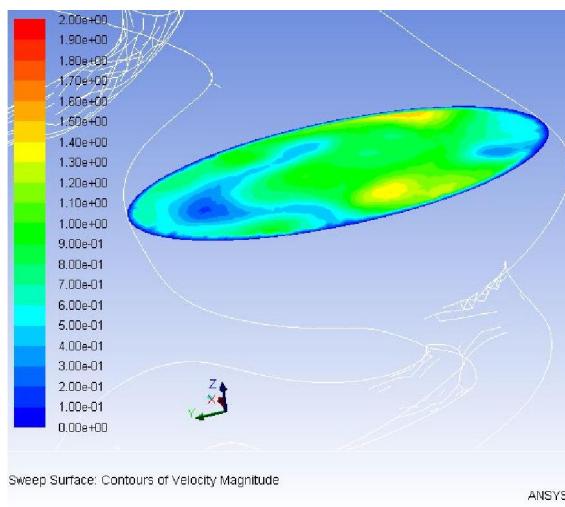
Tabela 4. Rezultati simulacije u stacionarnom stanju



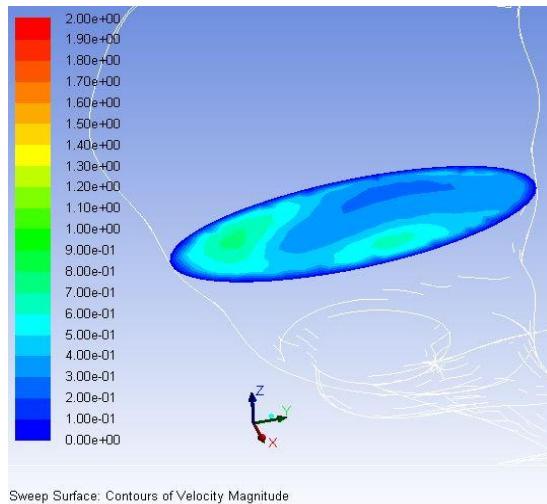
Slika 19. Konture brzine (m/s) u AAA, Pacijent 1



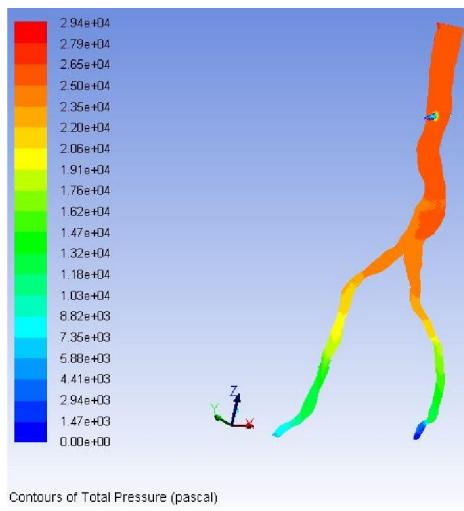
Slika 20. Konture brzine (m/s) u AAA, Pacijent 2



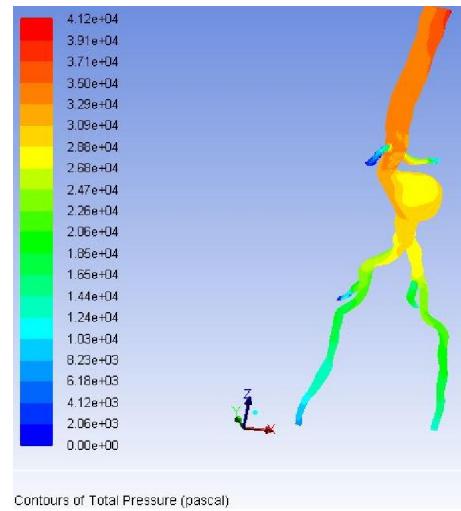
Slika 21. Konture brzine (m/s) u AAA, Pacijent 3



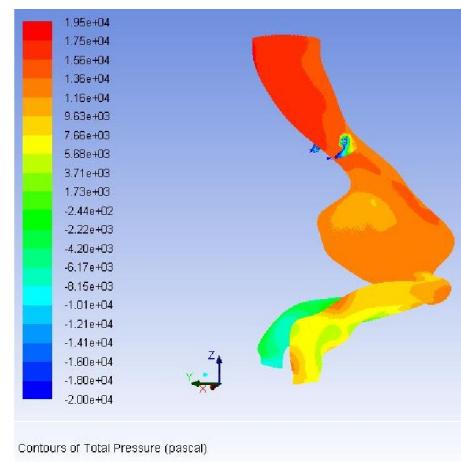
Slika 22. Konture brzine (m/s) u AAA, Pacijent 4



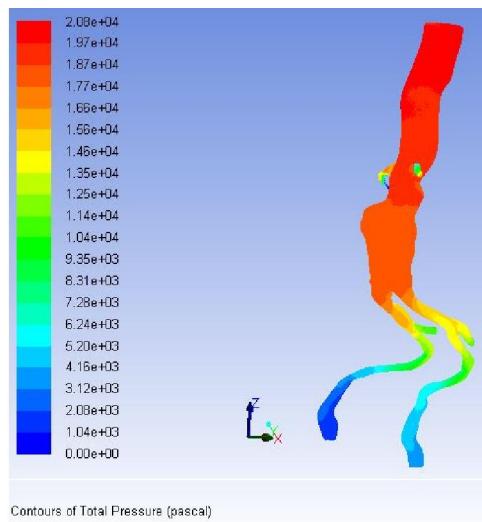
Slika 23. Konture totalnog pritiska (Pa), Pacijent 1



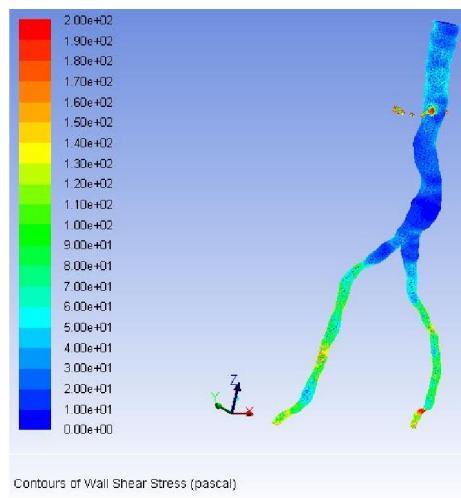
Slika 24. Konture totalnog pritiska (Pa), Pacijent 2



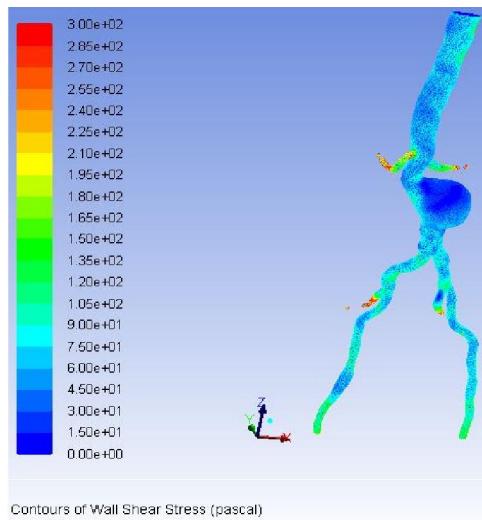
Slika 25. Konture totalnog pritiska (Pa), Pacijent 3



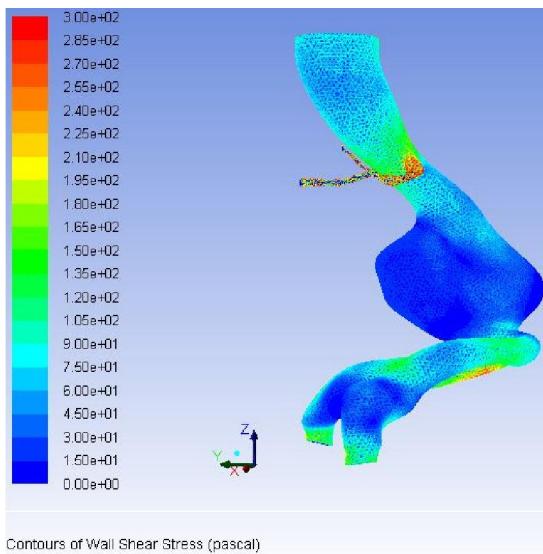
Slika 26. Konture totalnog pritiska (Pa), Pacijent 4



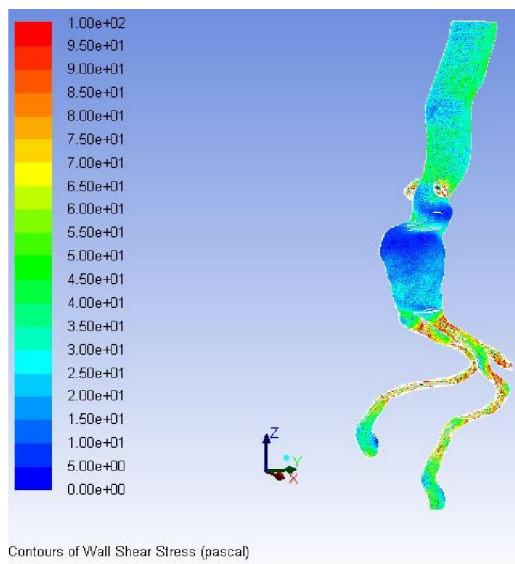
Slika 27. Konture napona smicanja zida (Pa), Pacijent 1



Slika 28. Konture napona smicanja zida (Pa), Pacijent 2



Slika 29. Konture napona smicanja zida (Pa), Pacijent 3



Slika 30. Konture napona smicanja zida (Pa), Pacijent 4

Slike 23-26 prikazuju distribuciju totalnog pritiska u rekonstruisanoj geometriji za svakog pacijenta. Slike 27-30 prikazuju distribuciju napona smicanja zida (*wall shear stress*-WSS) u rekonstruisanoj geometriji za svakog pacijenta.

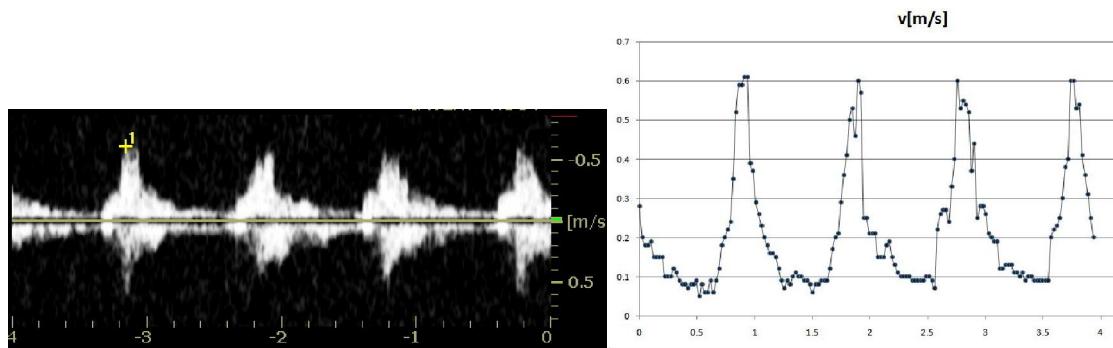
4.5 Dinamičke simulacije

Za dinamičke simulacije korišćen je program *Solid Works* 2012. Tip mreže je visoko kvalitetna *solid curvature based* mreža. Zid aorte je simuliran kao linearno elastičan izotropan materijal sa sledećim osobinama: čvrstoća materijala (*Yield strength*) $4 \cdot 10^6$ N/m², čvrstoća na zatezanje (*tensile strength*) 820000 N/m², moduo elastičnosti $5 \cdot 10^6$ N/m², *Poisson*-ov koeficijent 0,49 i gustina 2000 kg/m³. Korišćen je predefinisani model krvi iz *Solid Works*-ove baze podataka sa sledećim osobinama: gustina 1003 kg/m³, toplotni kapacitet 4182 J/(KgK), toplotna

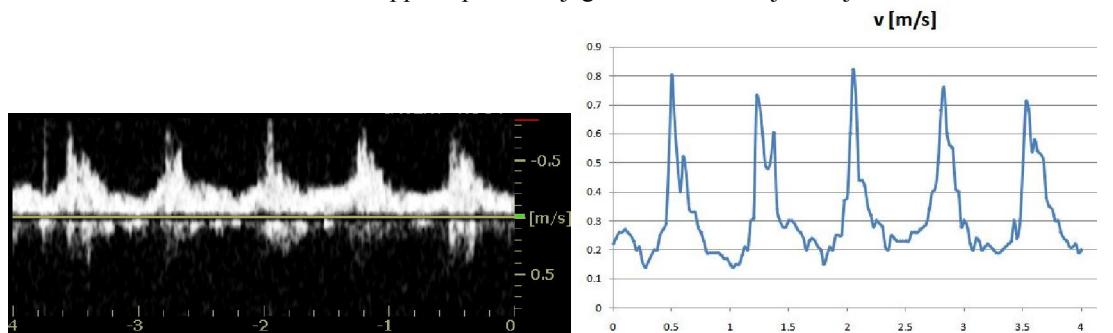
provodljivost $0,6 \text{ W}/(\text{m K})$. Za simulaciju viskoznosti korišćen je *Power law* (vidi jednačine 28,29) sa parametrima datima u tabeli 5. Pulsnji protok krvi, odnosno srčani ciklus je rekonstruisan na osnovu Doplerovog spektra (slike 31-34).

Parametri	Vrednosti parametara
Donja granica viskoznosti η_{min}	$0,003038269 \text{ Pa s}$
Gornja granica viskoznosti η_{max}	$0,012171 \text{ Pa s}$
<i>Power law</i> Indeks n	0,7991
Indeks konzistencije k	$0,012171 \text{ Pa s}$

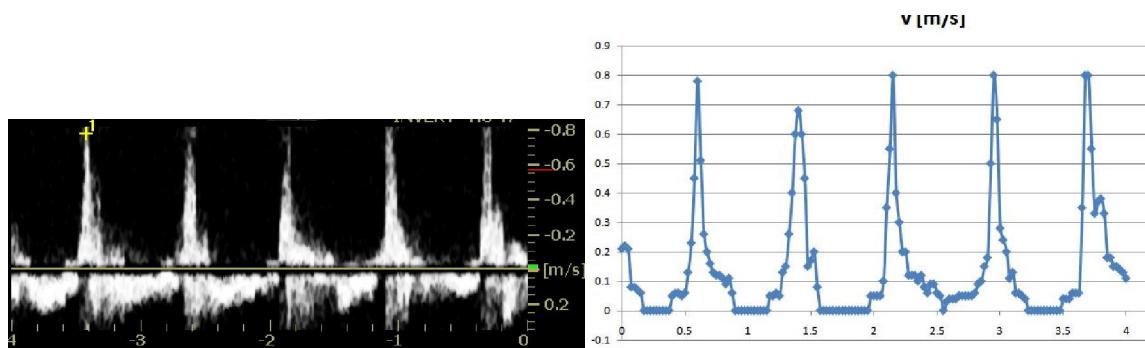
Tabela 5. Parametri *non-Newtonian power law-a* u *Solid Works-u*



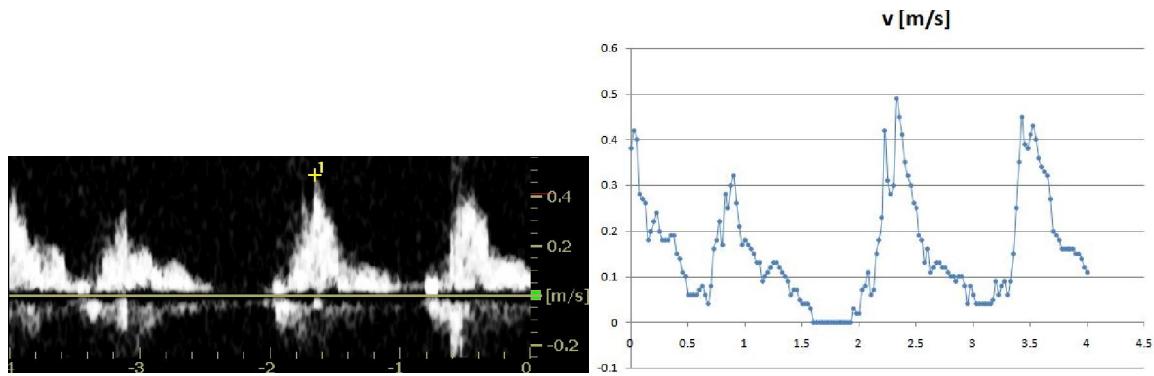
Slika 31. Doppler spektar i njegova rekonstrukcija Pacijent 1



Slika 32. Doppler spektar i njegova rekonstrukcija Pacijent 2

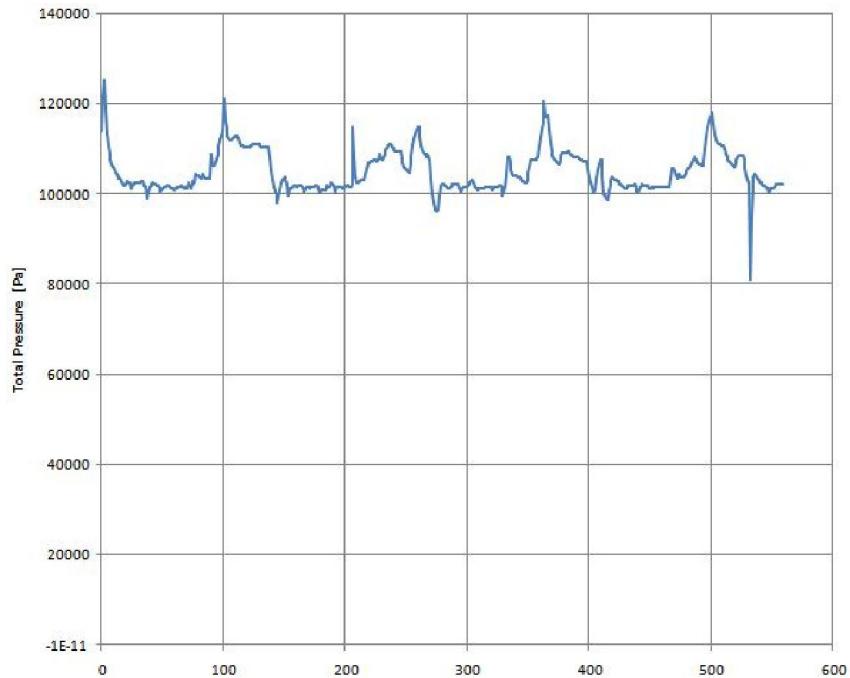


Slika 33. Doppler spektar i njegova rekonstrukcija Pacijent 3

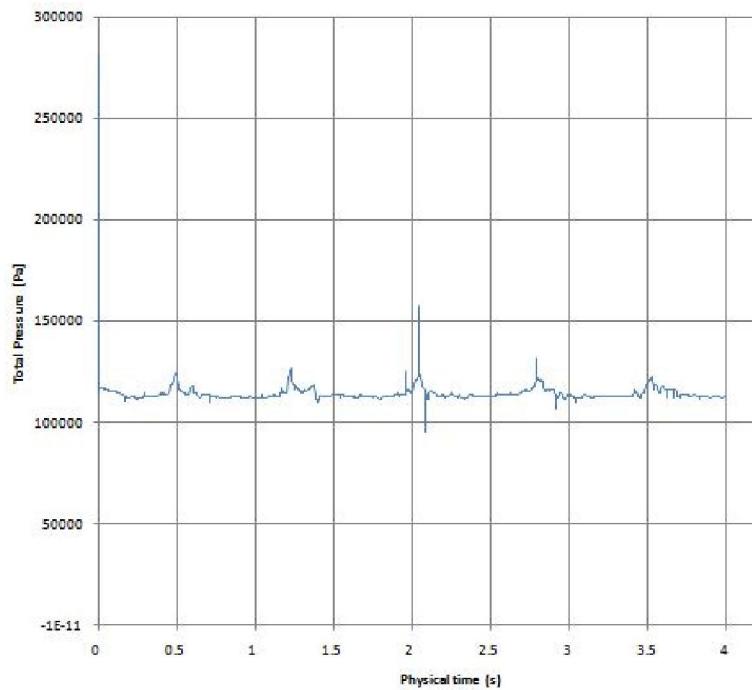


Slika 33. Doppler spektar i njegova rekonstrukcija Pacijent 3

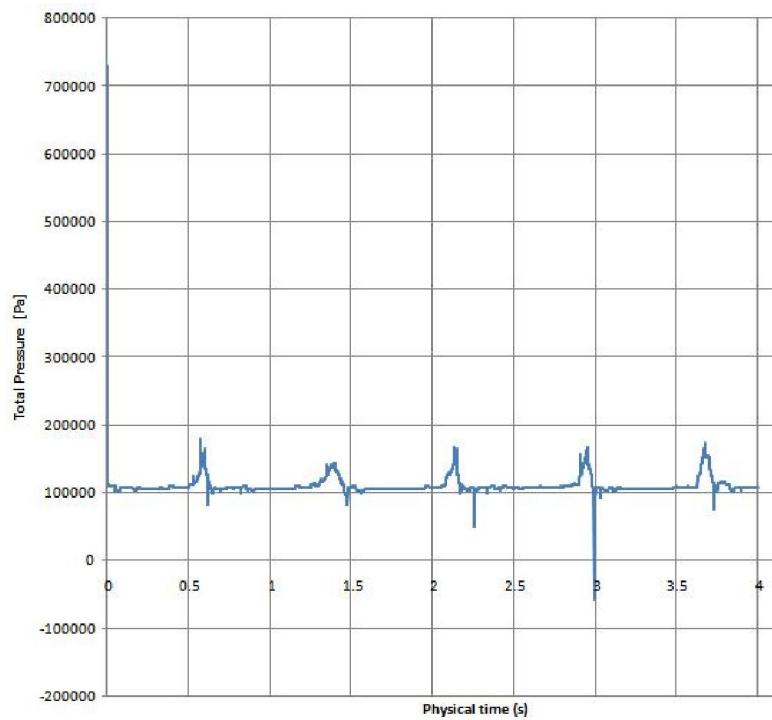
Zaslužno pulsnom protoku krvi i pritisak i sile prate pulsni profil. Profili pritisaka dobijeni dinamičkim simulacijama prikazani su na graficima 1-4, a profili sile prikazani su na graficima 5-8. Kao što možemo videti na ovim graficima, maskimalni pritisak i sila dešavaju se u momentu najveće brzine (u fazi sistole).



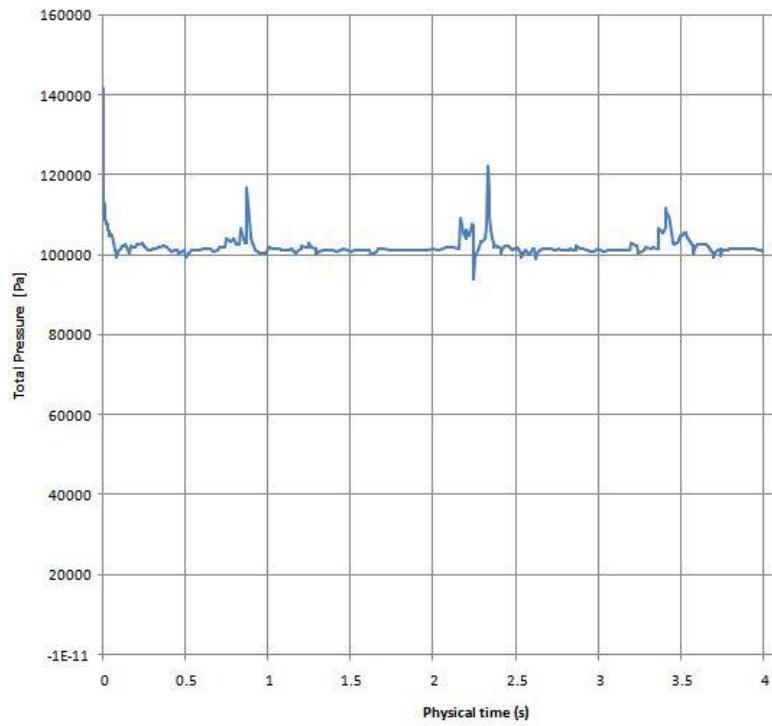
Grafik 1. Profil totalnog pritiska [Pa], Pacijent 1



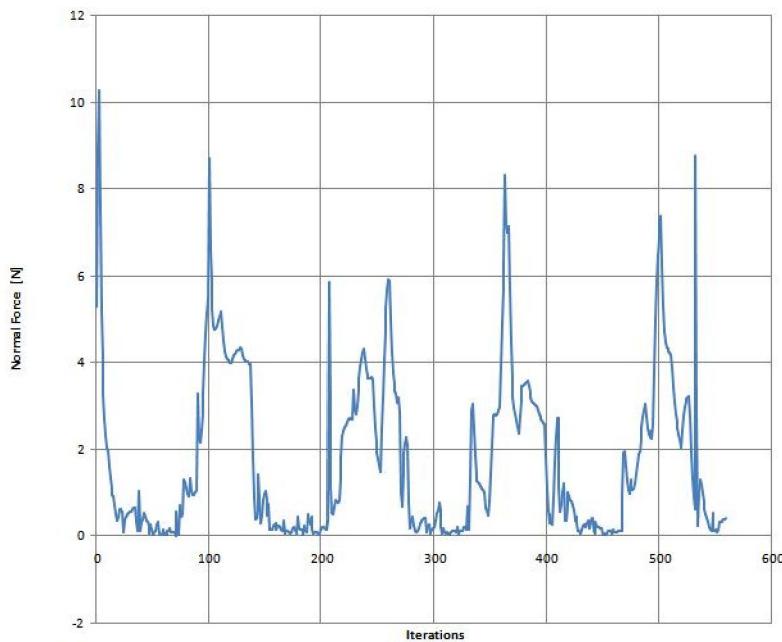
Grafik 2. Profil totalnog pritiska [Pa], Pacijent 2



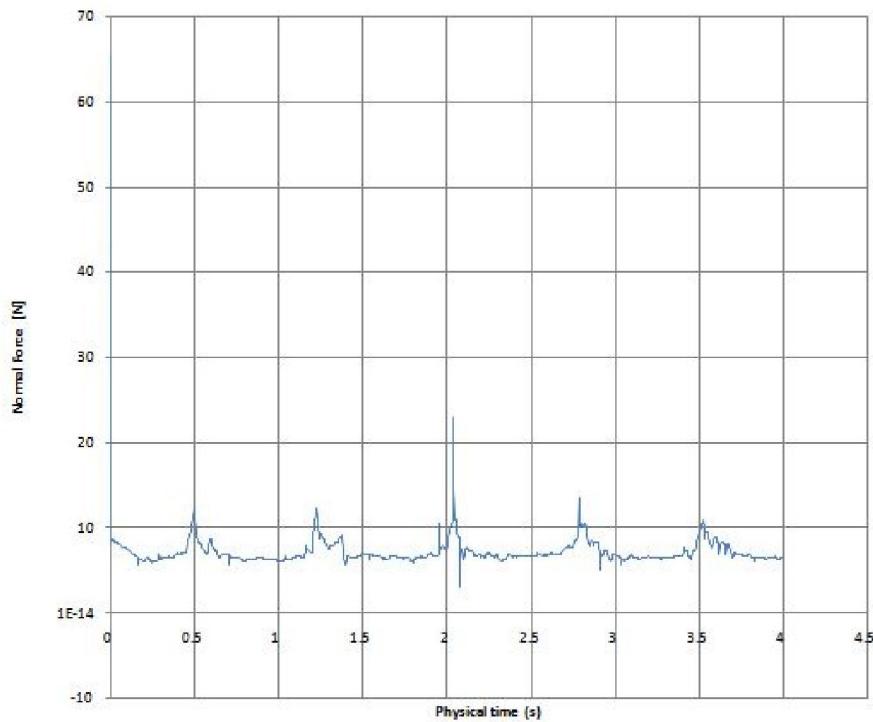
Grafik 3. Profil totalnog pritiska [Pa], Pacijent 3



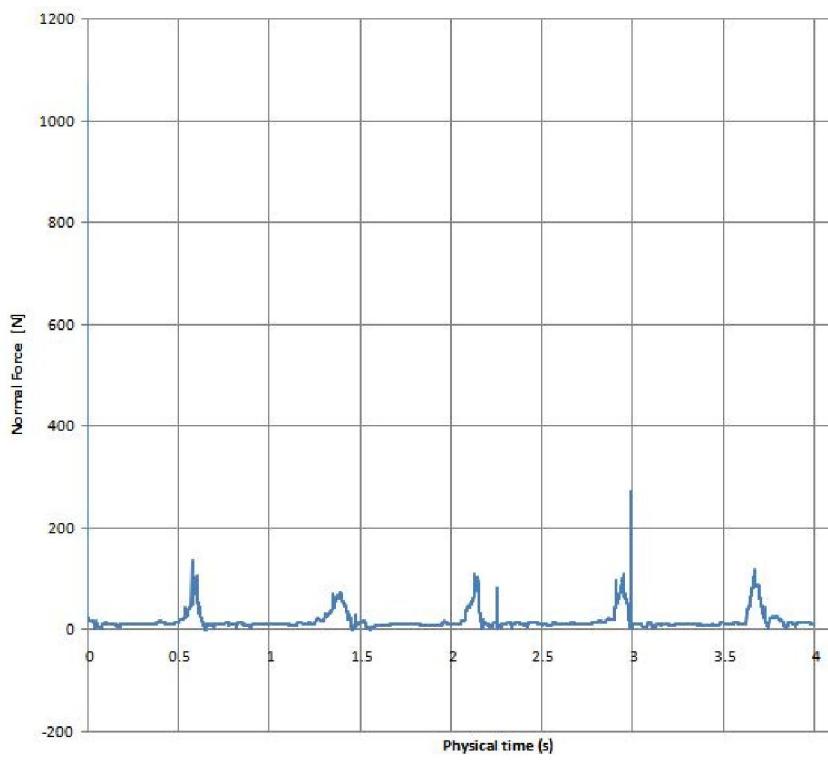
Grafik 4. Profil totalnog pritiska [Pa], Pacijent 4



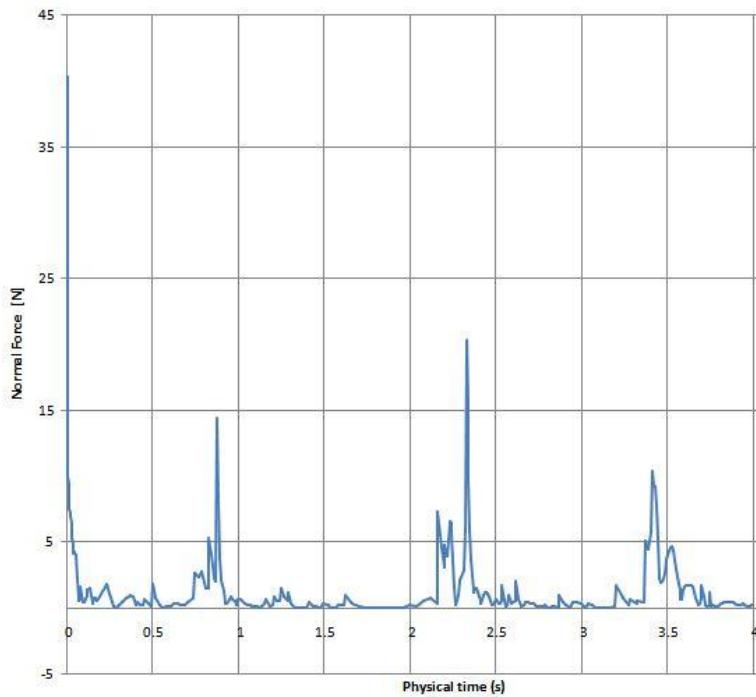
Grafik 5. Profil normalne sile [N], Pacijent 1



Grafik 6. Profil normalne sile [N], Pacijent 2

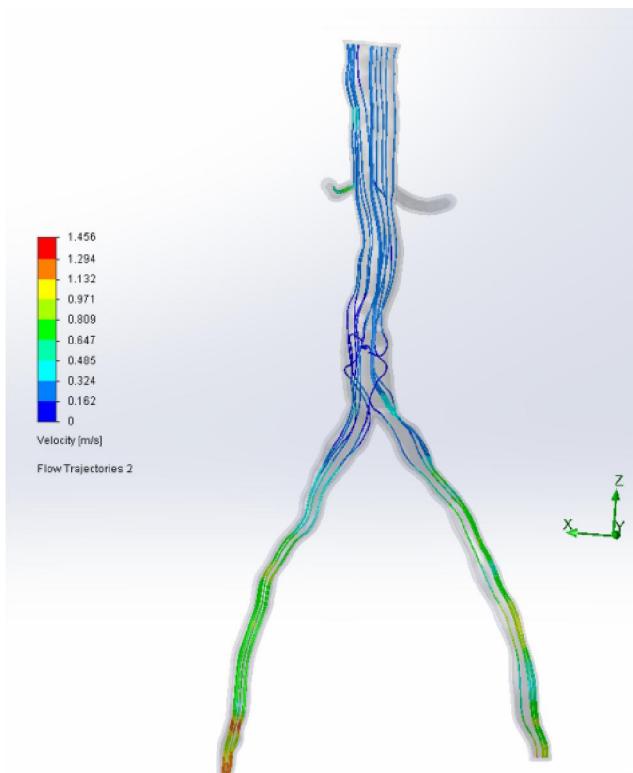


Grafik 7. Profil normalne sile [N], Pacijent 3

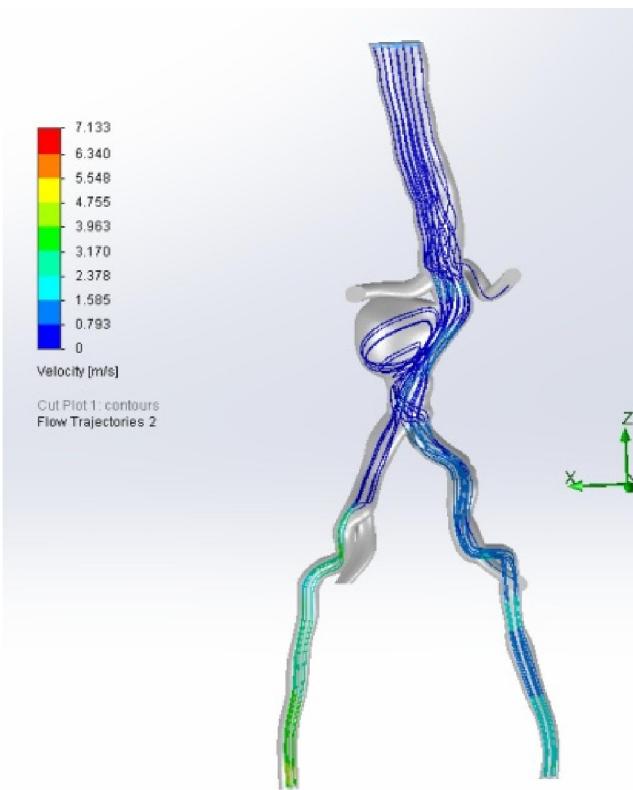


Grafik 8. Profil normalne sile [N], Pacijent 4

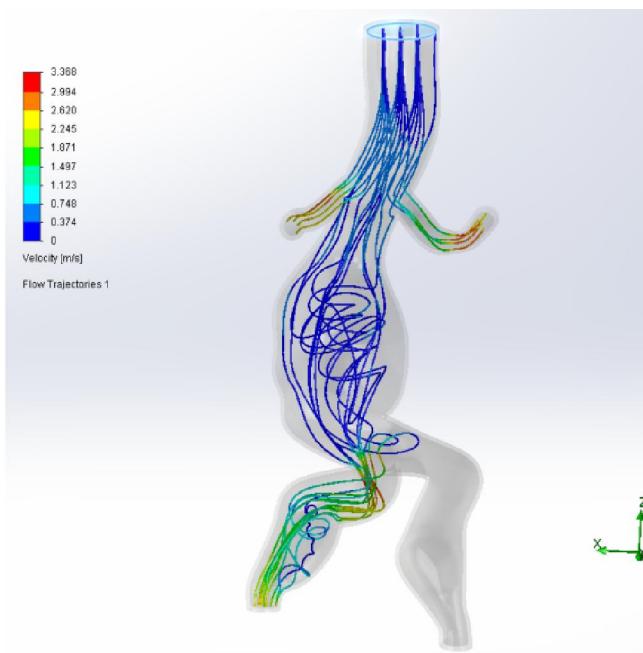
Dinamičkim simulacijama smo dobili i informacije o brzini (vidi slike 35-38) i pritisku (vidi slike 39-42). Najvažnija informacija koju smo dobili dinamčkom simulacijom je distribucija *von Misses*-ovog napona (vidi slike 43-46).



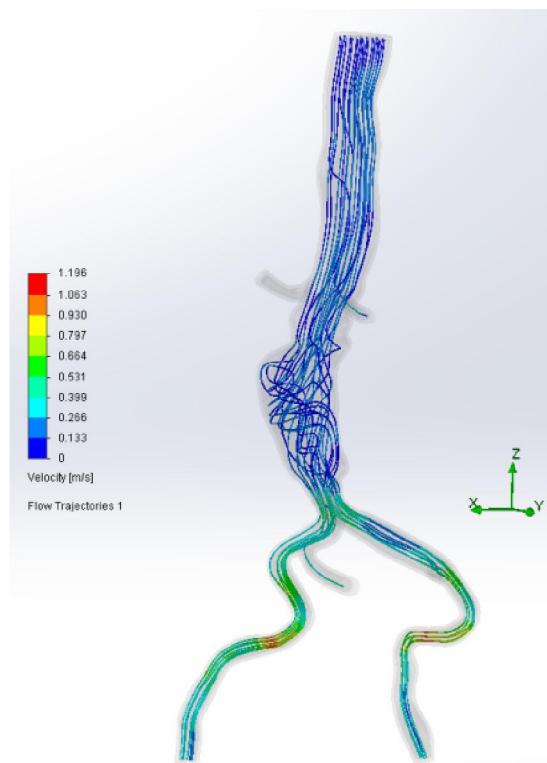
Slika 35. Trajektorije brzine [m/s], Pacijent 1



Slika 36. Trajektorije brzine [m/s], Pacijent 2



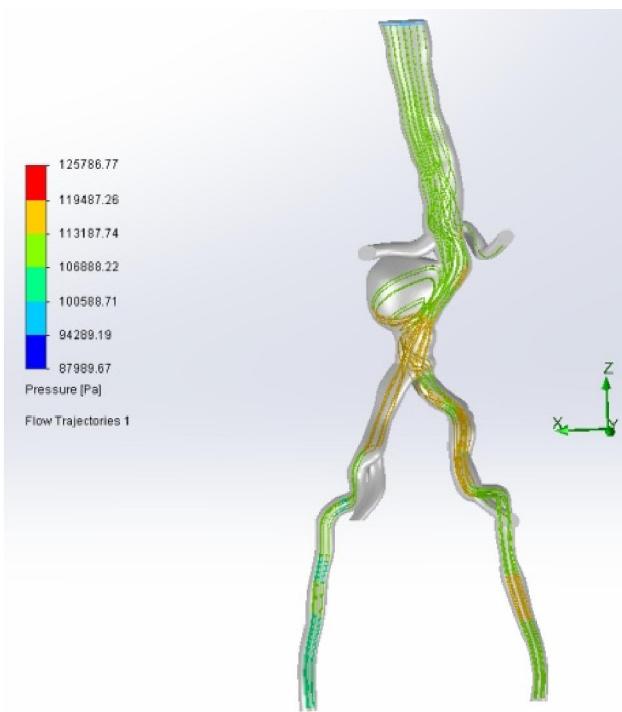
Slika 37. Trajektorije brzine [m/s], Pacijent 3



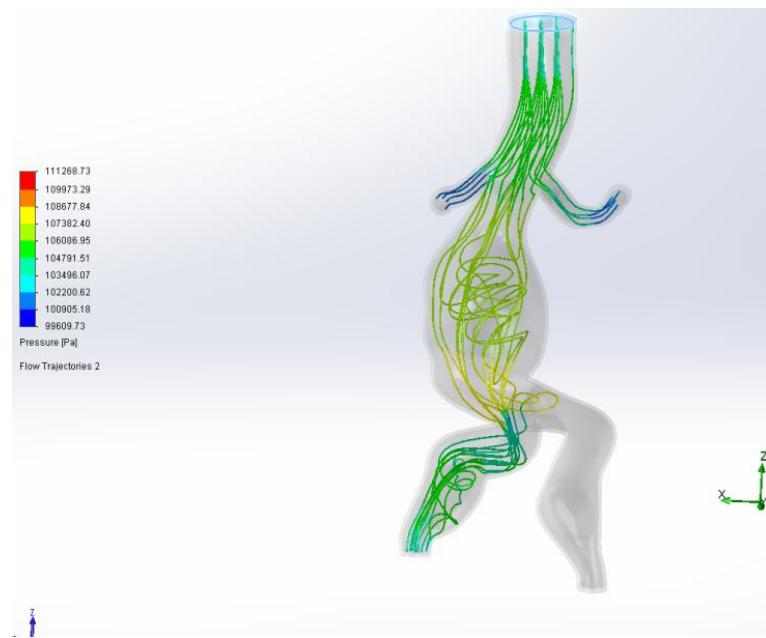
Slika 38. Trajektorije brzine [m/s], Pacijent 4



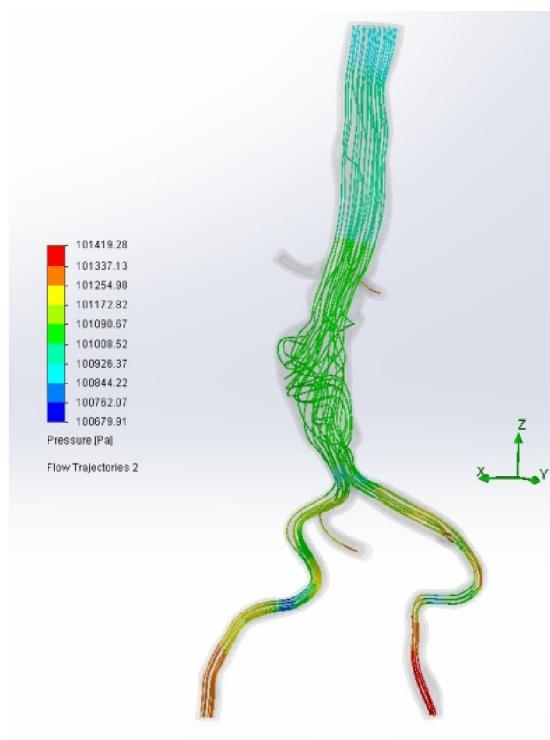
Slika 39. Trajektorije pritiska [Pa], Pacijent 1



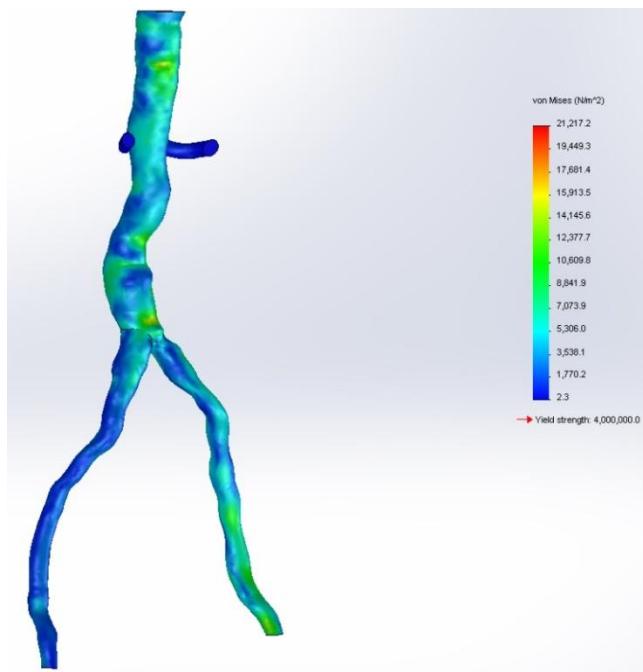
Slika 40. Trajektorije pritiska [Pa], Pacijent 2



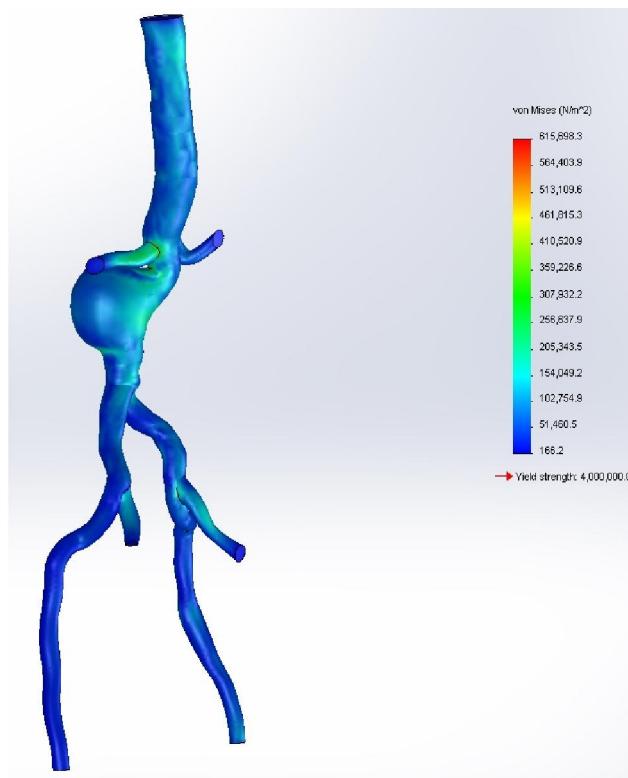
Slika 41. Trajektorije pritiska [Pa], Pacijent 3



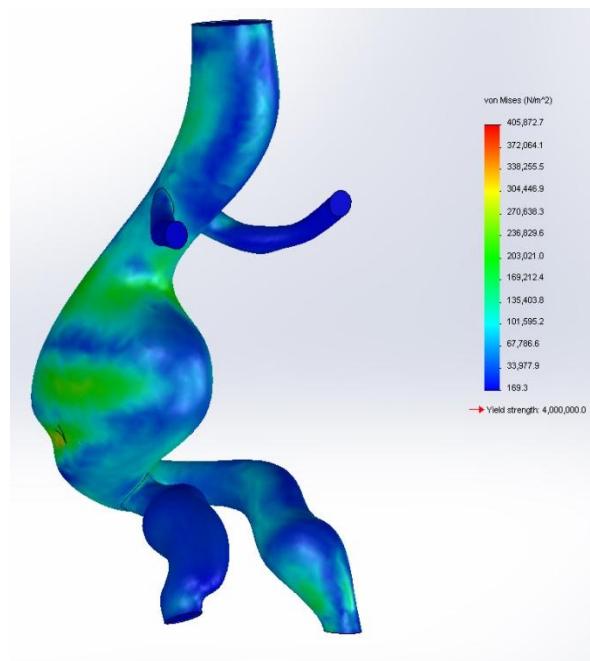
Slika 42. Trajektorije pritiska [Pa], Pacijent 4



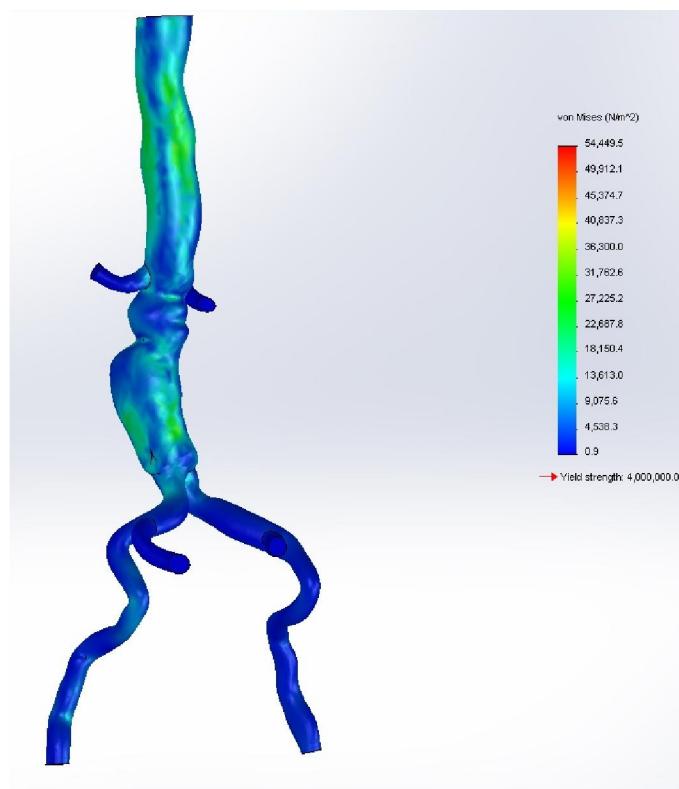
Slika 43. Distribucija *von Misses*-ovog napona
u zidu AAA, Pacijent 1



Slika 44. Distribucija *von Misses*-ovog napona
u zidu AAA, Pacijent 2



Slika 45. Distribucija *von Misses*-ovog napona
u zidu AAA, Pacijent 3



Slika 46. Distribucija *von Misses*-ovog napona
u zidu AAA, Pacijent 4

5. Diskusija

Metode koje se trenutno koriste za određivanje rizika rupture aneurizme su upotrebljive, ali se mogu poboljšati. Ovaj rad ukazuje da neinvazivna analiza na bazi stvarnog oblika AAA može biti superiornija u odnosu na kriterijum maksimalnog dijametra. Ovaj pristup se pokazao superiornijim u odnosu na tradicionalno učenje o pojednostavljenoj *La Place*-ovoj jednačini (vidi jednačinu 27), koja zajedno sa empirijskim podacima čini osnovu za kriterijum maksimalnog dijametra [18][4].

Mnogi ukazuju na zakon *La Place*-a kao terojsku osnovu za kriterijum maksimalnog dijametra za predviđanje rizika rupture. Upotreba *La Palce*-ovog zakona za predviđanje rupture AAA je pogrešna iz dva razloga. Prvo, geometrija zida AAA nije jednostavan cilindar ili sfera sa jednim radijusom ili krivinom, za koji se ovaj zakon primenjuje. Upotreboru samo maksimalnog dijametra za predviđanje napona zida AAA, ne obuhvata se doprinos kompleksnog oblika površine zida. Drugo, uzimanje u obzir samo napona zida nije dovoljno za predviđanje rupture AAA. Oštećenje zida, dešava se kada mehanički napona koji deluje na materijal premaši njegovu snagu (izdržljivost). Prema tome, što je veći napon, veća je verovatnoća da će doći od rupture. Dijametar AAA nije jedini faktor koji određuje jačinu zida ili napon zida [8].

U našoj studiji bili smo u mogućnosti da pratimo distribuciju veoma bitnih veličina kod AAA. Jedini parametar koji se može dobiti doplerskom ulatrazvučnom tehnikom je brzina, i zbog toga smo ga upotrebili radi poboljšanja našeg modela. I u stacionarnim i dinamičkim simulacijama dobili smo veoma dobre vrednosti brzine (vidi slike 19-22 i 35-38), tako da možemo reći da je naš model dobar. Pored brzine, u mogućnosti smo da nadgledamo i druge parametre kao što je pritisak, napon smicanja zida, *von Misses*-ov napon, pomeranje zida, kao i druge parametre koji se ne mogu meriti neinvazivno. Ovi parametri nam mogu dati veoma važne informacije koje možemo upotrebiti za predviđanje mogućnosti rupt ure. Ako pratimo kriterijum dat od strane *Fillinger*-a i *Raghavan*-a možemo da svrstamo aneurizme u kategorije (vidi tabelu 5). Ova kategorizacija je načinjena na osnovu analize maksimalnog napona na zid AAA za 48 pacijenata, od kojih je 10 pripadalo grupi (*rupture*) kod koje je došlo do pucanja, 8 je pripadalo grupi (*emergent symptomatic*) koja je imala simptome i bila je potreban hitna operacija, a 30 je pripadalo grupi (*elective repair*) kojoj je potreban operacija u skorijoj budućnosti (predloženo 12 nedelja od skeniranja CT-om). Rekonstruisani su trodimenzionalni kompjuterski modeli AAA na osnovu CT snimaka. Distribucija napona na zid AAA određena je pomoću metode konačnih elemenata. Hiperelastični nelinearni model korišćen je za simulaciju mehaničkih osobina zida. Utvrđeno je da najveća razlika u maksimalnom naponu na zid, dok je razlika u dijametru i krvnom pritisku znatno manja među pacijentima i zbog toga je maksimalni napon na zid korišćen kao kriterijum prilikom kategorizacije. Na osnovu ove kategorizacije lekari su u mogućnosti da pruže bolji tretman, u odnosu na kriterijum maksimalnog dijametra. Kako svaki pacijent ima različitu jačinu zida ovaj kriterijum nije 100% tačan, ali može poslužiti kao odlična vodilja za lekara.

Grupa	Maksimalan napon na zid AAA [N/m ²]
Rupture	477000±60000
Emergent symptomatic	475000±40000
Elective repair	369000±20000

Tabela 5. Kategorizacija AAA bazirana na maksimalnom naponu zida AAA

Medicinsko zbrinjavanje pacijenata sa aneurizmom može biti vođeno analizom napona zida [18]. Lekar može odabratи način tretmana (otvorena operacija ili EVAR) ili ako je neophodno da tretira pacijenta lekovima (npr. smanjenje krvnog pritiska kod pacijenata kod kojih je visok rizik od operacije). Maksimalni napon zida je rezultat interakcije između sistemskih faktora (uključujući krvni pritisak) i anatomskega faktora, kao što su dijametar i oblik. Trenutno, krvni pritisak je jedini faktor koji je pod kontrolom pacijenta i lekara. Veliki napor se ulažu kako bi bili u mogućnosti da se modifikuju i drugi biološki faktori, kao što je upotreba doksicilina radi redukcije degradacije zida aorte. Doksicilin deluje tako što redukuje ekspresiju matriks metalloproteinase.

Neinvazivan pristup geometriji površine AAA može biti korisno iz više razloga. Na primer, poznavanje prostorne varijacije krivine zida može poslužiti za identifikaciju regiona zida sa visokim naponom. Šta više, to bi omogućilo detaljnije analize geometrije AAA i određivanje lokalizovanih mehura (*bleb*) u zidu aneurizme. Distribucija maksimalnog napona zida AAA zavisi i od oblika AAA kao i od dijametra [8]. Na osnovu informacija o distribuciji napona u mogućnosti smo da predvidimo mesto rupture. Mesto maksimalnog napona nije na mestu maksimalnog dijametra AAA, kao što bi na osnovu *La Place*-ovog zakona očekivali već je češće na posterolateralnoj lokaciji gde se najveći broja rupture dešava. Ova činjenica se veoma lepo može videti na slikama 42-46 gde je data distribucija *von Misses*-ovog napona dobijena dinamičkim simulacijama.

U tabeli 6 date su vrednosti maksimalnog *von Misses*-ovog napona. Na osnovu gore datog kriterijuma, pacijente možemo svrstati u grupe. Kod drugog pacijenta zabeležena je najveća vrednost napona 615598 N/m^2 i svrstan je u kategoriju *rupture*. Kako je kod drugog pacijenta zabeležen i najveći dijametar (5,96 cm) ovaj rezultat je očekivan. Kod trećeg pacijenta zabeležena je vrednost maksimalnog napona 405873 N/m^2 i pacijent je svrstan u grupu *elective repair*. Kako su kod prvog i četvrtog pacijent zabeležene znatno manje vrednosti napona od graničnih, možemo reći da je kod njih rizik od rupture veoma mali.

Kod prvog pacijenta je na osnovu oba kriterijuma možemo zaključiti da trenutno nije potrebna operacija. Kod drugog pacijenta je zabeleženo relativno dobro slaganje kriterijuma. Na osnovu vrednosti maksimalnog napona možemo zaključiti da je pacijent u kritičnom stanju i da ako nije došlo do rupture do nje može doći svakog časa. Maksimalni dijametar nam takođe govori da je pacijentu potrebna hirurška intervencija. Kod trećeg pacijenta je zabeleženo veoma dobro slaganje dva kriterijuma. Oba kriterijuma upućuju na potrebu hirurške intervencije. Kod četvrtog pacijenta je zabeleženo dobro slaganje kriterijuma i prema njima nije trenutno potrebna hirurška intervencija.

Ako uporedimo vrednosti napona i dijametra kod pacijenta 3 i 4 videćemo da su rezultati veoma iznedjajući. Naime, vrednosti dijametra se veoma malo razlikuju (za svega 0,2 mm), a vrednosti maksimalnog napona se razlikuju za jedan red veličine (vidi tabelu 6). Ako uporedimo rekonstruisane geometrije pacijenata zapazićemo da kod trećeg pacijenta imamo znatno veće fokalno proširenje, kao i znatno veću asimetriju, što možemo smatrati glavnim uzrokom razlike

maksimalnog napona. Ova činjenica možemo zapaziti i kod prvog pacijenta kod koga su fokalno proširenje i asimetrija veoma mali, a samim tim je i vrednost maksimalnog napona mala. Kako je kod drugog pacijenta fokalno proširenje najveće tako imamo i najveću vrednost napona.

	Max. von Misses napon [N/m ²]	Maksimalan dijametar [cm]	Kategorija na osnovu maksimalnog napona	Potrebna hirurška intervencija na osnovu maksimalnog dijametra (> 5,5 cm)	Slaganje dva upotrebljena kriterijuma
Pacijent 1	21217	4,2	Mala verovatnoća rupture	Ne	Dobro
Pacijent 2	615698	5,96	Rupture	Da	Relativno
Pacijent 3	405873	5,6	Elective repair	Da	Dobro
Pacijent 4	54449	5,4	Mala verovatnoća rupture	Ne	Dobro

Tabela 6. Maksimalne vrednosti *von Misses*-ovog napona. Kategorizacija na osnovu maksimalnog napona zida i maksimalnog dijametra.

6. Zaključak

Matematičko modelovanje protoka krvi je primenjeno na realnu geometriju AAA. Podaci za rekonstrukciju geometrije pacijenta obezbeđeni su pomoću CT-a. Potrebne vrednosti brzina potrebnih za simulacije obezbeđene su pomoću Doppler US. Validnost modela je potvrđena poređenjem sa rezultatima doplerske ultrazvučne sonografije. Dobili smo dobre rezultate simulacija koji mogu da pruže korisne informacije u odabiru tretmana AAA.

Ruptura AAA je stvar smanjene jačine zida i povećanja hemodinamičkog opterećenja. Prema tome, pouzdana procena rizika rupturi treba da uzme u obzir i lokalnu distribuciju napona zida i jačinu zida. Usavršavanje kompjuterskih metoda može poslužiti za identifikaciju aneurizme visokog rizika, određivanje rizika za svakog pacijenta posebno, detaljno geometrijsko opisivanje AAA i precizno praćenje rasta aneurizme.

S ciljem da postavimo pouzdaniji indeks rupture AAA za svakog pacijenta pojedinačno, nepohodno je dalje usavršavanje tačnosti kompjuterskih modela koji se upotrebljavaju. Ovo zahteva upotrebu realnih graničnih uslova, ustanovljenih na osnovu *in vivo* posmatranja, u kompjuterskim modelima koji spajaju dinamiku fluida i čvrstog tela (zida) [2]. Uprkos ograničenjima, brz tehnološki i metodološki razvoj pružili su matematičkom modelovanju potencijal da postane vredna pomoć u određivanju rizika za pacijenta i pri donošenju odluka o terapiji, čineći je pogodnom za 21 vek.

7. Literatura:

1. M. A. Azam, S. A. A. Salam. Three Dimensional Analysis of the Blood Flow Regime within Abdominal Aortic Aneurysm. International Journal of Engineering and Technology, December 2011
2. Yannis Papaharilaou, John A. Ekaterinaris et al. Image-Based Computational Fluid Dynamics and Structural Analysis in Abdominal Aortic Aneurysm. 1st International Conference of Experiments/Process/System Modelling/Simulation/Optimization. Athens 2005
3. David A. Vorp, Jonathan P. Vande Geest. Biomechanical Determinants of Abdominal Aortic Aneurysm Rupture. ATVB in Focus Redox Mechanisms in Blood Vessels, 2005
4. Amir H. Malkawi at al. Patient-specific biomechanical profiling in abdominal aortic aneurysm development and rupture. Journal of Vascular Surgery. August, 2010
5. David A. Vorp, M. L. Raghavan and Marshall W. Webster. Mechanical wall stress in abdominal aortic aneurysm: Influence of diameter and asymmetry. Journal of Vascular Surgery. April 1998
6. Mark F. Fillinger et al. Anatomic characteristics of ruptured abdominal aortic aneurysm on conventional CT scans: Implication for rupture risk. Journal of Vascular Surgery. June, 2004
7. Stephen C. Cowin and Jay D. Humprey. Cardiovascular Soft Tissue Mechanics. Kluwer Academic Publishers, 2004
8. David A. Vorp. Biomechanics of Abdominal Aortic Aneurysm. J Biomech. 2007
9. N Sakalihasan, R Limet, O D Defawe. Abdominal Aortic Aneurysm. Seminar.Lancet 2005
10. Wikipedia.org/Abdominal_aortic_aneurysm
11. www.memorialvein.org/wp
12. Klaus-Jurgen Bathe.Computational Fluid and Solid Mechanics.Springer.2006
13. en.wikipedia.org/wiki/Navier-Stokes_equation
14. [www.CFD-online.com/wiki/Reynolds Stress model \(RSM\)](http://www.CFD-online.com/wiki/Reynolds_Stress_model_(RSM))
15. Joel H. Ferziger/ Milovan Peric. Computational Methods for Fluid Dynamics third,rev.edition. Springer.2002.
16. David Roy, Claude Kauffmann et al. A Literature Review of the Numerical Analysis of Abdominal Aortic Aneurysm Treated with Endovascular Stent Grafts. Hindawi Publishing Corporation. Computational and Mathematical Methods in Medicine. Volume 2012
17. Clement Kleinstreuer; Biofluid Dynamics - Principles and Selected Applications; Taylor & Francis Group; 2006 Boca Raton
18. Mark F. Fillinger, M. L. Raghavan et al. In vivo analysis of mechanical wall stress and abdominal aortic aneurysm rupture risk. Journal of Vascular Surgery. September, 2002.
19. C.C. Botar et al. Validation of CFD simulation results in case of portal vein blood flow, 20th European Symposium on Computer Aided Process Engineering-ESCAPE20, Elsevier, 2010
20. Vande Geest, Jonathan Pieter;Towards an improved rupture potential index for abdominal aortic aneurysm: anisotropic constitutive modeling and noninvasive wall strength estimation; Doctoral dissertation, University of Pittsburgh, 2005

21. Barry J. Doyle et al. A finite element analisys rupture index (FEARI) as an additional tool for abdominal aortic aneurysm rupture prediction; Vascular Disease Prevention, 2009

Sadržaj

1.	Uvod.....	3
2.	Medicinska osnova.....	4
2.1	Histologija Abdominalne aorte	4
	Intima	4
	Media	5
	Adventitia.....	5
2.2	Aneurizma abdominalne aorte	5
	Etilogija i faktori rizika.....	6
	Patofiziologija	7
	Prognoza	8
3.	Matematičke osnove	9
3.1	Jednačina kontinuiteta.....	9
3.2	Drugi zakon mehanike: Jednačina linearног momenta (impulsa)	10
3.3	Navier-Stokes-ove jednačine.....	12
3.4	Reynolds Stress model	13
3.5	Opšti koncept biomehanike primenjene na krvne sudove.....	13
3.6	Osnovni naponi	19
4.	Metode i rezultati	20
4.1	Akvizicija geometrije pacijenata.....	20
4.2	Rekonstrukcija 3D geometrije na osnovu 2D slika.....	20
4.3	Stvaranje mreže i diskretizacija.....	23
4.4	Simulacije u stacionarnom stanju.....	24
4.5	Dinamičke simulacije	29
5.	Diskusija	42
6.	Zaključak.....	45
7.	Literatura:.....	46

UNIVERZITET U NOVOM SADU

PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:

RBR

Identifikacioni broj:

IBR

Tip dokumentacije:

TD

Tip zapisa:

TZ

Vrsta rada:

VR

Autor:

AU

Mentor:

MN

Naslov rada:

NR

Jezik publikacije:

JP

Jezik izvoda:

JI

Zemlja publikovanja:

ZP

Uže geografsko područje:

UGP

Godina:

GO

Izdavač:

IZ

Mesto i adresa:

MA

Fizički opis rada:

FO

Naučna oblast:

NO

Naučna disciplina:

ND

Predmetna odrednica/ ključne reči:

PO

UDK

Čuva se:

ČU

Važna napomena:

VN

Izvod:

IZ

Monografska dokumentacija

Tekstualni štampani materijal

Master rad

Toth Arpad 42m/12

Dr Olivera Klisurić

Modelovanje Aneurizme Abdominalne Aorte pomoću računarske dinamike fluida

srpski (latinica)

srpski/engleski

Srbija

Vojvodina

2013

Autorski reprint

Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

Fizika

Medicinska Fizika

modelovanje Aneurizma Abdominalne Aorte, računarska dinamika fluida

Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu

nema

U radu je opisana moguća primena računarske dinamike fluida za simulaciju protoka krvi kroz aneurizmu abdominalne aorte, kao i moguća primena rezultata radi predviđanja mogućnosti rupture.

Datum prihvatanja teme od NN veća:

DP

Datum odbrane:

DO

Članovi komisije:

KO

Predsednik:

Dr Olivera Klisurić

član:

Dr Viktor Till

član:

Dr Marko Nedeljkov

UNIVERSITY OF NOVI SAD
FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

<i>Accession number:</i>	
ANO	
<i>Identification number:</i>	
INO	
<i>Document type:</i>	Monograph publication
DT	
<i>Type of record:</i>	Textual printed material
TR	
<i>Content code:</i>	Final paper
CC	
<i>Author:</i>	Toth Arpad
AU	
<i>Mentor/comentor:</i>	Dr Olivera Klisurić
MN	
<i>Title:</i>	Modelling of Abdominal Aortic Aneurysm using Computational Fluid Dynamics
TI	
<i>Language of text:</i>	Serbian (Latin)
LT	
<i>Language of abstract:</i>	English
LA	
<i>Country of publication:</i>	Serbia
CP	
<i>Locality of publication:</i>	Vojvodina
LP	
<i>Publication year:</i>	2013
PY	
<i>Publisher:</i>	Author's reprint
PU	
<i>Publication place:</i>	Faculty of Sciences , Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
PP	
Physical description:	
PD	
<i>Scientific field:</i>	Physics
SF	
<i>Scientific discipline:</i>	Medical Physics
SD	
<i>Subject/ Key words:</i>	Modelling of Abdominal Aortic Aneurysm, Computational Fluid Dynamics
SKW	
UC	
<i>Holding data:</i>	Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4
HD	
<i>Note:</i>	none
N	
<i>Abstract:</i>	This paper describes the possible use of computational fluid dynamics to simulate the blood flow through the aneurysm of the abdominal aorta and the possible application of the results to predict the possibility of rupture.
AB	
<i>Accepted by the Scientific Board:</i>	
ASB	

Defended on:

DE

Thesis defend board:

DB

President:

Olivera Klisurić Ph.D, , Faculty of Sciences, Novi Sad

Member:

dr Viktor Till , Clinical Centre of Vojvodina, Novi Sad

Member:

Marko Nedeljkov Ph.D, , Faculty of Sciences, Novi Sad