

Numerička analiza cilindrične konstrukcije izrađene od dva polimerna materijala metodom 3D ispisa

Rožić, Jurica

Undergraduate thesis / Završni rad

2019

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture / Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:278121>

Rights / Prava: [In copyright / Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-27**

Repository / Repozitorij:

[Repository of Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture University of Zagreb](#)



Sveučilište u Zagrebu
Fakultet strojarstva i brodogradnje

ZAVRŠNI RAD

Jurica Rožić

Zagreb, 2019

Sveučilište u Zagrebu
Fakultet strojarstva i brodogradnje

ZAVRŠNI RAD

Voditelj rada:
Dr. sc. Igor Karšaj, dipl. ing.

Student:
Jurica Rožić

Zagreb, 2019

Izjavljujem da sam ovaj rad napravio samostalno koristeći stečena znanja tijekom studiranja i navedenu literaturu.

Zahvaljujem se mentoru prof. dr.sc. Igoru Karšaju i dr.sc. Mariji Smoljkić na savjetima za izradu ovog rada.



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
Povjerenstvo za završne ispite studija strojarstva za smjerove:
procesno-energetski, konstrukcijski, brodostrojarški i inženjersko modeliranje i računalne simulacije

Sveučilište u Zagrebu	
Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa:	
Ur.broj:	

ZAVRŠNI ZADATAK

Student:

Jurica Rožić

Mat. br.: 0036452093

Naslov rada na
hrvatskom jeziku:

Numerička analiza cilindrične konstrukcije izrađene od dva polimerna materijala metodom 3D ispisa

Naslov rada na
engleskom jeziku:

Numerical analysis of a 3D printed cylindrical design made out of dual polymeric material

Opis zadatka:

Trodimenzijski ispis sve više ima primjenu u medicini. Jedna od primjena je izrada modela krvnih žila na osnovi CT i MRI snimki. Mehaničko ponašanje arterija, koje proizlazi iz njihove kompleksne strukture, nije moguće simulirati korištenjem jednog materijala. Kako bi se polimerni materijali mogli koristiti za simulaciju ponašanja krvnih žila potrebno je poznavati njihova mehanička svojstva. Nadalje, potrebno je kombinirati dva materijala kako bi ispisan materijal što vjernije oponašao strukturu bioloških tkiva. Ispisani materijal mora oponašati izrazito elastično ponašanje elastina te kruće kolagenskih vlakana.

U okviru ovog završnog rada potrebno je napraviti numeričku simulaciju jednoosnog vlačnog testa na cilindričnoj epruveti izrađenoj od dva polimerna materijala. Cilj je naći optimalni oblik ispisa krućeg materijala koji će opisati fiziološko ponašanje kolagenskih vlakana.

Dodatne informacije i nacrti dostupni su prema potrebi.

U radu treba navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć

Zadatak zadan:

29. studenog 2018.

Rok predaje rada:

- 1. rok:** 22. veljače 2019.
- 2. rok (izvanredni):** 28. lipnja 2019.
- 3. rok:** 20. rujna 2019.

Predviđeni datumi obrane:

- 1. rok:** 25.2. - 1.3. 2019.
- 2. rok (izvanredni):** 2.7. 2019.
- 3. rok:** 23.9. - 27.9. 2019.

Zadatak zadao:

Izv.prof. dr. sc. Igor Karšaj

Predsjednik Povjerenstva:

Prof. dr. sc. Igor Balen

Sadržaj

Sadržaj	I
Sažetak	II
Sadržaj po poglavljima	III
Popis slika	IV
Popis tablica	IV
Popis oznaka	V
1 Uvod	1
1.1 Cilj rada	1
1.2 Svojstva i građa zajedničke karotidne arterije glave	1
1.2.1 Građa arterija	1
1.2.2 Mehanička svojstva arterije	2
1.3 Zadana geometrija	4
1.4 Rubni uvjeti i opterećenje	5
1.5 Materijali	5
1.6 Simulacije i eksperimenti prijašnjeg rada	6
2 Metodologija	7
2.1 Korišteni programski paketi	7
2.2 Dvije metode	7
2.3 Metoda <i>Modeliranje sklopa</i>	7
2.4 Metoda <i>Modeliranje particija</i>	13
2.5 Usporedba metoda	15
3 Rezultati	16
3.1 Rezultati	17
3.2 Konvergencija mreže	18
3.3 Referentna mreža	19
3.4 Deformacije i njihov utjecaj na rezultate	19
4 Rasprava i ideje	22
Zaključak	24
Literatura	26

Sažetak

Ovaj rad dio je projekta Fakulteta Strojarsstva i Brodogradnje. Projekt teži pronaći geometrijske i materijalne parametre s kojima će se moći napraviti uzorak umjetnog tkiva čije će mehaničko ponašanje aproksimirati ponašanje ljudske zajedničke karotidne arterije. Uzorak umjetnog tkiva se radi višekomponentnim 3D ispisom.

Aditivna tehnologija, specifično tehnologija 3D ispisa, već se upotrebljava u medicini za ispis proteza i kostiju [1], i trenutno se radi na razvoju bio kompatibilnih polimera za nadomještanje i drugih tipova tkiva.

Zajednička karotidna arterija ima veoma kompliciranu strukturu. Modeliranje i 3D ispisivanje takve strukture bi bilo prezahtjevno, ako ne i neizvedivo sa dostupnim tehnologijama. Umjesto direktnog modeliranja stvarne strukture arterije, projekt ispituje ponašanje različitih pojednostavljenih geometrijskih modela.

Glavna prepreka repliciranju mehaničkog odziva sa pojednostavljenom geometrijom jest heterogena i anizotropna priroda arterija: tkivo ima nelinearni, očvršćujući odziv na opterećenje. Takav odziv se ne može jednostavno nadomjestiti postojećim tehničkim materijalima. Umjesto toga, pokušava se postići sa raznim geometrijskim varijacijama modela sastavljenog od dva različita materijala.

Krući materijal (*u daljnjem tekstu: vlakna*) ima svrhu nositi većinu opterećenja i svojim oblikom ostvariti očvršćujući odziv. Podatljiviji materijal (*u daljnjem tekstu: matrica*) ima svrhu, među ostalim, zapuniti praznine između vlakana kako bi konačni model bio pravilni šuplji cilindar.

Cilj ovog rada je ispitati da li je sa jednim od tih pojednostavljenih modela (*u daljnjem tekstu: zadana geometrija*) moguće postići ponašanje umjetnog tkiva kojem projekt teži. Vlakna zadane geometrije su 2 suprotno orijentirana niza nakošenih ovalnih toroida. Pojedina vlakna nisu u međusobnom dodiru i spaja ih samo matrica.

U radu su opisani građa arterije, uvjeti izvršavanja simulacija (rubni uvjeti, simetrija, opterećenje), korišteni materijalni modeli. Razvijene su dvije metode numeričkog rješavanja zadanog problema. Opisan je proces razvoja metoda, problemi kod primjene i rješenja tih problema. Metode su uspoređene i prikladnija je odabrana za detaljnu analizu problema.

Detaljna analiza problema uključuje simulaciju sa vrlo gustom mrežom konačnih elemenata, provjeru konvergencije mreže i provjeru ispravnosti odabira vanjskih dimenzija modela. Opisan je način mjerenja (odnosno računanja) cirkularnog istežanja.

Također je napravljeno nekoliko dodatnih simulacija u svrhu testiranja zadane geometrije bez da je ona ograničena sa trenutno dostupnim materijalima za 3D ispis.

Sadržaj po poglavljima

Poglavlje 1: Uvod opisuje cilj rada, zadanu geometriju i dostupne materijale, te sumira što se postiglo u prijašnjim radovima povezanim sa projektom.

Poglavlje 2: Metodologija prikazuje, objašnjava i uspoređuje dvije metode numeričkog rješavanja zadanog problema. Opisuje proces izrade rada, nastale probleme i njihova rješenja. Uz to, govori i o tehničkoj strani izrade rada: korištenim programskim paketima i potrebnim računalnim resursima.

Poglavlje 3: Rezultati izlaže rezultate simulacije i detaljnu analizu rezultata.

Poglavlje 4: Rasprava i ideje uključuje raspravu o trenutnim limitacijama projekta i izlaganje dodatnih isprobanih ideja koje prethodno u radu nisu spomenute.

Popis slika

Slika 1.1 - Građa stjenke mišićne arterije [7]	1
Slika 1.2 - Rezultati mjerenja mehaničkih svojstava zajedničke karotidne arterije [8]	3
Slika 1.3 - Odziv arterije Donora VIII	3
Slika 1.4 - Zadana geometrija.....	4
Slika 1.5 - Rubni uvjeti i opterećenje	5
Slika 2.1 - Parametri kontakta za metodu <i>Modeliranje sklopa</i>	8
Slika 2.2 - Prikaz Verzija 1 i 2	9
Slika 2.3 - Prikaz Verzija 3, 4 i 5	11
Slika 2.4 - Najrjeđa tetraedarska i heksaedarska mreža	12
Slika 2.5 - Rezultati metode Modeliranje sklopa	12
Slika 2.6 - <i>Import</i> parametri za metodu <i>Modeliranje particija</i>	14
Slika 2.7 - Rezultati metode modeliranja particija	14
Slika 2.8 - Usporedba rezultata dvije metode numeričkog rješavanja zadanog problema.....	15
Slika 3.1 - 3D model za detaljnu numeričku analizu	16
Slika 3.2 - Prikaz tri korištene mreže konačnih elemenata	17
Slika 3.3 - Rezultati simulacije zadane geometrije	18
Slika 3.4 - Graf konvergencije mreže zadane geometrije	18
Slika 3.5 - Prikaz 4 stadija cirkularnog istezanja modela, koncentrično posloženi	19
Slika 3.6 - Prikaz deformiranja mreže kroz 4 stadija opterećenja.....	20
Slika 3.7 - Rezultati provjere utjecaja deformacija	21
Slika 3.8 - Rezultati provjere utjecaja deformacija - normalizirano	21
Slika 4.1 - Rezultati simulacija sa raznim kombinacijama materijala	23
Slika 4.2 - Rezultati simulacija sa raznim kombinacijama materijala - normalizirano.....	23

Popis tablica

Tablica 1.1 - Dostupni materijali.....	6
--	---

Popis oznaka

$\mathbf{C}$		Desni Green-Cauchy tenzor
C_{10}		Konstanta Neo-Hooke materijalnog modela
$\mathbf{F}$		Gradijent deformiranja
I_1		Prva invarijanta desnog Green-Cauchy tenzora
r	mm	Srednji polumjer stijenke modela
r_0	mm	Početni srednji polumjer stijenke modela
W		Energija deformiranja
λ_θ		Cirkularno istezanje
ϵ_{ij}		Tenzor deformacije
σ_{ij}		Tenzora naprezanja

1 Uvod

1.1 Cilj rada

Primarni cilj rada je simulacijom ispitati da li se sa zadanom geometrijom može postići odziv na zadano opterećenje kvalitativno sličan odzivu tkiva karotidne arterije. Specifično, traži se očvršćujući odziv cirkularnog istezanja prilikom rasta unutarnjeg tlaka dok su rubovi modela na presjecima uklješteni.

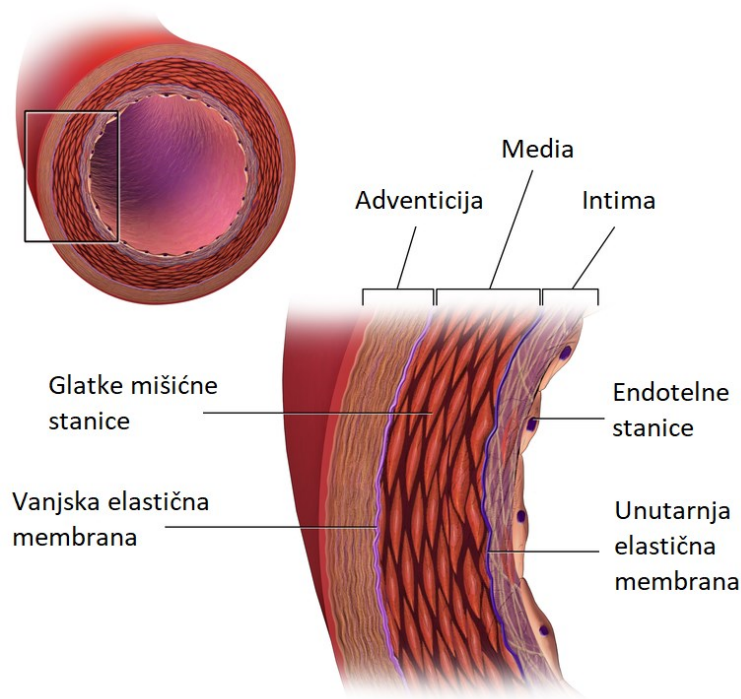
Ako se simulacijom pokaže da zadana geometrija može rezultirati zadovoljavajućim tipom odziva, sekundarni cilj je prilagoditi dimenzije uspješno testirane geometrije modela tako da simulacija odziva i kvantitativno odgovara ponašanju arterije.

Nakon povoljnih rezultata simulacija, na Zavodu za prerađu drva i polimera bi se 3D isprintao uzorak koji bi se na TU Graz laboratorijski ispitao kako bi se validirali rezultate simulacije.

1.2 Svojstva i građa zajedničke karotidne arterije glave

1.2.1 Građa arterija

Općenito, arterije su krvne žile koje odvođe krv od srca prema ostatku tijela. Dije se na elastične i mišićne. Zajednička karotidna arterija glave spada u mišićne i njena građa je prikazana na slici 1.1.



Slika 1.1 - Građa stjenke mišićne arterije [7]

Unutarnji sloj, *Intima*, sastoji se od endotelnog i podendotelnog sloja. On je u direktnom kontaktu sa krvi. Endotelni sloj su endotelne stanice koje izlučuju supstance za širenje ili stezanje arterije, ovisno o naprezanjima koja te endotelne stanice trpe od tlaka, protoka itd. [2]. Podendotelni sloj je sloj vezivnog tkiva koji veže endotelne stanice sa unutarnjom elastičnom membranom, i sadrži nešto kolagena i elastina [2,3].

Kolagen je protein koje se u tijelu pojavljuje u raznim oblicima kao glavni nositelj opterećenja. Njegova svojstva veoma variraju, ovisno o stupnju mineralizacije [4]. Od kolagena su djelomično napravljeni, među ostalim; žile, tetive, ligamenti, kosti, nokti, hrskavice itd.

Elastin je veoma elastični protein koji tijelo koristi za građu tkiva koje treba nositi opterećenje, i gdje je potrebno spremiti i vratiti energiju elastičnog deformiranja [5].

Srednji sloj, *Media*, većinom se sastoji od glatkih mišićnih stanica, a sadrži i kolagen i elastin (za elastični tip arterija većina građe bila bi elastin) [6]. Smjer kontrakcije mišićnih stanica orijentiran je u cirkularnom smjeru, omogućavajući time da se arterija po potrebi suzi ili proširi [2].

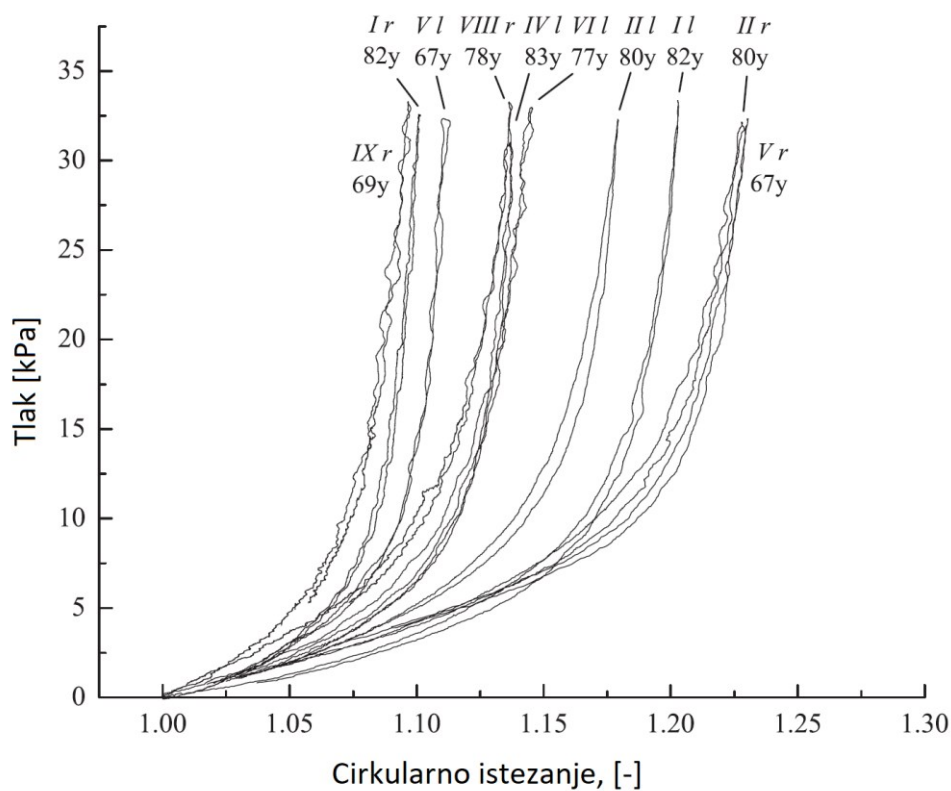
Vanjski sloj, *Adventicija*, sastavljen je od fibroblasta, fibrocita i kolagena.

Od svih spomenutih tkiva, za mehanička svojstva su bitni kolagen i elastin [2]. Građa arterije je prekompleksna da se pokuša replicirati 3D ispisivanjem, ono što se pokušava replicirati je samo ponašanje arterije.

1.2.2 Mehanička svojstva arterije

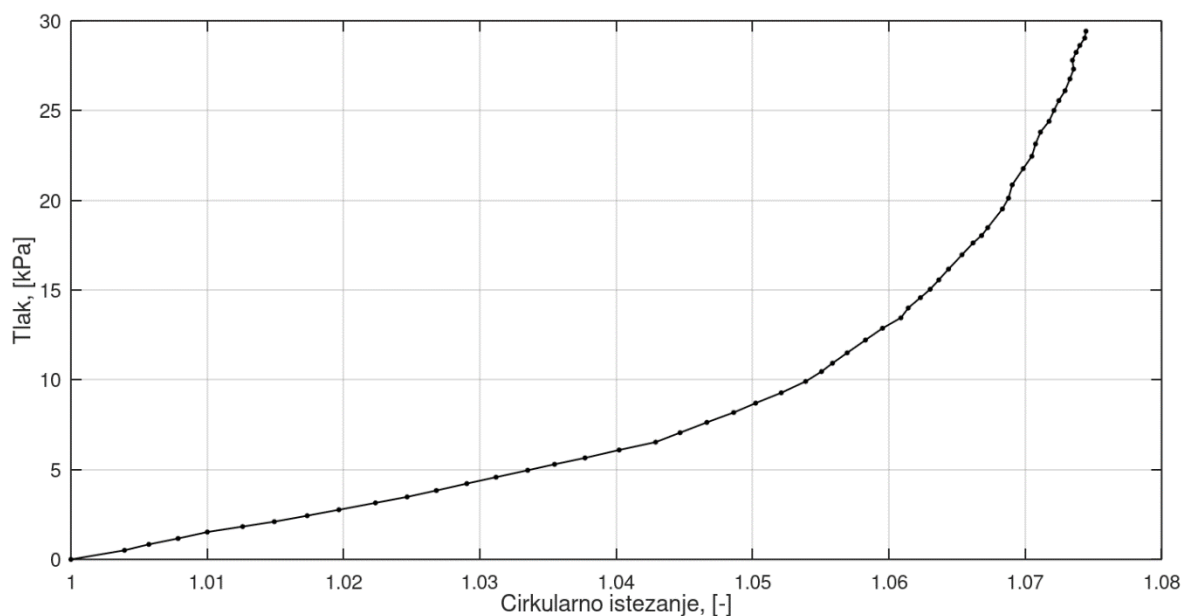
Odziv arterije na zadano opterećenje ispitan je u članku [8] objavljenom 2009 godine.

Slika 1.2 je preuzeta iz tog članka i prikazuje rezultate ispitivanja karotidnih arterija nekoliko donora. Rimski broj uz krivulju predstavlja redni broj donora, oznake l i r da li se radi o lijevoj ili desnoj zajedničkoj karotidnoj arteriji, a oznake sa arapskim brojevima starost donora.



Slika 1.2 - Rezultati mjerenja mehaničkih svojstava zajedničke karotidne arterije [8]

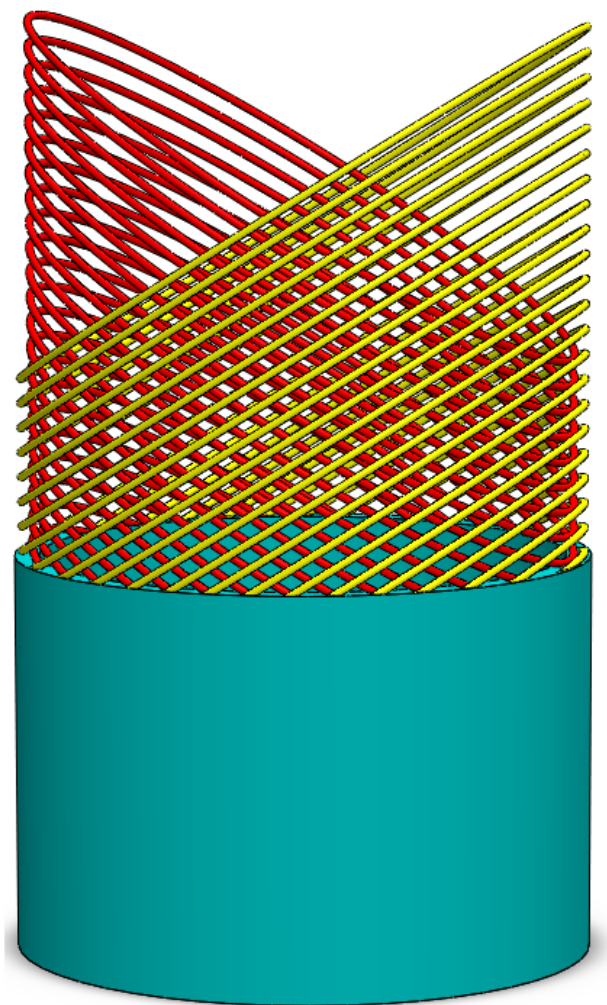
Za referentne podatke odabran je Donor VIII jer je on već korišten u prijašnjem radu [9]. Donor VIII bio je 78 godišnji muškarac koji je preminuo od moždanog infarkta.



Slika 1.3 - Odziv arterije Donora VIII

1.3 Zadana geometrija

Zadana geometrija vlakana se sastoji od 2 niza odvojenih ovalnih toroida, nagnutih u odnosu na ravninu presjeka, i međusobno suprotno orijentiranih. Matrica popunjava sav prostor oko njih tako da konačni oblik bude pravilan šuplji cilindar. Gornji dio **slike 1.4** prikazuje sama vlakna bez matrice, zbog bolje vizualizacije. Vlakna nisu međusobno u dodiru te ih samo matrica drži u njihovom međusobnom položaju.



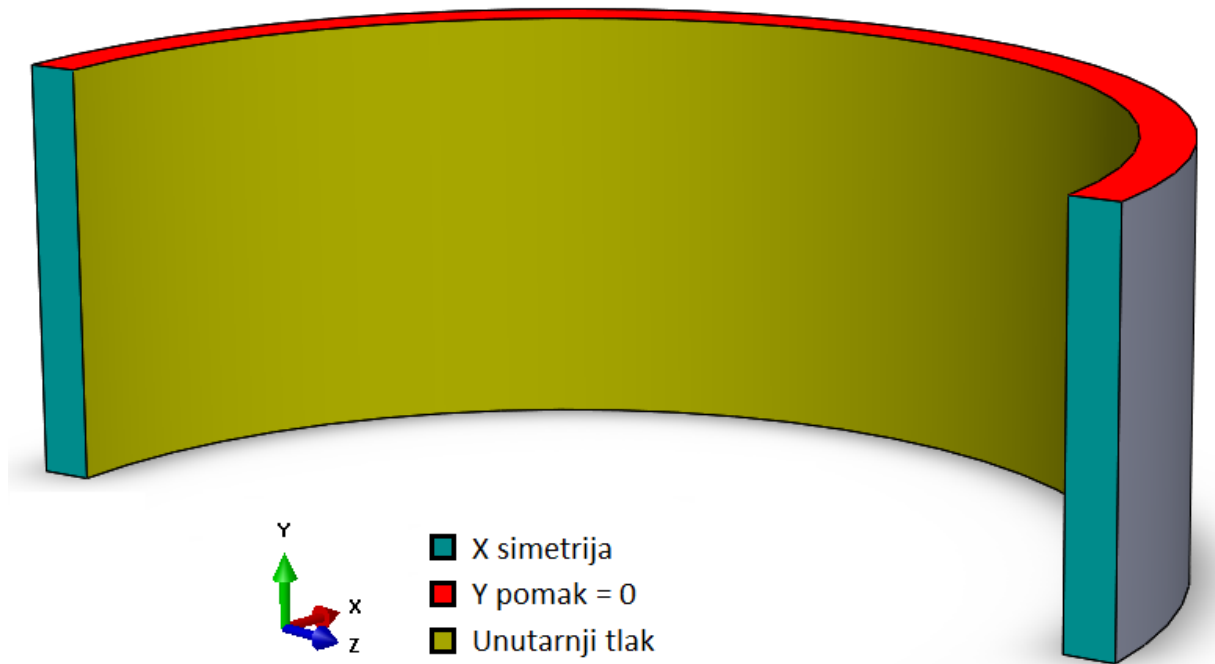
Slika 1.4 - Zadana geometrija

Potencijalni problem sa zadanom geometrijom su razlike po raznim uzdužnim presjecima cilindra. Naime, na jednom specifičnom uzdužnom presjeku su osi svih toroida okomite na ravninu presjeka, dok su u drugoj krajnosti sve pod najvećim kutom (zatvaraju 32° sa normalom ravnine presjeka).

Moguća alternativa je ispitivanje ekvivalentne geometrije s tri niza ovalnih toroida, gdje je svaki zarotiran za 120° oko aksijalne osi cilindra, umjesto za 180° kao na **slici 1.4**. Takva geometrija bi puno bolje uprosječila kutove osi toroida na raznim uzdužnim presjecima cilindra.

1.4 Rubni uvjeti i opterećenje

Testiranje arterije donora se vršilo tako da su se krajevi fiksirali dok se unutar arterije povećavao tlak. Analogno tome, površinama koje predstavljaju početak i kraj šupljeg cilindra je definirano da se ne mogu micati u Y smjeru, a kao opterećenje je na unutarnjoj stijenci definiran pozitivan tlak. Geometrija modela je simetrična oko YZ ravnine (X simetrija prema **slici 1.5**).



Slika 1.5 - Rubni uvjeti i opterećenje

1.5 Materijali

Dostupna su 4 3D-ispisiva materijala. U Abaqusu su prema uputama modelirani kao nestlačivi hiperelastični materijali, specifično kao Neo-Hook materijali.

Prema [10], hiperelastični materijal (ili Greenov elastični materijal) je materijal za koji vrijedi izraz:

$$\sigma_{ij} = \frac{\partial W}{\partial \epsilon_{ij}}, \quad (1.1)$$

gdje je W funkcija deformacije, σ_{ij} tenzor naprezanja, a ϵ_{ij} tenzor deformacija.

Hiperelastični materijalni model koristi se za modeliranje ponašanja velikih deformacija, najčešće za ponašanje gumenih i polimernih materijala.

Neo-Hook materijalni model pripada hiperelastičnim materijalnim modelima, a funkcija energije deformiranja za nestlačivi slučaj je, prema [10] i [11], definirana kao:

$$W = C_{10}(I_1 - 3), \quad (1.2)$$

gdje je C_{10} konstanta materijala, I_1 prva invarijanta desnog Cauchy-Green tenzora deformacija C koji je definiran kao [13]:

$$C = F^T F, \quad (1.3)$$

gdje je F gradijent deformiranja.

Svojstva dostupnih materijala:

Tablica 1.1 - Dostupni materijali

Materijal:	C_{10}:
TangoBlackPlus	0,1 MPa
Shore60	0,35 MPa
Shore95	0,8 MPa
Grey60	31 MPa

**TangoBlackPlus se u daljnjem tekstu označava kraticom „TBP“.*

1.6 Simulacije i eksperimenti prijašnjeg rada

U [8] su izvršene simulacije i stvarni eksperimenti na nekoliko različitih geometrija modela. Jedini povoljni rezultati simulacija su postignuti na modelima koje je preteško 3D ispisati i očistiti od viška materijala ili koje uopće nije moguće ispisati.

Ti povoljni rezultati dobiveni su od nekih modela bez prisustva matrice. Drugim riječima očvršćujuće ponašanje samih vlakana je već postignuto, no sama vlakna se ne mogu ispitati na unutarnji tlak u stvarnom eksperimentu, niti se mogu koristiti kao funkcionalno tkivo. Dakle sama vlakna jedino teoretski daju dobar odziv. Prisustvo matrice kod svih tih modela je imalo dovoljno mehaničkog utjecaja na vlakna da se očvršćujuće ponašanje izgubi. Bilo je i pokušaja da matrica ne transformira cijeli model u šuplji cilindar, već da samo postoji kao tanki sloj sa unutarnje strane vlakana radi prijenosa tlaka na vlakna, no tu su se kod 3D ispisa pojavili problemi mehaničke prirode i takav model nije uspješno ispisan/testiran. Donesen zaključak da se uz upotrebu sadašnje tehnologije model mora oblikovati tako da sa matricom formira pravilni šuplji cilindar bez šupljina ili drugih nepravilnosti.

2 Metodologija

Poglavlje Metodologija izlaže proces pronalaženja ispravne metode za numeričko rješavanje zadanog problema. Poglavlje daje uvid u sve značajne probleme koji su se pojavili kod izrade rada kao i rješenja istih, te mnoge tehničke detalje. Radi pojednostavljenja, razne geometrije i metode su podijeljene u grupe koje su nazvane Varijacije.

2.1 Korišteni programski paketi

Kodiranje grafova napravljeno je u GNU Octave, a uređivanje slika u „paint.net“.

Modeliranje 3D tijela je napravljeno u SOLIDWORKS (Dassault Systèmes, Francuska) te je spremljeno u „STEP AP214“ formatu.

Simulacije su rađene u Abaqus (Dassault Systèmes, Francuska).

2.2 Dvije metode

Rješavanje numeričkog problema je napravljeno na 2 različita načina.

Prva metoda, *Modeliranje sklopa*, zasnovana je na ideji modeliranja vlakana i matrice kao odvojenih tijela, te modeliranja kontakta između njih. Kao što će biti demonstrirano u **potpoglavlju 2.3**, ta metoda se pokazala kao izrazito problematična iz više razloga. Nakon mnogo setova parametara s kojima Abaqus ili nije uopće mogao započeti simulaciju, ili bi mu ponestalo računalnih resursa, prvi rezultati su bili previše ograničeni. Stigli su samo do opterećenja od 7,5 kPa (trebalo bi se izračunati do 30-ak kPa).

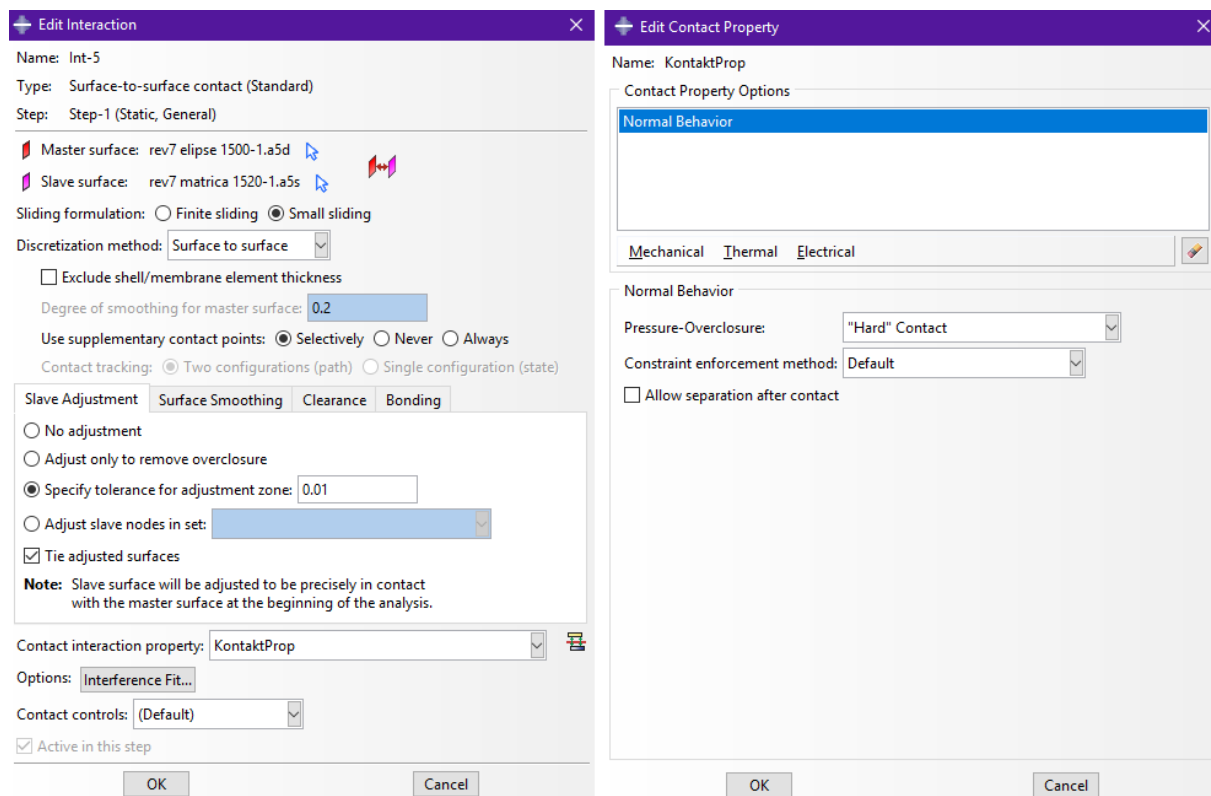
Druga metoda, *Modeliranje particija*, dijeli jedno tijelo (jedan *part*) na više particija (svako vlakno je jedna particija, isto kao i matrica), dodjeljuje odgovarajuća materijalna svojstva svakoj particiji zasebno, te koristi zajedničke čvorove za izgradnju mreža dviju particija u dodiru.

2.3 Metoda *Modeliranje sklopa*

Model se razvija kao *multi-body part* u SOLIDWORKS-u, te se vlakna spremaju u STEP formatu kao jedan dio (kao jedan *part* koji se u slučaju vlakana sastoji od više odvojenih tijela), a matrica kao drugi. U Abaqus-u se unos modela vrši sa *import part*, za vlakna i matricu odvojeno, nakon čega se za sve površine koje trebaju biti u dodiru definira kontakt.

Definiranje parova kontakata

Kontakti su definirani tako da su sve relevantne površine spremljene kao setovi površina (*Abaqus*→*Tools*→*Set*→*Create*→*Geometry*) koji su kasnije upareni u definiranju odnosa (*Create Interaction*, *Master surface* i *Slave surface*, **slika 2.1**).



Slika 2.1 - Parametri kontakta za metodu *Modeliranje sklopa*

Na jednostavnijim geometrijama se može koristiti i automatsko otkrivanje kontakata (*find contact pairs*), ali kod kompleksnijih modela broj površina raste, te korištenje tog alata postaje vrlo nepregledno i pogodno za ljudsku grešku.

Pojednostavljena geometrija (Verzija 1)

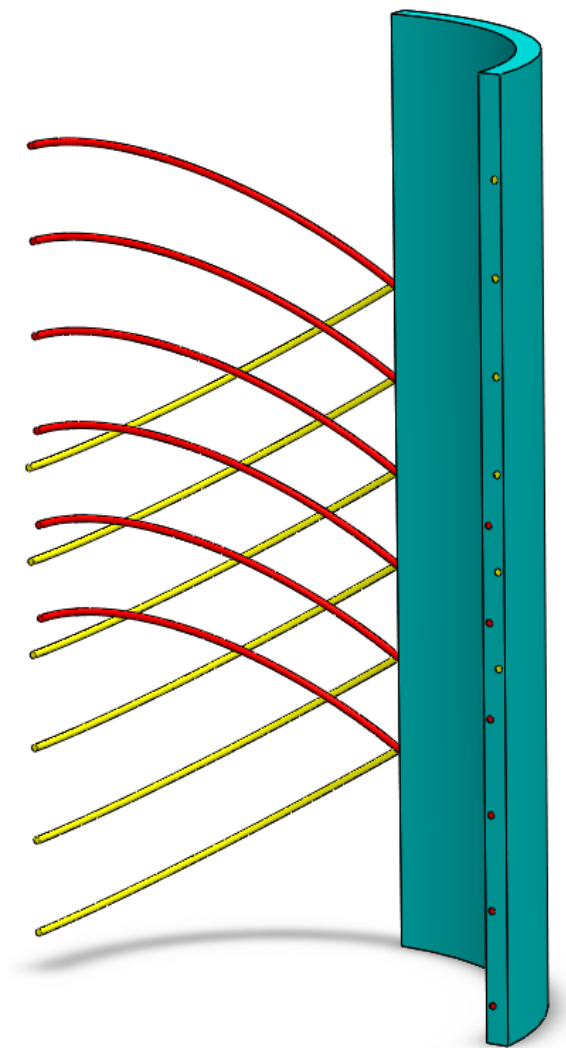
Ispočetka je korišten dosta pojednostavljeni 3D model da se umanje potrebni računalni resursi (**slika 2.2**). Korišteni su heksaedarski elementi vlakana i tetraedarski elementi matrice.

Abaqus prije same simulacije mora upariti master i slave površine za sve kontakte, što se radi prilagođavanjem slave površine tako da prijanja uz master površinu. Radi prilagođavanja površina su se javljali problemi predistordiranih konačnih elemenata („*The volume of # elements is zero, small, or negative*“, u daljnjem tekstu *ZSN error*).

Napravljeno je mnogo različitih pokušaja suzbijanja tog *error*-a variranjem ulaznih parametara i dimenzija konačnih elemenata. To variranje je vremenski veoma zahtjevno: predistordirani

elementi se očituju tek nakon što *input file analysis* spoji slave i master površine, što već sa umjerenom količinom konačnih elemenata lako traje sat vremena.

Niti jedan pokušaj sa donekle razumnom količinom konačnih elemenata (manjom od 2 milijuna) nije bio uspješan.



Slika 2.2 - Prikaz Verzija 1 i 2

Zračnost između vlakana i matrice na pojednostavljenoj geometriji (Verzija 2)

Ideja korištenja zračnosti je da će se time promijeniti kako Abaqus distordira elemente kod namještanja *Slave* površine na *Master* površinu za kontakt. Kod izrade mreže elemenata, zakrivljene površine se samo aproksimiraju konačnim elementima. Do sada su se na dodirima površina neki elementi mreža preklapali, dok je između drugih postojala zračnost. Za sve elemente koji su se preklapali, Abaqus im kod namještanja površina mora pomicati čvorove prema njihovoj unutrašnjosti što može rezultirati premalim, nultim ili negativnim volumenom elementa (odnosno *ZSN error*). „Umjetnim“ dodavanjem zračnosti se smanjuje broj elemenata

kojima Abaqus mora pomicati čvorove prema unutrašnjosti elementa, čime se smanjuje broj elemenata koji potencijalno mogu prouzročiti *ZSN error*.

Isprobane su vrijednosti zračnosti od 0.25, 0.5, 0.75, 1, 1.5 i 2.5 μm sa raznim postavkama na geometriji sa **slike 2.2**. Za promjer vlakana 150 μm najbolje se pokazala zračnost od 1 μm .

Modeliranjem zračnosti od 1 μm broj predistordiranih elemenata (*ZSN error*) se za istu gustoću mreže smanji između 40 i 100% kod svih testiranih modela. S tim je zaključeno da princip modeliranja kontakta sa zračnosti u modelu može funkcionirati, te je sada trebalo postići isti uspjeh na realnijoj geometriji.

Ravno odrezana geometrija (Verzija 3)

Modelu koji se koristio do ovog dijela su sva vlakna u dodiru samo sa onim rubom matrice na koji se primjenjuje simetrija, i na svim presjecima tih vlakana ona imaju svoju os okomitu na ravninu presjeka. U realnijoj geometriji kakvu treba ispitati vlakna će biti odrezana i na vrhu i dnu šupljeg cilindra, prema **slici 2.3-a**. Lijevi dio slike su prikazana vlakna bez matrice radi bolje vizualizacije.

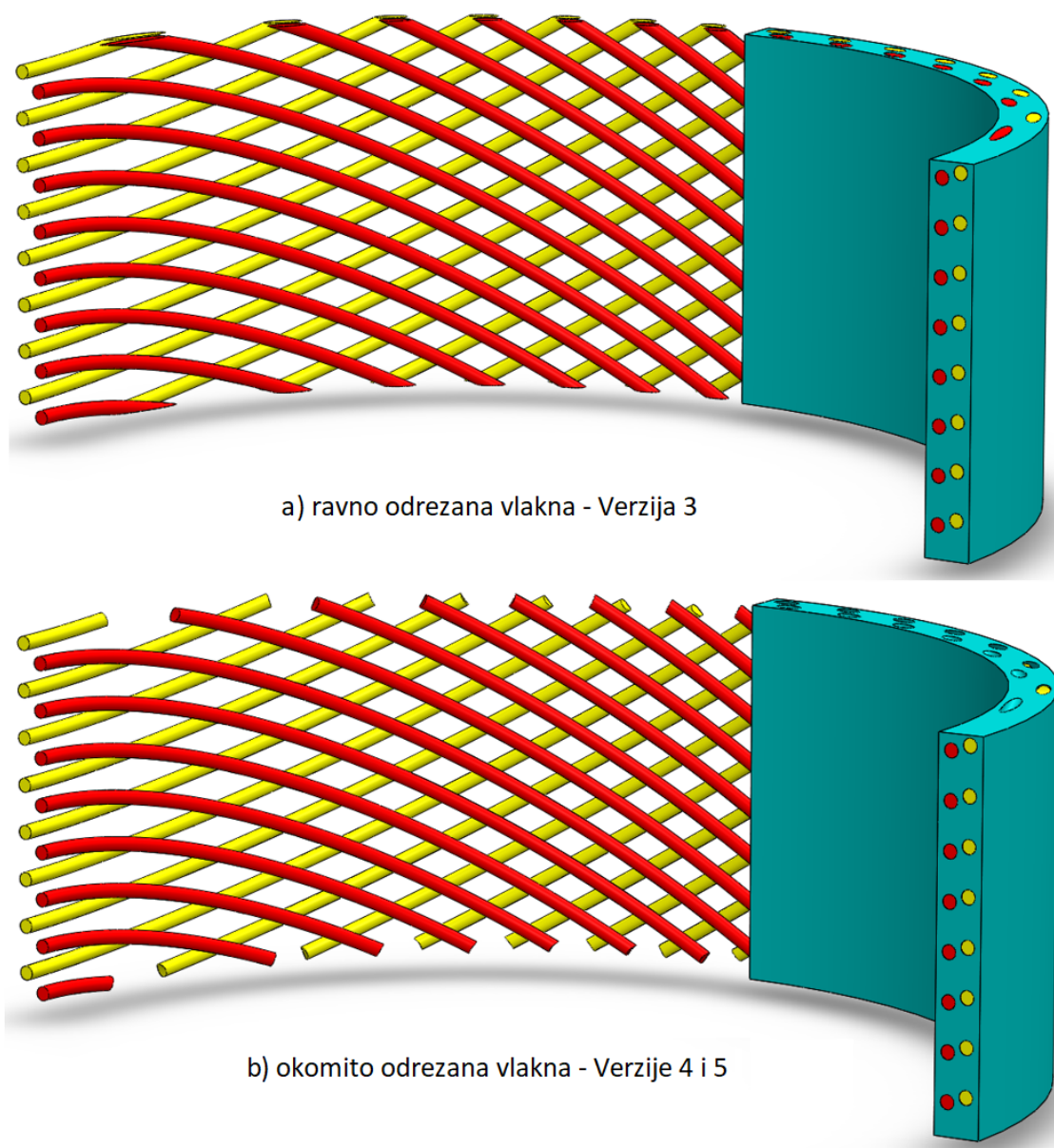
Radi šiljatih kutova odreza tih rubova, sa takvim vlaknima nije moguće izgraditi heksaedarsku mrežu, pa se za sada prvo pokušavalo replicirati prijašnje rezultate sa tetraedarskom mrežom na vlaknima. Ponovno se sa razumnim brojem konačnih elemenata nije uspjelo postići ništa (prva mreža koja je davala naznake da bi mogla raditi je imala više od pet milijuna elemenata).

Očito je da je nužno potrebno nekako smanjiti broj konačnih elemenata.

Okomito odrezana vlakna (Verzija 4)

Nakon vizualnog proučavanja deformirane mreže elemenata, zaključeno je da postoji problem već kod samog meshiranja slobodne (*free*) tetraedarske mreže jer se dodirna površina kontakta vidno distordira na nepredvidljiv način, (**slika 2.4-a**) te da bi to mogao biti jedan od uzroka predistordiranih elemenata nakon spajanja *Slave* i *Master* površine prije simulacije.

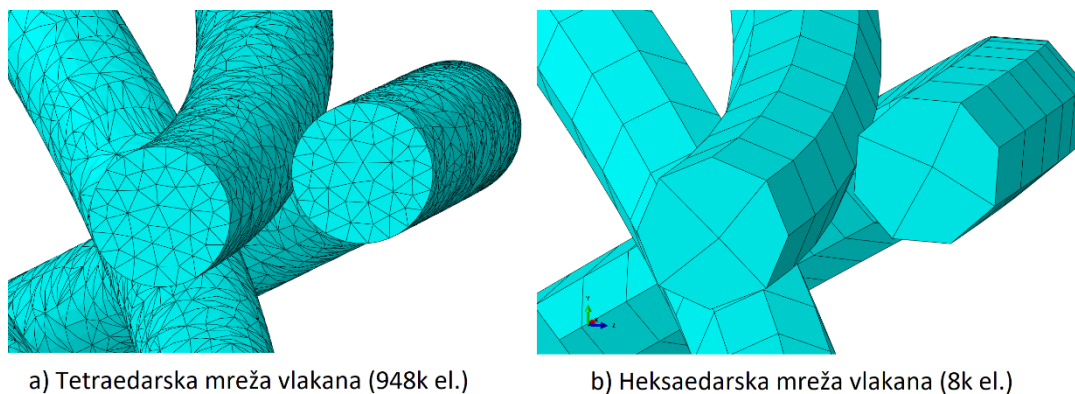
Geometrija vlakana je promijenjena tako da su vlakna na gornjem i donjem odsjeku modela ponovo odrezana otprilike okomito na svoju os, omogućavajući ponovo primjenu heksaedarske mreže na vlaknima. Primjena heksaedarske mreže na matrici nije moguća. Nova geometrija se može vidjeti na **slici 2.3-b**. Rubni uvjeti nultog pomaka u smjeru Y-osi su na vlaknima sada postavljeni na okomito odrezanu površinu na vrhu i dnu modela što rezultira nepravilnim ponašanjem modela u blizini tih rubova, ali već na maloj udaljenosti od ruba ponašanje nema utjecaja rubnih uvjeta, pa to ne utječe na očitavanje rezultata koje se odvija na sredini modela.



Slika 2.3 - Prikaz Verzija 3, 4 i 5

Primjena heksaedarske mreže na vlakna se pokazala drastično boljom. Čak i sa vrlo rijetkom mrežom na vlaknima, izbjegao se *ZSN error*. **Slika 2.4** uspoređuje najrjeđu tetraedarsku mrežu (948 tisuća elemenata za vlakna) i najrjeđu heksaedarsku mrežu (8 tisuća elemenata za vlakna) koje nisu zapele na *ZSN error-u*.

Specifična heksaedarska mreža sa **slike 2.4** je vizualno lošija aproksimacija kružnog poprečnog presjeka tetraedarske, ali numerički funkcionira puno bolje (iz aspekta suzbijanja *ZSN error-a*).

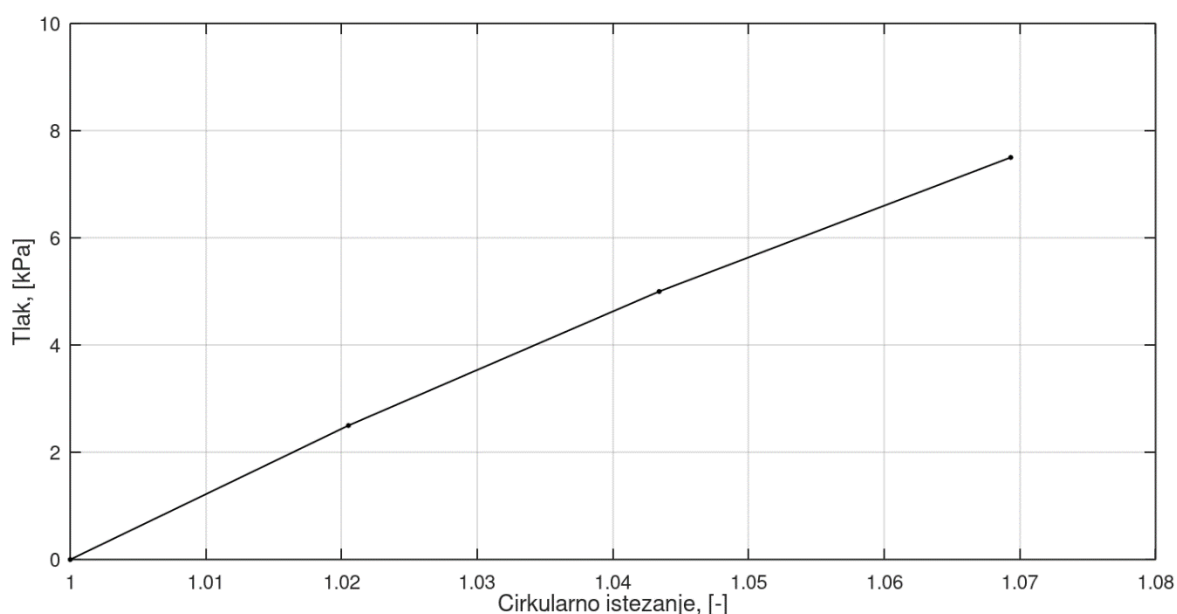


Slika 2.4 - Najrjeđa tetraedarska i hekšaedarska mreža

Iako hekšaedarska mreža izgleda manje precizno, oblik poprečnog presjeka je dosljedan i uvijek isti, dok je tetraedarska mreža formirana naizgled nasumično. Moguće je da na tetraedarskoj mreži, radi nepredvidljivosti formiranja elemenata, neki čvorovi značajno odstupaju od geometrije, dok te pojave nema na hekšaedarskoj mreži. To bi mogao biti razlog što hekšaedarska mreža ne prouzrokuje probleme kao tetraedarska. Tu ideju podupiru činjenice da je broj predistordiranih elemenata sa tetraedarskom mrežom uglavnom bio vrlo nizak (manje od dvadeset instanci na mreži od više stotina tisuća elemenata) i da su predistordirani elementi bili nepredvidljivo raspoređeni, no daljnja ispitivanja tog pitanja nisu provedena.

Modeliranje sa hekšaedarskim elementima je efektivno riješilo problem *ZSN error*-a. Najrjeđa mreža koja nije zapela na *ZSN error-u* imala je 88% manje konačnih elemenata od tetraedarske.

Sa hekšaedarskom mrežom vlakana je odrađena i prva simulacija. Dobiveni rezultati su ograničeni jer već pri 10 kPa Abaqus nije uspio izračunati rješenje (minimalni inkrement od 0.025 Pa nije bio dovoljno mali da se dovrši korak). Rezultati su vidljivi na **slici 2.5**.



Slika 2.5 - Rezultati metode Modeliranje sklopa

Metoda modeliranja sklopa se pokazala kao vrlo ne efikasna i problematična, pa će se umjesto daljnjeg variranja postavki, zračnosti i mreže istražiti druge opcije.

Particioniranje modela

Napravljeni su i pokušaji particioniranja matrice i vlakana (na matrici su šupljine oko vlakana dijeljene na dva dijela, a sama vlakna su dijeljena na četiri dijela) radi bolje strukturirane mreže, no nisu dali znatno bolje rezultate osim u uskom području oko rubova particija. Moguće je da bi podjela površina u kontaktu na veći broj particija (8, 12 ili više) dala bolje rezultate, ali to unosi nove probleme jer površine nisu jednostavne za podijeliti na više dijelova: upitno je da li je matricu uopće moguće smisleno particionirati tako da linije particioniranja prate relevantne površine. Sa vlaknima je to moguće napraviti, ali nema potrebe jer upotrebom heksaedarskih elemenata mreža vlakana je sama po sebi vrlo uređena i pravilna. Uz to, podjelom na 12 particija bilo bi oko 550 parova površina za ručno namještanje kontakata, pa vremenski zahtjevi procesa postaju prenaporni (ovdje treba uzeti u obzir da namještanje površina na modelu koji nije particioniran (oko 50 parova površina) traje blizu sat vremena, te da dosadašnji tok rada upućuje da će trebati mnogo pokušaja prije nego se pogode dobri parametri).

2.4 Metoda *Modeliranje particija*

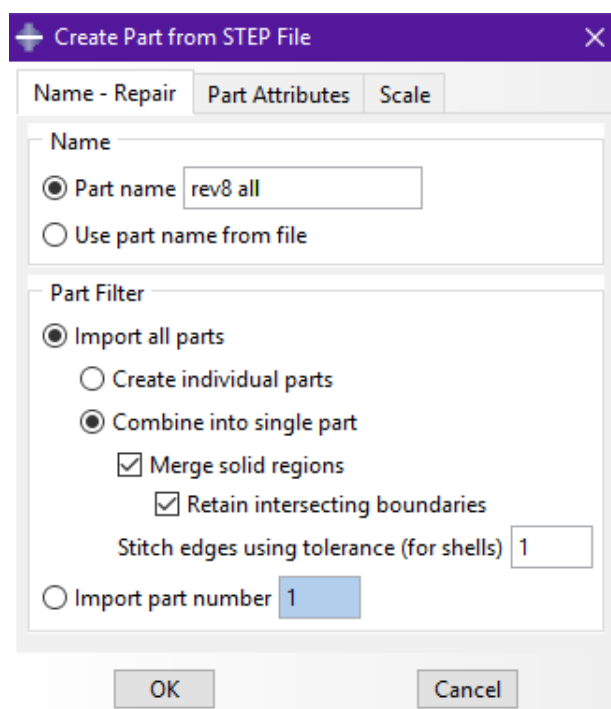
Modeliranje i meshiranje vlakana i matrice kao jedan dio, sa dodjelom različitih materijalnih svojstava particijama koje predstavljaju vlakna i matricu.

Model se razvija kao *multi body part* u SOLIDWORKS-u gdje su vlakna i matrica u dodiru bez zračnosti, te se zajedno snimaju u STEP format kao jedan dio (jedan *part*). U Abaqusu se unos modela vrši sa *import part* prema parametrima kao na **slici 2.6**.

Ideja ove metode je da se potpuno izbací problem predistordiranih elemenata prije početka simulacije tako da se izbjegne namještanje *Slave* površine na *Master* površinu. Naime, ako se po granicama particija postavi jedna te ista mreža *Seedova* i odabere isti tip elemenata, elementi na dodiru matrice i vlakana će imati zajedničke čvorove i neće biti namještanja površina.

Također, eliminira se i modeliranje kontakta jer Abaqus sada vidi jedno tijelo sa više particija, umjesto mnogo tijela u kontaktu.

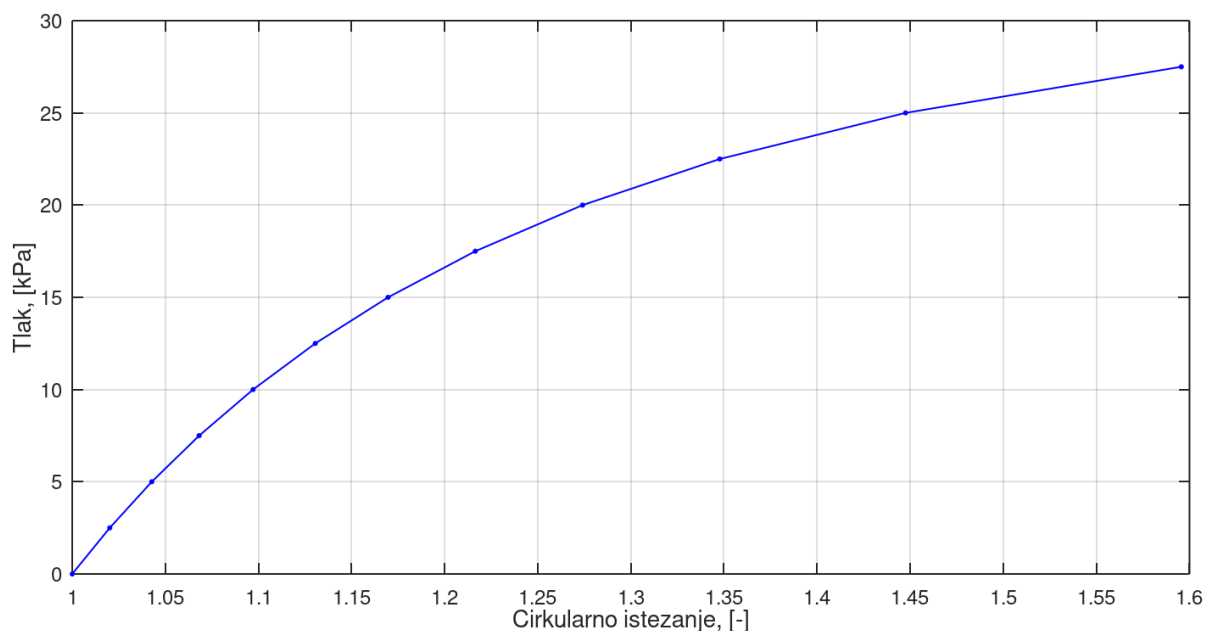
Koristi se geometrija **Verzija 5** koja je ista kao **Verzija 4**, samo bez zračnosti između vlakana i matrice (**slika 2.3-b**). Varijante **a** i **b** sa **slike 2.3** su obje pogodne za ovu metodu, a odabrana je varijanta **b** jer rezultira sa manje konačnih elemenata i manje distordiranih konačnih elemenata.



Slika 2.6 - Import parametri za metodu Modeliranje particija

U Abaqusu su vlakna sada isti dio (*part*) kao i matrica, ali se mogu odvojeno selektirati kao ćelije (*cells*), pa se kod dodijele materijala (odnosno *section*-a) ćelijama vlakana dodijeli materijal za vlakna, te analogno tome za matricu.

Ova metoda nije bila problematična i odmah je počela davati rezultate simulacija (Slika 2.7).

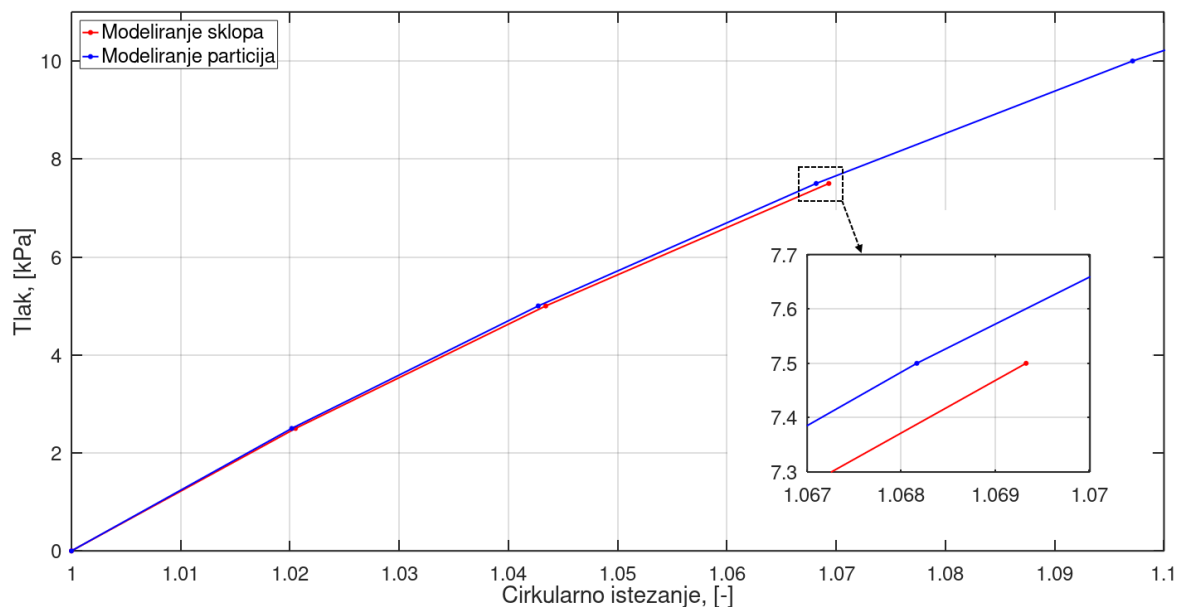


Slika 2.7 - Rezultati metode modeliranja particija

2.5 Usporedba metoda

Usporedba rezultata

Na **slici 2.8** je graf rezultata metoda *modeliranje sklopa* i *modeliranje particija* (najgušća mreža). Sami rezultati su objašnjeni i prokomentirani u poglavlju 3: *Rezultati*.



Slika 2.8 - Usporedba rezultata dvije metode numeričkog rješavanja zadanog problema

Rezultati obje metode se vrlo dobro preklapaju; krivulje su istog oblika a razlike vrijednosti su veoma male. Nije moguće odrediti koja metoda daje točnije rezultate jer stvarni testovi na ovoj geometriji nisu izvršeni, no kako su razlike veoma male zaključeno je da bi bilo korektno raditi detaljnu analizu sa bilo kojom od tih dviju metoda.

Za daljnji rad je odabrana metoda *Modeliranje particija*. Ta metoda se pokazala drastično povoljnija iz svih aspekata: zahtjeva mnogo manje ručnog posla i manju količinu radne memorije, te se izvršava u puno kraćem vremenu. Također, ovom metodom su se mogli izračunati rezultati pri djelovanju znatno višeg tlaka nego kod *modeliranja sklopa* (27,5+ kPa u odnosu na 7.5 kPa). Konvergencija mreže je ispitana i prikazana u poglavlju 3: *Rezultati*.

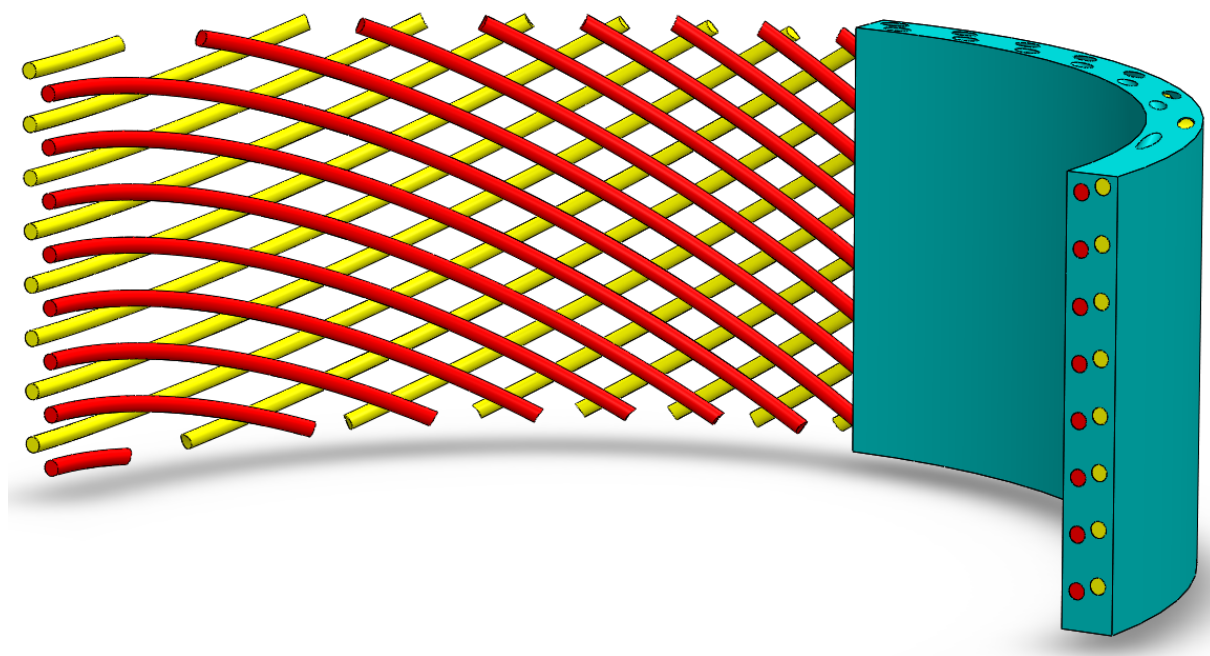
3 Rezultati

Materijali

Od materijala iz **tablice 1.1** odabrani su TangoBlackPlus za matricu, te Shore95 za vlakna jer se to u prijašnjem radu [9] pokazalo kao najbolji odabir. Kasnije su napravljene simulacije sa nekim drugim kombinacijama materijala da se pokaže utjecaj odabira alternativnih materijala na ishod.

Korišteni 3D model

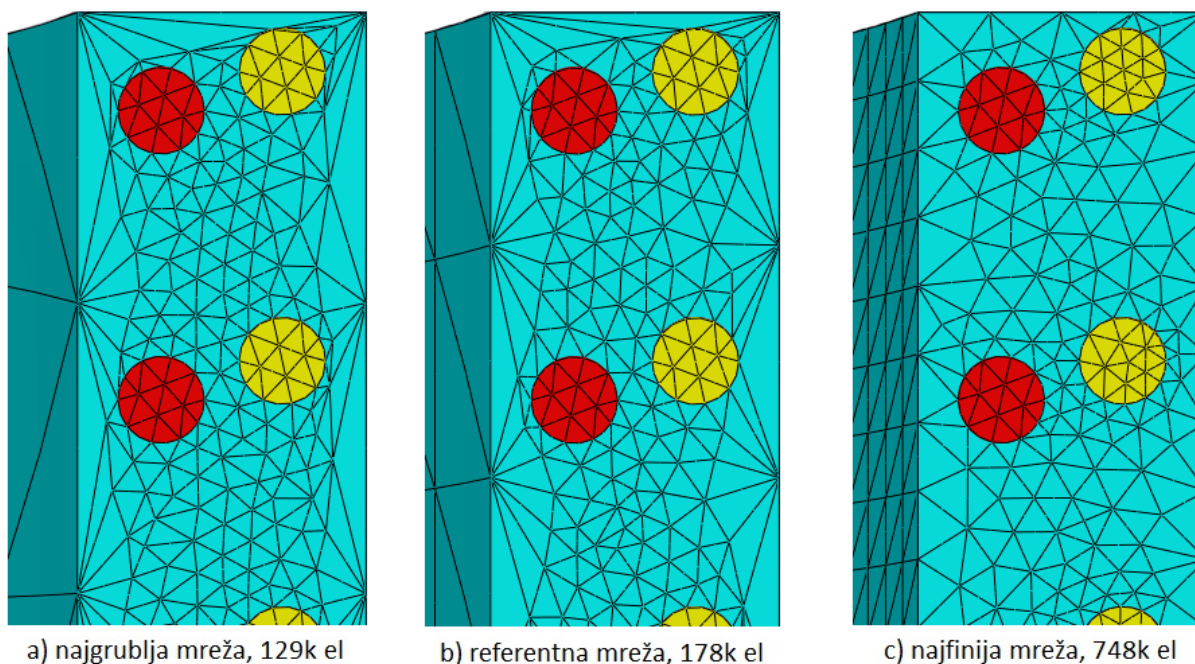
Slika 3.1 prikazuje 3D model na kojem je izvršena detaljna analiza. Lijevi dio je prikazan bez matrice da se bolje vidi oblik vlakana.



Slika 3.1 - 3D model za detaljnu numeričku analizu

Dimenzije modela: unutarnji promjer stjenke šupljeg cilindra odgovara već postojećoj opremi za ispitivanje u TU Graz i iznosi 10,5 mm. Vanjski promjer je prema uputama odabran tako da debljina stjenke bude pola milimetra, a dimenzije i kut nagiba samih vlakana su uzeti proizvoljno.

Napravljena je detaljna numerička analiza zadane geometrije sa tim dimenzijama, metodom *Modeliranje particija* iz **poglavlja 2.4**: simulacija sa gustom mrežom i provjera konvergencije rezultata povećavanjem broja konačnih elemenata na ukupno devet mreža. **Slika 3.2** prikazuje kako izgleda mreža modela za tri od devet korištenih mreža.



Slika 3.2 - Prikaz tri korištene mreže konačnih elemenata

Očitavanje cirkularnog istezanja

Cirkularno istezanje se računa kao trenutni opseg podijeljen sa početnim opsegom:

$$\lambda_{\theta} = \frac{\text{trenutni opseg}}{\text{početni opseg}} = \frac{2 \cdot \pi \cdot r}{2 \cdot \pi \cdot r_0} = \frac{r}{r_0}. \quad (3.1)$$

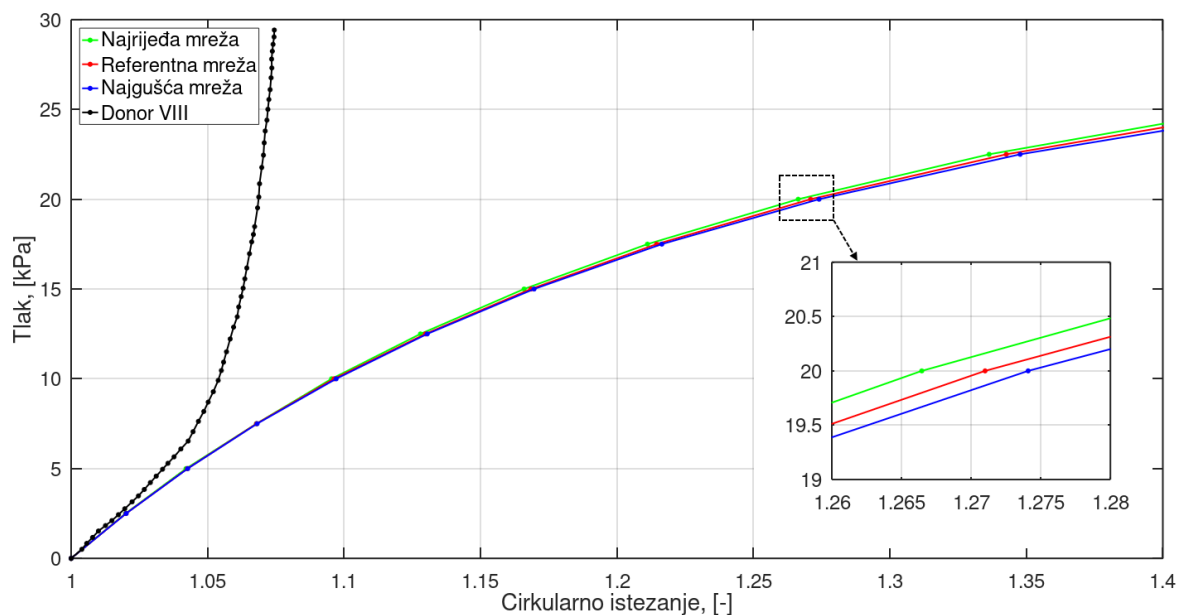
Vrijednosti polumjera dobivene su zbrajanjem pomaka točke na središnjem promjeru cilindra sa početnim polumjerom, dok je vrijednost pomaka računata kao aritmetička sredina pomaka na unutarnjoj i pomaka na vanjskoj strani stijenke cilindra na sredini modela.

Jednadžba (3.1) koristi pretpostavku da kod deformiranja nema značajne promjene kružnosti modela. Mjerenjem polumjera nakon simulacije na više mjesta ustanovljeno je da je ta pretpostavka ispravna za testiranu geometriju modela.

3.1 Rezultati

Slika 3.3 prikazuje mjerene vrijednosti donora i simulirane rezultate tri mreže elemenata: najrjeđu (129k el.), najgušću (748k el.) i jednu između njih (178k el.) koja će se u daljnjem tekstu zvati referentna mreža.

Na slici se jasno vidi da ponašanje modela nije očvršćujuće, već istezanje približno eksponencijalno raste sa porastom tlaka. Prema tim rezultatima, ponašanje modela je suprotno od onog koje se pokušava ostvariti.

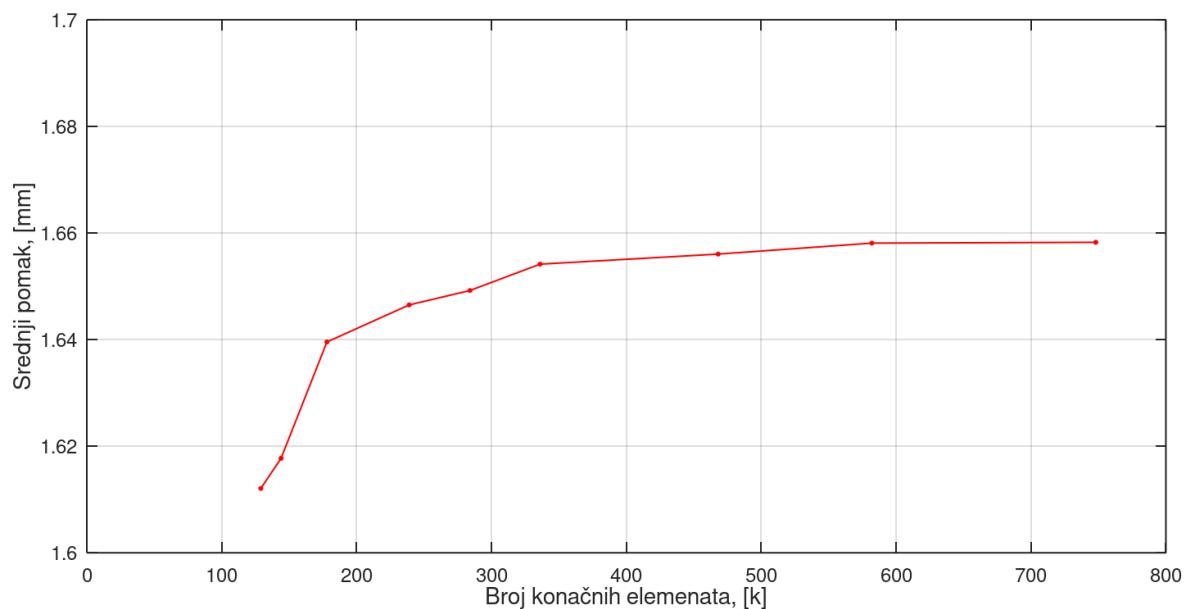


Slika 3.3 - Rezultati simulacije zadane geometrije

U nastavku poglavlja će se provesti testovi u svrhu validacije tih rezultata: konvergencija mreže i utjecaj deformacija modela na rezultat.

3.2 Konvergencija mreže

Slika 3.4 pokazuje konvergenciju rezultata na devet različitih gustoća mreže:



Slika 3.4 - Graf konvergencije mreže zadane geometrije

Konvergencija je zadovoljavajuća.

3.3 Referentna mreža

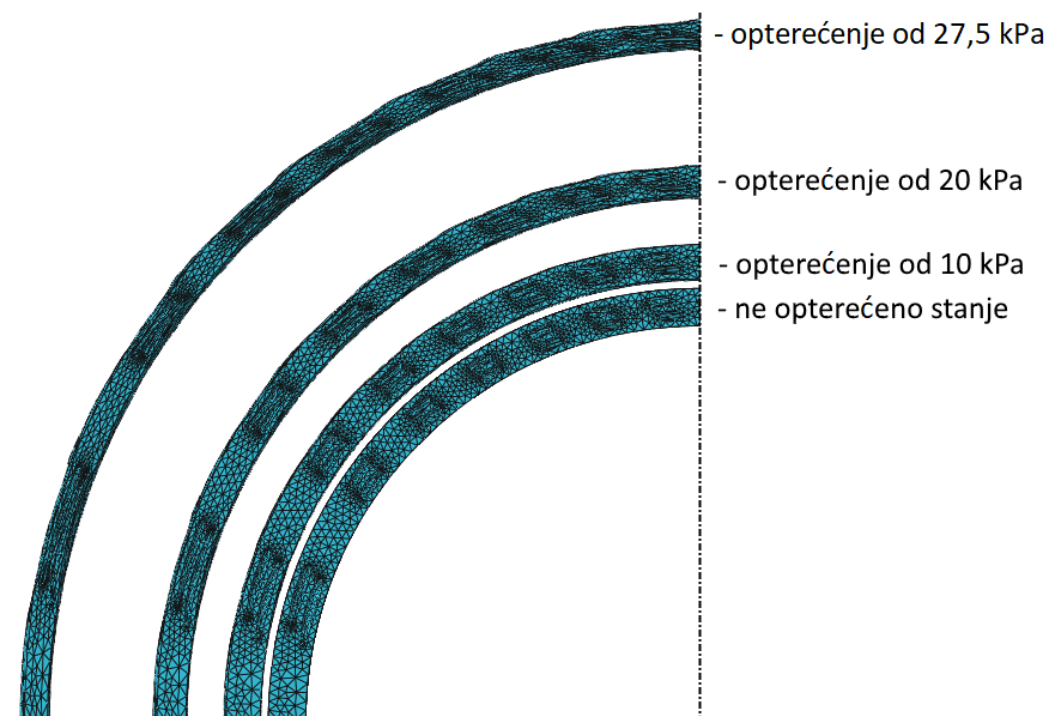
Za daljnje provjere se, gdje je moguće, koristi referentna mreža sa **slike 3.2-b**, sastavljena od 178 tisuća kvadratičnih tetraedarskih konačnih elemenata.

Iako matrica referentne mreže sadrži dosta predistordiranih elemenata (neki od kojih su čak i vidljivi na **slici 3.2-b**), referentna mreža daje potpuno isti oblik krivulje odziva kao i najgušća mreža. Odstupa od njenih rezultata za samo 2.78%, a zahtijeva oko jedne četvrtine vremena da se izvrši (2.78% je najveća razlika u vrijednosti pomaka u radijalnom smjeru na sredini stijenke pri najvećem izračunatom tlaku, a pri tlakovima manjim od 20 kPa je ispod 1%). Radi istraživačke prirode ovog rada, uz relativno velik broj prikazanih simulacija izvršeno je višestruko puta toliko njih čiji rezultati nisu bili korisni za izlaganje pa nisu ni navedeni. Zato je ta ušteda od nekoliko sati po simulaciji na žalost nužan kompromis.

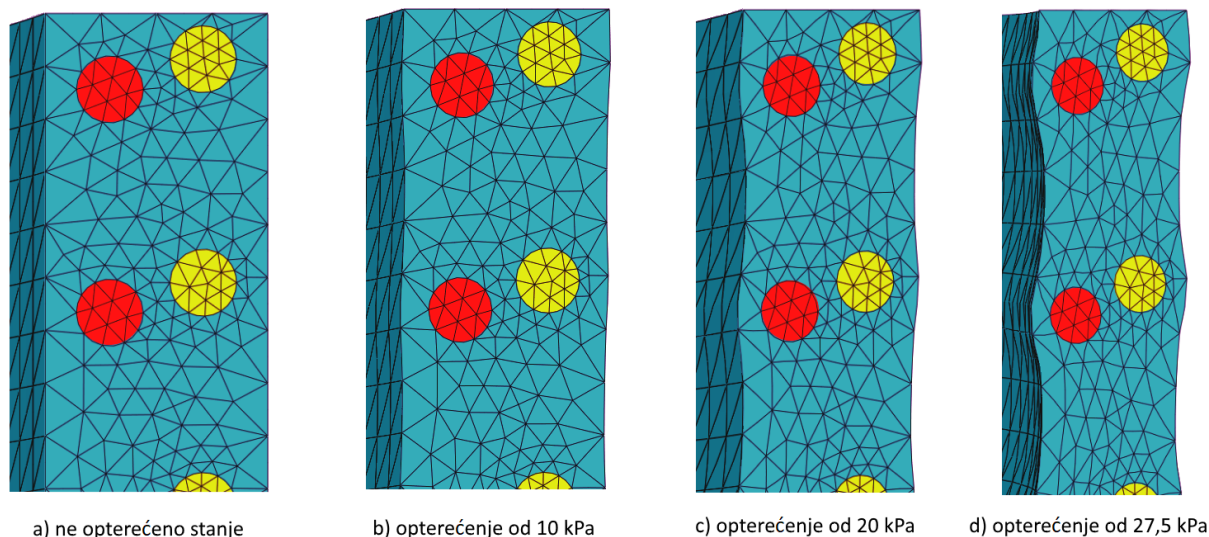
U slučaju zadovoljavajućih rezultata sa referentnom mrežom, taj specifičan problem se lako ispita sa mnogo gušćom mrežom.

3.4 Deformacije i njihov utjecaj na rezultate

Model se deformirao istezanjem u cirkularnom smjeru (vidljivo na slici 3.5) i smanjenjem poprečnog presjeka (slika 3.6). Također je došlo do blagog deformiranja površine unutarnje i vanjske stijenke cilindra.



Slika 3.5 - Prikaz 4 stadija cirkularnog istezanja modela, koncentrično posloženi



Slika 3.6 - Prikaz deformiranja mreže kroz 4 stadija opterećenja

Deformacije u cirkularnom smjeru su velike, što je očekivano jer i sama arterija prolazi kroz velike deformacije. Ipak, te deformacije su znatno veće nego onih izmjerenih na arteriji donora (**slika 3.3**), te se poprečni presjek modela vidno smanji pod opterećenjem. Ta velika promjena poprečnog presjeka je djelomični uzrok eksponencijalnog rasta cirkularne deformacije. To bi moglo značiti da je model s trenutnom debljinom stijenke poddimenzioniran, te treba provjeriti da li bi se povećanjem debljine stijenke modela ponašanje dovoljno promijenilo da se okrene na očvršćujuće.

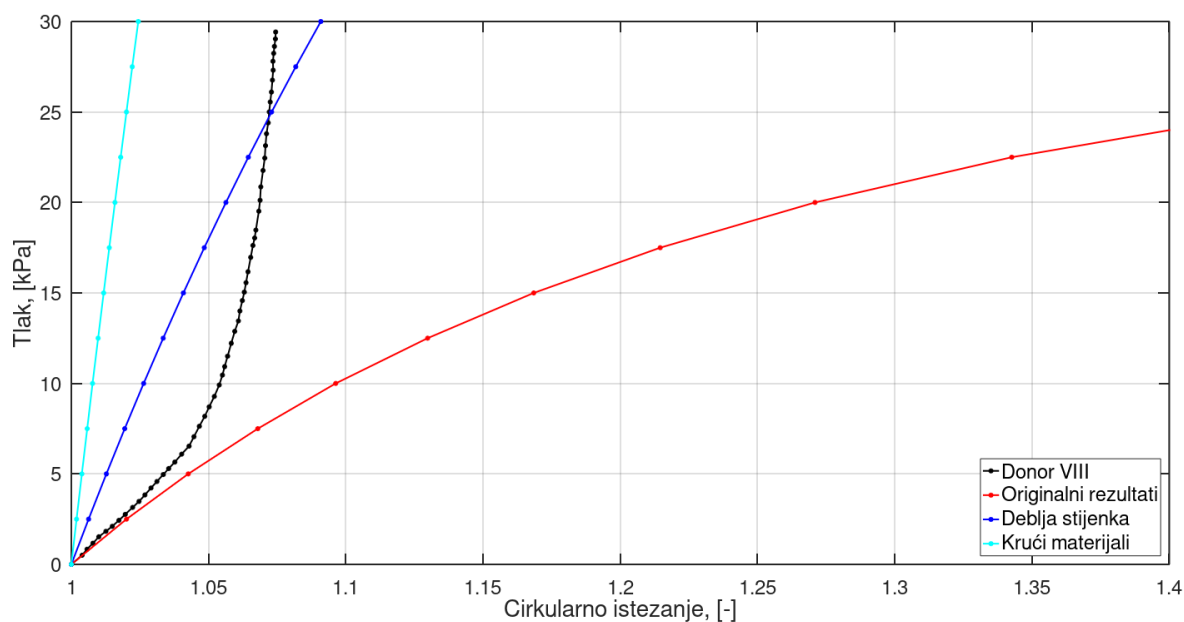
Napravljene su 2 provjere koje kompenziraju smanjenje poprečnog presjeka modela:

1. *Deblja stjenka* - napravljena je jedna simulacija sa većom debljinom stijenke modela. Ukupna debljina stijenke je tri puta veća, a promjer i razmak vlakana su povećani da otprilike bude isti omjer površina vlakana i matrice na poprečnom presjeku kao i prije.

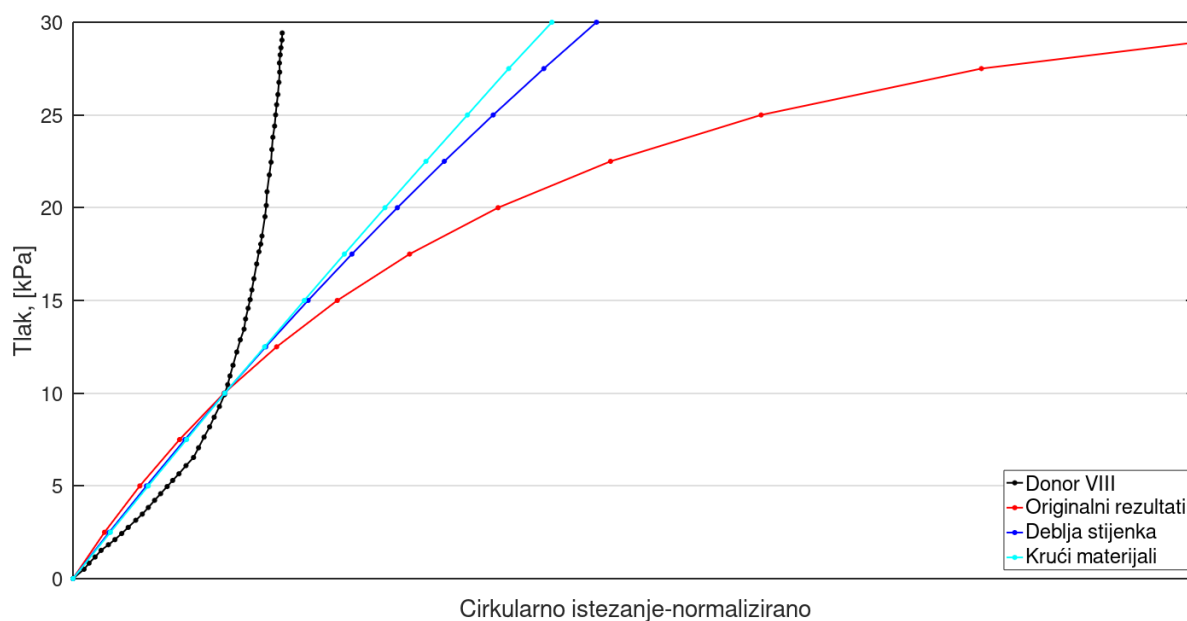
2. *Krući materijal* - na referentnoj mreži je simulirano ispitivanje sa većom krutosti materijala da se smanji utjecaj smanjenja debljine stijenke kod deformiranja. Krutost matrice i vlakana je uzeta 10 puta veća od do sada korištenih te je iznosila 1 MPa za matricu i 8 MPa za vlakna.

Obje provjere su prikazane na **slici 3.7**, uz originalne rezultate simulacije i mjerene vrijednosti arterije donora.

Slika 3.8 prikazuje iste rezultate **sa slike 3.7**, normalizirane na vrijednosti opterećenja 10 kPa, tako da graf samo kvalitativno uspoređuje oblik krivulje rezultata. Na takvom normaliziranom grafu je puno lakše usporediti sami oblik krivulje odziva.



Slika 3.7 - Rezultati provjere utjecaja deformacija



Slika 3.8 - Rezultati provjere utjecaja deformacija - normalizirano

Obje provjere pokazuju da se ponašanje modela ne promijeni na očvršćujuće, pa prema tome nema potrebe provoditi detaljnu analizu i provjeru konvergencije rezultata modela sa većom debljinom stijenke.

Time se donosi konačni zaključak na primarno pitanje ovog završnog rada: **Sa zadanom geometrijom, trenutno dostupnim materijalima, te trenutno dostupnom tehnologijom 3D ispisa; nije moguće postići željeno ponašanje modela.**

4 Rasprava i ideje

Sa geometrijom sa **slike 1.2** se nije uspjelo postignuti očvršćujuću karakteristiku. U prijašnjem radu [9] povoljni rezultati postignuti su prilikom testiranja samo vlakana, što sugerira da kada su vlakna u matrici, njezin mehanički utjecaj na cijelu konstrukciju je prevelik.

Vlakna bez matrice

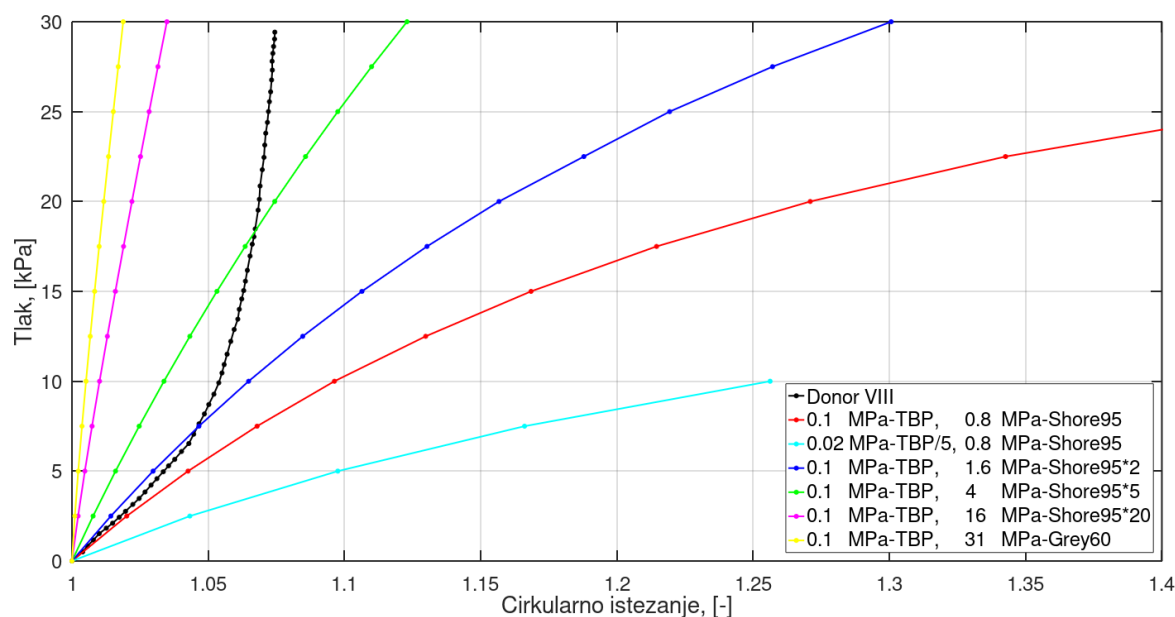
Očvršćujuća karakteristika se dostupnim materijalima može dobiti jedino tako da većinu opterećenja preuzmu vlakna sa deformiranjem svojeg oblika (savijanje, uvijanje), a ne vlakna i matrica sa promjenama dimenzija (istezanjem). To znači da ispitivanje ponašanja vlakana bez matrice daje uvid u da li je uopće moguće postići očvršćujući odziv sa pojedinom geometrijom vlakana.

Sa geometrijom ovog rada nije moguće testirati ponašanje samih vlakana bez matrice, a da se pritom ne radi promjena na fundamentalnoj ideji oblika korištene geometrije vlakana. Razlog je što su vlakna mnogobrojna odvojena tijela koja bez matrice „lebde“ u prostoru i njihovo ponašanje kod zadanog opterećenja je praktički nemoguće replicirati bez prisustva matrice. Umjesto testiranja samih vlakana, napravljen je kompromis i testirano je ponašanje vlakana i matrice zajedno, ali na način da se pokuša sto je moguće više umanjiti utjecaj matrice.

Daljnja ispitivanja su vršena sa drugim stvarnim i virtualnim materijalima proizvoljnih krutosti odabranima tako da se pokuša minimalizirati utjecaj matrice na ponašanje vlakana. Iako ti materijali nisu na raspolaganju, dobri rezultati s njima bi značili da zadana geometrija ima potencijala te da se isplati uložiti trud u pronalaženje novih materijalnih rješenja.

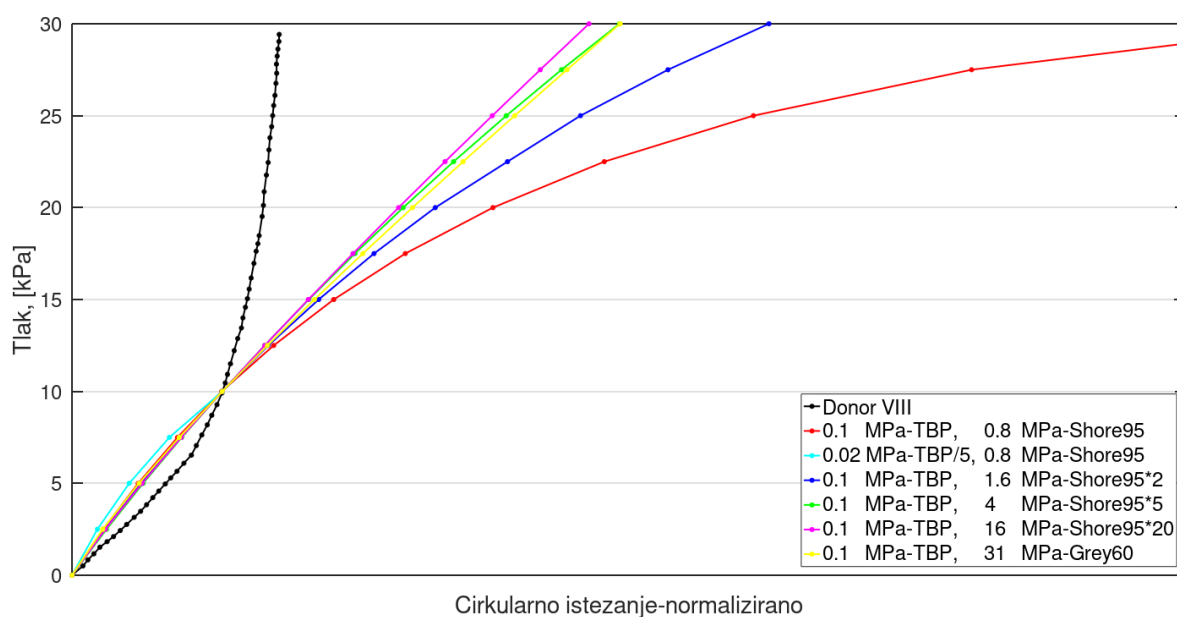
Slika 4.1 je odziv modela za nekoliko varijanti krutosti alternativnih materijala. Crvena krivulja (0.1 MPa-TBP, 0.8 MPa-Shore95) je originalni rezultat iz **poglavlja 3**. Legenda na slikama **4.1** i **4.2** označava materijal matrice pa materijal vlakana, zapisane prvo kao krutost materijala, a nakon toga u odnosu na dostupne materijale.

Vrijednosti cirkularne deformacije drastično odstupaju od originalnih iz poglavlja 3, jer geometrija nije prilagođena (podebljana/stanjena) novoj krutosti materijala, već je korištena ista geometrija i mreža (referentna mreža) da se ispita kakav će biti oblik krivulje odziva. U slučaju da krivulja odziva kvalitativno odgovara traženoj, geometriji se lako promijene vanjske dimenzije da krivulja odziva odgovara i kvantitativno. Ni jedna kombinacija materijala nije dala dobar oblik odziva.



Slika 4.1 - Rezultati simulacija sa raznim kombinacijama materijala

Slika 4.2 predstavlja iste ispitane podatke, ali normalizirane (sve vrijednosti pomnožene potrebnim faktorom) tako da se sve krivulje dodiruju kod opterećenja od 10 kPa. To omogućuje bolju kvalitativnu usporedbu oblika krivulje.



Slika 4.2 - Rezultati simulacija sa raznim kombinacijama materijala - normalizirano

Povećanjem krutosti vlakana se smanjuje eksponencijalnost rasta cirkularnog istezanja, ali svi takvi slučajevi teže više prema linearnom nego očvršćujućem odzivu.

Uz do sad navedene geometrije, okvirno su ispitane još neke blage varijante koje u ovom radu nisu detaljno razrađene jer su rezultati bili jednako nepovoljni. To uključuje varijante geometrije sa različitim kutovima nagiba vlakana i različitim vrijednostima debljine vlakana.

Zaključak

U radu je pokazan razvoj dviju metoda računalne obrade zadanog problema. Prva metoda, *Modeliranje sklopa*, temelji se na modeliranju matrice i vlakana kao odvojenih tijela koja su međusobno u kontaktu. Druga metoda, *Modeliranje particija*, temelji se na particioniranju jednog tijela (šupljeg cilindra) i dodijele odgovarajućih materijalnih svojstava pojedinim particijama da se postigne efekt matrice i vlakana u stalnom spoju.

Napravljene su probne simulacije sa obje metode, i rezultati nisu pokazali značajne razlike. Krivulje se kvalitativno preklapaju, a kvantitativno se jako malo razlikuju (manje od 2%). Demonstrirano je i da metoda *Modeliranje sklopa* zahtjeva drastično više računalnih resursa i ručnog posla od metode *Modeliranje particija*.

Metoda *Modeliranje particija* iskorištena je za detaljnu analizu zadanog problema. Izvršena je simulacija sa vrlo gustom mrežom konačnih elemenata (750 tisuća kvadratičnih tetraedarskih elemenata) i provjera konvergencije mreže sa devet različitih gustoća mreže.

Rezultati simulacije sa vrlo gustom mrežom pokazali su da odziv zadane geometrije nije kakav se tražio. Tražio se očvršćujući odziv cirkularnog istezanja kod porasta unutarnjeg tlaka, a simulacija je pokazala suprotno ponašanje modela. Konvergencija mreže je bila zadovoljavajuća.

Nakon toga je provjereno da li su proizvoljno odabrane vanjske dimenzije modela nepovoljno utjecale na rezultate. Ustanovljeno je da su rezultati neodgovarajući neovisno o vanjskim dimenzijama modela.

U tom trenutku je donesen zaključak na glavno pitanje ovog rada: sa zadanom geometrijom, trenutno dostupnim materijalima, te trenutno dostupnom tehnologijom 3D ispisa; nije moguće postići željeno ponašanje modela.

Provedeno je i nekoliko naknadnih simulacija sa virtualnim materijalima koji u vrijeme pisanja ovog rada nisu dostupni za korištenje sa tehnologijom 3D ispisa. Svrha tih simulacija je bila ispitati da li zadana geometrija ima potencijala dati poželjne rezultate kada nije ograničena sa korištenjem samo nekoliko dostupnih materijala. Rezultati tih simulacija sugeriraju da čak ni kada nije ograničena sa postojećim hiperelastičnim materijalima, zadana geometrija ne može postići željeno ponašanje.

Struktura arterije je veoma komplicirana i repliciranje njenog ponašanja sa 3D ispisanim modelom je vrlo zahtjevan pothvat. Čak ni sa ograničenim uvjetima koji ne pokrivaju sva opterećenja arterije u tijelu, za sada nisu postignuti zadovoljavajući rezultati.

Moguće da se daljnjim razvojem tehnologije materijala i 3D ispisa otvore mogućnosti za drugačije pristupe traženja rješenja problema. Jedna opcija koja trenutno izgleda obećavajuće je mogućnost ispisivanja modela u kojem vlakna nisu potpuno okružena matricom: takvi modeli

su u simulacijama prošlog rada davali prihvatljive rezultate, ali radi ograničenja trenutne tehnologije nije bilo moguće kvalitetno 3D ispisati takav model.

Kada će to tehnologija dozvoljavati, modeli u kojima vlakna nisu potpuno okružena matricom mogu umjesto praznog prostora (unutar granica šupljeg cilindra koji predstavlja oblik arterije) koristiti treći, još podatljiviji materijal. Taj novi materijal bi mogao biti minimalno krut koliko je potrebno da drži ostale konstituente na njihovom položaju prilikom 3D ispisivanja, odnosno dovoljno podatljiv da je njegov utjecaj na mehanički odziv modela zanemariv. Također, izgledno je da će u skoroj budućnosti projekt imati mogućnost za korištenje biokompatibilnih materijala za 3D ispis.

Literatura

- [1] Hart, L. R., Siwei, L., Sturgess, C., Wildman, R., Jones, J.R., Hayes, W.: *3D Printing of Biocompatible Supramolecular Polymers and their Composites*, American Chemical society: Applied materials and interfaces, 2016
- [2] Fratzl, P.: *Collagen*, Springer, 2008
- [3] ScienceDirect članak „*Tunica-intima*“ iz 9. mjeseca 2019
<https://www.sciencedirect.com/topics/neuroscience/tunica-intima>
- [4] Wikipedia članak „*Collagen*“ iz 8. mjeseca 2019
<https://en.wikipedia.org/wiki/Collagen>
- [5] Wikipedia članak „*Elastin*“ iz 8. mjeseca 2019
<https://en.wikipedia.org/wiki/Elastin>
- [6] InteractivePhysiology članak „*Anatomy Review: Blood Vessel Structure & Function*“ iz 9. mjeseca 2019
http://www.interactivephysiology.com/login/digestdemo/misc/assignmentfiles/cardiovascular/Anatomy_Review_Blood_Vessel.pdf
- [7] Blausen.com staff, *Medical gallery of Blausen Medical 2014*, ISSN: 2002-4436
- [8] Sommer, G., Regitnig, P., Költringer, L., Holzapfel, G.A.: *Biaxial mechanical properties of intact and layer-dissected human carotid arteries at physiological and supra-physiological loadings*, American Journal of Physiology / Heart and Circulatory Physiology, 2010, Broj 298, stranice H898-H912
- [9] Tomić, Z., *Modeliranje mehaničkog ponašanja karotidne arterije višekomponentnim 3D ispisom* (rad za rektorovu nagradu), Zagreb 2019
- [10] Alfirević, I.: *Uvod u tenzore i mehaniku kontinuuma*, Golden marketing, Zagreb 2003
- [11] Wikipedia članak „*Neo-Hookean solid*“ iz 8. mjeseca 2019
https://en.wikipedia.org/wiki/Neo-Hookean_solid
- [12] Abaqus 6.13/6.14 Documentation
- [13] ScienceDirect članak „*Cauchy-Green tensor*“ iz 9. mjeseca 2019
<https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/cauchy-green-tensor>