

# Numerička analiza jednoosnog vlačnog testa epruvete izrađene od dva polimerna materijala

---

**Stanić, Luka**

**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:235:688876>

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

*Download date / Datum preuzimanja:* **2025-04-03**

*Repository / Repozitorij:*

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

# ZAVRŠNI RAD

**Luka Stanić**

Zagreb, 2019. godine

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

# ZAVRŠNI RAD

Voditelj rada:

Prof. dr. sc. Igor Karšaj

Student:

Luka Stanić

Zagreb, 2019. godine



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, brodstrojarski i inženjersko modeliranje i računalne simulacije

Sveučilište u Zagrebu	
Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum: 23-09-2019	Prilog
Klasa: 602-04/19-6/3	
Ur.broj: 15-1703-19-245	

## ZAVRŠNI ZADATAK

Student:

Luka Stanić

Mat. br.: 0035204184

Naslov rada na  
hrvatskom jeziku:

Numerička analiza jednoosnog vlačnog testa epruvete izrađene od dva  
polimerna materijala

Naslov rada na  
engleskom jeziku:

Numerical analysis of a uniaxial tensile test of a dual polymeric sample

Opis zadatka:

Slikovne metode u medicini mogu nam dati informacije o geometriji krvnih žila te se korištenjem 3D ispisa mogu izraditi realni modeli. Pravilnim oblikovanjem materijala korištenih za 3D ispis, možemo izraditi repliku krvne žile tako da se ponaša slično kao stvarna žila. Mehanička svojstva arterija su kompleksna i nije ih moguće postići koristeći samo jedan materijal. Kako bi se to postiglo potrebno je oblikovati novi metamaterijal slaganjem osnovnih materijala različitih krutosti. Mekši materijal, u tome slučaju, predstavlja elastičnu matricu krvnih žila, a krući kolagenska vlakna ugrađena u tu matricu.

U okviru ovog završnog rada potrebno je napraviti numeričku simulaciju jednoosnog vlačnog testa na pravokutnoj epruveti izrađenoj od dva polimerna materijala. Cilj je naći optimalni udio i oblik ispisa krućeg materijala u matrici mekšeg materijala kako bi dobiveno ponašanje odgovaralo fiziološkom ponašanju krvnih žila.

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

Izjavljujem da sam ovaj rad izradio samostalno koristeći stečena znanja tijekom studija i navedenu literaturu.

Zahvaljujem se svom mentoru, prof. dr. sc. Igoru Karšaju i asistentici, dr. sc. Mariji Smoljkić na podršci, vođenju, strpljenju, ukazanom povjerenju, uloženom vremenu te stručnim savjetima i sugestijama tijekom izrade ovog završnog rada.

Iskreno se zahvaljujem svojim roditeljima što su mi omogućili studiranje, sestri, braći, djevojci i prijateljima što su mi uljepšali preddiplomski studij.

Na kraju, zahvalio bih se dragom Bogu za sva darovana znanja i vještine te za sve ljude s kojima svakodnevno surađujem.

## SADRŽAJ

SADRŽAJ .....	I
POPIS SLIKA .....	II
POPIS TABLICA.....	IV
POPIS OZNAKA .....	V
SAŽETAK.....	VI
1. UVOD .....	1
1.1. Krvožilni sustav.....	1
1.2. Građa stijenke arterije.....	2
1.3. Aneurizma arterija .....	4
1.4. Motivacija za rad .....	5
1.5. Cilj rada .....	6
2. Teorijske osnove .....	7
2.1. Osnove mehanike kontinuuma .....	7
2.2. Hiperelastični materijalni model .....	9
2.2.1. Neo-Hooke materijalni model.....	9
3. Metoda konačnih elemenata.....	11
3.1. Korišteni konačni elementi.....	12
4. Jednoosno vlačno ispitivanje modela.....	13
4.1. Prikaz proračunskih modela .....	13
4.2. Postavke numeričke analize modela koncepta 1 .....	16
4.3. Postavke numeričke analize modela koncepta 2 .....	20
4.4. Postavke numeričke analize modela koncepta 3 .....	21
5. Rezultati numeričkih analiza.....	24
5.1. Opis promatranih vrijednosti naprežanja.....	24
5.2. Rezultati numeričke analize modela koncepta 1 .....	25
5.3. Rezultati numeričke analize modela koncepta 2 .....	28
5.4. Rezultati numeričke analize modela koncepta 3 .....	31
6. Zaključak.....	36
LITERATURA.....	38

## POPIS SLIKA

Slika 1. Shema krvožilnog sustava čovjeka [4].....	2
Slika 2. Građa arterijske stijenke [6].....	3
Slika 3. Ovisnost naprezanja o produljenju za različite vene i arterije [7].....	4
Slika 4. Aneurizma intrakranijalne arterije i njezina ruptura [9].....	5
Slika 5. Prikaz tijela u referentnoj i trenutnoj konfiguraciji.....	7
Slika 6. Tetraedarski konačni element drugog reda .....	12
Slika 7. CAD model zavojnice .....	13
Slika 8. Četvrtina modela koncepta 1 .....	14
Slika 9. Četvrtina modela koncepta 2.....	15
Slika 10. Četvrtina modela koncepta 3.....	15
Slika 11. Master i slave plohe kontakta.....	16
Slika 12. Rubni uvjet simetrije s obzirom na os x.....	17
Slika 13. Rubni uvjet simetrije s obzirom na os z.....	17
Slika 14. Rubni uvjet pomaka w .....	18
Slika 15. Ograničenje pomaka u smjeru osi y .....	18
Slika 16. Diskretizirana zavojnica.....	19
Slika 17. Diskretizirani modeli prve i četvrte varijante koncepta 1 .....	20
Slika 18. Rubni uvjeti na modelu koncepta 2.....	20
Slika 19. Diskretizirani modeli prve i četvrte varijante koncepta 2 .....	21
Slika 20. Rubni uvjeti na modelu koncepta 3.....	22
Slika 21. Diskretizirani modeli prve i četvrte varijante koncepta 3 .....	23
Slika 22. Raspodjela Cauchyevog naprezanja na polovini zavojnice koncepta 1 .....	24
Slika 23. Raspodjela Cauchyevog naprezanja na karakterističnom presjeku zavojnice .....	25
Slika 24. Deformirani model koncepta 1 .....	25
Slika 25. Ovisnost maksimalnog Cauchyevog naprezanja zavojnice koncepta 1 pri krutosti $C_1=0,3494$ MPa o faktoru produljenja za različite volumne omjere matrice i zavojnice $V_i$ ....	26
Slika 26. Ovisnost maksimalnog Cauchyevog naprezanja zavojnice koncepta 1 pri krutosti $C_1=8$ MPa o faktoru produljenja .....	26
Slika 27. Ovisnost maksimalnog Cauchyevog naprezanja matrice koncepta 1 pri krutosti $C_1=0,3494$ MPa o faktoru produljenja .....	27
Slika 28. Maksimalno i prosječno naprezanje matrice koncepta 1 pri različitim krutostima zavojnice.....	28
Slika 29. Raspodjela Cauchyevog naprezanja na deformiranom modelu koncepta 2 .....	29
Slika 30. Ovisnost maksimalnog Cauchyevog naprezanja zavojnice koncepta 2 pri krutosti $C_1=0,3494$ MPa o faktoru produljenja .....	29
Slika 31. Ovisnost maksimalnog Cauchyevog naprezanja zavojnice koncepta 2 pri krutosti $C_1=8$ MPa o faktoru produljenja .....	30
Slika 32. Ovisnost maksimalnog Cauchyevog naprezanja matrice pri krutosti $C_1=8$ MPa o faktoru produljenja .....	30
Slika 33. Ovisnost Cauchyevog naprezanja prve varijante koncepta 2 pri krutosti $C_1=0,3494$ MPa o faktoru produljenja.....	31
Slika 34. Raspodjela Cauchyevog naprezanja na deformiranom modelu koncepta 3 .....	32
Slika 35. Raspodjela Cauchyevog naprezanja na karakterističnom presjeku modela koncepta 3 .....	32
Slika 36. Ovisnost maksimalnog Cauchyevog naprezanja zavojnice koncepta 3 pri krutosti $C_1=0,3494$ MPa o faktoru produljenja .....	33

Slika 37. Ovisnost maksimalnog Cauchyevog naprezanja zavojnice koncepta 2 pri krutosti $C_1=8$ MPa o faktoru produljenja .....	33
Slika 38. Usporedba naprezanja unutar prve varijante matrice koncepta 3 pri različitim krutostima zavojnice .....	34
Slika 39. Usporedba drugog Piola-Kirchhoffovog naprezanja za prvu varijantu koncepta 3 pri različitim krutostima zavojnice .....	35



**POPIS TABLICA**

Tablica 1. Početni parametri zavojnice .....	13
Tablica 2. Karakteristike varijanti matrica koncepta 1 .....	19
Tablica 3. Karakteristike varijanti matrica koncepta 2 .....	21
Tablica 4. Karakteristike varijanti matrica koncepta 3 .....	22

**POPIS OZNAKA**

$A$	amplituda zavojnice
$\mathbf{b}$	lijevi Cauchy- Greenov tenzor deformiranosti
$B$	frekvencija zavojnice
$\beta$	konfiguracija materijalnog tijela
$\mathbf{C}$	desni Cauchy-Greenov tenzor deformiranosti
$C_1$	konstanta krutosti Neo-Hooke materijala
$D$	promjer poprečnog presjeka
$\mathbf{F}$	tenzor gradijenta deformiranja
$\mathbf{I}$	jedinična matrica
$I_{1C}, I_{2C}, I_{3C}$	Invarijante desnog Cauchy-Greenovog tenzora deformiranosti
$J$	Jakobijan
$l_0$	početna duljina
$p$	hidrostatski tlak
$\mathbf{P}$	prvi Piola-Kirchoffov tenzor naprezanja
$\mathbf{S}$	Drugi Piola-Kirchoffov tenzor naprezanja
$t$	vrijeme
$V$	volumni omjer
$W$	funkcija energije deformiranja
$w$	pomak u smjeru osi $z$
$\mathbf{X}, \mathbf{x}$	vektori položaja
$X_1, X_2, X_3$	materijalne koordinate
$x_1, x_2, x_3$	prostorne koordinate
$\lambda_z$	faktor produljenja u smjeru osi $z$
$\mathbf{\sigma}$	Cauchyev tenzor naprezanja
$\sigma_z$	Cauchyovo naprezanje u smjeru osi $z$

## SAŽETAK

Razvojem novih, modernih tehnologija sve se više unaprjeđuje izobrazba liječnika i liječenje pacijenata. Upotreba numeričkih metoda, poput metode konačnih elemenata i računalne dinamike fluida te korištenje računalnih simulacija, značajno doprinose napretku u istraživanju i razumijevanju ponašanja bioloških sustava. Poseban doprinos biomehanici dala je aditivna tehnologija, poznatija kao 3D ispis, koja omogućuje brzu izradu prototipova te njihovog eksperimentalnog ispitivanja.

Krvožilni sustav, te bolesti vezane uz njega, jedno je od proučavanih područja biomehanike. Kako bi se bolje razumjeli uzroci i posljedice bolesti krvnih žila provode se brojna ispitivanja s ciljem određivanja mehaničkih svojstava arterija. Glavni konstituenti stijenke arterija su kolagenska vlakna i elastinska matrica. U ovom radu, njihova mehanička svojstva nastoje se oponašati upotrebom dva polimerna materijala Neo-Hooke materijalnog modela različitih krutosti.

U prvom dijelu ovog rada opisane su osnove građe arterijske stijenke, osnovni konstituenti stijenke te njihov utjecaj na mehanička svojstva. Nakon toga opisane su teorijske osnove mehanike kontinuuma i dan je kratki opis korištenog materijalnog modela.

U drugom dijelu opisan je postupak provedbe numeričke analize. Model se sastoji od zavojnice, koja predstavlja kolagen, koja je umetnuta u matricu, koja predstavlja elastin. Definirana su tri različita koncepta matrice kojima se želio proučiti utjecaj matricena ponašanje modela. Proučavalo se kako povećanje volumnog udjela matrice utječe na iznose naprezanja modela i na krivulju naprezanja. Postavljanje numeričke analize opisano je korak po korak, definiranje materijala, postavljanje rubnih uvjeta, meshiranje modela. U rezultatima su opisana proučavana naprezanja i za svaki je koncept prikazan utjecaj povećanja volumnog udjela matrice.

Za izradu CAD modela korišten je programski paket *Solidworks 2017*, dok su numeričke analize provedene u programskom paketu *Abaqus*.

Ključne riječi: Metoda konačnih elemenata, arterije, polimerni materijali, hiperelastičnost, jednoosni eksperiment

## SUMMARY

With the development of new, modern technologies, education of doctors and patient treatment are increasingly being improved. The use of numerical methods, such as finite element method and computational fluid dynamics, and the use of computer simulations, significantly contribute to advances in the study and understanding of the behavior of biological systems. A special contribution to biomechanics has been made by additive technology, known as 3D printing, which enables rapid prototyping and experimental testing.

The cardiovascular system, and its related diseases, is one of the most studied areas of biomechanics. In order to better understand the causes and consequences of vascular disease, a number of tests have been conducted to determine the mechanical properties of the arteries. The major constituents of the arterial wall are collagen fibers and the elastin matrix. In this paper, their mechanical properties are sought to be mimicked by the use of two polymeric materials of the Neo-Hooke material model of different rigidity.

The first part of this paper describes the basics of the arterial wall structure, the basic constituents of the wall, and their effect on mechanical properties. The theoretical basics of continuum mechanics are then described and a brief description of the material model used.

The second part describes the procedure for performing numerical analysis. The model consists of a spiral, which represents collagen, which is inserted into the matrix, which represents elastin. Three different matrix concepts were defined to study the influence of the matrix on model behavior. It has been studied how increasing the volume fraction of the matrix affects the stress amounts of the model and the stress curve. Setting up a numerical analysis is described step by step, defining the material, setting boundary conditions, meshing the model. The results describe the studied stresses and the effect of increasing the volume fraction of the matrix is shown for each concept.

*Solidworks 2017* software was used to create the CAD model, while numerical analyzes were performed in the *Abaqus* software package.

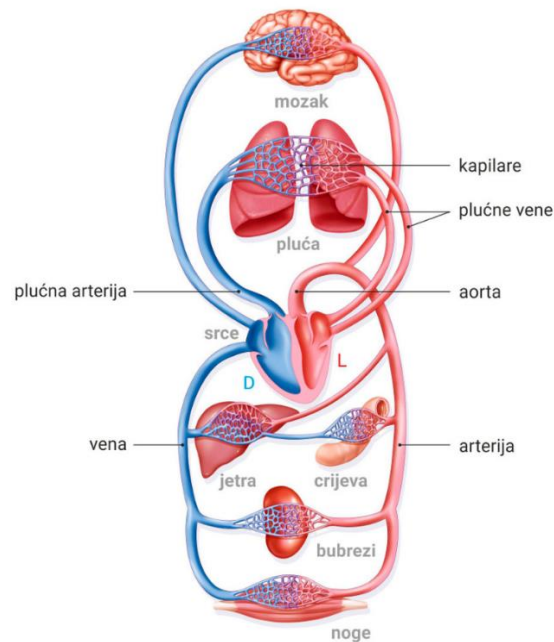
Keywords: Finite element method, arteries, polymeric materials, hyperelasticity, uniaxial experiment

## 1. UVOD

Suvremeni način života, s visoko razvijenom tehnologijom, u kojem ljudi puno manje vremena provode u fizičkim aktivnostima ostavlja posljedice na čovjeku koje se s vremenom odražavaju na njegovu zdravlju. Najčešće bolesti povezane s manjkom fizičke aktivnosti su kardiovaskularne bolesti, koje su prema podacima Svjetske zdravstvene organizacije vodeći uzrok smrti u svijetu. Godišnje od njih u svijetu umire preko 17 milijuna ljudi, odnosno 31% svih smrti u svijetu [1]. Zapadne zemlje su sustavima prevencije uspjele smanjiti pojavu i smrtnost od ovih bolesti. Ipak sve je učestalija pojava bolesti krvnih žila pod nazivom aneurizma krvnih žila, koja podrazumijeva abnormalno lokalno proširenje krvnih žila (arterija ili vena) što može dovesti do rupture i pucanja žile. Primjenom znanja iz područja biomehanike, znanstvenici pokušavaju izraditi eksperimentalnu platformu u svrhu pripreme liječnika za medicinski postupak liječenja neinvazivnim metodama i razvoja novih metoda liječenja.

### 1.1. Krvožilni sustav

Krvožilni sustav je sustav organa koji omogućuje krvi da cirkulira po tijelu i prenosi hranjive tvari i kisik do stanica i iz njih, prenosi ugljikov dioksid, opskrbljuje tijelo vodom i elektrolitima, pomaže pri radu imunološkog sustava i pri stabiliziranju tjelesne temperature i pH vrijednosti u tijelu[2]. Sustav se sastoji od srca, krvnih žila i prosječno, kod odraslih osoba, oko pet litara krvi. Pokretač krvožilnog sustava je srce, mišićni organ koji svojom kontrakcijom potiskuje krv kroz krvotok. Srce je podijeljeno na četiri dijela, po dvije klijetke i dvije pretklijetke koje se grupiraju kao desna klijetka i pretklijetka te lijeva klijetka i pretklijetka. Klijetka i pretklijetka međusobno su odvojene srčanim zaliscima koji imaju ulogu ventila, po potrebi propuštaju krv te osiguravaju njen jednosmjernan protok. Krvožilni sustav dijeli se na mali (plućni) i veliki (sistemski) krvotok[3]. Ljudski krvotok prikazan je na slici 1.



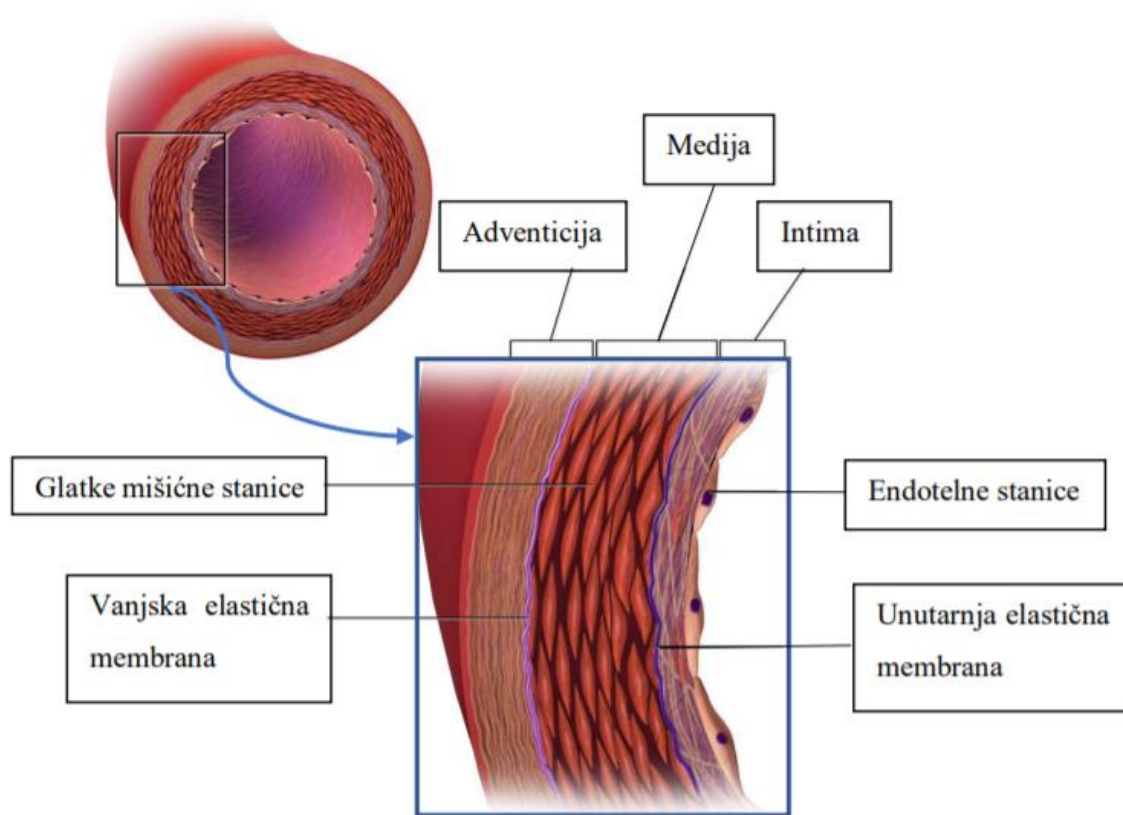
Slika 1. Shema krvožilnog sustava čovjeka [4]

Mali krvotok započinje u desnoj klijetki odakle krv ide kroz plućnu arteriju prema plućima gdje dolazi do otpuštanja ugljikova dioksida i obogaćivanja krvi kisikom. Krv bogata kisikom vraća se u lijevu pretklijetku gdje nakon prelaska u lijevu klijetku počinje krug velikog krvotoka. Veliki krvotok kroz aortu, glavnu arteriju koja se grana na manje arterije, a zatim kapilare, dovodi svježju krv do svih dijelova tijela. Krvne žile dijele se na arterije, vene i kapilare. Arterije su krvne žile, koje krv bogatu kisikom iz srca odvođe u ostatak tijela. Krv u arterije dolazi kontrakcijama srca. Krv od srca u aortu dolazi pod visokim tlakom. Zbog toga arterije imaju čvrstu, debelu stijenku građenu od elastičnih i mišićnih niti. Kapilare su najmanje krvne žile, prosječne veličine 5 do 10  $\mu\text{m}$ , čija je uloga izmjena tvari između krvi i stanica u tijelu. Vene su krvne žile siromašne kisikom, ali bogate ugljikovim dioksidom, koje odvođe krv prema srcu, natrag u mali krvotok. U venama je tlak vrlo nizak te su zbog toga venske stijenke vrlo tanke[3].

## 1.2. Građa stijenke arterije

Generalno, arterije se dijele na elastične i mišićne arterije[5]. Elastične arterije imaju relativno velik promjer i nalaze se blizu srca, dok se mišićne arterije nalaze većinom na periferiji. Najznačajniji konstituenti od kojih se sastoji stijenka arterije su elastin, kolagen i glatke mišićne stanice. U svakom od slojeva arterija razlikuje se udio konstituenata što utječe na krutost stijenke. Udio konstituenata se razlikuje između pojedinih arterija što rezultira različitim krutostima. Stijenka arterije sastoji se od tri glavna sloja: intime (unutarnjeg sloja),

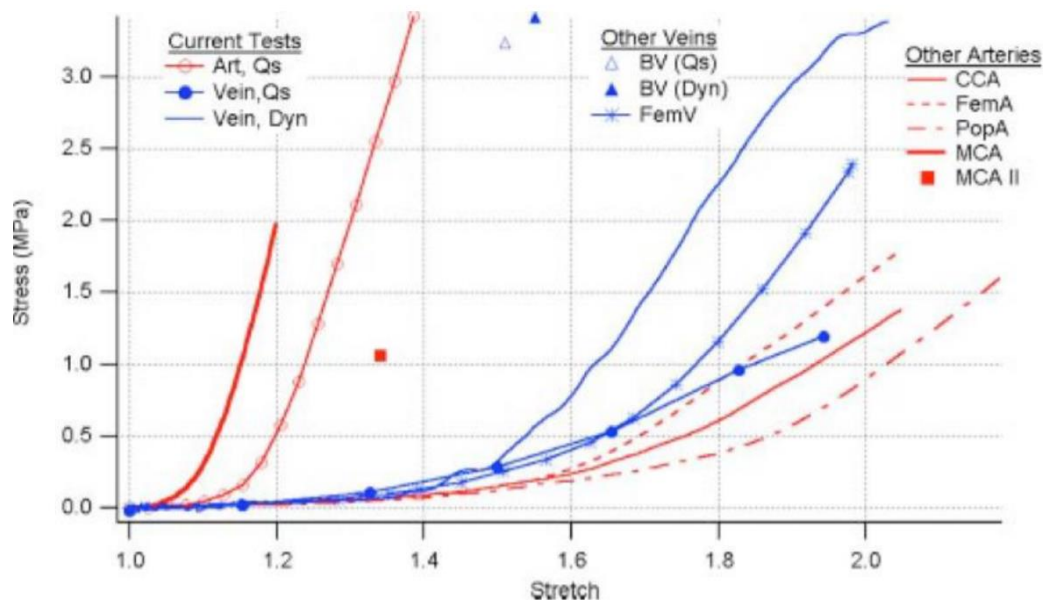
medije (srednjeg sloja) i adventicije (vanjskog sloja) [5]. Slojevi arterija prikazani su na slici 2.



Slika 2. Građa arterijske stijenke [6]

Intima je slična kod većine elastičnih i mišićnih arterija, a tipično se sastoji od jednog sloja endotelne stanice smještene na tankoj bazalnoj membrani [7]. Nalazi se na unutarnjoj strani stijenke arterije i u direktnom je kontaktu s krvlju. Uloga endotelne stanice je kontrola izmjene tvari između krvi i stijenke aorte. Zbog svoje mikrostrukture endotelni sloj nema značajan utjecaj na mehaničko ponašanje arterija. Podendotelni sloj većinski se sastoji od kolagenskih vlakana u obliku mreže. Njegova primarna uloga je pružanje strukturalne podrške endotelnim stanicama, ali manjim dijelom doprinosi krutosti stijenke arterije. Medija predstavlja srednji sloj stijenke arterije koji je odvojen od intime i adventicije elastičnom opnom [6]. Sastoji se od glatkih mišićnih stanica koje su ugrađene u izvanstaničnom spletu vlakana kolagena i elastina. Medijalni sloj najvećim je dijelom zaslužan za mehaničku čvrstoću stijenke u aksijalnom i cirkularnom smjeru uzrokovanu orijentacijom kolagenih vlakana. Mišićne stanice orijentirane su u cirkularnom smjeru i svojom kontrakcijom i opuštanjem omogućuju suženje i proširenje kako medijalnog sloja tako i cijele arterije u svrhu regulacije krvnog tlaka i protoka. Vanjski dio arterijske stijenke, adventicija, sastoji se od

guste mreže kolagenih vlakana pomiješane s elastinom, živcima, fibroblastima[6]. Spiralno orijentirana kolagenska vlakna u adventiciji služe kako bi ojačali vanjsku stijenku arterije, pridonoseći joj stabilnost i čvrstoću. Pri povišenim tlakovima, ta se vlakna rastežu i ukružuju vanjsku stijenku arterije te na taj način sprječavaju njezino preopterećenje puknuće. Posebna značajaka arterije je njeno mehaničko ponašanje koje je izrazito nelinearno, anizotropno i viskoelastično. Slikom 3. prikazana je ovisnost naprezanja o produljenju za različite arterije i vene. Crvenom bojom označene su krivulje koje prikazuju ponašanje zajedničke karotidne arterije (CCA), bedrene arterije (FemA), zakoljene arterije (PopA) i središnje moždane arterije (MCA). Iz slike 3. primjetna je razlika umehaničkim svojstvima između mišićnih i elastičnih arterija.



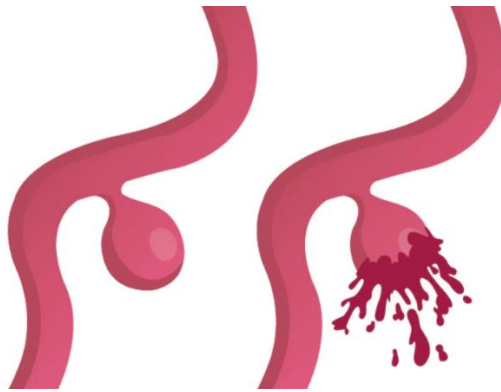
Slika 3. Ovisnost naprezanja o produljenju za različite vene i arterije [7]

Na slici 3. vidljivo je da maksimalna naprezanja arterija kod kojih dolazi do pucanja iznose od 1,3 do 2 MPa i da je krivulja naprezanja nelinearnog karaktera.

### 1.3. Aneurizma arterija

Aneurizma arterija je abnormalno lokalno proširenje arterija s tendencijom daljnjeg širenja i puknuća [8]. Kako bi se aneurizma definirala, proširenje arterije mora iznositi barem 50% njenog normalnog promjera. Aneurizma može biti stečena ili urođena: stečene nastaju kao posljedica neke vanjske ozljede, dok su urođene posljedica slabosti stijenke arterije. Često se dijagnosticiraju slučajno kao popratni nalaz nekih drugih pretraga ili dok ne dođe do komplikacija. Kao posljedica širenja aneurizme može doći do rupture arterije i krvarenja koje može imati smrtni ishod (slika 4.).





Slika 4. Aneurizma intrakranijalne arterije i njezina ruptura [9]

Dio aneurizmi polagano trombozira i spontano se isključuje iz normalne cirkulacije. Aneurizme intrakranijalnih arterija su lokalna abnormalna proširenja moždanih arterija uzrokovana hemodinamičkim čimbenicima i strukturnim promjenama arterijske stijenke[10]. Neki od najvažnijih rizičnih faktora koji pogoduju nastanku aneurizmi arterija jesu nasljedni poremećaji vezivnog tkiva (npr. Ehlers–Danlosov ili Marfanov sindrom), starija životna dob, pušenje, hipertenzija, plućne bolesti i bolesti krvožilnog sustava. Liječenje aneurizmi svodi se na operativni zahvat i osnovni cilj zahvata je potpuna okluzija aneurizme tj. Eliminiranje izvora krvarenja uz očuvanje normalnog protoka krvi u ostalim žilama. Najvažniji čimbenici koji utječu na ishod kirurškog zahvata su veličina i pozicija aneurizme, njezina geometrija, dob bolesnika i njegovo opće zdravstveno stanje. Operacije aneurizmi su danas olakšane uvođenjem mikrokirurških postupaka koji omogućuju pristup gotovo svim aneurizmama[10].

#### 1.4. Motivacija za rad

U svrhu liječenja aneurizmi, tijekom operacija pacijentima se ugrađuju preusmjerivači protoka, koji dovode do promjena u hemodinamici, koja mogu dovesti i do ruptura arterija. U sklopu projekta „*Eksperimentalna platforma za simulaciju endovaskularnog liječenja intrakranijalnih aneurizmi*“, želi se doći do novih spoznaja o hemodinamici intrakranijalne aneurizme i arterije. Glavni cilj projekta je izrada eksperimentalne platforme s karakteristikama protoka u aneurizmi prije i poslije ugradnje preusmjerivača. Središnji dio projekta je izrada 3D replike aneurizme, stvorene na temelju 3D snimki pacijenata s intrakranijalnim aneurizmama, ispisane iz materijala realističnog ponašanja i geometrije koja nakon opterećenja krvnim tlakom odgovara *in vivo* (lat. unutar živog) stanju. Jedan od najzahtjevnijih zadatak je dizajn metamaterijala za 3D repliku aneurizme, tj. izrada novog polimernog materijala kombinacijom osnovnih materijala. Materijal se 3D ispisa i testira jednoosnim statičkim vlačnim testom te uspoređuje sa ponašanjem uzoraka arterija iz

literature. Prethodno se provodi niz računalnih simulacija korištenjem metode konačnih elemenata kojim se ispituje velik broj različitih modela i različitih kombinacija materijala. Eksperimentalnim ispitivanjem dalje se validiraju rezultati numeričkih simulacija. U okviru prethodno navedenog smjestila se tematika ovog završnog rada.

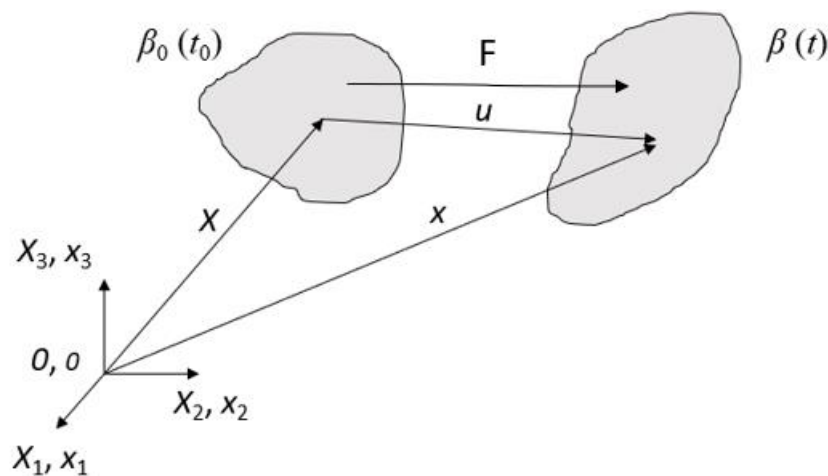
## 1.5. Cilj rada

Za odabrane polimerne materijale proveden je niz numeričkih simulacija njihovih mehaničkih svojstava primjenom osnovnih zakona i principa iz mehanike kontinuuma. Za metamaterijale, kojima se želi opisati mehaničko ponašanje arterija, korišteni su tzv. fenomenološki konstitutivni materijalni modeli temeljeni na eksperimentalnim ispitivanjima mehaničkog ponašanja gume kao hiperelastičnog materijala. U radu je korišten hiperelastični materijalni model pod imenom *Neo-Hooke*, različitih konstanti krutosti. Jednim dijelom želi se oponašati elastin, a drugim kolagen. Prethodnim radovima na projektu, u kojima se koristio *Neo-Hooke* materijal, uočeno je da je krivulju naprezanja arterije moguće oponašati korištenjem modela zavojnice od jednog materijala, ali bi krutost modela bila prevelika i dobivali bi se veliki iznosi naprezanja. Dodavanjem mekšeg materijala matriceredovito bi dolazilo do toga da se krivulja naprezanja linearizira i ne poklapa s krivuljom naprezanja stvarne arterije. U ovom radu proučavao se utjecaj količine matrice mekšeg materijala koji se dodaje na krutu zavojnicu. U svrhu toga osmišljena su tri koncepta matrice u koji bi se umetala zavojnica. Prvi koncept matrice je bio u obliku zavojnice poput vlakna, drugi je samo jednim dijelom imao oblik zavojnice, dok je treći koncept matrice bio pravokutni blok. Za svaki od njih napravljene su četiri varijante modela kojima se povećavao udio matrice.

## 2. TEORIJSKE OSNOVE

### 2.1. Osnove mehanike kontinuuma

Mehanika kontinuuma je dio mehanike koji proučava makroskopsko gibanje čvrstih, tekućih i plinovitih tijela [11]. Mehanika kontinuuma ne razmatra diskretnu, atomsku strukturu tvari, nego uvodi pojam neprekidne sredine ili materijalnog kontinuuma. Prema tom pristupu pretpostavlja se da tvar neprekidno ispunjava prostor koji zauzima tijelo. Materijalno tijelo je dio prostora obujma  $V$  omeđen zatvorenom plohom  $S$  koja je njegova površina. Tijelo je neprekidno ispunjeno materijom i ima masu  $m$ . Oblik i položaj koji tijelo ima u trenutku  $t$  nazivamo njegovom trenutnom konfiguracijom  $\beta(t)$ . Da bismo mogli razmatrati tijek deformiranja tijela, moramo njegove uzastopne konfiguracije uspoređivati s nekom referentnom konfiguracijom, najčešće početnom konfiguracijom  $\beta_0(t_0)$  [11]. Na slici 5. shematski je prikazano tijelo u dvije konfiguracije. Položaj svake čestice tijela opisan je s tri koordinate. Takav pristup naziva se Lagrangeovim opisom gibanja.



Slika 5. Prikaz tijela u referentnoj i trenutnoj konfiguraciji

S vektorom položaja  $\mathbf{X}$  označen je položaj proizvoljne čestice u referentnoj konfiguraciji  $\beta_0$ , a s vektorom  $\mathbf{x}$  označen je položaj te iste čestice u trenutnoj konfiguraciji  $\beta$ .

Čestica deformiranjem prelazi u novi položaj definiran vektorom položaja  $\mathbf{x}$ , koji je funkcija vremena i početnog vektora položaja te se zapisuje prema izrazu:

$$\mathbf{x} = \mathbf{x}(\mathbf{X}, t) \quad (1)$$

ili u indeksnom zapisu

$$x_i = x(X_i, t), \quad i=1,2,3, \quad (2)$$

a pomak kao

$$\mathbf{u}(\mathbf{X}, t) = \mathbf{x}(\mathbf{X}, t) - \mathbf{X}. \quad (3)$$

Veza između elementarne dužine u referentnoj konfiguraciji  $d\mathbf{X}$  i elementarne dužine u trenutnoj konfiguraciji  $d\mathbf{x}$  zapisuje se kao:

$$d\mathbf{x} = \frac{\partial \mathbf{x}}{\partial \mathbf{X}} d\mathbf{X} \quad (4)$$

$$d\mathbf{x} = \mathbf{F}d\mathbf{X}. \quad (5)$$

$\mathbf{F}$  je tenzor drugog reda koji nazivamo tenzorom gradijenta deformiranja i u njemu se nalaze neovisne varijable materijalne koordinate  $\mathbf{X}$ . U razvijenom obliku glasi:

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x_1}{\partial X_1} & \frac{\partial x_1}{\partial X_2} & \frac{\partial x_1}{\partial X_3} \\ \frac{\partial x_2}{\partial X_1} & \frac{\partial x_2}{\partial X_2} & \frac{\partial x_2}{\partial X_3} \\ \frac{\partial x_3}{\partial X_1} & \frac{\partial x_3}{\partial X_2} & \frac{\partial x_3}{\partial X_3} \end{bmatrix}. \quad (6)$$

Tenzor gradijenta deformiranja ima svojstvo da mu je determinanta jednaka veličini  $J$  koju zovemo Jacobijeva determinanta[11]. Jacobijeva determinanta predstavlja omjer između elementarnih volumena u referentnoj  $dV_0$  i trenutnoj  $dV$  konfiguraciji, odnosno:

$$\det(\mathbf{F}) = J = \frac{dV}{dV_0}. \quad (7)$$

Prema tome, možemo reći da je tenzor gradijenta deformiranja mjera deformacije volumena[11]. Ako je  $\det(\mathbf{F}) = J = 1$ , tada je  $dV = dV_0$ , što znači da ne dolazi do promjene volumena tijekom deformiranja pa je ono nestalčivo. Problem kod tenzora gradijenta deformiranja  $\mathbf{F}$  stvara to što je two-point tenzor, što općenito nije simetričan i što može sadržavati informacije o gibanju krutog tijela. Zbog toga se u mehanici kontinuuma uvodi dva nova tenzora deformiranosti[11].

$$\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F}, \quad (8)$$

$$\mathbf{b} = \mathbf{F} \mathbf{F}^T, \quad (9)$$

Tenzor  $\mathbf{C}$  je simetrični ( $\mathbf{C} = \mathbf{C}^T$ ) desni Cauchy-Greenov tenzor deformiranosti koji je vezan uz referentnu konfiguraciju  $\beta_0$ , a tenzor  $\mathbf{b}$  je simetrični ( $\mathbf{b} = \mathbf{b}^T$ ) lijevi Cauchy-Greenov tenzor deformiranosti koji je vezan uz trenutnu konfiguraciju  $\beta$ . Oba tenzora su neovisna o gibanju krutog tijela[11].

## 2.2. Hiperelastični materijalni model

Anizotropno, nehomogeno, neelastično i nelinearno ponašanje arterija može se oponašati primjenom hiperelastičnih materijala koje odlikuje izotropnost, homogenost, elastičnost i nelinearnost. Kada govorimo o hiperelastičnim materijalima u praksi, mislimo uglavnom na polimere[12]. U teoriji hiperelastičnih materijala nelinearno-elastično ponašanje formulira se pretpostavkom postojanja funkcije koju nazivamo funkcijom energije deformiranja  $W$  (eng. strainenergyfunction)[13]. Uvodi se pretpostavka da funkcija  $W$  ovisi samo o komponentama desnog Cauchy-Greenovog tenzora deformiranosti  $W = W(\mathbf{C})$ . Osnovni oblik konstitutivne relacije hiperelastičnih materijala glasi:

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{2}{J} \mathbf{F} \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} \mathbf{F}^T. \quad (10)$$

U gornjem izrazu  $\boldsymbol{\sigma}$  predstavlja *Cauchyev* tenzor naprezanja, pri čemu je  $J$  Jacobijeva determinanta. *Cauchyev*o naprezanje opisuje djelovanje trenutne sile  $dF$  na trenutnoj površini  $dA$ . Tenzor  $\boldsymbol{\sigma}$  je simetričan tenzor ( $\boldsymbol{\sigma} = \boldsymbol{\sigma}^T$ ) pa od devet komponenta ima samo šest različitih. Tenzor koji opisuje djelovanje trenutne sile  $dF$  na početnoj površini  $dA_0$  naziva se prvim Piola-Kirchhoffovim ili nominalnim tenzorom naprezanja i njegova veza s *Cauchyevim* naprezanjem glasi:

$$\mathbf{P} = J \mathbf{F}^{-1} \boldsymbol{\sigma}. \quad (11)$$

Tenzor  $\mathbf{P}$  vezan je i za trenutnu i za referentnu konfiguraciju i stoga općem slučaju nije simetričan ( $\mathbf{P} \neq \mathbf{P}^T$ ), što ga čini neprikladnim za upotrebu u numeričkim proračunima. Iz tog razloga je definiran drugi tenzor naprezanja koji je simetričan i vezan samo uz referentnu konfiguraciju, a zove se drugi Piola-Kirchhoffov tenzor naprezanja. Ovaj tenzor naprezanja dobiven je definiranjem „fiktivne“ sile koja djeluje na elementarnoj plohi  $dA_0$  u  $\beta_0$  te njegova poveznica sa *Cauchyevim* naprezanjem glasi:

$$\mathbf{S} = J \mathbf{F}^{-1} \boldsymbol{\sigma} (\mathbf{F}^{-1})^T. \quad (12)$$

Drugi Piola-Kirchhoffov tenzor naprezanja ima puno veću primjenu u numeričkim proračunima, međutim problem je u tome što se ne može mjeriti i nema nikakvu fizikalnu interpretaciju.

### 2.2.1. Neo-Hooke materijalni model

Realno ponašanje bioloških mekih tkiva i elastomera općenito je nestlačivo[13], što znači da prilikom deformiranja ne dolazi do promjene volumena i vrijedi  $\det(\mathbf{F}) = J = 1$ . Dodavanjem nestlačivosti konstitutivna relacija hiperelastičnih materijala prelazi u:

$$\boldsymbol{\sigma} = -p\mathbf{I} + 2\mathbf{F}\left(\frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}}\right)\mathbf{F}^T, \quad (13)$$

Gdje  $p$  predstavlja Lagrangeov multiplikator kojim se nameće uvjet nestlačivosti pri deformiranju. Relacija (13) može se prikazati preko invarijanti ( $I_{1C}$ ,  $I_{2C}$ ) desnog Cauchy-Greenovog tenzora deformiranosti  $\mathbf{C}$ . Invarijante su skalarne vrijednosti tenzora koje se prilikom rotacije koordinatnog sustava ne mijenjaju [14]. Uvrštavanjem invarijanti dobivamo:

$$\boldsymbol{\sigma} = -p\mathbf{I} + 2\left(\frac{\partial W}{\partial I_{1C}}\right)\mathbf{b} - 2\left(\frac{\partial W}{\partial I_{2C}}\right)\mathbf{b}^{-1} \quad (14)$$

Za potpuno definiranje konstitutivne relacije nestlačivih izotropnih hiperelastičnih materijala potrebno je pronaći oblik funkcije  $W$  u ovisnosti o invarijantama tenzora deformiranosti  $\mathbf{C}$ , tj.  $W = W(I_{1C}, I_{2C})$ . Postoji niz različitih oblika funkcije energije deformiranja, a sve te oblike skupno nazivamo hiperelastičnim materijalnim modelima [14]. Funkcija energije deformiranja  $W$  fizikalno nam daje opis mehaničkog odziva ispitivanog materijala. Neo-Hooke materijalni model definira funkciju energije deformiranja kao:

$$W = C_1 \cdot (I_{1C} - 3) \quad (15)$$

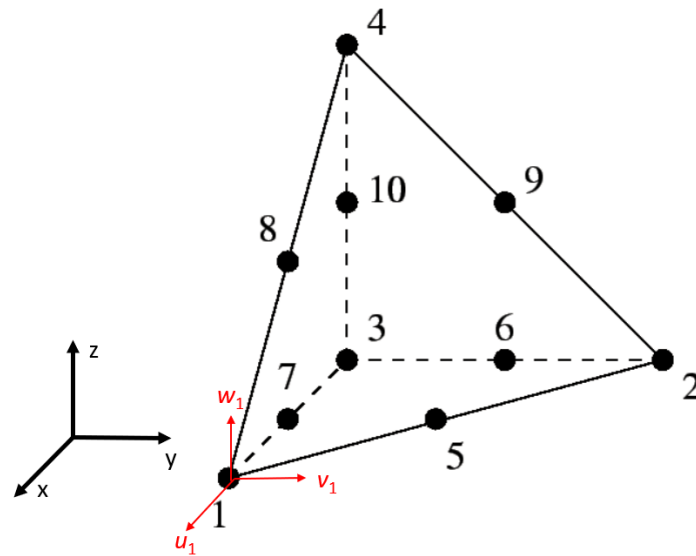
Pri čemu je  $C_1$  materijalni parametar koji je potrebno odrediti i čija je fizikalna interpretacija povezana s modulom smičnosti  $G$  i glasi  $C_1 = 0,5 \cdot G$  [14]. Konstitutivna relacija za nestlačive hiperelastične materijale u slučaju Neo-Hooke materijalnog modela dobiva se uvrštavanjem (15) u (14) i glasi:

$$\boldsymbol{\sigma} = -p\mathbf{I} + 2C_1\mathbf{b}. \quad (16)$$

### 3. METODA KONAČNIH ELEMENATA

Metoda konačnih elemenata numerička je metoda koja se temelji na fizičkoj diskretizaciji kontinuuma [15]. Prilikom deformiranja tijelo ima beskonačan broj stupnjeva slobode gibanja. Deformiranje je opisano diferencijalnim jednažbama za koje je samo u malom broju jednostavnih primjera moguće odrediti analitičko rješenje. Pomoću metode konačnih elemenata uvodi se diskretizacija kontinuuma. Vršiti se podjela tijela na konačan broj potpodručja koji nose naziv konačni elementi. Polje pomaka, deformacije i naprezanja u svakom se konačnom elementu opisuje pomoću interpolacijskih funkcija koje povezuju varijable s njihovim iznosima u čvorovima elementa. Interpolacijske funkcije predstavljaju aproksimaciju rješenja diferencijalne jednažbe, te se na taj način diferencijalne jednažbe zamjenjuju sustavom algebarskih jednažbi [15]. Složene konstrukcije zahtijevaju podjelu na velik broj sitnih konačnih elemenata kako bi se dovoljno dobro mogle opisati sve pojave prilikom analize konstrukcije. Time se dobije sustav s velikim brojem algebarskih jednažbi za čije rješavanje je potrebno koristiti računalne programe. Ova metoda najčešće se primjenjuje u mehanici deformabilnih tijela za rješavanje statičkih i dinamičkih problema, a koristi se i za rješavanje nelinearnih problema u kojima imamo prisustvo materijala za čije je opisivanje potrebno koristiti hiperelastične materijalne modele. U okviru ovog rada korišteni programski paket za numeričku analizu metodom konačnih elemenata je *Abaqus6.14-1* (DassaultSystemes, Francuska), u koji je implementiran željeni hiperelastični modela za opisivanje ponašanja polimernih materijala.

### 3.1. Korišteni konačni elementi



Slika 6. Tetraedarski konačni element drugog reda

U sklopu ovog rada korišteni su tetraedarski konačni elementi drugog reda. Konačni elementi drugog reda, uz čvor na vrhovima elementa, imaju dodatan čvor na svakoj polovici stranice elementa. Svaki čvor ima tri stupnja slobode gibanja, pomake u smjeru koordinatnih osi, pa stoga ovaj konačni element ima ukupno 30 stupnjeva slobode gibanja[15]. Tetraedarski konačni element drugog reda s hibridnom formulacijom naziva se u *Abaqus*-u C3D10H i prikazan je na slici 6. [16]



## 4. JEDNOOSNO VLAČNO ISPITIVANJE MODELA

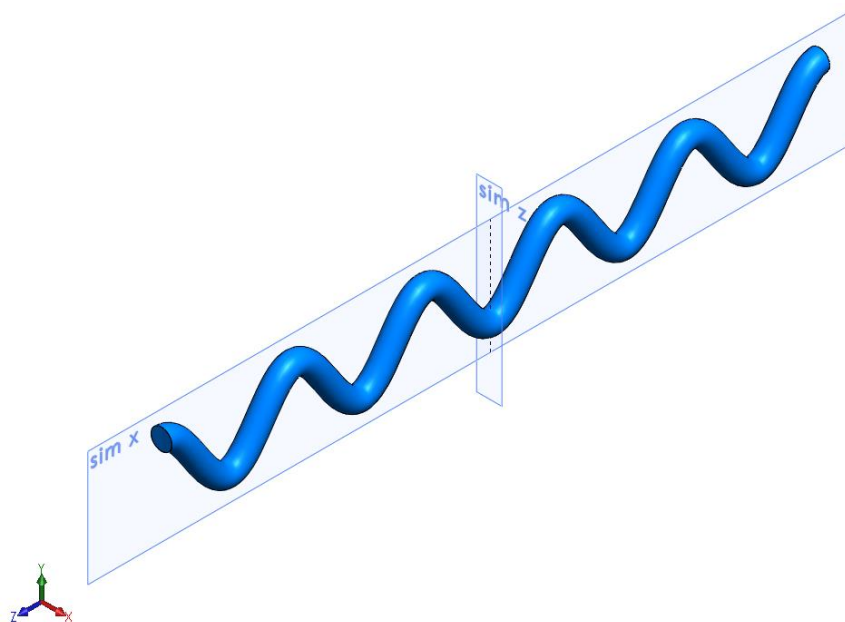
### 4.1. Prikaz proračunskih modela

Pri izradi ovog rada vodilo se računa o prethodnim izvedenim radovima na projektu *Eksperimentalna platforma za simulaciju endovaskularnog liječenja intrakranijskih aneurizmi*, gdje je istraživana optimalna geometrija ravninske zavojnice krutog materijala koja se umeće u matricu mekšeg materijala. Na temelju prethodnih istraživanja odabrana je zavojnica u obliku kosinusne funkcije  $y = A \cdot \cos(B \cdot x)$  čiji su početni parametri dani u tablici 1.:

Tablica 1. Početni parametri zavojnice

Amplituda	Frekvencija	Promjer poprečnog presjeka	Duljina zavojnice
$A=1,5$ mm	$B=1$	$D=2$ mm	$l_0=10\pi=31,416$ mm

U svim izvedenim proračunima zavojnica je jednaka i ima gore navedene parametre. CAD model geometrije izrađen je pomoću programskog paketa *Solidworks 2017* (DassaultSystemes, Francuska), te prikazan slikom 7.



Slika 7. CAD model zavojnice

Iz slike 7. lako je uočljivo da je geometrija dvostruko simetrična oko naznačenih ravnina. Budući da su rubni uvjeti i opterećenje također simetrični, što je prikazano u daljnjem tekstu, pri numeričkoj analizi korištena je jedna četvrtina modela kako bi se smanjio broj konačnih

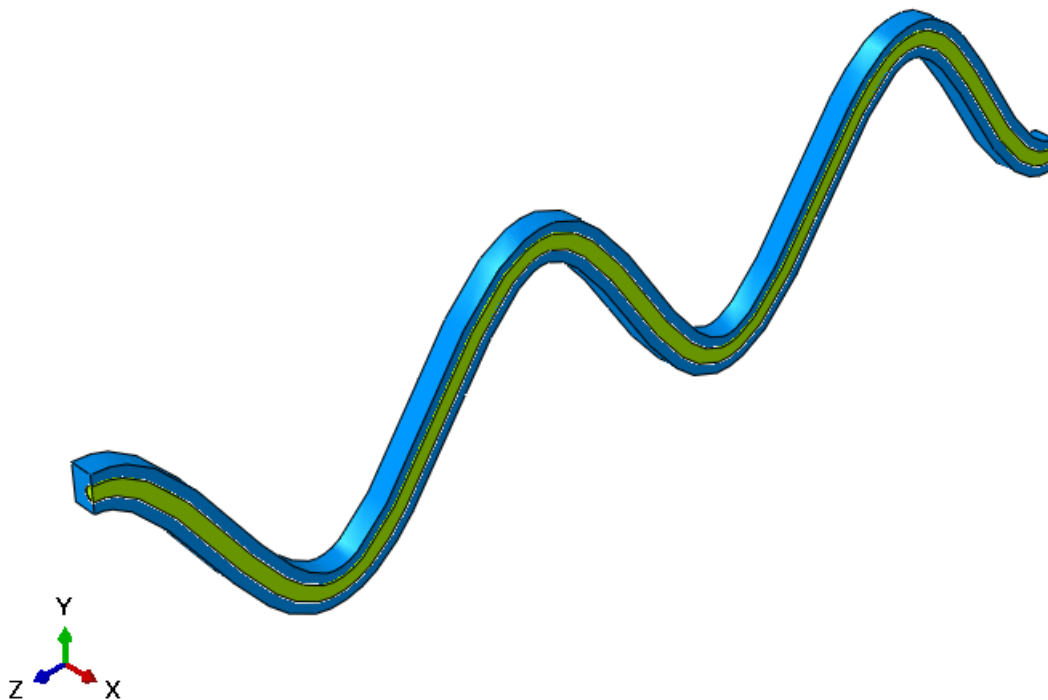
elemenata, uštedili računalni resursi i ubrzalo vrijeme potrebno za provođenje analiza. Tijekom numeričke analize kao materijal zavojnice korišten je hiperelastični *Neo-Hookematerijal* dvije različite konstante krutosti  $C_1=0,3494$  MPa i  $C_1=8$  MPa. *Neo-Hookematerijal* korišten je i kao materijal matrice s vrijednosti konstante krutosti  $C_1=0,1048$  MPa.

Kako je već prethodno navedeno, cilj rada je bio uočiti i pokazati kako dodavanje mekšeg materijala matrice utječe na naprezanje matrice i zavojnice. U tu svrhu napravljena su tri koncepta oblika matrice. Za svaki koncept napravljene su četiri varijante matrice, a svakom varijantom se povećavao volumen matrice i promatrao utjecaj na naprezanja. Kao referenta vrijednost za razlikovanje varijanti matrica uzet je volumni omjer volumena matrice i volumena zavojnice koji je izračunat prema izrazu (17):

$$V_i = \frac{V_{m(i)}}{V_z}, \quad i=1,2,3,4 \quad (17)$$

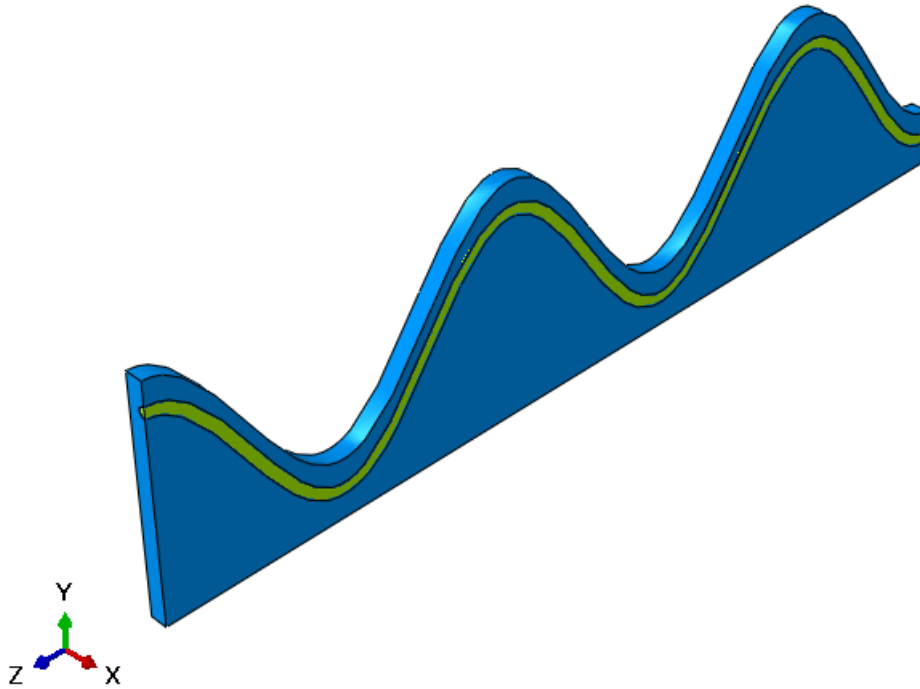
Gdje  $i$  predstavlja broj varijante, prva, druga, treća, četvrta varijanta,  $V_{m(i)}$  volumen  $i$ -te varijante matrice, a  $V_z$  volumen zavojnice.

Svi CAD modeli matrica izrađeni su pomoću programskog paketa *Solidworks 2017*, te su jednako kao i zavojnica dvostruko simetrični. U konceptu 1 matrice uzeta je matrica pravokutnog presjeka koja svojim cijelim oblikom prati oblik zavojnice. Ovaj koncept zbog svog oblika ne bi mogao imati realnu primjenu, ali se njime htio proučiti utjecaj male količine matrice na naprezanje. Četvrtina modela koncept 1 matrice prikazana je slici 8.



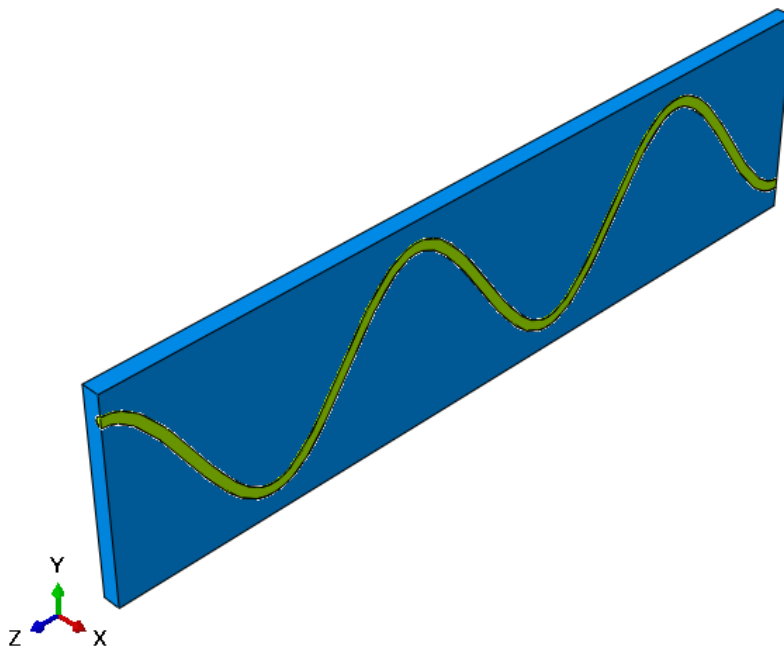
Slika 8. Četvrtina modela koncepta 1

Koncept 2 jednom uzdužnom stranom slijedi oblik zavojnice dok mu je druga strana ravna. Ovakav koncept bi mogao imati svoju realnu primjenu zbog toga što ima jednu ravnu stranu uz koju bi strujala krv. Četvrtina koncept 2 prikazana je na slici 9.



Slika 9. Četvrtina modela koncepta 2

Koncept 3 je blok u obliku kvadra u koji je utisnuta zavojnica. Pri ovom konceptu volumen matrice je najveći kao i njezin utjecaj na naprezanje. Četvrtina koncept 3 prikazana je na slici 10.

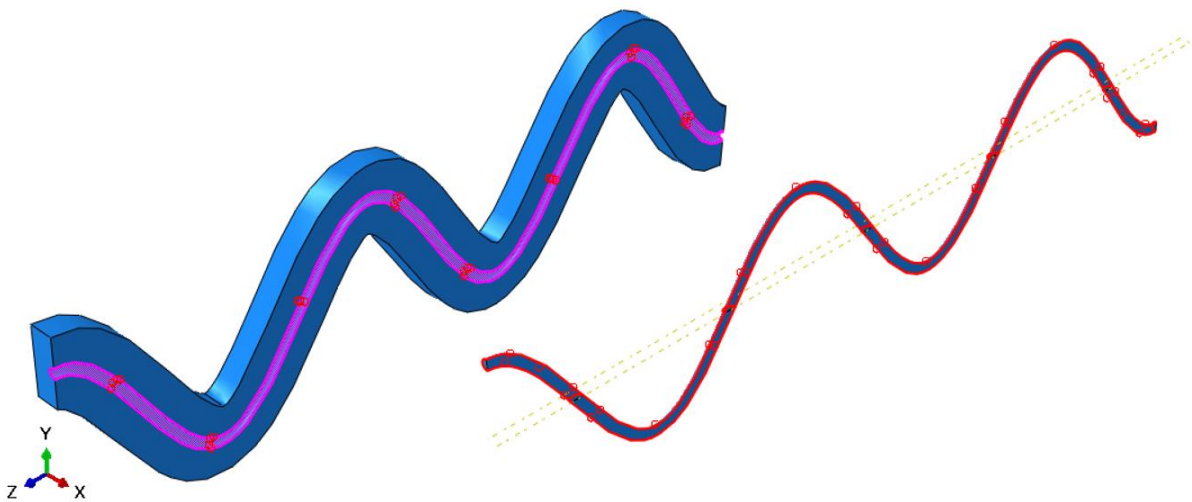


Slika 10. Četvrtina modela koncepta 3

#### 4.2. Postavke numeričke analize modela koncepta 1

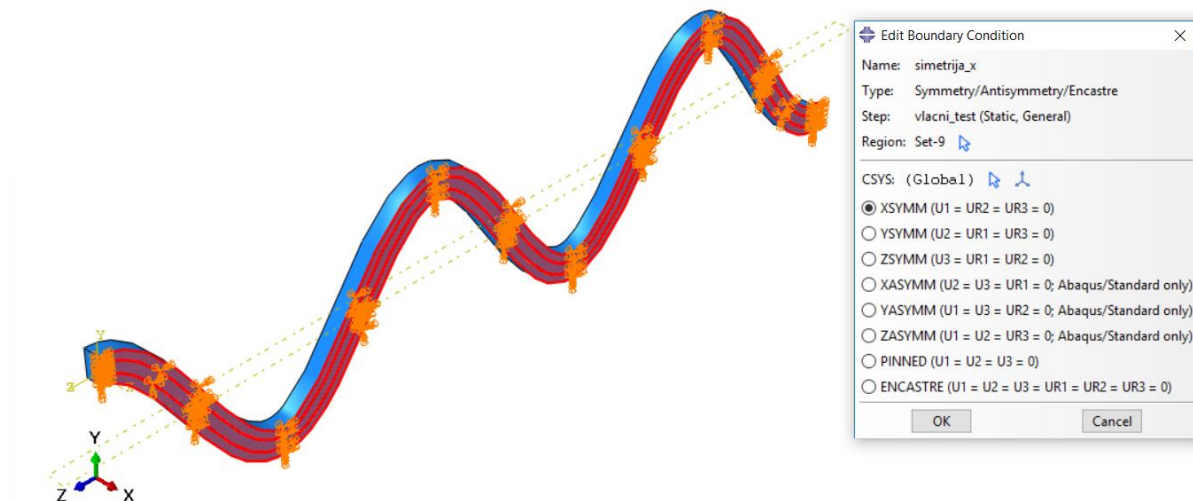
Za numeričku analizu korišten je programski paket *Abaqus* u koji je prvo učitana geometrija zavojnice i matrice. Zatim su kreirani materijali zavojnice i matrice te su njihova svojstva dodijeljena zavojnici i matrici s pripadajućim krutostima navedenim u poglavlju 4.1. Budući da se analizira problem u kojem dolazi do velikih pomaka u postavkama za rješavanje je uključena opcija *nlgeom* koja označava geometrijsku nelinearnost. Na taj način aktiviran je Newton-Rhapsonov iteracijski postupak. Za veličinu početnog i najvećeg dozvoljenog inkrementalnog koraka odabrano je  $\lambda = 0,01$

S obzirom na korištenje dvaju različitih dijelova modela koji predstavljaju dva različita materijala potrebno je definirati njihovu međusobnu interakciju. Za definiranje interakcije između dva dijela korištena je opcija *Tie* koja predstavlja svojevrsnu krutu vezu što znači da nema relativnih pomaka između *master* i *slave* ploha. Kao *master* plohe odabrane su plohe na zavojnici prikazane crvenom bojom na slici 11., dok su *slave* plohe suprotne plohe na matriciljubičaste boje.



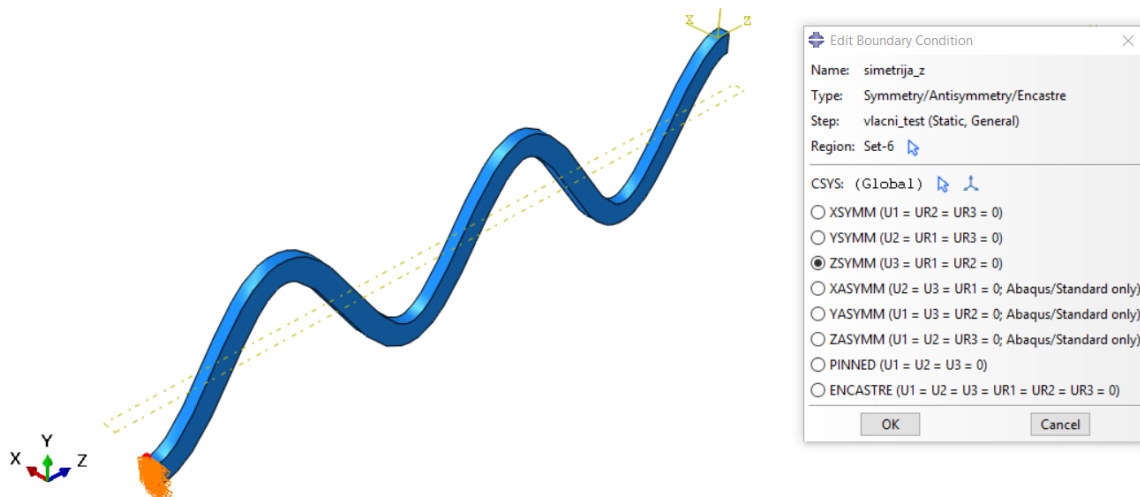
Slika 11. *Master* i *slave* plohe kontakta

Zbog korištenja jedne četvrtine modela potrebno je dodijeliti rubne uvjete simetrije. Slika 12. prikazuje postavljanje rubnog uvjeta simetrije, na plohu označenu crvenom bojom, s obzirom na *x* os u *Abaqus*-u



Slika 12. Rubni uvjet simetrije s obzirom na os x

Potrebno je također dodijeliti i rubni uvjet simetrije prema osi z što je prikazano slikom 13. gdje je crvenom bojom naznačena odabrana ploha.



Slika 13. Rubni uvjet simetrije s obzirom na os z

Produljene uzduž osi z, za koje je željeno prikazati ponašanje modela, iznosi 80% pa prema tome slijedi faktor produljenja u smjeru osi z:

$$\lambda_z = \frac{l_0 + w}{l_0} = 1,8 \quad (18)$$

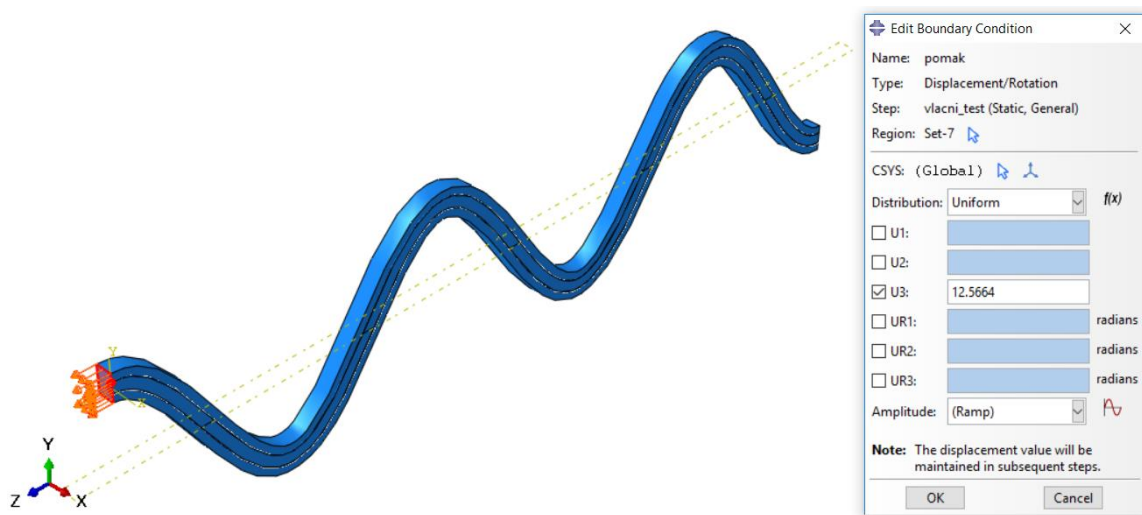
Kad se iz izraza (18) eksplicitno prikaže pomak  $w$  slijedi:

$$w = l_0 \cdot (\lambda_z - 1), \quad (19)$$

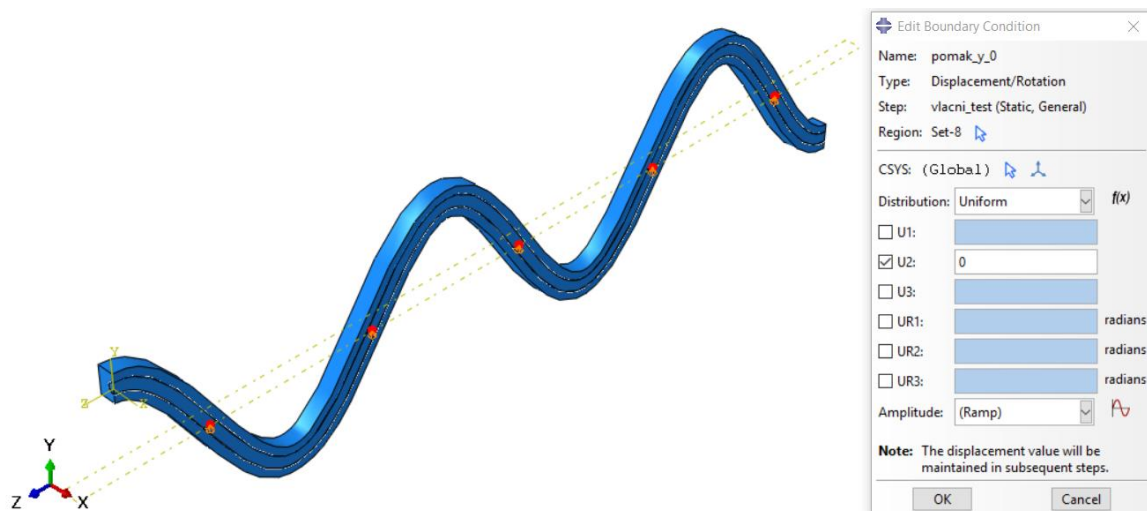
$$w = 10\pi \cdot (1,8 - 1) = 8\pi = 25,133 \text{ mm}. \quad (20)$$

Zbog korištenja rubnih uvjeta simetrije dodijeljena je polovina vrijednosti izračunate u izrazu

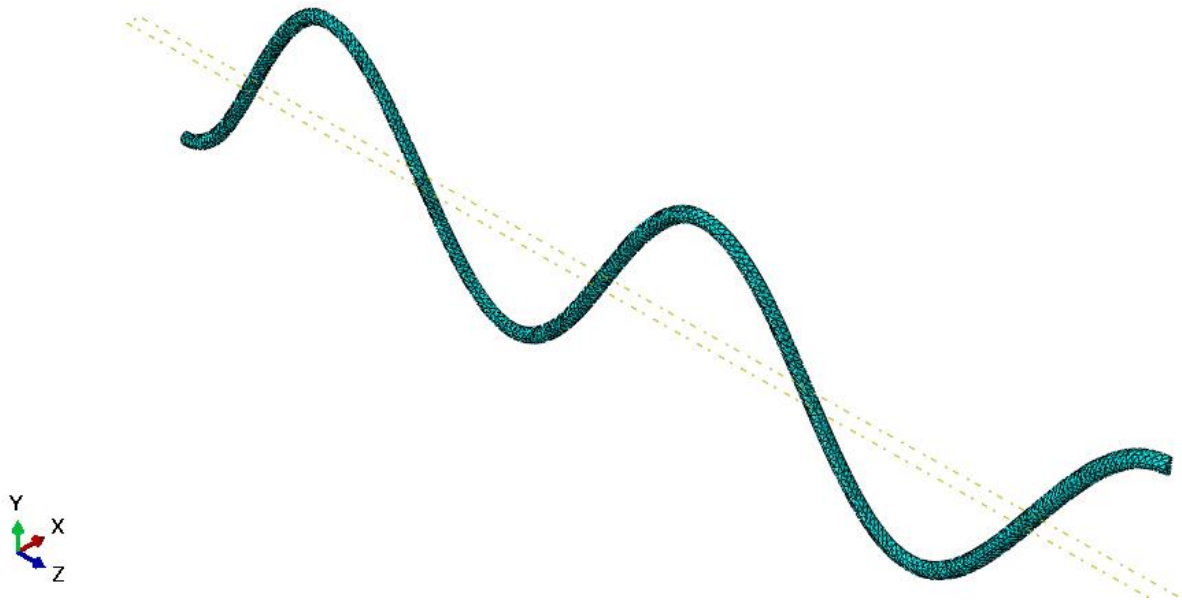
(20) odnosno  $\frac{w}{2} = 12,566 \text{ mm}$  što je prikazano slikom 14.

Slika 14. Rubni uvjet pomaka  $w$ 

Kako bi se izbjeglo pomicanje modela kao krutog tijela na središte ploha zavojnice postavljeno je ograničenje pomaka u smjeru osi  $y$  prikazano na slici 15.

Slika 15. Ograničenje pomaka u smjeru osi  $y$ 

Prilikom diskretizacije zavojnice korišteni su C3D10H konačni elementi, pri čemu slovo H označava hibridnu formulaciju elementa, te je izrađena mreža s 6556 konačnih elemenata prikazana slikom 16. Budući da je zavojnica u svim konceptima i varijantama jednaka, njena mreža nije mijenjana, dok je zbog povećana volumena matrice svaka mreža matrice imala različiti broj konačnih elemenata.



Slika 16. Diskretizirana zavojnica

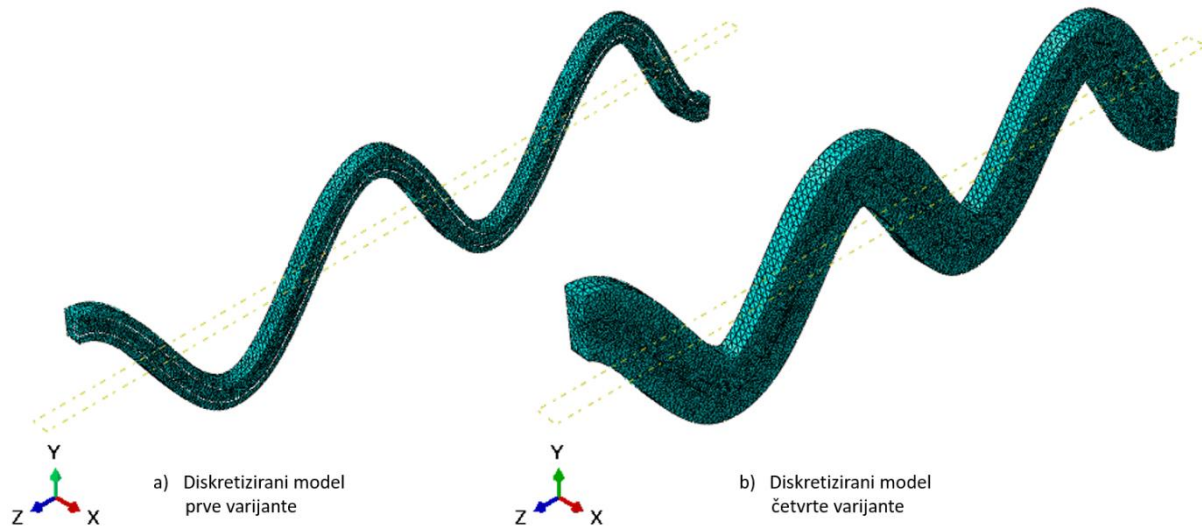
U tablici 2. dan je prikaz karakteristika svih varijanti matrica s pripadajućim volumenom matrica, volumnim omjerom i brojem konačnih elemenata na diskretiziranom modelu matrice.

Tablica 2. Karakteristike varijanti matrica koncepta 1

Varijanta matrice	Volumen matrice	Volumni omjer	Broj konačnih elemenata
Prva	3,02 mm <sup>3</sup>	8,6	29723
Druga	5,94 mm <sup>3</sup>	17	36577
Treća	8,64 mm <sup>3</sup>	24,7	45372
Četvrta	12,8 mm <sup>3</sup>	36,6	66376

Na slici 17. prikazana je usporedba diskretiziranih modela prve i četvrte varijante koncepta 1.

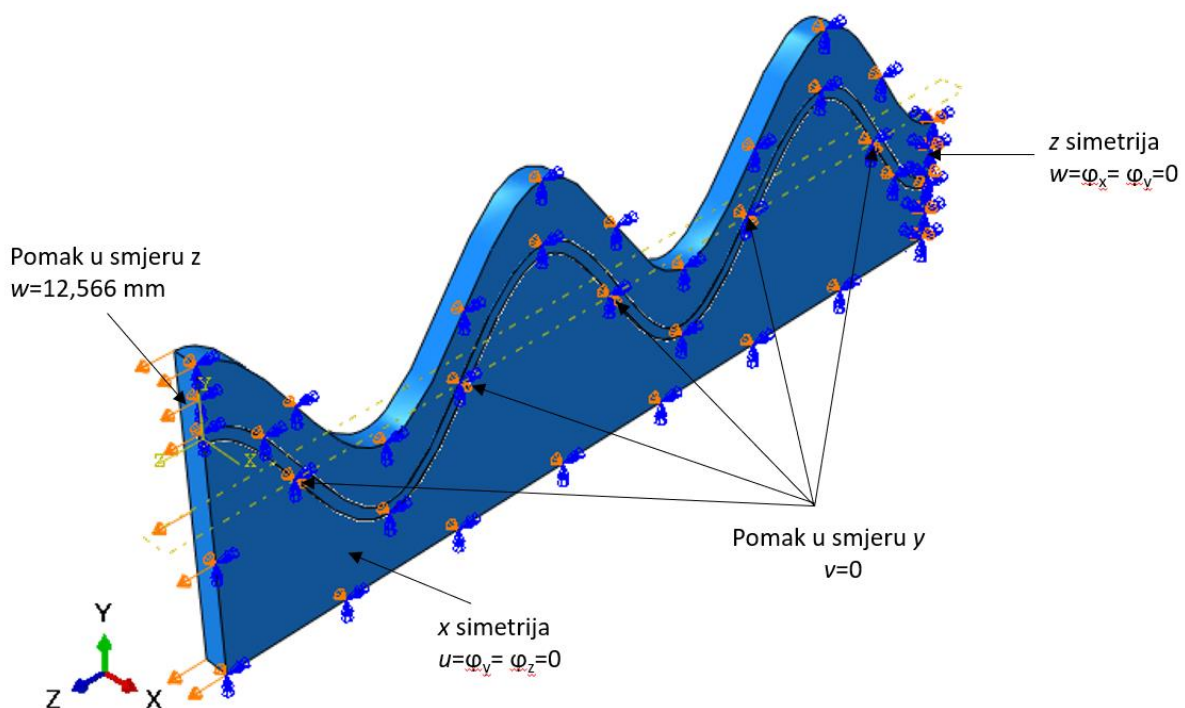




Slika 17. Diskretizirani modeli prve i četvrte varijante koncepta 1

### 4.3. Postavke numeričke analize modela koncepta 2

Numerička analiza provedena na konceptu 2 vrlo je slična prethodno opisanoj analizi, korišteni materijali i rubni uvjeti postavljeni su analogno kao i na konceptu 1 u poglavlju 4.2., te ovdje neće biti detaljno opisivani, nego samo prikazani slikom 18.



Slika 18. Rubni uvjeti na modelu koncepta 2

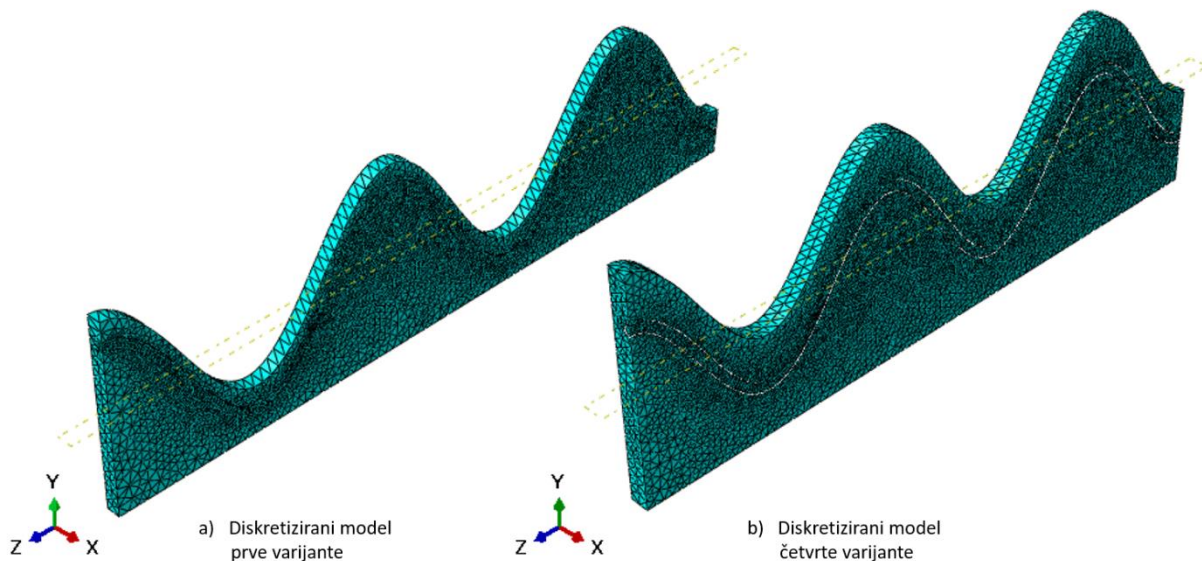
U tablici 3. dan je prikaz karakteristika svih varijanti matrica s pripadajućim volumenom matrica, volumnim omjerom i brojem konačnih elemenata na diskretiziranom modelu matrice.



Tablica 3. Karakteristike varijanti matrica koncepta 2

Varijanta matrice	Volumen matrice	Volumni omjer	Broj konačnih elemenata
Prva	11,43 mm <sup>3</sup>	32,6	33420
Druga	15,59 mm <sup>3</sup>	44,5	43559
Treća	21,01 mm <sup>3</sup>	60	56730
Četvrta	27,21 mm <sup>3</sup>	77,7	69941

Na slici 19. prikazana je usporedba diskretiziranih modela prve i četvrte varijante koncepta 1.

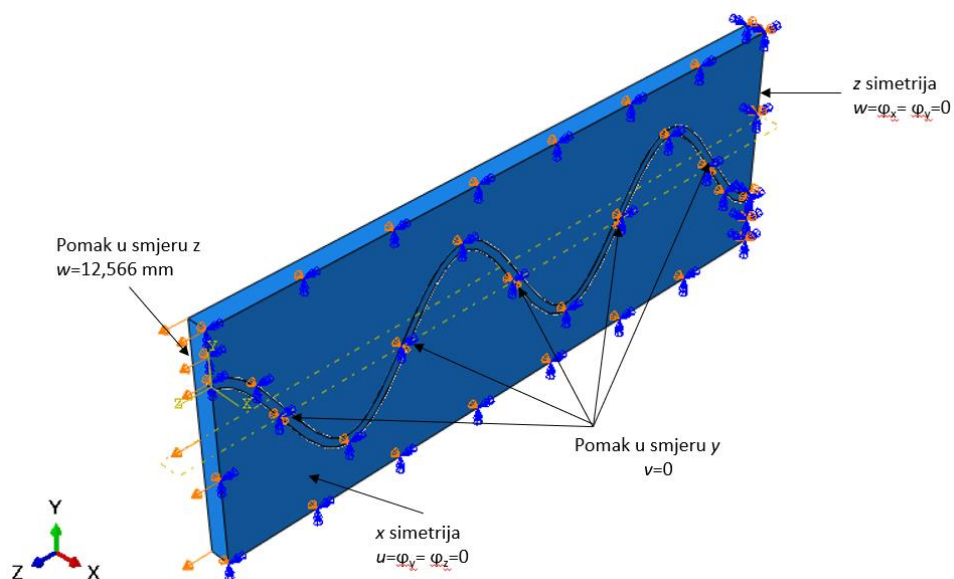


Slika 19. Diskretizirani modeli prve i četvrte varijante koncepta 2

Iz slike 19. vidljivo je da je na području zavojnice i njene okolice veća gustoća konačnih elemenata. Time se u analizi želi dobiti što detaljniji prikaz ponašanja modela u značajnom području. Udaljavanjem od zavojnice dimenzije konačnih elemenata se povećavaju jer je na tom području ne dolazi do utjecaja zavojnice na matricu.

#### 4.4. Postavke numeričke analize modela koncepta 3

Kao i u slučaju koncepta 2, numerička analiza je analogna konceptu 1, te nije detaljno opisivana, nego su rubni uvjeti prikazani slikom 20.



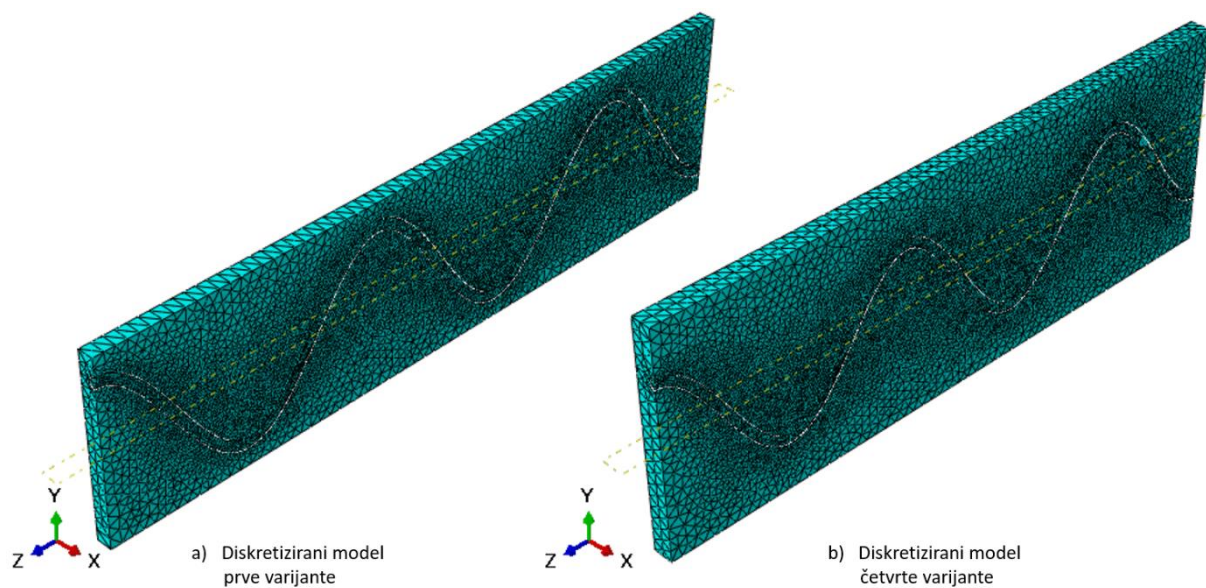
Slika 20. Rubni uvjeti na modelu koncepta 3

U tablici 4. dan je prikaz karakteristika svih varijanti matrica s pripadajućim volumenom matrica, volumnim omjerom i brojem konačnih elemenata na diskretiziranom modelu matrice.

Tablica 4. Karakteristike varijanti matrica koncepta 3

Varijanta matrice	Volumen matrice	Volumni omjer	Broj konačnih elemenata
Prva	21,6 mm <sup>3</sup>	61,8	43399
Druga	27,9 mm <sup>3</sup>	79,7	47873
Treća	35 mm <sup>3</sup>	100	55127
Četvrta	42,8 mm <sup>3</sup>	122,4	61981

Na slici 21. prikazana je usporedba diskretiziranih modela prve i četvrte varijante koncepta 3.



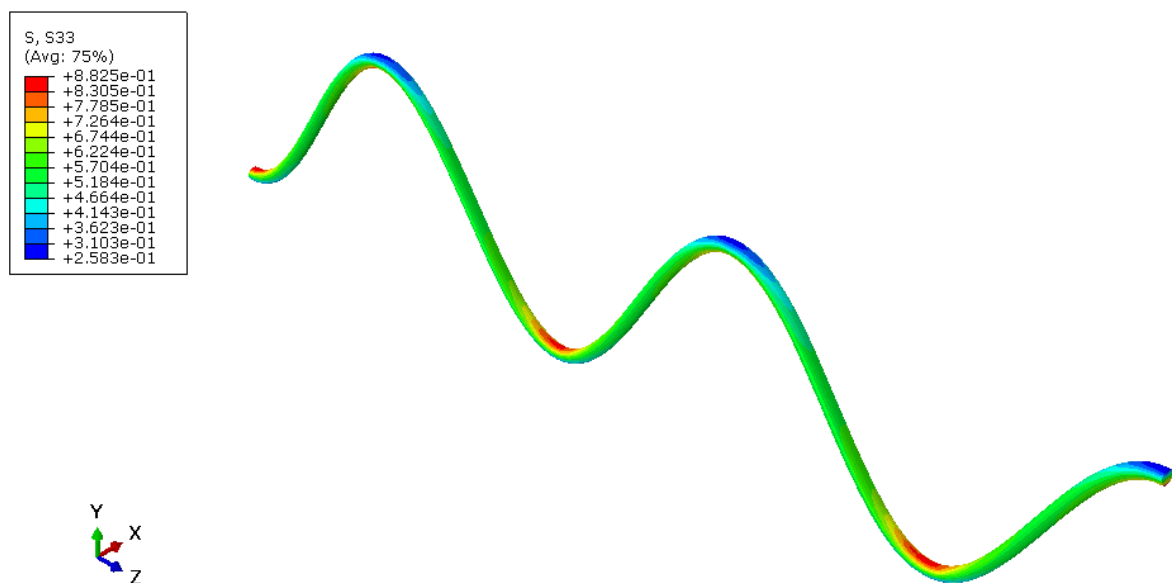
**Slika 21. Diskretizirani modeli prve i četvrte varijante koncepta 3**

Iz slike 21. vidljivo je i da je za koncept 3 na području zavojnice i njene okolice veća gustoća konačnih elemenata iz istih razloga kao i kod koncepta 2.

## 5. REZULTATI NUMERIČKIH ANALIZA

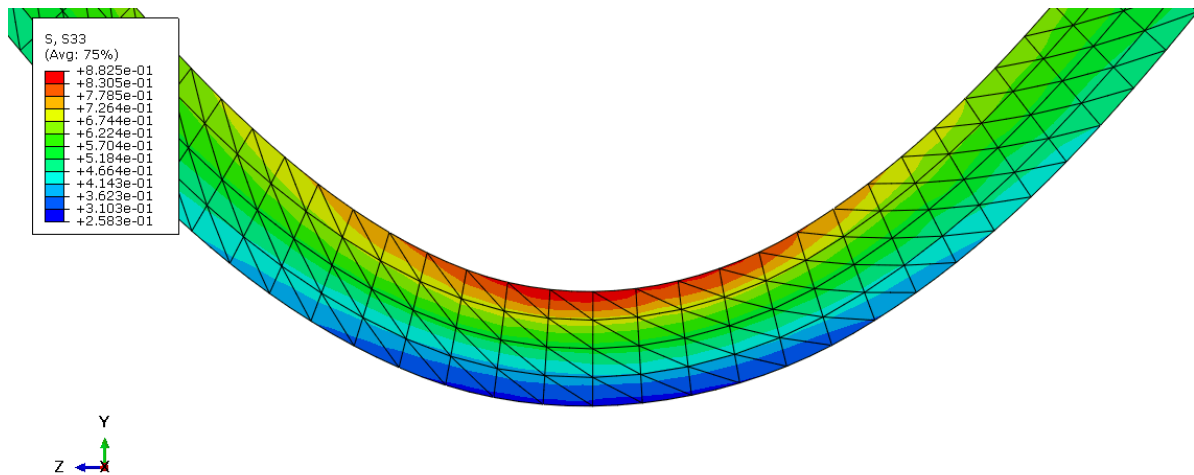
### 5.1. Opis promatranih vrijednosti napreznja

Nakon provedenih numeričkih analiza, promatrana su Cauchyeva napreznja vlakna i matrice i ponašanje njihovih krivulja ovisno o faktoru produljenja  $\lambda_z$ . Na slici 22. prikazana je raspodjela Cauchyevog napreznja  $\sigma_z$  na polovinizavojnice prve varijante koncepta 1. Zbog bolje preglednosti, prikazani su rezultati bez mreže konačnih elemenata na nedeformiranom modelu.



Slika 22. Raspodjela Cauchyevog napreznja na polovini zavojnice koncepta 1

Vidljivo je da mjestima s najmanjim radijusom zakrivljenosti dolazi do koncentracije napreznja te vrijednosti napreznja u tom području odstupaju od vrijednosti na ostatku zavojnice. Ta napreznja uzimana su kao maksimalna napreznja zavojnice.



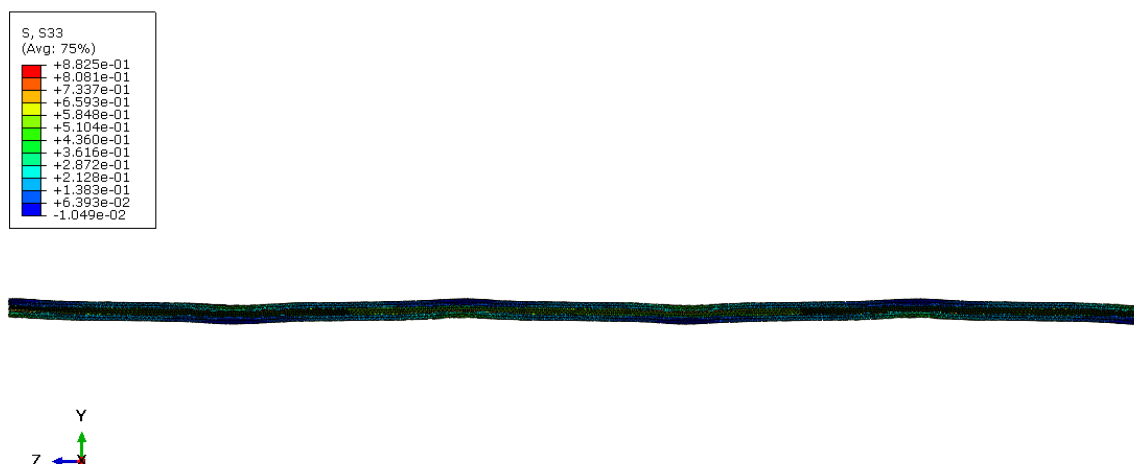
Slika 23. Raspodjela Cauchyevog napreznjenja na karakterističnom presjeku zavojnice

Na slici 23. prikazan je detalj raspodjele napreznjenja na karakterističnom presjeku. Usporedbom slika 22. i 23. vidljivo je da napreznjenje srednjeg čvora poprečnog presjeka odgovara prosječnom napreznjenju na ostatku zavojnice te je kao takvo korišteno u prikazu rezultata.

Ista se logika može primijeniti i na matrice koncepta 2 i koncepta 3, koji imaju zavojitu formulaciju, gdje se također javlja koncentracija napreznjenja na mjestima gdje je najmanji radijus napreznjenja.

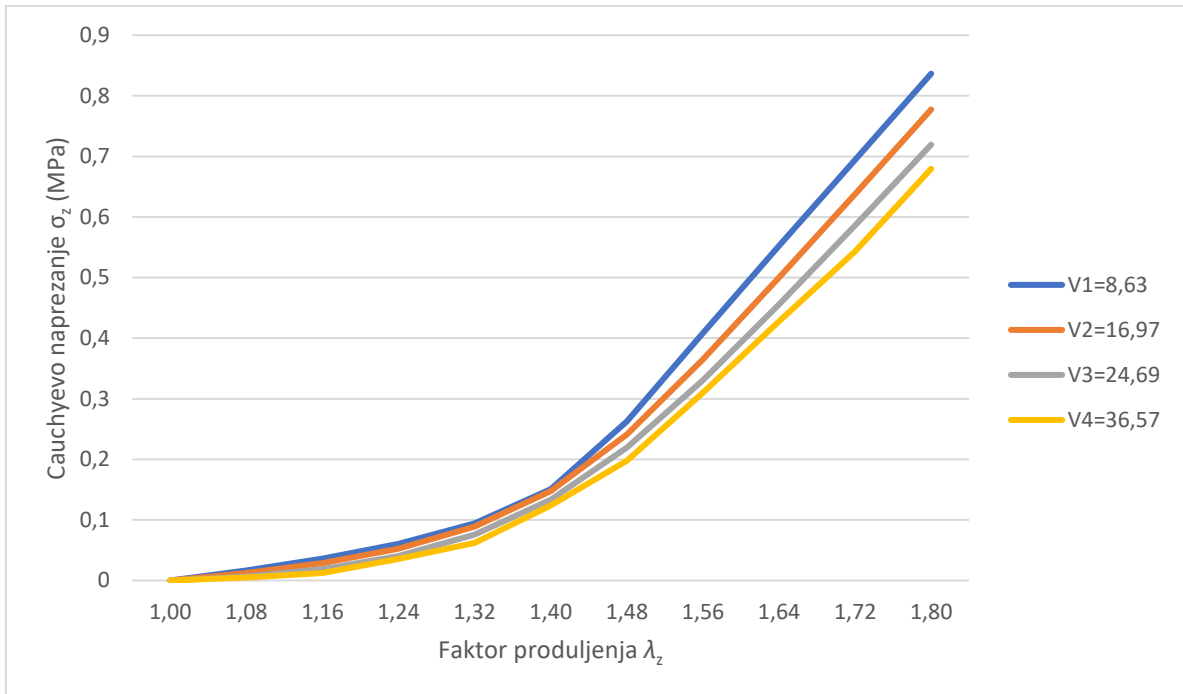
## 5.2. Rezultati numeričke analize modela koncepta 1

Nakon provedene numeričke analize uočeno je da unutar matrice dolazi do gotovo potpunog izravnjanja zavojnice što je vidljivo na deformiranom obliku jedne četvrtine epruvete prikazane slikom 24.

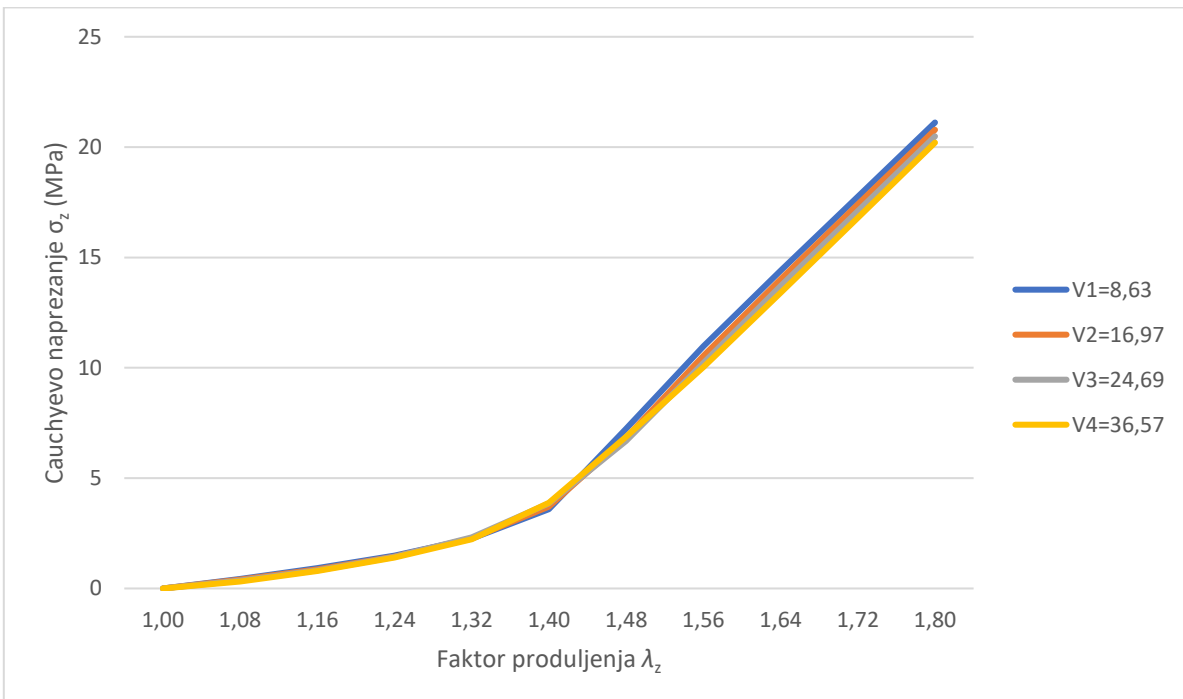


Slika 24. Deformirani model koncepta 1

Na slikama 25. i 26. prikazani su dijagrami ovisnosti maksimalnog Cauchyevog naprezanja  $\sigma_z$  zavojnica o faktoru produljenja  $\lambda_z$  za karakteristični presjek s različitim konstantama krutosti zavojnice.



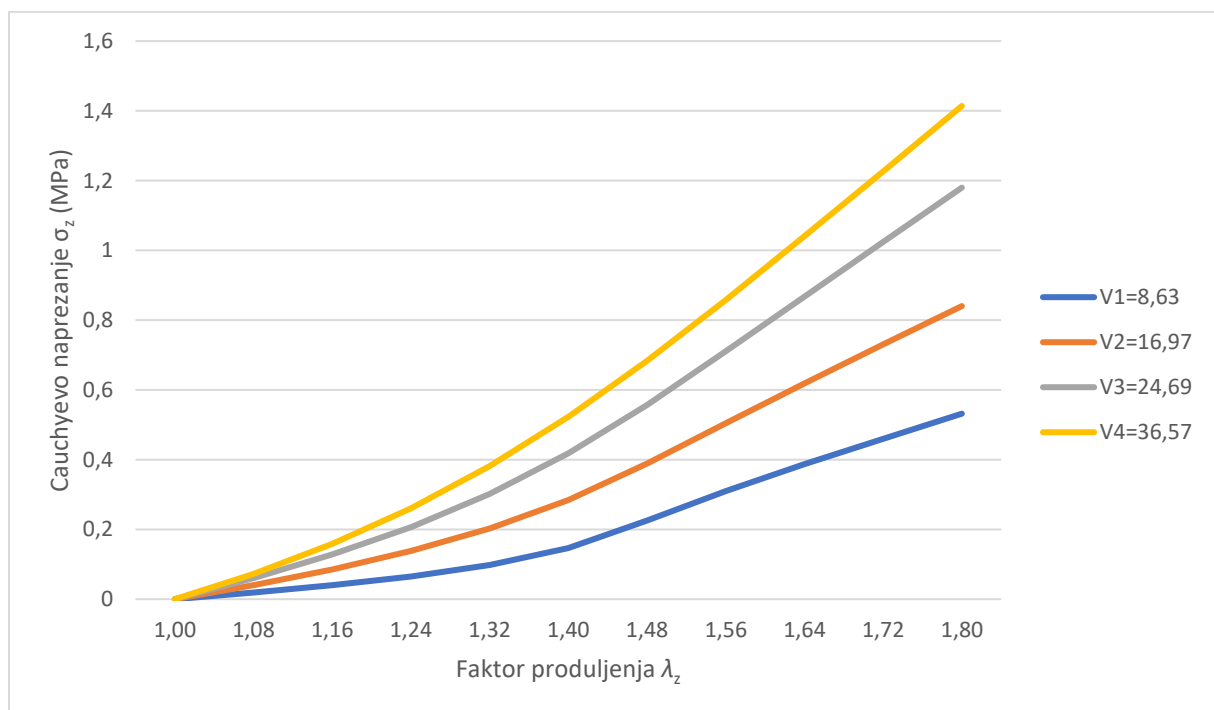
Slika 25. Ovisnost maksimalnog Cauchyevog naprezanja zavojnice koncepta 1 pri krutosti  $C_1=0,3494$  MPa o faktoru produljenja za različite volumne omjere matrice i zavojnice  $V_i$



Slika 26. Ovisnost maksimalnog Cauchyevog naprezanja zavojnice koncepta 1 pri krutosti  $C_1=8$  MPa o faktoru produljenja

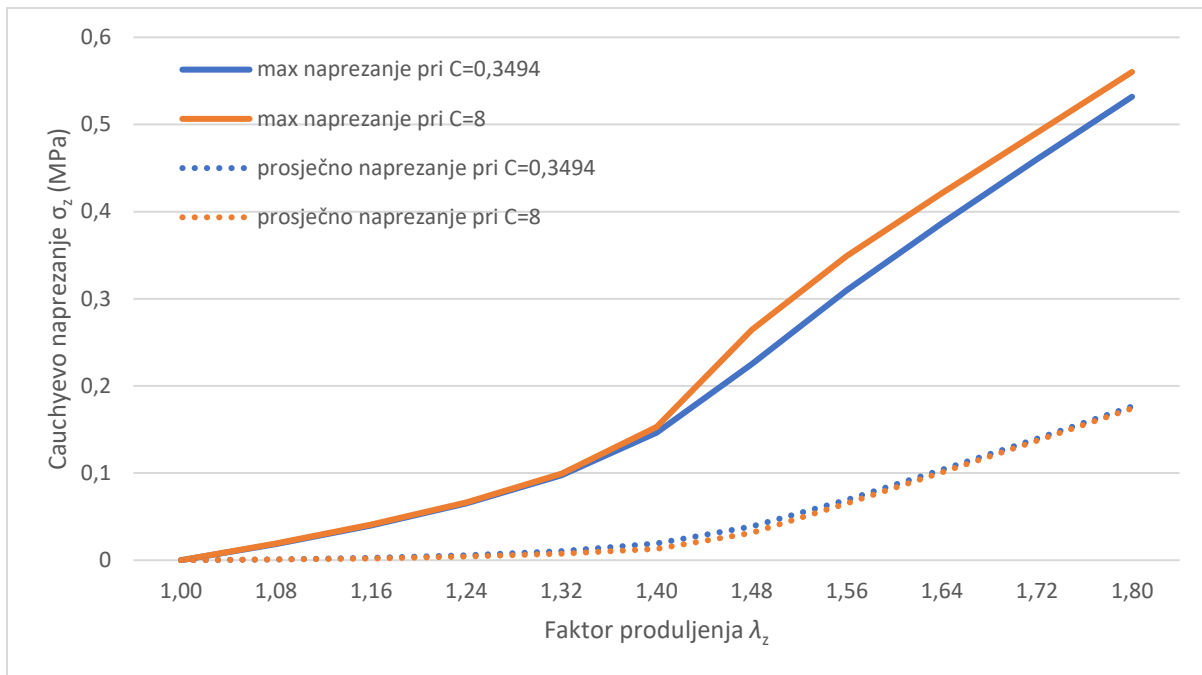
Usporedbom slika 25. i 26. vidljivo je da je krivulja naprezanja svojim oblikom približno opisuje krivulju naprezanja arterija. Do većeg porasta naprezanja dolazi pri faktoru produljenja  $\lambda_z=1,4$  kada otprilike dolazi do izravnavanja modela. Uočljivo je da su iznosi Cauchyevog naprezanja pri krutosti  $C_1=0,3494$  MPa manji od onih koji se javljaju u arterijama, dok pri krutosti  $C_1=8$  MPa dolazi do jako velikog porasta iznosa naprezanja. Porastom udjela matrice neznatno se smanjuje naprezanje zavojnice.

S druge strane porastom udjela matrice povećava se naprezanje unutar matrice što je prikazano na slici 27. za krutost vlakna  $C_1=0,3494$  MPa. Isto ponašanje vrijedi i za krutost  $C_1=8$  MPa



Slika 27. Ovisnost maksimalnog Cauchyevog naprezanja matrice koncepta 1 pri krutosti  $C_1=0,3494$ MPa o faktoru produljenja

Uočljivo je da iznosi naprezanja matrica povećanjem udjela matrice postupno narastu preko iznosa naprezanja zavojnice. Oblik krivulje naprezanja za matricu postepeno se linearizira porastom udjela matrice. Na slici 28. prikazana je usporedba maksimalnog i prosječnog Cauchyevog naprezanja prve varijante matrice koncepta 1 za matrice pri krutosti  $C_1=0,3494$  MPa i  $C_1=8$  MPa.



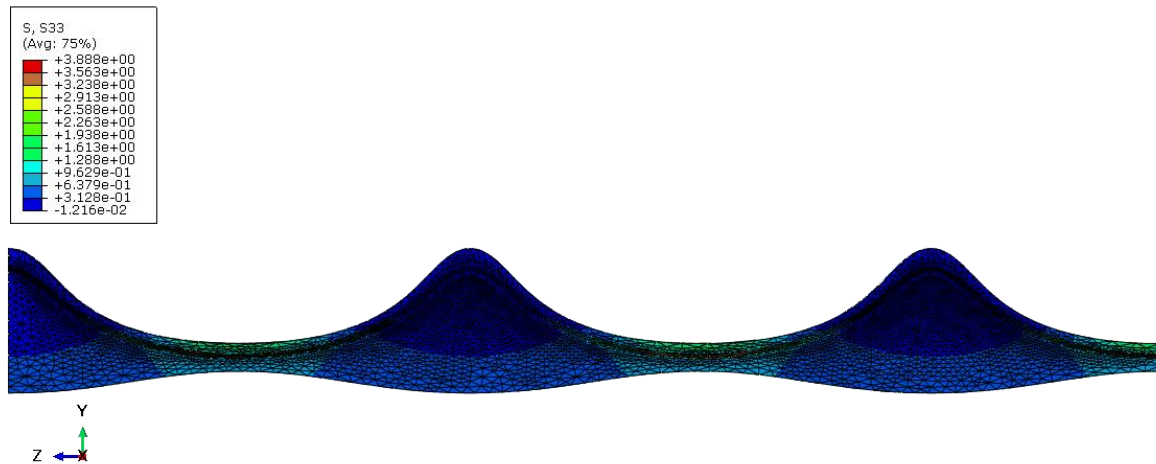
Slika 28. Maksimalno i prosječno naprezanje matrice koncepta 1 pri različitim krutostima zavojnice

Porastom krutosti neznatno se povećava naprezanje matrice što je vidljivo na slici 28. Maksimalna naprezanja su gotovo jednaka do trenutka kada se model izravna. Prosječna naprezanja matrice ostaju otprilike jednaka neovisno o materijalu zavojnice. Za razliku od prosječnih naprezanja kod kojih se do određene granice matrica produljuje praktički bez prirasta naprezanja, maksimalno naprezanje odmah raste s porastom faktora produljenja. Prosječna naprezanja imaju mali iznos sve do trenutka kada se model ne izravna kada dolazi do porasta naprezanja. Točke u kojima dolazi do loma krivulje, odnosno skoka, javljaju se zbog relativno velikog inkrementalnog porasta pomaka u smjeru osi  $z$ . Kako bi se preciznije definirale krivulje promjene naprezanja potrebno je postaviti manju vrijednost inkrementalnog pomaka, ali bi se time znatno povećalo potrebno računalno vrijeme za provođenje analize.

### 5.3. Rezultati numeričke analize modela koncepta 2

Za razliku od koncepta 1, nakon provedene numeričke analize, zavojnica koncepta 2 se ne izravna. Na slici 29. prikazan je deformirani oblik četvrtine modela koncepta 2.

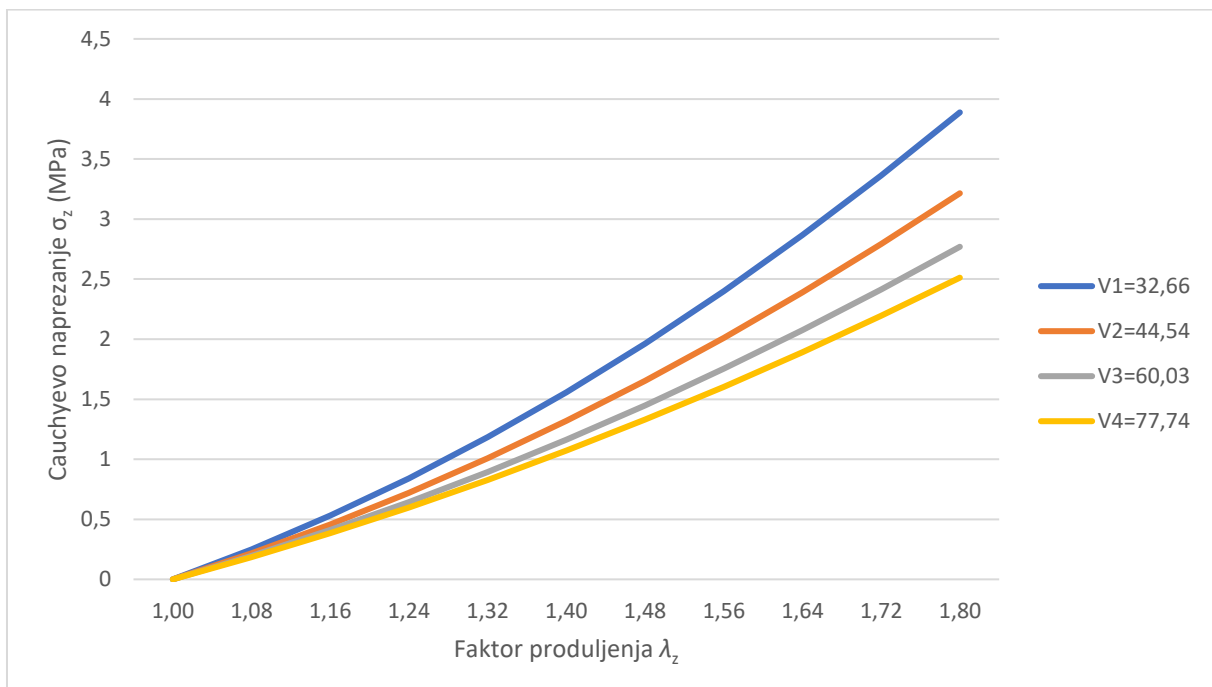




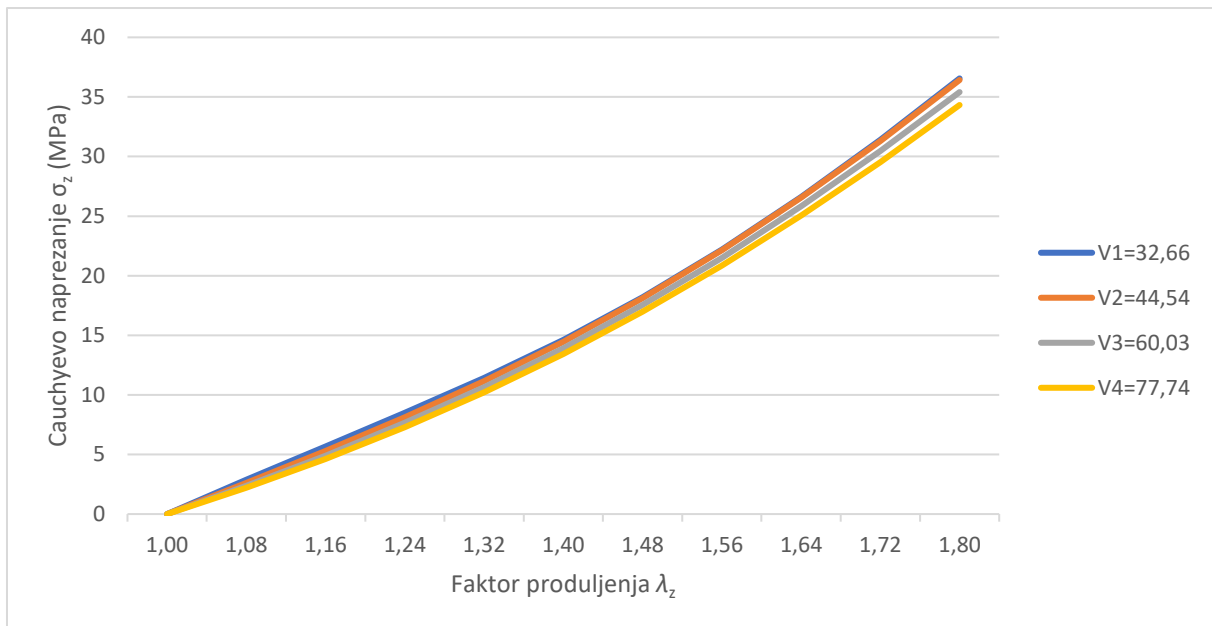
Slika 29. Raspodjela Cauchyevog napreznja na deformiranom modelu koncepta 2

Iz slike 29. vidljivo je da se donja ploha matrice, koja je u nedeformiranom obliku bila ravna, deformira, tj. zavija. Najveće deformacije se javljaju na karakterističnim presjecima u kojima je najmanja količina materijala matrice. Posljedično se i na tim karakterističnim presjecima javljaju i najveća napreznja.

Na slikama 30. i 31. prikazani su dijagrami ovisnosti maksimalnog Cauchyevog napreznja  $\sigma_z$  zavojnica o faktoru produljenja  $\lambda_z$  za karakteristični presjek s različitim konstantama krutosti zavojnice.



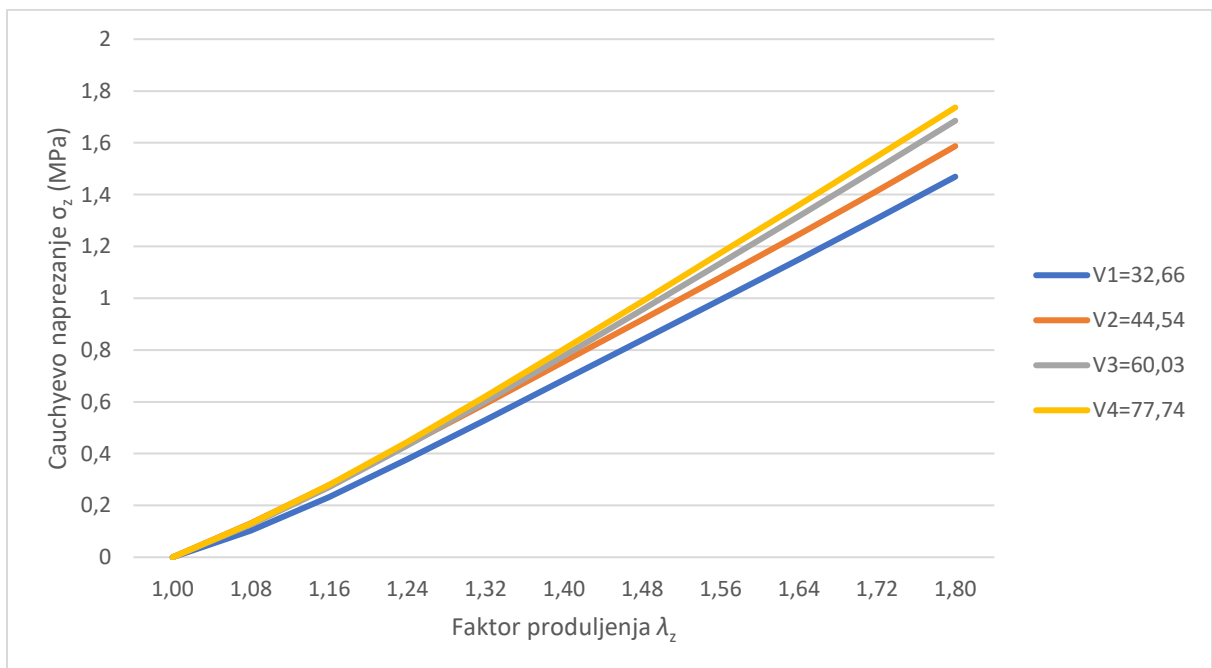
Slika 30. Ovisnost maksimalnog Cauchyevog napreznja zavojnice koncepta 2 pri krutosti  $C_1=0,3494$  MPa o faktoru produljenja



Slika 31. Ovisnost maksimalnog Cauchyevog naprezanja zavojnice koncepta 2 pri krutosti  $C_1=8$  MPa o faktoru produljenja

Iz slika 30. i 31. vidljivo je da vrijednosti naprezanja zavojnice nadmašuju iznose u arterijama, osobito za krutost  $C_1=8$  MPa, te se neznatno smanjuju dodavanjem materijala matrice. Krivulja naprezanja zavojnice, za razliku od koncepta 1, je poprilično linearno i ne prati krivulju naprezanja arterija.

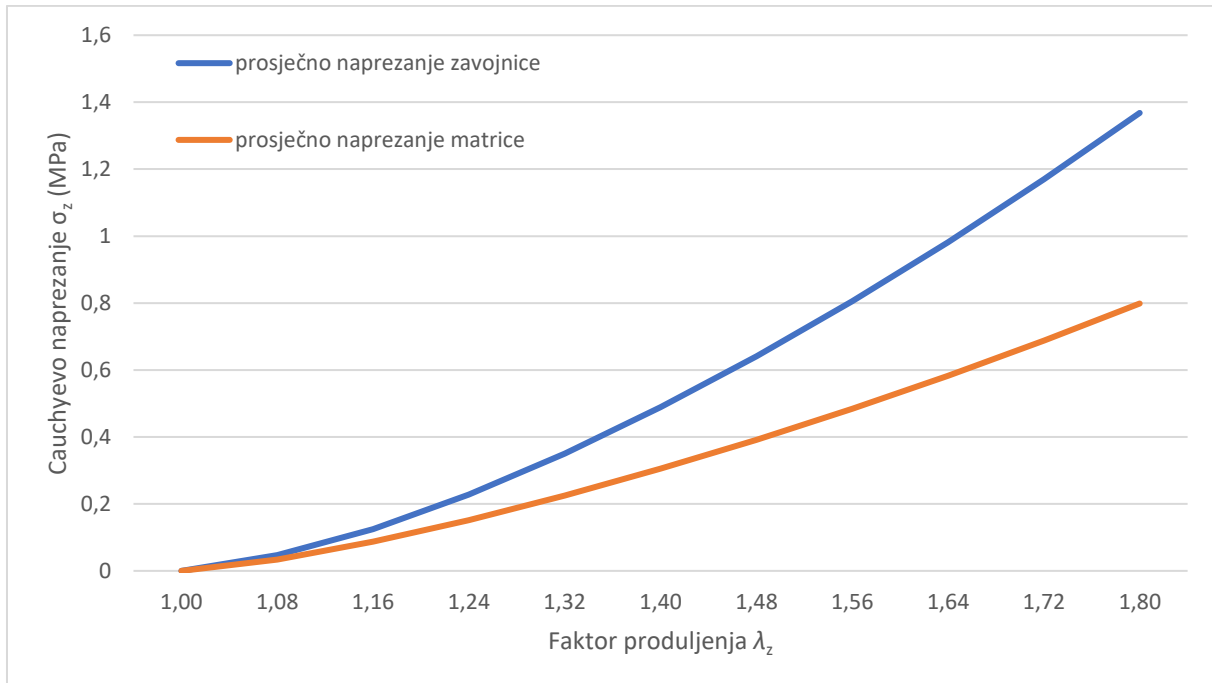
Ovisnost maksimalnog Cauchyevog naprezanja matrice pri krutosti zavojnice  $C_1=8$  MPa o faktoru produljenja prikazano je na slici 32.



Slika 32. Ovisnost maksimalnog Cauchyevog naprezanja matrice pri krutosti  $C_1=8$  MPa o faktoru produljenja

Povećanjem količine matrice povećava se i iznos maksimalnog naprezanja matrice. Krivulja naprezanja matrice je linearna.

Slikom 33. prikazana je prosječna vrijednost Cauchyevog naprezanja  $\sigma_z$  za zavojnicu i matricu u ovisnosti o faktoru produljenja  $\lambda_z$ .

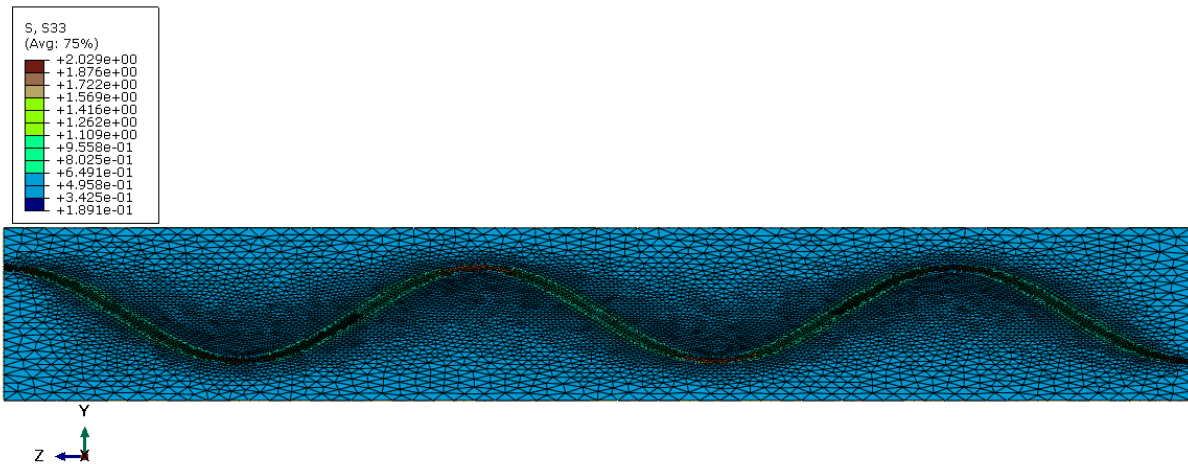


Slika 33. Ovisnost Cauchyevog naprezanja prve varijante koncepta 2 pri krutosti  $C_1=0,3494\text{MPa}$  o faktoru produljenja

Pri usporedbi krivulja koje opisuju prosječno naprezanjematrica koncepta 2 (slika 33.) s onima koja opisuju koncept 1 (slika 28.) vidljivo je da od početka produljivanja modela koncepta 2 dolazi do porasta naprezanja.

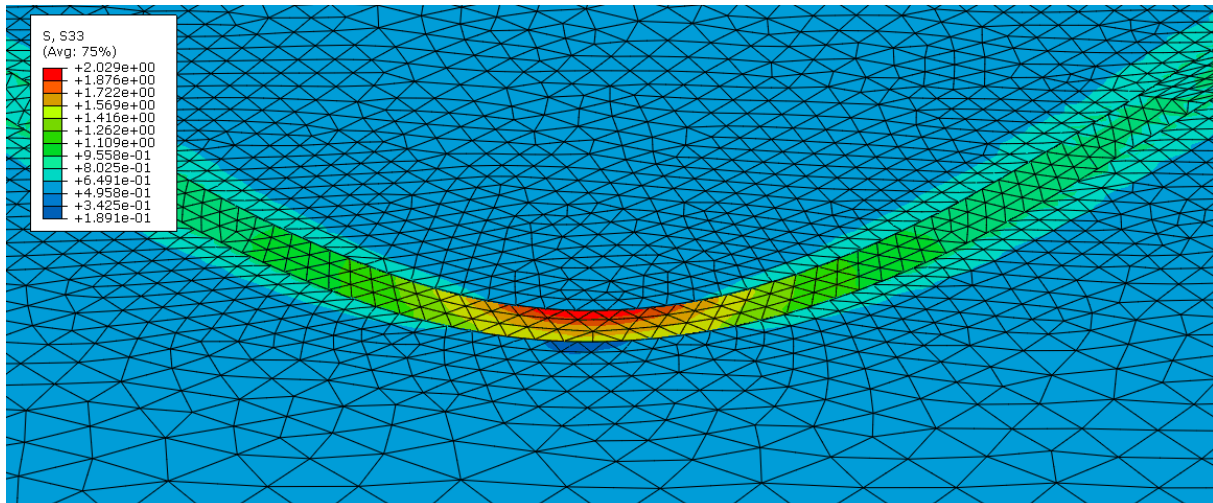
#### 5.4. Rezultati numeričke analize modela koncepta 3

Nakon provedene numeričke analize vidljivo je da ne dolazi do potpunog izravnjanja zavojnice što je vidljivo na deformiranom obliku četvrtine modela koncepta 3 prikazanog na slici 34.



Slika 34. Raspodjela Cauchyevog naprezanja na deformiranom modelu koncepta 3

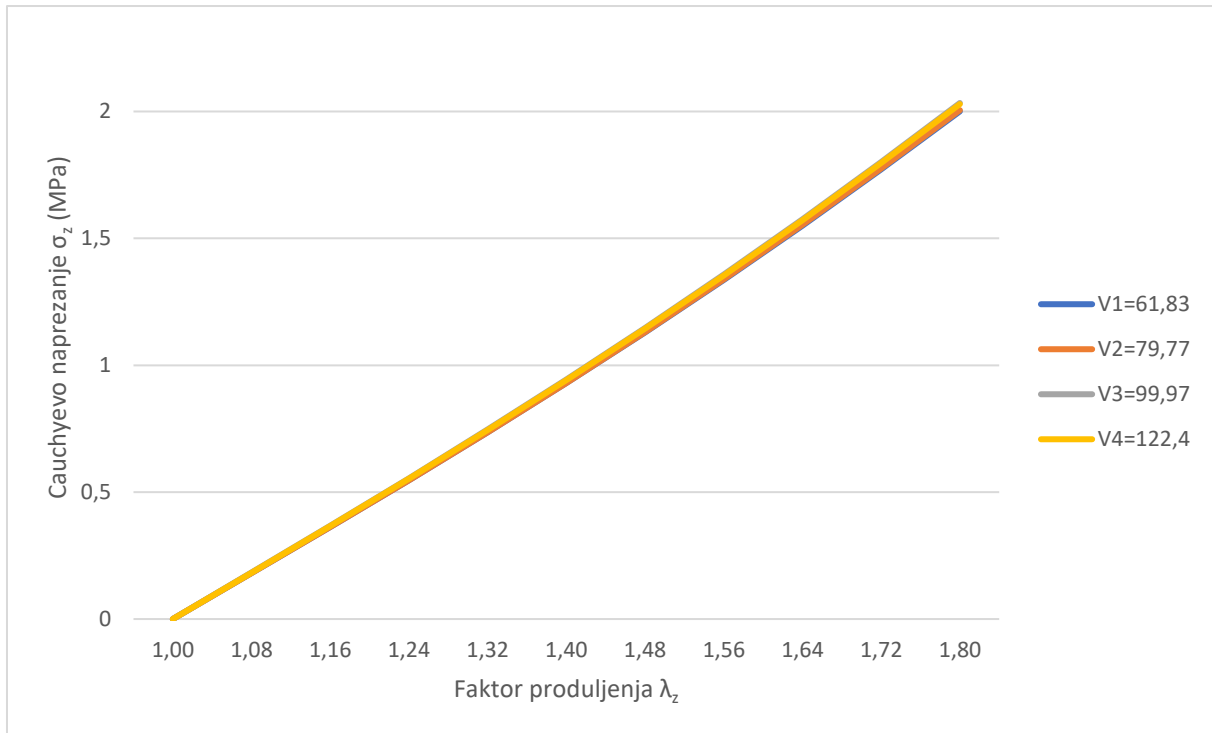
Na slici 35. prikazan je detalj raspodjele Cauchyevog naprezanja  $\sigma_z$  na karakterističnom presjeku.



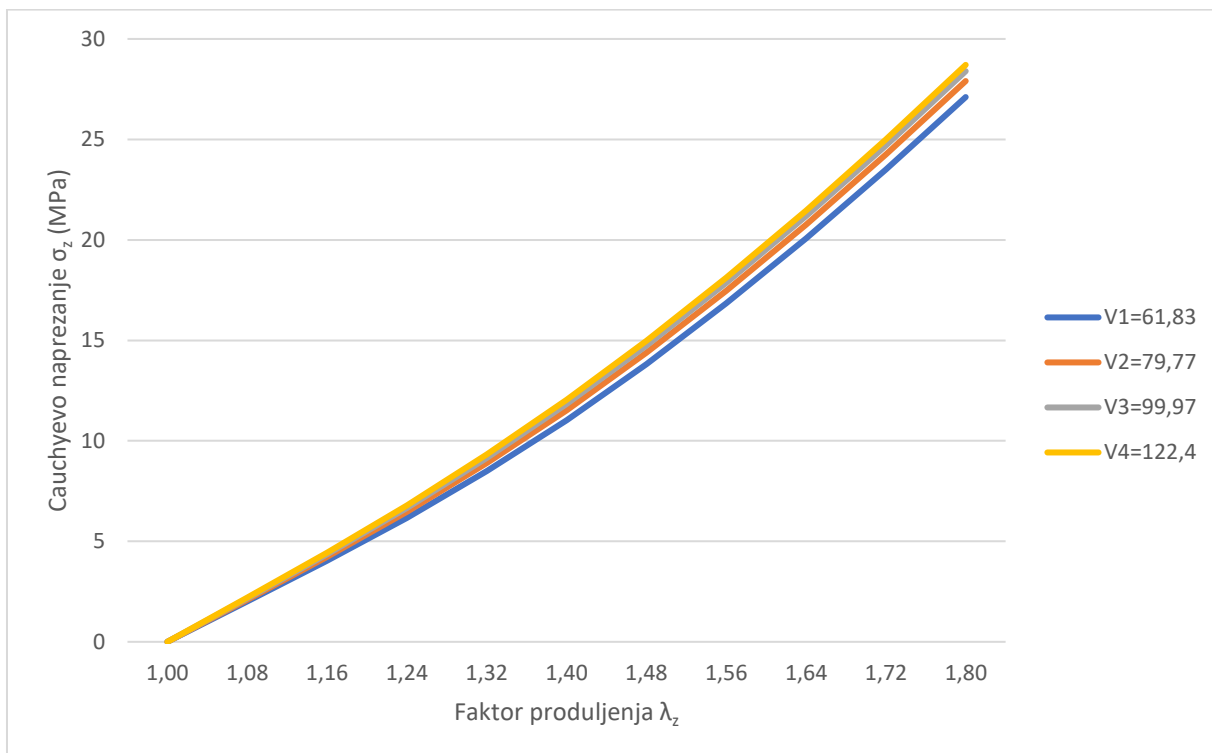
Slika 35. Raspodjela Cauchyevog naprezanja na karakterističnom presjeku modela koncepta 3

Vidljivo je da na području matrice u blizini zavojnice nema značajnijeg povećanja naprezanja. Naprezanje matrice je većinskim djelom jednoliko raspoređeno po cijeloj matrici.

Na slikama 36. i 37. prikazana je ovisnost maksimalnih naprezanja zavojnica varijanti koncepta 3 o faktoru produljenja pri krutosti  $C_1=0,3494\text{MPa}$  i  $C_1=8\text{MPa}$ .



Slika 36. Ovisnost maksimalnog Cauchyevog naprezanja zavojnice koncepta 3 pri krutosti  $C_1=0,3494$  MPa o faktoru produljenja

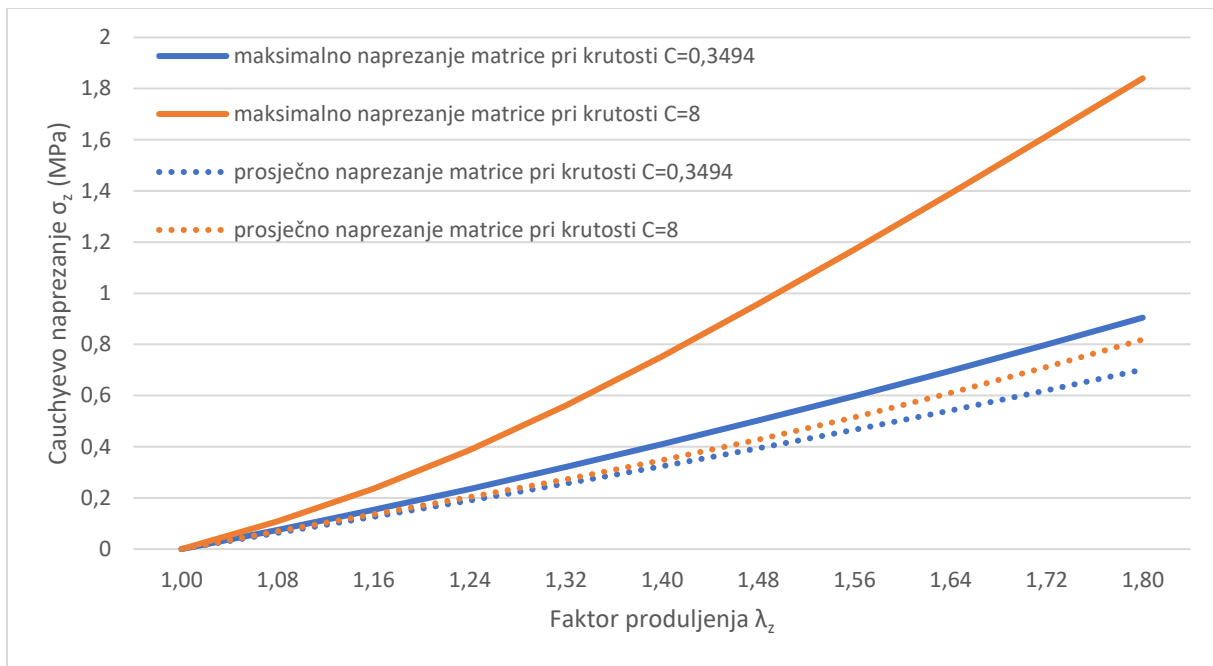


Slika 37. Ovisnost maksimalnog Cauchyevog naprezanja zavojnice koncepta 2 pri krutosti  $C_1=8$  MPa o faktoru produljenja

Usporedbom slika 36 i 37. vidljivo je da su iznosi naprezanja, za oba iznosa krutosti, iznad vrijednosti maksimalnih naprezanja koja se javljaju u arterijama. Vrijednosti za krutost  $C_1=8$  MPa višestruko nadmašuju iznose u arterijama. Iznosi naprezanja neznatno rastu

dodavanjem materijala matrice. Krivulje naprezanja su linearne i ne opisuju krivulje naprezanja arterija.

Iznosi maksimalnih naprezanja matrice također se neznatno mijenjaju dodatkom materijala matrice i povećanjem njenog udjela. Usporedba naprezanja unutar prve varijante matrica koncepta 3 prikazana je na slici 38.



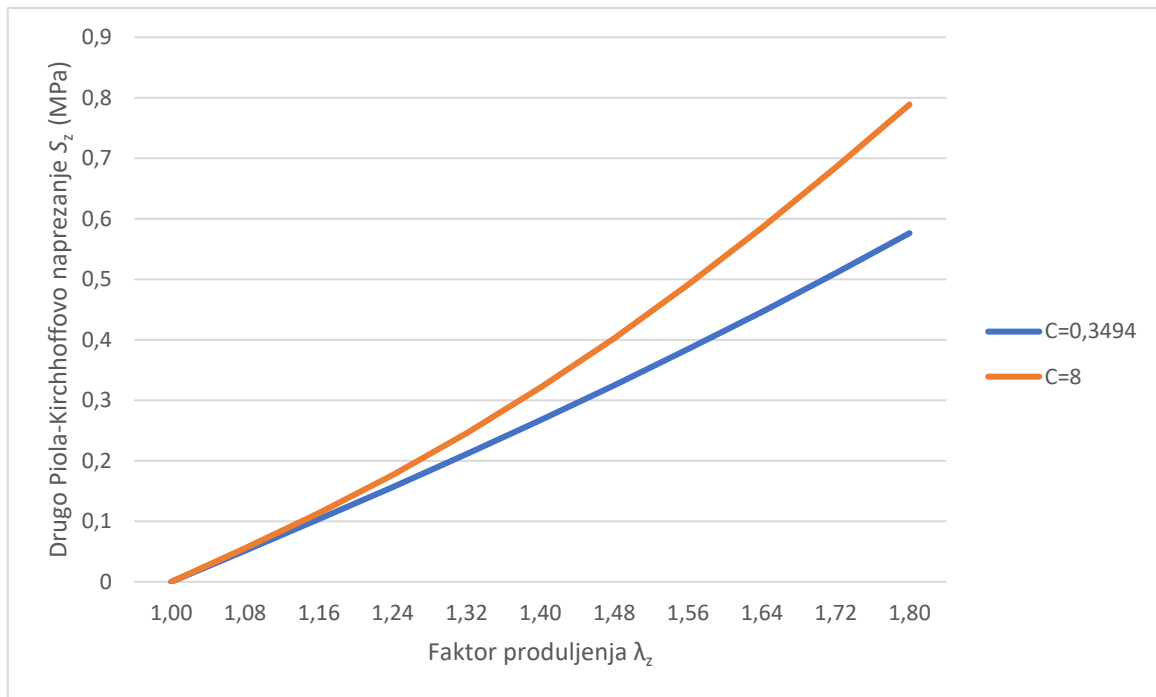
Slika 38. Usporedba naprezanja unutar prve varijante matrice koncepta 3 pri različitim krutostima zavojnice

Iz slike 38. vidljivo je da promjenom krutosti zavojnice raste maksimalno naprezanje matrice, dok su iznosi prosječnog naprezanja pri manjim produljenjima jednaki, ali se malo razlikuju pri većim produljenjima. Krivulje naprezanja su linearnog karaktera i ne poklapaju se s ponašanjem krivulja naprezanja arterija.

Budući da model koncepta 3, uzduž osi  $z$  ima jednak poprečni presjek  $A_0$  izračunate su vrijednosti drugog Piola-Kirchhoffovog naprezanja. Vrijednosti naprezanja računaju se prema izrazu (21):

$$S_z = \frac{F_z}{A_0} \cdot \lambda_z \quad (21)$$

Gdje  $F_z$  predstavlja rezultantnu silu u  $z$  smjeru, a  $A_0$  početnu površinu poprečnog presjeka. Budući da su razlike naprezanja između varijanti minimalne, na slici 39. prikazana je usporedba naprezanja samo za model prve varijante pri krutostima zavojnice  $C_1=0,3494$  MPa i  $C_1=8$  MPa.



Slika 39. Usporedba drugog Piola-Kirchhoffovog naprezanja za prvu varijantu koncepta 3 pri različitim krutostima zavojnice

Iz slike 39. vidljivo je da iznosi naprezanja modela ne prelaze iznose naprezanja koji se javljaju u arterijama. Kako je ranije navedeno iznosi naprezanja se neznatno mijenjaju dodavanjem materijala matrice. Kao i u slučaju Cauchyevog naprezanja, krivulja naprezanja ima linearni karakter i ne oponaša krivulju naprezanja arterija. Također je vidljivo da od samog početka istezanja modela dolazi do porasta naprezanja što nije slučaj kod stijenke arterija.

## 6. ZAKLJUČAK

U okviru ovog završnog rada bilo je potrebno koristeći polimerne materijale opisati mehaničko ponašanje stijenke arterija pri jednoosnom aksijalnom opterećenju. U modelima su korištena dva materijala kako bi se opisalo ponašanje glavnih konstituenata stijenke arterije, kolagena u obliku zavojnice, i elastina u obliku matrice. Cilj rada bio je proučiti utjecaj matrice i povećanje njenog volumnog udjela na naprezanje modela i pripadajuću krivulju naprezanja. U tu svrhu izrađena su tri različita koncepta matrice i za svaki koncept po četiri varijante, svaka s povećanim volumnim udjelom matrice, dok je zavojnica u svim slučajevima jednakih karakteristika.

Matrica u konceptu 1 svojim oblikom prati oblik zavojnice i ima najmanji volumni udjel. Ovaj koncept ne bi mogao imati realnu primjenu, ali je prikladan za proučavanje ponašanja modela. Računalnom simulacijom vidljivo je da pri jednoosnom aksijalnom opterećenju dolazi do izravnavanja modela, nakon čega dolazi do porasta naprezanja. Iznosi naprezanja pri manjoj krutosti zavojnice  $C_1=0,3494$  MPa ne prelaze iznose naprezanja u arterijama, dok za krutost zavojnice  $C_1=8$ MPa iznosi naprezanja višestruko nadmašuju iznose naprezanja u arterijama. Povećanjem udjela matrice, naprezanja zavojnice su se neznatno povećavala, dok su naprezanja matrice rasla. Zbog relativno malog udjela matrice, krivulja naprezanja zavojnice modela koncepta 1 svojim se oblikom približno poklapa s krivuljom naprezanja arterija.

Koncept 2 matrice zavojit je s jedne strane, dok s druge stranu ima ravnu plohu, koja bi teoretski omogućila realnu primjenu i doticaj s fluidom, ali je numeričkom analizom ustanovljeno da dolazi do deformacije ravne plohe, što bi moglo imati negativan utjecaj na strujanje fluida. Također, ne dolazi do izravnavanja zavojnice. Iznosi naprezanja zavojnice nadmašuju iznose naprezanja u arterijama i neznatno se mijenjaju povećanjem volumnog udjela matrice. Krivulja naprezanja se linearizira i ne opisuje svojim oblikom krivulju naprezanja arterija.

Koncept 3 matrice je pravokutni blok koji je najjednostavniji za 3D ispis. Zbog velikog volumnog udjela matrice, krivulja naprezanja i zavojnice i matrice izrazito je linearna, a iznosi naprezanja veći su od iznosa naprezanja arterija.

Iz svih prikazanih modela vidljivo je da od samog početka istezanja modela dolazi do porasta naprezanja unutar oba materijala što nije slučaj kod stijenke arterija. Budući da su za sve modele iznosi maksimalnih naprezanja preveliki i općenito prekrutog ponašanja, za nastavak



istraživanja predlaže se modifikacija geometrije, kako matrice, tako i zavojnice. Također, korištenjem bioprintera moguće je koristiti materijale od "živih" stanica kojima bi se moglo opisati mehaničko ponašanje stijenke za različite arterije.

## LITERATURA

- [1] »Kardiovaskularne bolesti,« Rujan 2019.  
<http://www.stampar.hr/hr/javnozdravstveni-prioriteti-kardiovaskularne-bolesti>.
- [2] »Krvožilni sustav,« Rujan 2019.  
[https://hr.wikipedia.org/wiki/Krvo%C5%BEilni\\_sustav](https://hr.wikipedia.org/wiki/Krvo%C5%BEilni_sustav).
- [3] »Krvni optok,« Rujan 2019.  
<http://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?id=34315>.
- [4] »Shema krvožilnog sustava,« Rujan 2019.  
[https://edutorij.e-skole.hr/share/proxy/alfresco-noauth/edutorij/api/proxy-guest/3b8a4b4e-84b0-4580-aa6f-e38efe028ed9/content/uploads/biologija-8/m04/j01/Biologija-8.-razred-4.-modul\\_jed-1.05.jpg](https://edutorij.e-skole.hr/share/proxy/alfresco-noauth/edutorij/api/proxy-guest/3b8a4b4e-84b0-4580-aa6f-e38efe028ed9/content/uploads/biologija-8/m04/j01/Biologija-8.-razred-4.-modul_jed-1.05.jpg).
- [5] »Arterije,«  
<https://en.wikipedia.org/wiki/Artery>.
- [6] »Građa arterije,«  
[https://en.wikipedia.org/wiki/Artery#/media/File:Blausen\\_0055\\_ArteryWallStructure.png](https://en.wikipedia.org/wiki/Artery#/media/File:Blausen_0055_ArteryWallStructure.png).
- [7] E. P. Fratzl, »Collagen structure and mechanics,« *Springer*, 2008.
- [8] M. e. al., *Axial mechanical properties of fresh human cerebral blood vessels*.
- [9] »Aneurizma,« Rujan 2019.  
<https://en.wikipedia.org/wiki/Aneurysm>.
- [10] »Ruptura aneurizme,« Rujan 2019.  
[https://www.mayoclinic.org/-/media/kcms/gbs/patient-consumer/images/2018/02/22/17/14/10\\_13\\_17\\_brain-aneurysm-rerun\\_app\\_thumbnail\\_640x440\\_infographic\\_nocta.jpg](https://www.mayoclinic.org/-/media/kcms/gbs/patient-consumer/images/2018/02/22/17/14/10_13_17_brain-aneurysm-rerun_app_thumbnail_640x440_infographic_nocta.jpg).
- [11] M. Grgić, »Minimalno–invazivno kirurško liječenje aneurizmi prednje cerebralne,« Medicinski fakultet Osijek, Diplomski rad, 2016.
- [12] I. Alfirević, *Uvod u tenzore i mehaniku kontinuuma*, Zagreb: Golden marketing, 2003.
- [13] G. V. E. Marckmann, *Comparison of hyperelastic models for rubber–like materials*, American Chemical Society, 2006.
- [14] J. Humphrey, *Cardiovascular Solid Mechanics*, USA: Springer, 2002.
- [15] G. Holzapfel, »Nonlinear Solid Mechanics,« *John Wiley & Sons*, 2000.
- [16] J. Sorić, *Metoda konačnih elemenata*, Zagreb: Golden marketing, 2004.
- [17] »Abaqus user manual,«  
<https://classes.engineering.wustl.edu/2009/spring/mase5513/abaqus/docs/v6.6/books/stm/default.htm?startat=ch03s02ath61.html#stm-elm-hybridincompress>.