Numerički model eksperimentalnog ispitivanja 3D ispisanih dvokomponentnih arterijskih replika

Jurić, Antonio

Master's thesis / Diplomski rad

2021

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:235:531556

Rights / Prava: In copyright / Zaštićeno autorskim pravom.

Download date / Datum preuzimanja: **2024-03-28**

Repository / Repozitorij:

Repository of Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture University of Zagreb







SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Antonio Jurić

Zagreb, 2021.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Mentori:

Prof. dr. sc. Igor Karšaj, dipl. ing.
Dr. sc. Lana Virag, mag. ing.

Student:

Antonio Jurić

Zagreb, 2021.

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

Zahvaljujem se mentorima, prof. dr. sc. Igoru Karšaju, dipl. ing i dr. sc. Lani Virag, mag. ing. na pruženoj stručnoj pomoći i savjetima tijekom izrade ovog rada.

Posebno se zahvaljujem roditeljima i djevojci na velikoj podršci i razumijevanju tijekom preddiplomskog i diplomskog studija.

Antonio Jurić

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE
Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
Povjerenstvo za diplomske ispite studija strojarstva za smjerove:
procesno-energetski, konstrukcijski, brodostrojarski i inženjersko modeliranje i računalne simulacije

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum:	Prilog:
Klasa: **602 - 04 / 21 - 6 / 1**	
Ur. broj: **15 - 1703 - 20 -**	

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Antonio Jurić** Mat. br.: 0035205818

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Numerički model eksperimentalnog ispitivanja 3D ispisanih dvokomponentnih arterijskih replika**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Numerical model of multi-material 3D printed arterial replicas experimental testing**

Opis zadatka:

Arterijske replike izrađene 3D ispisom su često korisno sredstvo u planiranju operativnih zahvata i za pripremu kirurga. Trenutno se većinom izrađuju replike koje adekvatno repliciraju geometriju arterije, ali ne i njena mehanička svojstva. PolyJet tehnologija 3D ispisa omogućuje istovremeno korištenje dva materijala. Mogućnost 3D ispisa matrice od jednog polimera (npr. TangoBlackPlus FLX980), a vlakana od drugog materijala (npr. FLX9860 DM ili FLX9895 DM) bi mogla povoljno utjecati na dizajniranje arterijske replike realističnih mehaničkih svojstava.

Pokusom istezanje-tlak ispitane su dvije različite arterijske replike pri čemu su mjereni tlak, promjena vanjskog promjera te uzdužna reakcijska sila. Prvotno numeričko modeliranje pokusa istezanje-tlak nije dalo dobra poklapanja s eksperimentalnim rezultatima. Stoga je potrebno napraviti prilagodbu cijelog numeričkog postupka kako bi se mogao uzeti u obzir svaki značajniji faktor koji može utjecati na numeričke rezultate. S točno definiranim numeričkim postupkom bilo bi moguće predvidjeti mehaničko ponašanje drugih geometrija arterijske replike s različitim kombinacijama osnovnih materijala. Na taj način bi se značajno smanjio broj potrebnih eksperimenata i potrošnja materijala. Koristeći poznate eksperimentalne rezultate, osnovni cilj ovog rada je:

1. Ispitati utjecaj izbora materijalnog modela 3D ispisanih materijala (neo-Hooke, Mooney-Rivlin),
2. Ispitati utjecaj dodjeljivanja pojedinog rubnog uvjeta,
3. Ispitati utjecaj modeliranja veze između dva ispisana materijala,
4. Definirati grešku numerički dobivenih rezultata u odnosu na dostupna eksperimentalna mjerenja i izabrati optimalni numerički opis eksperimenta.

Analizu je potrebno napraviti numerički korištenjem metode konačnih elemenata. Dodatne informacije i nacrti dostupni su prema potrebi.

U radu je potrebno navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:	Datum predaje rada:	Predviđeni datum obrane:
12. studenoga 2020.	14. siječnja 2021.	18. – 22. siječnja 2021.

Zadatak zadali: Predsjednica Povjerenstva:

Prof.dr.sc. Igor Karšaj / Dr.sc. Lana Virag

Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

SADRŽAJ

SADRŽAJ I
POPIS SLIKA III
POPIS TABLICA IV
POPIS OZNAKA V
SAŽETAK VI
SUMMARY VII
1. UVOD 1
2. SVOJSTVA I GRAĐA ARTERIJE 3
2.1. Građa arterijske stijenke 4
2.1.1. Intima 4
2.1.2. Medija 5
2.1.3. Adventicija 5
2.2. Mehanička svojstva arterije 6
3. EKSPERIMENT ISTEZANJE – TLAK 8
3.1. Uređaj 8
3.2. Ispitni uzorak 9
3.3. Protokol ispitivanja testnih uzoraka 10
4. CILJ RADA 11
5. ADITIVNA TEHNOLOGIJA 12
5.1. *PolyJet* aditivna tehnologija 13
5.1.1. Materijali 14
6. MATERIJALNI MODELI 16
6.1. Hiperelastični materijali 16
6.1.1. Neo-Hooke materijalni model 18
6.1.2. Mooney-Rivlin materijalni model 19
7. NUMERIČKO MODELIRANJE 20
7.1. Tetraedarski konačni elementi 20
7.2. Rubni uvjeti 21
7.3. Mreža konačnih elemenata 24
7.4. Definiranje greške numerički dobivenih rezultata 26
8. PRILAGODBA NUMERIČKOG POSTUPKA 27
8.1. Utjecaj izbora materijalnog modela 27
8.1.1. Rezultati 27
8.2. Utjecaj dodjeljivanja pojedinog rubnog uvjeta 29
8.2.1. Rezultati 31
8.3. Utjecaj modeliranja veze između dva ispisana materijala 33
8.3.1. Constraint 33
8.3.2. Interaction 34

8.3.3. Rezultati 36
9. OPTIMALNI NUMERIČKI OPIS EKSPERIMENTA 37
9.1. Usporedba prvotnog numeričkog modeliranja i optimalnog numeričkog opisa eksperimenta 42
10. ZAKLJUČAK 43
LITERATURA 45
PRILOZI 47

POPIS SLIKA

Slika 1. Zajedničke karotidne arterije [5] 3
Slika 2. Građa arterijske stijenke [7] 4
Slika 3. Raspored kolagenih vlakana u adventiciji [6] 5
Slika 4. Eksperimentalno mehaničko ispitivanje zajedničke karotidne arterije [9] 6
Slika 5. Usporedba mehaničkog ponašanja biološkog mekog tkiva i polimera [2] 7
Slika 6. Uređaj za eksperiment istezanje – tlak [11] 8
Slika 7. a) CAD model vlakna unutar matrice, b) ispisani 3D model vlakna unutar matrice [10] 10
Slika 8. Princip *PolyJet* 3D ispisa [15] 13
Slika 9. Osnovni tetraedarski element [23] 20
Slika 10. Simetričnost vlakna 21
Slika 11. Rubni uvjet simetrije u smjeru osi *X* 22
Slika 12. Rubni uvjet simetrije u smjeru osi *Y* 22
Slika 13. Rubni uvjeti simetrije u smjeru osi *Z* 23
Slika 14. Opterećenje na unutarnju stijenku modela 23
Slika 15. Mreže s različitom gustoćom konačnih elemenata 24
Slika 16. Konvergencija rezultata za mreže različite gustoće 25
Slika 17. Utjecaj materijalnog modela – FLX9860 DM 27
Slika 18. Rubni uvjet – Simetrija 29
Slika 19. Rubni uvjet – Uklještenje 30
Slika 20. Rubni uvjet – Površinsko uklještenje 30
Slika 21. Utjecaj pojedinog rubnog uvjeta - FLX9860 DM 31
Slika 22. Utjecaj rubnog uvjeta (uzdužna sila) - FLX9860 DM 32
Slika 23. Modeliranje veze – *Tie* 33
Slika 24. Modeliranje veze – *Interaction* 34
Slika 25. Kontaktna svojstva - *Interaction* 35
Slika 26. Utjecaj veze između dva materijala – FLX9860 DM 36
Slika 27. Usporedba odziva arterije donora i arterijskih replika 37
Slika 28. Optimalni numerički opis eksperimenta za vlakno FLX9895 DM 38
Slika 29. Utjecaj trenja na optimalni numerički opis eksperimenta 39
Slika 30. Optimalni numerički opis eksperimenta s učinkom trenja 40
Slika 31. Usporedba prvotnog numeričkog modeliranja i optimalnog numeričkog opisa eksperimenta 42

POPIS TABLICA

Tablica 1. Fizikalna svojstva fotopolimera [17] 14
Tablica 2. Materijalni parametri 15
Tablica 3. Karakteristike hiperelastičnih modela 19
Tablica 4. Relativna greška utjecaja materijalnog modela - FLX9860 DM 28
Tablica 5. Relativna greška utjecaja rubnih uvjeta - FLX9860 DM 31
Tablica 6. Relativna greška utjecaja rubnih uvjeta (uzdužna sila) - FLX9860 DM 32
Tablica 7. Relativna greška utjecaja vrste veze između dva materijala - FLX9860 DM 36
Tablica 8. Relativna greška utjecaja vrste veze između dva materijala – FLX9895 DM 41
Tablica 9. Definirani numerički postupak 41

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
$\mathbf{C}$		desni *Cauchy – Greenov* tenzor deformiranosti
C_1	N/mm^2	materijalna konstanta *neo-Hooke* i *Mooney-Rivlin* materijalnog modela
C_{10}	N/mm^2	materijalna konstanta *Mooney-Rivlin* materijalnog modela
$\mathbf{E}$		*Lagrangeov* tenzor deformacije
E_{rel}		relativna greška
$\mathbf{F}$		tenzor gradijenta deformiranja
$\mathbf{I}$		jedinični tenzor drugog reda
I_1, I_2		prva i druga invarijanta desnog *Cauchy – Greenovog* tenzora deformiranosti
J		*Jacobijeva* determinanta
r	mm	trenutni radijus
r_0	mm	početni radijus
$\mathbf{S}$		drugi *Piola – Kirchhoffov* tenzor naprezanja
u, v, w	mm	komponente pomaka u smjeru osi x, y, z
W	J	energija deformiranja
x, y, z		Descartesove koordinate
$\boldsymbol{\varepsilon}$		tenzor malih deformacija
κ	N/mm^2	modul kompresije
λ_θ		cirkularno istezanje
μ	N/mm^2	modul smicanja
$\boldsymbol{\sigma}$		*Cauchyjev* tenzor naprezanja
ψ	J	*Helmholtzova* slobodna energija

SAŽETAK

U radu je prikazana prilagodba numeričkog postupka modeliranja pokusa istezanje – tlak za arterijske replike izrađene aditivnom tehnologijom. Arterijske replike koncipirane su na temelju histološke analize arterijske stijenke provedene u poglavlju 2, gdje su opisani osnovni konstituenti te njihov utjecaj na cjelokupno mehaničko ponašanje. Takva kompleksna građa arterije, koja ima izrazito nelinearno mehaničko ponašanje, replicirana je istovremenim korištenjem dva materijala, što omogućuje *PolyJet* tehnologija 3D ispisa, opisana u poglavlju 5. U konačnici je mehaničko ponašanje takvih replika ispitano pokusom istezanje – tlak jer izvrsno oponaša *in vivo* multiaksijalne uvjete opterećenja arterije, prema poglavlju 3.

Cilj rada je bio ispitati utjecaj svakog značajnijeg faktora koji može utjecati na numeričke rezultate. To u prvom redu podrazumijeva utjecaj izbora materijalnog modela te pripadajućih materijalnih parametara 3D ispisanih materijala. Budući da se koristi teorija hiperelastičnosti, prikazan je kratki pregled izabranih materijalnih modela (*neo-Hooke* i *Mooney-Rivlin*) u poglavlju 6. No, kako takve modele nije moguće opisati klasičnom teorijom elastičnosti, prvotno je objašnjena mehanička pozadina takvih materijala preko mehanike kontinuuma. Osim navedenog faktora ispitani su i utjecaji dodjeljivanje pojedinog rubnog uvjeta te modeliranje veze između ispisanih materijala, detaljnije predstavljeni u poglavlju 8. S točno definiranim numeričkim postupkom bilo bi moguće predvidjeti mehaničko ponašanje drugih geometrija arterijske replike s različitim kombinacijama osnovnih materijala. Na taj način bi se značajno smanjio broj potrebnih eksperimenata te potrošnja materijala. Stoga je evaluacijom učinaka izmjena određenih faktora izabran optimalni numerički opis eksperimenta, naznačen u poglavlju 9 i 10.

Ključne riječi: arterijska stijenka, hiperelastičnost, numeričko modeliranje, metoda konačnih elemenata, *neo-Hooke*, *Mooney-Rivlin*

SUMMARY

This thesis presents the adaptation of the numerical procedure of modeling the extension – inflation experiment for arterial replicas fabricated by additive technology. Arterial replicas were designed based on histological analysis of the arterial wall clarified in Chapter 2, where the basic constituents and their influence on the overall mechanical behavior are described. Such a complex artery structure with highly nonlinear mechanical behavior was replicated by simultaneously printing two materials enabled by *PolyJet* 3D additive technology presented in Chapter 5. Ultimately, the mechanical behavior of such replicas was tested by the extension – inflation experiment because it perfectly mimics the *in vivo* multiaxial artery loading conditions, according to Chapter 3.

The aim of this work was to take into account any significant factor that may affect the numerical results. This primarily implies the influence of the choice of material model and the associated material parameters of 3D printed materials. Since the theory of hyperelasticity is used, a brief overview of selected material models (*neo-Hooke* and *Mooney-Rivlin*) is presented in Chapter 6. However, as such models cannot be described by the theory of elasticity, the mechanical background of such materials was initially explained through continuum mechanics. In addition to the above mentioned factor, the influences of assigning an individual boundary condition and modeling the relationship between printed materials were examined, presented in more detail in Chapter 8. With a precisely defined numerical procedure, it would be possible to predict the mechanical behavior of other arterial replica geometries with different combinations of base materials. This would significantly reduce the number of required experiments and material consumption. Therefore, by evaluating the effects of changes of certain factors, the optimal numerical description of the experiment, indicated in Chapter 9 and 10, was chosen.

Key words: arterial wall, hyperelasticity, numerical modelling, finite element method, *neo-Hooke*, *Mooney-Rivlin*

1. UVOD

Biomehanika je grana mehanike sa svrhom pružanja odgovora krucijalnim pitanjima u medicini. Samo se pomoću biomehanike može razumjeti, a time i odgovarajuće pristupiti mnogim biofizikalnim fenomenima na molekularnoj, staničnoj te organskoj razini. Uslijed kompleksnosti strukturalne građe i ponašanja raznih bioloških tkiva, potrebne su sofisticirane teorije; zbog kontinuiranog nedostatka podataka, nužni su novi, inovativni eksperimenti; glede geometrijske kompleksnosti stanica, tkiva i organa, postoji potreba za moćnim računalnim metodama; te poradi smrtnosti kao posljedice bolesti i ozljeda, potreba za poboljšanim dijagnozama i liječenjima. Shodno tome biomehanika je jednako nužna koliko i izazovna [1].

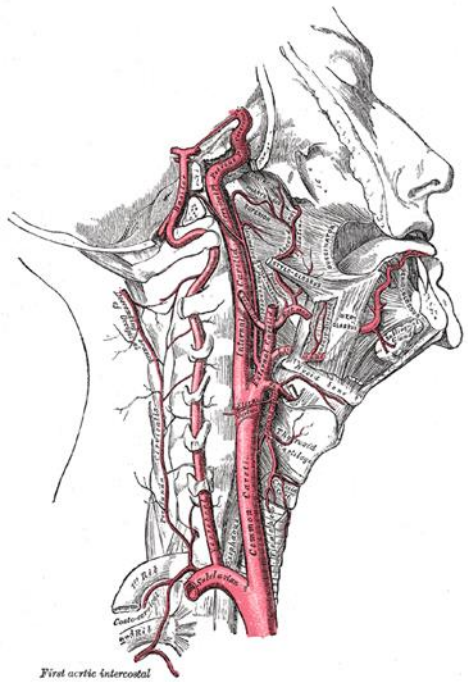
Napredak biomehanike posljednjih desetljeća pod velikim je utjecajem razvoja novih, modernih tehnologija, a veliki doprinos tom napretku pružila je aditivna tehnologija. Danas, uznapredovala aditivna tehnologija daje gotovo neiscrpan izvor za izradu modela što ne može ponuditi nijedna poznata tehnologija obrade materijala. Ponaosob specifični modeli koji oponašaju biološka tkiva imaju široki spektar biomedicinske primjene, uključujući: validaciju računalnih modela te raznih tehnika snimanja i obrade informacija, ispitivanje medicinskih uređaja, planiranje operativnog zahvata, medicinsku edukaciju i još mnoge [2]. Osobito se takvi modeli primjenjuju za kardiovaskularne bolesti, odnosno bolesti srca i krvnih žila, koje predstavljaju vodeći uzrok smrti i invalidnosti širom svijeta te zbog njih svake godine umire preko 17,5 milijuna ljudi [3].

Kvalitetnijem razumijevanju arterija i njihovog mehaničkog odaziva doprinijet će numeričko i konstitutivno modeliranje bioloških tkiva. Trenutno se većinom izrađuju replike koje adekvatno repliciraju geometriju arterije, ali ne i njena mehanička svojstva. Pri velikim deformacijama, meka tkiva i 3D printani modeli iskazuju izrazito različita ponašanja. Moguće rješenje predstavlja *PolyJet* aditivna tehnologija jer omogućuje istovremeno korištenje dva materijala, odnosno dopušta 3D ispis matrice od jednog polimera (npr. TangoBlackPlus FLX980), a vlakana od drugog materijala (npr. FLX9860 DM ili FLX9895 DM). Upravo takav postupak bi mogao povoljno utjecati na dizajniranje arterijske replike realističnih mehaničkih svojstava.

Kako bi se analiziralo mehaničko ponašanje arterija u fiziološkim uvjetima pri čemu se drži integritet vaskularne stijenke ali i cilindrična struktura, provodi se eksperiment istezanje – tlak. Pokusom istezanje – tlak ispitane su dvije različite arterijske replike, koncipirane na temelju histološke analize tkiva, pri čemu su mjereni tlak, promjena vanjskog promjera te uzdužna reakcijska sila. Prvotno numeričko modeliranje pokusa istezanje – tlak nije dalo dobra poklapanja s eksperimentalnim rezultatima. Stoga je potrebno napraviti prilagodbu cijelog numeričkog postupka kako bi se mogao uzeti u obzir svaki značajniji faktor koji može utjecati na numeričke rezultate. S točno definiranim numeričkim postupkom bilo bi moguće predvidjeti mehaničko ponašanje drugih geometrija arterijske replike s različitim kombinacijama osnovnih materijala. Na taj način bi se značajno smanjio broj potrebnih eksperimenata i potrošnja materijala.

2. SVOJSTVA I GRAĐA ARTERIJE

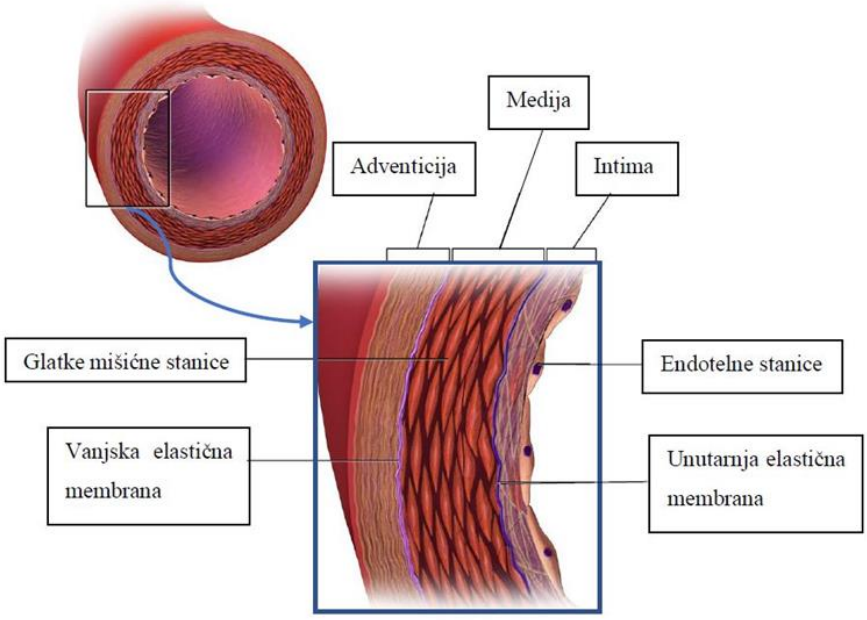
Krvne žile se dijele na arterije, koje razvode krv od srca po cijelom tijelu, i vene, koje krv iz tijela vraćaju u srce. Arterije imaju debelu stijenku građenu od elastičnih i mišićnih niti, koje pomažu da se tlačni val, nastao stiskanjem lijeve srčane klijetke, proširi do periferije i tako pomogne opskrbi tkiva i organa krvlju. Iz lijeve srčane klijetke krv odlazi u cijelo tijelo, osim u pluća (veliki krvni optok), a krv iz desne klijetke kola kroz pluća, gdje se zbiva izmjena kisika i ugljikova dioksida (mali krvni optok). Glavna je arterija velikoga krvnog optoka aorta, koja izlazi iz lijeve srčane klijetke, i iz koje proizlaze sve velike arterije. Iz njezina luka odlaze tri velike grane: brahiocefalično deblo (lat. *truncus brachiocephalicus*), lijeva zajednička karotidna arterija (lat. *arteria carotis communis sinistra*) i lijeva potključna arterija (lat. *arteria subclavia sinistra*). Brahiocefalično deblo dijeli se na desnu zajedničku karotidnu arteriju i desnu potključnu arteriju. Zajedničke karotidne arterije, prikazane na slici 1, dijele se na unutarnju, koja krvlju opskrbljuje najveći dio mozga te oko, i vanjsku, koja opskrbljuje vratne organe, lice, nosnu i usnu šupljinu, ždrijelo, grkljan i uho [4]. Upravo u vratu se dijeli na završne izdanke gdje najčešće ne daje nikakve postranične grane. Poradi takve građe, dugi uzorci bez ogranaka predstavljaju idealne primjerke za analiziranje i stoga ne čudi kako je karotidna arterija najpoznatija i najproučavanija arterija ljudskog tijela.



Slika 1. Zajedničke karotidne arterije [5]

2.1. Građa arterijske stijenke

Arterije se ugrubo mogu podijeliti u dvije skupine: elastične i mišićne, iako postoje i one koje su međusobno između ove dvije vrste. Elastične arterije imaju relativno velike promjere i nalaze se blizu srca, dok se mišićne arterije nalaze na periferiji, ne uključujući koronarne arterije [6]. Zajednička karotidna arterija pripada vrsti elastičnih arterija te će se u ovom potpoglavlju pažnja usmjeriti na histologiju arterijske stijenke, vidljivu na slici 2, sastavljenu od tri različita sloja: intime, medije i adventicije.



Slika 2. Građa arterijske stijenke [7]

2.1.1. Intima

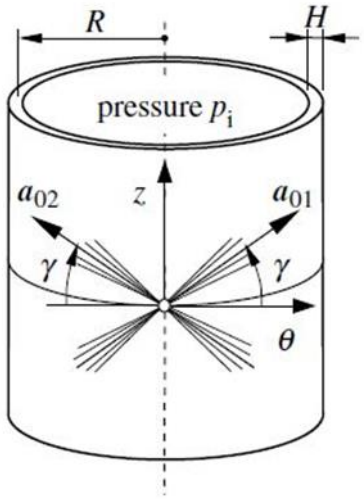
Intima se nalazi na unutarnjoj strani stijenke arterije te se sastoji od jednog sloja endotelnih stanica smještenih na tankoj bazalnoj membrani te subendotelnog sloja, koji za razliku od endotelnih stanica doprinosi nosivosti sloja. Subendotelni sloj se sastoji uglavnom od tanko disperziranih glatkih mišićnih stanica i snopova kolagenih vlakana te iskazuje oscilirajuću debljinu od gotovo nepostojeće do geometrijski dominantne, ovisno o topografiji, starosti i bolesti. U slučaju ateroskleroze cjelokupna intima se lokalno zadebljava i ukrućuje. Posljedično, utječući na značajne promjene u geometriji i mehaničkim svojstvima arterije, u tolikoj mjeri da mehanički doprinos oboljele intime može dominirati nad ostalim slojevima arterije [6]. Budući da je intima kod mladih zdravih osoba izrazito tanka, često se njezina čvrstoća zanemaruje.

2.1.2. Medija

Medija predstavlja srednji sloj arterije koji se sastoji od složene trodimenzionalne mreže glatkih mišićnih stanica, elastina i spiralno orijentiranih snopova kolagenih vlakana. Od ostalih slojeva arterijske stijenke odvojena je elastičnim membranama – unutarnjom elastičnom membranom od intime te vanjskom od adventicije. U mišićnim arterijama spomenute membrane se pojavljuju kao istaknute strukture, naspram elastičnih arterija gdje se teško razlikuju od osnovnih elastičnih membrana. Spiralno orijentirana kolagena vlakna po obodu omogućavaju mediji podnošenje veliki opterećenja u obodnom smjeru. Upravo zbog toga je medija ta koja određuje mehaničko ponašanje arterije [6].

2.1.3. Adventicija

Adventicija je vanjski sloj arterije koji se sastoji od guste mreže kolagenih vlakana pomiješane s elastinom, živcima i fibroblastima. Debljina adventicije izrazito ovisi o fiziološkoj funkciji same krvne žile te njenom topografskom mjestu. Kolagena vlakna, prvenstveno tipa I, smještena su unutar matrice i tvore tipično vlaknasto tkivo, a formiraju dvije spiralno uređene obitelji vlakana, unutar kojih pojedina vlakna kolagena imaju veliko odstupanje od svojih srednjih orijentacija, prema slici 3. Pri neopterećenom stanju tkiva, vlakna kolagena su integrirana u valovitom obliku u mekani matriks, što adventiciji pruža manju krutost od medije u takvoj konfiguraciji stanja. Međutim, pri značajnim iznosima naprezanja, vlakna kolagena se ispravljaju, a mehanički odgovor adventicije postaje jednak odgovoru krute cijevi, sprječavajući prekomjerno istezanje i rupturu arterije [6].

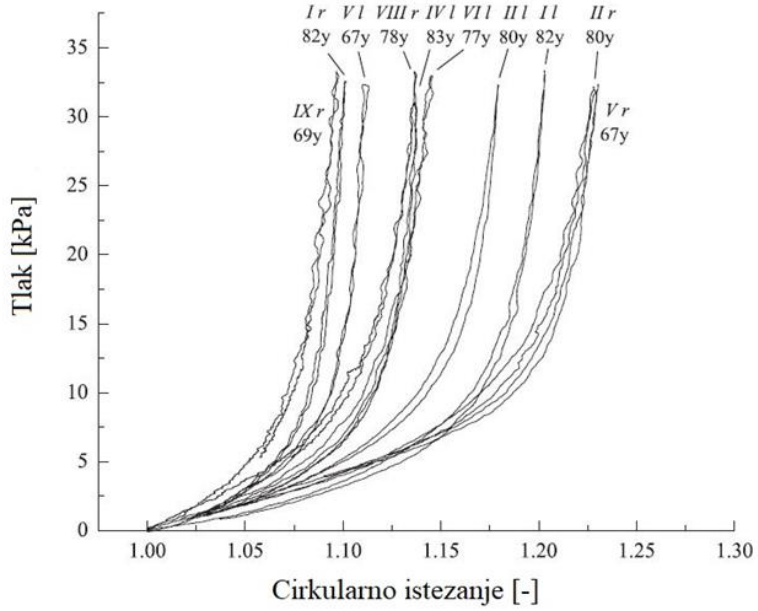


Slika 3. Raspored kolagenih vlakana u adventiciji [6]

2.2. Mehanička svojstva arterije

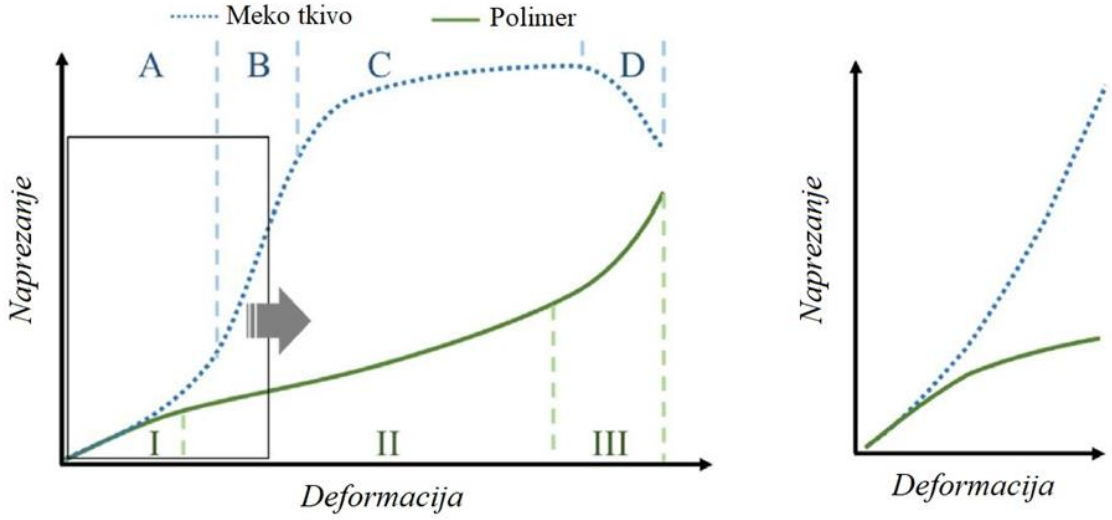
Razvoj pouzdanih konstitutivnih i eksperimentalnih modela zahtijeva, pored histološkog znanja, detaljno proučavanje tipičnog mehaničkog odgovora arterijske stijenke. Pouzdanost modela čvrsto je povezana s kvalitetom i cjelovitošću dostupnih eksperimentalnih podataka.

Sukladno prikazanoj histologiji arterijske stijenke zaključuje se da su kolagen i elastin ključni članovi koji doprinose stabilnosti i čvrstoći arterijske stijenke. Odnos kolagena naspram elastina u arterijama povećava se udaljavanjem od srca, pri čemu se elastin ponaša poput gumene traka koja može podnijeti izuzetno velika opterećenja bez naznake pucanja, a koncentrično poredana vlakna kolagena doprinose čvrstoći arterijske stijenke čije je ponašanje izrazito nelinearno, anizotropno i viskoelastično [8]. Upravo je kolagen taj član arterijske stijenke koji ju čini anizotropnom i uzrokuje efekt ukrućenja (eng. *stiffening effect*). Karakteristični efekt ukrućenja prikazan je na slici 4, koja ocrtava odaziv zajedničke karotidne arterije na zadano opterećenje prema članku [9]. Slika prikazuje rezultate ispitivanja zajedničkih karotidnih arterija nekolicine ispitanika, pri čemu rimski brojevi uz krivulju označavaju redni broj donora, slova *l* i *r* stranu zajedničke karotidne arterije (*l* označava lijevu, a *r* desnu zajedničku karotidu), a oznake s arapskim brojevima starost donora. Također, deformacija arterija u fiziološkom rasponu opterećenja je izohorna, tj. kao i većinu bioloških mekih tkiva i arterijsko tkivo se može svrstati u nestlačive materijale [8].



Slika 4. Eksperimentalno mehaničko ispitivanje zajedničke karotidne arterije [9]

Kako se u ovom radu numeričko modeliranje provodi za arterijske replike, potrebno je naglasiti kako kompleksnu građu suočenu s izrazito nelinearnim mehaničkim ponašanjem arterije nije jednostavno oponašati industrijskim materijalima. Usprkos tome što jednoosna vlačna svojstva umjetnih polimernih materijala mogu biti slična biološkim mekim tkivima pri malim iznosima naprezanja (<3%), tendencija puzanja, svojstvena polimernim materijalima, čini da se ponašaju sasvim drugačije od mekih tkiva pri većim deformacijama. Za materijale kojima je cilj oponašati biološka tkiva, raspon vrijednosti deformacije koji je od interesa je radni opseg deformacije biološkog tkiva. Kao što ilustrira slika 5, meka tkiva u startu pokazuju efekt ukrućenja, koji je na početku predstavljen konveksnom krivuljom (A i B). Povećavanjem deformacije, krivulja se mijenja od konveksne u konkavnu ukazujući na popuštanje materijala (C). Suprotno tome, krivulja naprezanja – deformacija polimernog materijala uobičajeno je konkavna otpočetka, što upućuje na puzanje materijala. Premda se početni *Youngov* modul polimernog materijala može oblikovati tako da odgovara biološkom mekom tkivu, mehaničko ponašanje umjetnog materijala će odstupati pri većim iznosima deformacije [2].



Slika 5. Usporedba mehaničkog ponašanja biološkog mekog tkiva i polimera [2]

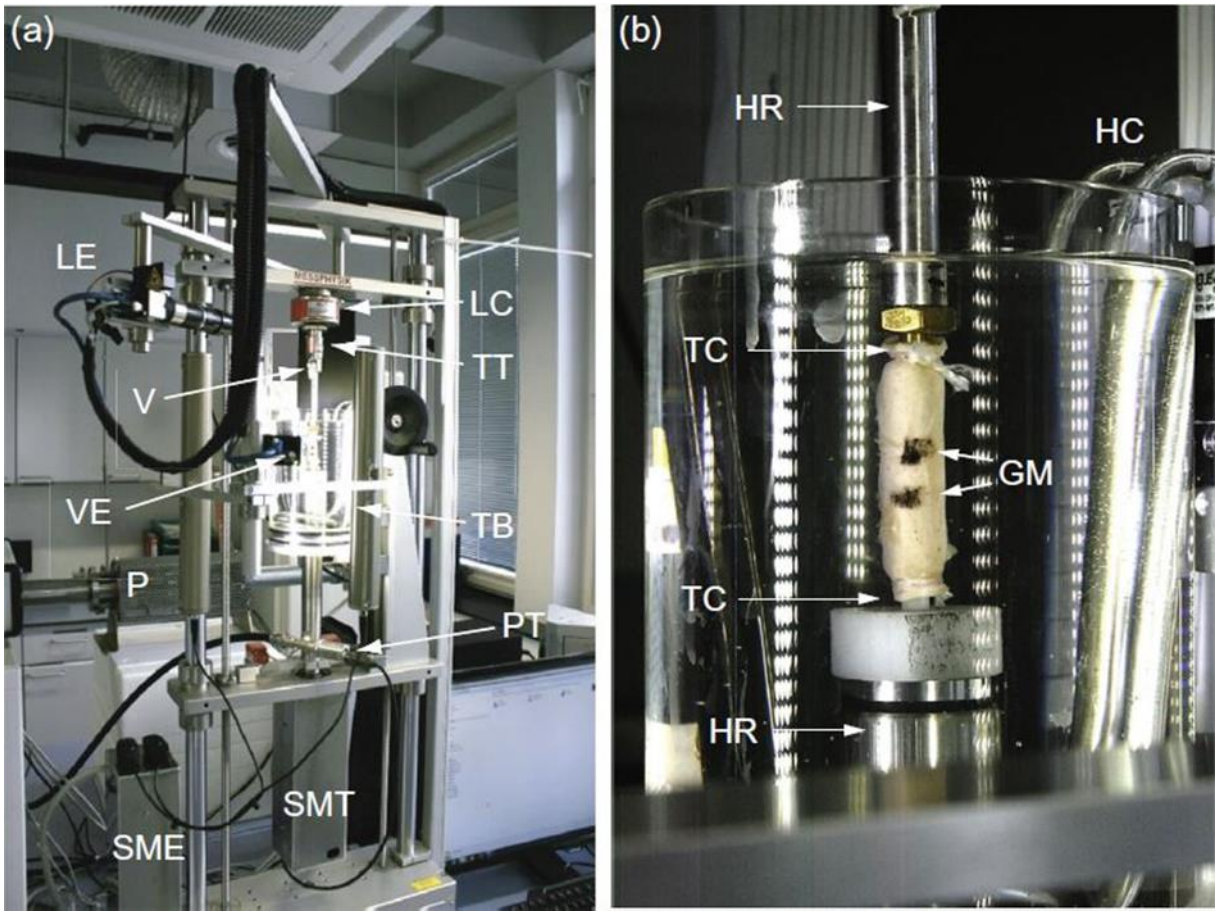
Budući da je puzanje suštinsko svojstvo polimernih materijala, usprkos modernom inženjerstvu materijala, do sada nije razvijen podatljivi, polimerni materijal koji bi sam mogao sintetizirati slično kvalitativno mehaničko ponašanje arterijskoj stijenki. Nedavni napredak u vidu *PolyJet* aditivne tehnologije i istovremenog korištenje više materijala pruža novi uvid u ovaj izazov. Upravo su pokusom istezanje – tlak ispitane tako izrađene arterijske replike, čiji se optimalni numerički opis pokušava postići u ovom radu.

3. EKSPERIMENT ISTEZANJE – TLAK

U radu [10] objavljenom 2019. godine, pokusom istezanje – tlak ispitane su dvije različite arterijske replike pri čemu su mjereni tlak, promjena vanjskog promjera te uzdužna reakcijska sila. Takvim pokusom se izvrsno oponašaju *in vivo* multiaksijalni uvjeti opterećenja arterije te se upravo zato koristi najviše za ispitivanje ponašanja stijenki arterija [11]. Ispitivanja su izvedena na novom, pokusu prilagođenom uređaju detaljnije predstavljenom u zasebnom potpoglavlju. Budući da su se u tom radu numerički rezultati temeljili na usporedbi s rezultatima istraživanja [12] objavljenima 2009. godine, protokol ispitivanja testnih uzoraka bio je isti kao i za ispitivanje arterija, a navedeni slijed ispitivanja podrobnije je predočen u pripadajućem potpoglavlju.

3.1. Uređaj

Slika 6 prikazuje uređaj pomoću kojeg je proveden pokus istezanje – tlak na TU Graz.



Slika 6. Uređaj za eksperiment istezanje – tlak [11]

Istezanje je ostvareno vretenom vođenim poprečnim glavama koje se kreću u suprotnom smjeru, omogućavajući fiksni položaj mjernog područja uzorka. Ispitni uzorak se u mjernom području osigurava vrpcama (TC) na držačima. Za ljudska ili životinjska tkiva je bitno da se uzorak nalazi u posudi ispunjenoj fiziološkom otopinom temperature 37°C, ostvarenu potopnim električnim grijačem (HC). Motorna pumpa (P) postavljena sa stražnje strane uređaja generira potrebni tlak, čiji se postignuti iznos mjeri pomoću senzora tlaka (PT) s točnošću od 0,15% nominalnog tlaka. S druge strane aksijalna sila se prati uporabom stanice za opterećenje s točnošću od 0,2% nominalne sile. Izvana sve prati računalno zasnovan videoekstenzometar (VE) koji koristi CCD kameru razlučivosti 1280x1024 te brzinu sličica od 60 fpsa za istodobno mjerenje obodnih i aksijalnih deformacija unutar mjernih markera (GM). Ovaj uređaj podržava interaktivni odabir mjerne zone na zaslonu te automatski prati aksijalne mjerne markere i rubove posude služeći se kontrastom između ispitnog uzorka i pozadine. Uz videoekstenzometar, još se koristi i laserski ekstenzometar (LE) koji primjenjuje laser i CCD kameru razlučivosti 2560x1920 te brzinu sličica od 60 fpsa [11].

3.2. Ispitni uzorak

Rad [10] objavljen 2019. godine ideju za repliciranje mehaničkog ponašanja arterijskih stijenki uzeo je iz histološke analize tkiva. Sukladno poglavlju dva, može se reći, kako su pri normalnim fiziološkim uvjetima, dva glavna konstituenta arterije: matrica i kolagena vlakna. Imajući na umu da je istraživanje [10] ograničeno na ponašanje zdravih arterija, sukladno tome zanemario se utjecaj intime na mehaničko ponašanje arterijske stijenke. Upravo su ta dva konstituenta bila misao vodilja pri modeliranju umjetnog materijala. Obje arterijske replike izrađene su tako da se sastoje od dva konstituenta: matrice koja predstavlja arterijsku matricu i vlakna koje zamjenjuje kolagena vlakna. Dimenzije svakog modela definirane su u odnosu na unutarnji, tj. vanjski promjer arterije. Nužno je naglasiti kako kod karotidnih arterija postoje jako velika odstupanja u dimenzijama ponaosob, ali i ovisno o spolu, pri čemu muška populacija ima za 7% veći promjer nego ženska populacija [10]. Kako su u radu [10] numerički i eksperimentalni rezultati uspoređivani s rezultatima istraživanja [12] objavljenima 2009. godine, iste dimenzije korištene su kao referentne za ispitne replike. Neophodno je istaknuti kako se u ovom slučaju radi o vrlo podatljivim materijalima te da je vrlo zahtjevno bilo izraditi modele s identičnim dimenzijama arterija iz istraživanja [12]. Ispod debljine stijenke od 0,5 mm teško je bilo dobiti održivi model te je pri ispisivanju dolazilo do gubitka stabilnosti i urušavanja modela.

Ispisani su testni uzorci s dvije vrste vlakana, tj. dvije različite krutosti kako bi se validirali numerički rezultati i ponašanje modela. Za matricu je korišten isti materijal u oba slučaja, TangoBlackPlus. Kao model izabrano je postavljanje vlakna unutar matrice, a prilikom ispisa eksperimentalnih uzoraka korišten je pisač *Connex 350* (*PolyJet Matrix technology*, *Stratasys*, Izrael) s Katedre za preradu polimera i drva pri Fakultetu strojarstva i brodogradnje. Na slici 7 prikazan je CAD model (matrica je prikazana prozirno radi bolje vidljivosti) i jedan od ispisanih modela.



Slika 7. a) CAD model vlakna unutar matrice, b) ispisani 3D model vlakna unutar matrice [10]

3.3. Protokol ispitivanja testnih uzoraka

Eksperiment započinje postavljanjem uzorka u mjerno područje, odnosno na držače gdje se najčešće veže vrpcom ili lijepi ljepilom. Unutar uzorka nameće se tlak koristeći destiliranu vodu, no potrebno je istaknuti da se prilikom testiranja bioloških uzoraka koristi fiziološka otopina. U slučaju svih provedenih eksperimentalnih testova promjena tlaka po jedinici vremena iznosila je 66 kPa/min, što se može smatrati kvazistatičkim ispitivanjem. Kako bi se provjerilo ponašanje eksperimentalnih modela, analize su vršene od 0 do 33 kPa s ciljem da se pokrije cijelo *in vivo* područje krvnog tlaka, drugim riječima da se obuhvati fiziološko i suprafiziološko opterećenje arterija. Putem videoekstenziometra pratilo se povećanje, iliti smanjenje vanjskog promjera uzorka te aksijalna sila zajedno s povećanjem/smanjenjem tlaka. Također, korisno je napomenuti kako je moguće nametnuti aksijalno predistezanje kako bi se još bolje analiziralo *in vivo* ponašanje arterijske stijenke, budući da je poznato kako gotovo sve arterije imaju dodatno produljenje koje se uočava pri disekciji arterije. Cijeli eksperiment je kontroliran putem softvera, a svi pokusi istezanje – tlak postavljani su kao ciklički testovi. Razlog cikličkom opterećivanju bilo je možebitno uočavanje histereze odnosno pojave viskoelastičnosti materijala [10].

4. CILJ RADA

Budući da prvotno numeričko modeliranje pokusa istezanje – tlak nije dalo dobra poklapanja s eksperimentalnim rezultatima, u ovom radu se pristupa prilagodbi cijelog numeričkog postupka kako bi se mogao uzeti u obzir svaki značajniji faktor koji može utjecati na numeričke rezultate. S točno definiranim numeričkim postupkom bilo bi moguće predvidjeti mehaničko ponašanje drugih geometrija arterijske replike s različitim kombinacijama osnovnih materijala. Na taj način bi se značajno smanjio broj potrebnih eksperimenata i potrošnja materijala. Koristeći poznate eksperimentalne rezultate prethodno predstavljenih arterijskih replika pristupilo se izmjenama određenih faktora koji uključuju:

1. utjecaj izbora materijalnog modela te pripadajućih materijalnih parametara 3D ispisanih materijala (*neo-Hooke* i *Mooney-Rivlin*),
2. utjecaj dodjeljivanja pojedinog rubnog uvjeta,
3. utjecaj modeliranja veza između ispisanih materijala.

Prilikom izmjene svakog faktora definirana je relativna greška numerički dobivenih rezultata u odnosu na dostupna eksperimentalna mjerenja te je izabran optimalni numerički opis eksperimenta. Potrebno je napomenuti kako je za izradu numeričkih analiza korišten programski paket *Abaqus*® (Dassault Systèmes®, Francuska), a za izračunavanje relativne greške softver *GNU Octave*.

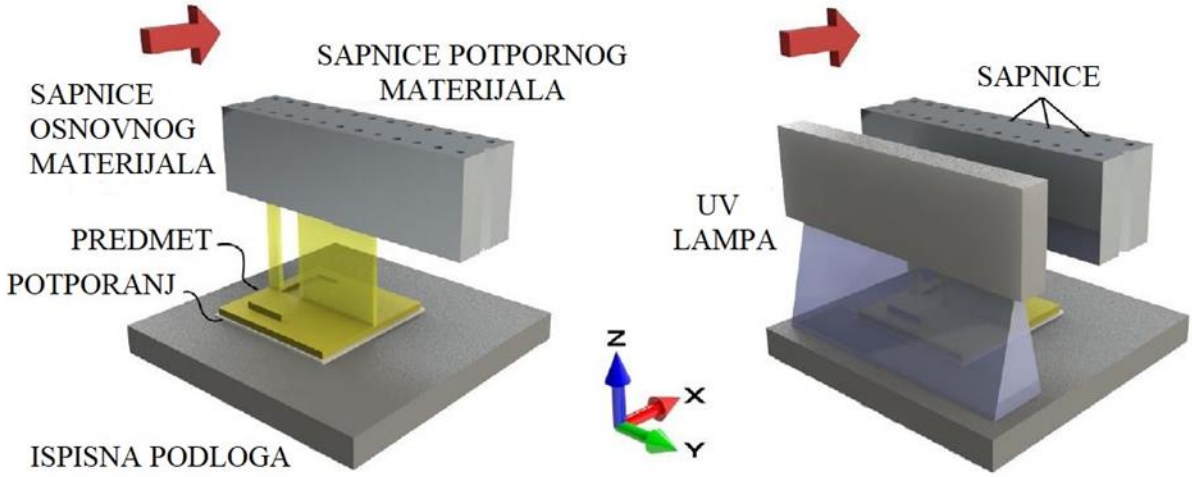
5. ADITIVNA TEHNOLOGIJA

Numeričko modeliranje pokusa istezanje – tlak u ovom radu provodi se za arterijske replike izrađene aditivnom tehnologijom, preciznije *PolyJet* tehnologijom 3D ispisa. Danas, aditivna proizvodnja omogućuje brzu izradu tvorevina kompleksnih geometrija. Izuzev izrade prototipova složene geometrije, posljednjih godina zadobila je veliku ulogu u proizvodnji aktivnih komponenti, posebice za potrebe gdje se ne zahtijevaju materijali s robusnim mehaničkim svojstvima, kao što je to slučaj s elektroničkim komponentama i biomedicinom [13].

Aditivna proizvodnja je dio proizvodnoga strojarstva koji se bavi izradbom predmeta nanošenjem čestica u tankim slojevima. Proizvodni proces započinje konstruiranjem trodimenzionalnoga modela računalnim CAD programima za modeliranje, ili digitaliziranjem prostornoga oblika postojećega objekta trodimenzionalnim skenerima. Zatim se model pretvara u niz horizontalnih poprečnih presjeka koji se strojem za proizvodnju tvorevina otiskuju sloj po sloj do konačnog proizvoda. Ovisno o tehnologiji dobivanja slojeva i upotrijebljenim materijalima, koji mogu biti u krutom, tekućem i praškastom stanju, razvijeno je više postupaka aditivne proizvodnje. Najčešće se upotrebljavaju polimerni materijali, kao akrilonitril/butadien/stiren (ABS), poliamidi (PA), poli(vinil-klorid) (PVC), ali i kompozitni materijali, keramika, čelik, itd. Prema primijenjenoj tehnologiji postupci aditivne proizvodnje uobičajeno se razvrstavaju na fotopolimerizaciju (stereolitografija), raspršivanje veziva (trodimenzionalni ispis), raspršivanje materijala (*PolyJet* postupak), ekstrudiranje materijala (taložno srašćivanje), laminiranje (proizvodnja laminiranih objekata), stapanje praha (selektivno lasersko srašćivanje) i izravno taloženje materijala [14]. Za ovaj rad najinteresantnija je *PolyJet* tehnologija jer omogućuje istovremeno korištenje dva materijala, a upravo je to od izuzetne važnosti kako bi se generiralo slično kvalitativno mehaničko ponašanje arterijskoj stijenci. U slučaju ispitanih arterijskih replika, matrica je ispisana od jednog polimera (TangoBlackPlus FLX980), a vlakna od drugog materijala (FLX9860 DM i FLX9895 DM). Navedena aditivna tehnologija kao i materijali detaljnije će se predočiti u idućim potpoglavljima.

5.1. *PolyJet* aditivna tehnologija

PolyJet postupak 3D ispisa je hibridni proces stereolitografije i trodimenzionalnoga tiskanja. Među trenutnim komercijalno dostupnim tehnologijama obrade, upravo *inkjet* pisači zasnovani na polimerima pokazuju značajna obećanja u pogledu brzine izrade i razlučivosti. Princip tehnike *PolyJet* 3D ispisa definiran je na slici 8. Slika ilustrira ispisnu glavu (sapnicu) koja se kreće preko platforme pisača u smjeru osi *X*. Sapnica selektivno raspršuje sloj polimernog materijala (prikazan žutom bojom) na podlogu za ispis. Taj se sloj zatim djelomično skrućuje pod utjecajem ultraljubičastog izvora svjetlosti te se potom podloga za ispis translatira u smjeru osi *Z*. Cjelokupni ispis predmeta se dobiva ponavljanjem postupka nanošenja i postupak stvrdnjavanja. U slučaju gdje su potrebni šuplji dijelovi, sapnica taloži sloj uklonjivog potpornog materijala koji se ne umrežava s glavnim materijalom za izradu [15].



Slika 8. Princip *PolyJet* 3D ispisa [15]

Načelo *PolyJet* 3D ispisa uvelike se bazira na industriji tintnih pisača. Kao posljedica sposobnosti tintnih pisača za višebojni ispis, *PolyJet* 3D ispis također, ima mogućnost ispisa više materijala u jednom postupku izrade. Koristeći takvu tehnologiju, pojedinačni dijelovi mogu se proizvesti u kombinaciji raznih alternativnih materijala, uključujući kombinacije termoreaktivnih i elastomernih materijala. Takve kombinacije materijala u različitim omjerima mogu postići krutosti koje se nalaze između krutosti osnovnih materijala što je od velike važnosti za repliciranje arterijske stijenke.

5.1.1. Materijali

Komercijalni MJT pisači (*PolyJet* tehnologija) nude materijale različitih mehaničkih svojstva, od silikonske gume do akrilonitril-butadien-stirena (ABS). U pogledu proizvođača *Stratasys,* radi se o materijalima po imenu Tango i Vero [16]. Prvi materijal Tango, u ovom slučaju TangoBlackPlus, simulira termoplastične elastomere koji posjeduju elastične kvalitete slične gumama. Idealno za testiranje i provjeru vizualnih, taktilnih i funkcionalnih primjena brtvi i obuće. Tango daje mekane, fleksibilne prototipove koji zahtijevaju apsorpciju udaraca, prigušivanje vibracija i neklizajuću površinu. Povezivanjem Tango materijala s drugim *PolyJet* fotopolimerom dobit će se različite vrijednosti tvrdoće i produljenja te otpornosti na kidanje. Jedan od takvih materijala jest VeroWhitePlus, prozirni i čvrsti fotopolimer koji simulira PMMA (polymethyl methacrylate), neslužbeno poznat i kao akril. Predstavlja višenamjenski materijal koji se najčešće koristi za vizualne modele, inženjerske prototipove, sklopove proizvoda te uzorke RTV oblikovanja [17]. U tablici 1, prema proizvođaču *Stratasys,* dana su određena fizikalna svojstva za navedene materijale.

Tablica 1. Fizikalna svojstva fotopolimera [17]

FIZIKALNO SVOJSTVO	TangoBlackPlus	VeroWhitePlus
VLAČNA ČVRSTOĆA [MPa]	0,8 – 1,5	50 – 60
ISTEZANJE PRI LOMU [%]	170 – 220	10 – 25
TVRDOĆA (Shore)	26 – 28 (Scale A)	83 – 86 (Scale D)
POLIMERIZIRANA GUSTOĆA [g/cm^3]	1,12 – 1,13	1,17 – 1,18

Iz dva spomenuta materijala, ovisno o omjeru u kojem se miješaju, proizlazi šest kombinacija: FLX9840 DM, FLX9850 DM, FLX9860 DM, FLX9870 DM, FLX9885 DM i FLX9895 DM. Zadnja dva broja u nazivu predstavljaju ekvivalentnu *Shore A* tvrdoću. Na primjer, FLX9860 DM predstavlja materijal sa *Shore A* tvrdoćom iznosa 60. Materijali s nižom vrijednosti tvrdoće ponašaju se sličnije TangoBlackPlus fotopolimeru, a s povećanjem udjela fotopolimera VeroWhitePlus proporcionalno raste i tvrdoća [16]. Najznačajnije kombinacije za ovaj rad su FLX9860 DM i FLX9895 DM jer su upravo od njih izrađena vlakna u arterijskim replikama, naspram matrice koja je izrađena od materijala TangoBlackPlus FLX980.

Mehanička svojstva materijala korištenih za izradu arterijskih replika ovise o nekoliko faktora, među kojima je najutjecajniji smjer ispisivanja. Usprkos tome što su slojevi izrazito tanki i dobro povezani, mehanička svojstva nisu ista u svim smjerovima. Prilikom ispisa mekanih materijala, tijekom polimerizacije slojeva dolazi do bolje povezanosti novog sloja s prethodnim, naspram tvrđih materijala kod kojih to nije slučaj. Slabija veza pojedinih slojeva ima za posljedicu porast anizotropnosti te se shodno tome može zaključiti kako anizotropnost materijala raste povećanjem krutosti. Kako krutost materijal predstavlja osnovni podatak u materijalnim modelima, a proizvođač *Stratasys* ne pruža podatke o krutosti materijala korištenih za izradu arterijskih replika, kao dio istraživanja u radu [10] objavljenom 2019. godine, provedeni su jednoosni testovi prilikom kojih su navedenim materijalima određeni materijalni parametri za pojedine materijalne modele. Jednoosni testovi, matematički gledano predstavljaju poseban slučaj dvoosnih testova [1]. Ravninski dvoosni testovi igraju veliku ulogu pri istraživanju materijala jer za nestlačive izotropne materijale, kao što je npr. guma, mogu pružiti potpunu karakterizaciju materijala [10]. Rezultati jednoosnih testova, odnosno materijalne konstante za pojedini materijalni model prema radu [10], prikazane su u tablici 2 te su uz to još navedene nove konstante te one prema istraživanju [16].

Tablica 2. Materijalni parametri

			TangoBlackPlus		**FLX9860 DM**		**FLX9895 DM**	
MATERIJALNI MODEL			Jednoosni	Dvoosni	Jednoosni	Dvoosni	Jednoosni	Dvoosni
neo-Hooke C_1 [MPa]	Novi podaci		0,129	0,29	0,49	1,3	-	-
	[10] (Rek)		0,1		0,35		0,8	
	[16] (Ryu)		0,15311		0,40817		3,3313	
Mooney- Rivlin C_{10}, C_{01} [MPa]	Novi podaci	*X*	-		0,364, 0,260		-	
		Y			0,453, 0,061			
		S			0,4085, 0,1605			
	[16] (Ryu)		-0,19382, 0,40728		-0,30090, 0,82836		-15,5660, 22,71500	

6. MATERIJALNI MODELI

Konstitutivne relacije su fundamentalne za rješavanje problema u mehanici kontinuuma te su nužne za proučavanje, primjerice, mehanički dominantnih kliničkih intervencija na mekim biološkim tkivima [6]. U analizi konačnih elemenata, teorija hiperelastičnosti koristi se za predstavljanje nelinearnog odgovora hiperelastičnih materijala prilikom velikih naprezanja. Kako takvo ponašanje nije moguće opisati klasičnom teorijom elastičnosti, u idućem potpoglavlju objasnit će se mehanička pozadina takvih materijala preko mehanike kontinuuma. Tijekom godina razvijene su različite teorije hiperelastičnosti te su mnogi od tih modela dostupni u komercijalnim FE softverima. Za ovaj rad izabrani su materijalni modeli *neo-Hooke* i *Mooney-Rivlin*.

6.1. Hiperelastični materijali

Hiperelastični materijali opisani su izrazom energije deformiranja *W*, koja definira energiju deformiranja pohranjenu u materijalu izraženu po referentnom obujmu (obujam u početnoj konfiguraciji) kao funkciju deformiranja u toj točki materijala [18]. Iz energije deformiranja može se izračunati naprezanje prema izrazu:

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{\partial W}{\partial \boldsymbol{\varepsilon}} \ , \tag{1}$$

gdje $\boldsymbol{\sigma}$ označava *Cauchyjev* tenzor naprezanja, a $\boldsymbol{\varepsilon}$ tenzor malih deformacija. Izraz (1) može se koristiti samo u slučajevima kada nema velikih deformacija, točnije kada nema velikih rotacija. U slučaju velikih deformacija, potrebno je koristiti tenzore deformacije koji to uzimaju u obzir. Često korišten tenzor za opisivanje deformiranja materijalnog tijela je tenzor gradijenta deformiranja **F** (eng. *deformation gradient tensor*). Gradijent deformiranja predstavlja linearni operator koji povezuje diferencijalni element linije ∂X_j u referentnoj konfiguraciji s diferencijalnim elementom ∂x_i u trenutnoj konfiguraciji [19] kao:

$$\mathbf{F} = \frac{\partial x_i}{\partial X_j} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x_1}{\partial X_1} & \frac{\partial x_1}{\partial X_2} & \frac{\partial x_1}{\partial X_3} \\ \frac{\partial x_2}{\partial X_1} & \frac{\partial x_2}{\partial X_2} & \frac{\partial x_2}{\partial X_3} \\ \frac{\partial x_3}{\partial X_1} & \frac{\partial x_3}{\partial X_2} & \frac{\partial x_3}{\partial X_3} \end{bmatrix} . \tag{2}$$

Umjesto tenzora malih deformacija uvodi se *Lagrangeov* tenzor deformacije **E** koji je baziran na tenzoru gradijenta deformiranja, a definiran tako da daje razliku kvadrata duljine elementarne dužine u trenutnoj i referentnoj konfiguraciji [19], prema izrazu:

$$\mathbf{E} = \frac{1}{2}(\mathbf{C} - \mathbf{I}) \ . \tag{3}$$

Pri čemu je **I** jedinični tenzor drugog reda, a **C** desni *Cauchy – Greenov* tenzor deformiranosti koji povezuje kvadrat diferencijalnog elementa materijalne duljine $(ds)^2$ u trenutnoj konfiguraciji s kvadratom diferencijalnog elementa duljine $(ds^o)^2$ u referentnoj konfiguraciji [19] te glasi:

$$\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \cdot \mathbf{F} \ . \tag{4}$$

Također, moguće je izraziti vezu između naprezanja i *Lagrangeovog* tenzora deformacije preko funkcije deformiranja *W*:

$$\mathbf{S} = \frac{\partial W}{\partial \mathbf{E}} \ , \tag{5}$$

gdje naprezanje **S** predstavlja drugi *Piola – Kirchhoffov* tenzor naprezanja koji nema stvarnu podlogu, ali je numerički pogodan pa se primjenjuje u konstitutivnim jednadžbama. Za razliku od *Cauchyevog* tenzora naprezanja koji predstavlja omjer stvarne sile i stvarne površine. Kako se funkcija deformacije može pisati i preko desnog *Cauchy – Greenovog* tenzora deformiranosti, također se i veza naprezanja i deformacija može izraziti preko **C** jer vrijedi $\frac{\partial \mathbf{C}}{\partial \mathbf{E}} = 2\mathbf{I}$:

$$\mathbf{S} = \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} \cdot \frac{\partial \mathbf{C}}{\partial \mathbf{E}} = 2\frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} \ . \tag{6}$$

Konačno, ako su poznati drugi *Piola – Kirchhoffov* tenzor naprezanja **S** i gradijent deformiranja **F** može se dobiti oblik za izračunavanje naprezanja kod hiperelastičnih materijala, odnosno konstitutivna jednadžba hiperelastičnog materijala:

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{2}{J} \cdot \mathbf{F} \cdot \frac{\partial W(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} \cdot \mathbf{F}^T \ , \tag{7}$$

pri čemu oznaka *J* predstavlja *Jacobijevu* determinantu koja se može izračunati iz gradijenta deformiranja kao $J = \det(\mathbf{F})$. U slučaju ako se radi o nestlačivom materijalu, tj. o materijalu kod kojeg volumen ostaje nepromijenjen, javlja se slučaj izohornog deformiranja te *Jacobijeva* determinanta iznosi jedan [19].

6.1.1. Neo-Hooke materijalni model

Neo-Hooke označava jednostavni hiperelastični model koji se temelji na dva materijalna parametra: modulu smicanja μ ($2C_1$) i modulu kompresije κ. Kao i svi hiperelastični modeli, *neo-Hookeov* model je specificiran izrazom za njegovu *Helmholtzovu* slobodnu energiju po jedinici referentnog volumena [20]:

$$\psi\left(I_1, J\right) = \frac{\mu}{2}\left(I_1 - 3\right) + \frac{\kappa}{2}\left(J - 1\right)^2 \ , \tag{8}$$

pri čemu I_1 predstavlja prvu invarijantu desnog *Cauchy – Greenovog* tenzora deformiranosti:

$$I_1 = \mathrm{tr}\left(\mathbf{C}\right). \tag{9}$$

Upravo u tom članu je jednadžba za slobodnu energiju linearna i stoga ne može točno prikazati nelinearni odziv velikih deformacija mnogih elastomera [20]. Kako se u ovom slučaju radi o nestlačivim materijalima drugi član izraza (8) se može zanemariti jer uvjet nestlačivosti definira:

$$J = \det\left(\mathbf{F}\right) = 1 \, . \tag{10}$$

Konačno, opći oblik funkcije energije deformiranja za nestlačivi *neo-Hooke* materijalni model glasi:

$$W = \frac{\mu}{2}\left(I_1 - 3\right) \ . \tag{11}$$

Za razliku od linearnih elastičnih materijala, krivulja naprezanja – deformacije *neo-Hookeovog* materijala nije linearna. Umjesto toga, odnos između primijenjenog naprezanja i deformacije je u početku linearan, ali u određenoj točki krivulje naprezanje – deformacija, krivulja poprima plato. Vrijednost ovoga modela leži u njegovoj jednostavnosti, ukoliko je poznat modul smicanja, utoliko se odziv u bilo kojem načinu opterećenja može odrediti na robustan i računalno učinkovit način. Glavno ograničenje *neo-Hookeovog* modela je njegov ograničeni raspon uvjeta koji daju točna predviđanja [20], odnosno ne predviđa povećanje modula pri velikim iznosima deformacija te je uobičajeno točan samo za deformacije ispod 20% [21]. Iz navedenih razloga zamijenjen je s materijalnim modelom *Mooney-Rivlin* koji može poboljšati predviđanja *neo-Hookeovog* modela. Međutim, poboljšanja dolaze s određenom cijenom, iako često poboljšava predviđanja u jednom polju naprezanja, može istodobno model učiniti nestabilnim kod konačnih deformacija u drugom [20].

6.1.2. Mooney-Rivlin materijalni model

Važnost ovog modela je izrazito velika i ne samo zbog povijesnih razloga, jer predstavlja jedan od prvih hiperelastičnih modela, već zbog svoje visoke točnosti u predviđanju nelinearnog ponašanja izotropnih materijala, poput gume. *Mooney-Rivlin* model je ustvari proširenje *neo-Hookeovog* modela koji pokušava poboljšati točnost, uključivanjem linearne ovisnost na I_2 u *Helmholtzovu* slobodnu energiju po jedinici referentnog volumena [20]:

$$\psi\left(C_{10}, C_{01}, \kappa\right) = C_{10}\left(I_1 - 3\right) + C_{01}\left(I_2 - 3\right) + \frac{\kappa}{2}\left(J - 1\right)^2 \ , \tag{12}$$

pri čemu I_2 predstavlja drugu invarijantu desnog *Cauchy – Greenovog* tenzora deformiranosti:

$$I_2 = \left(\left(\mathrm{tr}(\mathbf{C})\right)^2 - \mathrm{tr}(\mathbf{C}^2)\right) . \tag{13}$$

Kao što je vidljivo iz jednadžbe (12), opća verzija *Mooney-Rivlin* modela zahtijeva tri materijalna parametra: C_{10}, C_{01} i κ. No, kako se u ovom slučaju radi o nestlačivim materijalima opet se primjenjuje uvjet nestlačivosti definiran izrazom (10) te konačna funkcija energije deformiranja za netslačive *Mooney-Rivlin* materijale glasi:

$$W = C_{10}\left(I_1 - 3\right) + C_{01}\left(I_2 - 3\right) . \tag{14}$$

Očito je kako postoje različiti modeli hiperleastičnosti koji se, kao i dva prethodno predstavljena modela, uvelike razlikuju u računalnoj brzini i točnosti. Općenito, ako je model hiperelastičnog materijala precizniji (točan do većeg iznosa deformacije), onda je i više zahtjevan, a samim time mu je računalna cijena viša, pa tako i simulira sporije. Također, točniji materijalni modeli zahtijevaju od korisnika više materijalnih parametara. U tablici 3 predstavljeni su najčešći korišteni hiperelastični modeli, uključujući i dva opisana u radu.

Tablica 3. Karakteristike hiperelastičnih modela

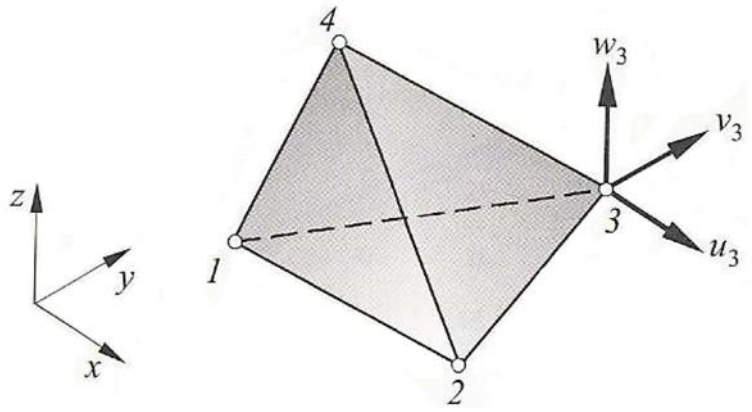
	neo-Hooke	***Mooney-Rivlin***	***Arruda – Boyce***	***Ogden***
Računalna brzina	Najbrži	Sporiji od NH	Sporiji od MR	Najsporiji
Raspon deformacije	Do 100%	Do 200%	Do 300%	Do 700%
Prednost	Najtočniji za jednoosne testove	Najpopularniji zbog dobrog odnosa brzine i točnosti	Pogodan za gumaste mat. poput silikona i neoprena	Sveobuhvatni model za sve hiperelastične mat.

7. NUMERIČKO MODELIRANJE

Poglavlje numeričkog modeliranja izlaže metodologiju pronalaženja učinkovite metode za simuliranje eksperimenta te ispitivanje utjecaja određenih faktora, uključujući izbor konačnih elemenata, odabir rubnih uvjeta, konvergenciju rezultata za različite gustoće mreža konačnih elemenata te način evaluacije učinaka izmjena određenih faktora. Svrha navedenog jest ušteda i optimalno korištenje računalnih resursa. Uz simulacije koje će se u nastavku prikazati, izvršeno je višestruko puta toliko simulacija čiji rezultati nisu bili korisni za izlaganje. Stoga, ako se uzme u obzir kompleksnost modela, količina konačnih elemenata te broj provedenih simulacija, ušteda računalnih resursa bila je nužna.

7.1. Tetraedarski konačni elementi

Metoda konačnih elemenata je numerička metoda koja je nezaobilazna u inženjerskim proračunima. Temelji se na diskretiziranju kontinuuma na konačan broj elemenata pri čemu računa parcijalne diferencijalne jednadžbe u svakom pojedinačnom elementu, tj. čvoru [23]. U ovom radu koriste se linearni tetraedarski hibridni konačni elementi (C3D4H), predstavljeni na slici 9.



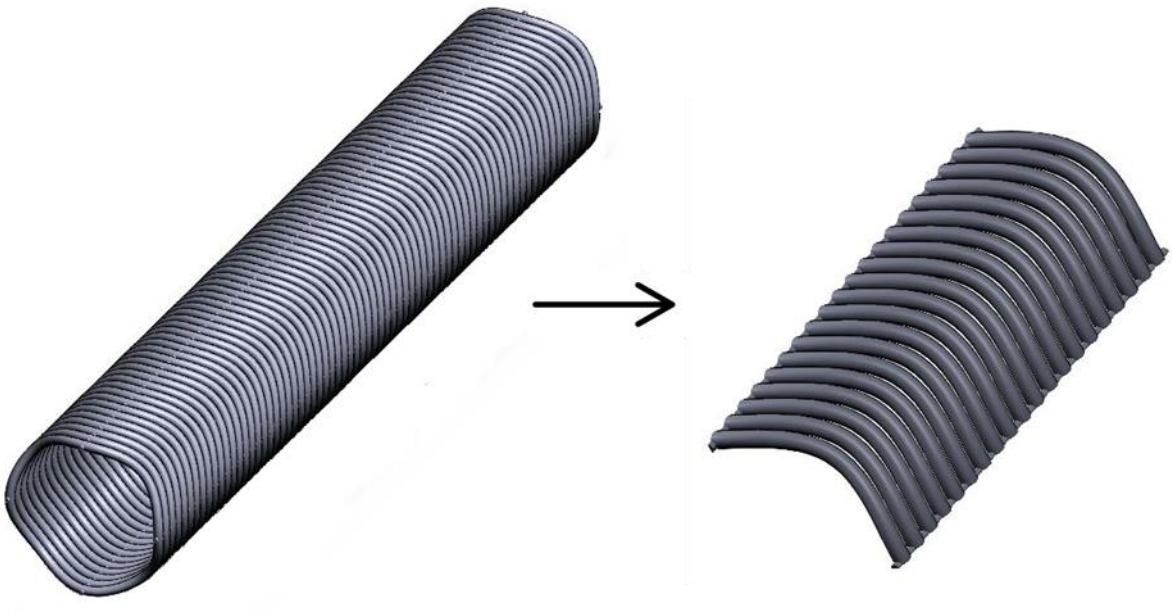
Slika 9. Osnovni tetraedarski element [23]

Najjednostavniji konačni element za trodimenzijsku analizu kontinuuma osnovni je tetraedarski element s 12 stupnjeva slobode. Element se sastoji od 4 čvora u vrhovima tetraedra s po tri komponente pomaka *u, v* i *w,* u pravcu Kartezijevih koordinatnih osi [23]. S po jednim čvorom u vrhu predstavlja linearni element ili element prvog reda koji je namijenjen analizama nekompresibilnih materijala gdje dolazi do velikih distorzija elemenata

jer nema „zaključavanja“ tj. pojave smičnih deformacija između elemenata. Takvo što za posljedicu ima preveliku krutost elemenata. Ovakvi elementi su prikladni u slučaju kompleksnih geometrija, no nedostatak je taj što će ih za isti broj čvorova, usporedno s heksaedarskim elementima, biti duplo više, čime se produljuje vrijeme računanja. U programskom paketu *Abaqus* naznačeni su oznakom C3D4H, gdje C označava elemente kontinuuma za naprezanje, 3D dimenziju elementa, 4 broj čvorova, a H predstavlja elemente s hibridnom formulacijom koja osigurava nestlačivost. Takvi elementi se koriste za gotovo i potpuno nekompresibilne materijale s obzirom na to da konačan rezultat naprezanja ne ovisi samo o povijesti pomaka već i o distorziji elemenata.

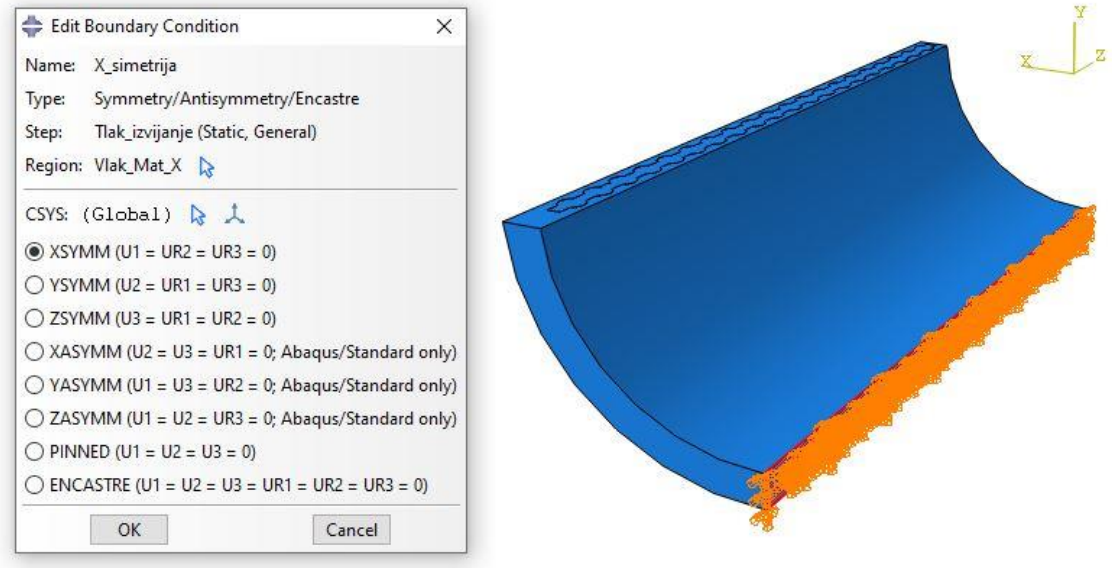
7.2. Rubni uvjeti

Zahvaljujući simetričnosti CAD modela ispitnog uzorka moguće je značajno smanjiti trajanje analize te diskretizirati zadani problem s manjim brojem elemenata, no što bi to bio slučaj za cjelokupni model. Osim toga, dobit će se i veća točnost simulacije gušćim rasporedom konačnih elemenata. Geometrija zadanog modela je tri puta simetrična zahvaljujući vlaknu koji se sastoji samo od jednog vala sinusoide na svakoj četvrtini cilindra kako je i vidljivo na slici 10.

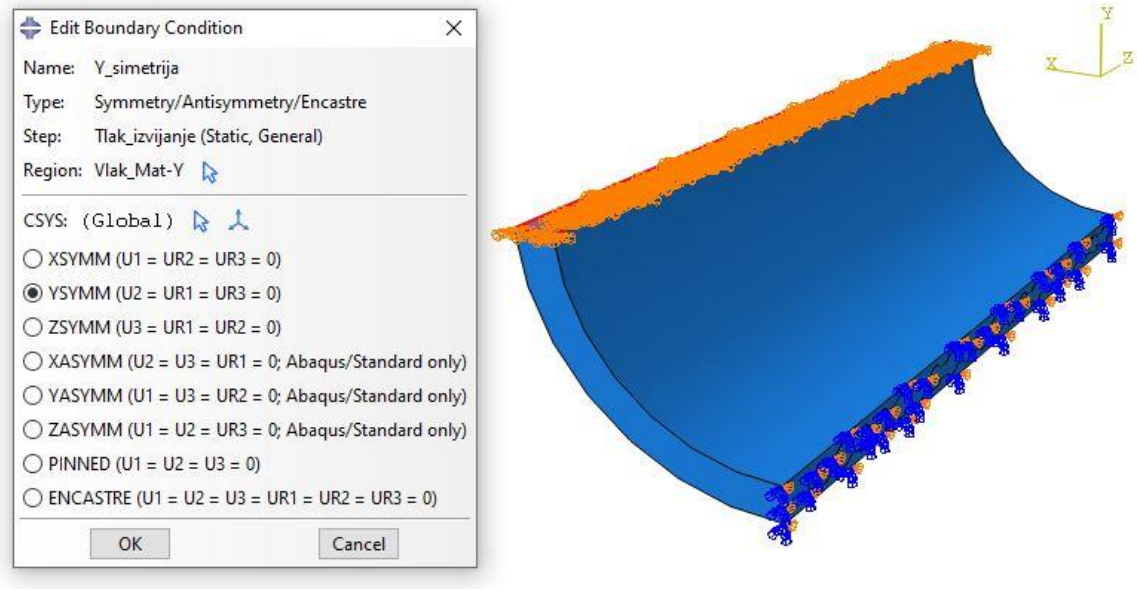


Slika 10. Simetričnost vlakna

Također, kako se radi o pokusu istezanje – tlak, numeričkom modelu se na krajevima onemogućava gibanje, a na unutarnjoj stijenci se postavlja tlak u vrijednosti od 33 kPa, shodno tome može se zaključiti da je i opterećenje zadanog modela simetrično. Ta dva uvjeta simetričnosti omogućuju, da se u predstojećoj analizi promatra samo osmina zadanog modela. Da bi takav proračun bio valjan, potrebno je na odgovarajućim mjestima postaviti rubne uvjete simetrije. Oni će se postaviti na mjestima gdje je zadani model „presječen“ te će se time simulirati ostatak ispitnog uzorka, kojeg u proračunskom modelu nema. Najprije se definiraju *X* i *Y* simetrija na slici 11 i slici 12, odnosno ako se gleda lokalni cilindrični koordinatni sustav simetrije u cirkularnom smjeru.

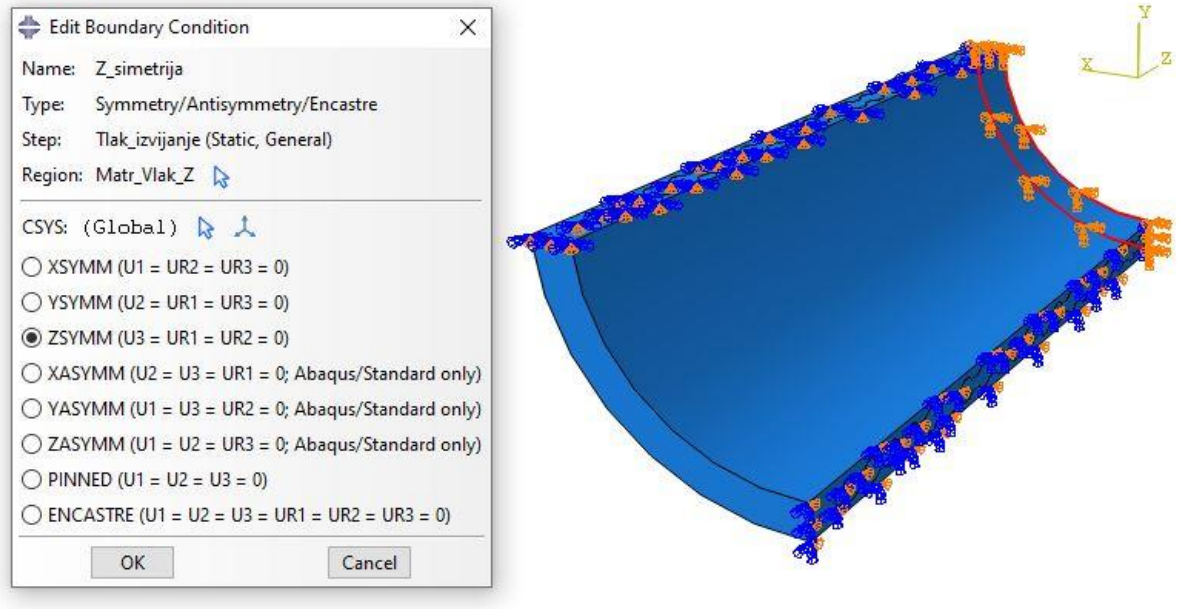


Slika 11. Rubni uvjet simetrije u smjeru osi *X*



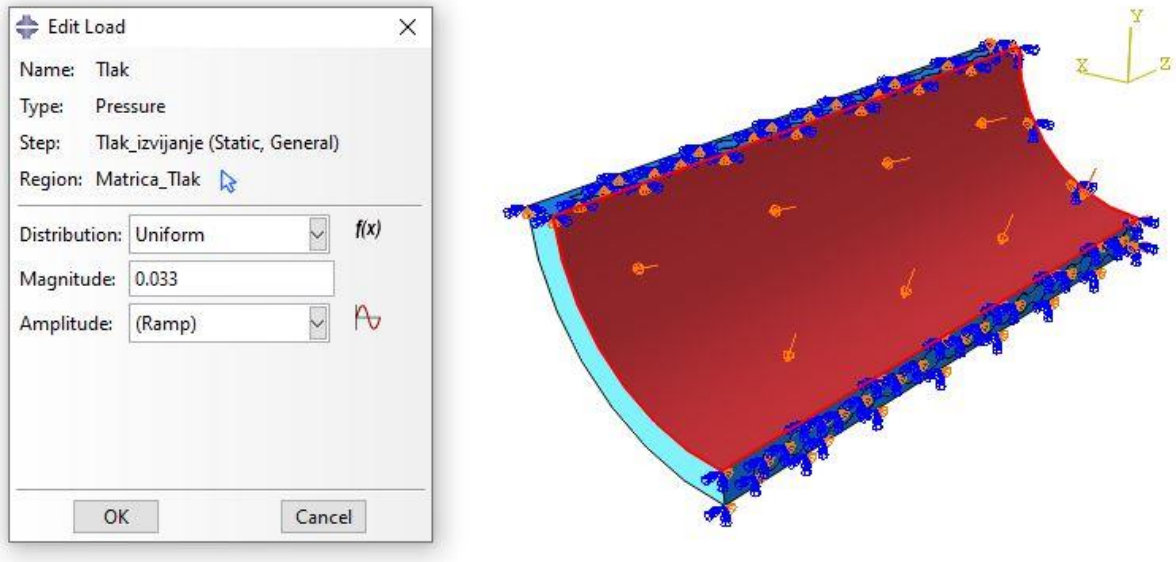
Slika 12. Rubni uvjet simetrije u smjeru osi *Y*

Preostaje još definirati posljednju simetriju u smjeru osi *Z*, odnosno ako se opet gleda lokalni cilindrični koordinatni sustav, simetriju u aksijalnom smjeru.



Slika 13. Rubni uvjeti simetrije u smjeru osi *Z*

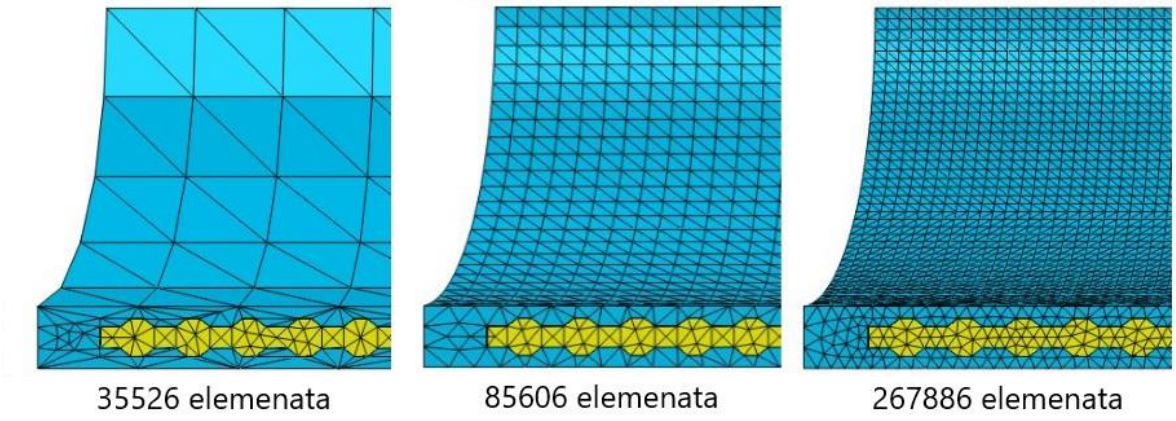
Osim rubnih uvjeta simetrije još predstoji definirati opterećenje koje je zadano na model. U ovom eksperimentu radi se o konstantom tlaku iznosa 33 kPa na unutarnjoj stijenci modela. Konvencijom je određeno da tlak koji se zadaje na unutarnju stijenku modela ima smjer okomit na zadanu površinu pa je stoga dovoljno samo označiti površinu i upisati zadani iznos, prema slici 14.



Slika 14. Opterećenje na unutarnju stijenku modela

7.3. Mreža konačnih elemenata

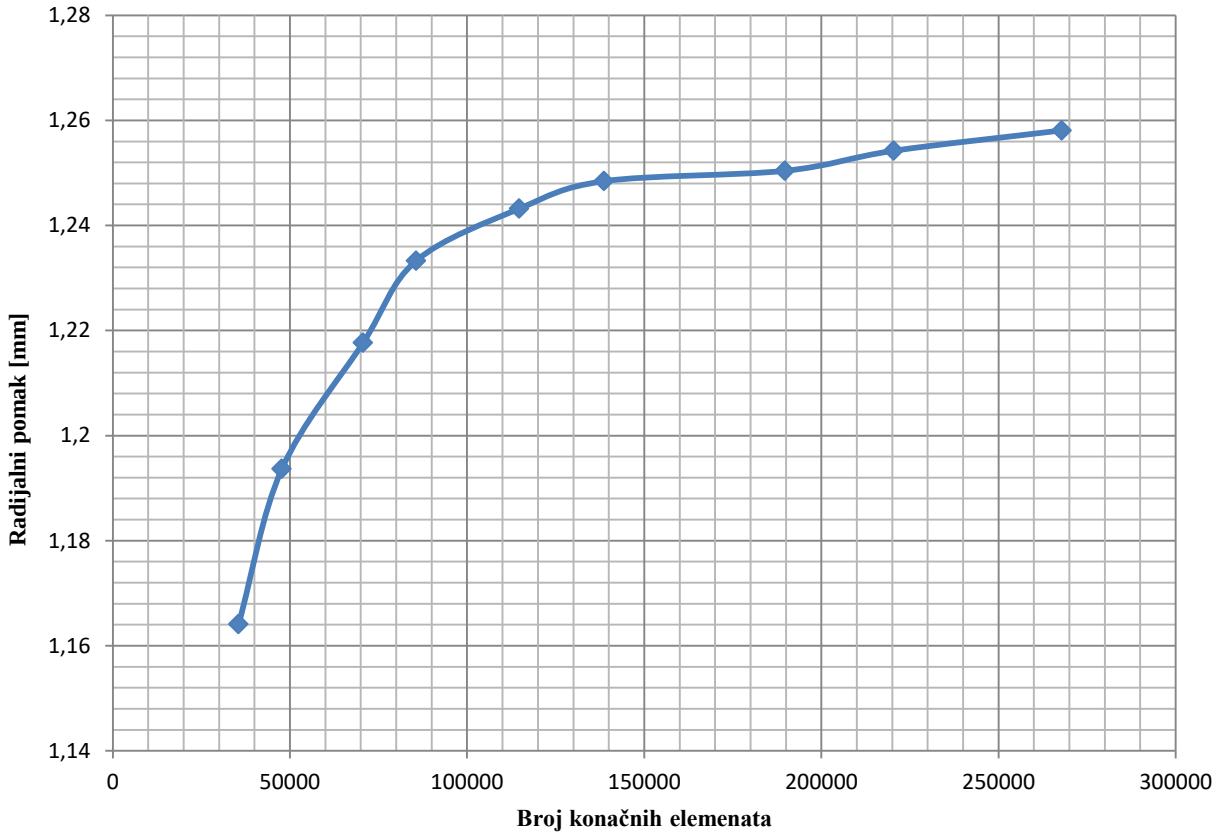
Na pripadajućem CAD modelu s definiranim rubnim uvjetima simetrije i opterećenjem korišteni su linearni tetraedarski hibridni konačni elementi (C3D4H) predstavljeni u potpoglavlju 7.1. Kako bi se provjerila kvaliteta mreže konačnih elemenata te odredila referentna mreža s najpoželjnijim omjerom kvalitete rezultata i iskoristivosti računalnih resursa provedena je usporedba mreža konačnih elemenata različitih gustoća. Analiza je izvršena na referentnom modelu s vlaknom FLX9860 DM te matricom TangoBlackPlus FLX980, a njihovo povezivanje kod numeričke analize ostvareno je naredbom *tie connection*. Kao materijalni model korišten je *neo-Hooke* s pripadajućim materijalnim konstantama koje odgovaraju radu [10], a prema eksperimentu, numeričkom modelu je onemogućen pomak u smjeru osi *Z*. Navedeno ograničenje detaljnije je predstavljeno u potpoglavlju 8.2, zajedno sa svim ostalim rubnim uvjetima eksperimenta čiji se utjecaj evaluira na cjelokupni numerički model. Ukupno je korišteno devet mreža s različitom gustoćom konačnih elemenata, od čega su tri prikazane na slici 15.



Slika 15. Mreže s različitom gustoćom konačnih elemenata

Prilikom odabira mreže potrebno je paziti i da se ne generiraju previše distordirani konačni elementi za koje se javlja greška „*The volume of # elements is zero, small, or negative*“. *Abaqus* prije same simulacije mora upariti površine za sve kontakte te u slučaju preklapanja elemenata program sam pomiče čvorove prema njihovoj unutrašnjosti što može rezultirati premalim, nultim ili negativnim volumenom. Kako bi se izbjegla navedena greška upotrebljavane su zračnosti te su varirani ulazni parametri i dimenzije konačnih elemenata te je posljedično tome takva greška uočena samo na mrežama s izrazitom niskom gustoćom konačnih elemenata.

Konačno, provjera konvergencije rezultata povećavanjem broja konačnih elemenata na ukupno devet mreža prikazana je dijagramom na slici 16.



Slika 16. Konvergencija rezultata za mreže različite gustoće

Može se zaključiti kako je konvergencija zadovoljavajuća jer broj konačnih elemenata gotovo eksponencijalno raste povećanjem vrijednosti radijalnog pomaka. Sukladno tome, za daljnje numeričko modeliranje nastavit će se s mrežom od 85606 linearnih tetraedarskih hibridnih konačnih elemenata. Takva mreža, između ispitanih, pruža najbolji omjer kvalitete rezultata i iskoristivosti računalnih resursa. Također, pokazalo se kako nudi potpuno isti oblik krivulje odziva kao i najgušća mreža, a od njenih rezultata odstupa s relativnom greškom od samo 1,98%. Navedena vrijednost predstavlja relativnu razliku vrijednosti pomaka u radijalnom smjeru na sredini ispitnog uzorka s unutarnje strane pri najvećem tlaku.

7.4. Definiranje greške numerički dobivenih rezultata

Inicijalno je potrebno reći kako će se svi rezultati numeričkog modeliranja prikazivati dijagramima ovisnosti cirkularnog istezanja o tlaku. Analogno tome, cirkularno istezanje će se računati kao omjer trenutnog i početnog opsega, odnosno omjer trenutnog (r) i početnog radijusa (r_0):

$$\lambda_\theta = \frac{2\pi r}{2\pi r_0} = \frac{r}{r_0} \ . \tag{15}$$

Vrijednosti trenutnog radijusa dobivene su zbrajanjem pomaka točke na središnjem promjeru cilindra s početnim radijusom modela. Važno je naglasiti kako jednadžba (15) koristi pretpostavku da uslijed deformiranja nema značajne promjene cilindričnosti modela, odnosno da poprečni presjek ispitnog uzorka ne prelazi u elipsu. Navedena pretpostavka ispitana je mjerenjem radijusa nakon simulacije na više mjesta te je ustanovljeno da je ispravna za testiranu geometriju modela.

S druge strane evaluiranje učinaka specifičnih modifikacija pri numeričkom modeliranju, točnije definiranje greške numerički dobivenih rezultata u odnosu na dostupna eksperimentalna mjerenja izražavat će se relativnom greškom. Takva greška mjeri relativnu točnost s obzirom na veličinu broja x, a glasi:

$$E_{rel}\left(x, \hat{x}\right) := \frac{\left|x - \hat{x}\right|}{\left|x\right|} \ , \tag{16}$$

pri čemu član u brojniku predstavlja apsolutnu grešku koja mjeri stvarnu udaljenost brojeva x i $\hat{x}$. U ovom slučaju x predstavlja rezultate eksperimentalnih mjerenja, a $\hat{x}$ numerički dobivene rezultate. Kako se radi o uspoređivanju krivulja, odnosno različitih setova podataka, u programskom paketu *GNU Octave* napisan je program koji kubičnom interpolacijom strukturira potrebni set podataka te izračunava relativnu grešku izraženu u postotku između dvije krivulje. Takva postotna greška demonstrirala je učinak na numeričke rezultate svakog značajnijeg faktor. Sukladno tome izabran je optimalni numerički opis eksperimenta.

8. PRILAGODBA NUMERIČKOG POSTUPKA

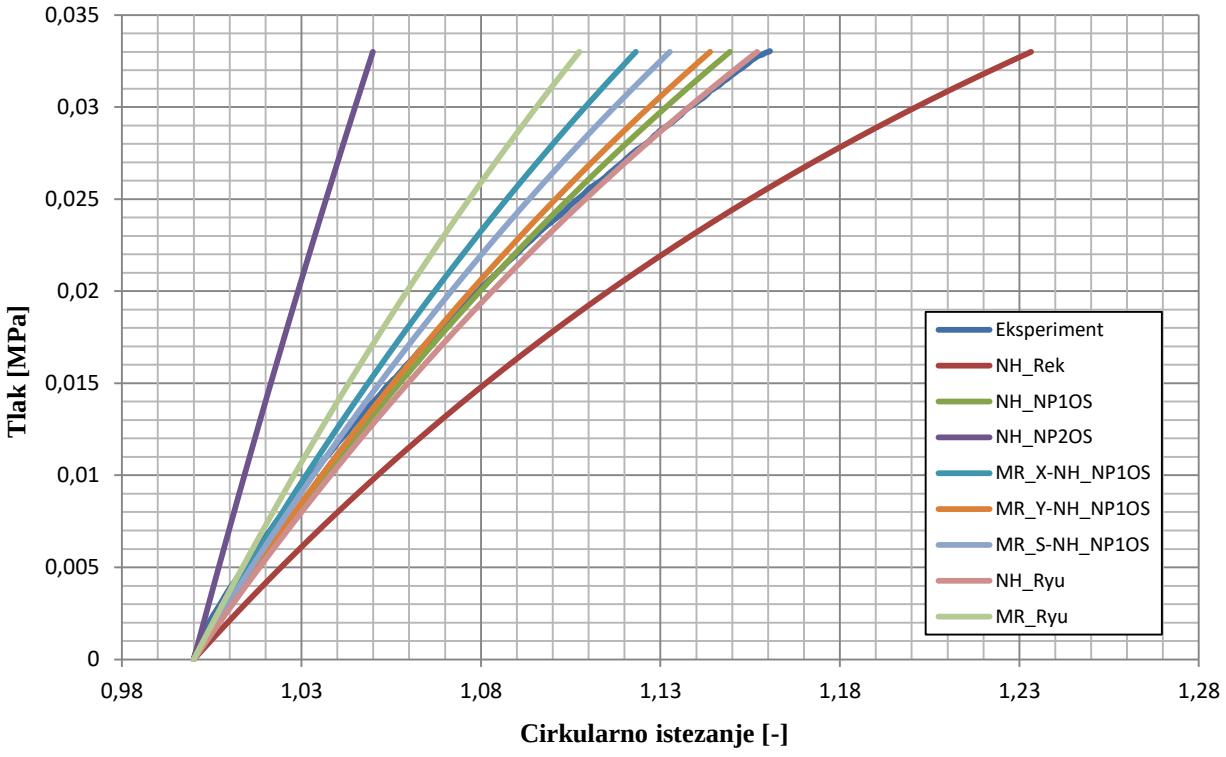
Prilagodba cijelog numeričkog postupka zasniva se na provjeri svakog značajnijeg faktora na numeričke rezultate. Takvo što podrazumijeva ispitivanje utjecaja: izbora materijalnog modela 3D ispisanih materijala, dodjeljivanja pojedinog rubnog uvjeta te modeliranja veze između dva ispisana materijala.

8.1. Utjecaj izbora materijalnog modela

Shodno poglavlju četiri vidljivo je da ima više materijalnih modela koji se mogu koristiti za predstavljanje nelinearnog odgovora hiperelastičnih materijala. Njihove računalne brzine i točnosti se uvelike razlikuju te će se slijedom toga u ovom potpoglavlju prikazati kako njihov, tako i utjecaj pripadajućih materijalnih parametara, prikazanih u tablici 2, na numerički model.

8.1.1. Rezultati

Na slici 17 prikazani su rezultati analize s različitim materijalnim modelima te pripadajućim konstantama za uzorak u kojem su vlakna opisana materijalom FLX9860 DM.



Slika 17. Utjecaj materijalnog modela – FLX9860 DM

Kao i u slučaju konvergencije rezultata povećanjem broja konačnih elemenata, simulacija je provedena na referentnom modelu gdje su konstituenti povezani naredbom *Tie connection* te je onemogućen pomak u smjeru osi *Z*.

Smjesta se može uočiti kako numerički modeli izvrsno oponašaju mehanički odziv eksperimenta. Prema dijagramu sa slike 17 za daljnji opis eksperimenta zanemareni su parametri za *neo-Hooke* prema radu [10] te novi podaci dobiveni dvoosni testom, također za *neo-Hooke*. Očito je kako su novi podaci dobiveni dvoosnim testom suviše kruti kako bi opisali odziv eksperimenta te da njihov odziv teži linearnoj raspodjeli. Naspram toga, prva kombinacija parametra prema radu [10] je odveć mekana za opis eksperimenta, s gotovo 2,5 puta manjom krutosti od materijala iz linearne raspodjele. Budući da je potrebno izabrati jednu kombinaciju materijalnog modela i parametra, u tablici 4 predstavljene su relativne greške, izražene u postotku, za numerički dobivene rezultate u odnosu na eksperimentalne rezultate.

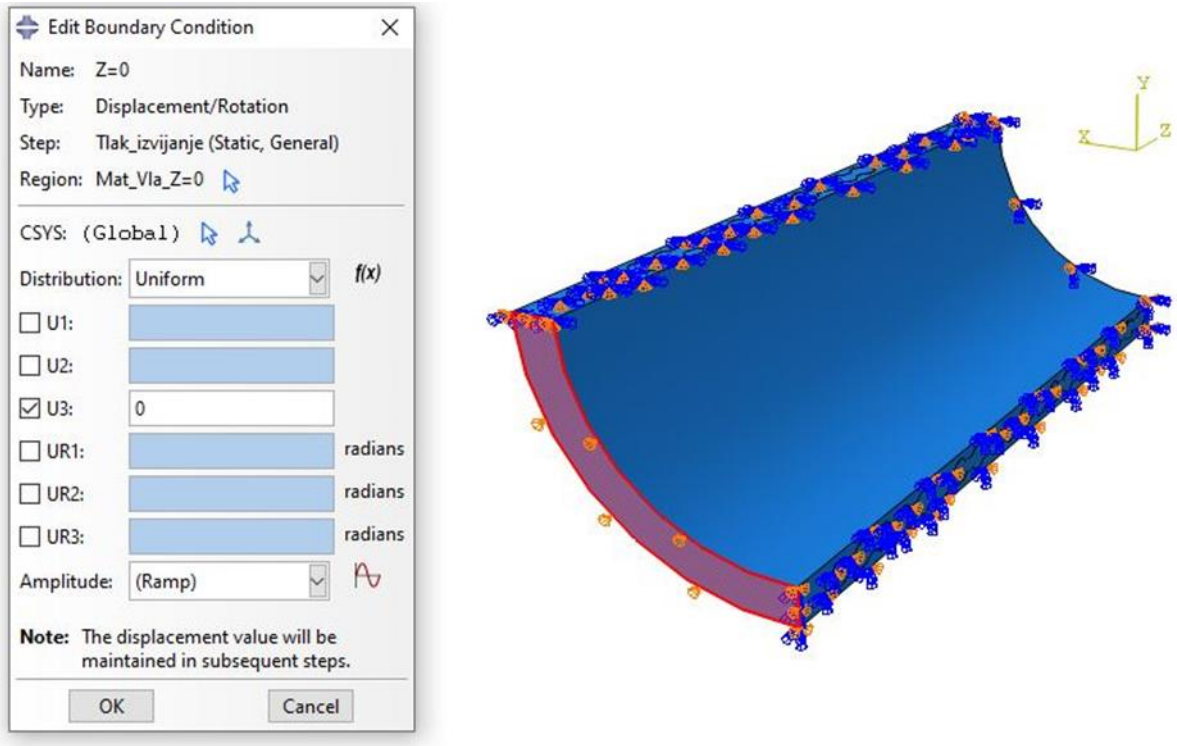
Tablica 4. Relativna greška utjecaja materijalnog modela - FLX9860 DM

Materijalni model	NH_NP1OS	MR_X-NH_NP1OS	MR_Y-NH_NP1OS	MR_S-NH_NP1OS	NH_Ryu	MR_Ryu
Relativna greška [%]	0,31419	1,01717	0,39919	0,70089	0,32272	1,59203

Sukladno tablici 4 može se zaključiti kako numerički model NH_NP1OS, gdje su vlakno i matrica opisani modelom *neo-Hooke,* najbolje oslikava eksperimentalne rezultate. Materijalni parametri primijenjeni u navedenom modelu su dobiveni određivanjem mehaničkog odziva materijala vlakna i matrice pri jednoosnom testu. Možda je ovakav ishod rezultata neočekivan jer model *Mooney-Rivlin* ustvari predstavlja proširenje *neo-Hookeovog* modela s ciljem unapređenja točnosti, ali učinkovitost materijalnog modela ponajviše ovisi o upotrijebljenim parametrima. Uobičajeno se podaci krivulje naprezanje – deformacija iz eksperimenata koriste za pronalaženje konstanti teorijskih modela, koje bi odgovarale materijalnom odgovoru. Tako da u konačnici točnost parametara, a time i materijalnog modela, ovisi o vrsti eksperimenta i svojstvima ispitnog uzorka, kao što je npr. smjer ispisa uzorka.

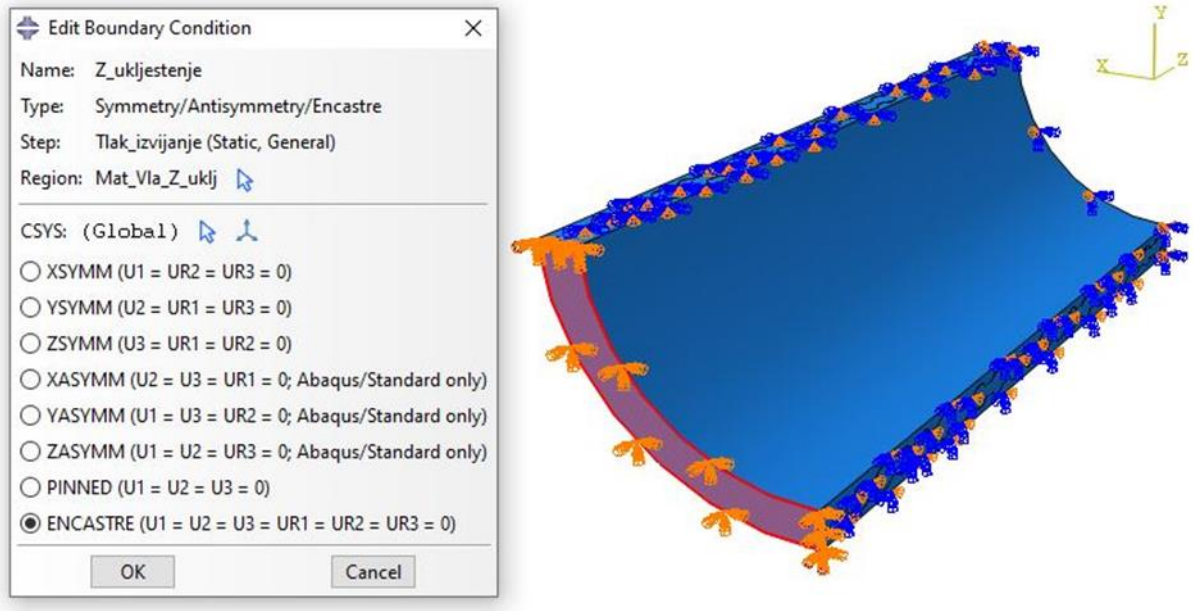
8.2. Utjecaj dodjeljivanja pojedinog rubnog uvjeta

Osim prethodno definiranih rubnih uvjeta simetrije radi korigiranja vremena računanja i postizanja veće točnosti simulacije, potrebno je simulirati i uvjete eksperimenta na numeričkom modelu. To podrazumijeva oponašanje postavljanja uzorka u mjerno područje, odnosno na držače gdje se veže vrpcom ili lijepi ljepilom, prema slici 6. Postupak je isti u oba slučaja, odnosno vrijedi za numeričke modele s obje vrste vlakana. Na referentnom modelu takvo što je predočeno onemogućavanjem pomaka u smjeru osi *Z*, odnosno ako se radi o lokalnom cilindričnom koordinatnom sustavu u aksijalnom smjeru, kako je i vidljivo na slici 18.



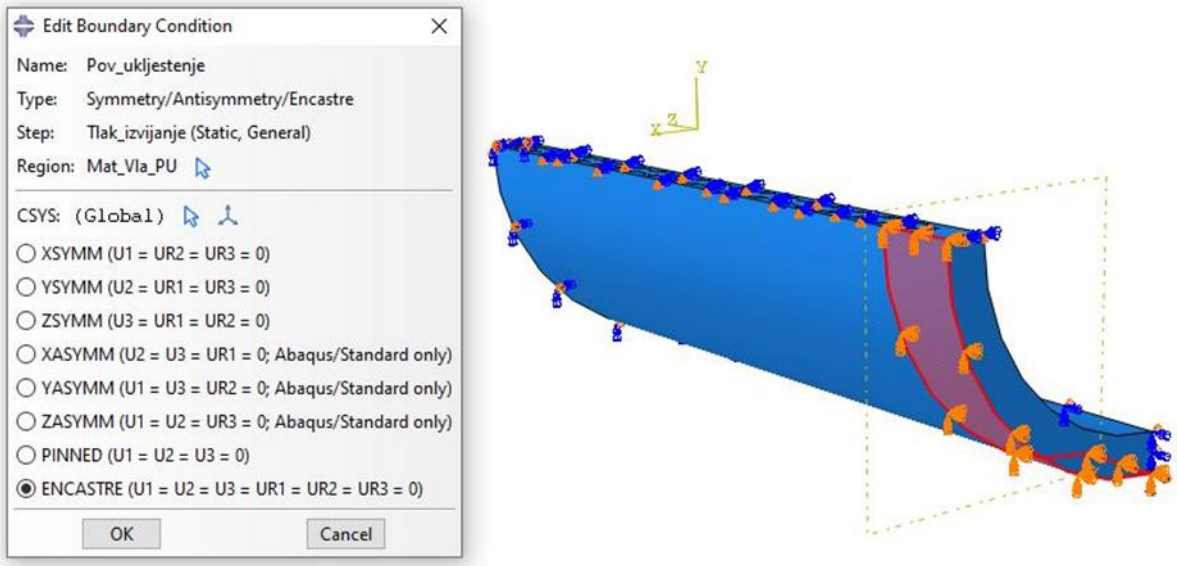
Slika 18. Rubni uvjet – Simetrija

Budući da je cilj prilagodba cijelog numeričkog postupka, u ovom slučaju prioritet je definirati utjecaj dodjeljivanja pojedinog rubnog uvjeta. Stoga su predložena još dva načina simuliranja eksperimenta. Slika 19 predstavlja uklještenje na istoj površini kojoj je bio onemogućen pomak u aksijalnom smjeru za referentni model.



Slika 19. Rubni uvjet – Uklještenje

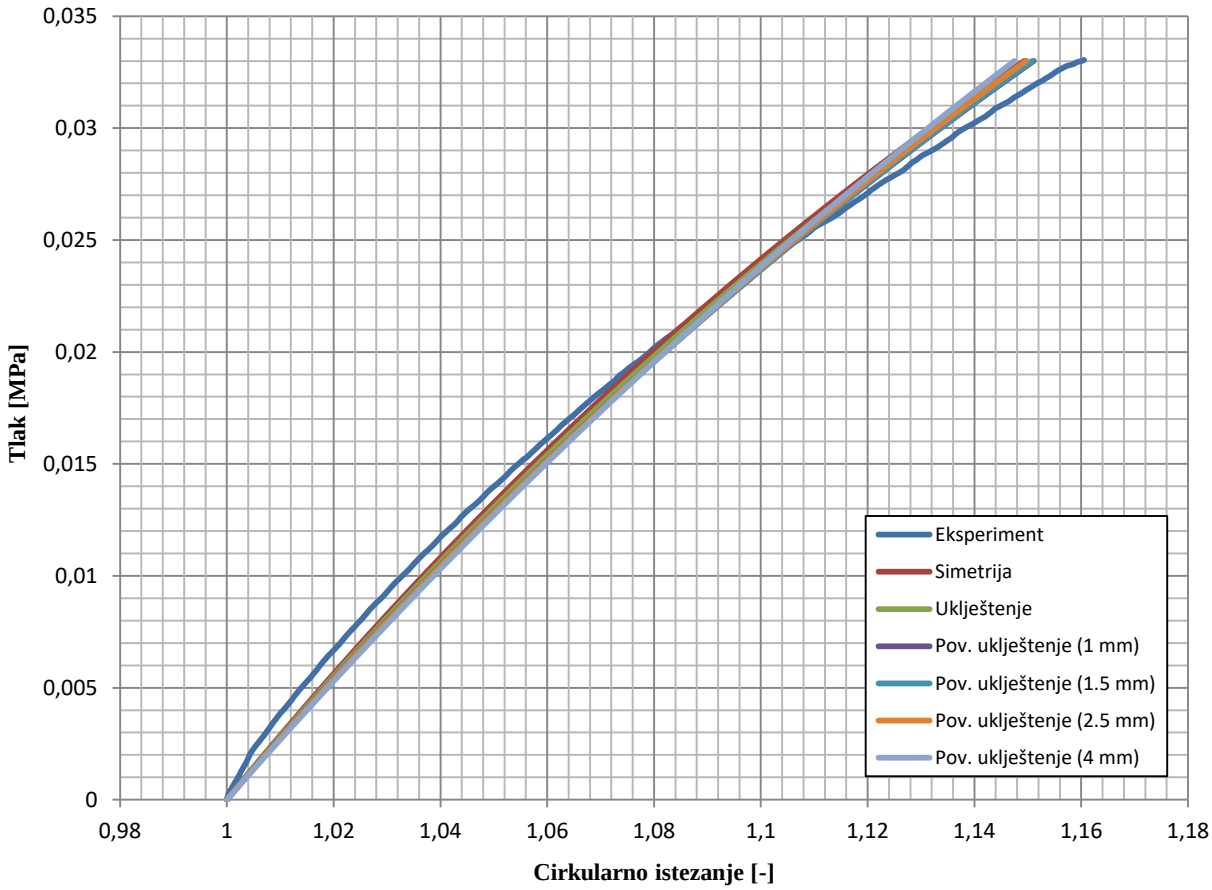
Vizija za rubni uvjet na slici 20 zasnivala se na oponašanju vrpce kojom se ispitni uzorak veže za uređaj. Na površinu matrice, dovoljno daleko od mjernog mjesta radijalnog pomaka, postavljeno je površinsko uklještenje. S obzirom na to da je teško procijeniti kolika je površina ispitnog uzorka zahvaćena s vrpcom u eksperimentu, provedeno je više simulacija s različitom veličinom površinskog uklještenja.



Slika 20. Rubni uvjet – Površinsko uklještenje

8.2.1. Rezultati

Slika 21 prikazuje rezultate analize s pojedinim rubnim uvjetima za numerički model kojem su vlakna opisana materijalom FLX9860 DM.



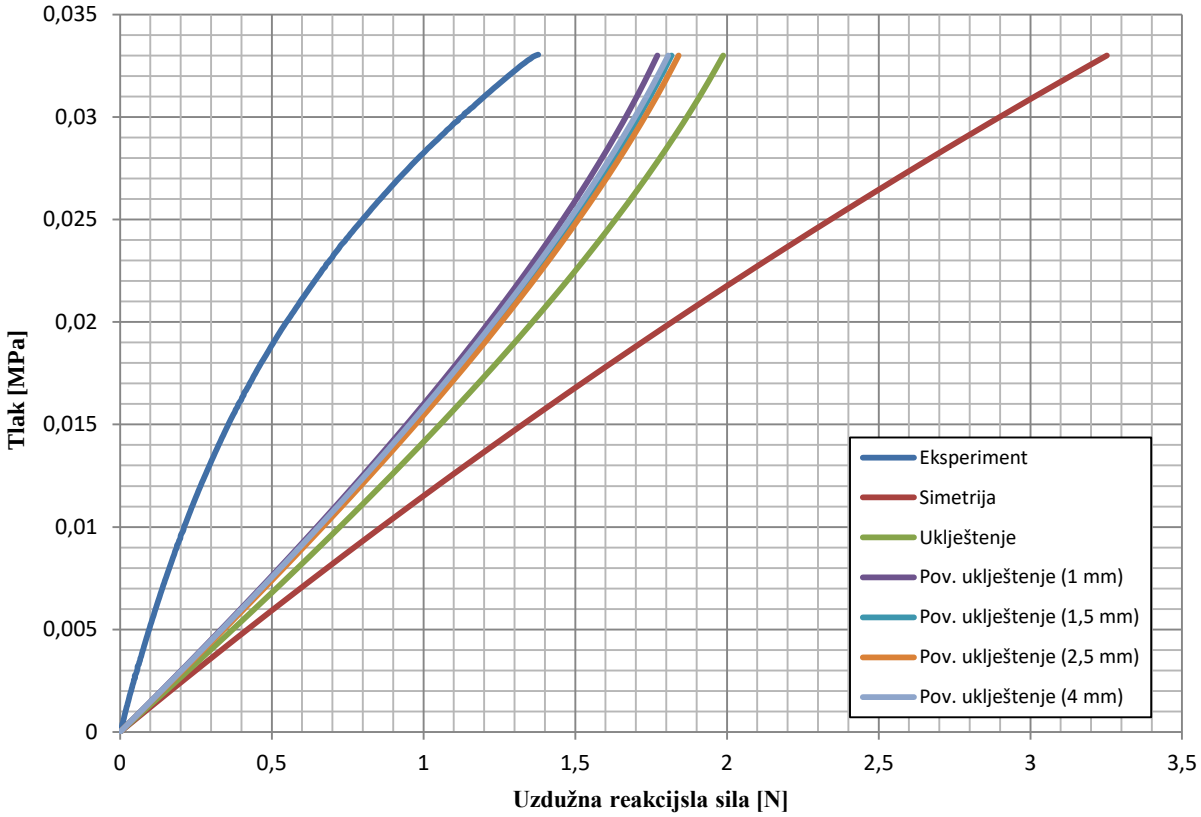
Slika 21. Utjecaj pojedinog rubnog uvjeta - FLX9860 DM

Zaključuje se kako je utjecaj navedenih rubnih uvjeta na cjelokupni model zanemariv, što je i očekivano jer se rubni uvjeti nalaze dovoljno daleko od mjernog mjesta te tako ne mogu značajnije utjecati na rezultate. Njihova beznačajna razlika prikazana je u tablici 5 postotkom relativne greške u odnosu na eksperimentalni odziv.

Tablica 5. Relativna greška utjecaja rubnih uvjeta - FLX9860 DM

Rubni uvjet	Simetrija	Uklještenje	Pov. uklještenje (1 mm)	Pov. uklještenje (1,5 mm)	Pov. uklještenje (2,5 mm)	Pov. uklještenje (4 mm)
Relativna greška [%]	0,31419	0,3313	0,34861	0,35387	0,37083	0,41861

Slijedom dostupnih eksperimentalnih podataka za uzdužnu reakcijsku silu i zanemarivih utjecaja rubnih uvjeta na cirkularno istezanje, provedena je dodatna usporedba ovisnosti uzdužnih reakcijskih sila o tlaku za eksperiment i numeričke simulacije. Navedeni dijagram prikazan je na slici 22.



Slika 22. Utjecaj rubnog uvjeta (uzdužna sila) - FLX9860 DM

Iz dijagrama je odmah vidljivo kako rubni uvjet površinskog uklještenja daje najsličnije rezultate eksperimentu. U tablici 6 izložene su relativne greške, izražene u postotku, za numerički dobivene rezultate uzdužne reakcijske sile u odnosu na eksperimentalne rezultate.

Tablica 6. Relativna greška utjecaja rubnih uvjeta (uzdužna sila) - FLX9860 DM

Rubni uvjet	Simetrija	Uklještenje	Pov. uklještenje (1 mm)	Pov. uklještenje (1,5 mm)	Pov. uklještenje (2,5 mm)	Pov. uklještenje (4 mm)
Relativna greška [%]	250,5162	177,6107	148,51517	154,01919	156,20883	151,22804

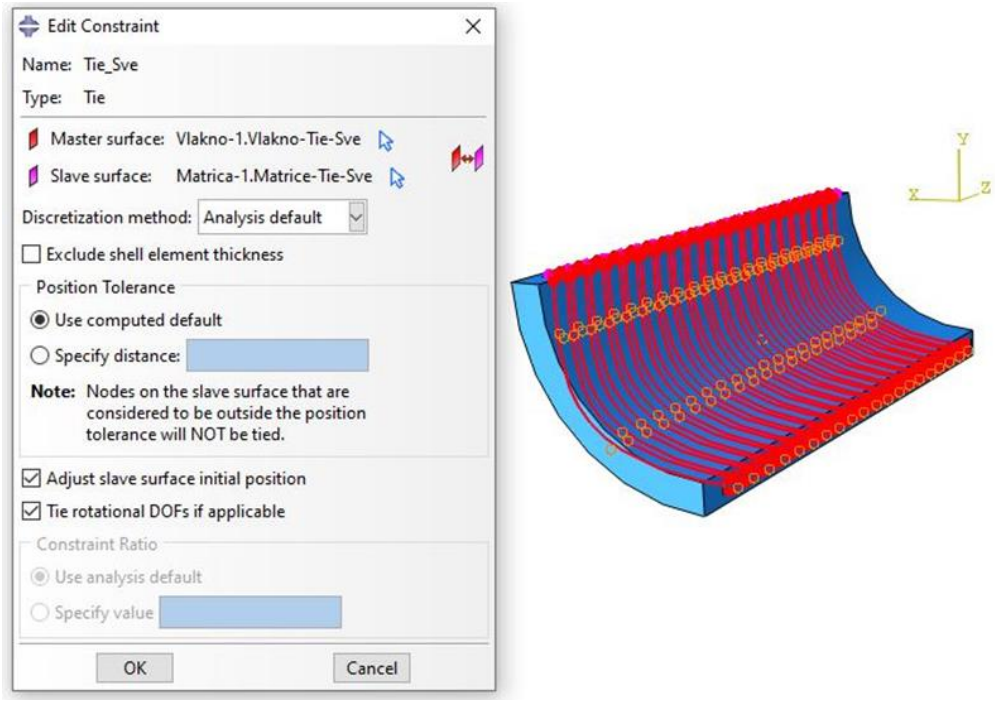
Analogno tablici 6, simulacija za numerički model s vlaknom FLX9860 se dalje nastavlja s površinskim uklještenjem veličine 1 mm mjereno od kraja ispitnog uzorka.

8.3. Utjecaj modeliranja veze između dva ispisana materijala

Povezivanje konstituenata kod arterijskih replika, odnosno vlakana za matricu, u eksperimentu, ostvareno je krutom vezom koja je postignuta ispisivanjem modela zajedno s jako malim preklopom. U slučaju numeričke analize, takva veza će se ostvariti određenim ograničenjima (*constraint*) i interakcijama (*interaction*) koje omogućuje program *Abaqus*. Cilj je ispitati utjecaj veze vlakana i matrice na sveukupno ponašanje numeričkog modela.

8.3.1. Constraint

Tie constraint je površinsko ograničenje koje simulira povezanost dva dijela, bilo da je poveznica: ljepilo, zavar, lem, zakovica ili neka druga metoda. Navedeno ograničenje ne modelira stvarni mehanizam povezanosti, već samo činjenicu da postoji. Podrazumijeva povezivanje površina koje se dodiruju, u ovom slučaju utore na matrici i vlakna. U kontekstu geometrijski jednostavnijih površina može se koristiti i naredba za automatsko otkrivanje kontakta (*find contact pairs*), no kako se ovdje radi o znatno kompleksnijem numeričkom modelu s većim brojem površina, javlja se mogućnost greške jer korištenje dotičnog alata postaje izrazito nepregledno. Shodno tome, sve relevantne površine se izabiru ručno te uparuju definiranjem odnosa između njih, odnosno postavljanjem *Master* i *Slave* površine, prema slici 23.

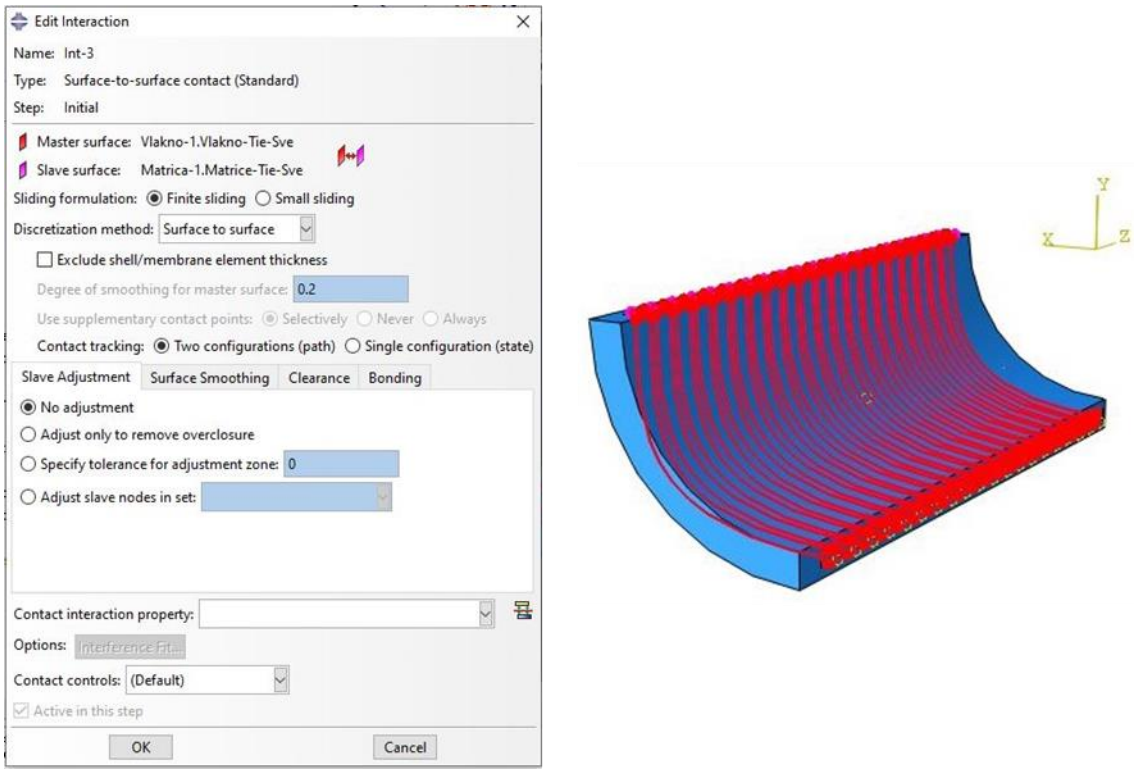


Slika 23. Modeliranje veze – *Tie*

Za *Master* površinu se uvijek odabire veća površina, ili ako su podjednake, kao što je slučaj u ovom primjeru, odabire se površina s većim iznosom krutosti, tj. vlakno. Nužno je naglasiti kako površine ne moraju imati istu vrstu mreže konačnih elemenata. Svaki čvor na *Slave* površini je ograničen tako da su mu translacijski i rotacijski stupnjevi slobode povezani s najbližim čvorom na *Master* površini. Ovakva vrsta ograničenja korištena je na referentnom modelu.

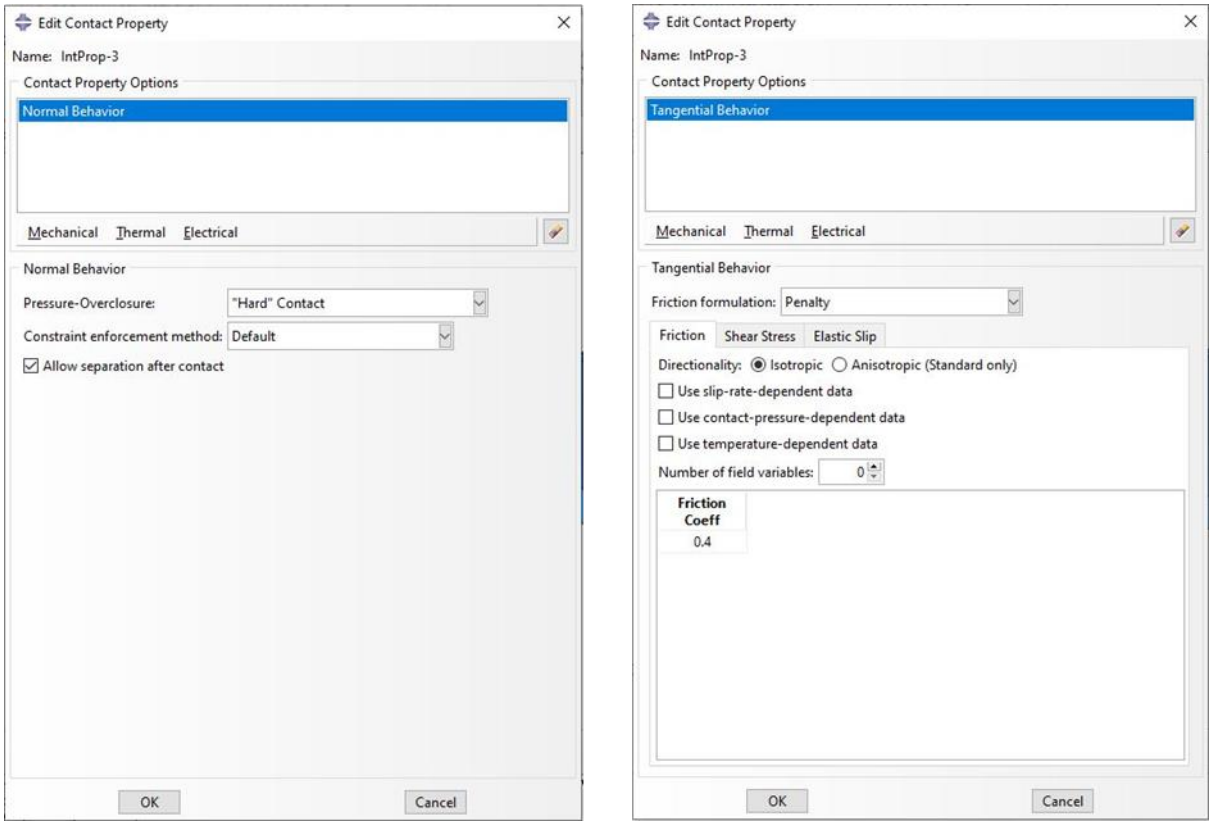
8.3.2. Interaction

Abaqus pruža više od jednog pristupa za definiranje kontakta, uključujući: *general contact, contact pairs* i *contact elements*. U ovom radu koristit će se *contact pairs* jer se može upotrebljavati za utvrđivanje interakcija između tijela u: mehaničkim, temperaturno ovisnim, toplinsko – električno strukturiranim, tlačnim te toplinsko prijenosnim simulacijama. Oblikuje se za par krutih i deformabilnih površina, ili pak za pojedinačnu deformabilnu površinu. Opet je nužno naglasiti kako površine ne moraju imati istu vrstu mreže konačnih elemenata. Ovakvom definiranju kontakta i numeričkom modelu najbolje odgovara *Surface-to-surface contact*. Vrsta interakcije koja opisuje kontakt između dvije deformabilne površine, ili između deformabilne i krute površine. Za ovu numeričku simulaciju, prema slici 24, to predstavljaju vlakno i matrica.



Slika 24. Modeliranje veze – *Interaction*

Za potpuno definiranje interakcije između dvije površine potrebno je dodijeliti i model kontaktnog svojstva (*contact property model*). Uređivač svojstva kontakta sadrži određene izbornike iz kojih je moguće izabrati opcije koje će se uključiti u definiciju svojstva, a to su: mehanički, termički te električni izbornik. Iz mehaničkog izbornika izdvojene su dvije opcije prikazane na slici 25.



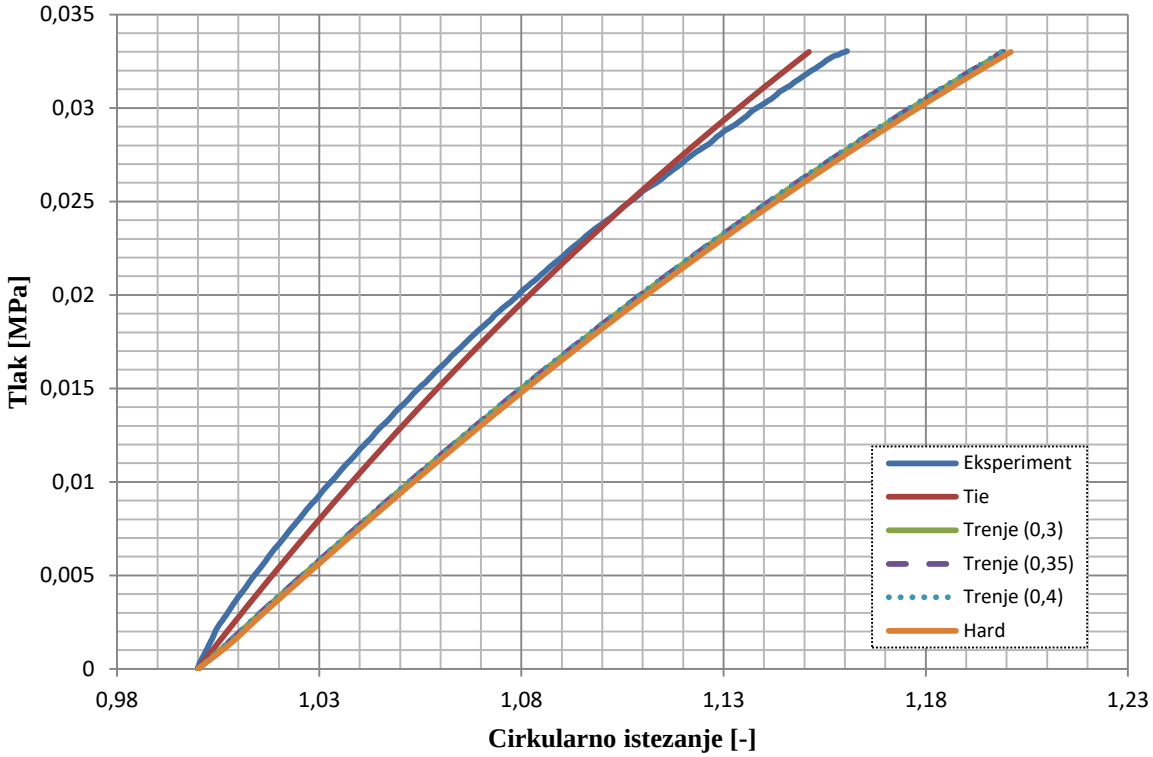
Slika 25. Kontaktna svojstva - *Interaction*

Prva opcija *Hard Contact*, podrazumijeva da uparene površine ne prenose kontaktni tlak ako čvorovi *Slave* površine ne dođu u kontakt s *Master* površinom. S druge strane, ako dođe do kontakta nema ograničenja u iznosu tlaka. Također, nije dopušteno prodiranje na mjestu ograničenja (*constraint*). U slučaju druge opcije, prema zadanim postavkama, *Abaqus* pretpostavlja da je kontakt između površina bez trenja. Uključivanjem opcije *Penalty* moguće je dodati trenje između površina i to s točno određenim koeficijentom trenja.

Za numeričku simulaciju izabrane su dvije kombinacije. Prva dodijeljena kombinacija podrazumijeva opciju *Hard Contact* i *Frictionless* model. Naspram toga, druga kombinacija podrazumijeva učinak trenja, pri čemu su koeficijenti trenja određeni prema istraživanju [24]. Zbog kvalitetnije validacije rezultata provedene su simulacije s više koeficijenata trenja.

8.3.3. Rezultati

Utjecaj modeliranja veze između dva ispisana materijala, odnosno vlakna i matrice, prikazan je na slici 26.



Slika 26. Utjecaj veze između dva materijala – FLX9860 DM

Prema dijagramu sa slike 26 istog trena se može zaključiti kako je dosadašnji način modeliranje veze između dva modela (*Tie connection*), primijenjen u referentnom modelu, ujedno i najprecizniji. Ipak, radi sljedivosti dosadašnjeg izbora optimalnog numeričkog opisa eksperimenta, i u ovom slučaju prikazat će se relativne greške, izražene u postotku, za numerički dobivene rezultate u odnosu na eksperimentalne rezultate.

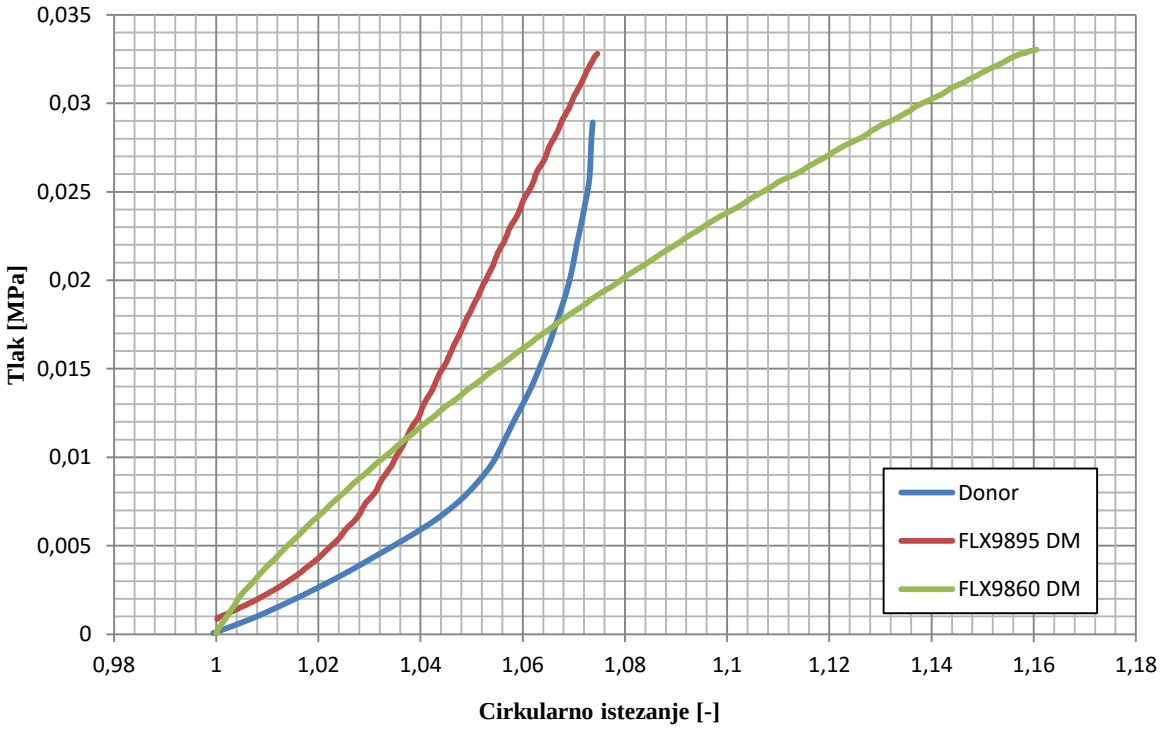
Tablica 7. Relativna greška utjecaja vrste veze između dva materijala - FLX9860 DM

Vrsta veze	Tie	Hard	Trenje (0,3)	Trenje (0,35)	Trenje (0,4)
Relativna greška [%]	0,34861	2,42376	2,31460	2,29973	2,28578

Shodno tablici 7, očito je kako između upotrijebe ograničenja (*constraint*) i interakcija (*interaction*) za povezivanje dva materijala postoji primjetna razlika, dok je razlika između kontaktnih svojstva za interakciju zanemariva.

9. OPTIMALNI NUMERIČKI OPIS EKSPERIMENTA

Slijedom prilagodbe numeričkog postupka, detaljnim ispitivanjem utjecaja: izbora materijalnog modela i pripadajućih materijalnih parametara, dodjeljivanja pojedinog rubnog uvjeta te modeliranja veze između dva ispisana materijala, izabran je optimalni numerički opis eksperimenta. Takav opis primijeniti će se za simulaciju arterijske replike gdje su vlakna ispisana materijalom FLX9895 DM. Upravo su takve arterijske replike dale najbolje eksperimentalne rezultate u radu [10]. Kombinacija vlakna ispisanih materijalom FLX9895 DM unutar matrice ispisane materijalom TangoBlackPlus FLX980 postigla je efekt ukrućenja karakterističan za odziv arterije. Na slici 27 prikazani su podaci jednog donora koji su uzeti kao referentna krivulja eksperimentalnih rezultata arterijske stijenke za istraživanja [22] te su uspoređeni s navedenom arterijskom replikom koja je postigla efekt ukrućenja i prvotnom arterijskom replikom.

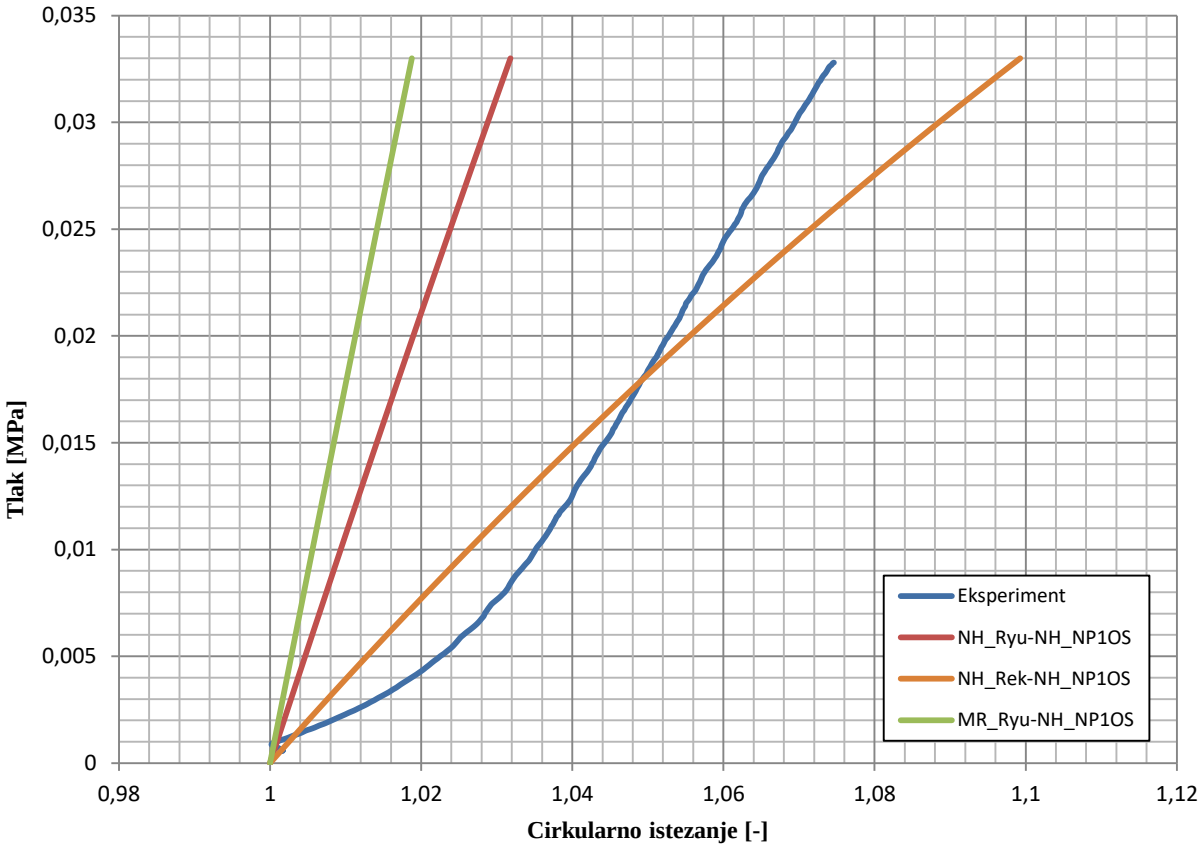


Slika 27. Usporedba odziva arterije donora i arterijskih replika

Vidljivo je kako je arterijska replika s vlaknom FLX9895 DM nešto kruća no što je potrebno, ali iskazuje efekt ukrućenja. Upravo zato, cilj je bio poboljšati prvotna numerička modeliranja pokusa istezanje – tlak koja nisu dala dobra poklapanja s eksperimentalnim rezultatima.

Shodno poglavlju 8, za optimalni numerički opis eksperimenta kao materijalni model matrice izabran je *neo-Hooke* s pripadajućim materijalnim parametrima određenima jednoosnim testom (NH_NP1OS). Dokazano je kako je utjecaj pojedinog rubnog uvjeta na odziv cirkularnog istezanja u odnosu na tlak zanemariv, ali daljnjim uspoređivanjem ovisnosti uzdužnih reakcijskih sila o tlaku za eksperiment i numeričke simulacije kao najpreciznija varijanta izabrano je površinsko uklještenje širine 1 mm mjereno od kraja ispitnog uzorka. Za kraj, modeliranje veze između dva ispisana materijala ostvarit će se naredbom *Tie connection*, koja se pokazala kao najtočnije ograničenje pri povezivanju dva konstituenta.

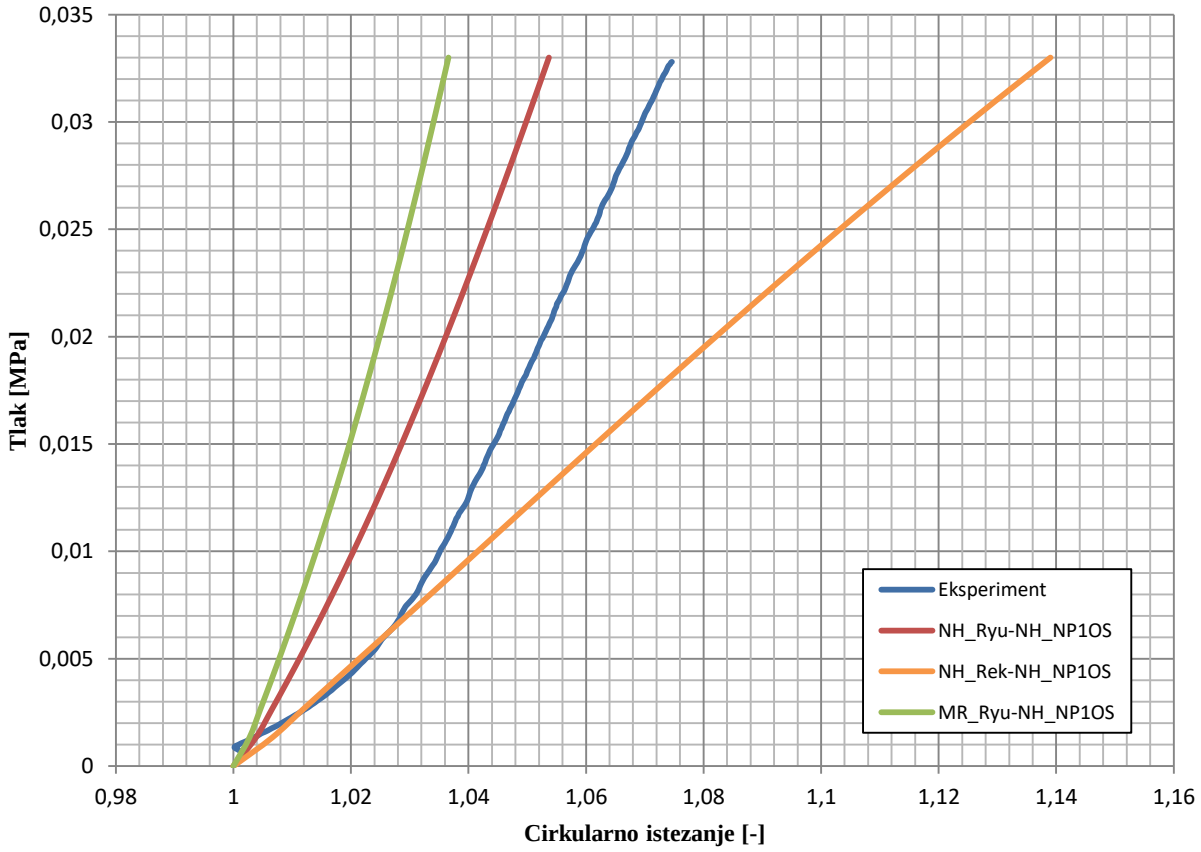
Slika 28 prikazuje rezultate optimalnog numeričkog opisa eksperimenta za arterijsku repliku u kojoj su vlakna opisana materijalom FLX9895 DM. Nužno je naglasiti kako je više simulacija provedeno jer sukladno ispitivanju utjecaja pojedinog materijalnog modela i parametara za vlakno materijala FLX9860 DM i ovo vlakno posjeduje pripadajuće materijalne parametre prikazane u tablici 2.



Slika 28. Optimalni numerički opis eksperimenta za vlakno FLX9895 DM

Smjesta se može zaključiti kako rezultati simulacije nisu zadovoljavajući te nema smisla provoditi daljnju evaluaciju učinaka različiti materijalnih parametara na optimalni numerički opis eksperimenta. Prema dijagramu sa slike 28, umjesto efekta ukrućenja, kod numeričkog opisa dolazi do povećanja deformacije s porastom opterećenja. Materijalni parametri za *neo-Hooke* i *Mooney-Rivlin* prema radu [16] (NH_Ryu i MR_Ryu) su suviše kruti kako bi opisali eksperiment te njihov odziv teži linearnoj raspodjeli. Naspram toga, treća kombinacija parametara gdje su vlakna opisana materijalnim modelom *neo-Hooke* s pripadajućim parametrima iz rada [10] (NH_Rek) je premekana za opis eksperimenta, s gotovo 4 puta manjom krutosti od materijalnih parametara iz linearne raspodjele.

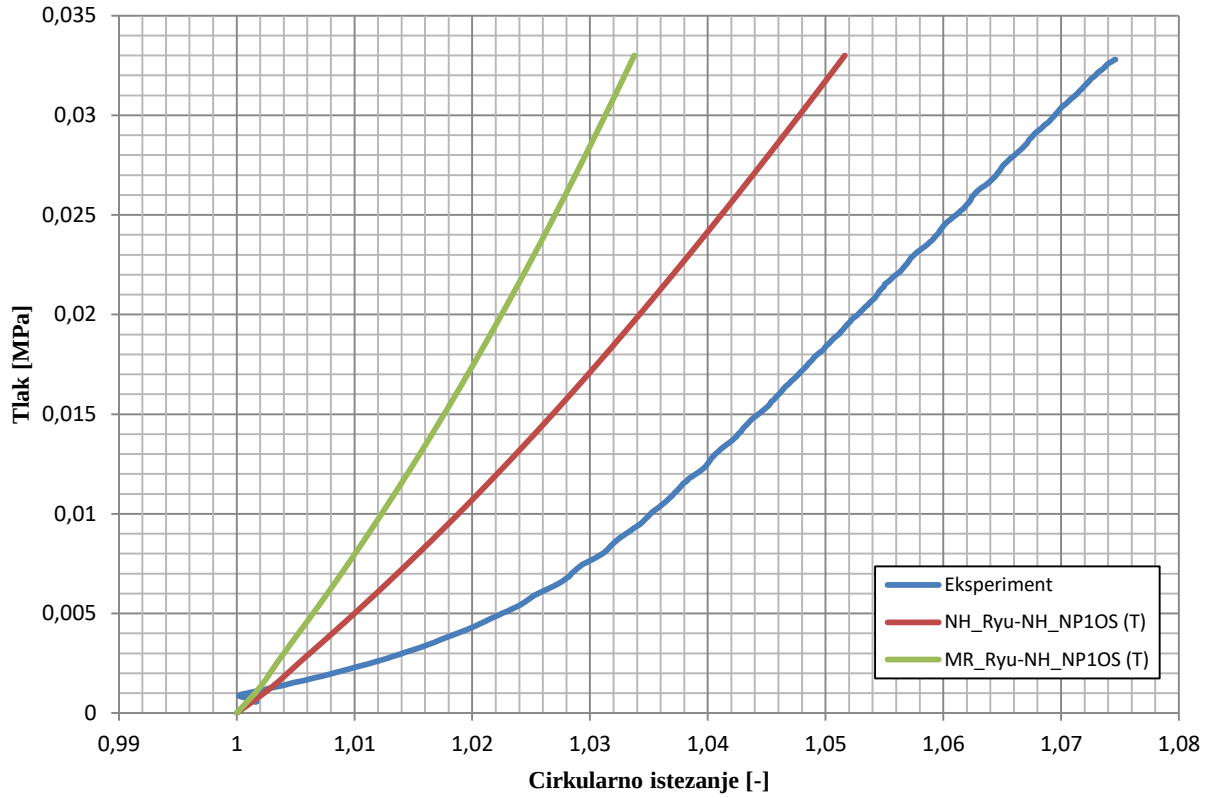
Imajući na umu kako je u potpoglavlju 8.3 dokazana primjetna razlika između upotrijebe ograničenja (*constraint*) i interakcija (*interaction*), primijenjena je druga vrsta modeliranje veze između dva ispisana materijala za optimalni numerički opis eksperimenta. U ovom slučaju vlakno FLX9895 DM i matrica TangoBlackPlus FLX980 su povezani kombinacijom opcija *Hard Contact* i *Frictionless* model. Rezultati navedene izmijene prikazani su na dijagramu na slici 29.



Slika 29. Utjecaj trenja na optimalni numerički opis eksperimenta

Prema dijagramu sa slike 29, evidentna je razlika između dva načina povezivanja različitih konstituenata. Materijalni parametri za *neo-Hooke* i *Mooney-Rivlin* prema radu [16] (NH_Ryu i MR_Ryu) iskazuju blagi efekt ukrućenja. Takvo što predstavlja veliki napredak u odnosnu na prvotno numeričko modeliranje, usprkos tome što je odziv i dalje relativno prekrut u odnosu na eksperiment. Naspram toga, treća kombinacija parametara gdje su vlakna opisana materijalnim modelom *neo-Hooke* s pripadajućim parametrima iz rada [10] (NH_Rek) ima linearni odziv te se može zanemariti.

U svrhu kvalitetnije validacije rezultata, materijalni parametri koji su iskazali blagi efekt ukrućenja, podvrgnuti su i drugoj kombinaciji interakcije koja podrazumijeva učinak trenja. Na slici 30 prikazan je optimalni numerički opis eksperimenta s utjecajem trenja.



Slika 30. Optimalni numerički opis eksperimenta s učinkom trenja

Analogno dijagramima sa slike 29 i slike 30, zaključuje se kako materijalni parametar za *neo-Hooke* prema radu [16] (NH_Ryu) kojim je opisano vlakno FLX9895 DM najbolje aproksimira eksperimentalne rezultate. Njegov odziv daje blagi efekt ukrućenja koji je u odnosu na eksperimentalne rezultate i dalje prekrut. Osim navedenog, primjetno je da nema velike razlike između prve i druge kombinacije interakcija s kojom je modelirana veza između

vlakna i matrice. Kako bi se u konačnici izabrao i način modeliranja veze između dva materijala, u tablici 8 izložene su relativne greške, izražene u postotku, za vrste veza između matrice i vlakna opisanog materijalnim parametrom za *neo-Hooke* prema radu [16] (NH_Ryu). Uspoređuje se kombinacija opcija *Hard Contact* i *Frictionless* model s učinkom trenja za numerički dobivene rezultate u odnosu na eksperimentalne rezultate.

Tablica 8. Relativna greška utjecaja vrste veze između dva materijala – FLX9895 DM

Vrsta veze	*Hard Contact – Frictionless* model	Trenje
Relativna greška [%]	1,56441	1,73949

Sukladno tablici 8, vidljiva je mala razlika između spomenutih interakcija. Ipak, kako je nužno definirati numerički postupak izabire se jedan način modeliranje veze između matrice i vlakna. Povezivanje konstituenata u numeričkoj simulaciji provodit će se kombinacijom opcija *Hard Contact* i *Frictionless* model.

Nakon prilagodbe cijelog numeričkog postupka kako bi se uzeo u obzir svaki značajniji faktor koji može utjecati na numerički ishod, korisno je objediniti sve rezultati na jednom mjestu. Uzimajući u obzir rezultate ispitivanja utjecaja raznih faktora u poglavljima 8 i 9, definiran je numerički postupak za optimalni numerički opis eksperimenta.

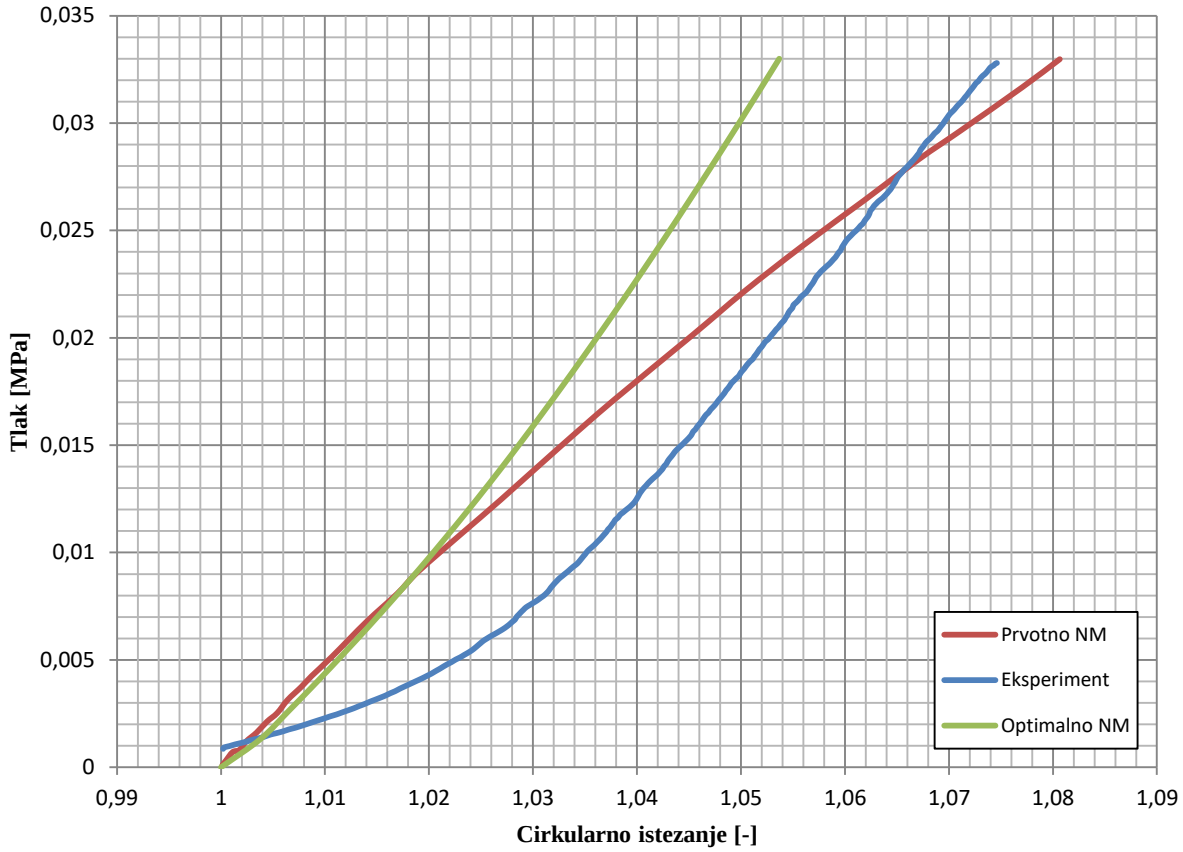
Tablica 9. Definirani numerički postupak

Materijalni model i parametri	**Matrica**	*neo-Hooke* – novi podaci, jednoosni test
	Vlakno (FLX9895 DM)	*neo-Hooke* – istraživanje [16]
Rubni uvjet		površinsko uklještenje (1 mm)
Vrsta veze		*Hard Contact – Frictionless* model

Numerički postupak, definiran u tablici 9, vrijedi za kombinaciju vlakna ispisanih materijalom FLX9895 DM unutar matrice ispisane materijalom TangoBlackPlus FLX980.

9.1. Usporedba prvotnog numeričkog modeliranja i optimalnog numeričkog opisa eksperimenta

Kako prvotno numeričko modeliranje pokusa istezanje – tlak nije dalo dobra poklapanja s eksperimentalnim rezultatom, cilj ovog rada bila je prilagodba cijelog numeričkog postupka. U tu svrhu, ovo potpoglavlje prikazat će usporedbu inicijalne numeričke simulacije i optimalnog numeričkog opisa eksperimenta. Time će se vrednovati doprinos i poboljšanje u odnosu na prvotno numeričko modeliranje. Slika 31 prikazuje navedenu usporedbu zajedno s eksperimentalnim rezultatima.



Slika 31. Usporedba prvotnog numeričkog modeliranja i optimalnog numeričkog opisa eksperimenta

Doprinos je istog trena vidljiv u odzivu krivulje, koja u ovom slučaju prikazuje blagi efekt ukrućenja. Protivno tome, izvorno numeričko modeliranje dovodi do izraženijeg povećanja deformacije s porastom opterećenja. Također, gledajući geometrijsku definiciju, funkcija odziva je konkavna za razliku od eksperimenta i optimalnog numeričkog opisa eksperimenta čije su funkcije odziva konveksne na prikazanom intervalu.

10. ZAKLJUČAK

Prilagodbom numeričkog postupka modeliranja pokusa istezanje – tlak zapaženi su relevantni faktori koji utječu na rezultate te je na temelju toga izabran optimalni numerički opis eksperimenta. Takav točno definirani numerički postupak jamči bolje predviđanje mehaničkog ponašanja arterijskih replika raznih građa, kao i uvid u različite kombinacije materijala za konstituente. Posljedično, omogućavajući reduciranje broja potrebnih eksperimenata, a time i količine materijala za validaciju arterijskih replika.

Prije samog numeričkog modeliranja pristupljeno je pronalaženju učinkovite metode za simuliranje eksperimenta. Za upotrebu metode konačnih elemenata izabrani su linearni tetraedarski hibridni elementi (C3D4H), koji su podvrgnuti provjeri konvergencije rezultata povećanjem broja konačnih elemenata. Osim optimalne mreže konačnih elemenata primijenjeni su i rubni uvjeti simetrije u svrhu uštede i učinkovitog korištenja računalnih resursa. Navedene opcije demonstrirane su na modelu s vlaknom FLX9860 DM unutar matrice TangoBlackPlus FLX980. Povezivanje konstituenata, opisanih materijalnim modelom *neo-Hooke* s pripadajućim parametrima prema radu [10], u referentnom modelu ostvareno je naredbom *tie connection*, a kao rubni uvjet onemogućen je pomak u smjeru osi *Z*.

Koristeći dostupne eksperimentalne rezultate realizirane su izmjene određenih faktora na početnom modelu te je njihov učinak definiran relativnom greškom. Prvo se pristupilo ispitivanju utjecaja izbora materijalnog modela i pripadajućih materijalnih parametara. Koristili su se materijalni modeli *neo-Hooke* i *Mooney-Rivlin*, koji su iskazali mehanički odziv sličan eksperimentu. Kao optimalni materijalni model za vlakno izabran je *neo-Hooke*, gdje su materijalni parametri dobiveni jednoosnim testu. Daljnjom analizom, utvrđeno je da je utjecaj dodjeljivanja pojedinog rubnog uvjeta na odziv krivulje eksperimenta istezanje – tlak zanemariv, ali zato ima utjecaj na uzdužnu reakcijsku silu. Upravo prema tom kriteriju je izabran rubni uvjet u vidu površinskog uklještenja, čija širina nije igrala veliku ulogu. Za kraj, kao posljednji faktor, ispitan je utjecaj modeliranja veze između dva ispisana materijala. Pokazalo se kako postoji primjetna razlika između upotrijebe ograničenja (*constraint*) i interakcija (*interaction*) za povezivanje konstituenata, a kao veza između matrice i vlakna izabrana je naredba *tie connection*.

Tako definirano optimalno numeričko opisivanje primijenilo se na arterijsku repliku s vlaknima FLX9895 DM, čiji su eksperimentalni rezultati isporučili očvršćujuću karakteristiku. Prvotna simulacija je umjesto efekta ukrućenja ilustrirala povećanje deformacije s porastom opterećenja te je stoga razmotrena druga vrsta veze između materijala, odnosno *Hard Contact*. Primjenom takvih faktora na vlakno, opisano materijalnim parametrom za *neo-Hooke* prema istraživanju [16], dalo je numerički odziv simulacije koje je iskazalo blagu karakteristiku ukrućenja koja je ipak prekruta u odnosu na eksperiment. Mogući razlozi su drugačiji uvjeti ispitivanja materijalnih parametara 3D ispisanog uzorka vlakna FLX9895 DM (npr. drugačija brzina deformacije), ali i sama valjanost eksperimentalnih rezultata jer je prilikom ispitivanja dolazilo do curenja vode unatoč lijepljenju i vezanju cilindričnog uzorka. Usprkos tome, usporedno s prvotnom simulacijom, poboljšanje se može uočiti gledajući geometrijsku definiciju. Funkcija odziva optimalnog numeričkog modeliranja je baš kao i kod eksperimenta konveksna, dok prvotno numeričko modeliranje ima konkavnu funkciju odziva na zadanom intervalu.

Slijedom prilagodbe numeričkog postupka može se zaključiti kako materijalni modeli i pripadajući parametri igraju najveću ulogu u mehaničkom odzivu arterijskih replika. Tijekom numeričkih analiza većinom su korištene materijalne konstante nastale na osnovi jednoosnih testova. Budući da korištena aditivna tehnologija model gradi nanoseći slojeve, izotropnost materijala nije osigurana. Upravo je izotropnost, tj. anizotropnost modela moguće odrediti koristeći dvoosne testove te daljnjom obradom rezultata tih testova utvrditi nove i točnije materijalne parametre korištenih materijala. Pored materijalnih parametara veliki utjecaj na mehanički odziv pokazao je još jedan faktor koji se odnosi na modeliranje veze između ispisanih materijala. Baš kao i u slučaju realnih arterija, gdje kolagena vlakna svojim ispravljanjem uzrokuju odgovor jednak krutoj cijevi potrebno je pravilno prenijeti odgovor vlakana na matricu i u modelu. Matrica kao mekši materijal pruža otpor ispravljanju vlakana te dolazi do homogenizacije modela koji se tada počinje ponašati kao homogeni cilindar s krutošću većom od same matrice, ali i dalje nedovoljno velikom da bi iskazao karakteristiku očvršćenja. Naknadnim analizama utvrđeno je da matrica veće podatljivosti ima manji utjecaj na mehanički odziv cjelokupnog modela u slučaju pravilne povezanosti vlakna i matrice. Budući da je ovo područje biomehanike još jako neistraženo, ovaj rad daje korisna saznanja u ispitivanju različitih konceptualnih ideja arterijskih replika te time pruža mogućnost poboljšanja proizvodnje arterijskih replika realnog mehaničkog ponašanja.

LITERATURA

[1] Humphrey, J. D., 2002.. Cardiovascular Solid Mechanics: Cells, Tissues and Organs. 1st ed. New York: Springer.

[2] Wang, K. & Wu, C. Q. Z., 2016.. Dual - material 3D printed metamaterials with tunable mechanical properties for patient-specific tissue-mimicking phantoms. Additive Manufacturing.

[3] Bolesti srca i krvnih žila - vodeći uzroci smrti, mr. Ankica Džono Boban, dr. med. spec. javnog zdravstva, Zavod za javno zdravstvo <https://www.zzjzdnz.hr/hr/zdravlje/kardi-ovaskularno-zdravlje/1022>, (Pristupljeno 26.11.2020.).

[4] žile. Hrvatska enciklopedija, mrežno izdanje. Leksikografski zavod Miroslav Krleža, <http://www.enciklopedija.hr/Natuknica.aspx?ID=67730>, (Pristupljeno 28.11.2020.).

[5] Wikipedia, 2019. Common carotid artery. <https://en.wikipedia.org/wiki/Common carotid artery>, (Pristupljeno 28.11.2020)

[6] Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations; T. Christian Gasser, Ray W. Ogden and Gerhard A. Holzapfel; J. R. Soc. Interface (2006) 3, 15–35

[7] Blausen.com staff (2014.). "Medical gallery of Blausen Medical 2014". WikiJournal of Medicine 1 (2).

[8] Holzapfel, G. A., Gasser, T. & Stadler, M., 2001.. A structural model for the viscoelastic behaviour of arterial wall: Continuum formulation and finite element analysis. Elsevier, European Journal of Mechanics A/Solids.

[9] Sommer, G. & Holzapfel, G., 2011. 3D constitutive modeling of the biaxial mechanical response of intact and layer-dissected human carotid arteries. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.

[10] Zoran Tomić, Modeliranje mehaničkog ponašanja karotidne arterije višekomponentnim 3D ispisom, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2019.

[11] Sommer G., Benedikt C, Niestrawska J; Mechanical response of human subclavian and iliac arteries to extension, inflation and torsion; Institute of Biomechanics, Graz University of Technology, Austria; (2018.)

[12] Sommer, G., Regitnig, P., Koltinger, L. & Holzapfel, G., 2009.. Biaxial mechanical properties of intact and layer-dissected human carotid arteries at physiological and supraphysiological loadings. American Journal of Physiology.

[13] Black H., Celina M., McElhanon J. (2016.); Additive Manufacturing of Polymers: Materials Opportunities and Emerging Applications; Sandia National Laboratories

[14] aditivna proizvodnja. Hrvatska enciklopedija, mrežno izdanje. Leksikografski zavod Miroslav Krleža, 2020. <http://www.enciklopedija.hr/Natuknica.aspx?ID=69979>, (Pristupljeno 30.11.2020.)

[15] Nigel J. Kent, Lina Jolivet, Paul O'Neill & Dermot Brabazon (2017.): An evaluation of components manufactured from a range of materials, fabricated using PolyJet technology, Advances in Materials and Processing Technologies

[16] Jong E. Ryu, Salcedo E., Jong Lee H. (2018.); Material models and finite analysis of additively printed polymer composites; Journal of Composite Materials

[17] Stratasys, Materials, <https://www.stratasys.com/en/materials/search?sortIndex=0>, (Pristupljeno 1.12.2020.)

[18] 22.5.1 Hyperelastic behavior of rubberlike materials, Abaqus Benchmarks Guidea. <http://132.235.17.20:2080/v6.13/books/usb/default.htm?startat=pt05ch22s05abm07.html#usb-mat-chyperelastic> (Pristupljeno 2.12.2020.)

[19] Uvod u tenzore i mehaniku kontinuuma, prof. dr. sc. Ivo Alfirević, Golden marketing, Zagreb, Hrvatska, 2003.

[20] Bergström, J. (2015); 5 Elasticity/Hyperelasticity, Mechanics of Solid Polymers.

[21] Gent, A. N., ed., 2001, Engineering with rubber, Carl Hanser Verlag, Munich.

[22] Sommer, G., Regitnig, P., Koltinger, L. & Holzapfel, G., 2009.. Biaxial mechanical properties of intact and layer-dissected human carotid arteries at physiological and supraphysiological loadings. American Journal of Physiology.

[23] Metoda konačnih elemenata / Jurica Sorić. – Zagreb: Golden marketing – Tehnička knjiga, 2004.

[24] S. Z. Hervan, Z. Parlar, V. Temiz, A. Altınkaynak; Friction and hardness characteristics of FDM printed plastic materials; I.T.U Mechanical Engineering Faculty, Istanbul Turkey, 2018.

PRILOZI

I. CD-R disc