

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

Zoran Tomić

*Modeliranje mehaničkog ponašanja karotidne arterije  
višekomponentnim 3D ispisom*

Zagreb, 2019.

Ovaj rad izrađen uz pomoć:

- Zavoda za tehničku mehaniku pod vodstvom dr. sc. Marije Smoljkić, mag.ing. i mentora prof. dr. sc. Igora Karšaja, dipl. ing;
- Katedre za preradu polimera i drva, uz pomoć prof. dr. sc. Damira Godeca, dipl. ing. i Miodraga Katalenića, dipl. ing; te
- Instituta za biomehaniku, Tehničko sveučilište Graz, Austrija (*Institute for Biomechanics, Technische Universität Graz*), uz pomoć Ass. Prof. Dipl. -Ing. Dr.techn. Gerharda Sommera i Uni. Prof. Dipl. -Ing. Dr.techn. Gerharda A. Holzapfela

i predan je na natječaj za dodjelu Rektorove nagrade u akademskoj godini 2018./2019.

*Svojim roditeljima*

## ***Kratice***

**b** – lijevi Cauchy-Greenov tenzor deformiranosti

*c* – materijalna konstanta *Neo Hooke* materijalnog modela

**C** – desni Cauchy-Greenov tenzor deformiranosti

*d* – promjer vlakna

**E** – *Green – Lagrangeov* tenzor deformacije

**F** – prostorni tenzor gradijenta deformiranja

**I** – jedinična matrica

$I_1, I_2, I_3$  – prva, druga i treća invarijanta desnog i lijevog *Cauchy-Greenovog* tenzora deformiranosti

*J* – Jacobijeva determinanta

*p* – *Lagrangeov* multiplikator

**S** – drugi *Piola – Kirchhoffov* tenzor naprezanja

**x** - vektor položaja

**X** – referentni vektor

*W* – funkcija deformacije

$\alpha$  – prva materijalna konstanta *Demiray* materijalnog modela

$\beta$  – druga materijalna konstanta *Demiray* materijalnog modela

$\epsilon_{ij}$  – tenzor deformacije

$\lambda$  – istežanje

$\sigma_{ij}$  – *Cauchyjev* tenzor naprezanja

$\delta$  – *Kroneckerov* delta simbol

## Sadržaj

Popis slika.....	III
Popis tablica.....	V
1. Motivacija.....	1
2. Uvod.....	3
2.1. Zajednička arterija glave (eng. <i>common carotid artery</i> ).....	3
2.1.1. Građa arterijske stijenke.....	4
2.2. Općenito o aditivnoj tehnologiji.....	7
2.3. Osnove mehanike kontinuuma.....	8
2.3.1. Hiperelastični materijalni model.....	8
2.3.2. <i>Neo Hooke</i> materijalni model.....	10
2.3.3. <i>Demiray</i> materijalni model.....	10
2.4. Eksperimenti.....	11
2.4.1. Dvoosni test.....	11
2.4.2. Test tlak – istežanje (eng. <i>extension – inflation test</i> ).....	12
3. Materijali i metode.....	14
3.1. Pregled modeliranih koncepata.....	14
3.1.1. Prvi koncept.....	15
3.1.2. Drugi koncept.....	16
3.2. Odabrani koncepti.....	18
3.3. Eksperimentalni testovi.....	22
3.3.1. Dvoosni testovi.....	22
3.3.2. Tlak – istežanje test.....	24
4. Rezultati.....	25
4.1. Numerički rezultati.....	26

4.1.1.	Prvi koncept.....	27
4.1.2.	Drugi koncept .....	28
4.2.	Eksperimentalni rezultati.....	35
4.2.1.	Dvoosni testovi.....	36
4.2.2.	Tlak – razvlačenje testovi.....	39
5.	Rasprava .....	45
6.	Zaključak .....	49
7.	Zahvala .....	50
8.	Literatura.....	51
9.	Sažetak.....	54
10.	Summary.....	56

## Popis slika

Slika 1. Položaj karotidne arterije (Wikipedia, 2019).....	4
Slika 2. Dijelovi arterijske stijenke (Wikipedia, 2019.).....	5
Slika 3. Model arterijske stijenke s kolagenim vlaknima (Holzapfel, et al., 2001.) .....	6
Slika 4. Efekt ukrućenja (eng. stiffening effect) kod zajedničke arterije glave za različite donore. Vidljivo je da u određenom trenutku nagli porast tlaka ne uzrokuje veliku promjenu deformacije. (Sommer & Holzapfel, 2011) .....	6
Slika 5 Shema testnog uzorka uslijed dvoosnog testiranja (Humphrey, 2002.) .....	11
Slika 6 Uređaj za test tlak – istežanje (Zwick-Roell, 2019.).....	13
Slika 7 Montiranje 3D ispisanog testnog uzorka na uređaju za tlak – istežanje test .....	13
Slika 8 Koncept 1: a) vlakno, b) matrica.....	15
Slika 9 Koncept 1a: a) vlakno, b) matrica .....	16
Slika 10 Primjer modela vlakna opisan trigonometrijskim funkcijama.....	17
Slika 11 Modifikacije vlakna.....	17
Slika 12 Odnos matrice i vlakna: a) vlakno unutar matrice, b) pola vlakna u matrici, c) vlakno u kontaktu s matricom.....	18
Slika 13 a) CAD model epruvete vlakna unutar matrice, b) ispisani 3D model vlakna unutar matrice .....	20
Slika 14 Vlakno skupa s matricom, a) CAD model, b) ispisani uzorak.....	20
Slika 15 Vlakno navučeno na matricu, a) CAD model matrice, b) CAD model vlakna, c) ispisani i navučeni modeli .....	21
Slika 16 a) CAD model matrice, b) ispisani model .....	21
Slika 17 Dimenzije dvoosnih testnih uzoraka .....	23
Slika 18 Ispisani dvoosni testni uzorci.....	23
Slika 19 Postavljanje dvoosnog testnog uzorka na testni uređaj .....	23
Slika 20 Izvijanje uzorka pri povećanju tlaka .....	24
Slika 21 Usporedba debljine stijenke i numeričkog materijalnog modela.....	26
Slika 22 Numerički rezultati za model sa slike 9.....	27
Slika 23 Dvodimenzionalni model vlakna i opterećenje.....	28
Slika 24 Rezultati analize dvodimenzionalnog modela vlakna .....	28
Slika 25 Trodimenzionalni model vlakna u ravnini.....	29
Slika 26 Rezultati analize trodimenzionalnog modela vlakna.....	29

Slika 27 Numerički rezultati modela sa slike 11a za različite vrijednosti parametra $c$ (u MPa) Neo Hooke materijalnog modela .....	30
Slika 28 Utjecaj promjera vlakna.....	30
Slika 29 Utjecaj porasta krutosti materijala na ponašanje modela .....	31
Slika 30 Numerički rezultati modela sa slike 12c za različite vrijednosti parametra $c$ (u MPa) Neo Hooke-ovog materijalnog modela .....	32
Slika 31 Konačni analizirani modeli, a) vlakno unutar matrice, b) vlakno izvan matrice .....	33
Slika 32 Numerički rezultati za model sa slike slike 31a ( $c$ je u MPa).....	33
Slika 33 Numerički rezultati modela gdje je vlakno povezano s matricom s vanjske strane..	34
Slika 34 Numerički rezultati za model gdje su vlakna s vanjske strane nepovezana s matricom ( $c$ u MPa) .....	35
Slika 35 Ovisnost Cauchyjeva naprezanja o istezanju kod dvoosnog testa TangoBlackPlus materijala, za omjer 1:1 .....	36
Slika 36 Primjer pucanja dvoosnog ispitnog uzorka.....	37
Slika 37 Ovisnost Cauchyjeva naprezanja o istezanju kod dvoosnog testa za Shore60 materijala za omjer 1:1 .....	38
Slika 38 Ovisnost Cauchyjeva naprezanja o istezanju kod dvoosnog testa Shore95 materijala za omjer 1:1 .....	38
Slika 39 Primjer cikličkog opterećenja testnih uzoraka .....	39
Slika 40 Usporedba numeričkih i eksperimentalnih rezultata modela matrice .....	40
Slika 41 Eksperimentalni i numerički rezultati za model s vlaknima unutar matrice te različitim materijalima vlakna .....	41
Slika 42 Pucanje uzdužnih veza između vlakana prilikom testiranja .....	42
Slika 43 Eksperimentalni i numerički rezultati modela s vlaknima s vanjske strane povezanih s matricom .....	42
Slika 44 Prikaz pucanja uzdužnih veza među vlaknima pri navlačenju i čišćenju.....	43



## Popis tablica

Tablica 1 Pregled modela, konstanti elastičnosti i količine ispisanih uzoraka.....	22
Tablica 2 Pregled testiranih uzoraka.....	44

# 1. Motivacija

Napredak biomehanike posljednjih desetljeća pod velikim je utjecajem razvoja novih, modernih tehnologija. Poseban doprinos biomehanici dala je i tehnologija 3D ispisa, tj. aditivna tehnologija. Nadalje, numeričko i konstitutivno modeliranje bioloških tkiva, pa tako i arterija, doprinijeli su boljem razumijevanju njihovog mehaničkog odziva. Zbog same nehomogene strukture tkiva, nelinearnosti i anizotropnosti, modeliranje i oponašanje mehaničkih svojstava tkiva umjetnim materijalima nije jednostavan zadatak.

Zajednička arterija glave (eng. *common carotid artery*), jedna je od najproučavanijih arterija ljudskog tijela (Humphrey, 2002.). Također, zajednička arterija glave (u daljnjem tekstu karotidna arterija) se često podvrgava različitim kirurškim zahvatima kao što su angioplastika i postavljenje stentova za prevenciju moždanog udara (Coward, et al., 2004.).

Budući da je mehanički odziv mekih bioloških tkiva nemoguće postići trenutnim inženjerskim materijalima (pretežito zbog efekta ukrućenja), korištenje višekomponentnih materijala otvara nove mogućnosti. Uznapredovala aditivna tehnologija danas daje gotovo neiscrpan izvor za izradu modela što ne može ponuditi niti jedna poznata tehnologija obrade materijala. Modeli ispisani iz više materijala trenutačno su još nedovoljno istraženi, a pružaju brojne mogućnosti kombiniranjem različitih udjela podatljivijih i krućih materijala kako bi se postigao novi materijal sa kombiniranim svojstvima. Također, dobra rezolucija uređaja za 3D ispis omogućava igranje geometrijskim karakteristikama, npr. ugrađivanjem tankih, krućih vlakana u podatljiviju matricu, oponašajući time i stvarnu strukturu arterija.

U nedavnom istraživanju (Wang et al. 2016.) ispitivana su mehanička svojstva 3D ispisanog metamaterijala (materijala nastalih kombinacijom više materijala pri 3D ispisu) dizajniranog

za oponašanje mekog tkiva. Autori su osmislili tri vrste metamaterijala s krutim mikrostrukturama ugrađenim u podatljivu polimernu matricu, a dizajnirani uzorci imali su jednostavan geometrijski oblik koji ne predstavlja stvarnu anatomiju. Dva dizajna pokazala su ukrućenje koje nije moguće postići samo s jednim polimernim materijalom bez heterogene mikrostrukture.

Iako se jako puno istraživanja u posljednje vrijeme bavi problemom 3D ispisa i biokompatibilnosti istoga u ljudskom tijelu (Hart, et al., 2016.), jako malo takvih istraživanja bavi se njihovim mehaničkim svojstvima. Isto ili približno slično mehaničko ponašanje umjetnog arterijskog tkiva bitno je kako bi se spriječilo daljnje remodeliranje arterijske stijenke koje može izazvati daljnje komplikacije kao što je stenoza (Coward, et al., 2004.). Cilj ovog rada je istražiti modele koji su u mogućnosti opisati mehanički odziv arterijske stijenke, s naglaskom na zajedničku arteriju glave. Na osnovni od prije poznatih mehaničkih svojstava materijala dostupnih za 3D ispis, razvijeni su numerički modeli idealizirane cilindrične geometrije. Ti modeli analizirani su metodom konačnih elemenata kako bi se utvrdilo njihovo mehaničko ponašanje i iterativnim postupkom definirao optimalni model. Konačni modeli ispisani su koristeći 3D višekomponentni pisač te eksperimentalno testirani kako bi se validirali numerički rezultati.

U prvom poglavlju ovoga rada opisane su osnove anatomske građe arterijske stijenke. Opisani su osnovni konstituenti stijenke te njihov utjecaj na mehaničko ponašanje. Nakon toga, dan je kratki uvod u aditivnu tehnologiju te opis specifične tehnologije trodimenzijskog ispisa korišten pri ovom istraživanju. Budući da su korišteni hiperelastični materijali opisani preko mehanike kontinuuma, dan je kratki opis korištenih materijalnih modela. Također, ukratko su opisani i korišteni testovi, dvoosni test te test tlak – istežanje. Nakon toga, opisani su numerički analizirani modeli. Dani su numerički rezultati, te razvoj konačnog modela po koracima. Iterativnim postupkom, koristeći numeričke analize, definirani su konačni modeli koji su ispisani koristeći 3D višekomponentni pisač. Nakon ispisivanja, uzorci su podvrgnuti eksperimentalnim testovima. Na kraju, dani su usporedni numerički i eksperimentalni rezultati.

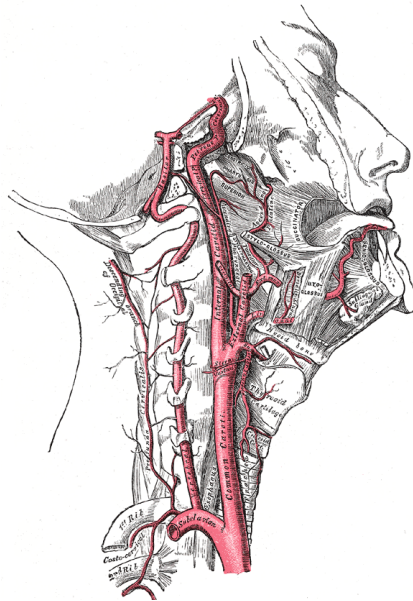
## 2. Uvod

### 2.1. Zajednička arterija glave (eng. *common carotid artery*)

Vaskularni sustav sastoji se od kompleksnog sustava arterija, arteriola, kapilara, venula i vena. Svaka od njih vrši jedinstvenu funkciju i ima jedinstveno ponašanje (Humphrey, 2002.). Arterijski sustav služi kao vodič kroz koji je krv transportirana od srca pa sve do kapilarne mreže kroz cijelo tijelo (Humphrey, 2002.). Krv je tjelesna tekućina kojom se do svih stanica u tijelu arterijskim sustavom prenose neophodni nutrijenti i kisik te venskim sustavom odvede ugljikov dioksid i štetne tvari. (Wikipedia, 2019.)

Krv u arterije dolazi kontrakcijama srca. Sistola i dijastola su dijelovi srčanog ciklusa. Sistola je ciklus pri kome se klijetke stežu i izbacuju krv (Krleža, 2019.). Dijastola, s druge strane, je razdoblje opuštanja (relaksacije) srčanog mišića u srčanom ciklusu (Krleža, 2019.). Općenito, normalni sistolički/dijastolički tlak je približno 120/80 mmHg što odgovara rasponu tlaka od 10,5kPa do 16kPa (Humphrey, 2002.). Naravno, osim normalnog krvnog tlaka, postoji povišeni krvni tlak (hipertenzija, eng. *hypertension*) i niski krvni tlak (hipotenzija, eng. *hypotension*). Hipertenzija je puno opasnija nego li hipotenzija. Ako se ne liječi adekvatno, hipertenzija može dovesti do ozbiljnih zdravstvenih problema. Kada govorimo o brojčanim iznosima visokog krvnog tlaka, sve što je iznad 130mmHg (17,3kPa) predstavlja povišeni krvni tlak, dok krvni tlak iznosa od 140mmHg (18,6kPa) do 210mmHg (28kPa) predstavlja visoki krvni tlak (Humphrey, 2002.).

Karotidna arterija (eng. *common carotid artery*; lat. *arteria carotis communis*) je parna krvna žila koja oksigeniranom krvlju opskrbljuje glavu i vrat (Slika 1). Lijeva karotidna arterija prolazi izravno s luka aorte, dok desna zajednička arterija polazi s ručnoglavnog arterijskog stabla. Karotidna arterija u vratu se dijeli u završne grane, vanjsku arteriju glave, unutarnju arteriju glave i najčešće ne daje nikakve postranične grane (Wikipedia, 2019.). Budući da su lako izrezane kao dugi uzorci bez ogranaka, ne čudi kako je karotidna arterija možda najbolje proučavana arterija, te se smatra arterijom o kojoj se najviše zna (Humphrey, 2002.).

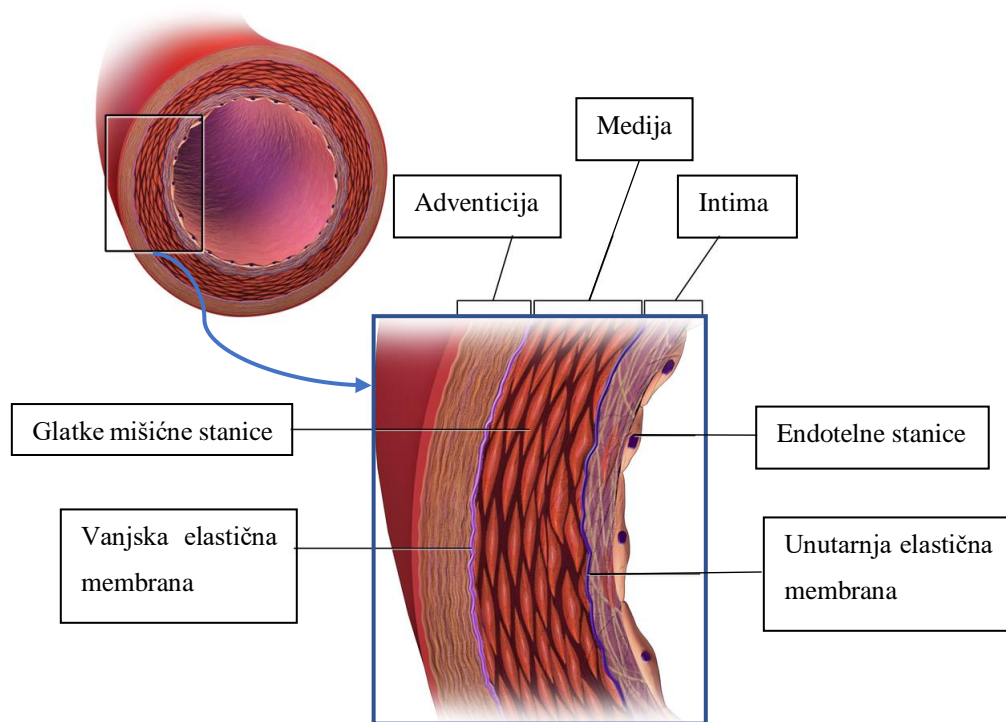


Slika 1. Položaj karotidne arterije (Wikipedia, 2019)

### 2.1.1. Građa arterijske stijenke

Arterije se dijele na mišićne i elastične arterije. Karotidna arterija pripada vrsti elastičnih arterija koje imaju veće promjere od mišićnih i smještene su bliže srcu. Usprkos vrsti, položaju i veličini, arterije se sastoje od 3 sloja (Slika 2): intime, medije i adventicije (Humphrey, 2002.).

Intima je slična kod većine elastičnih i mišićnih arterija, a tipično se sastoji od jednog sloja endotelnih stanica smještenih na tankoj bazalnoj membrani. Nalazi se na unutarnjoj strani stijenke arterije i u direktnom je kontaktu s krvlju. Budući da je intima kod zdravih mladih osoba jako tanka, često se njena čvrstoća može zanemariti. Kod starijih ljudi koji boluju od arteroskleroze intima postaje deblja i kruća te preuzima veći dio opterećenja (Holzapfel, et al., 2001.).

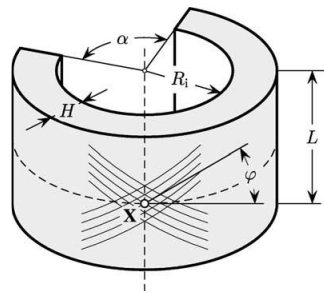


Slika 2. Dijelovi arterijske stijenke (Wikipedia, 2019.)

Medija je srednji sloj koji je od intime odvojen unutarnjim elastičnim slojem. Medija se sastoji od glatkih mišićnih stanica koje su ugrađene u izvanstaničnom spletu vlakana kolagena i elastina. Kod elastičnih arterija, medijalne glatke mišićne stanice su organizirane u od 5 do 15 $\mu$ m debele koncentrične slojeve koji su razdvojeni tankim, 3 $\mu$ m debelim slojem vlakana elastina (Humphrey, 2002.). Kod malih deformacija (fiziološki tlak), uglavnom je medija ta koja određuje mehaničko ponašanje. Heterogena medija je visoko organizirana trodimenzionalna mreža elastina, glatkih mišićnih stanica i vlakana kolagena. Međutim, mehanički se ponaša kao homogeni materijal (Holzapfel, et al., 2001.).

Adventicija, vanjski dio arterijske stijenke, sastoji se od guste mreže kolagenih vlakana pomiješane s elastinom, živcima, fibroblastima. Adventicija je od medije odvojena vanjskim elastičnim slojem. Nerijetko se spominje kako kolagena vlakna adventicije služe primarno kao zaštitni sloj, slično kao epikardij kod srca (Humphrey, 2002.). Adventicija je, barem kod fizioloških tlakova, labava, a tek kod većih (nefizioloških) tlakova postaje značajnije opterećena (Holzapfel, et al., 2001.).

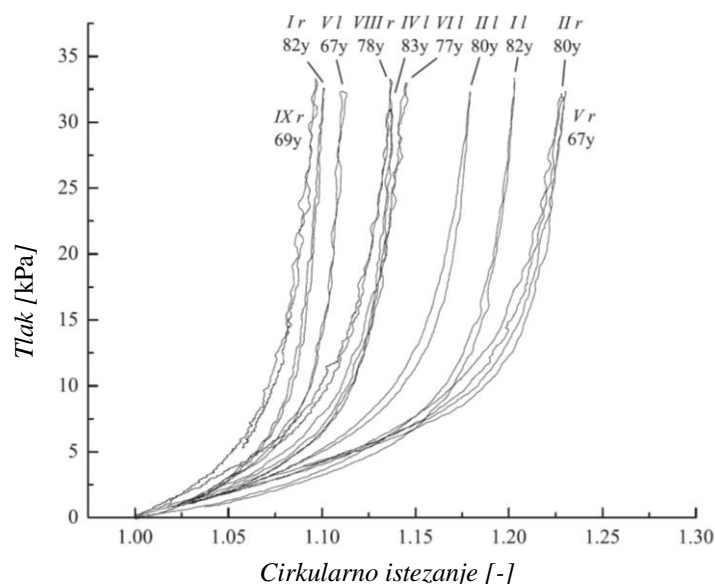
Kolagena vlakna kod medije i adventicije vrlo često su orijentirana kao što prikazuje model (Slika 3). U stijenki arterija nalaze se dvije grupe kolagenih vlakana koje su međusobno simetrične.



Slika 3. Model arterijske stijenke s kolagenim vlaknima (Holzapfel, et al., 2001.)

Vlakna elastina ponašaju se kao gumena traka i mogu podnijeti iznimno velike deformacije bez pucanja, dok koncentrično složena vlakna kolagena (jako čvrsti proteini) doprinose čvrstoći arterijske stijenke.

Posebna značajka arterije je njeno mehaničko ponašanje koje je izrazito nelinearno, anizotropno i viskoelastično. Pri većim opterećenjima (tlakovima) arterija se pretvori u značajno kruću cijev. Tipičan eksponencijalni efekt ukrućenja (engl. *stiffening effect*), prikazan na slici 4. za zajedničku arteriju glave, potječe od jačanja (ispravljanja) ugrađenih valovitih kolagenih vlakana. Osim kod arterijskih stijenki, slično ponašanje (efekt ukrućenja) javlja se i kod nekih drugim mekih tkiva. Nadalje, deformacija arterija u fiziološkom rasponu opterećenja je izohorna, tj. kao i većinu bioloških mekih tkiva možemo arterijsko tkivo svrstati u nestlačive materijale (Holzapfel, et al., 2001.).



Slika 4. Efekt ukrućenja (eng. *stiffening effect*) kod zajedničke arterije glave za različite donore. Vidljivo je da u određenom trenutku nagli porast tlaka ne uzrokuje veliku promjenu deformacije. (Sommer & Holzapfel, 2011)

Kompleksna građu i s time povezano izrazito nelinearno mehaničko ponašanje arterije nije jednostavno kopirati industrijskim materijalima. Iako je moderno inženjerstvo materijala, poglavito inženjerstvo kompozitnih materijala, u mogućnosti sintetizirati slična kvalitativno mehanička ponašanja, do sada nije razvijen podatljivi, polimerni materijal koji bi sam mogao oponašati mehanički odziv arterijske stijenke.

## 2.2. Općenito o aditivnoj tehnologiji

Prilikom izrade eksperimentalnih uzoraka, tj. epruveta, korištena je aditivna tehnologija, poznatija pod nazivom 3D ispis. Danas je aditivna tehnologija jako popularna, osobito pri brzom izradi prototipova.

Aditivna tehnologija (eng. *additive manufacturing*) dio je proizvodnog strojarstva gdje se model gradi dodavanjem materijala, za razliku od uobičajenih strojarskih tehnologija obrade odvajanjem čestica. Konstruiranje modela u CAD sustavu ili digitalizacijom već postojećeg modela, kreira se trodimenzionalni objekt. Potom se kreirani objekt ispisa koristeći neku od tehnologija 3D ispisa (Krlježa, 2019.).

*PolyJet* aditivna tehnologija korištena je pri izradi eksperimentalnih uzoraka. *PolyJet* tehnologija je nastala kao kombinacija stereolitografije i trodimenzionalnog tiskanja. Sloj po sloj se nanosi pomoću sapnice, dok se radna podloga spušta pri svakom prolazu sapnice. Polimerizacija materijala, tj. skrućivanje vrši se pomoću ultraljubičastog svjetla te pri tome dolazi do povezivanja sloja za prethodni sloj. Prilikom tiskanja izrađuje se model zajedno s potpornom strukturom koja se uklanja nakon izrade cijelog modela (Krlježa, 2019.). Ključna prednost *PolyJet* tehnologije nad ostalima je mogućnost kombiniranja više materijala u jednom procesu 3D ispisa (Garcia, et al., 2017.) (Torres & De Luccia, 2017.) (Wang & Wu, 2016.). Primjerice, uređaji opremljeni sa dva materijala različitih mehaničkih svojstava prilikom ispisa mogu ih kombinirati te stvoriti treći materijal kombiniranog mehaničkog ponašanja. Na taj način moguće je prilikom ispisa mijenjati svojstva (krutost) pojedinog dijela ispisnog uzorka.

Upravo je mogućnost ispisa različitih materijala na istom modelu, a s jakom dobrom točnosti postala temeljni dio ovog istraživanja.



## 2.3. Osnove mehanike kontinuuma

Mehanika kontinuuma je dio mehanike koji proučava makroskopsko gibanje čvrstih, tekućih i plinovitih tijela. Mehanika kontinuuma ne razmatra diskretnu, atomsku strukturu nego upravo suprotno, uvodi pojam neprekidne sredine ili materijalnog kontinuuma.

Materijalno tijelo je dio prostora – kontinuuma koje ima volumen te je omeđen plohom koja ga odvaja od ostatka kontinuuma i u potpunosti je ispunjeno materijom koja mu daje masu. Materijalno tijelo sastoji se od čestica, infinitezimalno malih dimenzija čije su karakteristike obujam  $dV$  i masa  $dm$ .

### 2.3.1. Hiperelastični materijalni model

Biološka tkiva imaju izrazito nelinearnu krivulju naprezanja i deformacije postaje izrazito nelinearan i nije ga moguće opisati klasičnom teorijom elastičnosti (Demiray, 1972.).

Budući da su svi materijali korišteni u svrhe ovog rada opisani hiperelastičnim materijalnim modelom, u sljedećih nekoliko odlomaka objasniti će se mehanička pozadina takvih materijala preko mehanike kontinuuma te objasniti dva korištena materijalna modela.

U teoriji elastičnosti potrebno je definirati funkciju deformacije  $W$  koja ima svojstvo:

$$\sigma_{ij} = \frac{\partial W}{\partial \varepsilon_{ij}}. \quad (1)$$

U gornjem izrazu,  $\sigma_{ij}$  označava *Cauchijev* tenzor naprezanja, a  $\varepsilon_{ij}$  tenzor malih deformacija.

Materijal za koji vrijedi izraz (1) naziva se hiperelastičnim materijalom (Alfirević, 2003. ) i može se koristiti samo u slučajevima kada nema velikih deformacija, točnije kada nema velikih rotacija. U slučaju velikih deformacija, potrebno je koristiti tenzore deformiranja koji to uzimaju u obzir. Često korišten tenzor za opisivanje deformiranja materijalnog tijela je tenzor gradijenta deformiranja  $\mathbf{F}$  (eng. *Deformation gradient tensor*). Tenzor gradijenta deformiranja je definiran kao derivacija deformiranog vektora  $\mathbf{x}$  i referentnog vektora  $\mathbf{X}$ , tj.

$$F_{ij} = \frac{\partial x_i}{\partial X_j} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x_1}{\partial X_1} & \frac{\partial x_1}{\partial X_2} & \frac{\partial x_1}{\partial X_3} \\ \frac{\partial x_2}{\partial X_1} & \frac{\partial x_2}{\partial X_2} & \frac{\partial x_2}{\partial X_3} \\ \frac{\partial x_3}{\partial X_1} & \frac{\partial x_3}{\partial X_2} & \frac{\partial x_3}{\partial X_3} \end{bmatrix}. \quad (2)$$

*Green-Lagrangeov* tenzor deformacije  $\mathbf{E}$  baziran je na tenzoru gradijenta deformiranja i računa se kao

$$E_{ij} = \frac{1}{2} (F_{ki}F_{kj} - \delta_{ij}). \quad (3)$$

$\delta_{ij}$  je *Kroneckerov* simbol. Izraz  $F_{ki}F_{kj}$  naziva se desni *Cauchy-Greenov* tenzor deformiranosti i označava se sa  $\mathbf{C}$ . Lijevi *Cauchy-Greenov* tenzor deformiranosti računa se kao  $F_{ik}F_{jk}$  i označava se sa  $\mathbf{b}$ .

Vežu naprezanja i *Green-Lagrangeov* tenzora deformacije možemo također izraziti preko funkcije deformacije  $W$ :

$$S_{ij} = \frac{\partial W}{\partial E_{ij}}. \quad (4)$$

Naprezanje  $\mathbf{S}$  naziva se drugo *Piola-Kirchhoffovo* naprezanje.

Kako funkciju deformacije možemo pisati i preko desnog *Cauchy – Greenovog* tenzora deformiranosti, također, vežu naprezanja i deformacija možemo izraziti preko  $\mathbf{C}$ :

$$S_{ij} = \frac{\partial W}{\partial C_{ij}} \cdot \frac{\partial C_{ij}}{\partial E_{ij}} = 2 \frac{\partial W}{\partial C_{ij}}, \quad (5)$$

jer je  $\frac{\partial \mathbf{C}}{\partial \mathbf{E}} = 2\mathbf{I}$ .

Ako su poznati naprezanje  $\mathbf{S}$  i gradijent deformiranja  $\mathbf{F}$  može se izračunati *Cauchyjevo* naprezanje pomoću izraza:

$$\sigma_{ij} = \frac{1}{J} F_{ip} F_{jk} S_{pq} \quad (6)$$

$J$  je *Jacobijeva* determinanta koja se može izračunati iz gradijenta deformiranja kao  $J = \det(\mathbf{F})$ .

Jednadžbe (5) i (6) predstavljaju konstitutivne jednadžbe hiperelastičnog modela.

Detaljnija objašnjenja o mehanici kontinuuma moguće je pronaći u stručnoj literaturi (Humphrey, 2002.) i (Alfirević, 2003. ).

### 2.3.2. Neo Hooke materijalni model

Neo Hooke materijalni model korišten u ovom radu pripada nestlačivim hiperelastičnim modelima. Generalno, funkciju deformiranja moguće je definirati:

$$W = W(\mathbf{C}) - p(J - 1) \quad (7)$$

pri čemu je  $\mathbf{C}$  desni *Cauchy – Greenov* tenzor deformiranosti, a  $J$  je *Jacobijeva* determinanta.

Drugi član u jednažbi (8) jednak je 0, a dodaje se samo radi smanjenja numeričkih grešaka. Iz jednažbe (8) *Cauchijevo* naprezanje možemo napisati i kao:

$$\boldsymbol{\sigma} = 2 \left( \frac{\partial W}{\partial I_1} \cdot \mathbf{b} - \frac{\partial W}{\partial I_2} \mathbf{b}^{-1} \right) - p\mathbf{I} \quad (8)$$

U gornjoj jednažbi  $I_1 = \text{tr}(\mathbf{C})$  i  $I_2 = ((\text{tr}\mathbf{b})^2 - \text{tr}(\mathbf{b}^2))$  jesu prva i druga invarijanta lijevog *Cauchy – Greenovog* tenzora deformiranosti  $\mathbf{b}$ , a  $p$  je *Lagrangeov* multiplikator.

Opći oblik Neo Hooke materijalnog modela glasi:

$$W = \frac{c}{2}(I_1 - 3), \quad (9)$$

pri čemu je  $c$  materijalna konstanta materijala (Karšaj, 2019.).

### 2.3.3. Demiray materijalni model

Kao i *Neo Hooke* i *Demiray* materijalni model izveden je uz pretpostavku o nestlačivom, izotropnom i homogenom materijalu. 1994. godine *Hilmi Demiray* predstavio je viskoelastični materijalni model za opisivanje ponašanja arterijskih stijenki.

Za razliku od *Neo Hooke* materijalnog modela, *Demiray* materijalni model ima dvije nezavisne materijalne konstante koje se određuju eksperimentalnim testovima (Demiray, 1972.).

Funkcija deformacije  $W$  glasi:

$$W = \frac{\beta}{2\alpha} (e^{\alpha(I_1 - 3)} - 1) \quad (10)$$

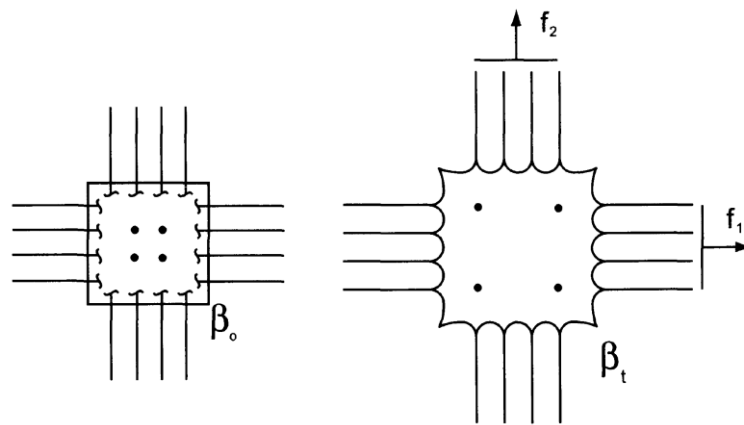
pri čemu se  $\alpha$  i  $\beta$  eksperimentalni materijalni parametri (Demiray, 1972.).

## 2.4. Eksperimenti

### 2.4.1. Dvoosni test

Osim jednoosnog testa, za određivanje mehaničkog odziva novih materijala koriste se i biaksijalni testovi (Slika 5). Može se reći, kako su jednoosni (uniaksijalni) testovi zapravo, matematički gledano, poseban slučaj dvoosnih testova (Humphrey, 2002.).

Ravninski dvoosni test igra veliku ulogu pri istraživanju materijala jer za nestlačive izotropne materijale, kao što je guma, može pružiti potpunu karakterizaciju materijala.



Slika 5 Shema testnog uzorka uslijed dvoosnog testiranja (Humphrey, 2002.)

Iskazano preko mehanike kontinuuma, vidimo kako je za potpuno opisivanje mehaničkog odziva materijala potrebno je poznavati komponente sila samo u 2 pravca. U neopterećenom stanju (referentni koordinatni sustav) koordinate  $i$ -te točke mogu se pisati:

$$x_1 = \lambda_1 X_1, \quad x_2 = \lambda_2 X_2, \quad x_3 = \lambda_3 X_3. \quad (11)$$

Ovdje se pretpostavlja kako je  $\lambda_i$  konstanta. Komponente gradijenta deformiranja  $\mathbf{F}$  mogu se zapisati u matricnom obliku:

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x_1}{\partial X_1} & \frac{\partial x_1}{\partial X_2} & \frac{\partial x_1}{\partial X_3} \\ \frac{\partial x_2}{\partial X_1} & \frac{\partial x_2}{\partial X_2} & \frac{\partial x_2}{\partial X_3} \\ \frac{\partial x_3}{\partial X_1} & \frac{\partial x_3}{\partial X_2} & \frac{\partial x_3}{\partial X_3} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix}. \quad (12)$$

Kako smo u početku naveli pretpostavku o nestlačivom materijalu, pri čemu je  $\det \mathbf{F} = 1$ , mora vrijediti:

$$\lambda_3 = \frac{1}{\lambda_1 \lambda_2}. \quad (13)$$

No osim toga, biaksijalni test može se koristiti kako bi se pokazala anizotropnost materijala. Pomaci u pojedinom smjeru prate se putem markera (crne točke na uzorku na Slika 5) s videoekstenziometrom.

#### 2.4.2. Test tlak – istežanje (eng. *extension – inflation test*)

Kako bi se analiziralo mehaničko ponašanje arterija u fiziološkim uvjetima pri čemu se drži integritet vaskularne stijenke ali i cilindrična struktura, provodi se test tlak – razvlačenje. Test tlak – razvlačenje je test koji se gotovo isključivo koristi za testiranje krvnih žila, tj. cilindričnih uzoraka (Labrosse, 2019.).

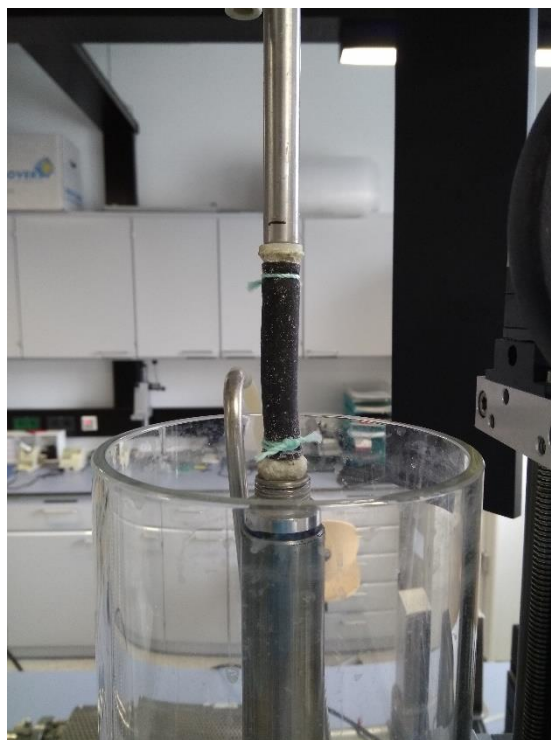
Test se provodi tako da se uzorak postavi na držače koji se vežu najčešće vrpcom ili lijepe ljepilom (Slika 6). Tlak se postavlja s unutrašnje strane koristeći vodu (najčešće destiliranu, no kada su u pitanju biološki uzorci koristi se fiziološka otopina). Putem videoekstenziometra prati se povećanje, odnosno smanjenje vanjskog promjera uzorka te aksijalni pomak zajedno s povećanjem/smanjenjem tlaka. Osim toga, moguće je nametnuti aksijalno predistežanje 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.

Kako bi provjerili ponašanje numeričkih i eksperimentalnih modela, analize su vršene od 0 kPa do 33 kPa kako bi pokrili cijelo *in-vivo* područje krvnog tlaka koje se može pojaviti u ljudskom organizmu pa i više od toga.



*Slika 6 Uređaj za test tlak – istezanje (Zwick-Roell, 2019.)*

Na Slika 7 prikazana je jedan od 3D ispisanih uzoraka na uređaju za tlak – istezanje.



*Slika 7 Montiranje 3D ispisanih testnog uzorka na uređaju za tlak – istezanje test*

## 3. Materijali i metode

### 3.1. Pregled modeliranih koncepata

Kako bi se pokušala replicirati mehanička ponašanja arterijskih stijenki, uzeta je ideja iz histološke analize tkiva. Može se reći kako pri normalnim fiziološkim uvjetima glavna 2 konstituenta jesu matrica i kolagena vlakna. Upravo su ta dva konstituenta u prirodnom tkivu bila inspiracija za modeliranje umjetnog materijala, također s dva konstituenta. Gotovo svi modelirani uzorci sastoje se od dva konstituenta: matrice koja predstavlja arterijsku matricu i vlakno koje zamjenjuje kolagena vlakna (u daljem tekstu koriste se izrazi matrica i vlakno za modelirane konstituente).

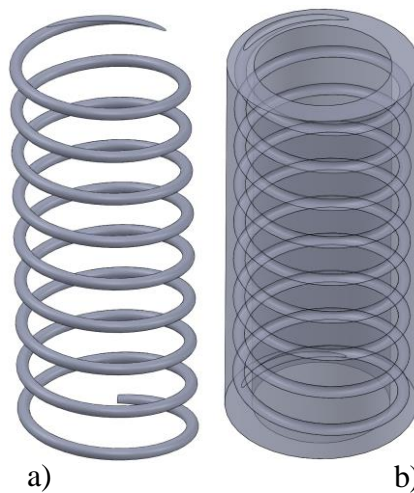
Budući da smo se ograničili na ponašanje zdravih arterija, ovakve i slične slučajeve (bolesti) nećemo uzimati u obzir prilikom modeliranja ponašanja u daljnjem radu. Upravo zato, možemo zanemariti utjecaj intime na mehaničko ponašanje.

Dimenzije svakog modela definirane su u odnosu na unutarnji, tj. vanjski promjer arterije. Kod karotidnih arterija postoje jako velika odstupanja dimenzija od pojedinca do pojedinca. Osim razlike između pojedinaca, promjer karotidnih arterija ovisi i o spolu, pri čemu muška populacija ima za 7% veći promjer nego ženska populacija (Krejza, 2005.). Prema (Sommer, et al., 2009.) srednja vrijednost unutarnje polumjera promatranih uzoraka je 4,15 mm dok je debljina arterijske stijenke 1,17 mm. Budući da su se numerički i eksperimentalni rezultati

uspoređivali s rezultatima objavljenim od strane autora (Sommer, et al., 2009.) navedene dimenzije su uzete kao referentne.

### 3.1.1. Prvi koncept

Prvotna ideja nastala je po uzoru na distribuciju kolagenih vlakana u tkivu (Slika 3). Spiralom u prostoru, prikazanoj na Slika 8 pokušalo se replicirati ponašanje kolagenih vlakana u stjenici arterije.

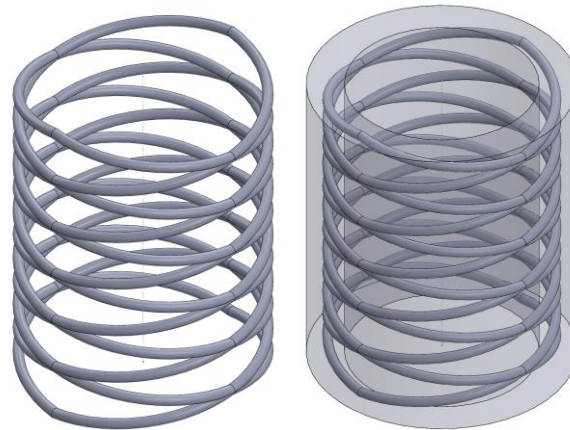


Slika 8 Koncept 1: a) vlakno, b) matrica

Ovakav model spirale ima više parametara preko kojih se vrlo lako mogu mijenjati svojstva cijelog modela. Parametri poput debljine vlakna, koraka, te krutosti omogućuju veliki raspon za opisivanje ponašanja arterija.

Budući da je model sa Slika 8 nesimetričan, a isto tako da se izbjegnu utjecaji rubnih uvjeta, pri numeričkim analizama potrebno je analizirati cijeli model. Zbog trajanja analiza ali i mogućih komplikacija kreiran je simetrični model (Slika 9). Korištenjem rubnih uvjeta simetrije može se analizirati samo četvrtina modela. Takav model ima dvostruko postavljene simetrične spirale. Mijenjanjem spomenutih parametara, moguće je postaviti spirale tako da repliciraju položaj kolagenih vlakana.





a)

b)

Slika 9 Koncept 1a: a) vlakno, b) matrica

### 3.1.2. Drugi koncept

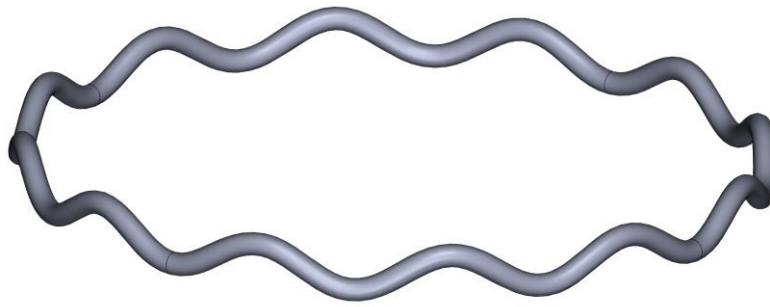
Ideja za drugi koncept nastala je također po uzoru na efekt ukrućenja koji imaju gotovo sva meka tkiva. Efekt ukrućenja (*stiffening effect*) posljedica je izravnavanja kolagenih vlakana unutar stijenke arterije.

Kako bi dobili efekt ukrućenja, vlakana su modelirana koristeći trigonometrijske funkcije, sinus i kosinus funkcije u parametarskom obliku:

$$\begin{aligned}
 x_t &= t, \\
 y_t &= \sqrt{r^2 - t^2}, \\
 z_t &= a \cdot \cos\left(\arcsin\left(\frac{t}{r}\right) \cdot T\right),
 \end{aligned}
 \tag{14}$$

pri čemu je  $t$  slobodni parametar,  $r$  središnji obodni radijus,  $T$  korak i  $a$  amplituda funkcije.

Ovako modelirane trigonometrijske funkcije izvrsne su jer se na jednostavan način mogu mijenjati modeli. Na slika 10 prikazan je jedan od modela.

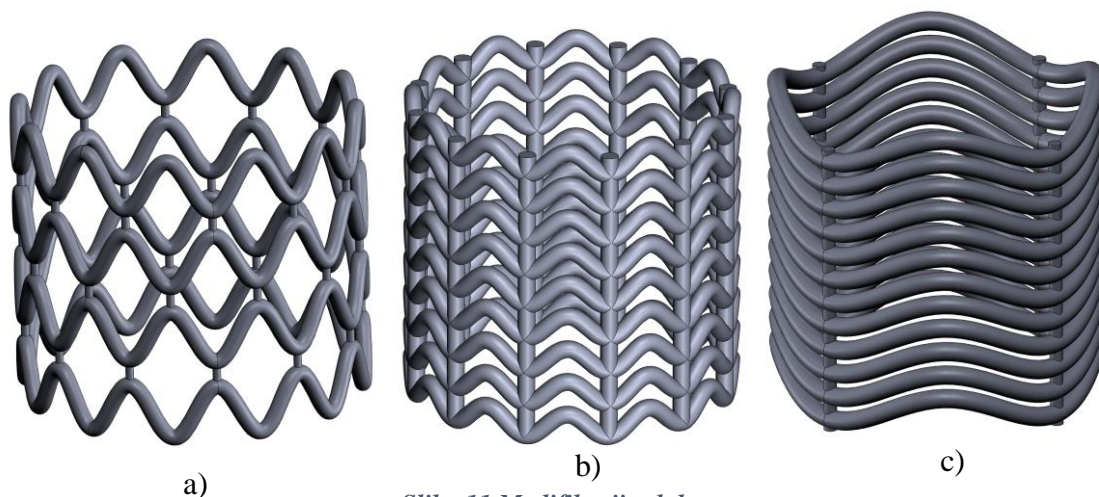


*Slika 10 Primjer modela vlakna opisan trigonometrijskim funkcijama*

Osim spomenutih parametara, s povećanjem debljine vlakna povećava se krutost i obrnuto, smanjenjem debljine vlakna smanjuje se krutost. Parametri koji doprinose povećanju krutosti osim debljine vlakna jesu manja amplituda i manji korak. Osim debljine vlakna, koji je najutjecajniji parametar, amplituda je parametar kojim se vrlo lako može simulirati početno, linearno područje prije samog ukrućenja. S druge strane povećanjem amplitude i koraka smanjuje se ukupna krutost vlakna.

Gore spomenuti parametri su geometrijski parametri. Još jedan parametar koji znatno utječe na krutost modela je krutost materijala. Tijekom istraživanja, analizirani su mnogi slučajevi gdje je uspoređen utjecaj materijala i geometrije u različitim kombinacijama.

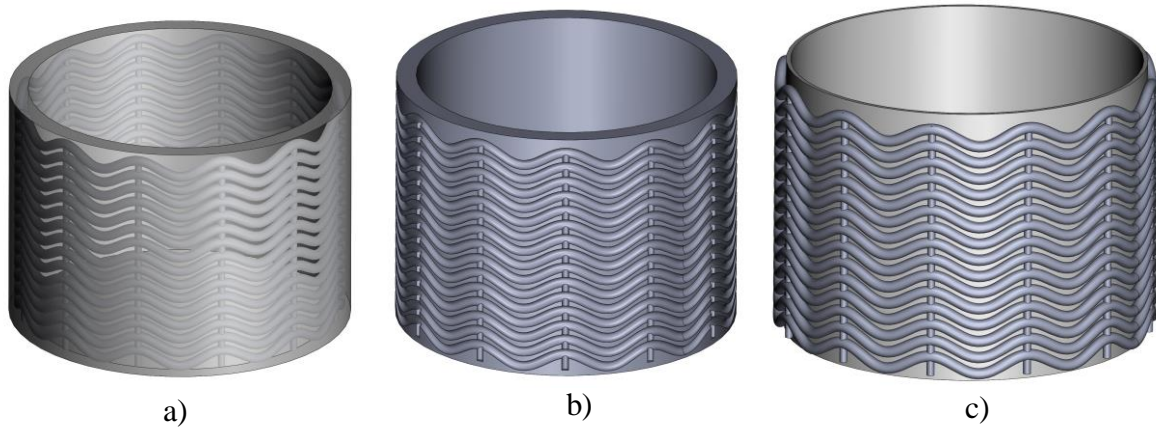
Nakon analize ponašanja samo jednog vlakna, potrebno je bilo modelirati i povezati više vlakana. Na Slika 11 prikazane su različite kombinacije vlakana:



*Slika 11 Modifikacije vlakna*

Naravno, osim modifikacije vlakna, moguće je mijenjati i matricu. Promjenom debljine matrice moguće je znatno utjecati na mehanička svojstva cijelog modela. Porastom debljine matrice, naravno raste krutost modela. No, promjena debljine matrice nije jedini parametar na koji je

moгуće utjecati. Odnos matrice i vlakna je bitan faktor, kako je pokazano u poglavlju Rezultati. Položaj vlakna unutar same matrice ili smještaj na pola matrice, odnosno da je matrica u kontaktu sa vlakno ima veliki utjecaj. Na Slika 12 prikazani su navedeni slučajevi odnosa matrice i vlakna.



Slika 12 Odnos matrice i vlakna: a) vlakno unutar matrice, b) pola vlakna u matrici, c) vlakno u kontaktu s matricom

### 3.2. Odabrani koncepti

Odabrane varijacije geometrije i kombinacije materijala, kako bi se dobile različite krutosti, prikazane su u idućim poglavljima. Prilikom ispisa eksperimentalnih uzoraka korišten je pisač *Connex 350 (PolyJet Matrix technology, Stratasys, Izrael)* sa Katedre za preradu polimera i drva pri Fakultetu strojarstva i brodogradnje.

Određivanje krutosti materijala koji su nastali aditivnom izradom može se raditi na nekoliko načina. Među njima najpoznatije, a isto tako i najkorištenije metode jesu jednoosni i dvoosni vlačni testovi. Materijalni parametri koji su navedeni u **Error! Reference source not found.** određeni su na temelju jednoosnih vlačnih testova te su bili dostupni otprije.

Budući da korištena aditivna tehnologija model gradi nanoseći slojeve jedan na drugi, izotropnost materijala nije osigurana. Upravo je izotropnost, tj. anizotropnost modela moguće odrediti koristeći dvoosne testove.

Kombinacijom osnovnih materijala u različitim omjerima moguće je postići krutosti koje se nalaze između krutosti osnovnih materijala.

Prema (Stratasys, 2019.) maksimalne dimenzije koje se mogu ispisivati su 342x342x200mm u  $x$ ,  $y$  i  $z$  smjeru. Kako je najmanja moguća debljina horizontalnog sloja 16  $\mu\text{m}$ , mogu se graditi jako fini modeli s jako detaljnom izvedbom.

Prvi materijal, TangoBlackPlus™ pripada grupi tekućih fotopolimera. Osim toga, TangoBlackPlus™ simulira gumasti materijal. Model se gradi na način da se tekući materijal nanosi u jako tankim slojevima (u našem slučaju 16  $\mu\text{m}$ ) nakon čega, prolaskom ultraljubičaste lampe, dolazi do polimerizacije te skrućivanja modela (Stratasys, 2019.).

S druge strane, VeroWhite<sup>M</sup> je prozirni, čvrsti polimer. Kao i TangoBlackPlus™ pripada grupi tekućih fotopolimera, a simulira PMMA (*polymethyl methacrylate*) neslužbeno poznat i kao akril (Stratasys, 2019.).

Mehanička svojstva ispisivanih materijala ovise o nekoliko faktora. Jedan od najutjecajnijih faktora je smjer ispisivanja. Iako su slojevi jako tanki te jako dobro povezani, mehanička svojstva nisu ista u svim smjerovima.

Materijali koji su korišteni nemaju podataka o krutosti koji je osnovni podatak u materijalnim modelima. Kao dio istraživanja, provedeni su dvoosni testovi prilikom kojih su navedenim materijalima određeni materijalni parametri za materijalne modele. Rezultati biaksijalnih testova i određivanje materijalnih konstanti navedeni su u poglavlju Rezultati.

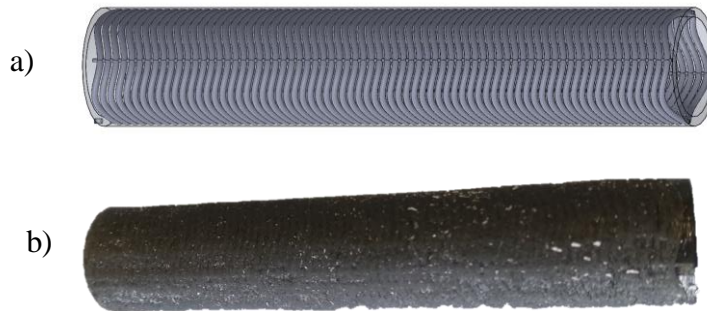
Nakon izrade numeričkih analiza i definiranja optimalne geometrije ispisani su testni uzorci. Ispisane su različite kombinacije epruveta. Razlog ispisivanja različitih kombinacija je validacija numeričkih rezultata. Budući da smo bili ograničeni mogućnostima 3D pisača, ispisivane su 4 vrste materijala. Jedan od tih materijala, najmekši je korišten kao materijal matrice. Ostala 3 materijala, različitih krutosti, korišteni su za vlakno. Krutosti 4 vrste materijala određeni su koristeći jednoosne (uniaksijalne) testove. Točnost određivanja materijalnih konstanti nije pouzdana kao korištenjem biaksijalnih testova. Krutosti koje su određene u prethodnim istraživanjima, bile su temelj na kojem su izrađivane numeričke analize.

Od svake kombinacije geometrije i materijala ispisane su po 3 iste epruvete kako bi se provjerila dosljednost rezultata.

#### 4 vrste uzoraka ispisane za eksperimentalno testiranje

##### - **Vlakno unutar matrice**

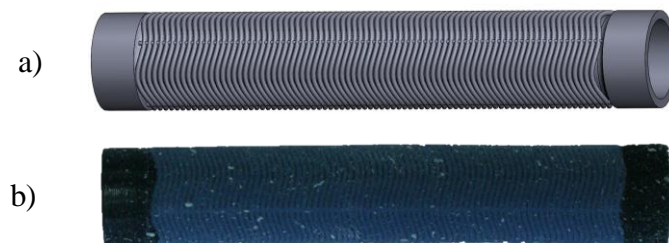
Iako numerički rezultati ne daju očekivano kvalitativno ponašanje, ispisani su testni uzorci s tri vrste vlakana, tj. tri različite krutosti kako bi se validirali numerički rezultati i ponašanje modela. Na Slika 13 prikazan je CAD model (matrica je prikazana prozirno radi bolje vidljivosti) i jedan od ispisanih modela.



*Slika 13 a) CAD model epruvete vlakna unutar matrice, b) ispisani 3D model vlakna unutar matrice*

##### - **Vlakno skupa s matricom**

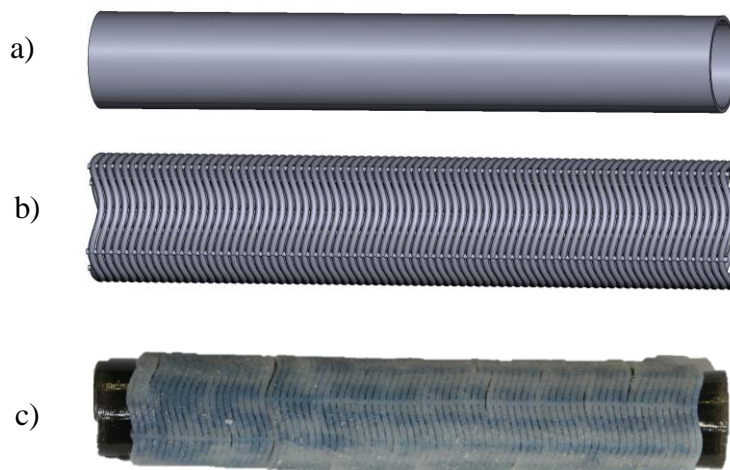
Kako bi se zaista potvrdio utjecaj matrice na vlakno, iako je samo malim djelom spojena na matricu ispisani su sljedeći uzorci. Modeli koji su prikazani na slici Slika 15a i b su isti modeli koji su korišteni u ovoj varijanti. No jedina razlika je da su ovdje modeli ispisivani zajedano, tako da postoji čvrsta veza između matrice i vlakna. Osim toga, kako bi bilo olakšano vezivanje uzorka na testnom uređaju, vrhovi matrice su zadebljani. Utjecaj zadebljanja je dalje od područja promatranja, tako da je utjecaj rubnih uvjeta zanemariv. Na **Error! Reference source not found.** prikazani su CAD modeli i ispisani uzorci ove varijante.



*Slika 14 Vlakno skupa s matricom, a) CAD model, b) ispisani uzorak*

### - **Vlakno navučeno na matricu**

Prema numeričkim rezultatima modeli gdje je vlakno prevučeno preko matrice i može se slobodno gibati po površini matrice, u eksperimentalnom dijelu ostvareno je ispisivanjem vlakna i matrice odvojeno. Prije testiranja vlakna su navučena na matricu. Na Slika 15 prikazani su CAD modeli te ispisani i navučeni uzorci.



*Slika 15 Vlakno navučeno na matricu, a) CAD model matrice, b) CAD model vlakna, c) ispisani i navučeni modeli*

### - **Samo matrica**

Također, u cilju validacije numeričkih rezultata ispisani su modeli samo matrice. Budući da se radi o jako mekanom materijalu, debljina stijenke je ograničena. Ispod debljine stijenke od 0,5 mm jako je teško dobiti stabilan model. Upravo zato, ispisani su modeli debljine stijenke 0,5 mm te uspoređeni s numeričkim rezultatima. Na Slika 16 prikazan je CAD model matrice i ispisani uzorak.



*Slika 16 a) CAD model matrice, b) ispisani model*

Za jednostavniji prikaz, tablično su dani ispisani modeli, zajedno s korištenim materijalima, materijalnim konstantama za *Neo Hooke* materijalni model i količinom ispisanih uzoraka (Tablica 1).

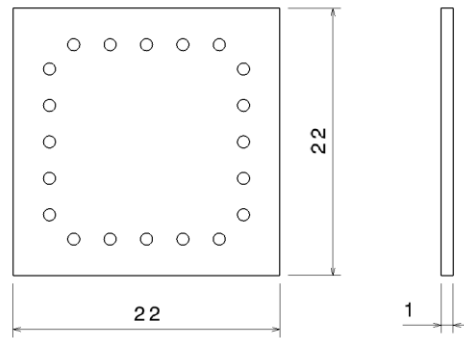
Tablica 1 Pregled modela, konstanti elastičnosti i količine ispisanih uzoraka

<b>Tlak – istezanje test</b>						
Naziv modela	Slika	Materijali				Količina ispisanih uzoraka
		Matica	Konstanta elastičnosti [MPa]	Vlakno	Konstanta elastičnosti [MPa]	
Vlakno unutar matrice	Slika 13	TangoBlackPlus	0,1	Shore60	0,35	3
				Shore95	0,8	3
				Grey60	31	3
Vlakno povezano s vanjske strane matrice	Slika 14	TangoBlackPlus	0,1	Shore60	0,35	3
				Shore95	0,8	3
				Grey60	31	3
Vlakno navučeno s vanjske strane matrice	Slika 15	TangoBlackPlus	0,1	Shore60	0,35	3
				Shore95	0,8	3
				Grey60	31	3
Matrica	Slika 16	TangoBlackPlus	0,1	Grey60	31	3
<b>Dvoosni test</b>						
Naziv modela	Slika	Materijal	Konstanta elastičnosti [MPa]	Količina ispisanih uzoraka		
Uzorci za dvoosni test	Slika 18	TangoBlackPlus	0,1	3		
		Shore60	0,35	3		
		Shore95	0,8	3		
		Grey60	31	3		

### 3.3. Eksperimentalni testovi

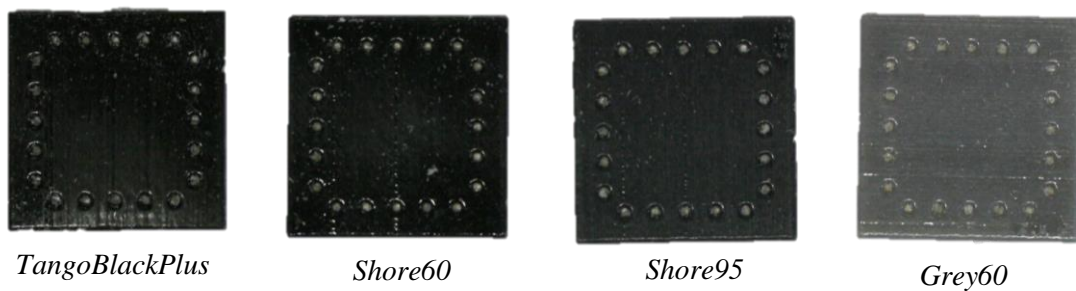
#### 3.3.1. Dvoosni testovi

Dvoosnim testovima analizirana su sva četiri korištena materijala u cilju analize izotropnosti, mehaničkih svojstava i određivanja materijalnih parametara. Na Slika 17 prikazane su dimenzije ispisanih dvoosnih testnih uzoraka. Za razliku od bioloških tkiva koja se testiraju dvoosno, testirani uzorci imaju unaprijed definirane rupe za prihvat hvataljki uređaja.



Slika 17 Dimenzije dvoosnih testnih uzoraka

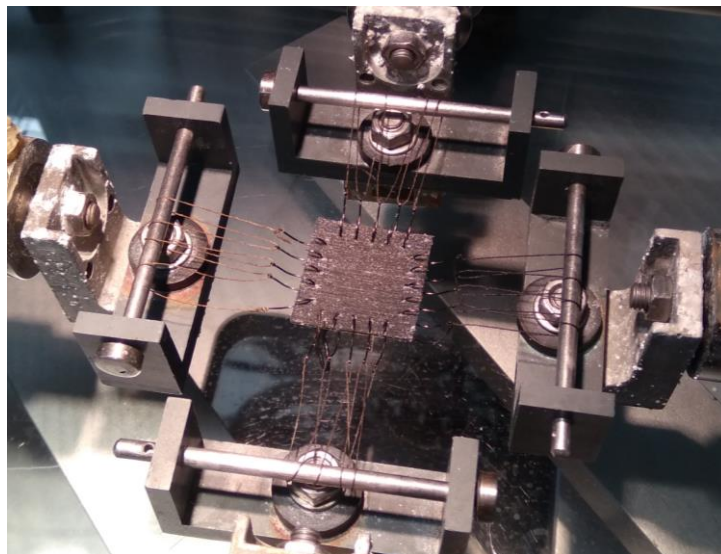
Ispisani testni uzorci prikazani su na Slika 18.



Slika 18 Ispisani dvoosni testni uzorci

Svi uzorci testirani su na sobnoj temperaturi ( $\sim 21^\circ\text{C}$ ). Također, tijekom testiranja korištni su različiti omjeri istezanja s obzirom na glavne osi ( $x$  – os :  $y$  – os). To su omjeri 1:1, 0,75:1, 0,5:1, 1:0,5, 1:0,75 te ponovo 1:1. Zbog ograničenja testnog uređaja maksimalne sile koje su korištene tijekom testa bile su do 20 N. Brzina istezanja bila je u svim testovima 5 mm/min.

Način prihvata dvoosnih testnih uzoraka prikazan je na Slika 19.



Slika 19 Postavljanje dvoosnog testnog uzorka na testni uređaj



### 3.3.2. Tlak – istezanje test

Testovi tlak-istezanje koriste se najviše za ispitivanje ponašanja stijenki arterija. Test se kontrolira putem softvera. Budući da su se numerički rezultati temeljili na usporedbi s rezultatima od (Sommer, et al., 2009.) protokol ispitivanja testnih uzoraka bio je isti kao i za ispitivanje arterija. Kod ovog testa, tlak unutar testnog uzorka dobiva se koristeći vodu koja se jako sporo (kvazistatički) dovodi unutar uzorka. Kod svih provedenih eksperimentalnih testova promjena tlaka po jedinici vremena iznosila je 66 kPa/min, što se može smatrati kvazistatičkim ispitivanjem. Prilikom testiranja epruvete su opterećene tlakovima od 0 do 33 kPa, te je istovremeno mjerena i aksijalna sila. Odabranim rasponom tlakova pokriveno je fiziološko i suprafiziološko opterećenje arterija.

Iako suprotno od očekivanog, neki modeli pri povećavanju tlaka imaju tendenciju izvijanju. Kako bi se onemogućilo izvijanje uzorka (Slika 20) pri povećavanju tlaka, rubovi testnog uzorka kontrolirani su silom. Na taj način uzdužni pomaci uzorka su omogućeni a do pojave izvijanja ne dolazi.



*Slika 20 Izvijanje uzorka pri povećanju tlaka*

Također, svi testovi tlak – istezanje su postavljeni kao ciklički testovi. Razlog cikličkog opterećivanja je možebitno uočavanje histereze odnosno pojave viskoelastičnosti materijala. Detaljniji opis korištenog uređaja moguće je pronaći u (Schulze-Bauer, et al., 2002.).

## 4. Rezultati

Na početku predstavljanja rezultata potrebno je naglasiti kako su svi numerički, a zatim i eksperimentalni rezultati uspoređeni s podacima objavljenim od strane (Sommer, et al., 2009.). Iako karotidne arterije imaju kvalitativno isto ponašanje, kvantitativno postoji razlika od donora do donora (Slika 4). Tijekom analiziranja podataka odabrani su podaci jednog donora (radi jednostavnosti) iz (Sommer, et al., 2009.) te prema njemu uspoređivani numerički i eksperimentalni podaci.

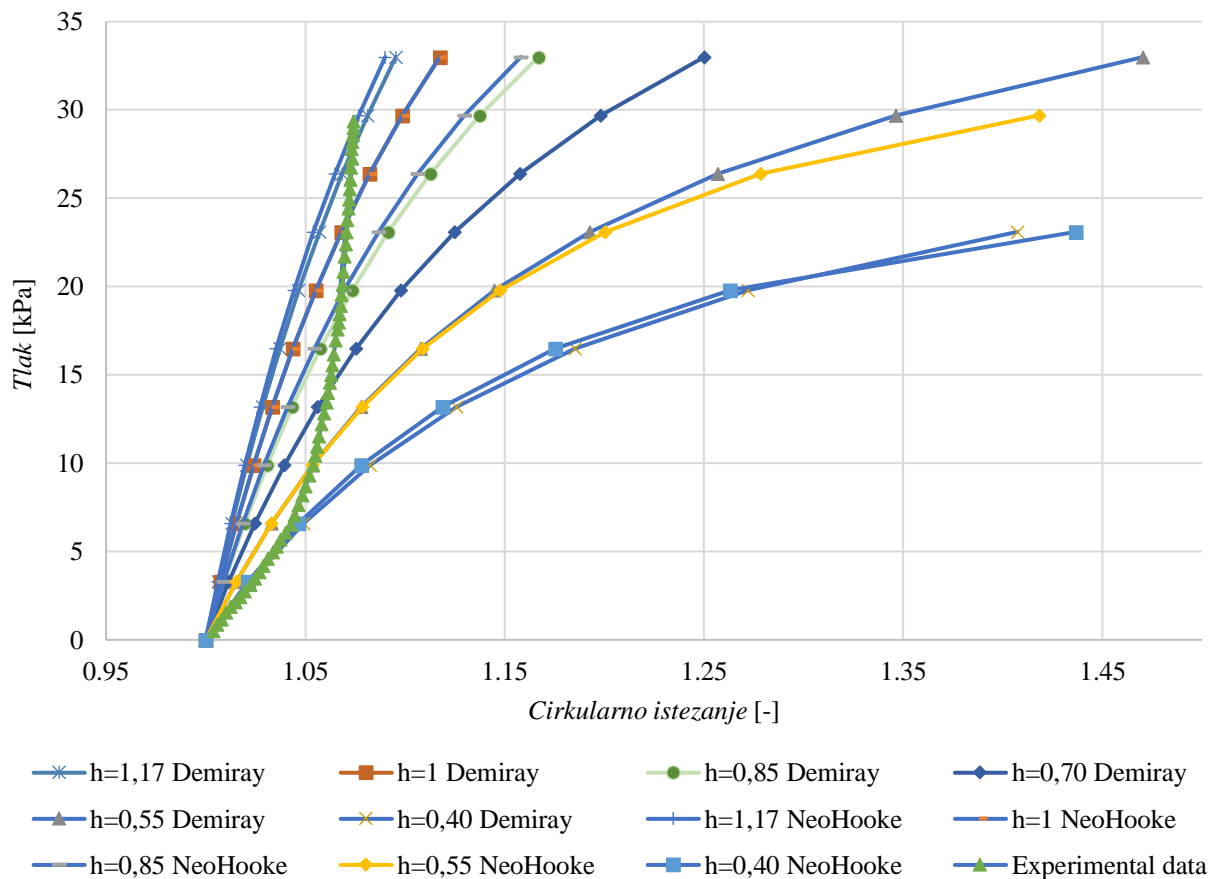
Tijekom prikazivanja numeričkih i eksperimentalnih podataka, postavljena je referentna krivulja eksperimentalnih rezultata arterijske stijenke (Sommer, et al., 2009.) koja je označena kao "donor VIII".

Potrebno je napomenuti kako je za izradu numeričkih analiza korišten programski paket *Abaqus*® (Dassault Systèmes®, Francuska). Za potrebe numeričkih modela korišteni su ponajviše kvadratični tetraedarski hibridni konačni elementi (C3D10H) te kvadratični heksaedarski hibridni konačni elementi (C3D20H). Osim ovih elemenata pri jednoj analizi korišteni su kvadratični gredni hibridni elementi (B32H). Kod analiziranih modela, 100 000 elementa bila je prosječna količina konačnih elementa.

## 4.1. Numerički rezultati

Opisivanje mehaničkog ponašanja arterijskih stijenki izrazito je komplicirano. Polimerni materijali koji imaju približno jednaku krutost imaju ponašanje koje je suprotno (suprotan nagib krivulje naprezanja i deformacije) od ponašanja arterijskih stijenki (Slika 21).

Kako bi prikazali problem koji nastaje korištenjem polimernih materijala numerički je analizirana jednostavna stijenka cilindra. Pri analizi modelirane su različite debljine stijenke s dva različita materijalna modela, *Demiray* i *Neo Hooke* materijalni model. Kao što pokazuje Slika 21 kod polimernih materijala, pri većim opterećenjima, i pri malom porastu opterećenja dolazi do pojave tečenja materijala. Takvo mehanički odgovor je suprotan ponašanju arterijskih stijenki kod kojih je vidljiv efekt ukrućenja.



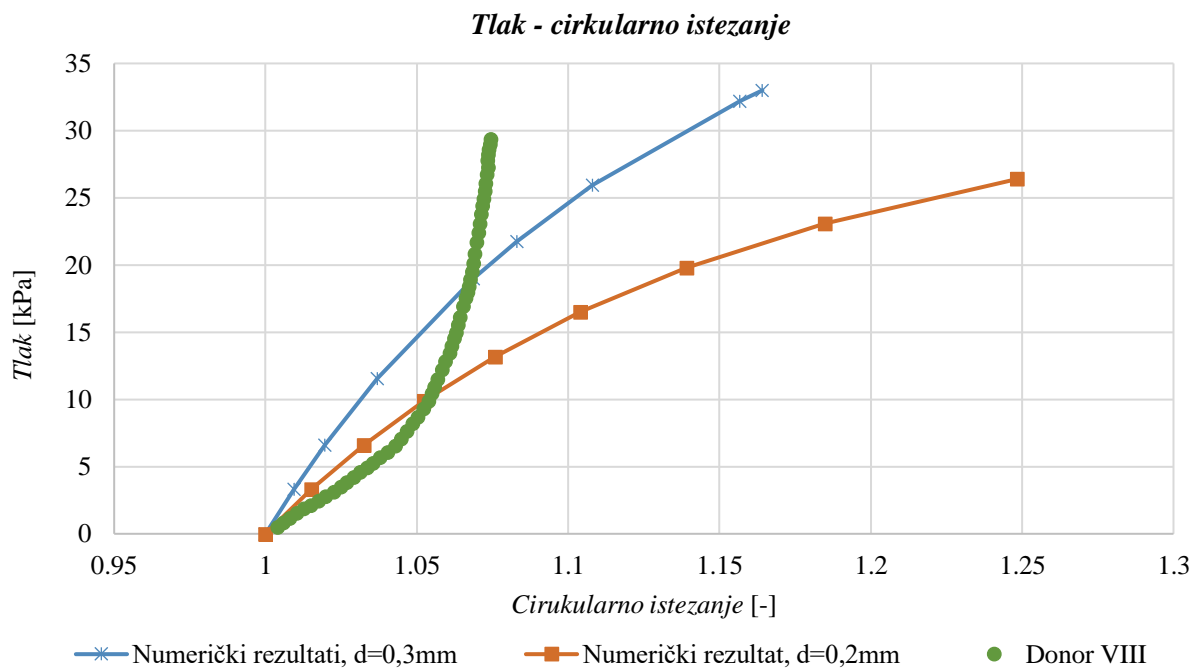
Slika 21 Usporedba debljine stijenke i numeričkog materijalnog modela

Sa Slika 21 vidljivo je kako je jako mala razlika između materijalnih modela. Kako je *Demiray* materijalni model numerički kompliciraniji i numerički sporiji od *Neo Hooke* materijalnog modela, u daljnjem istraživanju korišten je samo *Neo Hooke* materijalni model.

### 4.1.1. Prvi koncept

Prvi koncept nastao je kao ideja u početnih fazama istraživanja. Tijekom analiziranja modela s jednostrukom spiralom, primijećeno je kako analize traju jako dugo. Razlog tomu, prvenstveno je veličina analiziranog modela ali isto tako i korištenje nelinearnih analiza (hiperelastični modeli). Kako se nisu mogli koristiti rubni uvjeti simetrije, modeli su morali biti dovoljno veliki kako rubni uvjeti ne bi utjecali na ponašanje promatranog dijela modela.

Zbog navedenih razloga, modelirani su uzorci s dvostrukom simetričnom spiralom. Kod ovog modela moguće je koristiti uvjete simetrije te analizirati samo četvrtinu modela, ili čak i manje. Obradom rezultata numeričkih analiza (Slika 22), vrlo brzo je primijećeno kako je nemoguće opisati ponašanje arterijske stijenke koristeći ovakav model. Rezultati analize modela sa Slika 9 za dvije debljine vlakna prikazani su na Slika 22.



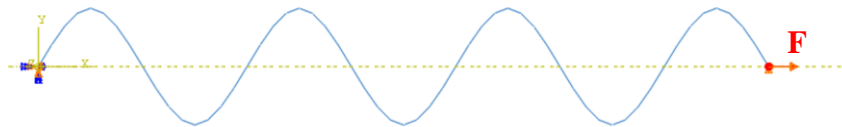
*Slika 22 Numerički rezultati za model sa Slika 9*

Ovakvo ponašanje kasnije će biti primijećeno na svim modelima gdje je vlakno kruto vezano za matricu ili se nalazi unutar matrice.

Budući da rezultati za prvi koncept nisu rezultirali očekivanim ponašanjem, ovakav model je odbačen te se puno detaljnije razvijao drugi koncept.

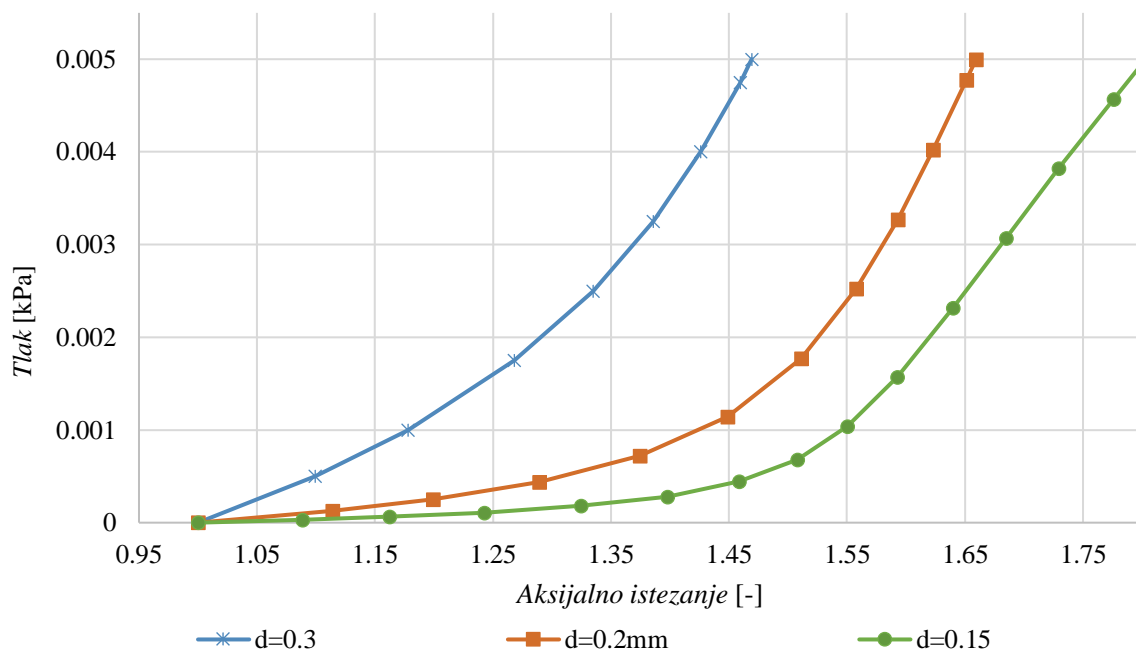
### 4.1.2. Drugi koncept

Razvoj modela koji je prikazan u prethodnom poglavlju rezultat je numeričkih analiza. Kako bi se zaista potvrdio efekt ukrućivanja, koji spirala posjeduje, provedene su analize u ravni samo s jednim vlaknom i to s trodimenzionalnim tetraedarskim konačnim elementima (C3D10H) ali i jednodimenzionalnim grednim konačnim elementima (B32H).



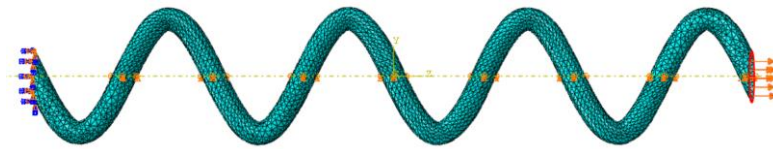
Slika 23 Dvodimenzionalni model vlakna i opterećenje

Rezultati numeričke analize, s grednim konačnim elementima, modela sa Slika 23 za različite promjere vlakna prikazane su na Slika 24.



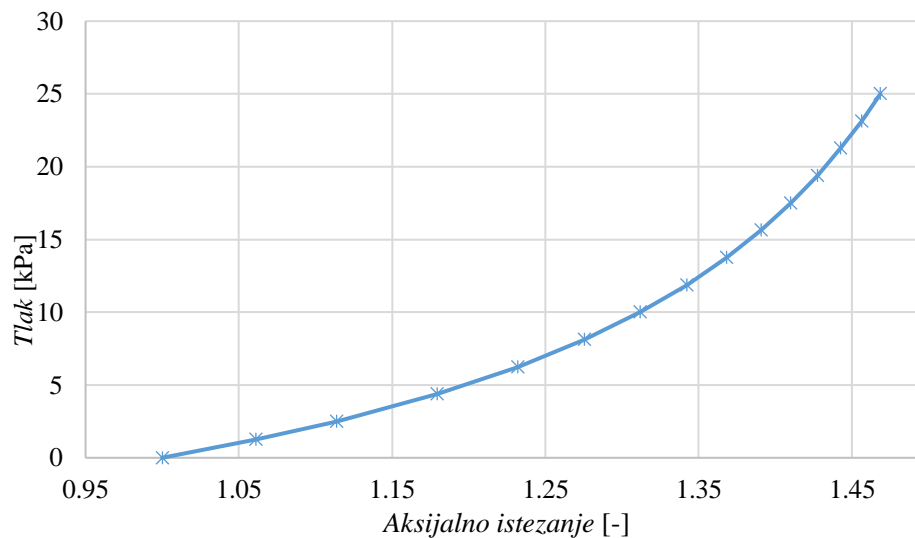
Slika 24 Rezultati analize dvodimenzionalnog modela vlakna

Nakon analize grednim konačnim elementima, analiziran je isti model (Slika 23) s trodimenzionalnim tetraedarskim konačnim elementima.



Slika 25 Trodimenzionalni model vlakna u ravni

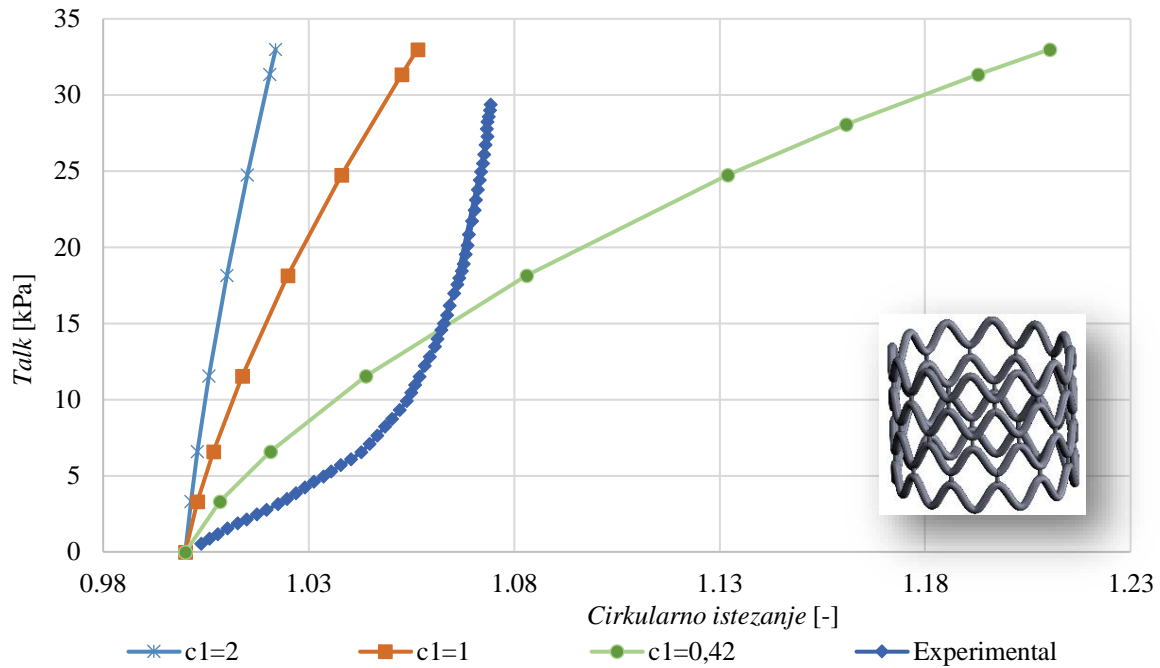
Rezultati analize modela sa Slika 25 prikazani su na Slika 26.



Slika 26 Rezultati analize trodimenzionalnog modela vlakna

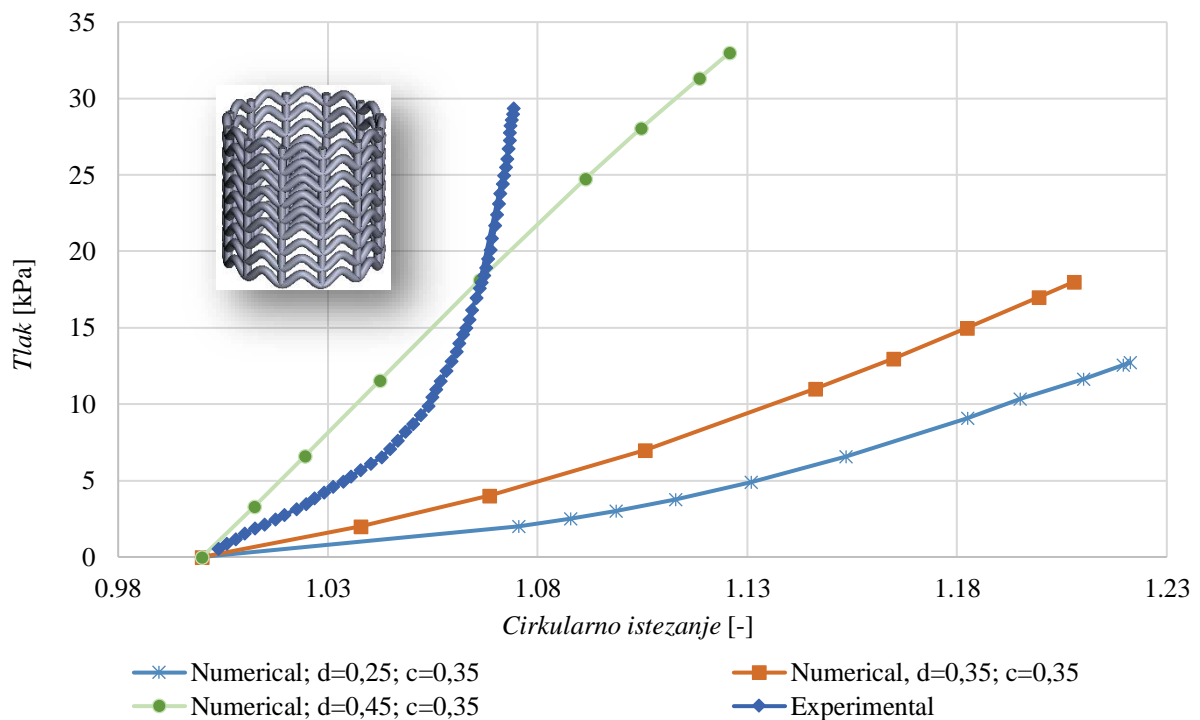
Budući da je ponašanje vlakna prema rezultatima sa u skladu s očekivanjima ali i kvalitativno odgovara ponašanju stijenki arterije (Slika 4), potrebno je ravninski model vlakna postaviti u trodimenzionalni zakrivljeni oblik (Slika 10).

Nakon analize vlakna u trodimenzionalnom, zakrivljenom obliku, vlakna su postavljena u dva oblika: simetrični (Slika 11a) i asimetrični raspored (Slika 11b). Prednosti simetričnog vlakna je jednostavnija numerička analiza jer se može uzeti samo mali dio modela te postaviti rubne uvjete simetrije. No kako vidimo sa Slika 27 ponašanje ovakvog modela nije prema predviđenim očekivanjima.



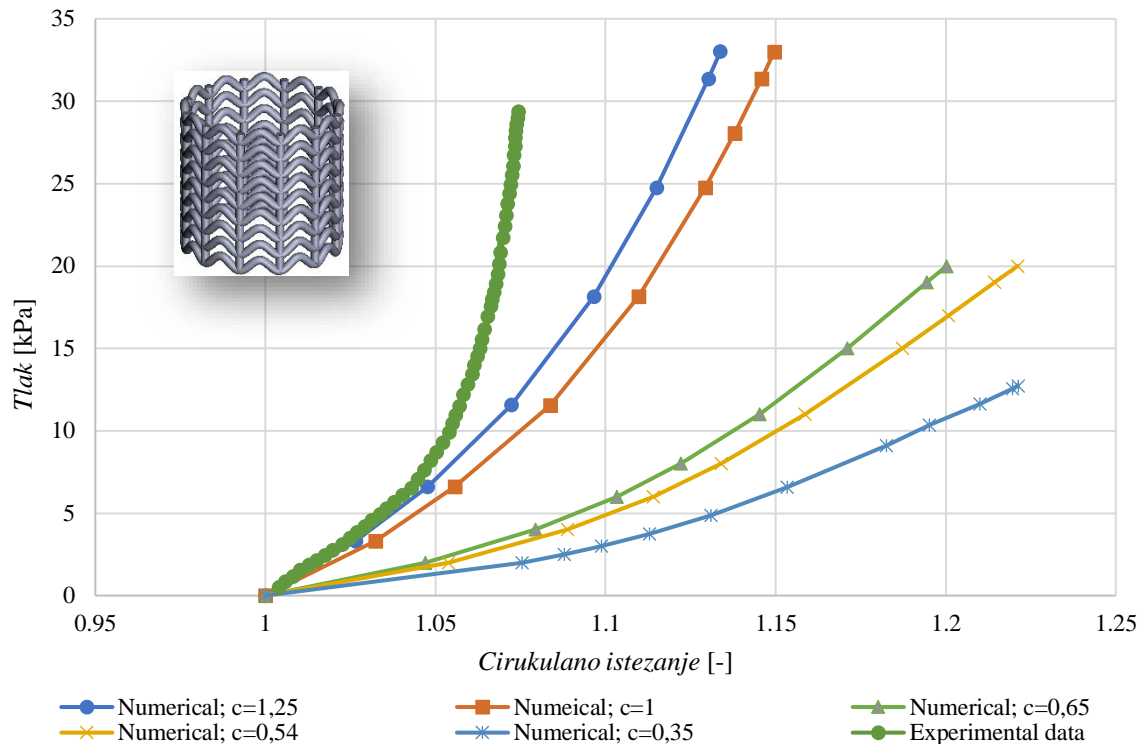
Slika 27 Numerički rezultati modela sa Slika 11a za različite vrijednosti parametra  $c$  (u MPa) Neo Hooke materijalnog modela

Budući da takav model ne daje zadovoljavajuće ponašanje, analiziran je asimetrični model (Slika 12). Prema Slika 28 vidimo kako je ponašanje modela sa Slika 11b ipak prihvatljivije te se s takvim modelom nastavila daljnja analiza. Isto tako vidimo da mala promjena promjera vlakna ima veliki utjecaj na ponašanje modela.



Slika 28 Utjecaj promjera vlakna

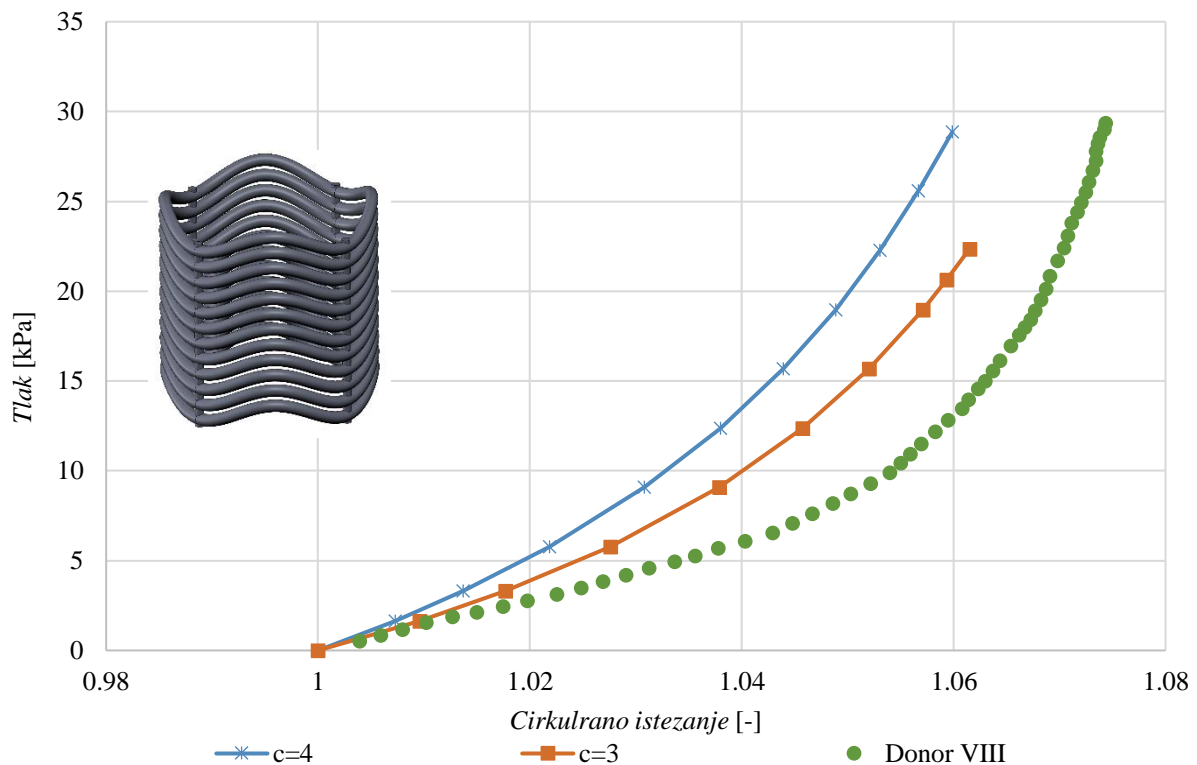
Naravno, i promjena debljine ali i promjena krutosti materijala imaju utjecaj na ponašanje modela. Sa Slika 29 vidljivo kako porast krutosti kod manjih debljina ima pozitivan utjecaj na ponašanje modela u usporedbi s eksperimentalnim podacima (Sommer, et al., 2009.).



Slika 29 Utjecaj porasta krutosti materijala na ponašanje modela

Prema rezultatima na Slika 28 i Slika 29 vidimo kako prikazani modeli teško da mogu opisati ponašanje živih tkiva, tj. efekt ukrućivanja. Za bolje opisivanje arterijske stijenke razvijen je model prema Slika 11c koji se sastoji od samo jednog vala sinusoide na svakoj četvrtini cilindra. Kao i za prethodni model, utjecaj debljine i krutosti je značajan. Na Slika 30 prikazan je utjecaj krutosti na ponašanje modela debljine vlakna 0,5mm.





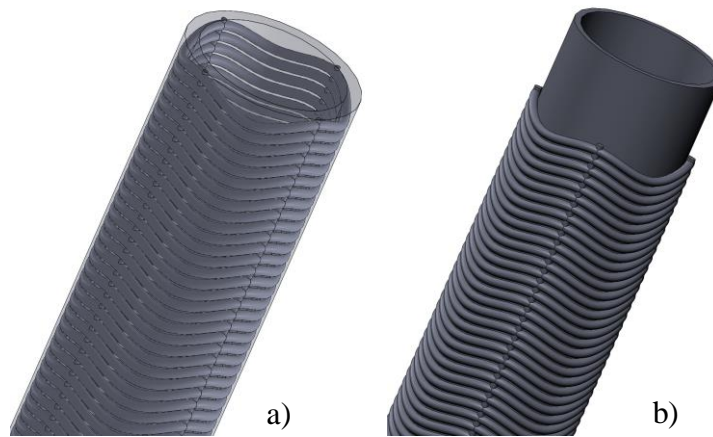
Slika 30 Numerički rezultati modela sa Slika 11c za različite vrijednosti parametra  $c$  (u MPa) Neo Hooke-ovog materijalnog modela

Budući da vlakno ne može samostalno prenositi fluid, analizirano je nekoliko načina postavljanja matrice u odnosu na vlakno (Slika 12a – c). Prema rezultatima modela koncepta jedan, postavljenje vlakna unutar matrice nije obećavalo zadovoljavajuće efekte ukrućenja. Različiti oblici vlakna postavljeni su unutar matrice no nisu davali zadovoljavajuće rezultate.

Prema rezultatima sa Slika 32 vidljivo je kako je ponašanje modela suprotno očekivanom ali isto tako je krutost analiziranih modela prevelika.

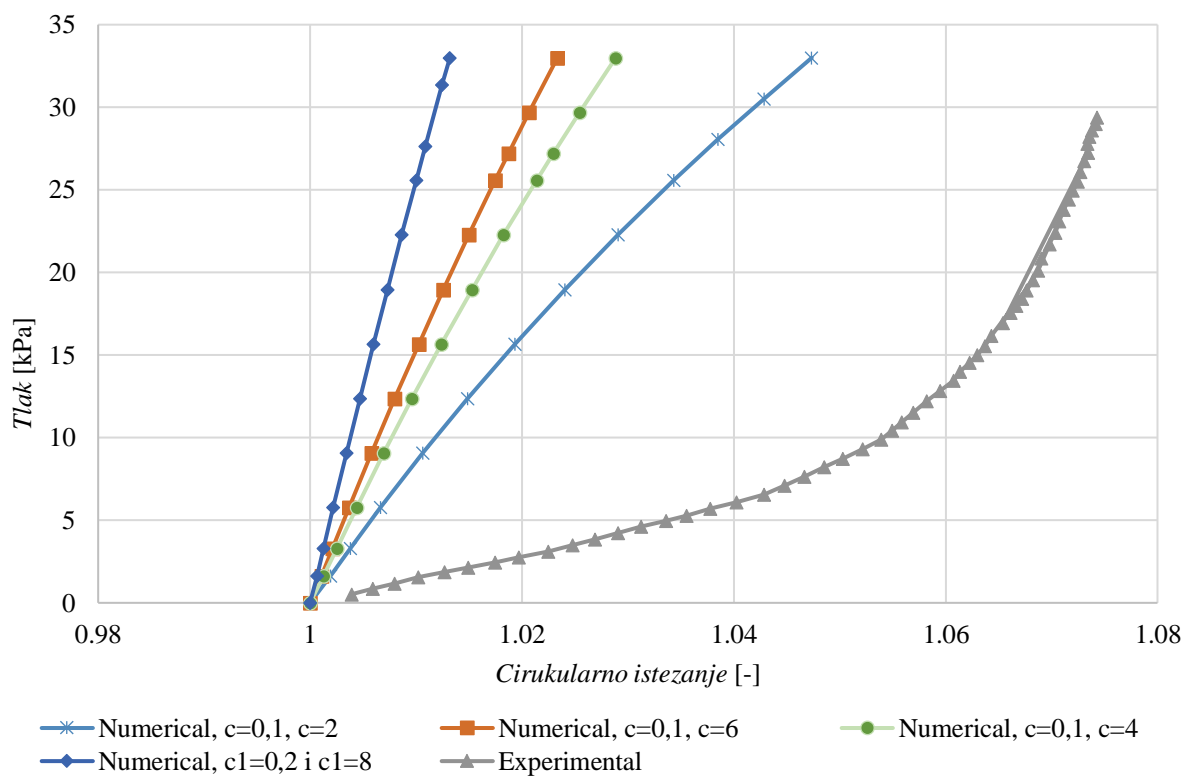
Nakon analiziranja do sada prikupljenih numeričkih rezultata nastavak istraživanja je nastavljen s vlaknom i to u tri kombinacije s matricom: vlakno unutar matrice (Slika 11), vlakno s vanjske strane matrice u kontaktu s matricom (Slika 31a) te vlakno s vanjske strane matrice koje je čvrsto vezano za matricu (Slika 31b). Vezanje vlakana za matricu kod numeričkih analiza ostvareno je pomoću *tie connection* u programskom paketu *Abaqus*, dok je kod eksperimentalnih epruveta kruta veza ostvarena tako što su modeli ispisivani zajedno s jako malim preklapom. Razlika ova dva modela je što se kod druge varijante (modela gdje vlakno nije vezano za matricu), vlakna mogu slobodno gibati po površini matrice, dok kod prve varijante (matrica i vlakno povezani) to nije moguće. Ovime se nastojalo ispitati utjecaj veze

vlakna i matrice na sveukupno ponašanje. Ono što se može vidjeti iz numeričkih rezultata kod vezanog vlakna za matricu, ali isto tako i kod vlakna unutar matrice, je gužvanje matrice. Iako je krutost matrice jako mala, čak negdje i do desetak puta manja od krutosti vlakana, matrica pruža znatan otpor prilikom "ispravljanja vlakana".



Slika 31 Konačni analizirani modeli, a) vlakno unutar matrice, b) vlakno izvan matrice

Na Sliku 32 prikazani su rezultati jednog od modela vlakna unutar matrice za različite krutosti vlakna.

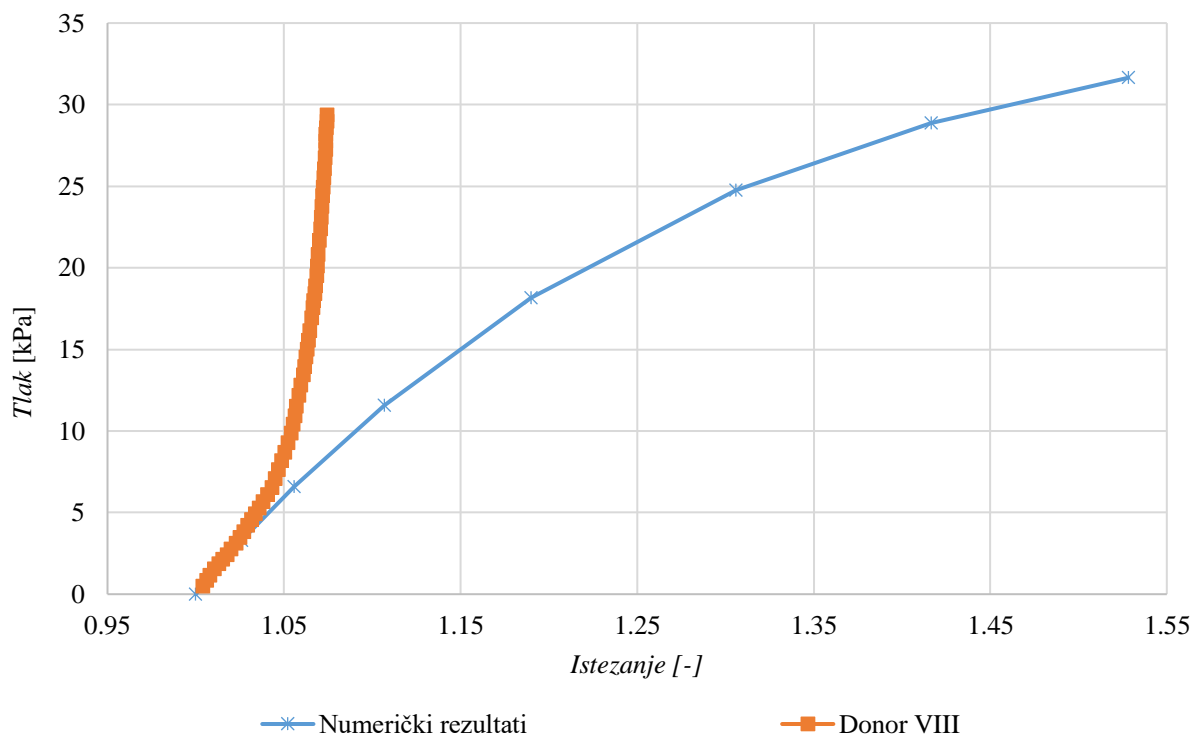


Slika 32 Numerički rezultati za model sa slike Slika 31a (c je u MPa)

Glavni uzrok prevelike krutosti analiziranih modela je debljina matrice. Kako su dimenzije modela rađene po uzoru na dimenzije arterijskih stijenki, debljina stijenke iznosila je 1,17 mm. Kada je analizirana samo matrica, koristeći najmekši mogući materijal (konstanta *Neo Hooke* materijalnog modela od 0,1 MPa) za spomenutu debljinu, ponašanje modela nije kvantitativno ispod mehaničkog odgovora arterija. Ako još pri tom dodamo i vlakno koje je znatno kruće od matrice, model postaje prekrut.

Zbog navedenih razloga, debljina stijenke modela je smanjena. Slika 21 prikazuje rezultate za različite debljine matrice. Očito je da koristeći debljinu matrice iznad 0,4 mm nije moguće opisati ponašanje manje ili jednake krutosti kao kod karotidne arterije.

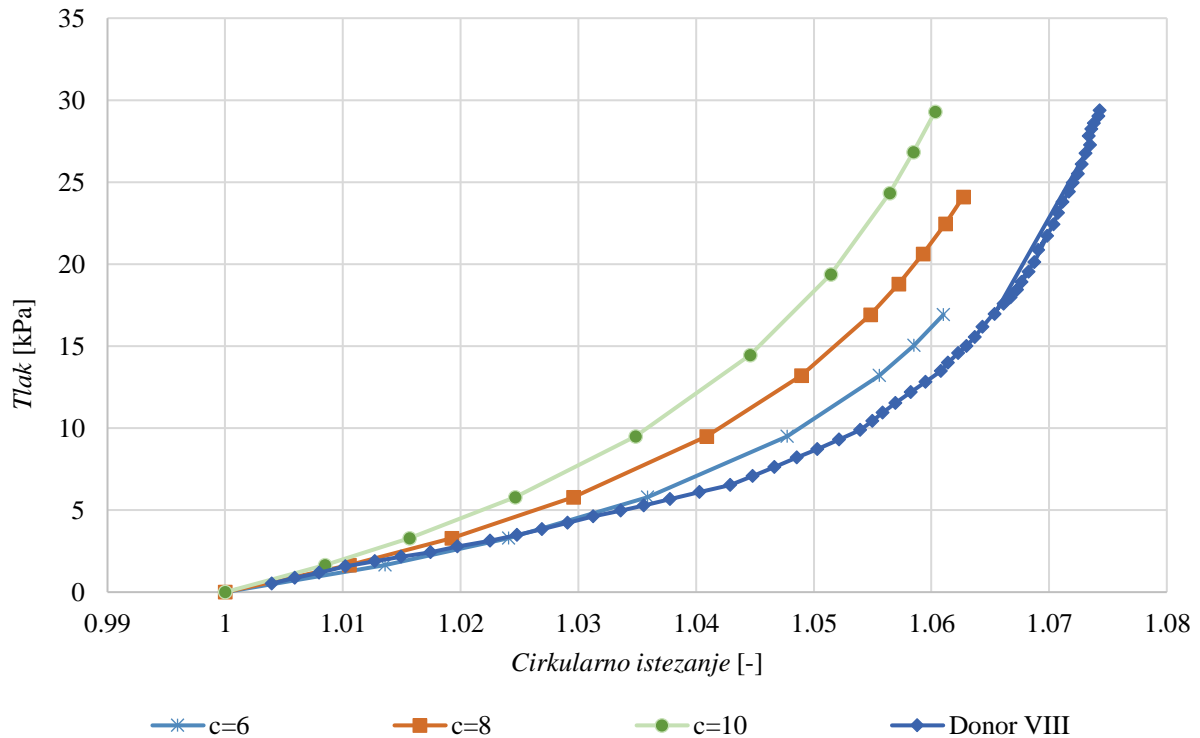
Prema prikazanim numeričkim rezultatima, ponašanje modela gdje se vlakno nalazi unutar matrice, ponašanje takvog modela može se usporediti s ponašanjem običnog cilindra (Slika 21). Iako se radi o heterogenom modelu, ponašanje modela kvalitativno slično ponašanju homogenog materijala. Ista stvar – homogenizacija modela događa se kada se vlakana nalaze s vanjske strane matrice a vezana su za matricu (Slika 33).



Slika 33 Numerički rezultati modela gdje je vlakno povezano s matricom s vanjske strane

S druge strane, kada vlakno nije vezano za matricu, tj. može se slobodno gibati po površini matrice, rezultati su gotovo jednaki rezultatima analize samog vlakna. Ovakvo ponašanje pri

numeričkoj analizi ostvareno je koristeći značajku kontakt dok je za eksperimentalne svrhe, ovakav model ostvaren ispisivanjem matrice i vlakna odvojeno. Rezultati numeričke analize prikazani su za različite krutosti vlakna. Promjer vlakna kod ovog modela je 0,35 mm dok je debljina matrice 0,2 mm.



Slika 34 Numerički rezultati za model gdje su vlakna s vanjske strane nepovezana s matricom ( $c$  u MPa)

## 4.2. Eksperimentalni rezultati

Na osnovi numeričkih rezultata, definirane su i ispisane različite geometrije, opisane u prethodnom poglavlju. Tijekom testiranja ispisanih uzoraka dolazilo je do određenih poteškoća koje su izazvane ponajviše tehnologijom ispisivanja ali i samim materijalom. Pojedini problemi navedeni su i opisani prilikom iznošenja eksperimentalnih rezultata.

Tijekom iznošenja eksperimentalnih rezultata, dana je i usporedba s numeričkim rezultatima.

Kod tri kombinacije odnosa vlakna i matrice, osim same matrice, vlakno je ispisivano s tri vrste materijala, dok je matrica uvijek bila najmekši *TangoBlackPlus* materijal. Osim toga, svaka kombinacija materijala i odnosa vlakna i matrice ispisivana je po tri puta kako bi se mogla analizirati ponovljivost rezultata.

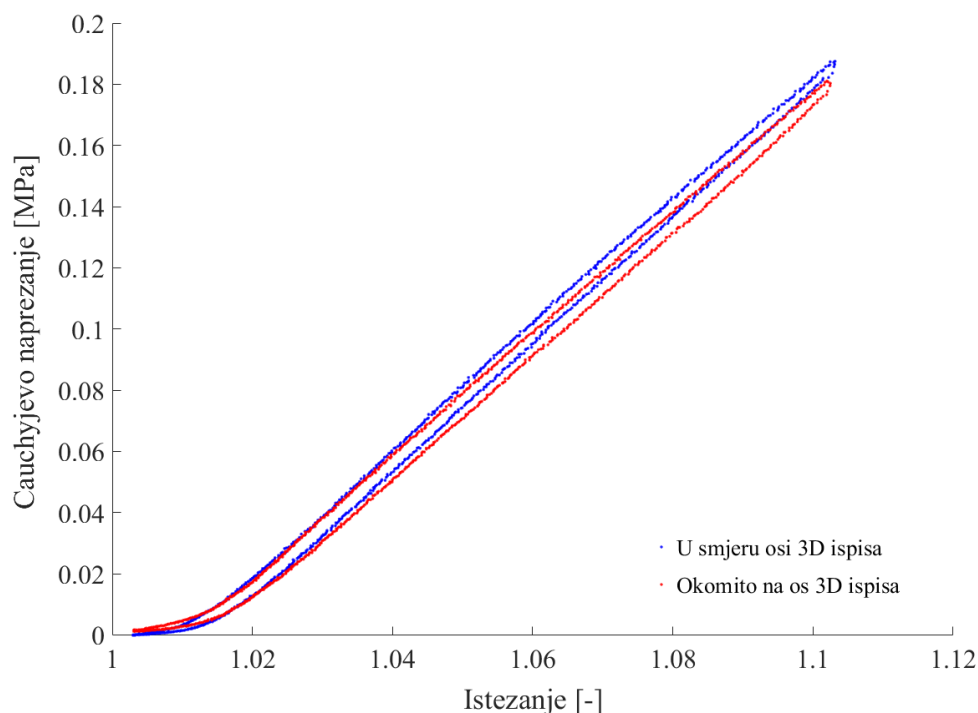
Prilikom prikazivanja eksperimentalnih podataka, uzete su prosječne vrijednosti od svih testova koji su urađeni na pojedinoj kombinaciji modela i materijala.

#### 4.2.1. Dvoosni testovi

Općenito, iz rezultata dvoosnih testova mogu se doznati bitna svojstva ispitivanog materijala. Ciljevi u ovom slučaju bili su identifikacija utjecaja smjera ispisa i određivanje konstanti materijalnih modela.

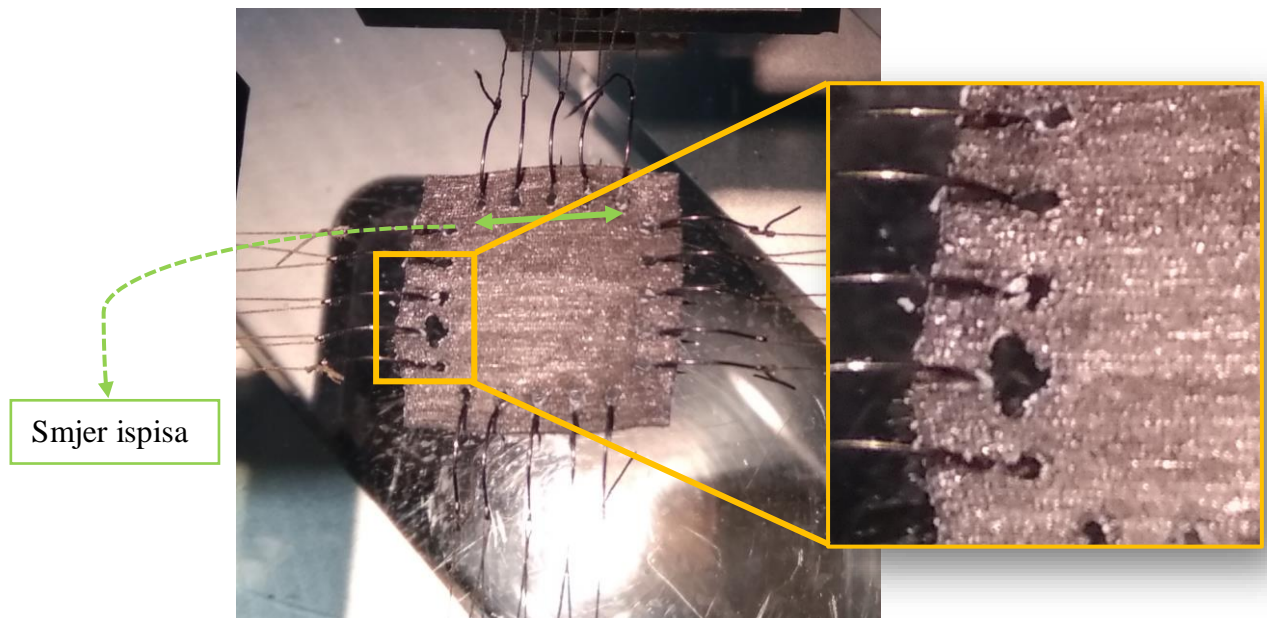
Kako je istaknuto u prethodnom poglavlju, zbog ograničenja testnih hvataljki, maksimalna ostvariva sila je 20N. Zbog toga, maksimalno istezanje je različito kod uzoraka različitih krutosti. Također, najtvrdi materijal, Grey60, bilo je moguće testirati samo do 0,5% istezanja u oba smjera. Tako mali iznos istezanja nije dovoljan za definiranje materijalnih svojstava niti za uočavanje možebitne anizotropnosti.

Slika 35 prikazuje rezultate za najmekši materijal – *TangoBlackPlus*. Taj materijal korišten je kao materijal matrice kod svih uzoraka za test tlak – istezanje. Maksimalno istezanje ovog materijala je nešto više od 10% prije puknuća.



Slika 35 Ovisnost Cauchyjeva naprezanja o istezanju kod dvoosnog testa *TangoBlackPlus* materijala, za omjer 1:1

Potrebno je napomenuti kako do puknuća uzorka dolazi uvijek kod prihvatnih rupa i to u smjeru ispisa. Zbog velike koncentracije naprežanja vrlo često dolazi do prolaska prihvatnih kukica kroz uzorak, također u smjeru ispisa. Slika 36 prikazuje lokaciju pukotine testiranog materijala u odnosu na smjer ispisa.

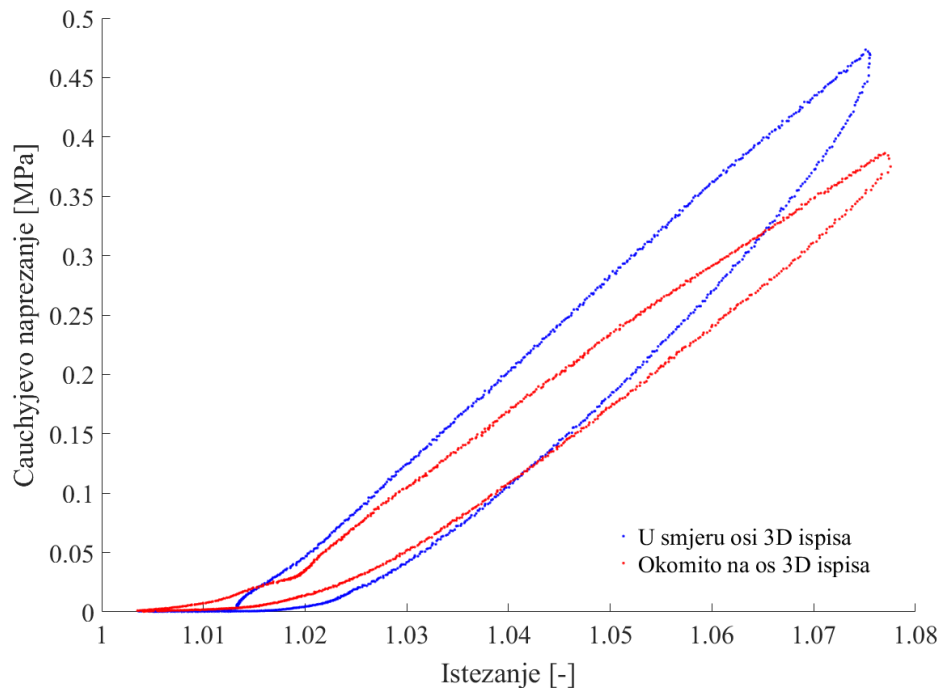


Slika 36 Primjer pucanja dvoosnog ispitnog uzorka

Zbog jako male razlike ponašanja u smjeru osi 3D ispisa i okomito na smjer ispisa najmekši materijal možemo smatrati izotropnim.

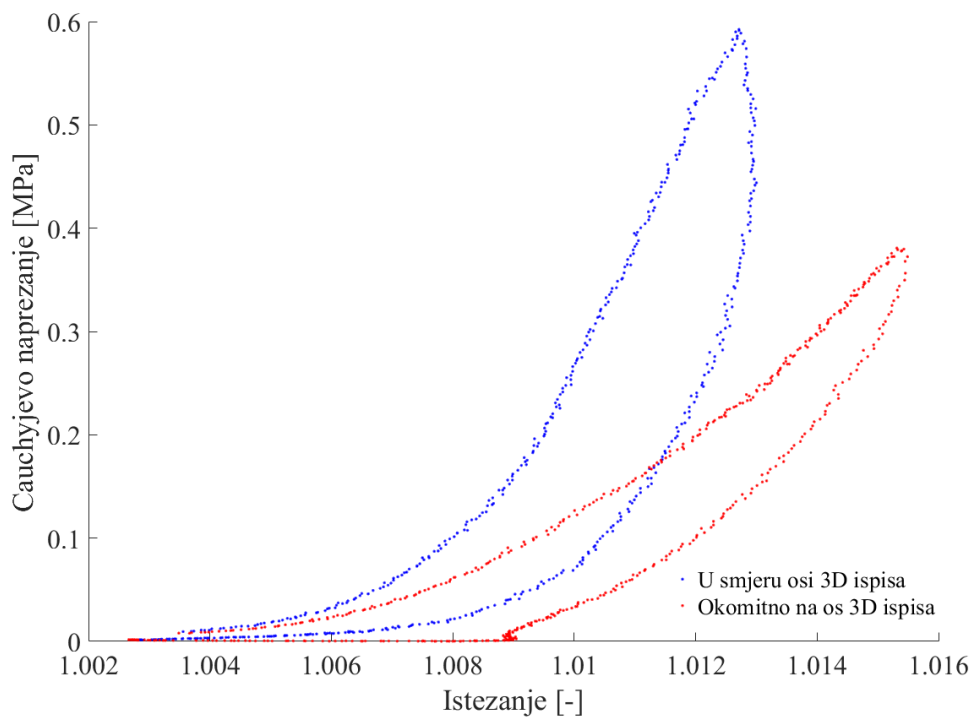
Sljedeći materijal, Shore60, korišten je kao najmekši materijal vlakna. Njegova krutost je oko 3 puta veća od krutosti materijala matrice – *TangoBlackPlus*. Rezultati dvoosnog testa za spomenuti materijal prikazan je na Slika 37.

Maksimalno istezanje prije pucanja za Shore60 materijal iznosilo je 7,5%. Osim toga, kod ovog materijala, nije zanemariva razlika istezanja između dva smjera, te ovako ispisani uzorak ne možemo smatrati izotropnim.



Slika 37 Ovisnost Cauchyjeva naprezanja o istezanju kod dvoosnog testa za Shore60 materijala za omjer 1:1

Materijal srednje krutosti vlakna, Shore95, testiran je samo do 2% istezanja. Ovaj materijal ima oko 8 puta veću krutost od osnovnog, najmekšeg materijala – *TangoBlackPlusa*. Slika 38 prikazuje rezultate dvoosnog testa za spomenuti materijal.



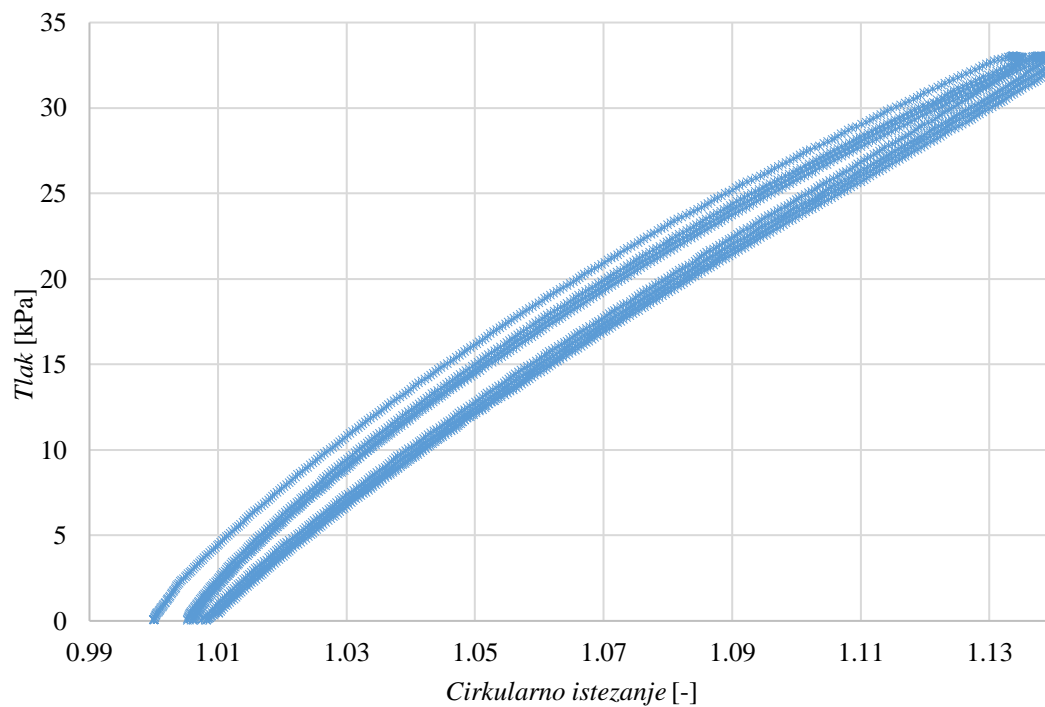
Slika 38 Ovisnost Cauchyjeva naprezanja o istezanju kod dvoosnog testa Shore95 materijala za omjer 1:1

Još veća razlika među rezultatima pojedinih osi vidljiva je na ovom krućem materijalu. Osim toga, može se uočiti veće istežanje u smjeru okomitom na smjer ispisa.

Usporedbom rezultata za pojedini materijal, jasno je kako anizotropnost materijala raste s porastom krutosti, tj. veze među slojevima pri ispisu slabe kako raste krutost materijala.

#### 4.2.2. Tlak – razvlačenje testovi

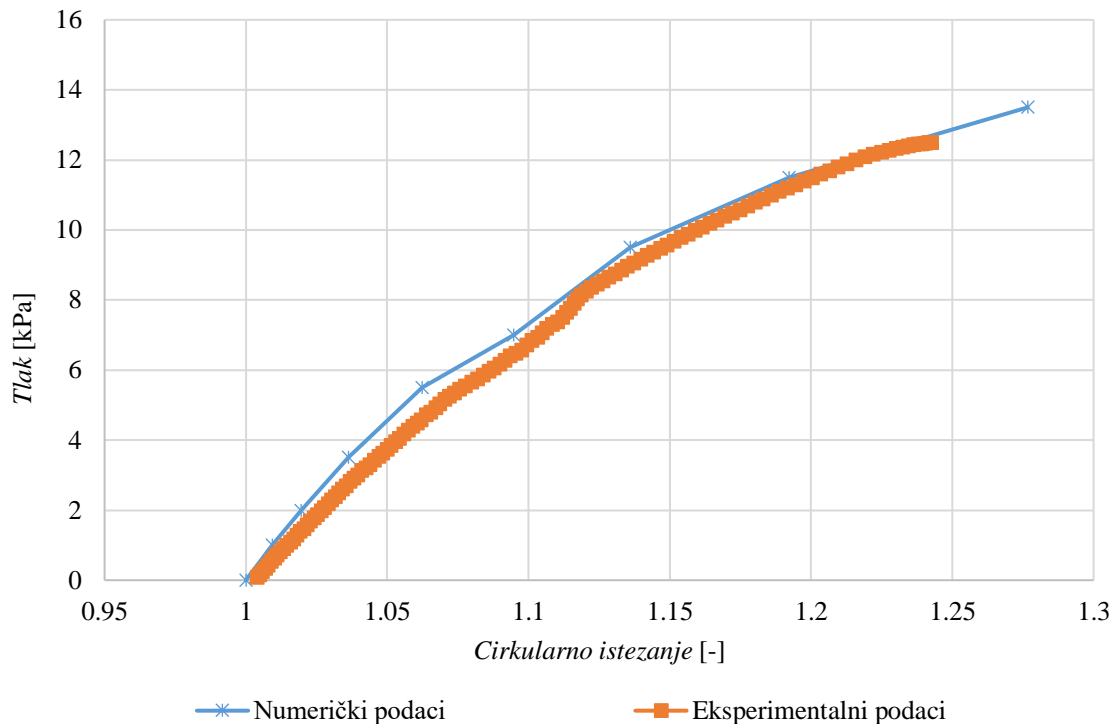
Svi uzorci ciklički opterećeni do 33 kPa. Primijećeno je kako nakon četiri ciklusa opterećenja dolazi do stabilizacije ponašanja kod testiranih uzoraka.



Slika 39 Primjer cikličkog opterećenja testnih uzoraka

Na početku prikazivanja eksperimentalnih istraživanja, dani su rezultati za najjednostavniji model – samo matrica (Slika 16). Budući da je ovaj model jednostavni cilindar, u ovom slučaju debljine stijenke 0,5 mm izvrstan je kao etalon za numeričku validaciju rezultata. Na slici Slika 40 prikazani su rezultati za model same matrice.





Slika 40 Usporedba numeričkih i eksperimentalnih rezultata modela matrice

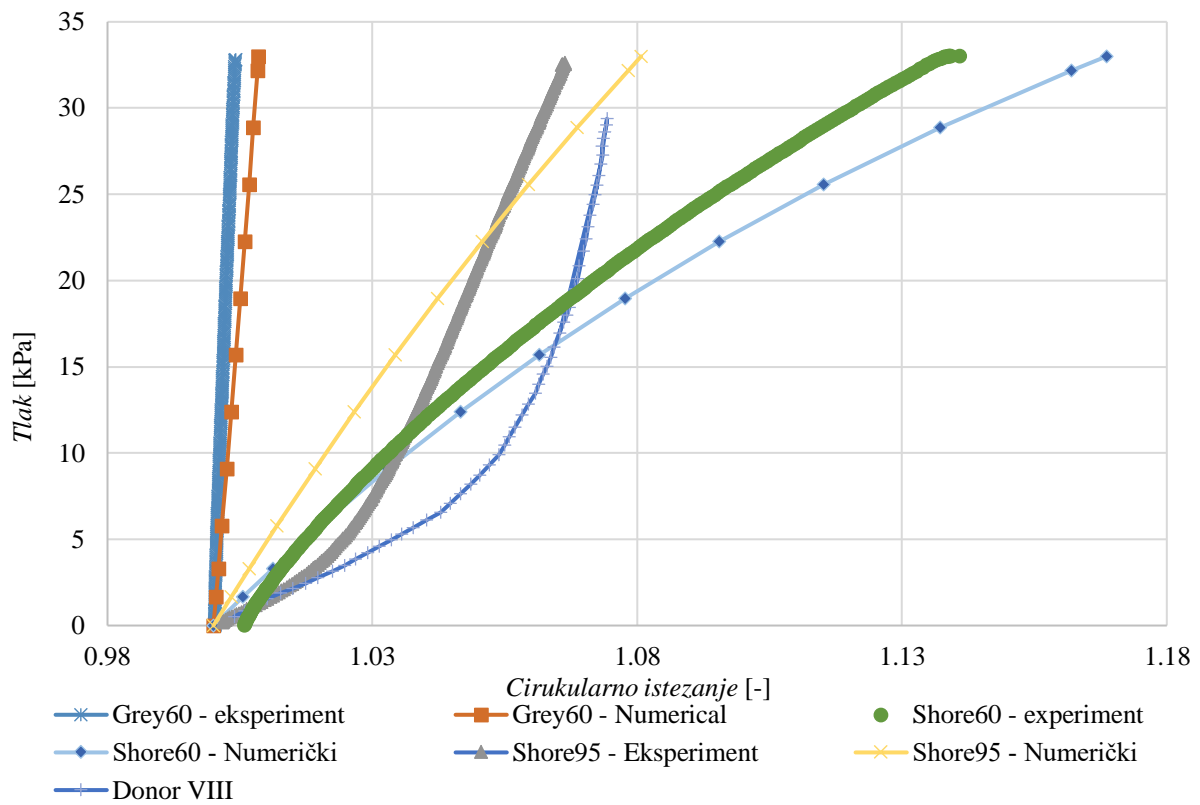
Iako su numerički rezultati pokazali kako bi debljina matrice ispod 0,4 mm davala bolje rezultate za arterijsku stijenu, ispisana je debljina od 0,5mm. Zbog nestabilnosti samog modela tijekom ispisivanja i jako male krutosti, takav model bi bilo jako teško ispisivati. Sa Slika 40 vidljivo je kako su stvarni, eksperimentalni uvjeti jako dobro opisani numeričkim analizama.

Eksperimentalna analiza postavljena je do 12,5 kPa, jer po uzoru na numeričke rezultate, dolazi do intenzivnog porasta deformacija i pri manjim povećanjima opterećenja.

Nakon analiziranja matrice, eksperimenti su provedeni na modelima gdje je vlakno unutar matrice. Kako je navedeno u uvodu, korištena su tri materijala za vlakno. Na Slika 41 prikazani su rezultati eksperimentalnih testova i njihova usporedba s numeričkim rezultatima.

Očito je da je tvrdi materijal (Grey60) prekrut, ali isto kako ima ponašanje suprotno traženom. S druge strane, mekani materijal (Shore60), osim što ima suprotno ponašanje isto tako krutost modela je prevelika i prevladava ponašanje matrice, sugerirajući nam da razlika u krutosti matrice i vlakana nije bila dovoljno velika da se vlakna uspiju izravnati, tj. oduprijeti utjecaju matrice.

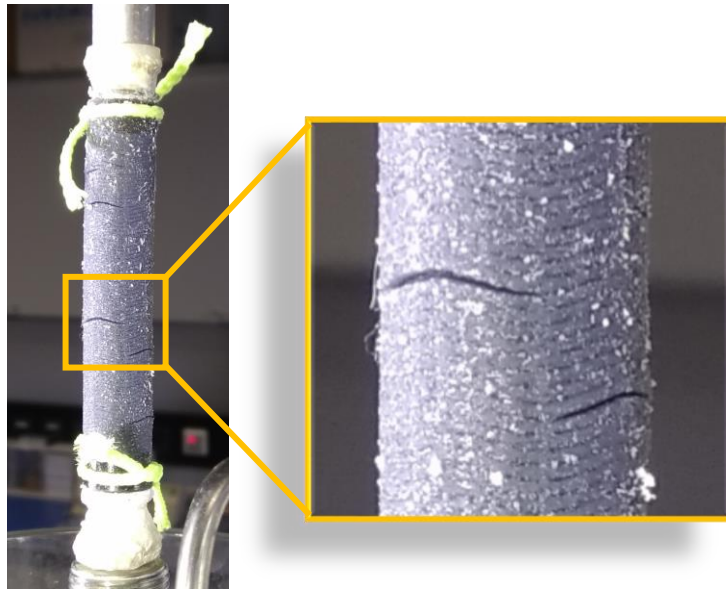
Najbolji rezultati opisani su materijalom srednje krutosti (Shore95). Iako je model krući nego je potrebno, efekt ukrućenja je postignut.



Slika 41 Eksperimentalni i numerički rezultati za model s vlaknima unutar matrice te različitim materijalima vlakna

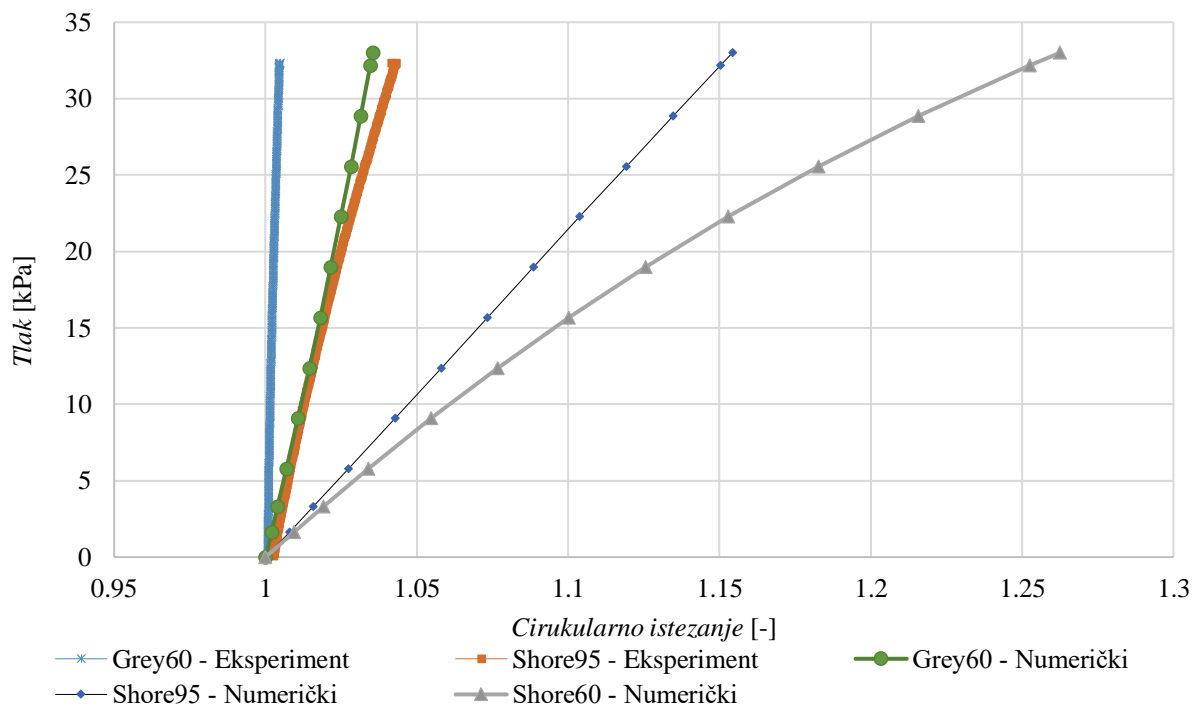
Prilikom testiranja uzoraka gdje je vlakno povezano s matricom s vanjske strane, došlo je do određenih problema. Iako su uzorci imali zadebljanje za bolji prihvat na uređaj, kod gotovo svih mekih modela, pukotine su se javljale na samom prihvatu. Osim toga, kod krutog materijala, prilikom čišćenja potpornog materijala, ali isto tako i prilikom testiranja dolazi do pucanja uzdužnih veza između vlakana (Slika 42).

Budući da nakon pucanja dolazi do neravnomjerne raspodjele opterećenja, uzorak se počinjao savijati te nije bilo uspješno testiranih uzoraka.



Slika 42 Pucanje uzdužnih veza između vlakana prilikom testiranja

Zbog navedenih problema, uzorci s mekanim materijalom vlakna (Shore60) nisu uspješno testirani. Na Slika 43 prikazani su rezultati materijala srednje krutosti vlakna (Shore95) i najkrućeg materijala (Grey60).



Slika 43 Eksperimentalni i numerički rezultati modela s vlaknima s vanjske strane povezanih s matricom

Na kraju testiran je i model u kojemu vlakna nisu vezana za matricu. Ovaj model, nastao navlačenjem vlakana na matricu, ima slične probleme kao i prethodni model. No kod ovog modela problemi su još izraženiji.

Pri čišćenju potpornog materijala, vrlo lako dolazi do pucanja spomenutih uzdužnih veza među vlaknima osobito kod krutog materijala, koji je i jako krhak (Slika 44).



*Slika 44 Prikaz pucanja uzdužnih veza među vlaknima pri navlačenju i čišćenju*

Rezultati eksperimentalnih testova, modela s odvojenim vlaknom od matrice, u usporedbi s numeričkim analizama ne daju ponovljivo ponašanje jer oštećenja nastaju svaki put na drugom mjestu te ovaj koncept nije preporučljiv za daljnje istraživanje.

Na kraju, Tablica 2 u dani su podaci o količini uspješno testiranih uzoraka.

Tablica 2 Pregled testiranih uzoraka

<b>Test na tlak – istezanje</b>				
<i>Naziv modela</i>	<i>Materijali</i>		<i>Količina ispisanih uzoraka</i>	<i>Količina uspješno testiranih uzoraka</i>
	<i>Matica</i>	<i>Vlakno</i>		
Vlakno unutar matrice	<i>TangoBlackPlus</i>	<i>Shore60</i>	3	2
		<i>Shore95</i>	3	3
		<i>Grey60</i>	3	3
Vlakno povezano s vanjske strane matrice	<i>TangoBlackPlus</i>	<i>Shore60</i>	3	3
		<i>Shore95</i>	3	3
		<i>Grey60</i>	3	3
Vlakno navučeno s vanjske strane matrice	<i>TangoBlackPlus</i>	<i>Shore60</i>	3	2
		<i>Shore95</i>	3	2
		<i>Grey60</i>	3	0
Matrica	<i>TangoBlackPlus</i>	-	3	3
<b>Ravninski dvoosni test</b>				
<i>Naziv modela</i>	<i>Materijal</i>	<i>Količina ispisanih uzoraka</i>	<i>Količina uspješno testiranih uzoraka</i>	
Uzorci za dvoosni test	<i>TangoBlackPlus</i>	3	3	
	<i>Shore60</i>	3	3	
	<i>Shore95</i>	3	3	
	<i>Grey60</i>	3	0	

## 5. Rasprava

U sklopu ovog rada istražen je dvokomponentni model arterijske stijenke karotidne arterije s ciljem oponašanja mehaničkih svojstava stvarne arterijske stijenke. Numeričkim analizama proučeni su različiti koncepti na osnovi kojih su definirani i odabrani konačni modeli za eksperimentalno testiranje. Konačni modeli ispisani su koristeći trodimenzionalni *PolyJet* pislač. Rezultati numeričkih analiza uspoređeni su s eksperimentalnim testovima na tlak-istezanje. Ključni dio ovoga rada bila je validacija numeričkih analiza koristeći istovjetne eksperimentalne testove.

Prema iznesenim rezultatima vidljivo je kako ovakav pristup modeliranja stijenke ima velikog potencijala. Za početak, sudeći prema rezultatima na Slika 40, gdje je prikazana numerička i eksperimentalna usporedba ponašanja matrice, tj. jednostavnog cilindra, jasno je kako numerički podaci vrlo dobro prate ponašanje eksperimentalnog uzorka. Kada govorimo o krutosti ovog jednostavnog modela matrice, možemo reći kako je takav model i dalje prekrut u usporedbi sa stvarnim ponašanjem matrice arterija ((Weisbecker, et al., 2013.) i (Sommer, et al., 2009.)). Najveći razlog tomu leži u ograničenjima vezanima za tehnologiju trodimenzijskog ispisa. Budući da se ovdje radi o vrlo podatljivim materijalima, teško je izraditi modele s debljinama stijenke manjima od 0,5 mm. Na Slika 16b vidljivo je da je i kod debljine od 0,5 mm došlo do gubitka stabilnosti prilikom ispisa, te urušavanja modela. Numeričkim analizama pokazano je da modeli sa debljinom stjenke ispod 0,5 mm daju bolje rezultate. Kako su modeli ispisivani duži nego je zahtijevano testnim uređajem, takvi nedostaci su uklonjeni prije testiranja te nisu imali utjecaja na rezultate testa.

Na svim modelima potporni materijal ručno je uklanjan. Samim time nije bilo moguće u potpunosti ukloniti sve. Uklanjanjem materijala standardnim tehnikama kao što je ispiranje vodenim mlazom određenog pritiska nije bilo moguće jer je dolazilo do oštećenja modela. Kako potporni materijal ima krhku strukturu i loša mehanička svojstva, smatra se da njegov utjecaj na mehaničko ponašanje ispisanih modela nije značajan.

Sa Slika 41, model s vlaknima unutar matrice, vidljivo je kako je za materijal vlakna srednje krutosti efekt ukrućenja postignut, za razliku od numeričkih rezultata gdje nije vidljivo takvo ponašanje. Štoviše, prema numeričkim analizama modela gdje se vlakno nalazi unutar matrice, i to za sve oblike i vrste vlakna, dolazi do povećanja deformacije s povećanjem opterećenja. S druge strane, ponašanje modela s mekšim i tvrdim materijalom vlakna ne daje spomenuti efekt ukrućenja. Za kruti materijal vlakna možemo odmah vidjeti da je izrazito krut te njegov efekt ne dolazi do izražaja pri opterećenjima koja su promatrana. Što se tiče mekanog materijala vlakna, omjer krutosti vlakna i matrice je malo iznad 3. Pri tome matrica, koja je mekši materijal, i dalje ima velik otpor prema ispravljanju vlakana. U tom slučaju dolazi do homogenizacije modela te se ponaša kao homogeni cilindar s krutošću većom od krutosti same matrice. Numerički rezultati dobro opisuju eksperimentalne rezultate, no u oba slučaja su nešto nižih krutosti. Uočena razlika mogla bi se smanjiti ili u potpunosti ukloniti daljnjim poboljšanjima numeričkog modela, npr. korištenjem adaptivnosti mreže konačnih elemenata i materijalnih parametara određenih iz dvoosnih testova, koje u sklopu ovoga rada nije napravljeno zbog vremenskog ograničenja. Što se tiče ispisa ovakvih modela, gdje je vlakno u potpunosti unutar matrice, nisu uočeni veliki nedostaci i razlike naspram CAD modela. Potporni materijal se vrlo lako skida te ostaju modeli koji se jednostavno postavljaju na testni uređaj.

Sljedeća dva modela, iako geometrijski istih dimenzija, razlikuju se u odnosu matrice i vlakna. Kod prvog od njih, gdje su vlakna ispisivana skupa, tj. postoji čvrsta veza između vlakna i matrice, problem se javio pri postavljanju uzorka na testni uređaj. Iako ti modeli imaju zadebljanje matrice za bolji prihvat, gotovo sva puknuća uzorka dogodila su se na dijelu gdje dolazi do povezivanja matrice i vlakna (**Error! Reference source not found.**). Upravo zbog tog problema, eksperimentalni rezultati za najmekši materijal vlakna (Shore60) nisu prikazani, jer nije bilo uspješno testiranih uzoraka. Osim toga, prilikom čišćenja potpornog materijala i postavljanja na testni uređaj, te pri povećanju opterećenja dolazi do pucanja uzdužnih veza među vlaknima (Slika 42). Kao posljedica pucanja vlakana dolazi do savijanja uzorka. Iako je na početku testa sila kalibrirana, po završetku testa može se primijetiti kako senzor aksijalne

sile očitava negativne sile, tj. senzor je tlačno opterećen od strane uzorka. Upravo širenje vlakana, tj. pucanje uzdužnih veza uzrokuje takvo povećavanje sile. Što se tiče usporedbe numeričkih i eksperimentalnih rezultata ovog modela možemo primijetiti nešto veću razliku među rezultatima. Eksperimentalni rezultati su krući u odnosu na numeričke (Slika 43). Najveći razlog tomu su materijalna svojstva konstitutivnog modela koja su određena na osnovi jednoosnog testa i pretpostavke o izotropnosti modela. U manjem dijelu razlike između numerike i eksperimenta mogu se objasniti i ostatkom potpornog materijala između samih vlakana te između matrice i vlakana. Potporni materijal kod ove vrste aditivne tehnologije je želatinozna masa koja se kombinira s osnovnim materijalom.

Kod koncepta gdje su vlakna navučena preko matrice, numerički rezultati predviđali su najbolje rezultate. Nažalost, sama krhkost odvojenih vlakana i matrice stvarala je previše problema pri postupku navlačenja i postavljanju na testni uređaj. Sama vlakna su cilindričnog presjeka promjera 0,5 mm te ih je lako oštetiti prilikom odvajanja potpornog materijala (eng. *support*). Zbog velike krhkosti materijala, male debljine matrice i vlakana, ovaj model nije bilo jednostavno eksperimentalno testirati. Kako pri procesu čišćenja potpornog materijala, tako i pri navlačenju dolazilo je do pucanja spomenutih uzdužnih veza među vlaknima (Slika 44). Kako je pretpostavljeno pri numeričkim analizama, da se vlakna mogu slobodno gibati po vanjskoj površini matrice, to kod eksperimentalnih uzoraka nije ostvareno. Što pod utjecajem ljepljivosti matrice što zbog popucalih veza među vlaknima, ne dolazi do gibanja vlakana po matrici a pri opterećenju preostala spojena vlakna ne ispravljaju se kako je pretpostavljeno numeričkim modelom.

Iako je *PolyJet* tehnologija među najpreciznijim tehnologijama 3D ispisa, i dalje postoje mnoga ograničenja. Jedan od najizraženijih nedostataka je nemogućnost ispisa u određenom materijalnom rasponu. Velika je razlika između krutosti materijala iz fleksibilne i krute kategorije. Materijali pod trgovačkim nazivom *TangoBlackPlus*, *Shore60* i *Shore95* pripadaju grupi fleksibilnih materijala, dok materijal *Grey60* pripada grupi krutih materijala. Također, materijal *Shore95* je najkrući materijal iz fleksibilne grupe a konstanta elastičnosti *Neo Hooke* materijalnog modela mu iznosi 0,8 MPa. S druge strane, *Grey60* je najmekši materijal iz krute grupe materijala, a konstanta elastičnosti za *Neo Hooke* materijalni model iznosi 31 MPa. Numeričkim analizama pokazano je da je upravo područje između od velikog interesa za kvantitativni opis mehaničkog odgovora arterijske stijenke. Također, ispisivanje struktura od najpodatljivijeg materijala tanjih od 0,5 mm pokazalo se izazovnim i dolazilo je do gubitka stabilnosti.



Što se tiče dvoosnih testova, postojala su ograničenja vezana uz sam testni uređaj. Kako je korišteni uređaj izrađen za testiranje mekih organskih tkiva, sila koje noseće kukice mogu podnijeti je maksimalno 20 N. Kruće materijale stoga nije bilo moguće testirati do puknuća. Čak štoviše, najkrući materijal testiran je do samo 0,5% istezanja. Tako maleno istezanje nedovoljno je za utvrđivanje mehaničkih svojstava materijala.

Prema rezultatima mehanička svojstva nisu ista pri različitim orijentacijama opterećenja. Glavni uzrok toga je smjer ispisa. Također, anizotropnost materijala raste s povećanjem krutosti. Razlog tomu je sama tehnologija ispisa. Kod ispisa mekih materijala, tijekom polimerizacije sloja dolazi do bolje povezanosti novog sloja za prethodni, dok kod tvrdih materijala to nije slučaj. Slabija veza pojedinog sloja ima za posljedicu rast anizotropnosti.

Još jedna parametar koji utječe na nepoklapanje numeričkih i eksperimentalnih rezultata jesu materijale konstante elastičnosti. Tijekom numeričkih analiza korištene materijalne konstante nastale su na osnovi jednoosnih testova. Dvoosnim testovima dokazano je kako ne govorimo o anizotropnim materijalima. S tim u vezi, moguće je odstupanje materijalnih parametara koji su korišteni pri numeričkim analizama.

Ovim istraživanjem, osim što je pokazana potencijalna današnjih numeričkih modela i 3D ispisa, otvorena su mnoga pitanja za usavršavanje i daljnju razradu prikazanih modela. Poseban naglasak za poboljšanje odnosi se na tehnologiju 3D ispisa. Daljnjom obradom rezultata dvoosnim testova, utvrdit će se novi i točniji materijalni parametri korištenih materijala. Kako nije moguće mijenjati paletu ponuđenih materijala za bolji mehanički opis ponašanja arterija ostaje modifikacija geometrije i to istraživanjem novih geometrija, debljina i kombinacija s matricom. Naravno, otvoren je put i za druge, suvremene metode modifikacije, poput računalnih optimizacija temeljenih na konačnim elementima. Već danas neki od CAD sustava imaju takve mogućnosti geometrijske optimizacije, no i dalje nisu u potpunosti implementirane i spremne za ovako kompleksne modele.

## 6. Zaključak

Tehnologija trodimenzijskog ispisa omogućava izradu geometrija koje nije jednostavno, a ponekad ni moguće proizvesti drugim tehnologijama. Ovim radom istražena je mogućnost primjene višekomponentnog 3D ispisa u svrhu izrade replike karotidne arterije. Istraživanje obuhvaća numeričke analize različitih koncepata i njihovu usporedbu sa eksperimentalnim rezultatima. Pokazan je potencijal današnjih numeričkih modela i 3D ispisa, a isto tako su otvorena mnoga pitanja za usavršavanje i daljnju razradu.

Iako numeričke analize daju optimistično ponašanje, eksperimentalni testovi nisu bili laki za izvesti zbog poteškoća pri uklanjanju potpornog materijala i pucanja prilikom montaže uzoraka na testni uređaj. Najrobusnijim modelom pokazao se koncept sa vlaknima u potpunosti ugrađenima u matricu koji je davao ponovljive rezultate.

Na osnovi rezultata ravninskih dvoosnih testovi utvrđeno je da su ispisani materijali anizotropni, te da je anizotropnost izraženija za kruće materijale. Korištenje anizotropnih materijalnih modela u budućnosti poboljšat će točnost numeričkih analiza.

Kako nije moguće mijenjati paletu ponuđenih materijala, daljnja poboljšanja moguća su modifikacijom geometrije i to istraživanjem novih geometrija vlakana, debljina i kombinacija s matricom.

Budući da je ovo područje jako još neistraženo, ovaj rad daje korisna saznanja, ograničenja i mogućnosti poboljšanja proizvodnje arterijskih replika realnog mehaničkog ponašanja.

## 7. Zahvala

Na početku bih se zahvalio dr. sc. Mariji Smoljkić, mag.ing. Veliko hvala na utrošenom vremenu od samog početka istraživanja, pristupačnosti, na nesebičnim savjetima. Hvala na ukazanom povjerenju i pomoći od početka istraživanja pa do samog pisanja.

Velika zahvala Ass. Prof. Dipl. -Ing. Dr.techn. Gerhardu Sommeru s Instituta za biomehaniku, Tehničko sveučilište Graz, na povjerenju pri korištenju opreme za testiranje uzoraka. Hvala na korisnim savjetima, strpljenju i pomoći tijekom dva tjedna testiranja.

Hvala djelatnicima Katedre za preradu polimera i drva, na izradi testnih uzoraka.

Na osobit način hvala mentoru, prof. dr. sc. Igoru Karšaju, dipl. ing. što me privukao za ovo istraživanje. Hvala na pruženoj prilici za rad na eksperimentima u Grazu, na svim savjetima i prenesenom znanju. Hvala na pristupačnosti, strpljivosti i za vrijeme odsustva s Fakulteta.

Na kraju hvala svim mojim prijateljima i obitelji na razumijevanju tijekom izrade ovog rada.

Zoran Tomić

## 8. Literatura

- [1] Alfirević, I., 2003. . *Uvod u tenzore i mehaniku kontinuuma*. Zagreb: Golden marketing.
- [2] Coward, L. J., Feathersone, R. L. & Brown, M. M., 2004.. Percutaneous transluminal angioplasty and stenting for carotid artery stenosis. *Cochrane Database Syst rev*. 2004:(2).
- [3] Demiray, H., 1972.. A note on the elasticity of soft biological tissues. *Pergamon Press J. Biomechanics*.
- [4] Demiray, H., 1994.. A viscoelastic model for arterial wall materials. *International Journal of Engineering Science*.
- [5] Garcia, J., Yang, Z., Mongrain, R. & Leask, R. L. L. K., 2017.. 3D printing materials and their use iin medical education: a review of current technology and trends for the future. *BMJ Simulation and Technology Enhanced Learning*.
- [6] Hart, L. R. i dr., 2016.. 3D printing of Biocompatible Supramolecular Polymers and their Composites. *Applied Materials and Interfaces*.
- [7] 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*.
- [8] Horvat, N., 2015.. Diplomski rad.
- [9] Humphrey, J. D., 2002.. *Cardiovascular Solid Mechanics: Cells, Tissues and Organs*. 1st ed. New York: Springer.

- [10] Karšaj, I., 2019.. *Bilješke s predavanja*.
- [11] Krejza, J. e. a., 2005.. Carotid Artery Diameter in Men and Women and te Relation to Body and Neck Size. *Stroke*.
- [12] Krleža, H. l. z. M., 2019.. *Sistola*. [Mrežno]  
<http://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?ID=56262> [Pokušaj pristupa 29. ožujak 2019.].
- [13] Krleža, L. z. M. k., 2019.. *Enciklopedija*. [Mrežno]  
<http://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?ID=15122> [Pokušaj pristupa 29. ožujak 2019.].
- [14] Krleža, L. z. M. K., 2019.. *Hrvatska enciklopedija*. [Mrežno]  
<http://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?id=69979> [Pokušaj pristupa 25. ožujak 2019.].
- [15] Labrosse, M. R., 2019.. *Cardiovascular Mechanics*. Boca Raton: CRC Press.
- [16] Schulze-Bauer, C., Regitinig, P. & Holzapfle, G., 2002.. Mechanics of the human femoral adventitia including high-pressure response. *American J. Physiology - Heart Circulation Physiology*.
- [17] 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*.
- [18] Sommer, G., Regitinig, P., Koltinger, L. & Holzapfel, G., 2009.. Biaxial mechanical properties of intact and layer-dissected human carotid arteries at physiological and suprphysiological loadings. *American Journal of Physiology*.
- [19] Stratasys, 2019.. *Stratasys*. [Mrežno]  
[www.stratasys.com/3d-printers/objet-350-500-connex3](http://www.stratasys.com/3d-printers/objet-350-500-connex3) [Accessed 25. ožujak 2019.].
- [20] Torres, I. & De Luccia, N., 2017.. A simulator for training in endovascular aneurysm repair: The use of three dimensional printers. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*.
- [21] Wang, K. & Wu, C. Q. Z., 2016.. Dual - material 3D printed metamaterials with tunable mechanical properties for patient-specific tissue-mimicking phantoms. *Additive Manufacturing*.

[22] Weisbecker, H., Viertler, C., Pierce, D. & Holzapfel, G., 2013.. The role of elastin and collagen in the softening behavior of the human thoracic aortic media. *Journal of Biomechanics*.

[23] Wikipedia, 2019.. *Zajednička arterija glave*. [Mrežno]  
[hr.wikipedia.org/wiki/Zajednička\\_arterija\\_glave](http://hr.wikipedia.org/wiki/Zajednička_arterija_glave) [Pokušaj pristupa 29. ožujak 2019.].

[24] Wikipedia, 2019. *Common carotid artery*. [Mrežno]  
[https://en.wikipedia.org/wiki/Common\\_carotid\\_artery](https://en.wikipedia.org/wiki/Common_carotid_artery) [Pokušaj pristupa 1. travnja 2019..].

[25] Wikipedia, B., 2019.. *Blood*. [Mrežno]  
<https://en.wikipedia.org/wiki/Blood> [Pokušaj pristupa 29. ožujak 2019.].

[26] Zwick-Roell, 2019.. *Zwick Roell*. [Mrežno]  
<https://www.zwickroell.com/en/news/innovative-extension-inflation-torsion-testing-machine-for-graz-university-of-technology> [Pokušaj pristupa 9 travanj 2019.].

## 9. Sažetak

Brzo rastuća tehnologija trodimenzijskog ispisa neiscrpan je izvor ideja za nova i neistražena područja. Mehaničko oponašanje arterijske stijenke jedna je od njih. Arterije su nehomogene strukture i anizotropnog, nelinearnog mehaničkog ponašanja koje nije jednostavno postići umjetnim materijalima.

Cilj rada je istražiti mogućnosti izrade 3D ispisanog modela koji bi imao mehaničke karakteristike slične stvarnom mehaničkom ponašanju zajedničke arterije glave i vrata, poznatije kao karotidne arterije. Mehaničko ponašanje ljudske karotidne arterije poznato je iz znanstvene literature. Ovim radom obuhvaćena je numerička analiza razvijenih koncepata i eksperimentalno testiranje ispisanih dvokomponentnih 3D modela. Arterija je modelirana kao cilindrični model koji se sastoji od matrice i vlakana čime se oponašaju dva osnovna konstituenta arterijske stijenke: matrica, većinski izrađena od elastina, i kolagena vlakna. Podatljiva matrica i kruća vlakna izrađeni su od različitih materijala. Različiti oblici modela vlakana definirani su koristeći parametarske sinusne funkcije. Modifikacijom parametara, kao što su promjer vlakna i amplituda sinusne funkcije, u numeričkim simulacijama odabrani su koncepti za ispis na *PolyJet* 3D pisaču dostupnom na Zavodu za Tehnologiju. Istražena su tri različita koncepta: vlakna u potpunosti ugrađena u matricu, vlakna omotana oko matrice, te vlakna ispisana odvojeno od matrice i naknadno prevučena preko nje.

Ispisani uzorci eksperimentalno su testirani testovima tlak-istezanje na Tehničkom sveučilištu u Grazu. Potom su eksperimentalni rezultati uspoređeni s numeričkim rezultatima.

Numerički rezultati najbolje ponašanje predviđali su za koncept u kojemu su vlakna navučena preko matrice, no sama o izvedba ispisivanje i eksperimentalno testiranje pokazalo su se izazovnim. S druge strane, prema eksperimentalnim rezultatima, najveće iznenađenje je model s vlaknima unutar matrice koji je pokazao efekt ukrućenja vidljiv i kod arterija. Ovaj model moguće je u daljnjem radu poboljšati u vidu određivanja materijalnih svojstava iz dvoosnih testova, smanjenjem promjera vlakana i reevalucijom modeliranja tipa odnosa između matrice i vlakana.

Dvoosnim testovima pokazano je kako smjer 3D ispisa utječe na svojstva te materijali nisu izotropni. Osim toga, pokazano je kako je anizotropija izraženija kod krućih materijala. Daljnje istraživanje ići će u smjeru određivanja materijalnih modela koji uzimaju u obzir anizotropnost materijala, te će se time poboljšati i točnost numeričkih modela.

Iako određeni izazovi još ostaju, saznanja iz ovoga rada koristit će se kako bi se modeli dalje unaprijedili. Najviše mjesta za modificiranje ima kod samog ispisa uzoraka. Točnije određivanje svojstava materijala, te promijene dimenzija i orijentacija vlakana daju puno mjesta za modifikaciju i poboljšanje budućih modela. Ovim istraživanjem potvrdio se potencijal tehnologije 3D ispisa u svrhu izrade višekomponentnog modela karotidne arterije, a samim time i drugih bioloških tkiva.

**Ključne riječi:** arterijska stijenka, 3D ispis, numeričko modeliranje, dvoosno testiranje



## 10. Summary

Fast growing 3D printing technology has an unlimited supply of ideas for new and unexplored areas. Replicating mechanical behaviour of arterial tissue is one of them. Arteries are heterogeneous structures with anisotropic, nonlinear mechanical behaviour which are not easy to manufacture with artificial materials.

The aim of this research is to explore possibilities of 3D printing mechanically realistic replicas of the common carotid artery (CCA). Mechanical behaviour of CCA is reported in the scientific literature. In this work, developed concepts are numerically analysed. Following, the models were 3D printed using multimaterial technology and experimentally tested. The artery is modelled as a cylindrical model which consists of the matrix and fibres, mimicking two main constituents of the arterial wall: extracellular matrix mainly consisting of elastin and collagen fibres. Different materials were used to produce a softer matrix and stiffer fibres. Different fibre shapes are defined using sinus parametric function. While performing numerical analysis, different parameters were modified, e.g. fibre diameter and sinus function amplitude. The most promising concepts were chosen and printed using *PolyJet* 3D printer available at the Department of Technology. Three different concepts were investigated: fibres embedded in the matrix, fibres wrapped around the matrix, and fibres printed separately from the matrix and assembled afterwards by pulling the fibres over the matrix.

Printed samples are experimentally tested using an extension – inflation test setup at the Technical University of Graz. Afterwards, the obtained experimental results were compared with the numerical results.

Regarding numerical results, the best concept was one with the fibres printed separately from the matrix. However, the assembling of the model and the testing itself was very challenging. On the other hand, according to the experimental results, the biggest surprise was the model with the embedded fibres. In future, this model can be improved using material parameters estimated from the biaxial test, and by reconsidering the matrix – fibre contact type.

Biaxial tests confirmed that the 3D printing direction affects the mechanical properties and results in an anisotropic material. Additionally, it is shown that the anisotropy is more expressed for stiffer materials. Further research will focus on the determination of the material parameters for the models which take anisotropy into account. This will improve the accuracy of the numerical models with respect to the experiment.

Although several challenges remain, the knowledge gathered from this research is a valuable source of information for future model improvements. The biggest modifications can be achieved at the level of 3D printing. Modification of the material stiffness, dimensions and fibre orientation can lead to major improvements. This work confirmed the potential of the 3D printing multimaterial technology to produce the realistic common carotid arteries, and possibly other biological tissues as well.

**Key words:** arterial wall, 3D printing, numerical modelling, biaxial testing