

Određivanje mehaničkih svojstava polimernih materijala dobivenih 3D ispisom

Grabić, Ivan

Undergraduate thesis / Završni rad

2018

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:235:666357>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-02-25**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Ivan Grabić

Zagreb, 2018.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

**Određivanje mehaničkih svojstava polimernih materijala dobivenih 3D
ispisom**

Mentor:
Izv. prof. dr. sc. Igor Karšaj

Student:
Ivan Grabić

Zagreb, 2018.



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



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

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

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Ivan Grabić** Mat. br.:0035196505

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Određivanje mehaničkih svojstava polimernih materijala dobivenih 3D ispisom**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Determination of mechanical properties of 3D printed polymer materials**

Opis zadatka:

Trodimenzijski ispis sve više ima primjenu u medicini. Jedna od primjena je izrada modela krvnih žila na osnovu CT i MRI snimki. Kako bi se polimerni materijali mogli koristiti za simulaciju ponašanja krvnih žila potrebno je poznavati njihova mehanička svojstva. U okviru ovog završnog rada potrebno je napraviti sljedeće:

1. Ispisati epruvete za dostupnu paletu materijala.
2. Mehanička svojstva svake pojedine epruvete ispitati na jednoosnoj kidalici.
3. Provjeriti utjecaj načina ispisa epruvete na mehanička svojstva.
4. Iz krivulja ovisnosti sile i pomaka za svaki pojedini materijal potrebno je odrediti parametre materijala.

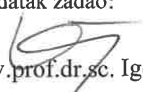
Dodatne informacije i nacrti dostupne su prema potrebi.

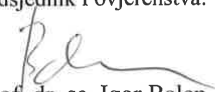
U radu treba navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:
30. studenog 2017.

Rok predaje rada:
1. rok: 23. veljače 2018.
2. rok (izvanredni): 28. lipnja 2018.
3. rok: 21. rujna 2018.

Predviđeni datumi obrane:
1. rok: 26.2. - 2.3. 2018.
2. rok (izvanredni): 2.7. 2018.
3. rok: 24.9. - 28.9. 2018.

Zadatak zadao:

 Izv.prof.dr.sc. Igor Karšaj

Predsjednik Povjerenstva:

 Prof. dr. sc. Igor Balen

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

Zahvaljujem se prof. dr. sc. Igoru Karšaju i dr. sc. Mariji Smoljkić na podršci, povjerenju te pruženoj pomoći i stručnom usmjeravanju pri izradi završnog rada. Također se zahvaljujem prof. dr. sc. Damiru Godecu na pomoći pri organiziranju eksperimenta, gospodinu Miodragu Kataleniću za pomoć pri korištenju opreme u Centru za aditivne tehnologije te dr. sc. Ani Pilipović za pomoć pri eksperimentu.

Sadržaj

Sadržaj.	I
Popis slika	II
Popis tablica	III
Popis oznaka	IV
Sažetak	V
Summary	VI
1 Uvod.	1
2 Arterije, struktura i funkcija	2
2.1 Anatomija i fiziologija	2
2.2 Histologija	4
3 3D ispis	6
3.1 Osnovni principi 3D ispisa	6
3.1.1 Dobivanje informacije o slojevima	6
3.1.2 Stvaranje fizičkog modela	7
3.1.3 Višemlazni 3D ispis	8
3.2 Ispis epruveta	8
4 Jednoosno vlačno ispitivanje	12
4.1 Eksperiment	13
4.2 Rezultati	16
4.2.1 Utjecaj smjera ispisa na mehanička svojstva	19
4.2.2 Karakteristike materijala	19
5 Definiranje modela	22
5.1 Mehanika kontinuuma	22
5.1.1 Kinematika	22
5.1.2 Sile i naprezanja u mehanici kontinuuma	23
5.2 Materijalni modeli	24
5.3 Neo-Hook model	25
6 Određivanje parametara materijala	27
6.1 Optimizacija	27
7 Zaključak	40

Popis slika

1.1	Primjena 3D ispisa u medicini	1
2.1	Aorta	4
2.2	Građa arterija	5
3.1	3D printer korišten u ispisu epruveta	8
3.2	Printanje epruveta s označenim smjerom	9
3.3	Raspodjela epruveta na podlozi	9
3.4	Ispisane epruvete	11
4.1	Kidalice na kojoj je obavljen eksperiment	14
4.2	Epruveta u kidalici	14
4.3	Parametri kidalice	15
4.4	Testirane epruvete	16
4.5	Naprezanje - deformacija grafovi za testirane epruvete	18
4.6	Utjecaj smjera ispisa na ponašanje materijala	20
6.1	$t - \lambda$ graf ispitanih materijala.	28
6.2	Točke do kojih smo promatrali ponašanje	31
6.3	Materijal VB - Poprečna orijentacija	34
6.4	Materijal RGD 8560 - Poprečna orijentacija	35
6.5	Materijal RGD 8560 - Uzdužna orijentacija	36
6.6	Materijal RGD 8555 - Poprečna orijentacija	37
6.7	Materijal RGD 8555 - Uzdužna orijentacija	38
6.8	Materijal VB - Uzdužna orijentacija	39

Popis tablica

1	Poprečni presjeci krvnih žila	3
2	Nomenklatura epruveta	10
3	Moduli elastičnosti	17
4	Usporedba modula elastičnosti	19
5	Usporedba maksimalne sile	19
6	Usporedba prekidne čvrstoće	19
7	Koordinate odabranih točaka za pojedinu epruvetu	30
8	Parametri	33

Popis oznaka

Oznaka	Mjerna jedinica	Opis
Re	/	Reynoldsov broj
ρ	$[kg/m^3]$	gustoća krvi
v	$[m/s]$	srednja brzina protjecanja krvi
d	[m]	Unutarnji promjer žile
ν	[Pas]	viskoznost krvi
t	[MPa]	Prvo Piola-Kirchoff naprezanje
F	[N]	Sila
A_0	$[mm^2]$	Početna površina poprečnog presjeka
ε	%	Inženjerska deformacija
ΔL	[mm]	Produljenje
L_0	[mm]	Početna duljina epruvete
L	[mm]	Konačna duljina epruvete
λ	/	Izduženje
E	[MPa]	Modul elastičnosti
ν	/	Poissonov faktor
x	%	Uzdužna deformacija
y	%	Lateralna deformacija
σ	[MPa]	Cauchy naprezanje
A	[A]	Trenutna površina
ε_{stv}	%	Stvarna deformacija
\mathbf{x}	[m]	Vektor položaja
\mathbf{X}	[m]	Vektor položaja u početnom trenutku
\mathbf{u}	[m]	Vektor pomaka
\mathbf{F}	/	Tenzor gradijenta deformacije
\mathbf{C}	/	Desni Cauchyev tenzor
\mathbf{B}	/	Lijevi Cauchyev tenzor
\mathbf{W}	[J]	Energija deformiranja
c_1	[MPa]	Parametar Neo-Hook modela
n	/	Broj molekula
k	$[JK^{-1}]$	Boltzmanova konstanta
T	[K]	Apsolutna temperatura

Sažetak

Tehnologija 3D ispisa sve više ima primjenu u medicini. Jedna od mnogih primjena je izrada modela krvnih žila na osnovu CT i MRI snimki. Kako bismo mogli izraditi realne modele krvnih žila potrebno je poznavati mehanička svojstva materijala od kojih se izrađuju. U sklopu ovog rada ispitat će se polimerne epruvete, koje će se testirati na jednoosnoj kidalici. Ispitat će se utjecaj smjera ispisa na ponašanje epruveta. Na kraju će se na temelju podataka dobivenih testiranjem odrediti parametri materijala.

Ključne riječi: 3D ispis, arterije, materijalni modeli

Summary

3D printing technology has more and more applications in medicine. One of the applications is modeling blood vessels using CT and MRI scans. In order to create realistic models of blood vessels, we need to know the mechanical properties of the materials that models are created. In the scope of this paper, we will print specimens, which will then be tested in a uniaxial tensile test. We will look into the influence of the print direction on specimen behavior. Finally, we will calculate material parameters based on uniaxial test obtained data.

Keywords: 3D printing, artery, material models

1 Uvod

Tehnologija 3D ispisa svakim danom pronalazi nove primjene pa nije čudno da je i od velike pomoći u medicini. Dapače, medicina je jedno od polja koje je najjače pogođeno razvitkom ove tehnologije. 3D ispis je već postao dominantna tehnologija u proizvodnji personaliziranih dijelova poput slušnih aparata te se sve više koristi u proizvodnji implanata rađenih po mjeri pacijenta te kod izrade umjetnih kukova i koljena [1]. Aditivne tehnologije, poput 3D ispisa, omogućuju dobivanje realističnog modela u geometrijskom smislu pa u kombinaciji s CT snimkama možemo stvoriti stvarni model nekog sustava unutar tijela. Otvara se mogućnost boljeg istraživanja specifičnog sustava za svakog pojedinog pacijenta, što već pomaže kirurzima za pripremu specifične operacije [2]. Da bi dobili realan model, mora i mehaničko ponašanje materijala biti realno. Arterije su mekana tkiva, anizotropnog nelinearnog ponašanja, koja su izložena velikim deformacijama. Takvo ponašanje nemoguće je oponašati jednostavnim izotropnim materijalom pa se postavlja pitanje može li se oponašati kombinacijom takvih materijala. 3D ispis omogućuje definiranje materijala na razini sloja te otvara mogućnost kombiniranja materijala u cilju stvaranja "metamaterijala", koji će oponašati arteriju. [3]



Slika 1.1: Primjena 3D ispisa u medicini

[4]

3D ispis u medicini ima široku primjenu. Na slici vidimo primjer prostetske šake, dijela lubanje te zubala izrađenih tehnologijom 3D ispisa.

Ispitivanje izotropnih materijala te određivanje njihovih parametara mora predhoditi dizajniranju metamaterijala te se upravo to i prikazuje u ovom radu.

2 Arterije, struktura i funkcija

2.1 Anatomija i fiziologija

Funkcija krvotoka je zadovoljavanje tkivnih potreba kao naprimjer prijenos hranjivih tvari do tkiva. Općenito, krvotok održava prikladnu okolinu u svim tjelesnim tekućinama potrebnu za preživljavanje i optimalnu funkciju stanica. Krvotok dijelimo na veliki i mali. Mali krvotok je zadužen za oksigenaciju krvi u plućima pa se zato zove i plućni krvotok. Veliki krvotok služi za opskrbu tijela krvlju pa ga nazivamo i tjelesni krvotok. Plućni se sastoji od žila koje pod niskim tlakom provode krv od srca do pluća, dok se tjelesni sastoji od žila koje pod visokim tlakom provode krv do ostalih dijelova tijela. 84% ukupnog volumena krvi u tijelu nalazi se u velikom krvotoku, a 16% u srcu i plućima. Arterijski sustav provodi krv od srca prema mreži kapilara kroz cijelo tijelo. [5]

Krvnim protokom nazivamo količinu krvi koja u određenom vremenu prođe kroz neku točku krvožilnog sustava. Ukupan protok odrasle osobe u mirovanju iznosi oko 5000 mL/min. Taj protok se naziva srčani minutni volumen upravo zato jer je to količina krvi koju srce izbaci svake minute u aortu. Protok krvi kroz žilu može biti lamilarni ili turbulentni. Tijekom laminarnog strujanja profil brzine je parabolički. Kod turbulentnog strujanja krv ne teče samo uzdužno nego se stvaraju i vrtlozi. Prisutnost vrtložnog strujanja pridonosi povećanju otpora jer ono povećava ukupno trenje u žili. Sklonost turbulentnom strujanju možemo odrediti izračunavanjem Reynoldsovog broja.

$$Re = \frac{vd\rho}{\mu}, \quad (2.1)$$

gdje su:

v - srednja brzina protjecanja [m/s]

d - unutarnji promjer žile [m]

ρ - gustoća krvi [kg/m^3]

μ - viskoznost krvi [Pas]

Poveća li se Reynoldsov broj iznad 200 do 400, na mjestima grananja žila pojavit će se turbulentno strujanje. Protok krvi u velikim arterijama se održava relativno stalnim tako što se povećanjem tlaka u arteriji aktiviraju mehanizmi koji povećavaju i otpor protjecanja. [5]

Arterije dovode krv pod visokim tlakom u tkiva. Zbog toga imaju jake stijenke, a krv u njima protječe velikom brzinom. Prema građi razlikujemo tri vrste arterija: arteriole, mišićne arterije i elastične arterije. Arteriole su krajnji ogranci arterijskog sustava te djeluju poput kontrolnih ventila. One mogu potpuno zatvoriti ili proširiti te tako kontrolirati protok krvi. Arteriole su najmanje arterije male šupljine i debele stijenke. Mišićne arterije, koje se nazivaju i distribucijske arterije, odvođe krv u različite dijelove tijela. Građene su od kružno raspoređenih mišićnih stanica. Kontrakcijom mišićja mogu si smanjiti promjer. Time utječu na dotok krvi u neki dio tijela. Elastične

arterije su najveće arterije u tijelu. Građene su najvećim dijelom od elastina. Njihova elastičnost služi u održavanju krvnog tlaka. [6]

Sve krvne žile su rastezljive. Rastezljivost arterija omogućuje prilagodbu na pulsirajuću prirodu protoka krvi kroz njih. Najrastezljivije krvne žile su vene. Arterije su manje rastezljive zbog izrazito jakih stijenki. Rastezljivost krvnih žila obično se izražava kao prirast volumena koji nastane kada se tlak povisi za 1 kPa. [5]

Iz srca izravno izlaze plućna arterija i aorta. Arterije se nalaze u dubini tkiva i s fleksorne strane zglobova jer su tako manje izložene ozljedama. Veće arterije obično su ravne, ali ako je potrebno imaju nepravocrtan tok. Više arterija obično opskrbljuje jedan organ te je moguće da kod začepjenja jedne arterije druge preuzmu njen tok. Preko kapilarne mreže arterije prelaze u vene. Žile se razlikuju po veličini i po širini poprečnog presjeka. Kada bismo sve istovrsne žile iz tjelesnog krvotoka poredali jednu do druge ukupne površine poprečnog presjeka približno bi iznosile:

Krvna žila	Površina poprečnog presjeka [cm ²]
aorta	2,5
male arterije	20
arteriole	40
kapilare	2500
venule	250
male vene	80
šuplje vene	8

Tablica 1: Poprečni presjeci krvnih žila

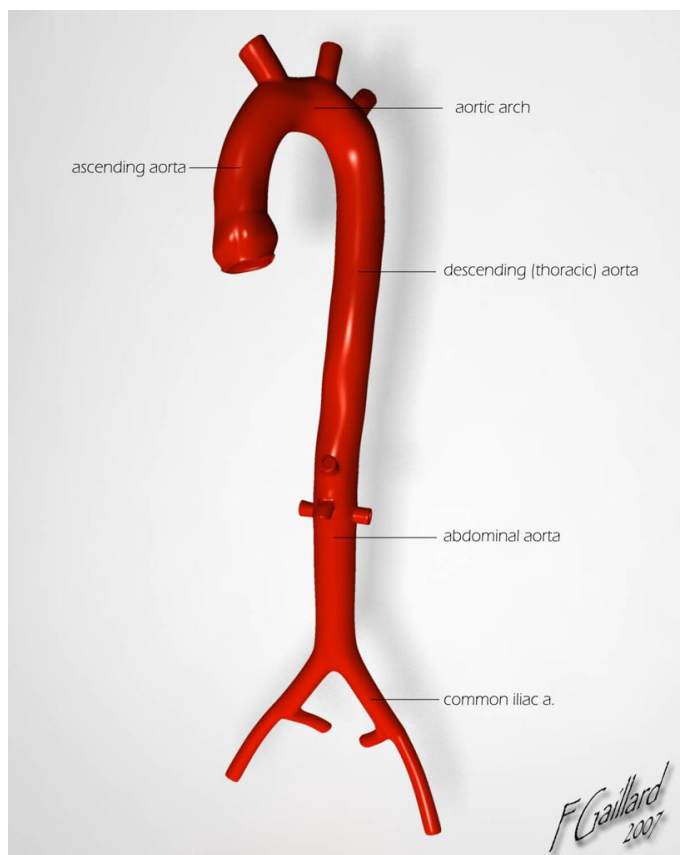
Kada bismo sve poprečne presjeke istovrsnih žila zbrojili dobili bi ove vrijednosti poprečnih presjeka. [5]

Kako protok mora biti jednak kroz čitav krvotok možemo izračunati različite brzine protjecanja kroz različite žile. Tako u čovjeku koji miruje srednja brzina u aorti iznosi 33 cm/s, a u kapilarama 0.3 mm/s. [5]

Srce neprekidno izbacuje krv u aortu pa je tlak u aorti visok. U prosjeku iznosi oko 13 kPa. Srce, međutim, krv izbacuje na mahove pa tlak u aorti varira između maksimalne i minimalne vrijednosti. Te dvije razine nazivaju se *sistolička* i *dijastolička* razina te za zdravu prosječnu osobu iznose redom 16 kPa i 10,5 kPa. Kada aorta nebi bila rastezljiva sav volumen bi morao proteći, gotovo trenutno, kroz aortu tijekom sistole. Tijekom dijastole u tom slučaju nebi bilo protoka. Zbog rastezljivosti te pulsacije se prigušuju te postanu zanemarive dok krv dođe do kapilara. Tlak se snižava kako krv teče kroz tjelesni krvotok. Na ulazu u srce tlak padne na približno 0 kPa. Kao i u aorti krv u plućnu arteriju dolazi na mahove. Tlakovi u plućnoj arteriji su međutim puno niži. Sistolički tlak u plućnoj arteriji prosječno iznosi 3,3 kPa, a dijastolički 1,1 kPa. Veličinu protoka kroz žilu određuje razlika tlakova na početku i kraju žile, te žilni otpor do kojeg dolazi zbog trenja između krvi i stijenke žile. [5]

Glavna arterija je aorta. Aorta izlazi iz lijeve klijetke srca. Uobičajeno se dijeli na pet dijelova: Ulazna (od srca do luka), luk aorte, silazna (dio od luka do dijeljenja aorte). Silazna aorta se dijeli

još na prsnu i trbušnu aortu. Aorta se sužava od vrha prema mjestu djeljenja. Prosječan unutarnji promjer ljudske aorte je 2 cm, a debljina stijenke 2 mm. [6]



Slika 2.1: Aorta

[7]

Aorta se dijeli na pet dijelova prikazanih na slici te ima uzlazni i silazni dio.

2.2 Histologija

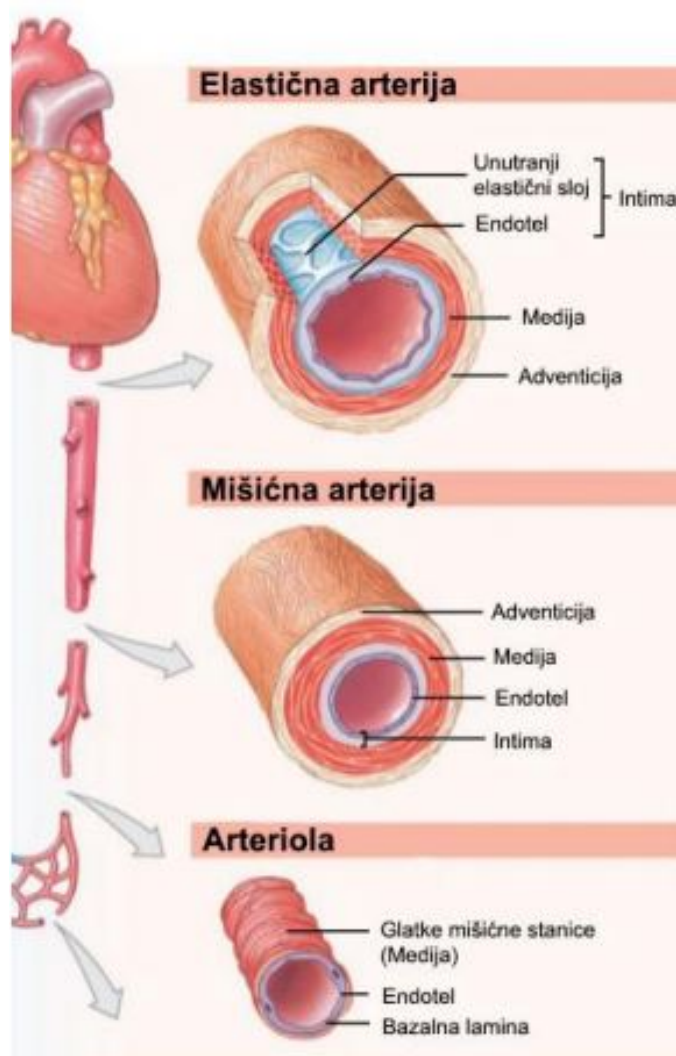
Mikrostruktura stijenke arterije ovisi o lokaciji u vaskularnom stablu, starosti, mogućim bolestima itd. Općenito se arterije mogu podijeliti na dva tipa:

- 1) elastične arterije
- 2) mišićne arterije.

Elastične arterije većeg su promjera te su bliže srcu od mišićnih [8].

Neovisno o tipu arterije one se uvijek sastoje od tri sloja: intima, medija i adventicija (slika 2.2). Intima se obično sastoji od jednog sloja endotelnih stanica. Intimu od medije odvaja unutrašnja elastična mebrana, koja se ne ističe jer strukturom slični elastičnim vlaknima u mediji. Medija se sastoji od izvanmatrične mreže elastina i kolagena između kojih se nalaze glatke mišićne stanice. Adventicija se sastoji primarno od guste mreže kolagena tipa I, živaca, vasa vasorum i fibroblasta

[9]. vlakna kolagena u adventiciju imaju otprilike uzdužnu orijentaciju kod većine arterija. Iako adventicija kod velikih elastičnih arterija čini samo 10% arterije, on služi kao zaštitni okvir arterije. [8]



Slika 2.2: Građa arterija

[10] Arterije se neovisno o tipu sastoje od tri sloja: *intima*, *medija* i *adventicija*.

Raspodjela, orijentacija i povezanost unutarnjih konstituenata arterije su ono što određuje njena mehanička svojstva. [8]

3 3D ispis

3.1 Osnovni principi 3D ispisa

Modeli dobiveni tehnologijom 3D ispisa nastaju spajanjem pojedinačnih slojeva jednake debljine. Sloj se oblikuje dvodimenzionalno u x-y ravnini. Treća dimenzija nastaje kao rezultat slaganja pojedinačnih slojeva jedan na drugi. U najstrožem smislu ovaj proces je zapravo $2\frac{1}{2}$ D proces. Diskontinuitet duž z-osi je karakteristika aditivnih tehnologija te se ne može eliminirati, ali se može smanjiti stanjivanjem slojeva. Prednost aditivnih procesa nad neaditivnim procesima upravljanih računalom je da su svi AM (Additive Manufacturing) strojevi koriste isti format podataka (STL, tj. Standard transformation language), dok numerički kontrolirani neaditivni procesi obično koriste set podataka specifičan za pojedini sustav. Dobivanje informacija o slojevima temelji se isključivo na CAD modelu. CAD model se, matematičkim metodama, podijeli na slojeve jednake debljine. 3D printer koristi dobivene informacije kako bi stvorio fizički sloj. Svi slojevi zajedno tvore fizički model. Spajanje između slojeva događa se tijekom stvaranja sljedećeg sloja ili nakon što se sloj stvori, što ovisi o vrsti procesa ispisa. Model koji dobijemo može biti prototip ali i finalni produkt. Metodom stvaranja i spajanja slojeva moguće je proizvesti strukture koje su prekompleksne za dobivanje pomoću konvencionalnih metoda. [11]

Proces 3D ispisa karakteriziran je s dva fundamentalna koraka:

- 1) Dobivanje matematičke informacije sloja
- 2) Stvaranje fizičkog modela

3.1.1 Dobivanje informacije o slojevima

Postupak 3D ispisa kopira virtualni CAD u stvarni fizički model pa je dobivanje matematičkih podataka o pojedinim slojevima najvažniji korak u stvaranju ispravnog modela. Postupak dobivanja takvih informacija se dijeli u tri koraka:

- 1) Opis geometrije
- 2) Dobivanje informacija o geometriji za svaki sloj
- 3) Prenošenje informacija o geometriji na svaki sloj.

Za proizvodnju modela i prototipova 3D ispisom potrebno je imati geometriju modela dostupnu kao zapis 3D podataka. To se postiže, većinom, izradom 3D CAD modela. Takav oblik podataka naziva se virtualni model. Kao standard u industriji ustalio se STL format, ali koriste se i drugi formati. Prije nego se 3D model krene ispisivati potrebno ga je postaviti na platformu printera u optimalnom smjeru pomoću programskog paketa. Da bi se postigla što veća iskoristivost printera više komponenata se u isto vrijeme ispisuju na platformi. Kada je model opisan geometrijski i određena mu je orijentacija, potrebno je ustanoviti parametre printera i materijala koji su potrebni za kontrolu izrade modela. Kako bi se proizveo model u 3D printeru, 3D CAD model mora se

matematički podijeliti u iste slojeve koji će se proizvesti fizički u 3D printeru. Taj postupak naziva se "slicing". Postoje dvije metode kojima se ovaj postupak obavlja: triangulacija (koja vodi do STL formata) i direktno rezanje u CAD sustavu (dobiva se SLC format). Površina modela je prekrivena malim trokutima omogućujući da geometrija modela kovergira te da se izreže na slojeve po želji (STL formulacija), ili se na određenim točkama model reže direktno na CAD modelu (SLC formulacija). [11]

STL format

Kako bi se dobio STL set podataka, površina modela se aproksimira trokutima. Definiranje površine trokutima naziva se triangulacija. STL format ustalio se kao industrijski standard, ali nije službeno standardiziran. STL podatak sastoji se od vektora normale i koordinata triju točaka trokuta. Ovaj format dolazi s nekim prednostima. Jedna od njih je budući da je površina aproksimirana trokutima virtualni model je moguće lako podijeliti na slojeve. Nedostatak mu je što sadrži veliku količinu podataka, ali i to što sadrži samo podatke o geometriji. Podatke o boji, teksturi, materijalu itd. ne sadrži. Tijekom transformacije CAD modela u STL format dolazi i do određenih grešaka. Greške se mogu podijeliti na tri kategorije: konstrukcijske greške, greške transformacije, opisne greške. Konstrukcijske greške su netočnosti unutar modela i nastaju kombinacijom dviju CAD komponenti. Do transformacijskih grešaka dolazi ako koristimo manji broj trokuta za opisivanje površine te tada geometrija divergira od originalne geometrije modela. Opisne greške događaju se zbog tri razloga: razmak između trokuta, preklapanje trokuta, netočna orijentacija trokuta. [11]

3.1.2 Stvaranje fizičkog modela

Svi aditivni procesi djeluju u dva koraka kada stvaraju stvarni model.

- 1) Stvaranje poprečnog presjeka (x-y ravnina)
- 2) Spajanje sloja s predhodnim (z smjer)

Za implementaciju aditivnih tehnologija imamo na raspolaganju više različitih procesa. Razlika u tim procesima temelji se na razlici faze materijala koji ulazi u stroj [11]. Tako imamo:

- 1) Solidifikacija tekućih materijala.

Svi ovakvi procesi temelje se na procesu fotopolimerizacije. Koriste se monomeri kod kojih tijekom izloženosti UV svjetlu dolazi do spontane polimerizacije. Tako tekući monomeri tijekom procesa postaju kruti polimeri. Nedostatak ovakvog postupka je što je ograničen na fotoosjetljive materijale, a prednost mu je najveća preciznost u odnosu na ostale procese.

- 2) Stvaranje iz krute faze.

Koriste se prašci i granule koji se parcijalno tale te se skrućivaju ponovno stvarajući model.

- 3) Percipitacija iz plinovite faze.

3.1.3 Višezlazi 3D ispis

Tehnika višezlazi 3D ispisa spada u tehnike solidifikacije tekućih materijala. Temelji se na procesu fotopolimerizacije, te se takvi materijali nazivaju fotopolimeri. Ova tehnika najbolji je izbor kod ispisivanja kompliciranih geometrija, sa što finijom površinskom strukturom. Ova metoda se često koristi zbog uredske kompatibilnosti skupa sa ostalim mogućnostima. Višezlazi ispis nudi najveću rezoluciju u z-osi, tj. ispisuje najtanje slojeve (od 16 mikrona). [12]

3.2 Ispis epruveta

Epruvete smo ispisali u Centru za aditivne tehnologije, na Fakultetu strojarstva i brodogradnje. Korišten je 3D printer Connex 350 (Stratasys, USA). Connex 350 (slika 3.1) koristi tehnologiju višezlazi 3D ispisa, koja se temelji na fotopolimerizaciji. Proces je opisan u poglavlju 3.1.3.



Slika 3.1: 3D printer korišten u ispisu epruveta

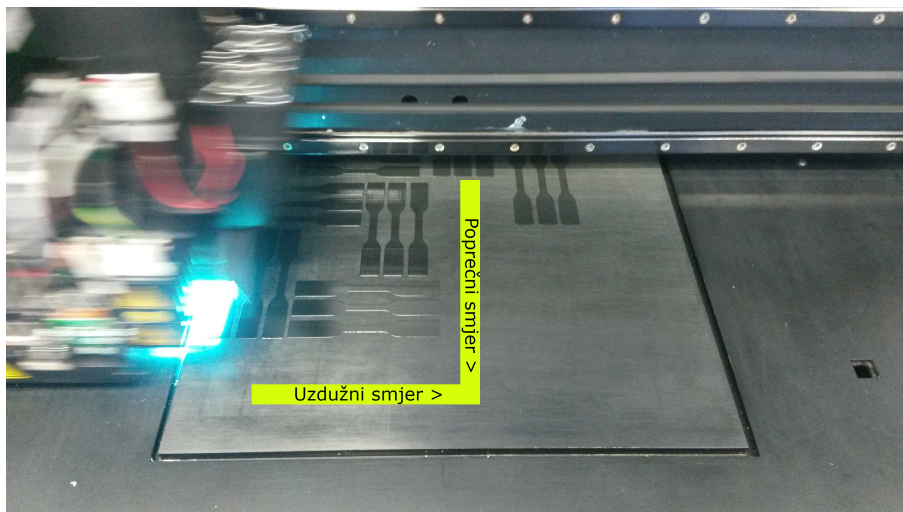
3D printer Connex 350, na Fakultetu strojarstva i brodogradnje sveučilišta u Zagrebu.

Ispisano je 30 standardnih epruveta za korištenje u jednoosnom vlačnom testu. Korišteno je 5 materijala tj. ispisano je 6 epruveta za svaki materijal. Za isti materijal 3 epruvete su ispisane u uzdužnom smjeru (smjer gibanja glave printera) dok su tri u poprečnom (slika 3.2).

Prije samog procesa ispisivanja potrebno je pripremiti parametre ispisa u programskom paketu. Na slici 3.3 vidi se kako se u programskom paketu određuje raspodjela i orijentacija epruveta.

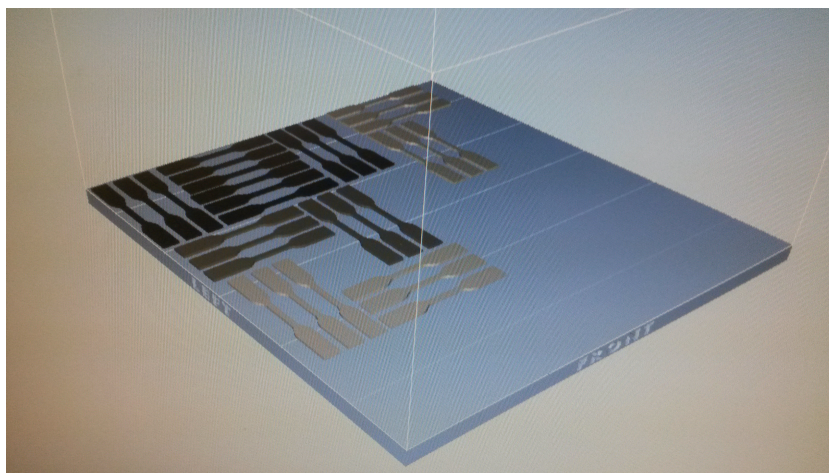
Osim geometrije potrebno je zadati i materijale epruvetama. Materijali od kojih su se ispisivale epruvete su: TB+, VB, RGD8560, FLX2160, RGD8555. Tokom procesa ispisa uz epruvete ispisuje se i potporni materijal. Njega je potrebno odstraniti nakon ispisa.

Epruvete je potrebno označiti kako bi se pri vlačnom testu znalo koji materijal i orijentaciju testiramo (slika 3.4). Označene se na način da svaka epruveta dobije dva broja, koja se markerom upišu na plohu epruvete. Prvi broj označava materijal, a drugi orijentaciju. Pri čemu kod drugog broja oznake 1, 2, 3 znače poprečnu, a 4, 5 i 6 uzdužnu orijentaciju. Oznake su prikazane u tablici 2.



Slika 3.2: Printanje epruveta s označenim smjerom

Slika ispisivanja epruveta s naznačenim smjerovima ispisa. Uzdužni smjer je smjer gibanja glave printera.



Slika 3.3: Raspodjela epruveta na podlozi

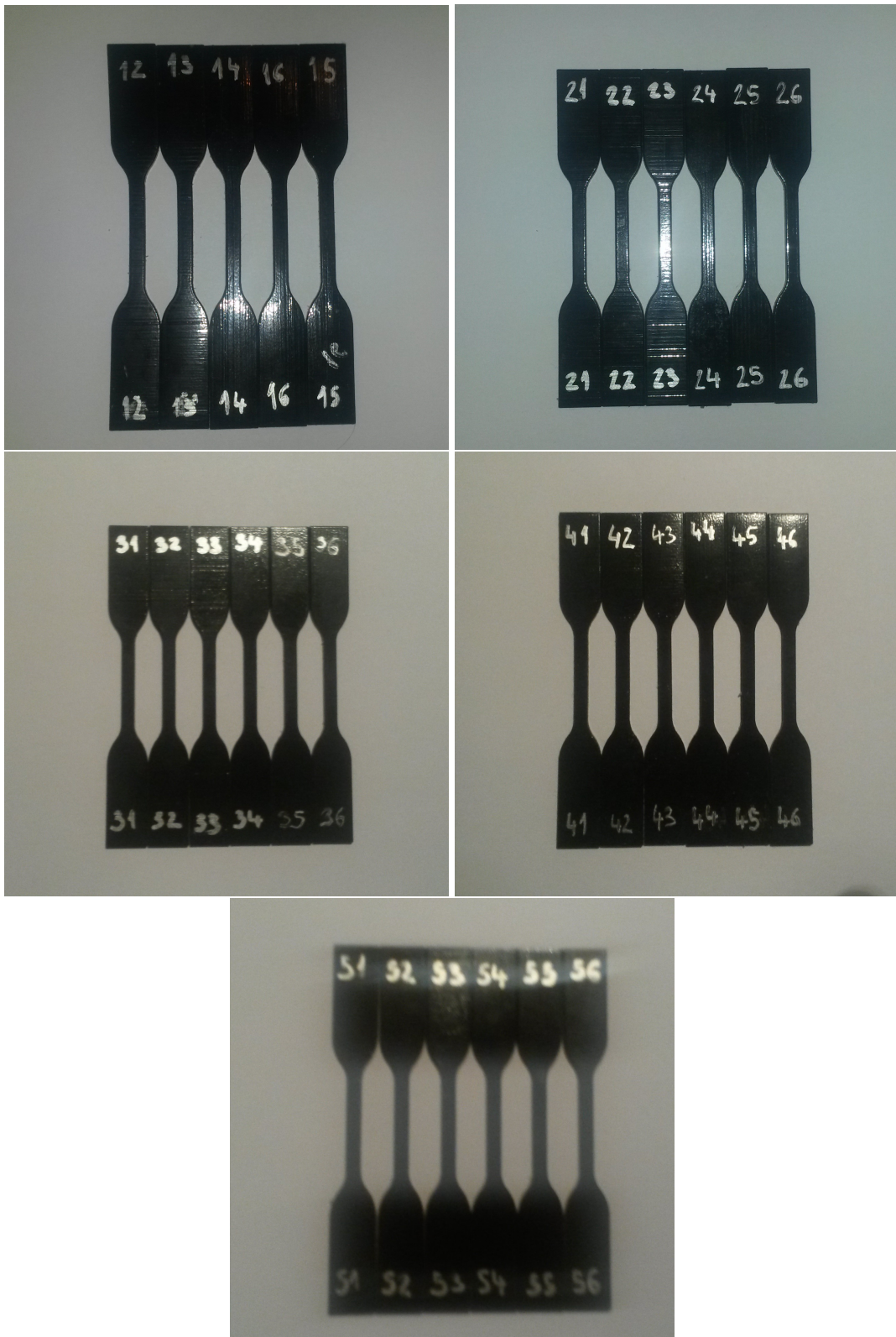
Epruvete prije ispisa treba u programskom paketu zadati pozicije epruveta.

Pri jednoosnom vlačnom testiranju, koje će biti opisano u poglavlju 4, došlo je do nepravilnosti pa se test morao ponoviti za epruvete sa oznakama 23, 24, 25. Isprintane su nove epruvete te su naknadno testirane, da bi se napravila razlika one su dobile oznake 61, 62, 63.

Oznaka	Materijal	Orijentacija
11	TB+	Poprečna
12	TB+	Poprečna
13	TB+	Poprečna
14	TB+	Uzdužna
15	TB+	Uzdužna
16	TB+	Uzdužna
21	VB	Poprečna
22	VB	Poprečna
23	VB	Poprečna
31	RGD 8560	Poprečna
32	RGD 8560	Poprečna
33	RGD 8560	Poprečna
34	RGD 8560	Uzdužna
35	RGD 8560	Uzdužna
36	RGD 8560	Uzdužna
41	FLX 2160	Poprečna
42	FLX 2160	Poprečna
43	FLX 2160	Poprečna
44	FLX 2160	Uzdužna
45	FLX 2160	Uzdužna
46	FLX 2160	Uzdužna
51	RGD 8555	Poprečna
52	RGD 8555	Poprečna
53	RGD 8555	Poprečna
54	RGD 8555	Uzdužna
55	RGD 8555	Uzdužna
56	RGD 8555	Uzdužna
61	VB	Uzdužna
62	VB	Uzdužna
63	VB	Uzdužna

Tablica 2: Nomenklatura epruveta

Svaku epruvetu smo označili s dvije znamenke pomoću kojih uz ovu tablicu možemo odrediti materijal i smjer ispisa epruvete.



Slika 3.4: Ispisane epruvete

Epruvete su ispisane te su označene dvjema znamenkama poštivajući nomenklaturu iz tablice 2.

4 Jednoosno vlačno ispitivanje

Vlačna ispitivanja provode se iz više razloga. Rezultati takvih testiranja koriste se u odabiru materijala pri konstruiranju, provode se pri razvijanju novih materijala itd. Glavna karakteristika materijala najčešće je njegova čvrstoća. Čvrstoća materijala može se odnositi na naprezanje koje može podnijeti prije pojavljivanja plastičnih deformacija ili na ono kod kojeg dolazi do pucanja materijala. Bitna karakteristika materijala koja se također može saznati iz vlačnog testa je i duktilnost. Duktilnost nam otkriva koliko se materijal može deformirati prije nego dođe do pucanja. Elastična svojstva su nam također bitna pri konstruiranju. [13]

Epruvete za vlačno testiranje su standardizirane. Važna dimenzija je duljina tijelo epruvete. Tijelo je tanje od ostatka epruvete tako da se deformacija lokalizira te da bi pukotina nastala u tom dijelu. Epruvetu je potrebno učvrstiti u hvataljke i osigurati dovoljno trenje da ne dođe do proklizivanja krajeva epruvete. Postoji više načina učvršćivanja pa tako i više oblika krajeva epruvete. U pravilu su krajevi epruvete širi od tijela, a duljina tijela mora biti dovoljno duga kako nebi došlo do deformacija u širem dijelu epruvete. Također je potrebno minimalizirati savijanje. Testni strojevi su uglavnom elektromehanički ili hidraulički. [13]

Epruveta se priklješti hvataljkama te se izloži aksijalnoj sili. Sila se bilježi u odnosu na pomak tijela epruvete. Takav oblik podataka sila - pomak ne znači nam mnogo ako ne znamo dimenzije poprečnog presjeka. Nominalno naprezanje je definirano kao

$$t = F/A_0 \quad (4.1)$$

gdje su F sila, a A_0 početna površina poprečnog presjeka epruvete. U mehanici kontinuuma ovo naprezanje naziva se prvo Piola-Kirchhoff naprezanje. Nominalna deformacija izračunava se kao

$$\varepsilon = \Delta L/L_0, \quad (4.2)$$

gdje je ΔL - razlika između početne i krajnje duljine tijela, a L_0 početna duljina. Osim deformacije možemo izračunati i izduženje epruvete, koje je definirano kao

$$\lambda = \frac{L}{L_0} = 1 + \varepsilon \quad (4.3)$$

Graf sila - pomak možemo pretvoriti u graf naprezanje - deformacija. Prednost tog grafa je da je neovisan o dimenzijama epruvete.

Kada je materijal izložen malim naprezanjima veze između atoma se razvuku, međutima nakon popuštanja opterećenja materijal se vrati u početni položaj. Takvo, reverzibilno, deformiranje materijala nazivamo elastične deformacije. Pri većim naprezanjima ravnine atoma međusobno klišu. Ovakvo deformiranje, u kojem se nakon popuštanja opterećenja materijal ne vrati u početan položaj, nazivamo plastično deformiranje. Prvi dio dijagrama naprezanje - deformacija za većinu

materijala je linearan. Nagib tog linearnog dijela naziva se modul elastičnosti materijala i općenito se računa kao:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (4.4)$$

U elastičnom dijelu možemo izračunati i omjer lateralne i uzdužne deformacije

$$\nu = \frac{-e_y}{e_x}. \quad (4.5)$$

Gdje su:

e_y - lateralna deformacija i

e_x - uzdužna deformacija.

Taj omjer naziva se Poissonov faktor.

Ako će se pomoću podataka dobivenih vlačnim testom predviđati ponašanje materijala pri drugačijim opterećenjima potrebno je izračunati stvarno naprezanje u odnosu na stvarnu deformaciju. Stvarno naprezanje, poznato kao i Cauchyovo naprezanje, računa se kao:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (4.6)$$

gdje je A - površina poprečnog presjeka u trenutku djelovanja sile.

Stvarne deformacije, do trenutka stvaranja vrata, računaju se kao:

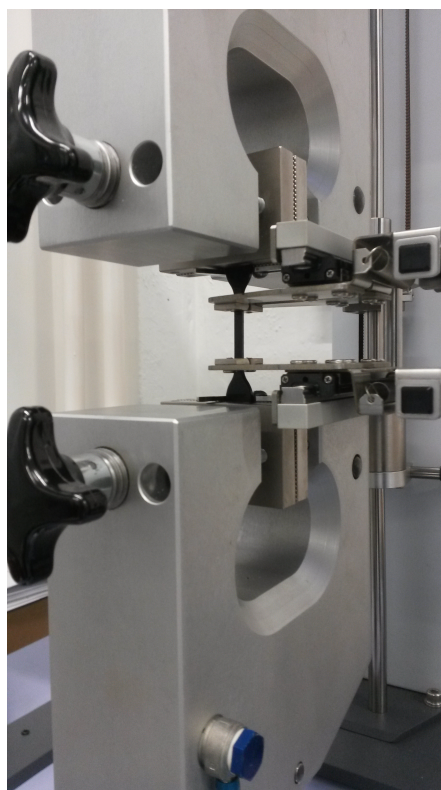
$$\epsilon_{stv} = \ln(L/L_0). \quad (4.7)$$

4.1 Eksperiment

Nakon što su epruvete ispisane te označene i očišćene, spremne su za jednoosni vlačni test. Test je obavljen na kidalici SHIMADZU AGS-x (Shimadzu, USA). Maksimalno opterećenje kidalice je 10 kN. Brzina kidanja koju smo zadali je 2 mm/min. Razmak čeljusti L je 50 mm, a duljina mjernog područja je 20 mm. Nakon što smo podesili parametre kidanja (slika 4.3) potrebno je namjestiti prvu epruvetu u čeljusti (slika 4.2), te pokrenuti kidanje. Kidanje epruveta u prosjeku je trajalo 10 min po epruveti. Nakon što epruveta pukne potrebno je prekinuti kidanje u programskom paketu te epruvetu izvaditi. Ovaj postupak se ponavlja za svaku epruvetu.

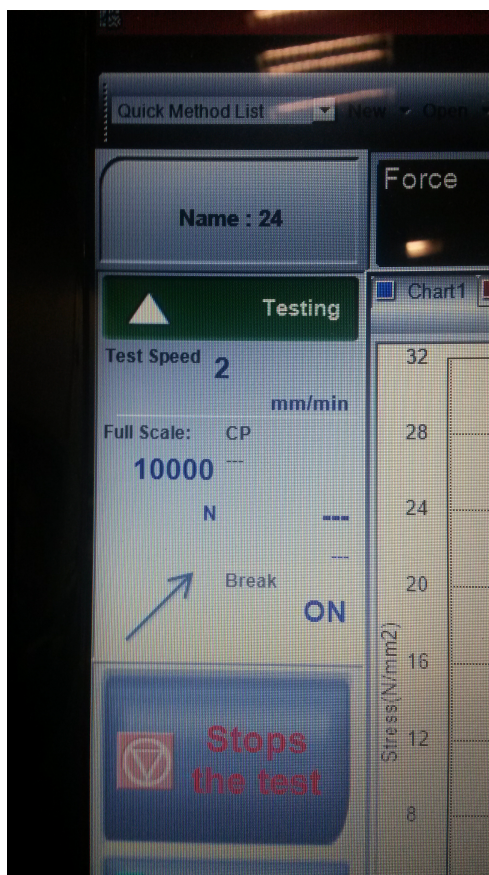


Slika 4.1: Kidalica na kojoj je obavljen eksperiment



Slika 4.2: Epruveta u kidalici

Prije samog rastezanja potrebno je epruvetu postaviti u čeljusti kidalice.



Slika 4.3: Parametri kidalice

Na slici vidimo brzinu ispitivanja i maksimalnu silu.

Kako su materijali TB+ i FLX2160 bili premekani, pri stavljanju u čeljust epruvete bi se uništile te za njih nije bilo moguće obaviti eksperiment. Ispitana su dakle tri od pet ispisanih materijala i to: VB RGD8560 i RGD8555.



Slika 4.4: Testirane epruvete

Na slici su prikazane puknute epruvete te usporedba s još neispitanom epruvetom

4.2 Rezultati

Programski paket integriran s kidalicom dao nam je sirove podatke testiranja za svaku epruvetu. Podatci se sastoje od stanja sile i pomaka za svaku stotinku ispitivanja. Iz ovih podataka smo kasnije dodavanjem dimenzija epruvete u Matlabu dobili $\sigma - \lambda$ dijagrame te smo ovim podacima prilagođavali model pri optimizaciji (poglavlje 6).

Nakon eksperimenta programski paket nam da izvještaj s modulom elastičnosti svakog materijala te vrijednostima karakterističnih točaka u $\sigma - \varepsilon$ grafu. Moduli elastičnosti prikazani su u tablici 3, a graf naprezanje - deformacija na slici 4.5. Moduli elastičnosti se dobiju iz eksperimentalnih podataka po formuli

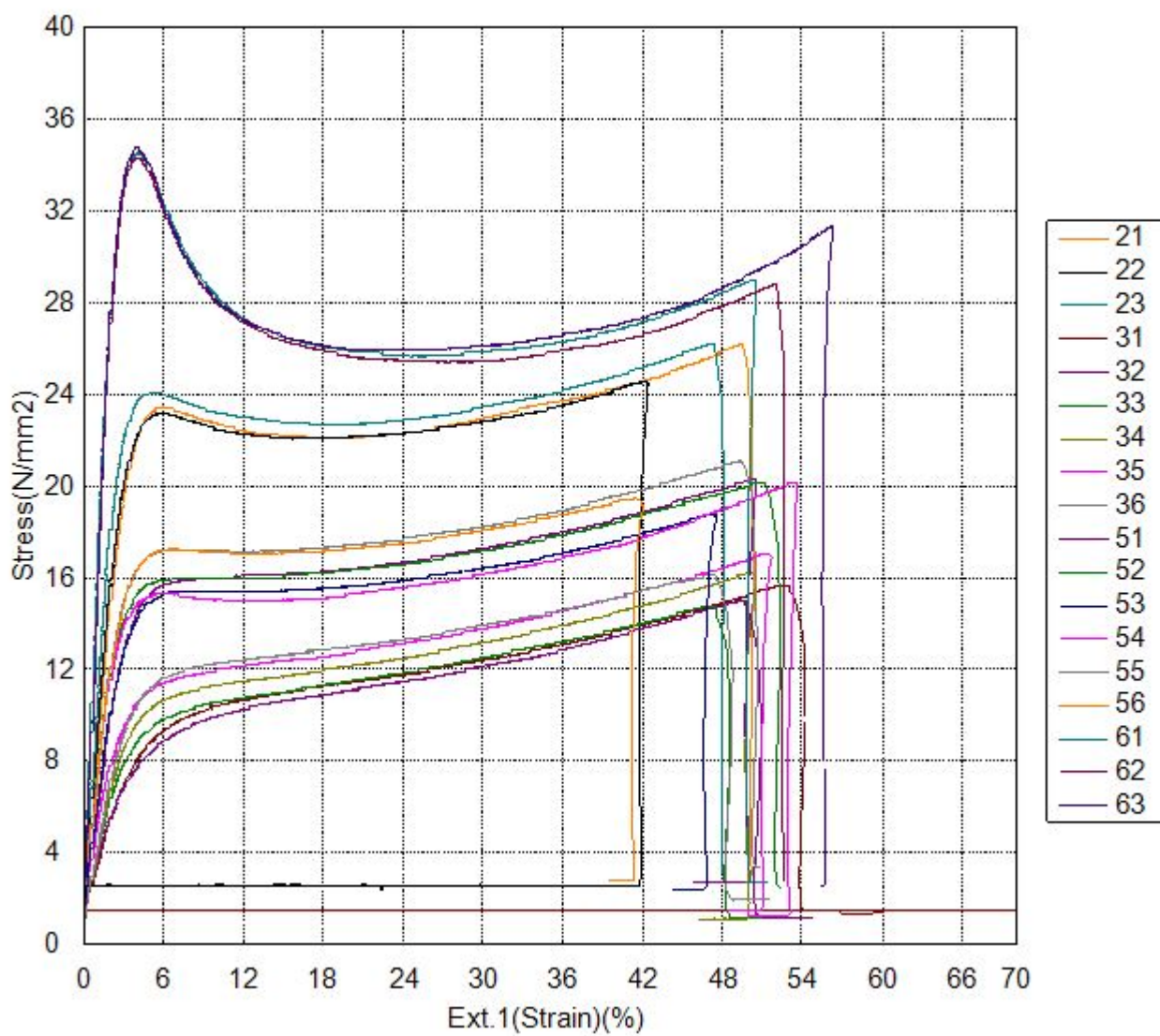
$$E = \frac{\sigma_2 - \sigma_1}{\varepsilon_2 - \varepsilon_1}. \quad (4.8)$$

Pri čemu su deformacije iznose $\varepsilon_2 = 0.25$ i $\varepsilon_1 = 0.05$, a σ_2 i σ_1 su naprezanja pri tim deformacijama.

Epruveta	Modul elastičnosti [MPa]
21	867,014
22	1030,69
23	1016,41
31	370,140
32	453,934
33	369,922
34	487,872
35	373,649
36	558,145
51	688,645
52	694,605
53	697,643
54	759,730
55	785,352
56	711,328
61	1661,09
62	1371,76
63	1519,53

Tablica 3: Moduli elastičnosti

Moduli elastičnosti koje izračuna program integriran u kidalicu, a prema formuli 4.8.



Slika 4.5: Naprežanje - deformacija grafovi za testirane epruvete
Grafovi naprežanje - deformacija dobiveni programom integriranim u kidalici

4.2.1 Utjecaj smjera ispisa na mehanička svojstva

Potrebno je odrediti utječe li smjer ispisa na mehanička svojstva epruveta. Broj ispitanih epruveta premalen je za standardne statističke testove. Usporedit će se neke veličine isith materijala i različitih orijentacija. U tablici 4 vidimo kako je modul elastičnosti veći za sve uzdužno ispisane epruvete. Isto tako veća je i maksimalna sila te prekidna čvrstoća za sve ispitane materijale (tablice 5 i 6). Kod materijala VB se vidi poprilična razlika u rezultatima. Modul elastičnosti je veći za 56.22%, maksimalna sila za 59.32% te prekidna čvrstoća veća za 16.47%. Kako su horizontalne epruvete isprintane naknadno, očito je da i drugi parametri utječu na mehanička svojstva materijala.

Prosječni modul elastičnosti [MPa]			
Materijal	Poprečni smjer	Uzdužni smjer	Relativna razlika
VB	971.37	1517.46	56.22%
RGD8560	398.00	473.22	18.90%
RGD8555	693.63	752.14	8.43%

Tablica 4: Usporedba modula elastičnosti

Prosječna maksimalna sila [N]			
Materijal	Poprečni smjer	Uzdužni smjer	Relativna razlika
VB	182.04	290.02	59.32%
RGD8560	107.05	115.03	7.46%
RGD8555	142.78	145.08	1.61%

Tablica 5: Usporedba maksimalne sile

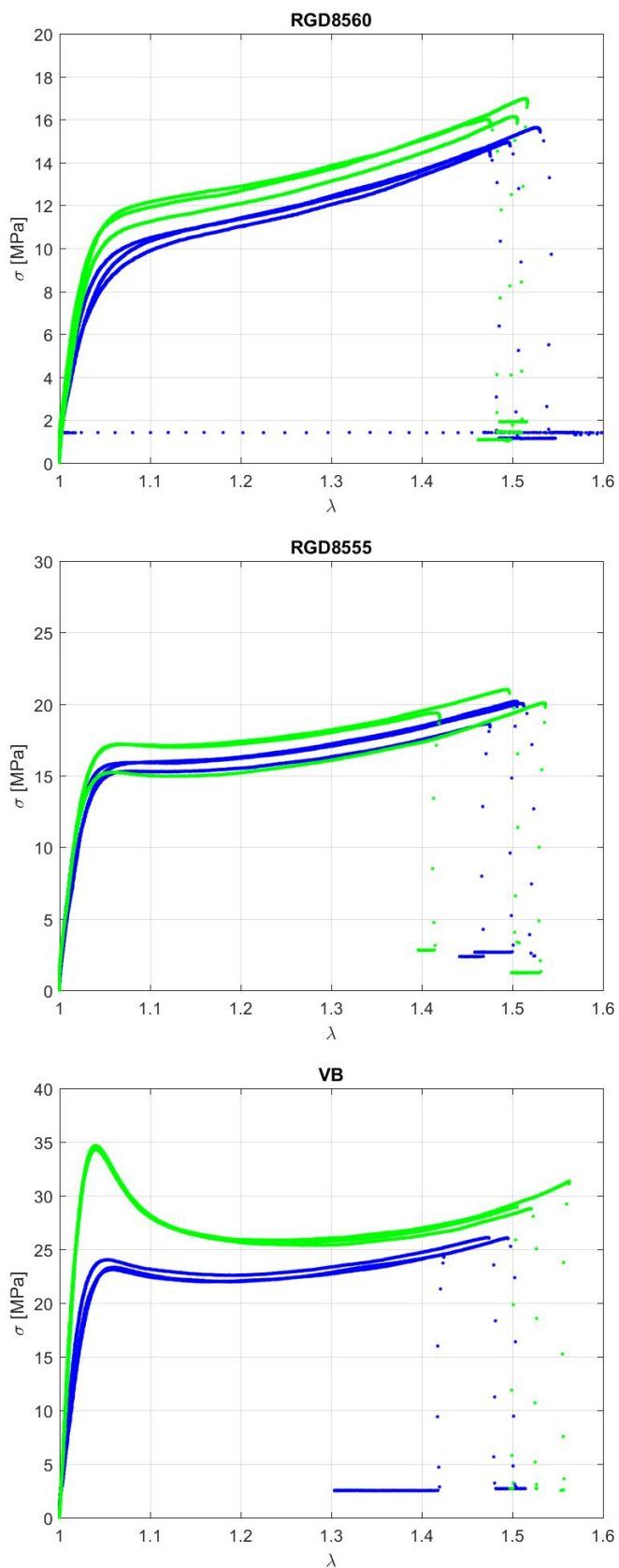
Prosječna prekidna čvrstoća [MPa]			
Materijal	Poprečni smjer	Uzdužni smjer	Relativna razlika
VB	25.50	29.70	16.47%
RGD8560	14.87	16.12	8.41%
RGD8555	19.51	19.94	2.20%

Tablica 6: Usporedba prekidne čvrstoće

Na slici 4.6 vidimo grafičku usporedbu u obliku $\sigma - \lambda$ grafa za ispitane materijale. Zelene linije označavaju uzdužne epruvete, a plave poprečne.

4.2.2 Karakteristike materijala

Sva tri materijala su neprozirni fotopolimeri. Materijali su homogeni i nestlačivi, što znači da odziv materijala prema opterećenju ne ovisi o lokaciji u materijalu te da se volumen materijala neće promijeniti ni pri velikim hidrostatskim tlakovima.



Slika 4.6: Utjecaj smjera ispisa na ponašanje materijala

Na slici vidimo usporedbu odziva uzdužnih (zelene) i poprečnih (plavih) epruveta. U pravilu su uzdužne epruvete čvršće od poprečnih.

Izotropnost

Materijal je općenito izotropan, međutim trebalo je ispitati utječe li smjer ispisivanja na izotropnost materijala. U poglavlju 4.2.1 vidimo koliko smjer utječe na ponašanje epruvete. Na slici 4.6 možemo vidjeti sigma - epsilon graf istog tipa materijala, ali različite orijentacije. Primjećujemo da smjer ispisa utječe na odziv epruveta, ali da utječu i drugi parametri poput skladištenja epruveta te vremenskog razmaka između ispisa i ispitivanja.

Elastičnost

Materijali su elastični u dijelu kojem smo ih ispitivali te za koji određujemo parametre. Elastičnost materijala veže se na sposobnost materijala da se vrati u prvobitno stanje nakon rasterećivanja. Također putanja opterećivanja i rasterećivanja bi trebale biti iste za idealno elastični materijal, tj. elastični materijal nema disipacije energije. Glavna fizikalna odlika idealnog elastičnog materijala je, dakle, da pohranjuje energiju. Ta energija se naziva energija deformiranja te je skalarna veličina. Materijale za koje možemo izračunati tu energiju prema Georgeu Greenu, koji je dao ovu definiciju, nazivamo Green elastični materijali, ili hiperelastični.

Linearnost

Kada se govori o linearnosti materijala općenito se misli na linearnost u sigma-epsilon dijagramu. Općenito, za mekana tkiva, ondok naprezanja i deformacija je nelinearan. To znači da se krutost tkiva mijenja deformacijom, za razliku od linearnih materijala, gdje je krutost konstantna u elastičnom dijelu. Kod ispitanih materijala neki su linearniji od drugih. Međutim pri većim deformacijama nelinearnost i odstupanje od Hookovog modela je izraženije. Kako su ovi materijale predviđeni za velike deformacije sve ih smatramo nelinearnima.

5 Definiranje modela

5.1 Mehanika kontinuuma

Danas se zna da postoje praznine između molekula i atoma pa čak i praznine između subatomske čestice. Hipotezom kontinuuma se, međutim, predlaže da se na makroskopskom nivou ponašanje tijela može aproksimirati tako da pretpostavimo lokalno uprosječena svojstva za svaku točku kontinuuma. Uvjet koji se pri tom mora ispoštovati da su čestice od kojeg je tijelo građeno mnogo manje od samog tijela kojeg promatramo. Ukratko, u mehanici kontinuuma pretpostavljamo da se veličina koja nas zanima može opisati neprekidnim funkcijama u svakoj točki tijela. Mnogi eksperimenti su potvrdili valjanost ove hipoteze te dokazali da može biti jako korisna. Ako uzmemo u obzir da je promjer vlakna kolagena veličine nekoliko mikrometara, a debljina stijenke arterije se mjeri u milimetrima opravdano je koristiti koncept kontinuuma pri računanju, naprimjer, raspodjele naprezanja po arterijskom tkivu. [9]

Kako nam je cilj odrediti model koji će nam opisivati ponašanje materijala, korisno je opisati osnovne principe mehanike kontinuuma iz kojih će model i proizaći. Opisat će se relevantni tenzori mehanike kontinuuma, te vrste naprezanja.

5.1.1 Kinematika

Potrebno nam je poznavati sadašnji položaj čestice, kao i prijašnje položaje. Korisno je početnom stanju nekog tijela β_0 dodijeliti vektor položaja \mathbf{X} i sukladno tome dodijeliti trenutnom stanju β_t dodijeliti vektor \mathbf{x} . Možemo tada izračunati vektor pomaka za svaku pojedinu česticu tijela kao $\mathbf{u} = \mathbf{x} - \mathbf{X}$.

Postoji više pristupa u kinematici mehanike kontinuuma. Kako u ovom radu razmatramo elastično ponašanje krutina najzanimljiviji nam je Lagrangeov pristup. U tom početnom trenutku položaj čestice opisuje se kao

$$\mathbf{x} = \mathbf{x}(\mathbf{X}, t). \quad (5.1)$$

Tada je pomak

$$\mathbf{u}(\mathbf{X}, t) = \mathbf{x}(\mathbf{X}, t) - \mathbf{X} \quad (5.2)$$

Korisno nam je znati što se dogodi s linijom koja spaja dvije čestice tijekom prelaska tijela iz jednog stanja u drugo. Neka je diferencijalna linija koja spaja dvije čestice tijela u stanju β_t $d\mathbf{x}$, koja je u stanju β_0 bila $d\mathbf{X}$. Postavlja se pitanje kako povezati ova dva vektora položaja. Da bi transformirali jedan vektor u drugi, potrebno je uvesti tenzor drugog reda. Nazovemo li taj tenzor

\mathbf{F} , možemo pisati

$$d\mathbf{x} = \mathbf{F} \cdot d\mathbf{X}. \quad (5.3)$$

Tenzor drugog reda \mathbf{F} naziva se gradijent deformacije. \mathbf{F} je fundamentalna mjera deformacije, iz koje će proizići mjere promjene površine i volumena, deformacije itd.

Iako je \mathbf{F} fundamentalna mjera deformacije, nije nužno najbolja mjera za analizu u elastičnosti. Tenzor nije simetričan i može sadržavati doprinose krutog gibanja. Moguće je definirati dvije prikladnije mjere deformacije definirane kao

$$\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \cdot \mathbf{F} \quad , \quad \mathbf{B} = \mathbf{F} \cdot \mathbf{F}^T. \quad (5.4)$$

Tenzor \mathbf{C} nazivamo desni Cauchy-Green tenzor, a tenzor \mathbf{B} lijevi Cauchy-Green tenzor. [9]

5.1.2 Sile i naprezanja u mehanici kontinuuma

Koncept naprezanja uvodi Euler, a dovršava ga Cauchy. Naprezanje koje se većinom definira kao sila po površini, zapravo je sila po orijentiranoj površini. Bitne su orijentacije sile i površine. Cauchyovo naprezanje definira se kao sila kroz trenutna površina te se često zove stvarno naprezanje (jednadžba 4.6). Cauchyovo naprezanje je korisna mjera te je laka za fizičku interpretaciju pa se često koristi u mehanici kontinuuma. [9]

Nekad je, međutim, teško unaprijed znati kakvu će konfiguraciju tijelo poprimiti tijekom primjene opterećenja. Tada je teško mjeriti Cauchyovo naprezanje. Rješenje tog problema nalazi se definiranjem nove vrste naprezanja koja se definira u odnosu na referentnu (nedeformiranu) površinu. Takvo naprezanje naziva se prvo Piola-Kirchhoff naprezanje. Općenito tenzor prvog Piola-Kirchhoff naprezanja nije simetričan pa postoji težnja definiranja novog naprezanja, koje se kao i prvo Piola-Kirchhoff naprezanje definira u odnosu na referentnu površinu, ali mu je tenzor simetričan. To naprezanje dobiva se uvođenjem fiktivne sile i teško ga je fizički interpretirati. Naziva se drugo Piola-Kirchhoff naprezanje. [9]

Nijedno naprezanje nije savršeno te nam je često potrebno poznavanje više tipova naprezanja. Pri prikazivanju rezultata bitno je prikazati i koji tip naprezanja smo koristili pri izračunavanju. Ova naprezanja su međusobno povezana pa poznavanjem jednog možemo izračunati ostala. [9]

5.2 Materijalni modeli

Kao što je navedeno u poglavlju 4, odziv materijala pri jednoosnom ispitivanju je nelinearan u elastičnom dijelu, a deformacije su velike. Za takve materijale linearni model ne opsiuje ponašanje materijala dovoljno dobro. Alternativa linearnom modelu je hiperelastičnost. Prema Georgeu Greenu hiperelastični materijal je onaj za koji možemo izračunati energiju deformiranja. Stoga se hiperelastičnost naziva i Greenova elastičnost. Prve hiperelastične modele, Neo-Hookeov i Mooney-Rivlin, razvili su Ronald Rivlin i Melvin Mooney. [9]

Određivanje konstitutivne relacije koja dobro opisuje ponašanje nelinearnih materijala nije trivijalan postupak. Međutim, određivanje takve relacije značajno se pojednostavljuje principima koji ograničavaju njen oblik. Neki principi mehanike kontinuuma koji ograničavaju oblik konstitutivne relacije su:

- 1) Konstitutivna relacija mora ovisiti samo o trenutnom i po mogućnosti prošlim vrijednostima varijable stanja, nikad o budućim vrijednostima.
- 2) Ponašanje čestica materijala ovisi samo o ponašanju susjednih čestica, tj. ponašanje nikad ne ovisi o ponašanju udaljenih čestica. Posljedica toga je da se u konstitutivnoj relaciji pojavljuju derivacije najviše prvog reda.
- 3) Na početku formuliranja relacije treba pretpostaviti da ona ovisi o svim varijablama stanja, osim ako se ovisnost kosi s osnovnim zakonima,
- 4) Ponašanje materijala ne smije ovisiti o promatraču. Ovo je uz drugi zakon termodinamike najvažniji princip kojeg se treba pridržavati tijekom formuliranja konstitutivne jednadžbe. [9]

Simetrije u materijalu također dodaju nove restrikcije u formuliranju konstitutivne jednadžbe. Ako je materijal izotropan, tada energija deformiranja ovisi o desnom Cauchyevom tenzoru \mathbf{C} kroz njegove tri invarijante.

$$\mathbf{W} = \mathbf{W}(I_c, II_c, III_c), \quad (5.5)$$

gdje je

$$I_c = \text{tr}\mathbf{C}, \quad II_c = \frac{1}{2}((\text{tr}\mathbf{C})^2 - \text{tr}\mathbf{C}^2), \quad III_3 = \det\mathbf{C}. \quad (5.6)$$

Zbog nestlačivosti materijala, $III_3 = 1$ pa se energija deformiranja pojednostavljuje na

$$\mathbf{W} = \mathbf{W}(I_c, II_c) \quad (5.7)$$

5.3 Neo-Hook model

Nakon određivanja općenitog oblika relacije za energiju deformiranja potrebno je naći i specifični oblik. Postoje tri načina određivanja specifičnog oblika relacije za određeni materijal:

- 1) Teoretski, na temelju mikrostrukture materijala.
- 2) Direktno iz eksperimentalnih podataka.
- 3) Metodom pokušaja i pogreške. [9]

Neo-Hook model temelji se na pretpostavkama o mikrostrukтури materijala. Na temelju statističke mehanike molekula, strukture i idealiziranih interakcija tih molekula mogu se teoretski izvesti specifični oblici relacija pa je prema tome energija deformiranja u Neo-Hook modelu:

$$W = c_1(I_c - 3), \quad \text{gdje je } c_1 = nkT. \quad (5.8)$$

U gornjoj jednadžbi n je broj lančanih molekula u jedinici volumena, k je Boltzmanova konstanta i T je apsolutna temperatura. Lako je zaključiti da je za izotermalne procese, tj. procese u kojima se temperatura ne mijenja, c_1 konstanta. [9]

Kako iz jednoosnog ispitivanja lako dobijemo eksperimentalne podatke naprezanja u ovisnosti o deformaciji, poželjno je izvesti izraz za naprezanje u ovisnosti o deformacijama. Izjednačavanjem naprezanja dobivenih eksperimentom s naprezanjima dobivenim ovom relacijom odredit će se parametri materijala.

Pretpostavimo li nestlačivost materijala vrijedi $\lambda_1\lambda_2\lambda_3 = 1$, gdje λ označava izduženje. Tada vrijedi:

$$\lambda_1 = \frac{1}{\lambda_2\lambda_3}, \quad \lambda_2 = \frac{1}{\lambda_1\lambda_3}, \quad \lambda_3 = \frac{1}{\lambda_1\lambda_2}. \quad (5.9)$$

Kako se materijal tijekom opterećenja deformira, tj. mijenja dimenzije, možemo označiti originalne i nove dimenzije kao

$$x' = \lambda_1x, \quad y' = \lambda_2y, \quad z' = \lambda_3z \quad (5.10)$$

Cauchyovo naprezanje možemo prikazati preko prvog Piola-Kirchhoff naprezanja (t). Uzmimo pritom u obzir da je površina A jednaka umnošku stranica yz .

$$\sigma = \frac{F}{A} = \frac{t \cdot yz}{\lambda_2y\lambda_3z} = \frac{t}{\lambda_2\lambda_3}. \quad (5.11)$$

Uvrstimo li i 5.9 veza između Cauchyevog i prvog Piola-Kirchhoff naprezanja izgleda ovako:

$$\sigma_i = \lambda_i t \quad (5.12)$$

Iz jednadžbe 5.6 vidimo da je prva invarijanta tenzora \mathbf{C} njegov trag tj. zbroj dijagonalnih članova.

Uvrstimo li to u jednadžbu 5.8 dobije se

$$W = c_1(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 - 3) \quad (5.13)$$

Za jednoosno opterećenje vrijedi:

$$\lambda_1 = \lambda, \quad a \quad \lambda_2 = \lambda_3 = \frac{1}{\sqrt{\lambda}} \quad (5.14)$$

Uvrstimo li 5.14 u 5.13 dobije se

$$W = c_1 \left(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3 \right) \quad (5.15)$$

Derivacijom ovog izraza po varijabli λ dobivamo izraz za prvo Piola-Kirchhoff naprezanje

$$t = \frac{dW}{d\lambda}, \quad (5.16)$$

$$t = 2c_1 \left(\lambda - \frac{1}{\lambda^2} \right). \quad (5.17)$$

Uvrstimo li 5.17 u 5.11 dobijemo izraz za Cauchyovo naprezanje

$$\sigma = 2c_1 \left(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda} \right) \quad (5.18)$$

6 Određivanje parametara materijala

Nakon što imamo specifični oblik konstitutivne relacije potrebno je odrediti parametre koji nabolje odgovaraju konkretnom materijalu. Uz pomoć računala taj postupak je relativno lagan. Potrebno je, doduše, u obzir uzeti i određena ograničenja tijekom procjene valjanosti parametara. Parametri moraju imati fizikalnog smisla, te u intervalu u kojem promatramo materijal moraju dati realistične rezultate. Moguće je ograničiti, na temelju toga, interval iz kojeg algoritam može birati parametre.

6.1 Optimizacija

Cilj optimizacijskog postupka je naći minimum neke funkcije koristeći određeni algoritam te mjenjajući parametre funkcije. U ovom slučaju želimo minimalizirati razliku između eksperimentalno dobivenog napreznja i onog dobivenog relacijom 5.17. Funkcija koju optimizacijski proces želi minimalizirati općenito se naziva funkcija minimizacije. U ovom istraživanju definirana je kako slijedi:

$$f = \sum_{k=1}^m [(t_{eks} - t_{teor})^2], \quad (6.1)$$

gdje su t_{eks} eksperimentalno dobiveno prvo Piola-Kirchhoff napreznje, a t_{teor} napreznja dobivena relacijom 5.17

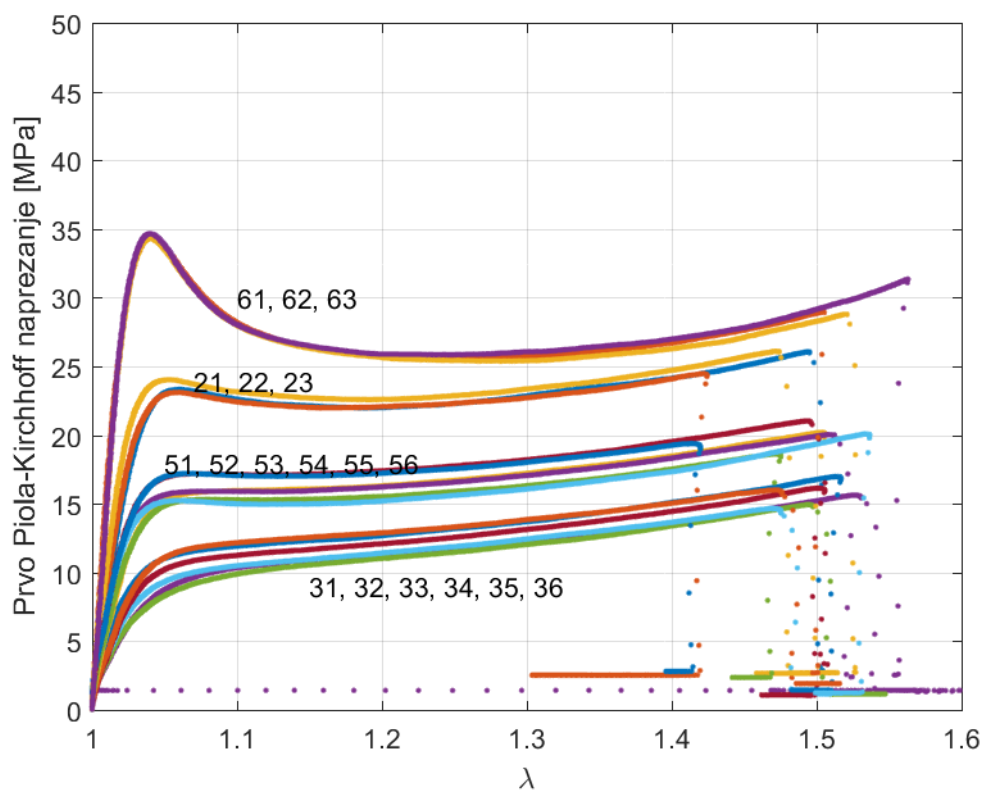
Optimizacijski problem će se provesti nelineranom regresijom pomoću programskog jezika Matlab. Za provođenje ovog postupka potrebno je imati set podataka, model te skriptu koja će provesti optimizaciju. Koristimo set podataka koji smo dobili iz jednoosnog ispitivanja epruveta. Model kojim želimo opisati eksperimentalne podatke je Neo-Hook model tj. jednačba 5.17. Skripta će se, kao što je već rečeno, pisati u programskom jeziku Matlab.

Dobivanje seta podataka

Sirove podatke dobivene eksperimentom potrebno je učitati u Matlab okruženje. Iz eksperimenta se dobiju podatci o sili i pomaku epruvete, a nama je potrebno napreznje u ovisnosti o izduženju. Kako bi odredili napreznje za svaku epruvetu su nam potrebne dimenzije epruvete, tako da u Matlab okruženje moramo ubaciti i podatke o površini poprečnog presjeka. Nakon što smo učitali podatke potrebno je izračunati i prvo Piola-Kirchhoff napreznje, prema formuli 4.1.

Sada je moguće konstruirati sigma - lambda graf (slika 6.1, koji nam govori koliko iznosi prvo Piola Kirchoff napreznje pri određenoj deformaciji.

Kako ćemo parametre računati samo u elastičnom dijelu potrebno je odrediti točku u tom grafu do koje ćemo razmatrati ponašanje materijala te ostatak izbaciti. Funkcija *tocke.m* nam omogućuje da izaberemo točku s grafa koja će biti kraj krivulje kojoj ćemo prilagoditi model.



Slika 6.1: $t - \lambda$ graf ispitanih materijala.

U Matlabu smo grafički prikazali ovisnost naprezanja o deformiranju pomoću podataka dobivenih iz kidalice.

```
1 function [x1 x2] = tocke(x)
2
3 % Za odabrani Sample otvara Sigma-Lambda graf na kojem
4 % se zatim oznaci tocka do koje se vrši optimizacija.
5
6
7 [FileName,PathName] = uigetfile('*.mat', 'Select .mat file which
   contains data from an inflation-extension test.', 'C:\Users\
   Ivan Grabic\Desktop\završni\Matlab\SortedData');
8 Data = fullfile(PathName,FileName);
9 load(Data)
10
11 Sample=num2str(x); %Ulazni podatak je broj epruvete
12 Name = strcat('Sample', Sample); %Ovaj dio taj broj pretvara u
   string
13
14 Lambda=SortedData.(Name).Stretch;
15 Sigma=SortedData.(Name).FPS_MPa;
16
17 figure
18 plot(Lambda,Sigma) %Plotamo sigma-lambda graf za odabranu
   epruvetu
19
20 [x1 x2]=getpts; %Funkcija kojom se grabe tocke iz grafa
21 close
22
23 end
```

Potrebno je sada napraviti vektore koji će sadržavati samo podatke elastičnog dijela epruveta. U struct `ElasticData` spremit ćemo sve eksperimentalne podatke do odabranih točaka iz tablice 7, koje su prikazane i na slici 6.2. Nakon toga imamo set podataka za koji sada moramo pretpostaviti model te modelu odrediti parametre.

Model i optimizacija

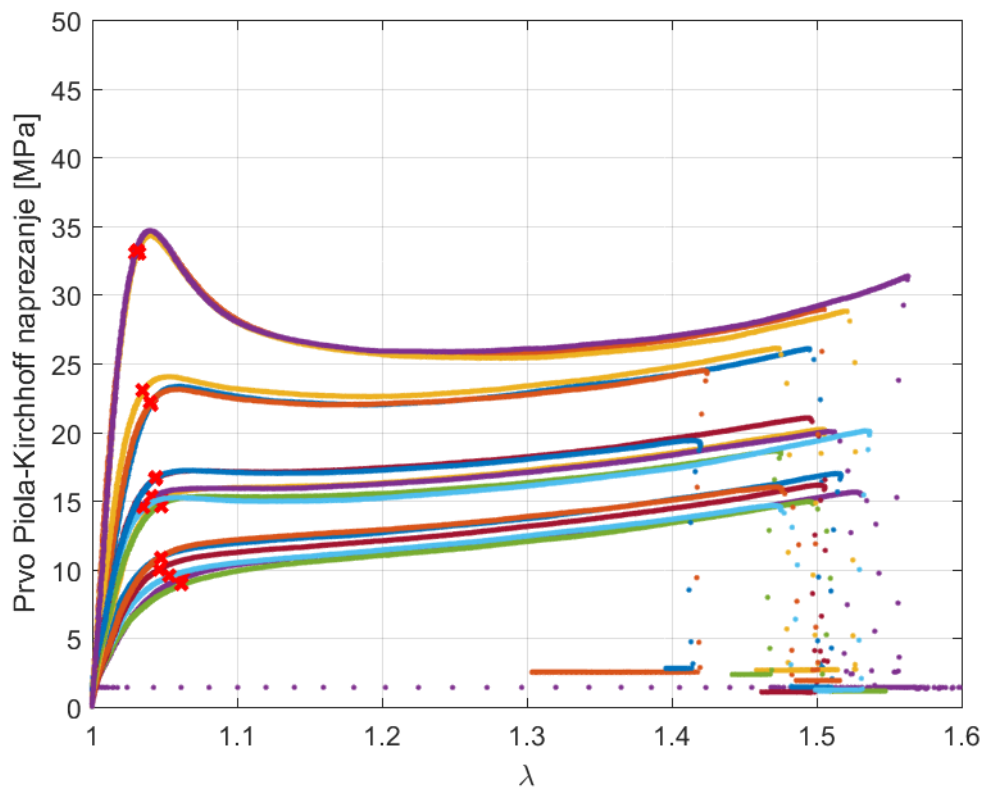
Kao što smo već rekli potrebno je odrediti model koji će se odabirom parametara prilagoditi eksperimentalnim podacima. Izabran je Neo-Hook model (izraz 5.17). Potrebno je u Matlabu napisati skriptu koja će izvršiti optimizaciju te naposljetku odrediti parametre za svaki pojedini materijal. Za optimizaciju će se koristiti funkcija `lsqnonlin`. Funkcija `lsqnonlin` metodom najmanjih

Epruveta	Izduženje	Naprezanje
21	1.0407	22.9479
22	1.0337	21.5175
23	1.033	23.3036
31	1.0531	9.3848
32	1.0392	7.8769
33	1.038	8.853
34	1.0477	10.5469
35	1.0427	11.091
36	1.0475	11.4448
51	1.0366	14.422
52	1.0366	15.3823
53	1.035	13.955
54	1.0337	14.6706
55	1.0338	15.9826
56	1.0345	16.0995
61	1.0281	32.9942
62	1.032	34.3729
63	1.033	35.1093

Tablica 7: Koordinate odabranih točaka za pojedinu epruvetu

Kako smo karakterizirali krivulju samo u elastičnom dijelu morali smo odrediti točke do kojih odziv smatramo elastičnim. U ovoj tablici su prikazane naprezanja i izduženja do kojih smo promatrali ponašanje za svaku epruvetu.

kvadrata prilagođava krivulju zadanim podacima. Također koristimo opciju multistart, koja algoritmu daje na raspolaganje više početnih točaka. Na taj način se smanjuje šansa da algoritam nađe samo lokalni minimum cost funkcije. Na sljedećoj stranici možemo vidjeti skriptu koja obavlja određivanje parametara.



Slika 6.2: Točke do kojih smo promatrali ponašanje

Materijale smo karakterizirali za elastično područje koje se na krivuljama nalazi do crvenih oznaka. U tom području pretpostavit ćemo Neo-Hook model te odrediti parametar c_1 .

```
1 %% OPTIMIZACIJA %%
2 Sample=[21,22,23,31,32,33,34,35,36,51,52,53,54,55,56,61,62,63];
3 for i=[1:18];
4     ime_str=num2str(Sample(i));
5     Name = strcat('Sample', ime_str );
6
7     d=ElasticData.(Name).Stretch;
8     y=ElasticData.(Name).FPS_MPa;
9
10    NeoHook = @(C)C.*(d-1./d.^2)*2-y; %Funkcija koju treba
        minimalizirati
11
12    X0 =100;      %pocetna tocka
13    LB=0;        %donja granica
14    UB=1000;     %gornja granica
15
16    ip=GetInitialParameters(UB, LB, 10);
17    ipo=CustomStartPointSet(ip);
18
19
20    %Multistart
21    lsqOpts = optimoptions('lsqnonlin', 'MaxFunctionEvaluations',
        10000, 'OptimalityTolerance', ...
22        1e-20, 'FunctionTolerance', 1e-20, 'StepTolerance', 1e-20, ...
23        'MaxIterations', 4000); %Opcije optimizacije
24    problem=createOptimProblem('lsqnonlin', 'objective', NeoHook,
        'x0', X0, ...
25        'lb', LB, 'ub', UB, 'options', lsqOpts);
26    ms=MultiStart('StartPointsToRun', 'bounds');
27
28    [x, f]=run(ms, problem, ipo)
29
30    Parametri.(Name)=x;
31
32
33 end
```

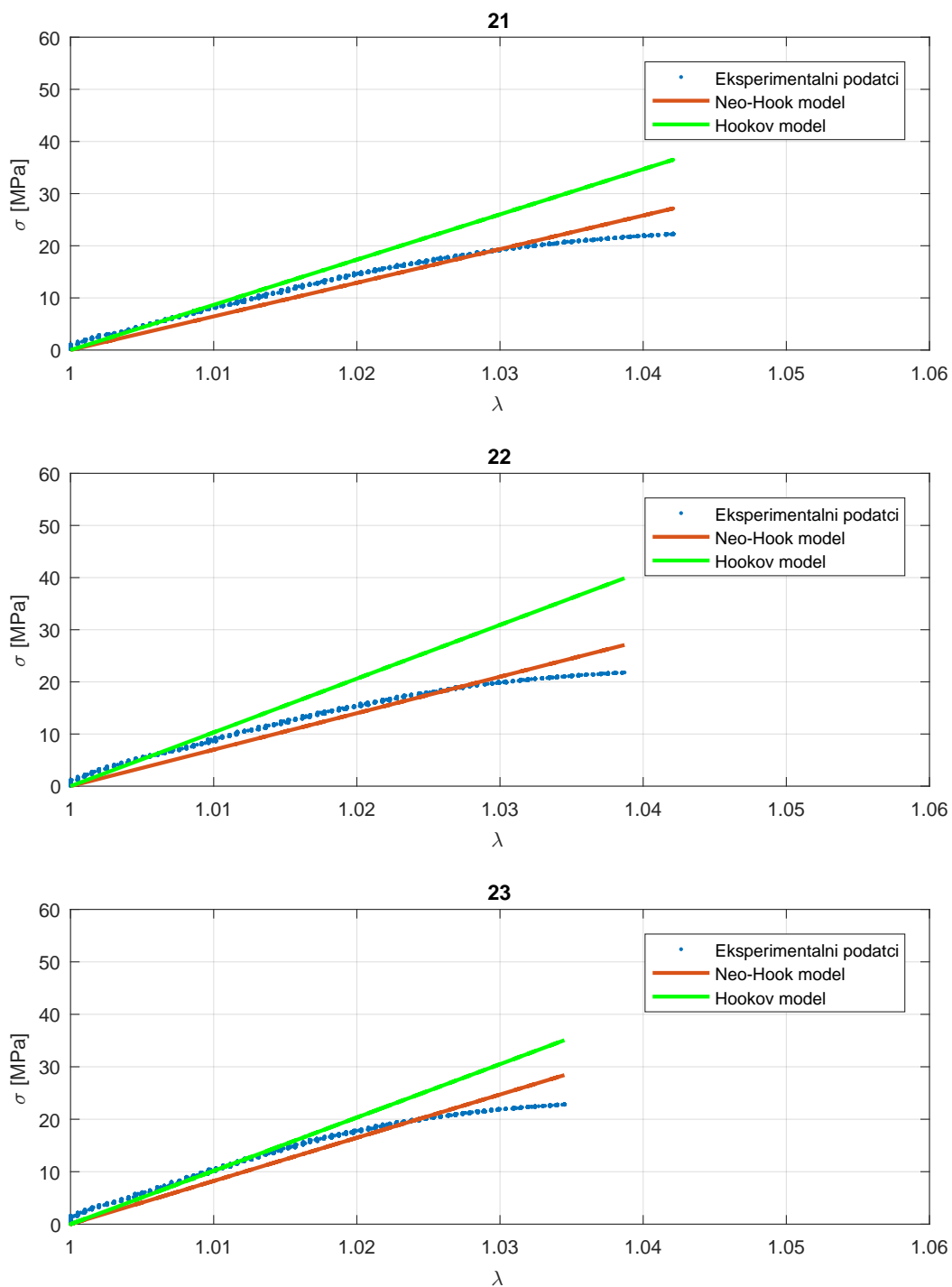
Nakon pokretanja ove skripte, parametar za svaku epruvetu se pohrani u struct *Parametri*. Možemo ih vidjeti u tablici 8.

Epruveta	Parametar c_1 [MPa]
21	107.4639
22	116.5581
23	137.2202
31	35.9345
32	34.3434
33	43.4859
34	45.6324
35	57.0474
36	51.1589
51	70.2243
52	87.6677
53	70.0742
54	93.9786
55	91.0786
56	86.4525
61	211.0567
62	218.1152
63	216.1438

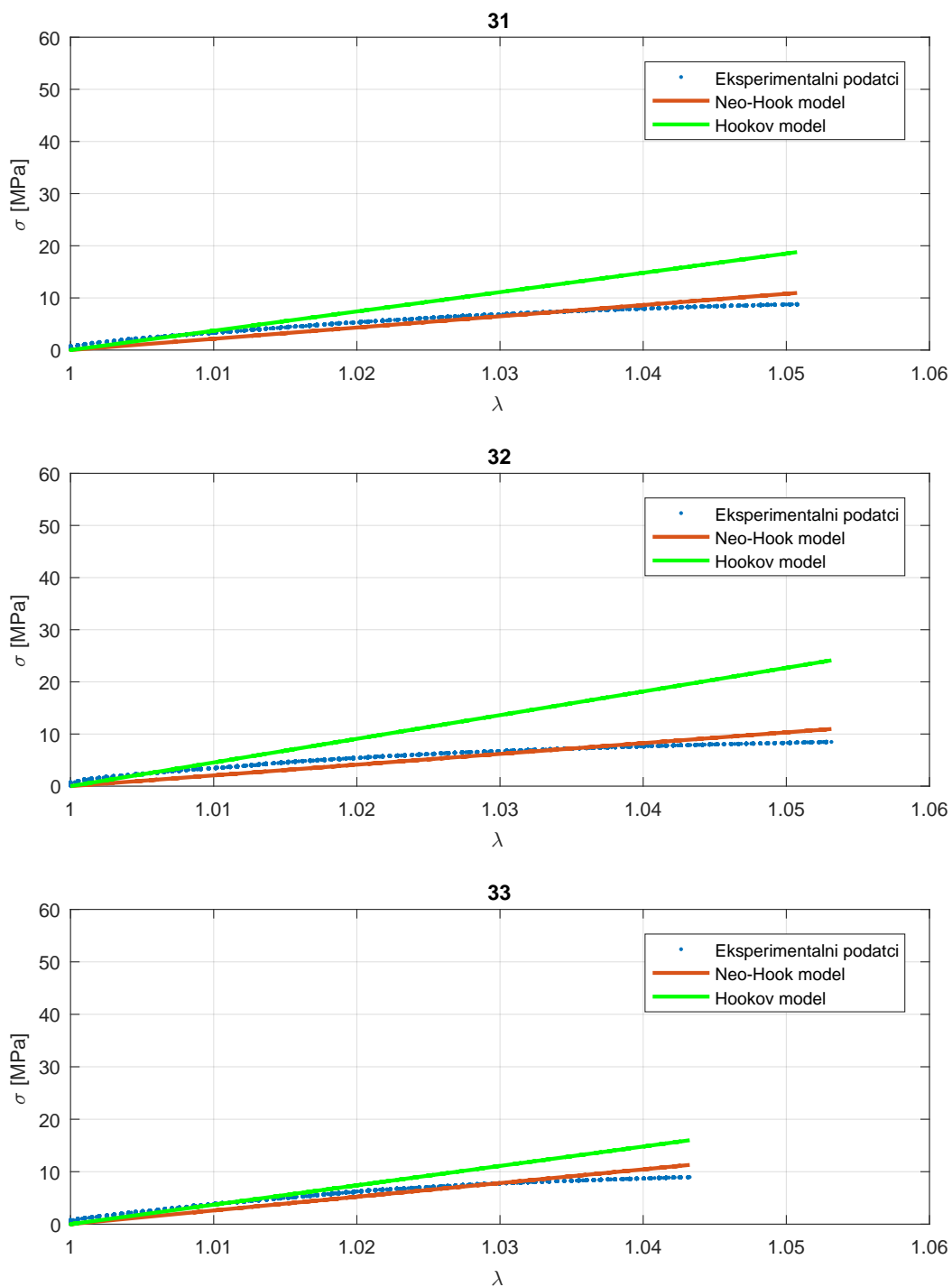
Tablica 8: Parametri

Parametri c_1 materijala u Neo-Hook materijalnom modelu.

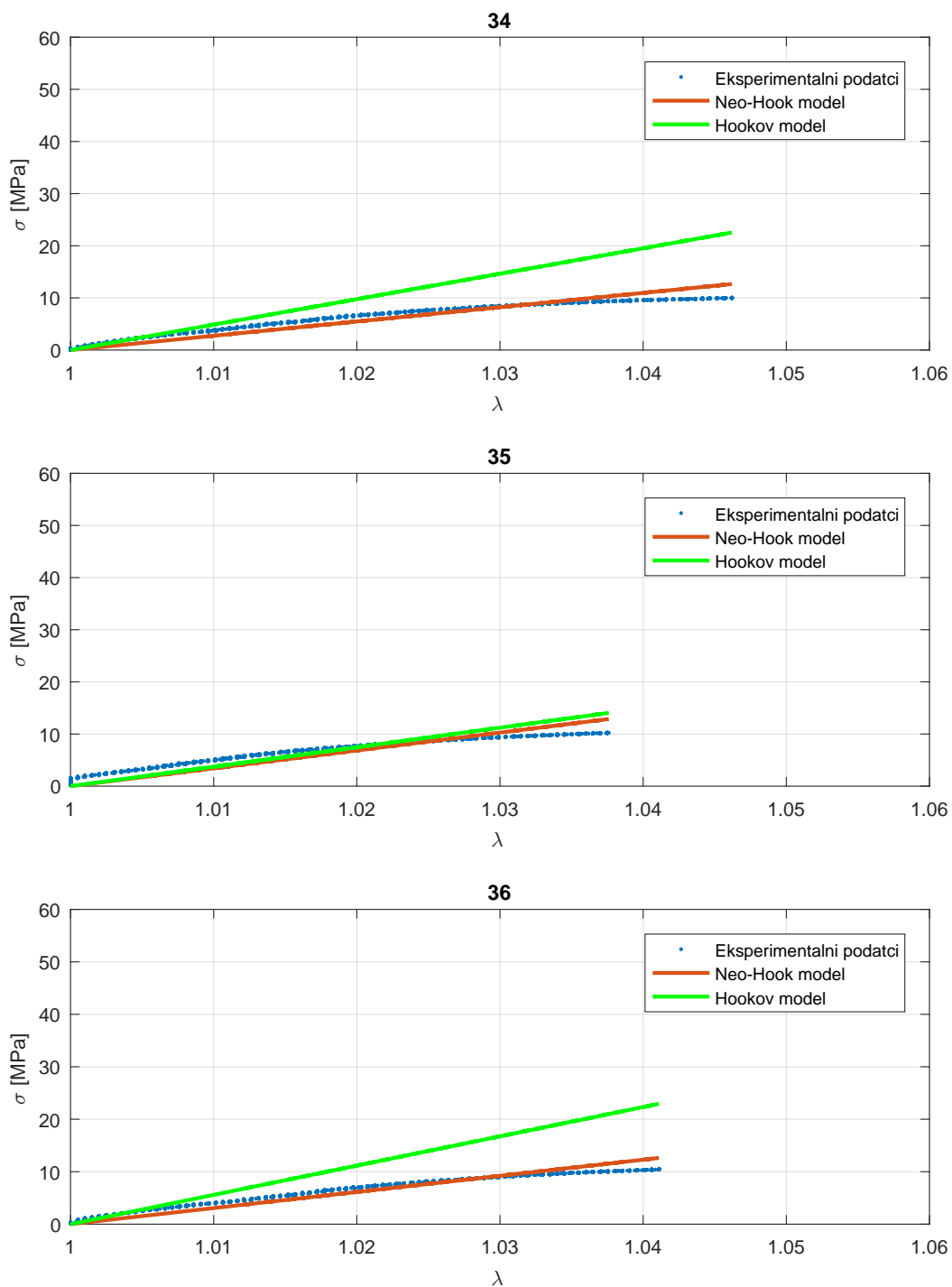
Na sljedećim stranicama prikazana je grafička usporedba modela i eksperimenta za promatrani dio, te je prikazan i Hookov model s modulom elastičnosti iz tablice 3.



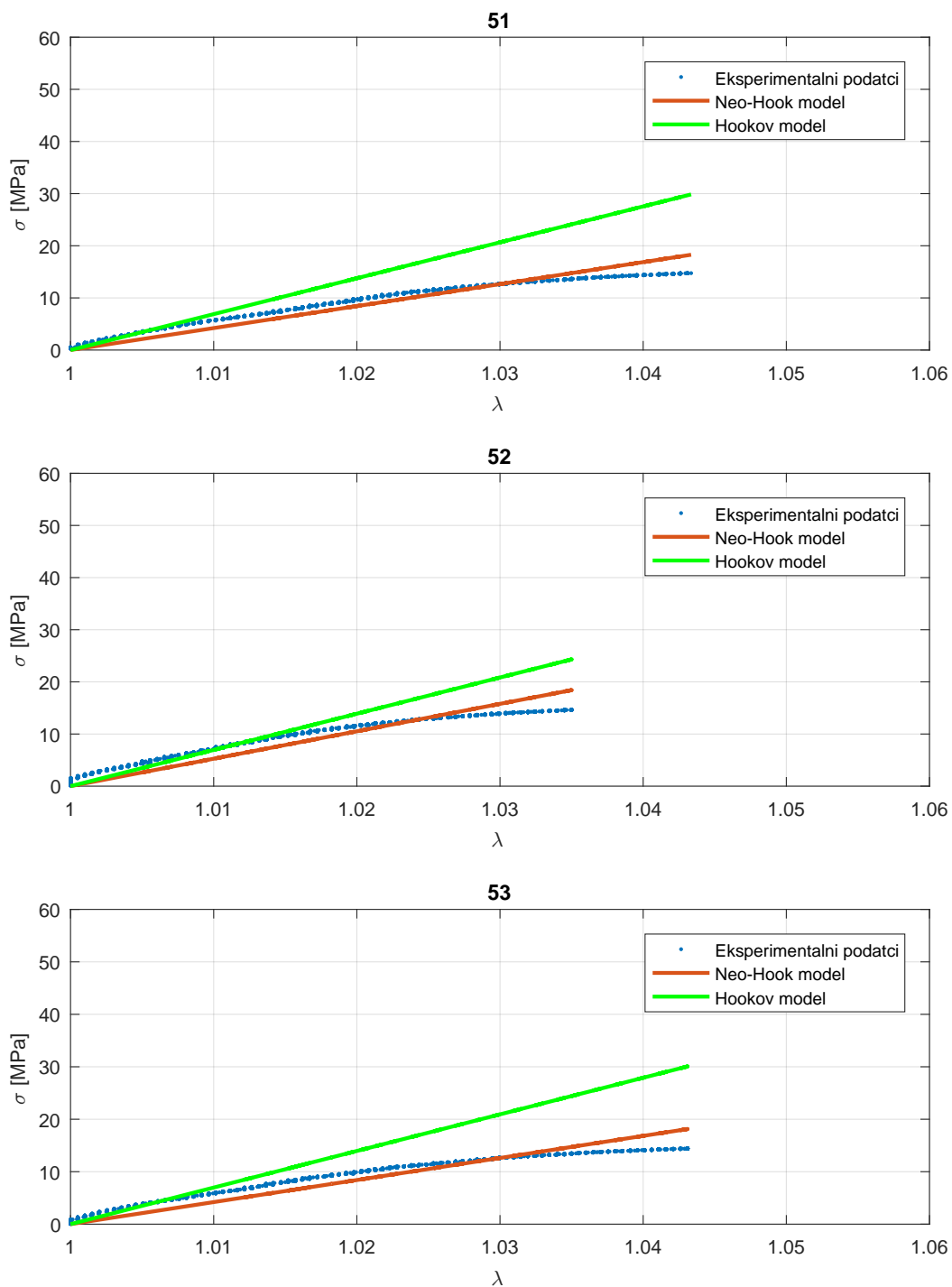
Slika 6.3: Materijal VB - Poprečna orijentacija



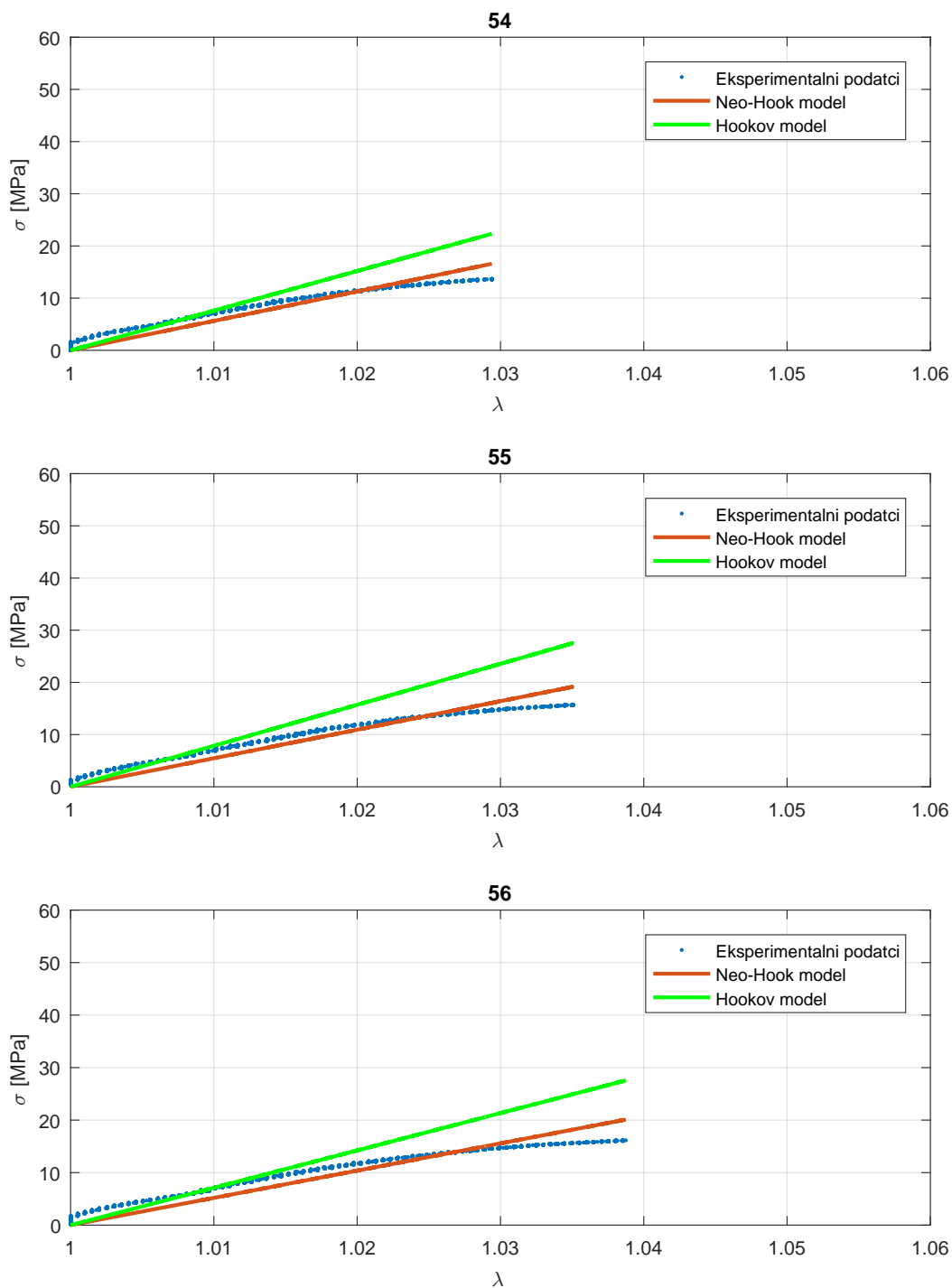
Slika 6.4: Materijal RGD 8560 - Poprečna orijentacija



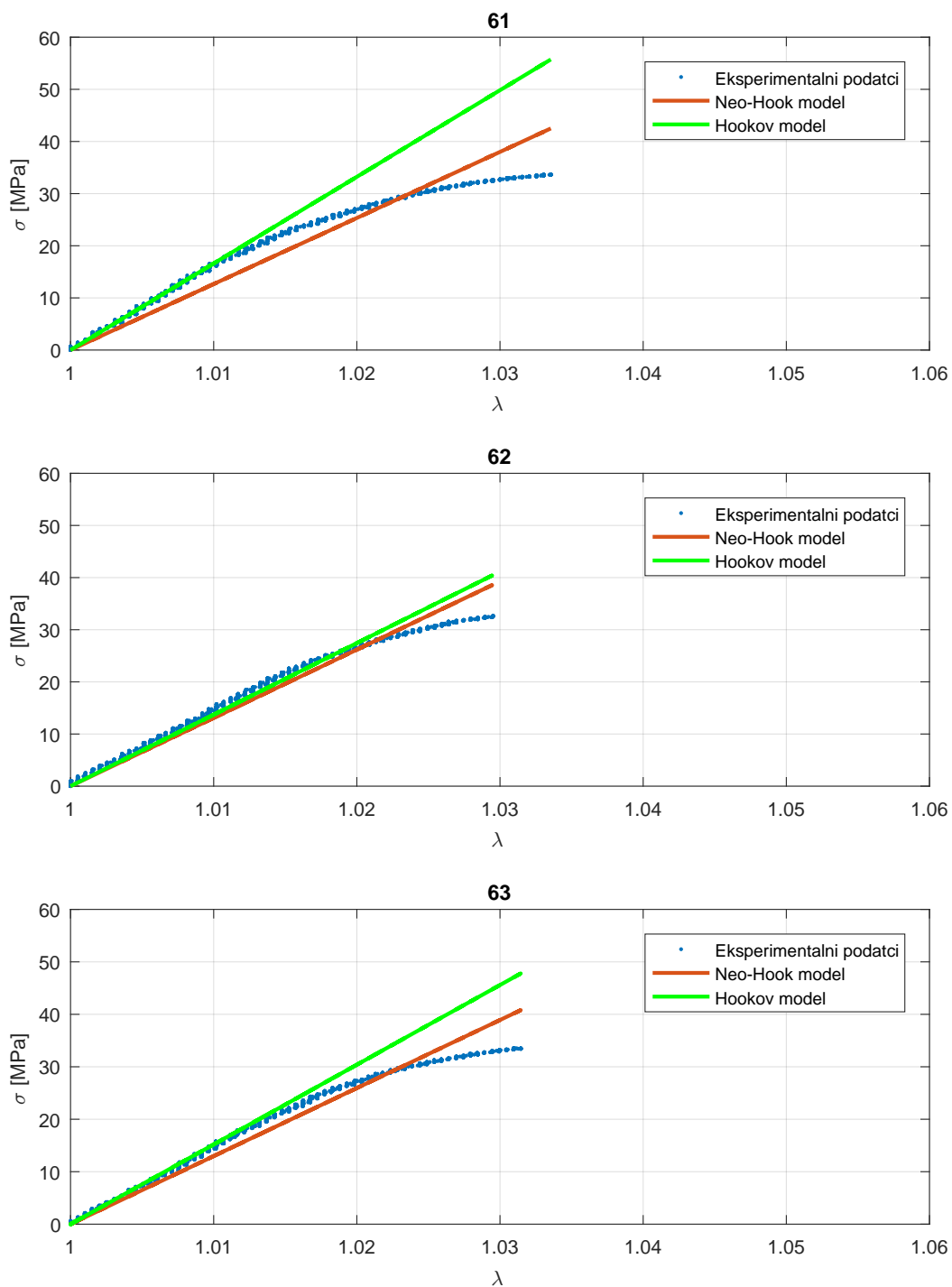
Slika 6.5: Materijal RGD 8560 - Uzdužna orijentacija



Slika 6.6: Materijal RGD 8555 - Poprečna orijentacija



Slika 6.7: Materijal RGD 8555 - Uzdužna orijentacija



Slika 6.8: Materijal VB - Uzdužna orijentacija

7 Zaključak

U sklopu ovog rada bilo je potrebno ispisati epruvete, odrediti njihova mehanička svojstva na jednoosnoj kidalici te odrediti parametre materijala. Ispisano je pet materijala i to svaki u dvije okomite orijentacije. Od pet materijala dva nisu bila pogodna za testiranje na jednoosnoj kidalici. Neopogodni materijali su bili mekši te bi čeljusti kidalice uništile epruvete tih materijala. Kako su arterije mekana tkiva podložna velikim deformacijama upravo su materijali koji nisu bili pogodni za testiranje bili najpogodniji za oponašanje arterijskog tkiva. Kako bi se izbjegao ovaj problem, preporuča se kod 3D printanih epruveta ispisati dio koji ide u čeljusti od tvrdog materijala. Naravno uz ograničenje da to ne utječe na deformacije tijela epruvete.

Kako se u ovom istraživanju bavimo mekanim, nelinearnim materijalima izloženima velikim deformacijama poželjno je razmotriti opisuju li neki drugi materijalni modeli bolje njihovo ponašanje od Hookovog linearnog elastičnog modela. Literatura nam govori da hiperelastični materijalni modeli bolje opisuju takve materijale [9]. Na temelju toga koristili smo Neo-Hook materijalni model pri karakterizaciji materijala. Usporedba Neo-Hook modela i Hookovog modela vidi se na slikama 6.3 - 6.8. U pravilu se vidi veće odstupanje pri većim deformacijama, što je u skladu s literaturom. Također vidimo najmanja odstupanja Neo-Hook modela za materijal RGD 8560 koji je najnelinearniji od ponuđenih što se također slaže s literaturom. Da se pretpostavi da bi najbolji rezultati bili pri testiranju i karakterizaciji neispitanih epruveta. Pri karakterizaciji materijala mogli su se koristiti i neki drugi hiperelastični modeli poput Mooney-Rivlin modela, Ogdenovog itd. Pri promjeni modela trebalo bi se pri računanju parametara samo promijeniti funkcija minimizacije u Matlab skripti *optimizacija.m*, uz još neke preinake ako model ima više parametara.

Proces određivanja parametara Neo-Hook modela obavljen je metodom optimizacije. Napisan je niz skripti u Matlabu koje nam olakšavaju ovaj proces. Napisani Matlab kod uzima dimenzije epruvete te rezultate jednoosnog ispitivanja kao ulazne podatke te izbacuje parametre Neo-Hook modela i grafičke prikaze unesenih podataka te usporedbe. Sljedeći korak u razvijanju mogao bi biti poopćavanje koda tako da obuhvaća razne hiperelastične modele pa eventualno i razne načine ispitivanja. Kada bi se napravio i GUI (graphical user interface), dobio bi se jednostavan i koristan alat koji bi se mogao koristiti za karakterizaciju polimernih materijala.

Cilj ovog projekta je kombinacijom izotropnih materijala dobiti materijal koji bi imao svojstva naj-sličnija svojstvima mekog arterijskog tkiva. Logičan sljedeći korak u istraživanju je odrediti u kojoj konfiguraciji kombinacija materijala najbolje oponaša arterijsko tkivo. Osnovna ideja je simulirati elastična svojstva mekšim materijalom te u njega inkorporirati čvršći materijal koji bi simulirao čvrsta svojstva kolagena u arterijskom tkivu. Postoji više pristupa koje istraživač može iskoristiti pri rješavanju ovog problema. Jedan pristup je intuitivno i ručno raspoređivanje materijala po epruveti te simulacija metodom konačnih elemenata, gdje bi se greška između rezultata smanjivala iteracijom i iskustvom samog istraživača. Jedan od pristupa koji bi se mogao razmotriti je shvaćanje ovog problema kao problema optimizacije. Nije teško zaključiti da se odziv epruvete mi-

jenja u funkciji svojstava i raspodjele materijala po epruveti. Na temelju toga otvara se mogućnost korištenja algoritma koji bi raspodjelom materijala i dobivanja rezultata metodom konačnih elemenata smanjivao razliku između zadanog odziva arterijskog tkiva i epruvete koju optimiziramo. Problemi ovog pristupa su odabir pogodnog algoritma za ovu vrstu problema te kompatibilnost algoritma s rješavanjem ovakvih problema metodom konačnih elemenata.

Više od 400 000 ljudi godišnje izgubi život zbog lječničke pogreške u USA [14]. Personalizacija medicine te korištenje inženjerskih principa u medicini mogli bi biti rješenje tog problema. Razvojem sve preciznijih strojeva te razvojem umjetne inteligencije otvara se mogućnost smanjivanja utjecaja ljudske pogreške ne smanjujući pritom utjecaj ljudske kreativnosti te iskustva koje ljeknik može imati. Indikativno je da je razvoj individualne medicine, koja je pritom kvalitetnija, sljedeći korak u lječničkoj praksi te je lako zaključiti da principi strojarstva uvelike pomažu u tome. Ovaj projekt jedan je od mnogih koji čini korak bliže tom cilju.

Literatura

- [1] Michael Molitch-Hou. Applications of 3d printing. Engineering.com.
- [2] James Coburn David Hwang Jennifer Kelly Akm Khairuzzaman Laura Ricles Matthew Di Prima. Additively manufactured medical products – the fda perspective. *3D Printing in Medicine*, 2016.
- [3] Kan Wang. Dual-material 3d printed metamaterials with tunable mechanical properties for patient-specific tissue-mimicking phantoms. *Additive Manufacturing*, 2006.
- [4] <http://vexmatech.com/3d-print-medical.html>.
- [5] John E Hall. *Guyton i Hall udžbenik Medicinska fiziologija*. Elsevier, 2016.
- [6] Ana Marušić Jelena Krmpotić-Nemanić. *Anatomija čovjeka*. Medicinska naklada, 2004.
- [7] Case courtesy of a.prof frank gaillard, radiopaedia.org, rid: 8881.
- [8] Jose Carneiro Luiz C. Junqueira. *Osnove Histologije*. Školska knjiga, 2006.
- [9] Jay D. Humphrey. *Cardiovascular solid mechanics: cells, tissues, and organs*. Springer, New York, 2010.
- [10] <https://4kpics.rocks/tunica-externa-vein/>.
- [11] Jan-Steffen Hotter Andreas Gebhardt. *Additive manufacturing: 3D printing for prototyping and manufacturing*. Hanser Publishers, 2016.
- [12] Ivan Željko. Svojstva i vizualna analiza proizvoda otisnutih 3d tiskom, diplomski rad, 2016.
- [13] J. R. Davis. *Tensile testing*. ASM International, Materials Park, OH, 2004.
- [14] John T. James. A new, evidence-based estimate of patient harms associated with hospital care. *Journal of Patient Safety*, 2013.