

Validacija konstitutivnog modela 3D ispisanog materijala

Lukaček, Viktorija

Undergraduate thesis / Završni rad

2025

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:235:012425>

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

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

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Viktorija Lukaček

Zagreb, 2025.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentor:

Doc. dr. sc. Lana Virag, mag. ing.

Student:

Viktorija Lukaček

Zagreb, 2025.

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

Prije svega, zahvaljujem se mentorici doc. dr. sc. Lani Virag na pruženoj pomoći i znanju te strpljenju pri izradi rada, ali i tijekom studija. Zahvaljujem se i asistentu Luki Labaru na pomoći oko izvođenja ispitivanja i izrade završnog rada. Također, zahvaljujem se poduzeću 3DTech na ispisu ispitnih uzoraka i pločica bez kojih se ovaj rad ne bi mogao izraditi.

Zahvaljujem se i svim najbližim prijateljima koji su u svakom trenutku, bez obzira na udaljenost, bili spremni saslušati i pružiti savjet ili poboljšati dan nekom novom pričom.

Na kraju se najiskrenije zahvaljujem svojoj obitelji, posebno roditeljima, koji su uvijek bili uz mene te me podržavali u svemu tijekom cijelog školovanja.

Ovaj rad financiran je od strane Hrvatske zaklade za znanost (HRZZ) u sklopu projekta „Numerička procjena učinkovitosti 4D ispisanih karotidnih stentova“ (FORECAST), IP-2022-10-1497.



Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa: 602 – 04 / 25 – 06 / 1	
Ur.broj: 15 – 25 –	

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: Viktorija Lukaček

JMBAG: 0035235763

Naslov rada na hrvatskom jeziku: Validacija konstitutivnog modela 3D ispisanog materijala

Naslov rada na engleskom jeziku: Validation of the constitutive model of 3D printed material

Opis zadatka:

Stereolitografija (SLA) je tehnologija 3D ispisa iz smola. S obzirom na vrlo visoku preciznost ispisa, može se koristiti za ispis sitnih dijelova, npr. stentova koji imaju debljinu struta oko 0,1 mm.

Kako bi se osigurala točnost konstitutivnog modela za jednu smolu koja se može koristiti za ovaj tip tehnologije, u radu je potrebno:

1. Odrediti potrebni broj i dimenzije epruveta za jednoosno ispitivanje materijala koje u homogenom dijelu imaju maksimalna naprezanja te pripremiti odgovarajuće CAD modele za 3D ispis.
2. Provesti jednoosni test za odabranu smolu i brzinu ispitivanja.
3. Odrediti optimalni materijalni model te odrediti materijalne parametre korištenjem metode najmanjih kvadrata.
4. Izraditi CAD modele mrežastih pločica s oblikom ćelija koje se koriste za stentove.
5. Numerički odrediti naprezanja i pomake u ploči.
6. Eksperimentalno jednoosno ispitati 3D ispisane pločice i mjeriti pomake nekoliko točaka.
7. Usporediti eksperimentalno i numerički dobivene rezultate.

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

Datum predaje rada:

30. 11. 2024.

1. rok: 20. i 21. 2. 2025.
2. rok: 10. i 11. 7. 2025.
3. rok: 18. i 19. 9. 2025.

Predviđeni datumi obrane:

1. rok: 24. 2. – 28. 2. 2025.
2. rok: 15. 7. – 18. 7. 2025.
3. rok: 22. 9. – 26. 9. 2025.

Zadatak zadao:

Doc. dr. sc. Lana Virag

Predsjednik Povjerenstva:

Prof. dr. sc. Vladimir Soldo

Sadržaj

Sadržaj	I
Popis oznaka	II
Popis slika	VI
Popis tablica	VII
Popis kratica	VIII
1 Uvod	1
1.1 Atreoskleroza i stentovi	1
1.1.1 Pregled tipova stentova	2
1.1.2 SMP stentovi	4
1.2 Aditivna proizvodnja	6
1.2.1 Stereolitografija	6
2 Ispitivanje materijala	9
2.1 Jednoosno ispitivanje	10
2.2 Provedba ispitivanja	13
2.3 Rezultati jednoosnog ispitivanja	16
3 Materijalni model	19
3.1 Materijalni modeli u teoriji plastičnosti	19
3.1.1 Linearno elastični – idealno plastični materijal	20
3.1.2 Elastično – linearno očvršćujući materijal	20
3.1.3 Elastično – eksponencijalno očvršćujući materijal	22
3.1.4 Rosenberg – Osgoodov materijalni model	23
3.2 Općenito o metodi najmanjih kvadrata	24
3.3 Određivanje materijalnih parametara	25
4 Modeliranje mrežastih pločica	27
4.1 Favus-O oblik pločica	27

4.2	Razmatrani modeli	28
4.3	Odabrani modeli	31
4.4	Inicijalni proračun u <i>Abaqusu</i>	32
5	Ispitivanje pločica	38
5.1	Provedba ispitivanja	38
5.2	Rezultati ispitivanja pločica	39
6	Modeliranje u <i>Abaqusu</i>	47
6.1	Modeliranje plastičnosti	48
6.2	Rezultati	48
6.2.1	Naprezanja u pločici	49
6.2.2	Pomaci na pločici	51
7	Usporedba i analiza eksperimentalnih i numeričkih rezultata	54
7.1	Usporedba rezultata	54
7.2	Kritički osvrt na rezultate	61
8	Zaključak	64
	Literatura	67

Popis oznaka

Latinične oznake

A	površina poprečnog presjeka	mm^2
a	materijalni parametar	
a_i	parametar aproksimacijske funkcije	
D	promjer upisane kružnice šesterokutne ćelije	mm
E	modul elastičnosti	MPa
E_T	tangentni modul elastičnosti	MPa
F	sila opterećenja postavljena u <i>Abaqusu</i>	N
	sila izmjerena na sensorima kidalice	N
F_1	sila pri kojoj je prekinuta simulacija s idealno plastičnim modelom	N
F_2	sila pri kojoj je prekinuta simulacija s linearnim očvršćenjem	N
F_3	sila pri kojoj je prekinuta simulacija s podacima proizvođača	N
F_{uk1}	ukupna sila simulacije s idealno plastičnim modelom materijala	N
F_{uk2}	ukupna sila simulacije s linearno očvršćujućim materijalom	N
F_{uk3}	ukupna sila simulacije prema podacima proizvođača	N
f	funkcija	
H	modul plastičnosti	MPa
l_0	početna duljina	mm
l_1	konačna duljine	mm
k	materijalni parametar	
n	materijalni parametar	
\mathbf{K}	matrica krutosti	
R	radijus zakrivljenosti ćelije	mm
T	udaljenost ćelija na pločici	mm
T_{kr}	kritična temperatura	m
T_{trans}	tranzicijska temperatura	s
u	pomak	mm
x_i	koordinata točke	

Grčke oznake

ε	deformacija	
ε_T	deformacija pri granici tečenja	
ν	Poissonov faktor	
ε_p	plastična deformacija	
$\varphi(x_k)$	aproksimacijska funkcija	
σ	normalno naprezanje	MPa
σ_T	granica tečenja	MPa

Popis slika

Slika 1:	Samoproširujući stent [5]	2
Slika 2:	Stent proširen balonom pri ugradnji [6]	2
Slika 3:	Poprečni presjek struta DES stenta [8]	3
Slika 4:	Životni ciklus biorazgradivog stenta [9]	4
Slika 5:	Promjena oblika polimera s pamtljivosti oblika [10]	5
Slika 6:	Shematski prikaz SLA printera [13]	7
Slika 7:	Uobičajene dimenzije stenta [17]	8
Slika 8:	Prikaz prihvata ispitnog uzorka na kidalicu [19]	10
Slika 9:	Prikaz dijagrama konvencionalno naprezanje - deformacija	11
Slika 10:	Prikaz dijagrama naprezanje - deformacija polimernih materijala [12]	13
Slika 11:	Dimenzije epruvete [20]	14
Slika 12:	Pripremljene epruvete za jednoosno ispitivanje [20]	15
Slika 13:	Kidalica na kojoj se provodi ispitivanje	15
Slika 14:	Epruvete nakon ispitivanja	16
Slika 15:	Dijagram ovisnosti sile o pomaku epruveta za šest ispitivanja	17
Slika 16:	Dijagram konvencionalno naprezanje - deformacija	18
Slika 17:	Dijagram linearno elastičnog - idealno plastičnog materijala	20
Slika 18:	Dijagram elastično -linearno očvršćujućeg materijala	21
Slika 19:	Prikaz nagiba modula plastičnosti	22
Slika 20:	Dijagram elastično - nelinearno očvršćujućeg materijala	23
Slika 21:	Dijagram Rosenberg-Osgoodovog materijalnog modela	23
Slika 22:	Izračun materijalnih parametara	25
Slika 23:	Odabrani materijalni model	26
Slika 24:	Primjeri različitih geometrija stentova [25]	27
Slika 25:	Dizajn stentova inspiriran oblikom pčelinjih saća iz literature[26]	27
Slika 26:	Oblik i struktura pčelinjih saća[29]	28
Slika 27:	Detalj pčelinjih saća s radijusom zakrivljenosti[27]	28
Slika 28:	Početni model pločice, veličine ćelija prema literaturi	29

Slika 29:	Model prilagođen mjerenju pomaka, udaljenost ćelija 1 mm	30
Slika 30:	Model prilagođen mjerenju pomaka, udaljenost ćelija 2 mm	30
Slika 31:	Model pravilno raspoređenih ćelija, udaljenost ćelija 1mm	31
Slika 32:	Model pravilno raspoređenih ćelija, udaljenost ćelija 2mm	31
Slika 33:	Dizajn pločice s prihvatom, udaljenost ćelija 1mm	32
Slika 34:	Dizajn pločice s prihvatom, udaljenost ćelija 2mm	32
Slika 35:	Probni proračun naprezanja za pločicu bez prihvata s razmakom ćelija 1mm [MPa]	33
Slika 36:	Probni proračun naprezanja za pločicu s prihvatom s razmakom ćelija 1 mm [MPa]	34
Slika 37:	Probni proračun naprezanja za pločicu bez prihvata s razmakom ćelija 2 mm [MPa]	34
Slika 38:	Probni proračun naprezanja za pločicu s prihvatom s razmakom ćelija 2mm [MPa]	35
Slika 39:	Pločice s označenim točkama	38
Slika 40:	Ispitna pločica postavljena na kidalicu	39
Slika 41:	Lom pločice	39
Slika 42:	Slomljene pločice	39
Slika 43:	Referentna numeracija točaka	40
Slika 44:	Izmjereni pomaci točke 1	40
Slika 45:	Izmjereni pomaci točke 10	40
Slika 46:	Izmjereni pomaci točke 2	41
Slika 47:	Izmjereni pomaci točke 9	41
Slika 48:	Izmjereni pomaci točke 3	42
Slika 49:	Izmjereni pomaci točke 8	42
Slika 50:	Izmjereni pomaci točke 4	43
Slika 51:	Izmjereni pomaci točke 7	43
Slika 52:	Izmjereni pomaci točke 5	44
Slika 53:	Izmjereni pomaci točke 6	44
Slika 54:	Korištena mreža konačnih elemenata	48

Slika 55:	Simetrične točke	49
Slika 56:	Numerički određena raspodjela naprezanja u pločici [MPa]	49
Slika 57:	Detalj naprezanja u pločici [MPa]	50
Slika 58:	Naprezanja u pločici dobivena linearnim očvršćenjem [MPa]	51
Slika 59:	Naprezanja u pločici dobivena linearnim očvršćenjem s podacima o modulu elastičnosti od proizvođača [MPa]	51
Slika 60:	Numerički određeni pomaci na pločici za idealno plastični model [mm]	52
Slika 61:	Pomaci na pločici dobivena linearnim očvršćenjem [mm]	52
Slika 62:	Pomaci na pločici dobiveni linearnim očvršćenjem s podacima o modulu elastičnosti od proizvođača [mm]	53
Slika 63:	Usporedba pomaka za točku 1	54
Slika 64:	Usporedba pomaka za točku 2	55
Slika 65:	Usporedba pomaka za točku 3	55
Slika 66:	Usporedba pomaka za točku 4	56
Slika 67:	Usporedba pomaka za točku 5	56
Slika 68:	Usporedba pomaka za točku 6	57
Slika 69:	Usporedba pomaka za točku 7	57
Slika 70:	Usporedba pomaka za točku 8	58
Slika 71:	Usporedba pomaka za točku 9	58
Slika 72:	Usporedba pomaka za točku 10	59

Popis tablica

Tablica 1:	Tablica predloženih brzina ispitivanja prema normi ISO - 527 [20] .	13
Tablica 2:	Početne dimenzije ćelija, [26]	29
Tablica 3:	Početne dimenzije pločica	29
Tablica 4:	Skalirane dimenzije ćelija	30
Tablica 5:	Konačne dimenzije pločica	31
Tablica 6:	Veličine korištene za inicijalne simulacije	33
Tablica 7:	Rezultati inicijalnog proračuna, razmak ćelija 1 mm	35
Tablica 8:	Rezultati probnog proračuna, razmak ćelija 2 mm	36
Tablica 9:	Rezultati pomaka točaka	45
Tablica 10:	Srednja sila loma mjerenja	46
Tablica 11:	Veličine korištene za simulacije	47
Tablica 12:	Usporedba svih rezultata pomaka odabranih točaka	60
Tablica 13:	Sile loma pri ispitivanju i prekidu simulacija	61

Popis kratica

- DES stentovi koji otpuštaju lijek (eng. *drug eluting stents*)
- BRS biorazgradive potpornice (eng. *bioresorable scaffolds*)
- SMP polimeri s pamtljivosti oblika (eng. *shape memory polymers*)
- SLA stereolitografija (eng. *stereolithography*)
- FDM taložno srašćivanje (eng. *Fused Deposition Modeling*)
- LOM proizvodnja laminiranih objekata (eng. *Lminated Object Manufacturing*)
- SLA selektivno lasersko srašćivanje (eng. *Selective Laser Sintering*)

Sažetak

Tema ovog završnog rada je odabir i validacija konstitutivnog modela 3D ispisanog biokompatibilnog polimera. Odabrani polimer potencijalno se može koristiti za izradu stentova pri liječenju kardiovaskularnih bolesti. Dizajnirane su pločice za validaciju modela s oblikom ćelija po uzoru na izgled pčelinjih saća te je proveden inicijalni proračun u programskom paketu *Abaqus* kako bi se odabrala konačna geometrija. Procesom stereolitografije ispisani su ispitni uzorci i pločice za provedbu jednoosnog ispitivanja te je pri provedbi ispitivanja na pločicama mjeren pomak deset točaka. Metodom najmanjih kvadrata određeni su materijalni parametri za formuliranje konstitutivne jednadžbe te je ponašanje odabranog polimera idealizirano modelom linearno elastično – idealno plastičnog materijala. Proveden je numerički proračun u *Abaqusu* za odabrani model pločice i odabrani materijalni model te su praćeni pomaci deset točaka. Na kraju je dana usporedba rezultata pomaka točaka iz jednoosnog ispitivanja i numeričkog proračuna te je dan kritički osvrt na dobivene rezultate. Rezultati su pokazali za odabrani materijalni model nije dobar za opis ponašanja odabranog polimera jer nije pokazano nikakvo poklapanje rezultata. Preporučuje se da se u budućem istraživanju ispita utjecaj smjera ispisa, tlačnih svojstva polimera kao i sposobnost polimera da upije tekućinu na svojstva materijala.

Ključne riječi: stereolitografija, jednoosno ispitivanje, biokompatibilni polimer, linearno elastičan – idealno plastičan materijalni model, *Abaqus*, numerička analiza

Abstract

This bachelor's thesis aims to select and validate a constitutive model of a 3D-printed biocompatible polymer. The chosen polymer could be used as a material for stents, a common treatment for cardiovascular conditions. The plates with a honeycomb-inspired structure were designed for the validation of the constitutive model, and preliminary numerical calculation was conducted in *Abaqus* to validate the design choice. Plates and test samples for the uniaxial test were printed using stereolithography. During the uniaxial testing of plates, displacements of ten points were measured. The least-square method was used to determine the material parameters for the formulation of the constitutive equation of a material model. The elastic–perfectly plastic material model was chosen. The model was implemented in *Abaqus*, and during the simulation, the displacement at ten nodes was measured. Finally, a comparison of the numerical results and uniaxial test results was provided, followed by a critical review of the results. The results showed that the selected material model is not suitable for describing the behaviour of the material. Further research is recommended on the effects of printing direction, the compressive properties of the polymer, and its ability to absorb fluids, as these factors may influence the material properties.

Key words: stereolithography, uniaxial test, biocompatible polymer, linear elastic–perfectly plastic material model, *Abaqus*, numerical analysis

1 Uvod

Tema ovog završnog rada je mehanička karakterizacija i validacija konstitutivnog modela 3D ispisanog biokompatibilnog materijala koji se može koristiti za izradu stentova. Tijekom rada dizajnirati će se model pločica na kojem se vrši validacija. S obzirom na to da je cilj što vjernije utvrditi ponašanje materijala u specifičnoj primjeni poput izrade stentova, geometrija pločice bit će inspirirana mrežicom stenta. Specifično, izgled i raspored ćelija te debljina pločice bit će direktno određeni geometrijom mrežice stenta. Kako bi se objasnila motivacija za odabira polimera u ovom radu, u nastavku slijedi kratki pregled razvoja stentova i njihovog značaja kao i odbrane tehnologije izrade.

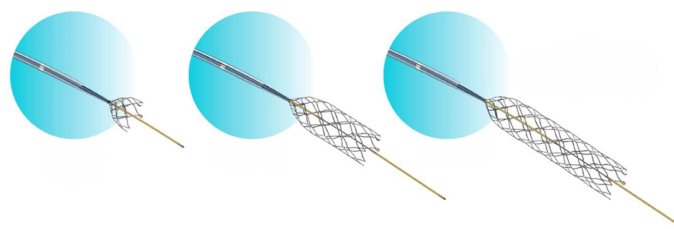
1.1 Ateroskleroza i stentovi

Vodeći uzrok smrti, globalno, ali i u Hrvatskoj, neosporivo su bolesti krvožilnog sustava. Prema podacima Svjetske zdravstvene organizacije, od bolesti krvožilnog sustava globalno umire u prosjeku 17,9 milijuna ljudi [1] što može činiti i do trećine ukupnih slučajeva. U Hrvatskoj su statistički podaci gori od globalnog prosjeka, jer je u 2023. godini, prema podacima Hrvatskog zavoda za javno zdravstvo, od bolesti krvožilnog sustava umrlo 19 937 osoba [2] što iznosi 38,8% ukupnih smrtnih slučajeva. Glavnim uzročnikom bolesti krvožilnog sustava smatra se ateroskleroza, bolest u kojoj dolazi do smanjenja promjera krvnih žila uslijed nakupljanja naslaga masti na njihovim stijenkama. [3] Do nakupljanja masnih naslaga dolazi zbog različitih čimbenika, poput visokog krvnog tlaka, visokih razlika kolesterola u krvi, dijabetesa itd. Nakupljanje masnih naslaga dovodi do povećanja krutosti arterije, odnosno do smanjenja elastičnosti. Ateroskleroza aktivno narušava zdravo protjecanje krvi kroz krvne žile što dovodi do neadekvatne opskrbe kisikom i drugim tvarima svih vrsta tkiva u organizmu, no veliku opasnost predstavlja kada onemogućí zdravi dotok krvi u arterije koje opskrbljuju mozak, u tom slučaju govori se o bolesti karotidnih arterija, ili kada onemogućí dotok krvi u arterije koje opskrbljuju srce, kada se govori o bolesti koronarnih arterija.[4]

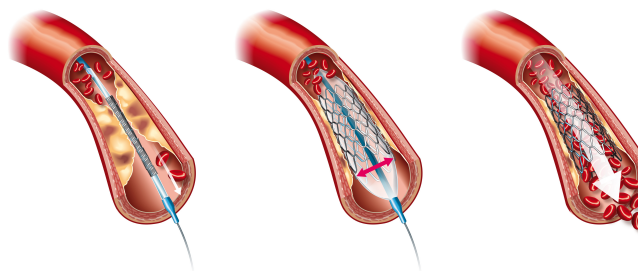
1.1.1 Pregled tipova stentova

Jedan od načina liječenja ateroskleroze je ugradnja stenta. Stent je mrežasta cjevčica koja se ugrađuje u suženu ili potpuno zatvorenu arteriju i tako omogućava povećani protok krvi. S obzirom na način ugradnje stentovi mogu biti samoproširujući, prikazani na slici 1 i oni koji se pri ugradnji proširuju balonom, prikazani na slici 2.

Stentiranje se kao metoda liječenja ateroskleroze pojavila 80-ih godina prošlog stoljeća, a prva implantacija stenta bila je 1986. kada je ugrađen samoproširujući metalni stent. Već godinu dana kasnije izvršena je i ugradnja stenta pomoću balona. Stentovi iz ovog razdoblja smatraju se stentovima prve generacije te su bili jednostavne mrežaste strukture i izrađeni od metala. Stentovi koji se ugrađuju pomoću balona, izrađivani su od nehrđajućeg čelika i kobalt-krom legure (CoCr), dok su samoproširujući stentovi izrađivani od nikal-titan legura.[3]



Slika 1: Samoproširujući stent [5]

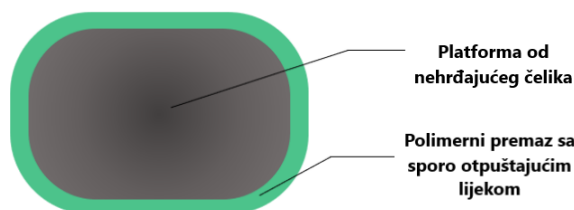


Slika 2: Stent proširen balonom pri ugradnji [6]

Iako je pojava stentova obilježila novi korak u liječenju kardiovaskularnih bolesti moguće komplikacije nakon liječenja uključuju nastanak tromboze i pojavu restenoze (ponovne pojave stenoze, odnosno očvršćenja stijenke). Do restenoze može doći zbog intravaskularnih ozljeda tijekom ugradnje koje su dosta česta pojava. Unatoč poznatim rizicima i opasnostima, čisti metalni stentovi koriste se u 15-20 % slučajeva.[7]

Jedno od rješenja za opasnosti čistih metalnih stentova bili su stentovi koji otpuštaju

lijek, DES stentovi (eng. *drug eluting stents*), prikazani na slici 3. Prva generacija DES stentova sadržavala je tanki polimerni premaz s anti-proliferativnim lijekom na čistom metalnom stentu čije je djelovanje dokazano smanjivalo, u nekim slučajevima u potpunosti sprječavalo, restenozu. [7], [3]



Slika 3: Poprečni presjek struta DES stenta [8]

Uz spomenute prednosti, ova generacije stentova pokazala je djelomične nedostatke u vidu veće vjerojatnosti za kasnijom trombozom. Daljnja istraživanja i razvijanja usmjerila su se prema razvoju biorazgradivih premaza općenito većeg stupnja biokompatibilnosti koji bi sprečavali komplikacije uslijed dugotrajne prisutnosti polimernog premaza. Tako je nastala druga generacija DES stentova koji imaju biorazgradivi polimerni premaz sa smanjenim rizikom od ponovne stenoze, no i dalje za sobom ostavljaju glavnu metalnu jezgru, odnosno potpornicu (eng. *metal scaffolding*). Ekspanzija stenta, posebno s metalnom jezgrom, nameće naprezanje na stijenke arterije, a ako nametnuto naprezanje nije pravilno kontrolirano i bude previsoko, može ozlijediti stijenku i pospješiti restenozu. Daljnja istraživanja fokusirala su se na promjenu svih komponenata stenta: prevlake, lijeka i osnovnog dijela, dosad metalne jezgre. Radi dodatnog smanjenja debljine i mase stenta, predložene su kobalt-krom i platina-krom legure, koje osim tanjeg dizajna omogućuju i veću radijalnu silu od uobičajen stentova od nehrđajućeg čelika.

Generalno, stentovi su potrebni samo privremeno zbog svojih kratkoročnih prednosti te dugoročno dovode do komplikacija zbog prisutnosti zaostalog metalnog dijela, ili premaza. Problem zaostalog metalnog dijela stenta u tijelu trebali bi riješiti potpuno razgradivi polimerni stentovi proizvedeni od biomaterijala s nosivom matricom koja sadržava lijek, jedan takav stent prikazan je na slici 4. Biorazgradive potpornice (eng. *bioresorbable scaffolds*) imaju potencijal provođenja funkcionalne vaskularne obnove arterije i isključuju problem trajne ugradnje metalnog dijela te tako ubrzavaju oporavak arterije i samim time

pridonose manjem riziku restenoze i kasne tromboze. Glavne prednosti BRS stentova su sposobnost vraćanja prirodne vaskularne funkcije i veća fleksibilnost u usporedbi sa stentovima s metalnom jezgrom. Istraživanja za ovu generaciju i tip stentova još se provode i unapređuju.

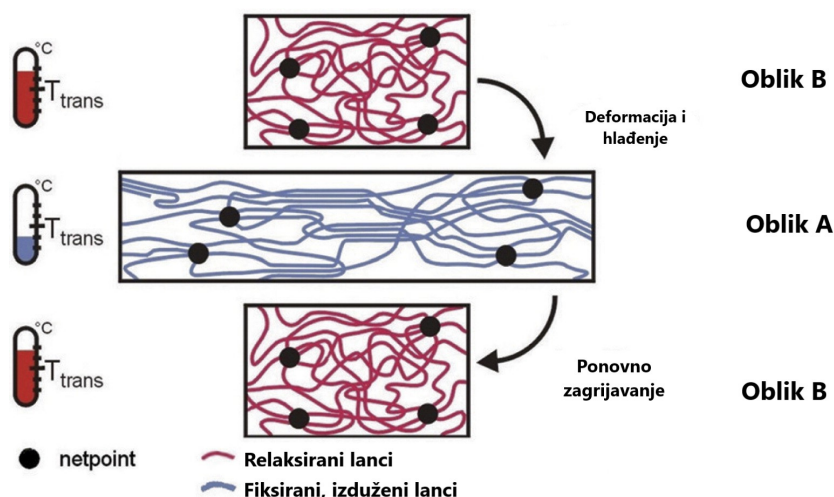


Slika 4: Životni ciklus biorazgradivog stenta [9]

Postoji još jedna zanimljiva kategorija stentova koji pružaju elegantno rješenje za nedostatke uobičajenih metoda, a to su stentovi izrađeni od polimera s pamtljivosti oblika (eng. *shape memory polymer stents* – SMP stentovi).[3]

1.1.2 SMP stentovi

Polimeri s prisjetljivosti oblika materijali su koji mijenjaju svoj oblik uslijed nekog vanjskog podražaja. Imaju tranziciju oblika u dvije faze, u prvoj fazi polimer je u privremenom, deformiranom stanju, a u drugoj je podvrgnut nekom vanjskom podražaju kako bi se vratio u svoje originalno stanje. Jedan tip vanjskog podražaja na koji polimeri mogu biti, i većinom jesu, osjetljivi je toplina. Njihova termalna, odnosno temperaturna osjetljivost znači da se na nekoj kritičnoj temperaturi T_{kr} prethodno nametnuta privremena deformacija poništava te se polimer vraća u originalni, trajni oblik. Temperatura pri kojoj polimer može imati prelaz u svoj trajni oblik naziva se tranzicijska (prijelazna) temperatura T_{trans} . [3]. Mehanizam deformiranja SM polimera i povrata u trajno stanje prikazan je na slici 5.



Slika 5: Promjena oblika polimera s pamtljivosti oblika [10]

Za područje biomedicinskih primjena najprikladniji su polimeri koji imaju tranzicijsku temperaturu oko prosječne temperature ljudskog tijela zbog mogućnost implantacije polimernih tijela u deformiranom stanju, a koji će se uslijed tjelesne temperature vratiti u originalan oblik. Glavni argument za korištenje SMP stentova kao zamjene za metalne stentove je u dugoročnim komplikacijama koje predstavlja prisutnost metalnih stentova u tijelu, a koji su navedeni u prethodnom poglavlju. Biorazgradivi SMP stentovi mogli bi biti idealna alternativa za buduću generaciju stentova jer bi pružali minimalno oštećenje stijenki arterija pri ugradnji te se ne bi trajno zadržavali u tijelu i uzrokovali naknadne komplikacije. Iako su provedena ispitivanja sa SM polimerima koji imaju temperaturu ekspanzije puno višu od tjelesne temperature, nužno zagrijavanje može potencijalno oštetiti stijenku pri ugradnji stenta pa je preporuka da stentovi imaju temperaturu ekspanzije blisku temperaturi tijela. Dosad provedena istraživanja s polimerima na preporučenoj temperaturi T_{trans} pokazala su da su superiorniji u odnosu na čiste metalne stentove. Polimerni stentovi mogli su podnositi deformacije i do 30 % nakon čega je demonstriran povrat u originalno stanje što je daleko više od deformacija koje podnose metalni stentovi. Najbitniji nedostatak provedenih ispitivanja bilo je ukupno trajanje ekspanzije stenta, koje je bilo 8 minuta što potencijalno može dovesti do pomaka stenta tijekom ugradnje. Kako bi se navedeni nedostatak izbjegao, ekspanzija nakon umetanja trebala bi biti što brža. Daljnja poboljšanja i istraživanja SMP stentova još su u tijeku.[3]

1.2 Aditivna proizvodnja

Aditivna proizvodnja, odnosno tehnologija 3D ispisa, proizvodni je postupak koji se bavi izradom predmeta nanošenjem čestica u tankim slojevima. Ova tehnologija omogućuje brzu i preciznu izradu prototipova, alata i kalupa za relativno manju cijenu u usporedbi s uobičajenim proizvodnim postupcima. Za 3D ispis potrebno je izraditi računalni CAD model u nekom od dostupnih programa ili skenirati postojeći objekt 3D skenerom. Glavna karakteristika korištenja tehnologije 3D ispisa je nanošenje u tankim slojevima pa je stoga potrebno postojeći model pretvoriti u mnoštvo tankih slojeva poprečnog presjeka predmeta koji se potom pisačem otiskuju sloj po sloj. Prednost ove tehnologije je u primjeni različitih materijala za izradu modela, koji mogu biti u krutom, tekućem i praškastom stanju, a najčešće se koriste polimerni materijali poput poliamida, polikarbonata, epoksidne smole, ali i metali poput titanija, aluminijski i drugih lakih slitina.[11]

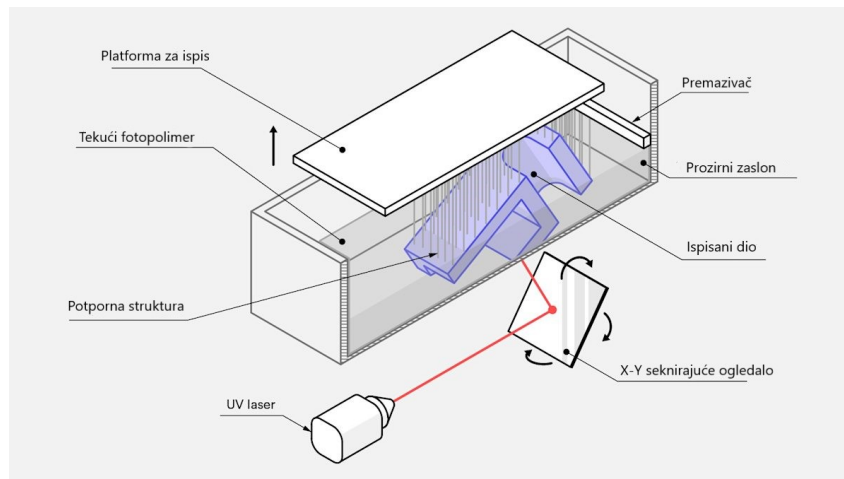
Postupci aditivne proizvodnje dijele se na:

- fotopolimerizaciju – stereolitografija (eng. *Stereolithography* – SLA)
- raspršivanje veziva – trodimenzionalni ispis (eng. *3D Printing*)
- raspršivanje materijala – PolyJet postupak
- ekstrudiranje materijala – taložno srašćivanje (eng. *Fused Deposition Modeling* – FDM)
- laminiranje – proizvodnja laminarnih objekata (eng. *Laminated Object Manufacturing* - LOM)
- stapanje praha – selektivno lasersko srašćivanje (eng. *Selective Laser Sintering* – SLS) [12]

1.2.1 Stereolitografija

Stereolitografija (eng. *Stereolithography* – SLA) tehnologija je 3D ispisa koja se temelji na principu fotopolimerizacije smola, odnosno koristi laser kao izvor ultraljubičaste svjetlosti koja osvjetljavajući tekući polimer uzrokuje polimerizaciju i skrućivanje sloja iznad podloge u obliku odgovarajućeg poprečnog presjeka. Slijedi pomicanje podloge kako bi tekući polimer mogao prekriti nastali sloj i postupak se ponavlja do završetka

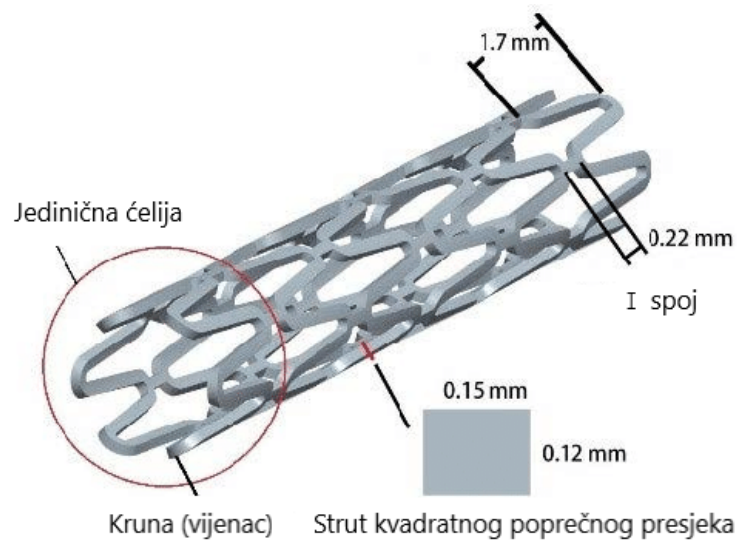
modela. Nakon završetka model je potrebno isprati u otapalu na bazi alkohola kako bi se odstranili ostaci tekuće smole te je u završnom koraku nužno završiti polimerizaciju naknadnim stvrdnjavanjem u komorama s UV svjetlom kako bi materijal postigao optimalna mehanička svojstva.[11]



Slika 6: Shematski prikaz SLA printera [13]

SLA je najčešće korištena metoda 3D ispisa iz smola zbog sposobnosti proizvodnje dijelova izotropnih svojstva, visoke preciznosti i male mase. Najbrža je tehnologija 3D ispisa kada je riječ o dijelovima manjih dimenzija, karakterizira ju visoka rezolucija i preciznost što omogućuje ispis različitih kompleksnih geometrija s visokom razinom glatkoće površina. Mogući je ispis iz velikog spektra materijala različitih mehaničkih, optičkih i termalnih svojstava.[14]. Shematski prikaz tipičnog SLA printera nalazi se prikazan na slici 6

Tolerancije dijelova dobivenih procesom stereolitografije obično imaju tolerancije manje od 0,05 mm [15] što ju čini najboljom za izradu dijelova kod kojih je potrebna što manja površinska hrapavost i visoka preciznost. Stentovi su predmeti izrazito malih dimenzija jer se ugrađuju unutar krvnih žila pa je za njihovu proizvodnju nužna visoka preciznost pri malim dimenzijama. Uobičajene dimenzije prikazane su na slici 7. SLA ima odgovarajuće karakteristike za ispis stentova koji imaju debljinu struta manju od 100 mikrometara, pri čemu neki mogu imati i debljinu svega 60 mikrometara.[16],[14]



Slika 7: Uobičajene dimenzije stenta [17]

Postoje dva tipa SLA printera ovisno o tome kako je pozicionirani laserski izvor svjetlosti u odnosu na komoru sa smolom. Odozgora prema dolje printeri (eng. *top-down*) imaju izvor svjetlosti na vrhu komore te se dio ispisa gledajući prema gore. Platforma na kojoj se ispisa dio u početnom je položaju u najvišoj točki te se tijekom ispisa pomiče prema dolje kako bi zadnji ispisan sloj prekrila tekuća smola za skrućivanje novog sloja. Ovakvim načinom ispisa minimizira se potreba za potpornim sustavom. Drugi tip pisaa, odozdo prema gore (eng. *bottom-up*) ima izvor svjetla na dnu komore sa smolom te se platforma na kojoj se ispisa dio u početnom položaju nalazi na dnu komore i tijekom ispisa se pomiče prema gore. Komora u ovom slučaju ima prozirno dno prekriveno silikonskim premazom kako bi omogućilo prolaz svjetlosti, ali spriječilo lijepljenje polimeriziranog sloja za dno komore. Ovim načinom ispisa minimizira se površina poprečnog presjeka dijela koji se ispisa kako bi se minimizirale sile potrebne za odvajanje sloja od podloge te minimizacija potpornog sustava nije primarni cilj što može dovesti do potrebe za kompleksnijim sustavom.

2 Ispitivanje materijala

Mehanička svojstva materijala veličine su koje opisuju ponašanje materijala pri djelovanju vanjskih sila, naprezanja i opterećenja u njihovoj primjeni. Na osnovi mehaničkih svojstava odabiru se materijali koji su svojim karakteristikama najprikladniji za odabranu zadaću ili primjenu te se prema njihovim svojstvima dimenzioniraju dijelovi strojeva i konstrukcijske komponente. Od mnoštva mehaničkih svojstava materijala od posebne važnosti su krutost, čvrstoća, žilavost i tvrdoća. Svi materijali i tvari koji su u upotrebi imaju svojstva drugačija od teorijskih i idealiziranih pretpostavki. Zbog toga se mehanička svojstva realnih tvari mogu pouzdano odrediti jedino eksperimentalnim ispitivanjima. Poznato je da mehanička svojstva većine materijala ovise o trajanju nametnutog opterećenja, brzini djelovanja opterećenja, temperaturi na kojoj se provodi, brzini ispitivanja, pa je potrebno provesti ispitivanja u različitim uvjetima.

Mehanička ispitivanja dijele se prema:

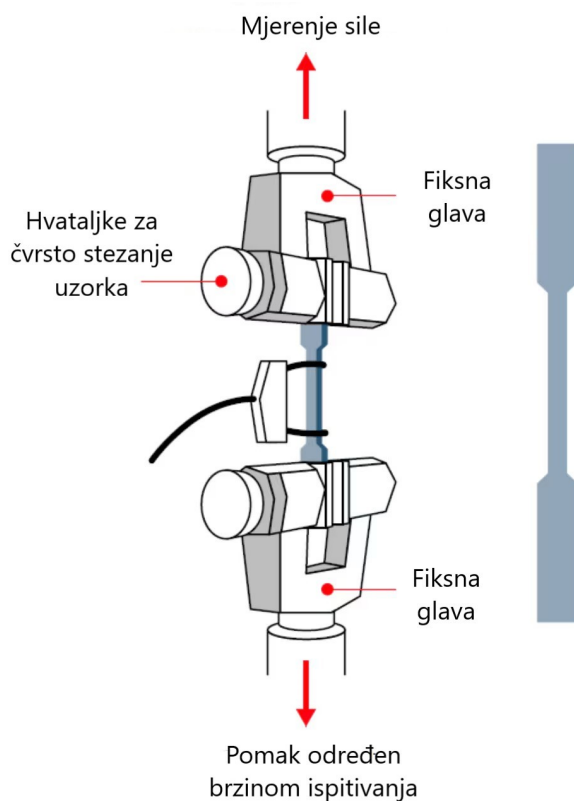
- trajanju djelovanja opterećenja na:
 - kratkotrajna ispitivanja i
 - dugotrajna ispitivanja,
- brzini djelovanja opterećenja na:
 - statička ispitivanja i
 - dinamička ispitivanja,
- načinu djelovanja opterećenja na:
 - vlačna ispitivanja,
 - tlačna ispitivanja,
 - savojna ispitivanja,
 - smična ispitivanja i
 - složene kombinacije opterećenja. [18]

U ovom radu provodi se jednoosno vlačno ispitivanje koje je osnovno ispitivanje za karakteriziranje svojstva materijala poput modula elastičnosti, granice tečenja, vlačne

čvrstoće te deformabilnosti. Vlačni testovi provode se na uređajima koji se nazivaju kidalice, a mogu biti jednoosne ili dvoosne, ovisno o tipu i svojstvima materijala koji se ispituje.

2.1 Jednoosno ispitivanje

Jednoosno vlačno ispitivanje provodi se tako da se ispitni uzorak, epruveta, pričvrsti u prihvatne glave kidalice i polako opterećuje vlačnom silom do loma. Tijekom ispitivanja potrebno je pratiti pomake na određenom dijelu epruvete kako bi se mogao konstruirati dijagram ovisnosti pomaka o nametnutoj sili. Ovisno o ispitivanju i dostupnim uređajima, postoji više načina mjerenja pomaka na ispitnom uzorku.

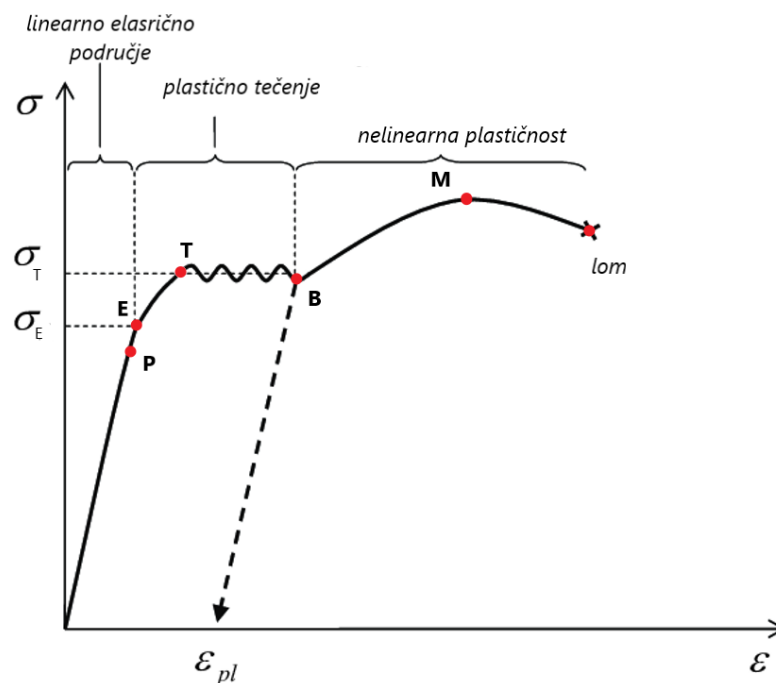


Slika 8: Prikaz prihvata ispitnog uzorka na kidalicu [19]

Jednoosno vlačno ispitivanje provodi se na ispitnim uzorcima specifičnog oblika kako bi rezultati ispitivanja bili smatrani pouzdanima. Sve epruvete za jednoosno ispitivanje jednog tipa materijala trebale bi biti jednakog oblika i od jednakog materijala. Pri ispitivanju je potrebno napraviti više ponavljanja na više epruveta jer iako su naizgled

jednake, postoje mala odstupanja u ponašanju zbog pojava na razini mikrostrukture. Za ispitivanje metalnih materijala postoje norme koje propisuju dimenzije i tip epruveta te preporučene brzine ispitivanja, no za ispitivanje 3D ispisanih polimernih materijala ne postoje zasebne norme. Brojna istraživanja trenutačno se bave temom polimernih ispitnih uzoraka i koji su optimalni uvjeti ispitivanja i dimenzioniranja uzoraka kako bi se moglo izvesti valjano ispitivanje. Za uvjete provođenja ispitivanja moguće je primijeniti norme donesene za ispitivanje polimernih materijala dobivenih drugim proizvodnim postupcima. Za ispitivanje polimernih materijala posebno su prilagođene dimenzije epruveta kako bi se dobili ispitni uzorci koji pucaju na prihvatljivom mjestu.

Osim epruveta, za ispitivanje je bitna i brzina kojom se ispitivanje provodi, jer brzina ispitivanja, kao i temperatura, imaju utjecaj na ponašanje materijala. Poznato je da s porastom brzine ispitivanja, odnosno brzine deformiranja, rastu granica tečenja i vlačna čvrstoća, a smanjuje se duktilnost (maksimalni iznos plastičnih deformacija koje materijal može podnijeti prije loma).

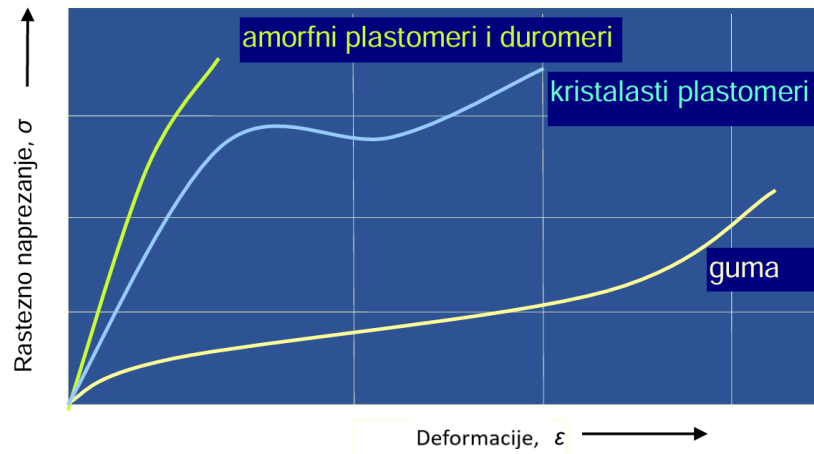


Slika 9: Prikaz dijagrama konvencionalno naprezanje - deformacija

Najvažniji rezultat jednoosnog ispitivanja je dijagram sila – pomak, odnosno dijagram naprezanje – deformacija. Općeniti dijagram $\sigma - \epsilon$ nalazi se na slici 9. Normiranjem

vrijednosti sile s površinom poprečnog presjeka epruvete A i pomaka s početnom duljinom l_0 , dobiva se poznati dijagram naprezanje – deformacija. Prvi dio krivulje u dijagramu za metale linearan je te je taj dio područje za koje se definira Hookeov zakon, a nagib pravca jednak je Youngovom modulu elastičnosti. Nakon točke P slijedi nelinearna ovisnosti naprezanja o deformaciji, no još uvijek postoje samo elastične deformacije. Tek u točki E pojavljuju se prve plastične deformacije. Točka T označava granicu tečenja nakon koje slijedi plastično tečenje materijala u neravnotežnom području koje se često aproksimira horizontalnim pravcem ako je to područje izraženo. Nakon točke B slijedi očvršćenje materijala i stabilno, nelinearno stvaranje plastičnih deformacija. Bitno je napomenuti da nakon točke B postoji razlika između stvarnih i konvencionalnih naprezanja. Naime, s obzirom na to da se sila iz dijagrama sila - pomak normira s početnim iznosom površine poprečnog presjeka, na slici 9 prikazan je dijagram konvencionalnih naprezanja i deformacija koji promatra proces deformiranja kao da nema promjene poprečnog presjeka. Stvarna naprezanja veća su od konvencionalnih jer dolazi do suženja poprečnog presjeka daljnjim deformiranjem epruvete. Točka M naziva se vlačna čvrstoća te u njoj na epruveti nastaje grlo, odnosno lokalno suženje epruvete. U slučajevima kada granica tečenja nije izražena, kao veličinu koja aproksimira tu vrijednost koristi se konvencionalna granica tečenja koja se određuje ovisno o tome kolike se plastične deformacije dozvoljavaju, najčešće je to 0,02 %.

Polimeri pokazuju drugačije ponašanje pri vlačnom testu ovisno o svojoj strukturi i svojstvima. Dijagram prikaza ponašanja različitih polimernih materijala prikazan je na slici 10.



Slika 10: Prikaz dijagrama naprezanje - deformacija polimernih materijala [12]

2.2 Provedba ispitivanja

Za provođenje ovog ispitivanja korištena je norma ISO - 527 [20]) za određivanje vlačnih svojstava polimera, specifično dokumenti 527-1 koji se bavi generalnim opisom te 527-2 koji opisuje uvjete ispitivanja ekstrudiranih i prešanih polimernih materijala. Svojstva materijala pri ispitivanju ovise o brzini ispitivanja, stoga je preporučeno nekoliko brzina ispitivanja prikazanih na slici 1. Iskustvo rada s ovim materijalom pokazalo je da pri većim brzinama ne dolazi do loma epruveta na prihvatljivom mjestu. Za provedbu ispitivanja odabrana je brzina od 1mm/min.

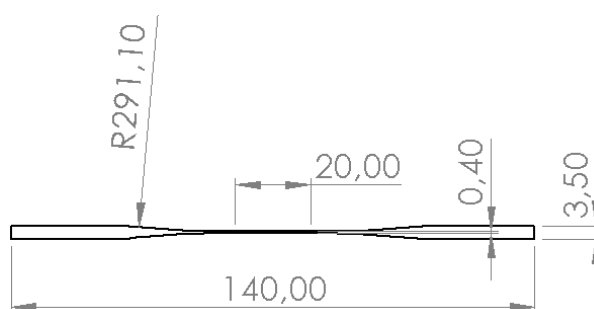
Brzina ispitivanja v mm/min	Tolerancija %
0,125	±20
0,25	
0,5	
1	
2	
5	
10	±10
20	
50	
100	
200	
300	
500	

Tablica 1: Tablica predloženih brzina ispitivanja prema normi ISO - 527 [20]

Normom je definiran potreban broj ispitnih uzoraka koji se treba testirati kako bi ispitivanje bilo valjano i kako bi se osigurala ponovljivost. Propisano je ispitivanje barem pet epruveta, a u slučaju ovog ispitivanja na kidalici je ispitano šest.

Epruvete su ispisane iz Liqcreate Bio-Med Clear materijala na SLA 3D pisaču. Odabrani materijal je biokompatibilna smola pogodna za ispis medicinskih implantanata.

Dimenzije i geometrija ispitnih uzoraka izrađena je prema diplomskom radu Ivana Uremovića [21] te se nalazi prikazana na slici 11. Radom je provedena optimizacija da lom epruvete nastupa u mjernom području gdje vlada homogeno stanje naprezanja i deformacija jer primjenom geometrije propisane normom do loma dolazi izvan tog područja. Lom u navedenom području iznimno je bitan pri ispitivanju elastoplastičnih materijala. Također, normom je propisana visina uzorka u rasponu od 2 mm do 4 mm, a s obzirom da je debljina struta stenta otprilike 0,1 mm, ispitivanja su izvršena na uzorcima odgovarajućih debljina.



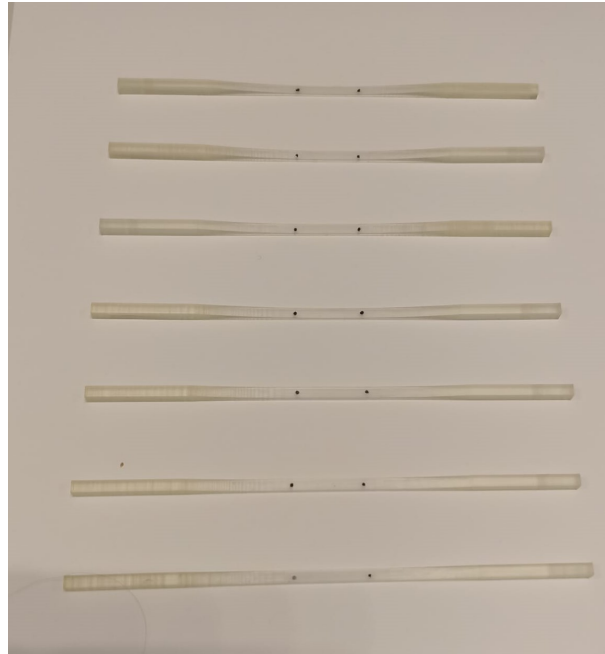
Slika 11: Dimenzije epruvete [20]

Cilj ispitivanja je dobiti ovisnosti sile o pomaku, odnosno ovisnosti naprezanja o deformaciji ispitnog uzorka. Senzori na kidalici mjere silu kojom se razvlači uzorak, a potrebno je mjeriti i pomake točaka. Kako bi se mjerilo produljenje ispitnog uzorka, a samim time i deformacije, na svaku epruvetu nacrtane su dvije točke međusobno udaljene otprilike 20 mm. Na slici 12 prikazane su pripremljene epruvete za jednoosno ispitivanje s označenim točkama. Epruvete se postavljaju na kidalicu, prikazanu na slici 13 na čeljusti označene brojevima 1 i 3. Prije početka opterećivanja zasebni program očitava apsolutnu udaljenost označenih točaka te se tijekom ispitivanja kontinuirano mjeri udaljenost između njih. Deformacija je formalno bezdimenzijska veličina pa zato

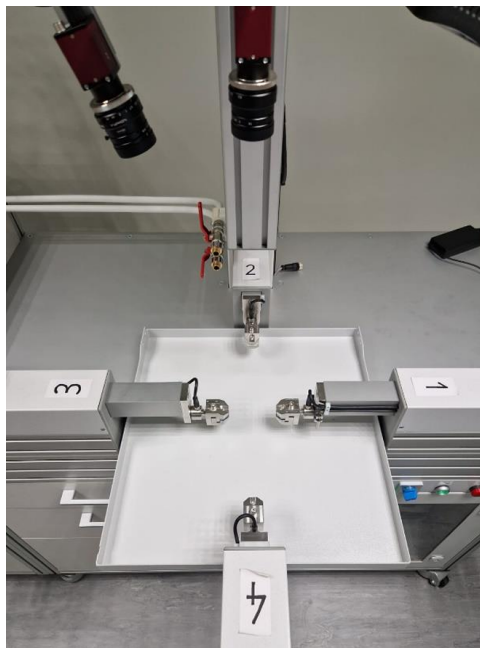
nije nužna savršeno precizna jednaka udaljenost točaka prije ispitivanja, jer se deformacije ε računaju prema:

$$\varepsilon = \frac{l_1 - l_0}{l_0}, \quad (2.1)$$

pri čemu je l_1 konačna duljina, a l_0 početna duljina.



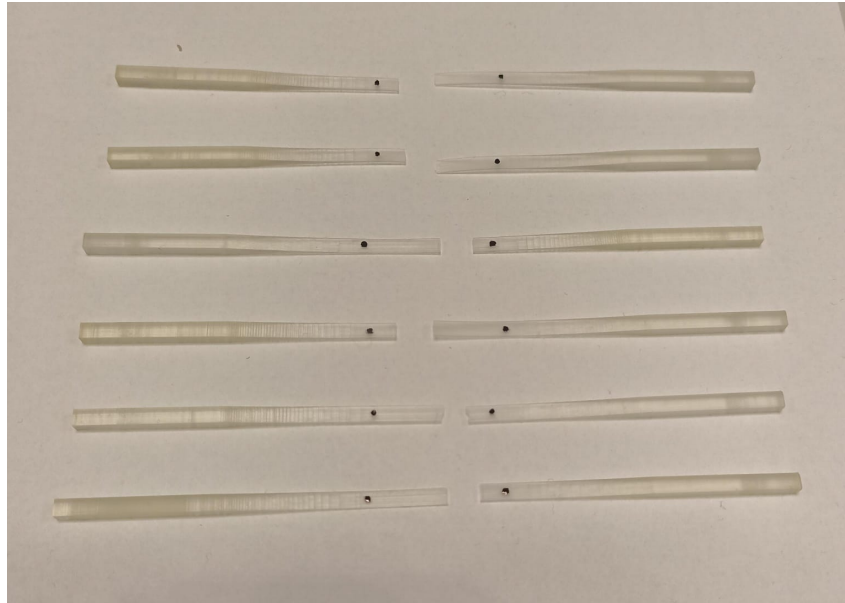
Slika 12: Pripremljene epruvete za jednoosno ispitivanje [20]



Slika 13: Kidalica na kojoj se provodi ispitivanje

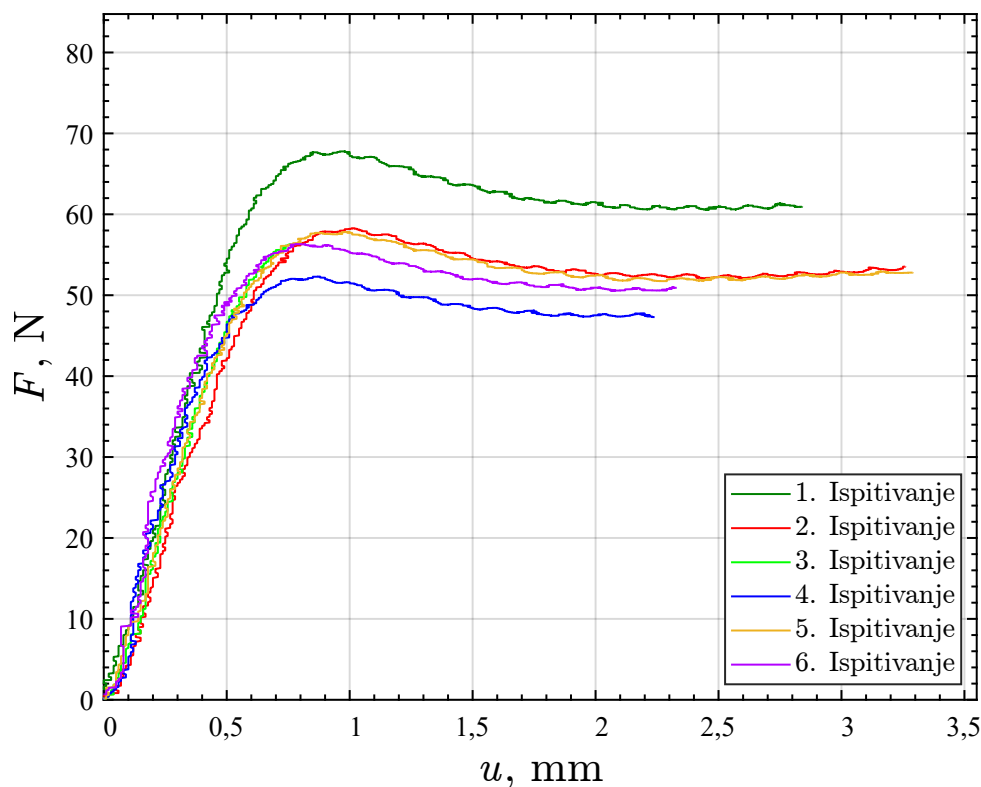
2.3 Rezultati jednoosnog ispitivanja

Jednoosno vlačno ispitivanje provedeno je na šest epruveta koje su imale lom u području između označenih mjernih točaka te su slomljene epruvete prikazane na slici 14.



Slika 14: Epruvete nakon ispitivanja

Prikaz rezultata svih šest ispitivanja nalazi se na slici 15. Radi bolje preglednosti svi dijagrami su objedinjeni na jednom grafu.



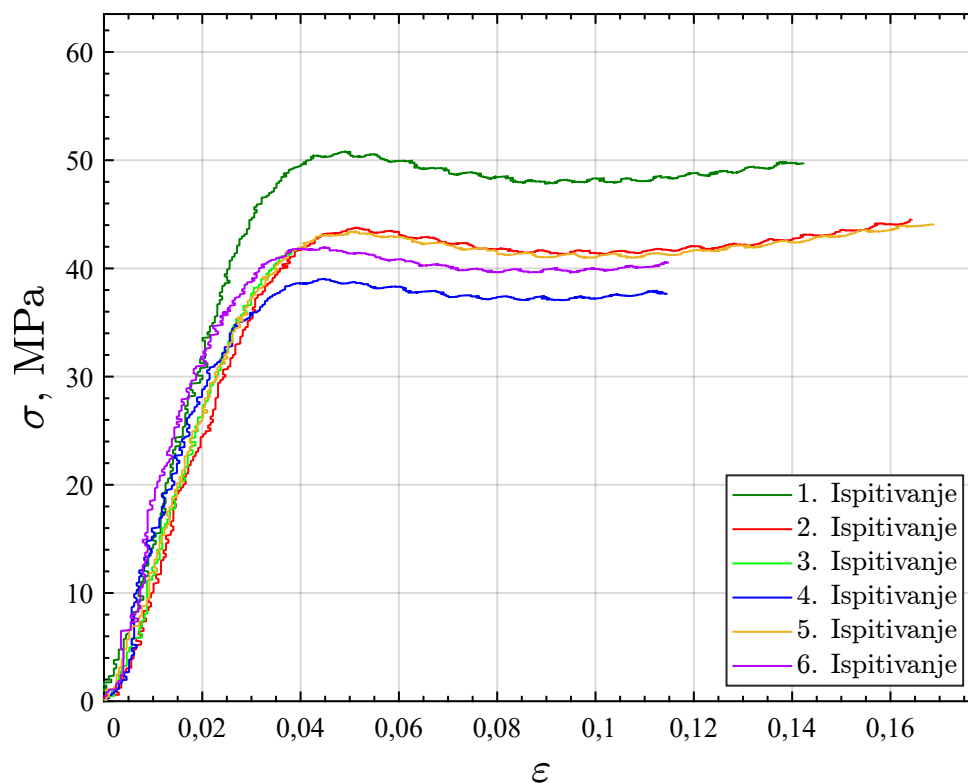
Slika 15: Dijagram ovisnosti sile o pomaku epruveta za šest ispitivanja

Iz dijagrama je vidljivo da se izrazito dobro poklapaju rezultati drugog i petog ispitivanja te da rezultati prvog najviše odstupaju u smislu tijeka krivulje te najveće nominalne sile koja se postiže, 68 N. Najsličnije ispitivanje drugom i četvrtom bilo je šesto, no lom je za to ispitivanje nastupio ranije. Drugo i peto ispitivanje također pokazuju najveće produljenje od 3,25 mm, dok najmanje produljenje pokazuje treće ispitivanje koje je završilo prije ostalih pri 0,7 mm. Najmanju najveću silu prema dijagramu pokazuje četvrto ispitivanje od 53 N.

Kako bi se konstruirao dijagram konvencionalno naprezanje - deformacija potrebno je silu u dijagramu na slici 15 podijeliti s površinom poprečnog presjeka A koja iznosi:

$$A = 0,4 \cdot 3,5 = 1,4 \text{ mm}^2, \quad (2.2)$$

i pomake s odgovarajućim početnim duljinama. Dijagram $\sigma - \varepsilon$ prikazan je na slici 16.



Slika 16: Dijagram konvencionalno naprezanje - deformacija

Prikazani dijagram pokazuje naprezanje normirano s površinom nedeformiranog poprečnog presjeka u ovisnosti o deformaciji ispitnog uzorka. S obzirom na to da je normirano s konstantom, izgledom je jednak dijagramu sa slike 15. Odnosi su također jednaki, najbolje se poklapaju drugo i četvrto ispitivanje, a najviše odstupa prvo ispitivanje kojemu je najveće konvencionalno naprezanje 50 MPa, dok je to naprezanje za drugo i četvrto 43 MPa. Maksimalna deformacija koju je ispitni uzorak podnio bila je u petom ispitivanju te je iznosila 16 %.

3 Materijalni model

Dijagrami koji se dobiju jednoosnim vlačnim ispitivanjem prikazuju cijeli proces deformacije uzorka do loma. Veliki dio primjena strojarskih konstrukcija fokusira se samo na linearni dio dijagrama u kojemu vrijedi Hookeov zakon te konvencionalnu granicu tečenja koja opisuje plastične deformacije koje su prihvatljive u eksploataciji. Upotreba samo linearnog dijela dijagrama opravdava se dimenzioniranjem u elastičnom području jer je cilj imati samo reverzibilne, elastične deformacije. Pojava prekomjernih plastičnih deformacija može dovesti do gubitka funkcionalnosti dijela konstrukcije pa time i cijele konstrukcije. Postoje i primjene u kojima je bitno modelirati ponašanje materijala u području plastičnih deformacija, poput obrade deformiranjem, kada su plastične deformacije poželjne i donose funkcionalnost proizvodu. Druga primjena poželjnih plastičnih deformacija je pri radu sa stentovima, koji se pri ugradnji deformiraju u plastično područje kako bi omogućili zdrav protok krvi kroz krvne žile. Zbog potrebe za plastičnom deformacijom, potrebno je poznavati ponašanje odabranog materijala u plastičnom području što znači da je potrebno modelirati cjelokupni dijagram naprezanje – deformacija, a ne samo linearni dio. Svrha ovog rada je modeliranje i validacija materijalnog modela za polimer s prisjetljivosti oblika koji se u istraživanjima i teoriji pokazao kao odličan materijal za izrazu stentova. Kako bi se mogao izraditi konstitutivni model 3D ispisanog materijala, potrebno je prvo poznavati opcije i rješenja koja su dostupna za modeliranje.

3.1 Materijalni modeli u teoriji plastičnosti

Teorija plastičnosti dio je mehanike kontinuuma unutar koje se formuliraju matematički odnosi između naprezanja i deformacija tijela u plastičnom stanju te istražuju uvjeti tečenja.[22] Plastičnost je direktna posljedica pomicanja dislokacija, vrste nepravilnosti, u kristalnoj rešetci materijala te se pri pomicanju oslobađa energija što plastične deformacije čini trajnima, odnosno ireverzibilnima. Ne podnose svi materijali plastične deformacije, krhki materijali poput keramike i stakla pucaju.

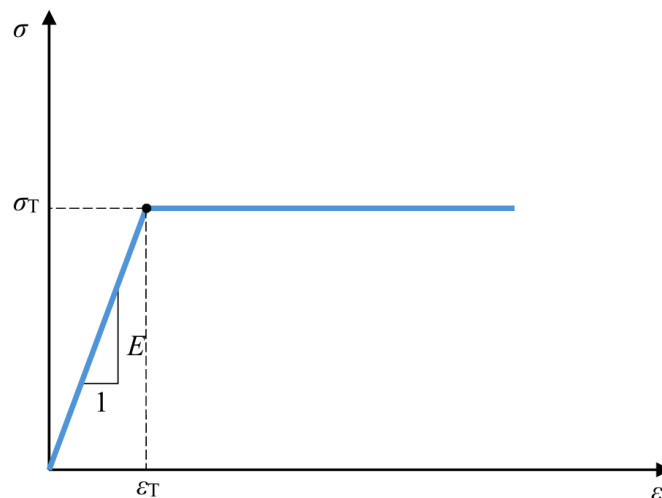
Postoje četiri uobičajena modela idealizacije σ - ε dijagrama:

- elastično – idealno plastični materijal,

- elastično – linearno očvršćujući materijal,
- elastično – eksponencijalno očvršćujući materijal i
- Rosenberg – Osgoodov model.

3.1.1 Linearno elastični – idealno plastični materijal

Vidljivo sa slike 17, ovim modelom područje deformacije podijeljeno je na dva dijela: linearni dio u kojemu vrijedi Hookeov zakon i dio u kojem se plastičnost modelira horizontalnim pravcem. Ovaj tip idealizacije pogodan je za materijale s izraženom plovom tečenja u kojoj se aproksimira rastezanje epruvete uz konstantnu silu, a koji imaju male deformacije. Pri modeliranju se zbog nultog nagiba dijela koji opisuje plastično područje zanemaruje očvršćenje materijala uslijed plastičnih deformacija. Ovim modelom pretpostavljen je konstantni iznos elastičnih deformacija.



Slika 17: Dijagram linearno elastičnog - idealno plastičnog materijala

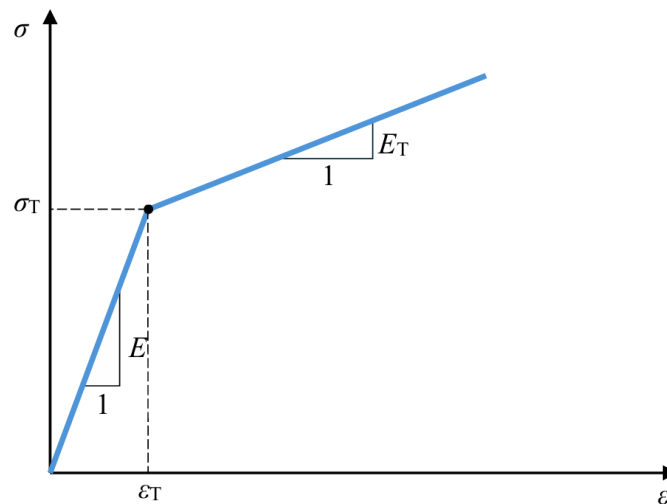
3.1.2 Elastično – linearno očvršćujući materijal

Graf sa slike 18 karakteriziraju dva odvojena područja, oba modelirana pravcima drugačijeg nagiba što ovo čini bilinearnim modelom. Prvi dio predstavlja područje elastičnih deformacija u kojemu kao konstitutivna jednačba vrijedi Hookeov zakon, dok se u drugom dijelu plastične deformacije modeliraju uz pojavu očvršćenja materijala.

Ovaj model pogodan je za duktilne materijale koji nemaju izraženu plohu tečenja, zbog čega nema horizontalnog pravca, a da pritom imaju male deformacije. Karakteristične veličine za ovaj model su modul očvršćenja materijala E_T i modul plastičnosti H . Modul očvršćenja E_T definira se kao nagib krivulje u drugom dijelu grafa, prema jednadžbi (3.2), dok je modul plastičnosti nagib u odnosu na plastične deformacije, prema jednadžbi (3.1). Pri ovakvom deformiranju istovremeno se mijenjaju i plastične i elastične deformacije zbog konstantnog nagiba plastičnog područja.

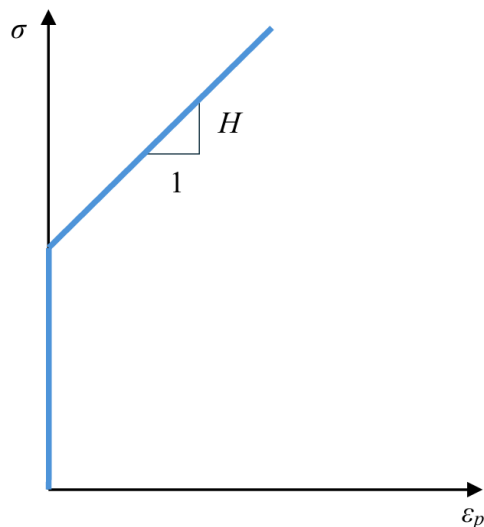
$$H = \frac{d\sigma}{d\varepsilon_p}, \quad (3.1)$$

$$E_T = \frac{d\sigma}{d\varepsilon}. \quad (3.2)$$



Slika 18: Dijagram elastično -linearno očvršćujućeg materijala

Modul plastičnosti može se prikazati ako je na osi apscisi prikazana plastična deformacija umjesto ukupne deformacije te se to nalazi prikazano na slici 19.



Slika 19: Prikaz nagiba modula plastičnosti

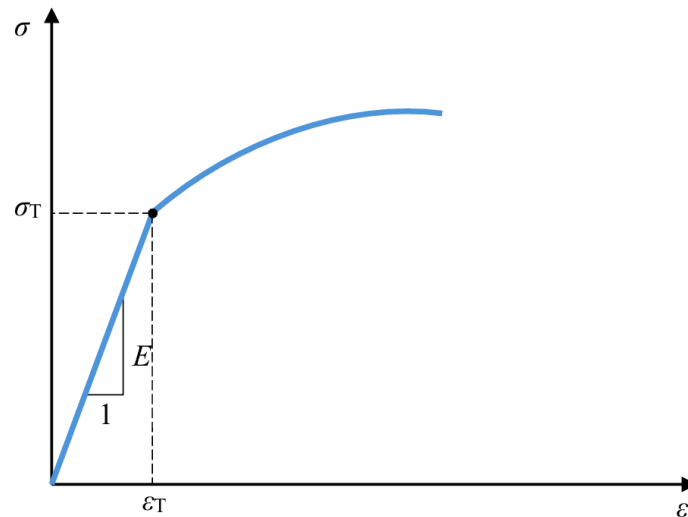
3.1.3 Elastično – eksponencijalno očvršćujući materijal

Model opisuje nelinearno očvršćenje materijala te se uglavnom koristi eksponencijalna funkcija za opis ponašanja u plastičnom području, dok se za početno linearno ponašanje elastičnih deformacija pretpostavlja Hookeov zakon. Za opis je potrebno odrediti materijalne parametre k , n iz jednadžbe (3.3) kao najbolje aproksimacije eksperimentalnih podataka pri čemu se najčešće koristi metoda najmanjih kvadrata. Uvjet za definiranje krivulje je prolaz kroz točku tečenja $\sigma_{\mathbf{T}}$. Ovakav model koristi se za duktilne materijale koji podnose velike deformacije ili za duktilne materijale malih deformacija za koje model linearnog očvršćenja ne zadovoljava.

Izraz koji se koristi za određivanje napreznja:

$$\sigma = \begin{cases} E\varepsilon, & \text{za } \sigma \leq \sigma_{\mathbf{T}}, \\ k\varepsilon^n, & \text{za } \sigma > \sigma_{\mathbf{T}}. \end{cases} \quad (3.3)$$

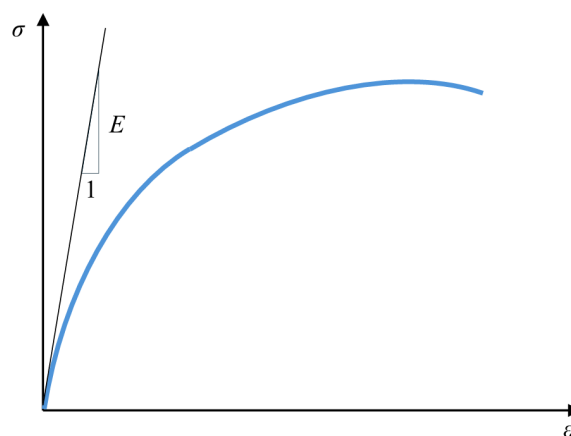
Prema slici 20 i jednadžbama (3.3) zaključuje se da i ovaj materijalni model dijeli dijagram deformiranja na dva odvojena dijela.



Slika 20: Dijagram elastično - nelinearno očvršćujućeg materijala

3.1.4 Rosenberg – Osgoodov materijalni model

Jedini materijalni model koji cijeli proces elasto-plastičnog procesa deformiranja aproksimira neprekinutom nelinearnom funkcijom prikazanoj u jednadžbi (3.4). Takvom aproksimacijom pretpostavlja se prisutnost plastičnih deformacija i u području malih opterećenja u kojem je poznato da postoje samo elastične deformacije, no plastične deformacije u ovom području su zanemarive zbog eksponencijalnog člana. Ovakav model koristi se za materijale koji nemaju izraženu granicu tečenja, a pri modeliranju je potrebno odrediti materijalne konstante a , n iz jednadžbe (3.4) uz uvjet nagiba u ishodištu koji je jednak modulu elastičnosti E prema jednadžbi (3.5).



Slika 21: Dijagram Rosenberg-Osgoodovog materijalnog modela

Izraz kojim se opisuje deformacija:

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} + a \left(\frac{\sigma}{E} \right)^n, \quad (3.4)$$

$$\left. \frac{d\sigma}{d\varepsilon} \right|_{\varepsilon=0} = E. \quad (3.5)$$

3.2 Općenito o metodi najmanjih kvadrata

U prethodnom poglavlju opisano je određivanje materijalnih modela za različite tipove materijala te je za neke od njih potrebno metodom najmanjih kvadrata iz eksperimentalnih podataka doći do određenih parametara za formulaciju konstitutivnih jednadžbi. Svrha ovog poglavlja je detaljnije objasniti osnove metode najmanjih kvadrata kao metode aproksimacije eksperimentalnih podataka. Jedan od ciljeva rada je i primijeniti metodu najmanjih kvadrata na podacima ispitivanja te će implementacija algoritma biti provedena u programskom paketu MATLAB.

Metoda najmanjih kvadrata metoda je za aproksimaciju i obradu eksperimentalnih podataka s elementima numeričke matematike i statistike koja omogućava dobivanje funkcionalne ovisnosti mjernih veličina iz eksperimentalnih podataka. Eksperimentalni podaci prikazuju se funkcijom f koja je zadana na diskretnom nizu točaka x_0, \dots, x_n . Eksperimentalni podaci žele se aproksimirati nekom funkcijom $\varphi(x, a_0, \dots, a_n)$, pri čemu su članovi a_i parametri funkcije koji se žele odrediti. Metoda najmanjih kvadrata jedan je od načina kojima se minimizira pogreška između stvarnih vrijednosti i vrijednosti koje se dobe aproksimacijskom funkcijom. Zasniva se na izračunu pogreške kao razlike stvarne i aproksimirane vrijednosti te se koristi euklidska 2-norma kao norma pogreške. Drugim riječima, traže se parametri a_0, \dots, a_n aproksimacijske funkcije tako da druga norma pogreške bude minimalna.[23],[24]

Definira se funkcija S , kvadrat 2-norme, koja se želi minimizirati:

$$S = \sum_{k=0}^n (f(x_k) - \varphi(x_k))^2 \rightarrow \min. \quad (3.6)$$

S obzirom na to da je funkcija S zbroj kvadrata razlike, ona je uvijek veća ili jednaka nuli. Uvjet da suma S bude minimalna znači da njena derivacija po svakom od nepoznatih

parametara mora biti nula. Takvim deriviranjem dolazi se do sustava normalnih jednadžbi čija su rješenja traženi parametri.[24]

3.3 Određivanje materijalnih parametara

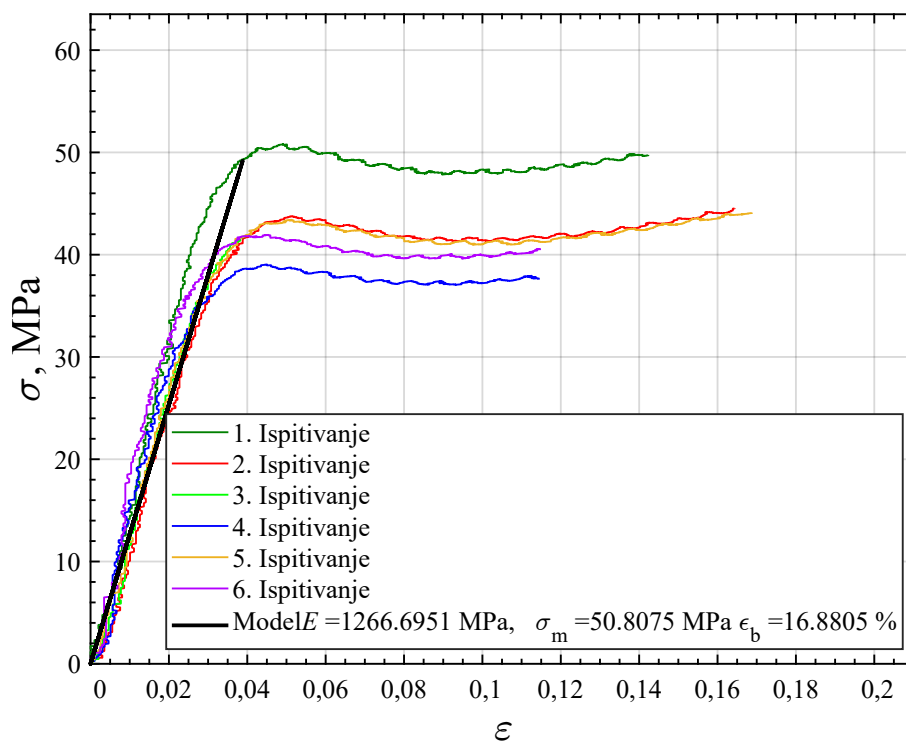
Provodi se idealizacija dijagrama dobivenog jednoosnim ispitivanjem prikazanog na slici 16. S obzirom na poznate materijalne modele navedene u prethodnom poglavlju kao materijalni model odabire se elastičan - idealno plastičan materijal.

Idealno plastičan materijal modelira se tako da se odredi modul elastičnosti početnog dijela, a zatim se pretpostavi konstantan iznos napreznja u plastičnom području koji je jednak granici tečenje σ_T .

Za elastično područje u kojem je nagib pravca jednak modulu elastičnosti E vrijedi jednadžba za napreznja σ :

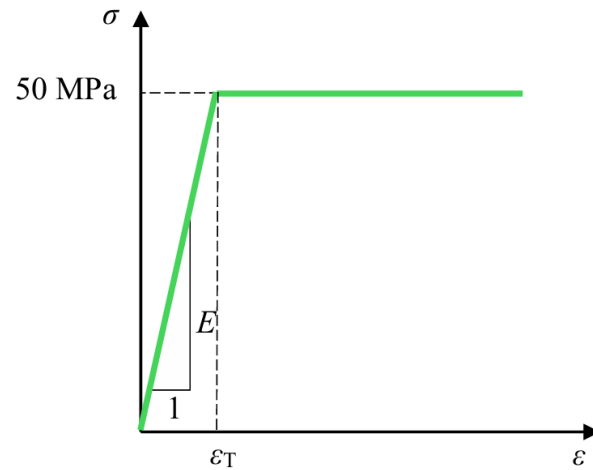
$$\sigma = E\varepsilon, \quad (3.7)$$

što znači da se pri metodi najmanjih kvadrata koristi linearna aproksimacija eksperimentalnih podataka. Računalnim alatom MATLAB moguće je provesti numerički postupak za izračun modula elastičnosti s pomoću funkcije *lsqcurvefit* te se dobiveni modul elastičnosti nalazi prikazan na slici 22.



Slika 22: Izračun materijalnih parametara

Na temelju dobivenih podataka model koji se razmatra u ovom radu je elastično - idealno plastični materijal modula elastičnosti $E = 1266 \text{ MPa}$ i $\sigma_T = 50 \text{ MPa}$ te je model još jednom prikazan na slici 23.

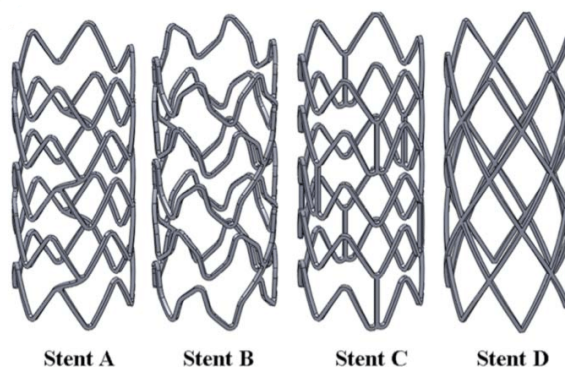


Slika 23: Odabrani materijalni model

4 Modeliranje mrežastih pločica

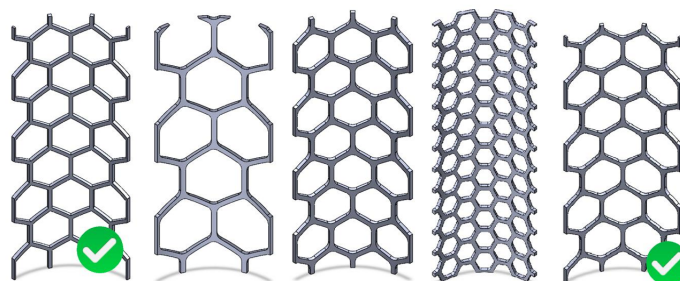
4.1 Favus-O oblik pločica

Drugi dio ovog rada fokusira se na izradu i testiranje 3D ispisanih pločica s dizajnom ćelija koje se koriste za stentove. Stentovi se izrađuju u nekoliko različitih dizajna kako bi maksimalno bili prilagođeni zahtjevima.



Slika 24: Primjeri različitih geometrija stentova [25]

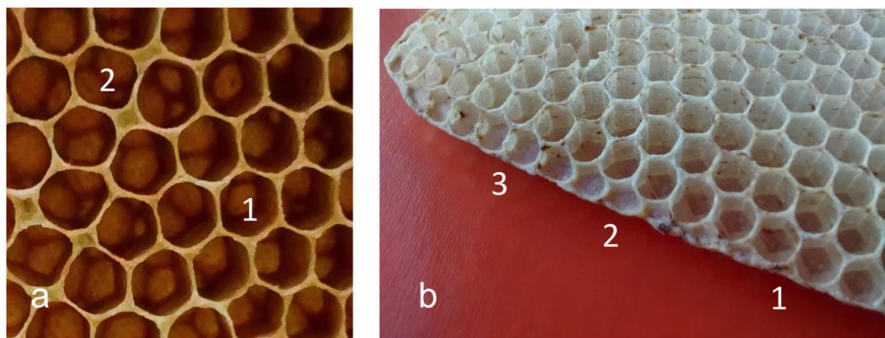
Brojna se istraživanja još uvijek provode sa svrhom pronalaska idealnog dizajna i postupka konstruiranja oblika ćelija stenta. Neki od uobičajenih dizajna prikazani su na slici 24. Jedan od radova [26] bavi se dizajnom ćelija inspiriranim uzorcima iz prirode te usporedbom s klasičnim mrežastim dizajnom. U radu je razmatrano više tipova ćelija, od čega su dva tipa ćelija inspirirana oblikom pčelinjih saća, jedan sa zaobljenjima pri vrhovima šesterokuta i jedan bez. Najbolje rezultate pokazao je oblik Favus-O, oblik inspiriran izgledom pčelinjih saća s radijusom zaobljenja pri vrhovima šesterokuta.



Slika 25: Dizajn stentova inspiriran oblikom pčelinjih saća iz literature[26]

Oblik pčelinjih saća najviše je istraživani raspored ćelija u prirodi. Opće je poznat kao najbolji način za popunjavanje prostora uz optimalan omjer površine i opsega. Neki

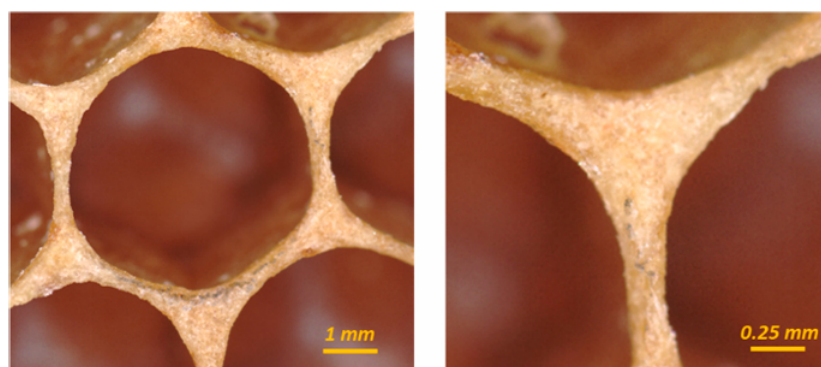
radovi [27] specifično se bave proučavanjem nastanka oblika saća, kao i utjecajem radijusa zakrivljenosti na formaciju oblika. Znanstvenici [28], [27] različitim nerazornim ispitivanjima i analizama pčelinjih saća kao i direktnim promatranjem dolaze do zaključka da pčele u početku izrade ćelije kružnog oblika. Tek naknadno ćelije poprime oblik šesterokuta sa zaobljenim vrhovima, no rasprave se još uvijek vode oko mehanizma nastanka šesterokuta i koliki je svjesni utjecaj pčela na takve formacije. [29]



Slika 26: Oblik i struktura pčelinjih saća[29]

4.2 Razmatrani modeli

S obzirom na popularnost opisanog oblika, kao i dobre numeričke rezultate ispitivanje oblika stentova inspiriranih oblikom pčelinjih saća [26], [30], za ispitivanja u ovom radu koristit će se dizajn šesterokuta sa zaobljenim vrhovima, detalj zaobljena u stvarnosti prikazan je na slici 27.



Slika 27: Detalj pčelinjih saća s radijusom zakrivljenosti[27]

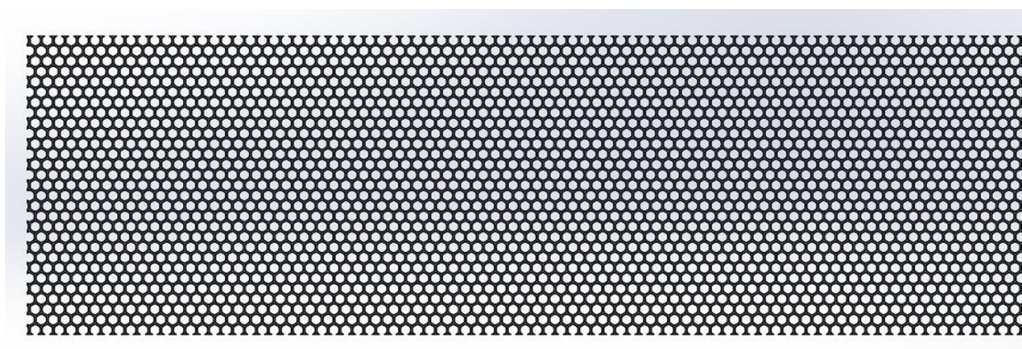
Pri dizajnu pločica treba paziti na nekoliko čimbenika:

- ograničenja veličine pločica s obzirom na prihvat kidalice,
- gustoća ćelija,
- dizajn koji je mehanički najpovoljniji s obzirom na opterećenje
- mogućnost mjerenja pomaka

Kako bi se mogao odabrati najbolji dizajn pločica u početku je razmatrano nekoliko različitih dizajna. S obzirom na to da se stentovi inače izrađuju u vrlo malim dimenzijama, zbog čega je izrada 3D ispisom poput stereolitografije idealna, početni razmatrani oblik bila je pločica čije su dimenzije ćelija bile jednake onima razmatranim u [26]. Odabrani omjer radijusa zakrivljenosti u odnosu na promjer je prema [27], a odabrane dimenzije ćelija nalaze se u tablici 2. Pri izradi spomenute pločice, u obzir su uzeta ograničenja prostora i prihvata kidalice pa se početne dimenzije pločice nalaze u tablici 3. Izgled pločice takvog dizajna prikazan je na slici 28.

Tablica 2: Početne dimenzije ćelija, [26]

Promjer upisanog kruga D [mm]	Radijus zakrivljenosti R [mm]	Udaljenost ćelija T [mm]
1	0,2	0,1



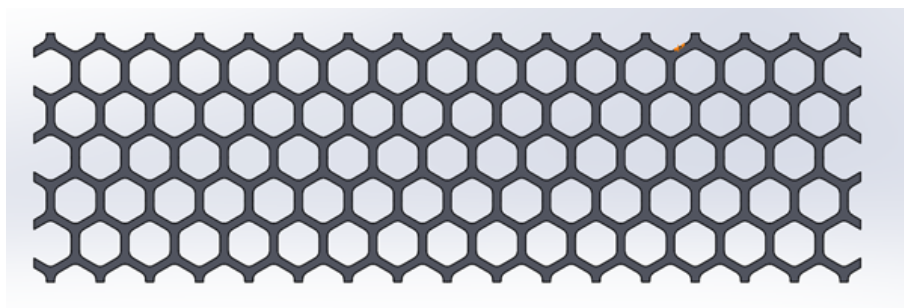
Slika 28: Početni model pločice, veličine ćelija prema literaturi

Tablica 3: Početne dimenzije pločica

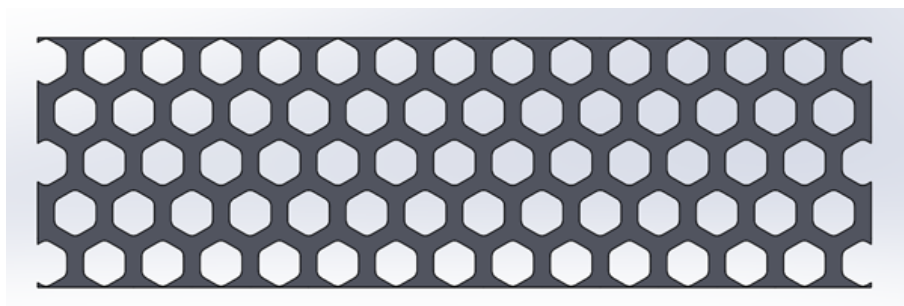
Duljina pločice [mm]	Širina pločice [mm]	Debljina pločice [mm]
100	30	0,2

Nadalje, u obzir se uzima činjenica da se pri vlačnom ispitivanju trebaju pratiti pomaci nekoliko točaka što znači da na površini treba označiti određena mjesta markerima kako bi

kamera mogla očitati položaje. Veličina točke koja se crta, koja ovisi o debljini markera, mora biti realne veličine pa razmaci između ćelija koji čine površinu na koju se točke nanose moraju biti dovoljno veliki. Odabire se razmak između ćelija barem 1 mm. S obzirom na drastično povećanje razmaka ćelija, djelomično se skalirala veličina ćelija kako mreža ne bi bila pretjerano gusta, ni prerijetka. Za daljnje razmatranje izrađene su dvije verzije pločica, jedna s razmakom ćelija od 1 mm, prikazana na slici 29 i druga s razmakom od 2 mm, na slici 30.



Slika 29: Model prilagođen mjerenju pomaka, udaljenost ćelija 1 mm



Slika 30: Model prilagođen mjerenju pomaka, udaljenost ćelija 2 mm

Skalirane dimenzije ćelija za obje pločice nalaze se prikazane u tablici 4.

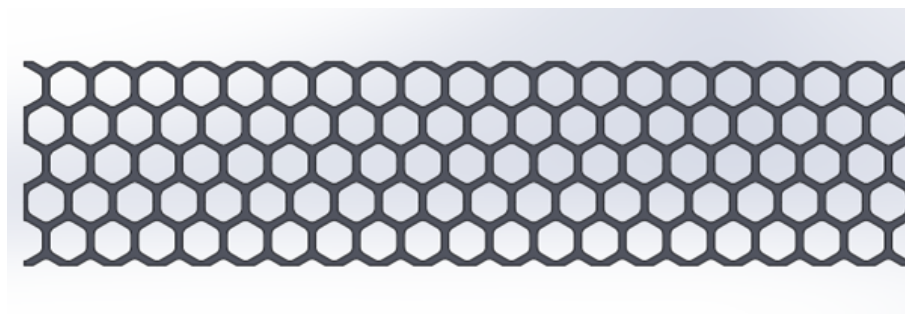
Tablica 4: Skalirane dimenzije ćelija

Promjer upisanog kruga D [mm]	Radijus zakrivljenosti R [mm]	Udaljenost ćelija T [mm]
5	1	1
5	1	2

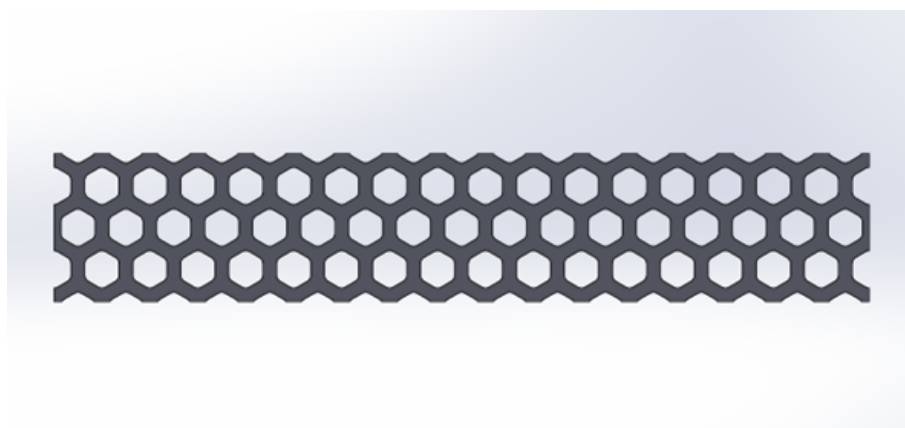
Na dizajnu pločice ćelije ne popunjavaju prostor pravilno te se može pretpostaviti da takvi rubovi neće najbolje utjecati na raspodjelu opterećenja. Zadnji korak u dizajnu pločica stoga je promjena samih dimenzija pločica kako bi ćelije pravilno popunjavale površinu.

4.3 Odabrani modeli

Konačni modeli pločica, za obje varijante razmaka, prikazani su na slikama 31 i 32.



Slika 31: Model pravilno raspoređenih ćelija, udaljenost ćelija 1mm



Slika 32: Model pravilno raspoređenih ćelija, udaljenost ćelija 2mm

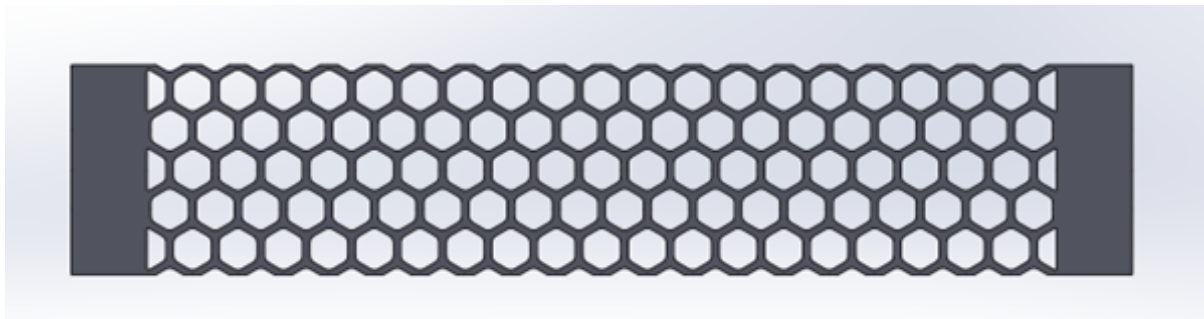
Pri konačnom oblikovanju pločica došlo je do promjena u glavnim dimenzijama pa se konačne dimenzija samih pločica nalaze prikazane u tablici 5.

Tablica 5: Konačne dimenzije pločica

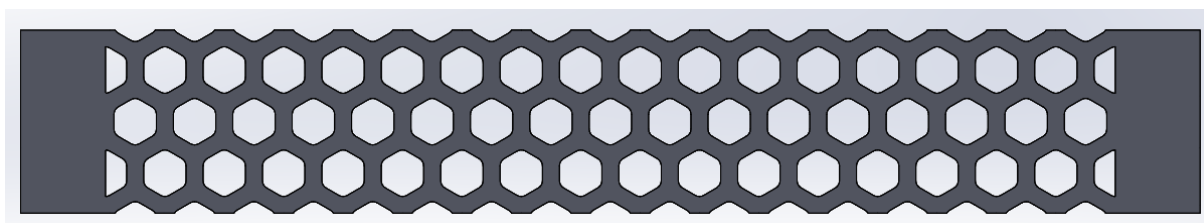
Duljina pločice [mm]	Širina pločice [mm]	Debljina pločice [mm]
120	27	0,2
119	22	0,2

Pločice se pri ispitivanju trebaju pričvrstiti na kidalicu te su zato razmatrani modeli koji na krajevima imaju dijelove s ravnim, punim materijalom bez ćelija duljine 10 mm koji bi služili za prihvata. Kod pločica s prihvatom postoji potencijalni problem koncentracije naprezanja zbog prijelaza s dijela pune površine na dio s drastično smanjenom površinom poprečnog presjeka pa je stoga prije odabira konačnog dizajna pločice koji će se ispisivati

izvršena probna simulacija u *Abaqusu* kako bi se provjerio utjecaj prihvata na raspodjelu napreznja te pomake i deformacije u odnosu na pločice bez prihvata. Modeli pločica s prihvatom nalaze se prikazani na slikama 33 i 34.



Slika 33: Dizajn pločice s prihvatom, udaljenost ćelija 1mm



Slika 34: Dizajn pločice s prihvatom, udaljenost ćelija 2mm

4.4 Inicijalni proračun u *Abaqusu*

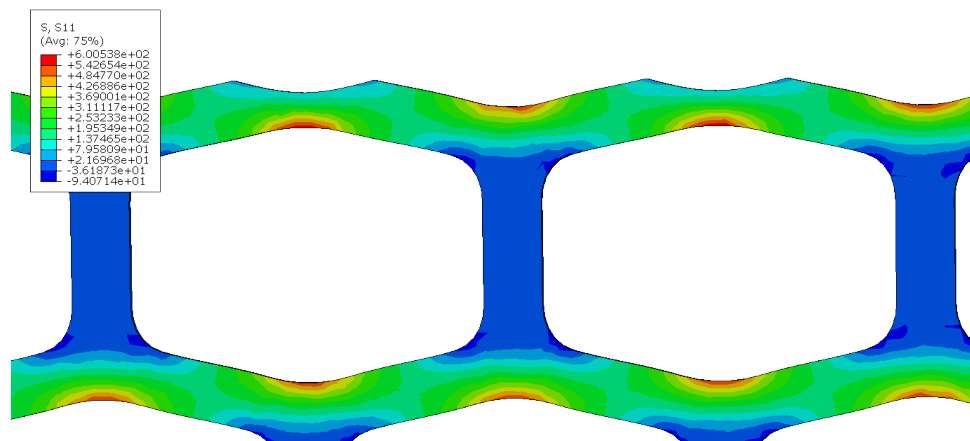
Provedene simulacije samo su pomoćne simulacije kako bi se moglo doći do konačnog modela. S obzirom na to da pločica ima 3 ravnine simetrije, simulacija je uz uvođenje uvjeta simetrije provedena samo na osmini dijela kako bi se smanjio broj konačnih elemenata potrebnih za provođenje proračuna te kako bi se osigurala regularnost matrice krutosti \mathbf{K} uvođenjem rubnih uvjeta. Razvlačenje pločice modelirano je nametanjem sile na lijevom kraju pločice. Proračun je proveden uz modeliranje samo elastičnog ponašanja jer je cilj provjeriti modele s prihvatom. U tablici 6 prikazana su svojstva odabranog polimera Liqcreate Bio-Med Clear dana od proizvođača [31] te sila kojom se opteretila pločica. Polimeri se općenito smatraju nestlačivima te bi Poissonov faktor trebao biti 0,5 što u komercijalnim paketima za izvođenje simulacije uvodi numeričke nestabilnosti pa se zato postavlja vrijednost bliska 0,5. Senzori kidalice ograničeni su na 200 N te je zato ta vrijednosti postavljena kao maksimalna sila. S obzirom na postavljene uvjete simetrije, zadana sila od 50 N odgovara maksimalnoj sili

na ispitnom uređaju.

Tablica 6: Veličine korištene za inicijalne simulacije

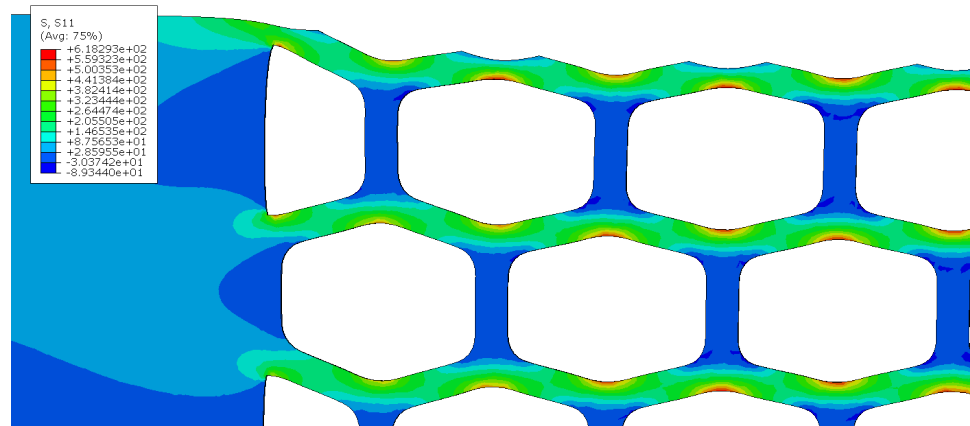
Modul elastičnosti E	Poissonov faktor ν	Sila opterećenja F
2200 MPa	0,48	50 N

Slike u nastavku prikazuju detalje raspodjele napreznja. Kako bi se bolje vizualizirali rezultati, nisu prikazivane cijele pločice jer se periodički ponavljaju raspodjele zbog uzorka ćelija. Provedene simulacije za obje verzije pločica s razmakom ćelija 1 mm prikazane su na slikama 35 i 36.



Slika 35: Probni proračun napreznja za pločicu bez prihvata s razmakom ćelija 1mm [MPa]

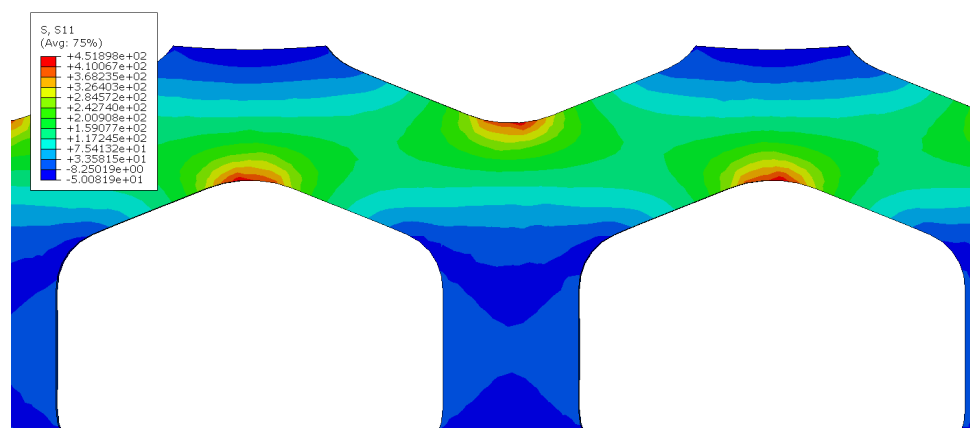
Raspodjela prikazana na slici 35 prikazuje koncentraciju vlačnih napreznja u zoni radijusa zakrivljenosti te područje tlačne zone u rebrastim okomitim dijelovima između ćelija. Maksimalno napreznje, po magnitudi, vlačno je napreznje u jednom od radijusa zakrivljenosti i iznosi 600,53 MPa, dok je najveće tlačno napreznje -94,07 MPa.



Slika 36: Probni proračun naprežanja za pločicu s prihvatom s razmakom ćelija 1 mm [MPa]

Slika 36 također pokazuje koncentraciju vlačnog naprežanja u zonama radijusa zakrivljenosti, a u okomitim područjima između ćelija pokazuje zone tlačnog naprežanja. Na prijelazu s prihvata na mrežastu strukturu nema znatnije koncentracije naprežanja, nego se pojavljuju tlačne i vlačne zone slične onima u ostatku. Iznos maksimalnog naprežanja iznosi 618,29 MPa te se ono ne nalazi u blizini prihvata, a najveće tlačno naprežanje iznosi -89,34 MPa.

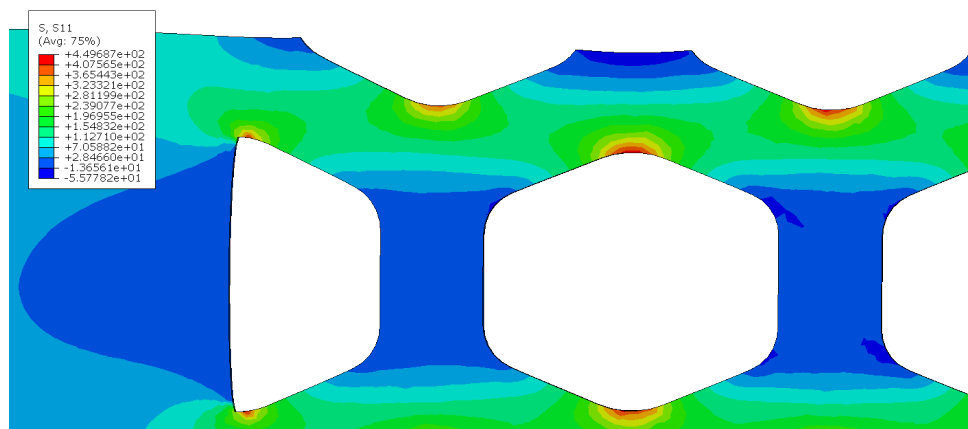
Rezultati istih simulacija provedenih na modelima pločica s razmakom ćelija od 2 mm nalaze se prikazani na slikama 37 i 38.



Slika 37: Probni proračun naprežanja za pločicu bez prihvata s razmakom ćelija 2 mm [MPa]

Rezultati provedeni na pločici bez prihvata s većim razmakom ćelija prikazuju koncentracije naprežanja u područjima radijusa zakrivljenosti, no iznos maksimalnog naprežanja manji je od onih za prethodne pločice jer se povećanjem razmaka između

ćelija povećava i krutost pločice što dovodi do maksimalnog napreznja od 451,90 MPa i maksimalnog tlačnog napreznja u jednom od okomitih dijelova koje iznosi -50,08 MPa.



Slika 38: Probni proračun napreznja za pločicu s prihvatom s razmakom ćelija 2mm [MPa]

Posljednja provedena simulacija, za pločicu s prihvatom modela s razmakom ćelija 2 mm, pokazuje jednaki uzorak raspodjele napreznja kao i prijašnji proračuni. Koncentracija napreznja u područjima vlačnog napreznja te tlačne zone u okomitim dijelovima. Najveće napreznje iznosi 449,69 MPa dok je najveće tlačno napreznje -55,78 MPa. U području završetka prihvata i početka mrežaste strukture javljaju se i tlačna i vlačna napreznja, no ni jedno od njih nije ekstrem u raspodjeli.

Rezultati prikupljeni za raspodjele napreznja te pomaka kraja pločice na kojem je postavljeno djelovanje sile, za model s razmakom ćelije 1 mm prikazani su u tablici 7. Napominje se da je relativna greška prikazana u iznosu apsolutne vrijednosti.

Tablica 7: Rezultati inicijalnog proračuna, razmak ćelija 1 mm

Promatrane veličine	Pločica bez prihvata	Pločica s prihvatom	Relativna razlika
Pomak lijevog kraja [mm]	-9,922	-10,34	4,213 %
Maksimalno vlačno napreznje [MPa]	600,5	607,5	1,166 %
Maksimalno tlačno napreznje [MPa]	-94,07	-89,42	4,943 %

Rezultati ukazuju da se modeliranjem prihvata na pločice maksimalna napreznja u pločici povećaju za svega 1,2 % te da se to maksimalno napreznje ne nalazi na mjestu prelaska s prihvata na područje ćelija. Iznos najvećih tlačnih napreznja smanjio se za gotovo 5 %. Dolazi do neznatnog povećanja pomaka kraja pločice na kojem djeluje sila,

tj. na lijevom kraju, od 4,213 % što u slučaju kada je promatrana veličina u stvarnosti u milimetrima stvara nezamjetno veći pomak. Na temelju analiziranih rezultata zaključuje se da se na pločice može modelirati prihvat za glave kidalice te da se time ne uvode dodatne koncentracije naprezanja i nestabilnosti u model.

Rezultati simulacija za oba modela pločice s razmakom ćelija 2 mm nalaze se prikazani u tablici 8.

Tablica 8: Rezultati probnog proračuna, razmak ćelija 2 mm

Promatrane veličine	Pločica bez prihvata	Pločica s prihvatom	Relativna razlika
Pomak lijevog kraja [mm]	-5,631	-5,859	4,05 %
Maksimalno vlačno naprezanje [MPa]	451,9	449,7	0,487 %
Maksimalno tlačno naprezanje [MPa]	-50,08	-55,78	11,38 %

Rezultati proračuna za kruću verziju pločice pokazuju da se modeliranjem prihvata iznos maksimalnog naprezanja smanji za 0,487 % dok se maksimalno tlačno naprezanje poveća za 11,38 % što je u potpunosti posljedica relativno male razlike koja je normirana s manjim brojem. Pomak hvatišta sile veći je u slučaju modeliranja prihvata za 4,05 %. Usporedbom rezultata za dvije pločice primjećuje se da pločica s razmakom ćelija 2 mm pokazuje manje iznose naprezanja i gotovo dvostruko manje pomake lijevog kraja pločice što je posljedica povećanja krutosti. Veća krutost znači da za jednaku silu pomaci, deformacije i naprezanja budu manji. Zaključuje se da se opravdano može modelirati prihvat na pločicama bez unošenja koncentrata naprezanja u model.

Svrha probnih proračuna je usporedba raspodjele naprezanja za pločice koje imaju prihvat i onih koje nemaju te su oni u oba slučaja pokazali da se modeliranjem prihvata ne unose velike promjene pa se zato odabire verzija modela koji ima prihvate kojemu je glavni cilj lakši prihvat ispitnog uzorka na kidalice. Nadalje, od dva modela odabire se onaj s razmakom ćelija od 2 mm kako bi se osiguralo da između ćelija postoji dovoljno prostora za crtanje točaka kojima se mjeri pomak te koji ima veću krutost. Također, mijenja se debljina pločice s 0,2 mm na 0,4 mm radi lakše pripreme uzoraka, ali i zbog procijenjenih velikih naprezanja (400 MPa u usporedbi s vlačnom čvrstoćom danom od

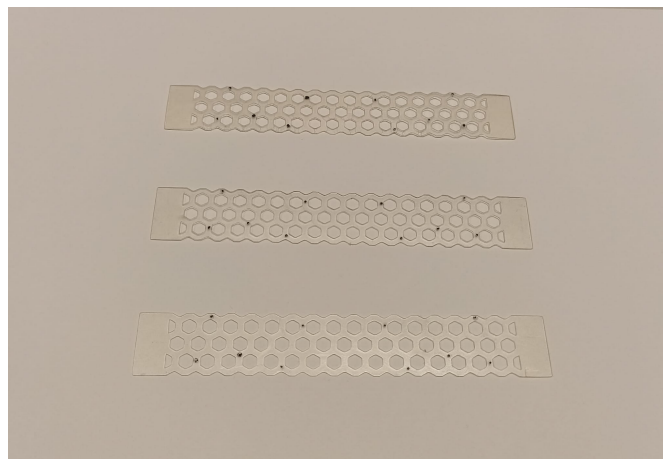
proizvođača koja iznosi 55 MPa [31]).

5 Ispitivanje pločica

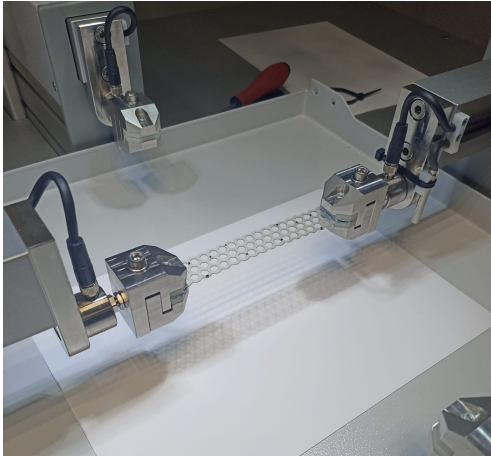
5.1 Provedba ispitivanja

Nakon odabira modela koji će se ispisivati, on je poslan na ispisivanje u poduzeće 3DTech gdje su pločice ispisane postupkom stereolitografije i gdje je odrađena potrebna naknadna obrada i polimerizacija.

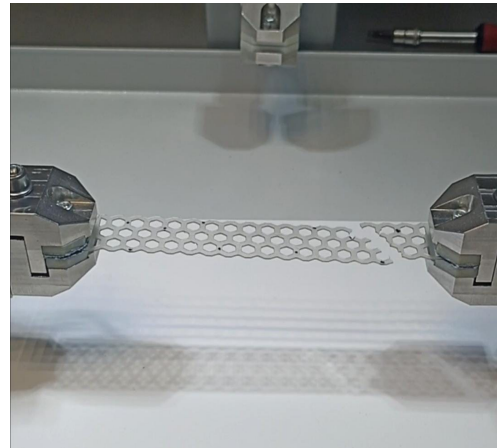
Brzina ispitivanja je jednaka onoj pri ispitivanju epruveta i iznosi 1 mm/min te su ispitana ukupno četiri uzorka. Odlučeno je da će se na uzorcima pratiti pomaci ukupno deset točaka koje su nanese na površinu. Točke su nanese simetrično s obzirom na poprečnu os kako bi se povećala ponovljivost rezultata, ali i provjerilo da nije došlo do pomaka krutog tijela tijekom opterećenja. Pripremljene pločice za ispitivanje prikazane su slikom 39. Pločica u položaju neposredno prije početka ispitivanja, postavljena na kidalicu, nalazi se na slici 40 dok je lom pločice prikazan je na slici 41.



Slika 39: Pločice s označenim točkama

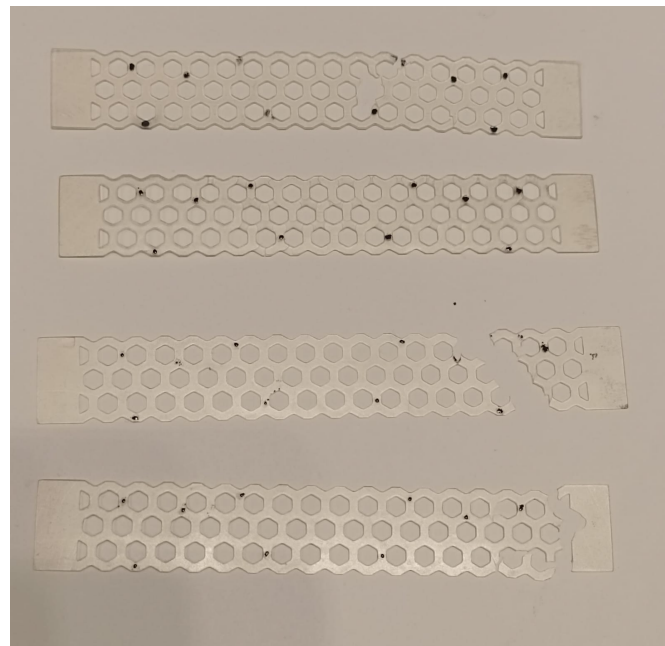


Slika 40: Ispitna pločica postavljena na kidalicu



Slika 41: Lom pločice

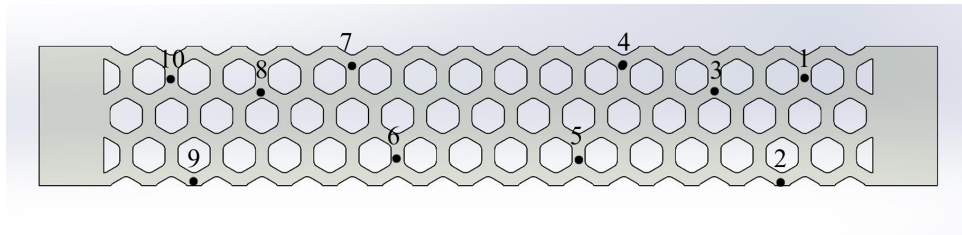
Svi slomljeni uzorci dobiveni ispitivanjem prikazani su na slici 42.



Slika 42: Slomljene pločice

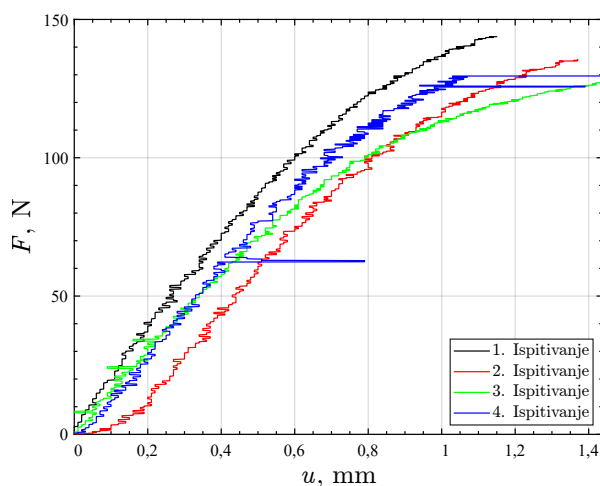
5.2 Rezultati ispitivanja pločica

Tijekom mjerenja praćeni su pomaci deset točaka kako bi se za svaku mogao konstruirati dijagram ovisnosti pomaka o nametnutoj sili, a korištena numeracija prikazana je na slici 43.

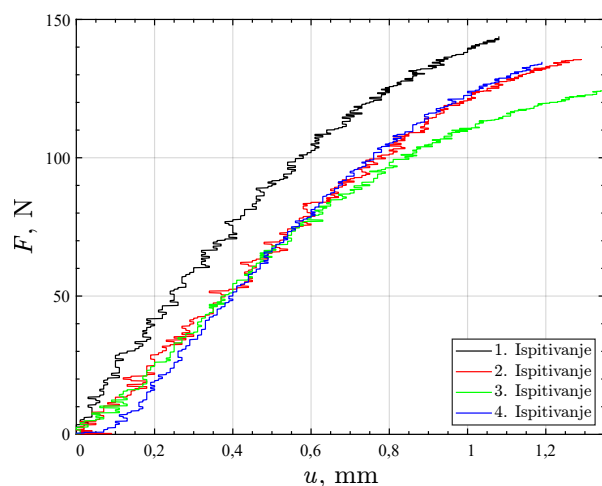


Slika 43: Referentna numeracija točaka

Dobiveni rezultati za pomake svih točaka u svim ispitivanjima objedinjeni su u grafovima za svaku točku te su prikazani na slikama 44 do 45. Točke označene brojevima 6 do 10 nalaze se s lijeve strane pločice gledano od sredine, a s obzirom na to da je referentni koordinatni sustav kojim kamera mjeri pomake u donjem lijevom kutu, mjereni pomaci za navedene točke su negativni. Kako bi se podaci mogli bolje prikazati u grafovima, za te točke uzeti se podaci u apsolutnoj vrijednosti. Izuzetak je jedino točka 9 pri kojoj su podaci oscilirali i u nekim trenucima bili pozitivni, a u nekim negativnim pa stoga nije moguće adekvatno prikazati rezultate u apsolutnoj vrijednosti. Usporedno su predstavljeni dijagrami za točke koje su simetrično nanese na pločicu.



Slika 44: Izmjereni pomaci točke 1



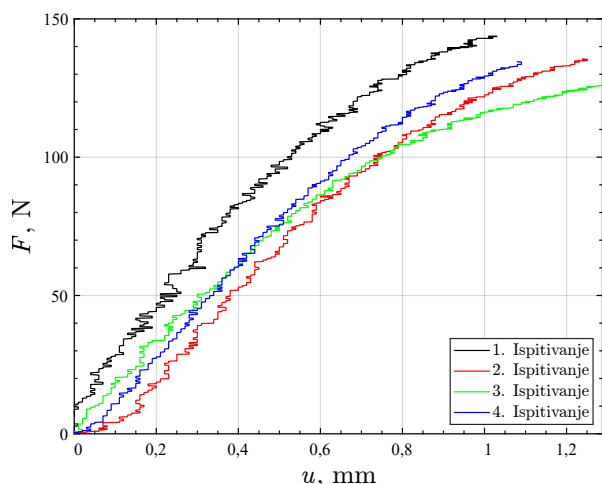
Slika 45: Izmjereni pomaci točke 10

Točka 1 nalazi se gotovo kod prihвата kidalice te je stoga njezin pomak najveći. Sva mjerenja na slici 44 pokazuju pomak veći od 1 mm, pri čemu je najveći pomak izmjeren u trećem ispitivanju i iznosi 1,65 mm, dok je najmanji pomak izmjeren u prvom ispitivanju i pri najvećoj sili od 140 N. Oscilirajuća priroda krivulja koje opisuju pomak posljedica je snimanja pomaka i pogrešaka vezanih uz kameru. Prvo mjerenje najviše odstupa od ostatka. Pločica se u četvrtom ispitivanju slomila na mjestu točke broj 1 što objašnjava

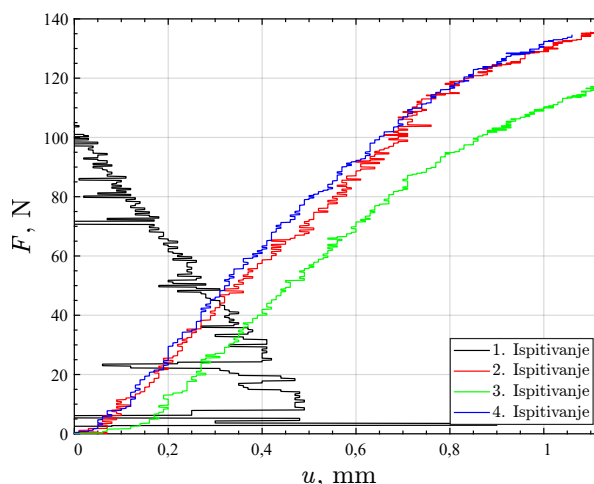
velike oscilacije u pomaku na kraju tog mjerenja.

Rezultati točke 10, slika 45, za drugo, treće i četvrto ispitivanje pokazuju vrlo slične rezultate, s prekapanjem na gotovo čitavom području mjerenja. Najviše odstupaju rezultati prvog mjerenja, a tek pred kraj izmjereni pomaci trećeg ispitivanja postaju drugačiji od onih za drugo i četvrto te na kraju daju najveći pomak od 1,69 mm. Relativno veliki pomak točke 10 posljedica je njenog položaja blizu kraja pločice gdje su prihvatiti.

Krajnji pomaci točaka 1 i 10 ne poklapaju se u potpunosti, dosta su slični za prvo mjerenje, nešto više od 1 mm, dok se u drugom i četvrtom razlikuju za više od 0,1 mm. U trećem ispitivanju obje točke imaju veći pomak od ostatka. Iako je cilj nanošenja točaka bio da one budu simetrične kako bi se osigurala ponovljivost te se mogao pratiti eventualni pomak krutog tijela, jer su točke nanošene ručne one nisu mogle ispasti potpuno savršeno simetrično te je i to djelomično uzrok razlike u rezultatima.



Slika 46: Izmjereni pomaci točke 2



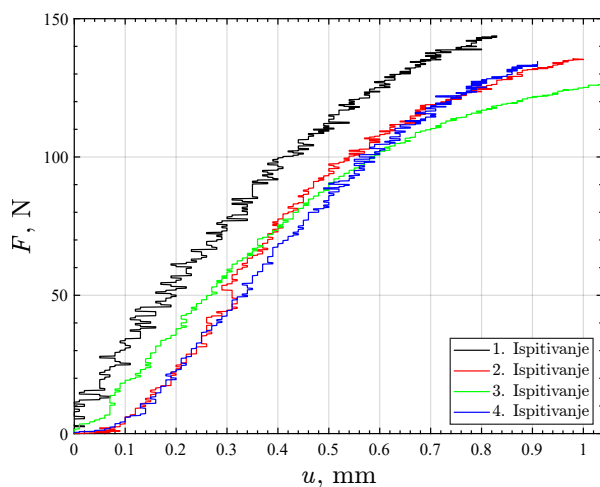
Slika 47: Izmjereni pomaci točke 9

Krajnji pomak točke 2 na slici 46 nešto je manji od pomaka točke 1 te također poprima najveći iznos u trećem mjerenju i iznosi 1,53 mm, dok je najmanji pomak zabilježen u prvom ispitivanju i on je neznatno veći od 1 mm. Drugo, treće i četvrto mjerenje pokazuju međusobno sličniji trend pomaka u točki 2 od prvog ispitivanja koje najviše odstupaju od ostalih mjerenja.

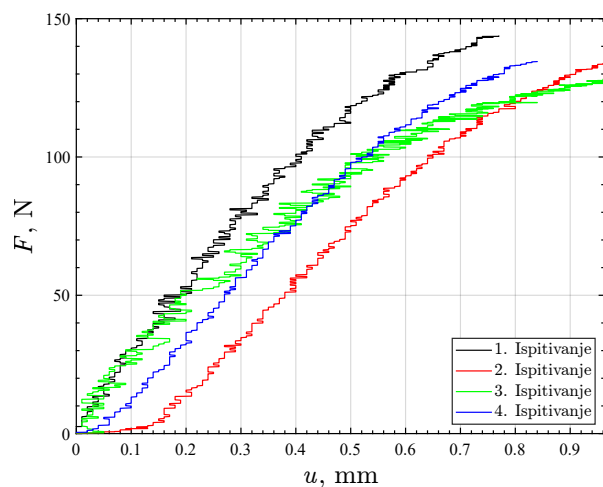
Mjereni pomak točke broj 9, slika 47, za prvo mjerenje ne mogu se smatrati relevantnima s obzirom na to da je tijekom ispitivanja kamera u trenucima izgubila poziciju referentne točke te zbog toga rezultati variraju između pozitivnog i negativnog

pomaka. Rezultati drugog i četvrtog gotovo se potpuno poklapaju, a kvalitativno im je slična i krivulja trećeg mjerenja. Najveći pomak točke zabilježen je na kraju trećeg mjerenja i iznosi 1,6 mm.

Krajnji pomaci točaka 2 i 9 najbolje se poklapaju u četvrtom mjerenju, kada za oba iznose gotovo 1,1 mm dok se najviše razlikuju u drugom ispitivanju, ako se izuzmu rezultati prvog ispitivanja. Najveći pomak, relativno bliski i veći od ostalih ispitivanja zabilježen je tijekom trećeg ispitivanja. Do razlike u vrijednostima dolazi zbog nesavršenog nanošenja točaka kako bi bile simetrične.



Slika 48: Izmjereni pomaci točke 3



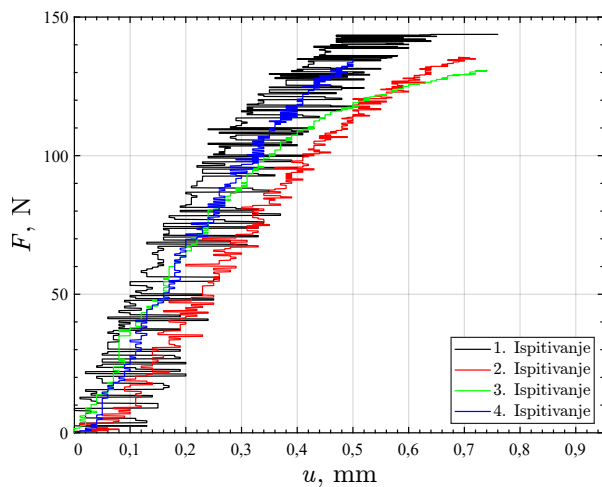
Slika 49: Izmjereni pomaci točke 8

Pomaci točke 3 za drugo i četvrto mjerenje za manje pomake gotovo se potpuno poklapaju na cijelom području prikazanom na slici 48, osim u kratkom pojasu u sredini. Nešto bliže tim mjerenjima je treće ispitivanje koje u početku pokazuje veće pomake, dok na kraju ispitivanja pokazuje manje. Od ostatka mjerenja najviše odstupa prvo mjerenje u kojem je ostvarena najveća sila loma, ali i najmanji pomak. Najmanji pomak točke 3 dobiven provedenim mjerenjima je za prvo ispitivanje i iznosi 0,83 mm, dok je najveći pomak izmjeren u trećem ispitivanju za treću točku i iznosi 1,23 mm.

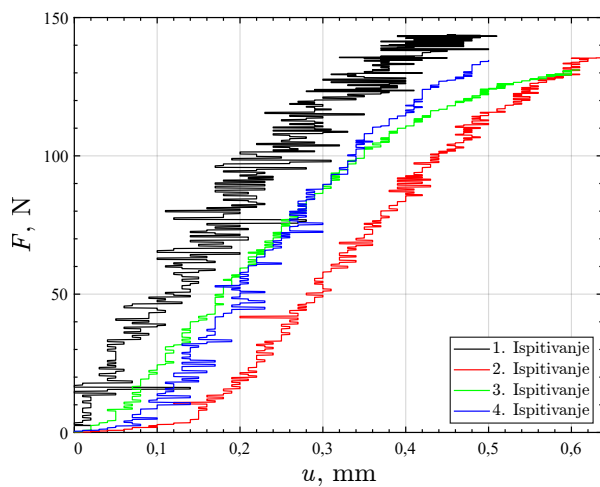
Pomaci točke 8 sa slike 49 pokazuju puno manje oscilacija u bilježenju pomaka i točaka što ukazuje na bolju kvalitetu mjerenja pomaka te točke. Najviše nepravilnosti vidljivo je u trećem ispitivanju koje se na početku dobro poklapa s prvim ispitivanjem, u sredini ispitivanja s četvrtim ispitivanjem. Najmanji izmjereni pomak je u prvom ispitivanju i iznosi 0,9 mm dok je najveći, izmjeren u trećem ispitivanju, 1,07 mm.

Pomaci točaka 3 i 8 vrlo su bliski za drugo ispitivanje kada iznose otprilike 1 mm te

tijekom prvog i kada se oba kreću oko 0,8 mm. Za treće ispitivanje razlike su najveće te su ponovno za to ispitivanje izmjereni najveći pomaci.



Slika 50: Izmjereni pomaci točke 4

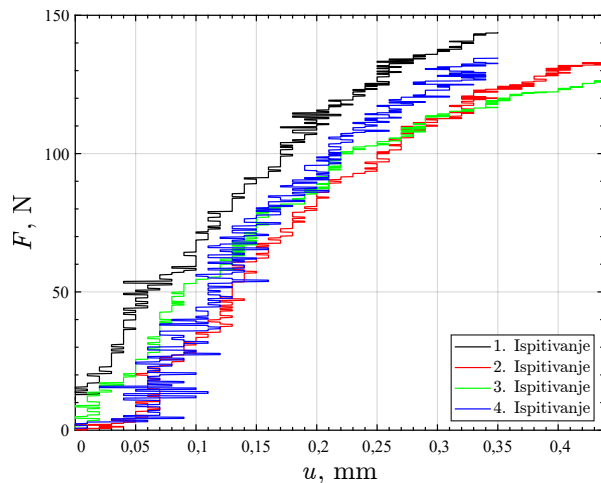


Slika 51: Izmjereni pomaci točke 7

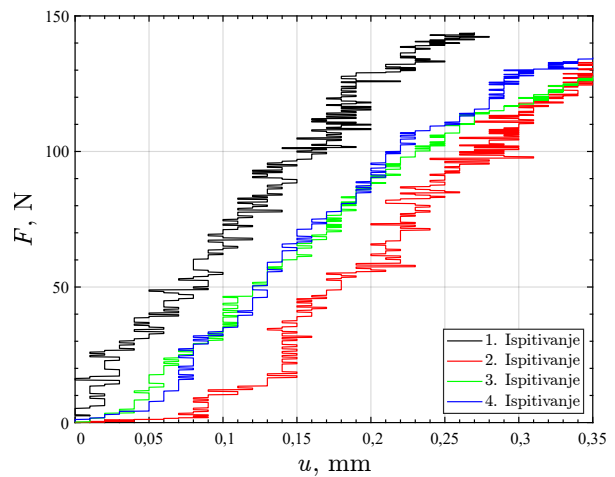
Tijekom prvog ispitivanja, pločica je slomljena na mjestu točke broj 4 što objašnjava izgled krivulje pomaka na slici 50, također tijekom ispitivanja kamera je izgubila u trenucima poziciju točke 4 što je dodatno uzrokovalo nepravilnosti. Treće i četvrto mjerenje u početku pokazuju jednaku promjenu pomaka te tek nakon vrijednosti 0,3 mm počnu više odstupati. Na kraju je najveći pomak točke izmjeren u prvom ispitivanju, a najmanji u četvrtom gdje je ispitivanje prekinuto kada je pomak točke 4 bio 0,5 mm.

Mjereni pomaci za točku 7 prikazani na slici 51 podudaraju se najviše za treće i četvrto mjerenje na većini područja, tek pri kraju ispitivanja vrijednosti pomaka trećeg ispitivanja postaju sličniji onima drugog ispitivanja. Prvo ispitivanje najviše odstupa od ostatka. Najmanji izmjereni krajnji pomak je u četvrtom i prvom ispitivanju i iznosi 0,5 mm dok je najveći pomak zabilježen u drugom ispitivanju i iznosi 0,64 mm.

Usporedbom navedenih dijagrama za točke 4 i 7 primjećuje se podudaranje izmjerenih pomaka za četvrto mjerenje, kada je on iznosio 0,5 mm. Za treće mjerenje su najveća odstupanja, izuzevši prvo mjerenje.



Slika 52: Izmjereni pomaci točke 5



Slika 53: Izmjereni pomaci točke 6

Pomaci točke 5 prikazani na 52 pokazuju da je došlo do jednakog pomaka pri lomu u prvom i četvrtom ispitivanju te da je pomak tada 0,35 mm, ujedno i najmanji izmjereni pomak. Pomak točke 5 relativno je malen u usporedbi s ostalima jer se ona nalazi najbliže osima simetrije pločice. Najveći izmjereni pomak je zabilježen u trećem mjerenju i iznosi 0,54 mm.

Pomaci točke 6 sa slike 53 za treće i četvrto ispitivanje pokazuju najsličniji tijek promjene, dok prvo i drugo znatnije odstupaju. Prvo osim po tijeku krivulje odstupa od ostatka i zbog većeg iznosa sile loma, ali i zbog izmjerenog pomaka pri lomu koji iznosi 0,28 mm dok je za ostala mjerenja on otprilike 0,4 mm. Relativno mali pomaci za točku 6 očekivani su s obzirom na položaj blizu osi simetrije.

Vidljivo je da su pomaci točaka 5 i 6 u četvrtom mjerenju identični te da je najveći pomak u oba mjerenja u trećem mjerenju gdje je i najveća razlika u rezultatima. U ostalim mjerenjima razlike su gotovo 0,1 mm ili blizu te vrijednosti.

Vrijednosti krajnjih pomaka svih točaka za sva ispitivanja prikazane su u tablici 9.

Tablica 9: Rezultati pomaka točaka

Mjerenja	Pomaci promatranih točaka [mm]									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	1,15	1,03	0,83	0,76	0,35	0,28	0,51	0,77	0,9	1,08
2	1,37	1,25	0,98	0,72	0,48	0,38	0,64	1	1,11	1,29
3	1,65	1,53	1,23	0,74	0,54	0,4	0,61	1,07	1,6	1,69
4	1,59	1,09	0,91	0,5	0,35	0,35	0,5	0,84	1,06	1,19
Prosječni pomak	1,44	1,225	0,9875	0,68	0,43	0,3525	0,565	0,92	1,1675	1,3125

Tablični podaci pokazuju, kao i slike, da su pomaci točaka koje su bliže rubovima pločice veći od onih bliže središtu. Također, usporedbom rezultata za točke koje se nalaze simetrično u odnosu na poprečnu os pločice, poput točaka 1 i 10 ili 2 i 9 vidljivo je da pomaci nisu jednaki, iako bi trebali biti. Razlog tome mogu biti pomaci krutog tijela pri ispitivanju ili mala odstupanja koja se mogu dogoditi prilikom samog crtanja točaka, nisu sve na potpuno istom mjestu, a i položaj koji očitava kamera pri mjerenju pomaka također može pridonijeti spomenutoj razlici. U četvrtom mjerenju, simetrične točke 5 i 6 imaju jednak pomak, kao i točke 4 i 7. Manja odstupanja u mjerenom pomaku vidljiva su i u drugom mjerenju za simetrične točke 3 i 8.

Na temelju podataka o sili na svakoj strani kidalice može se doći do podataka o srednjoj sili loma pločice koja je potrebna za modeliranje ispitivanja u *Abaqusu*. Rezultati su prikazani u tablici 10.

Tablica 10: Srednja sila loma mjerenja

Mjerenje	Srednja sila loma [N]
1	143,895
2	135,33
3	131,06
4	134,675
Srednja sila loma svih ispitivanja: 136,24 N	

6 Modeliranje u *Abaqusu*

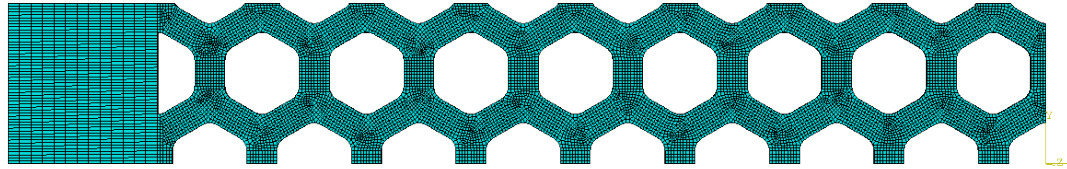
Numeričko određivanje pomaka točaka na pločici provodi se analogno kontrolnom proračunu pri odabiru dizajna pločice. Razlika u ovom numeričkom proračunu je iznos sile koji se koristi za opterećivanje pločice, a određen je na temelju prosječne sile loma tijekom ispitivanja te sveden na površinu koja se modelira u *Abaqus*. Kako bi se mogli usporediti rezultati s onima iz ispitivanja, modul elastičnosti u modelu je zadan kao onaj dobiven metodom najmanjih kvadrata i prikazan na slici 22.

U *Abaqusu* se ponovno modelira tri puta simetrični dio pločice kako bi se osigurala dovoljna točnost pri manje konačnih elemenata i izbjegla singularnost matrice krutosti \mathbf{K} . Zbog simetričnosti treba reducirati silu koja se modelira jer je tijekom ispitivanja nametnuta sila na cijelu površinu pločice, a sada se modelira samo osmina dijela, što znači da je u bočnom kontaktu sa silom samo četvrtina površine i modelira se četvrtina sile. Svi parametri karakteristični za provođenje simulacije nalaze se prikazani u tablici 11.

Tablica 11: Veličine korištene za simulacije

Modul elastičnosti E	Poissonov faktor ν	Sila opterećenja F	Granica tečenja σ_T
1267 MPa	0,48	34 N	50 MPa

U *Abaqusu* je potrebno generirati mrežu konačnih elemenata prema modelu pločice kako bi se mogla dobiti raspodjela pomaka i naprezanja u elementu, mreža koja je korištena u svim simulacijama prikazana je na slici 54. Mreža se sastoji od 9991 C3D8 elementa. Odabrani tip elementa je osnovni prizmatični (3D) element s 8 čvorova, svaki u jednom vrhu elementa. Takav element modelira linearnu raspodjelu deformacije i naprezanja, a polje pomaka opisuje nepotpunim polinomom trećeg stupnja. Linearna raspodjela naprezanja i deformacija bolja je od linearne za zadaće poput ove jer se bolje može opisati kompleksnija promjena. Kako bi se smanjilo vrijeme trajanja proračuna, prihvati pločice modeliran je s manje gustom mrežom s obzirom na to da se pomaci na tom dijelu ne promatraju jer se tijekom ispitivanja cijeli taj dio nalazi prihvaćen u čeljustima kidalice.



Slika 54: Korištena mreža konačnih elemenata

6.1 Modeliranje plastičnosti

Bitna razlika u modeliranju u odnosu na probni proračun je i modeliranje plastičnog ponašanja prema elastično - idealno plastičnom materijalnom modelu sa slike 23. Za idealno plastični materijal u *Abaqusu* je potrebno samo zadati veličinu naprezanja pri kojoj se počinju javljati plastične deformacije, u ovom slučaju 50 MPa, i iznos plastičnih deformacija za to naprezanje, u ovom slučaju je to 0.

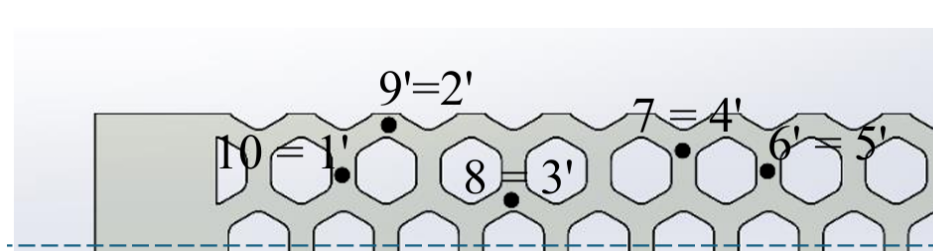
Provođenjem simulacije, pri manjoj sili od zadane je došlo do plastifikacije poprečnog presjeka i inkrement povećanja deformacija uslijed inkrementalnog povećanja sile uzrokovao je prevelike deformacije te je simulacija prisilno zaustavljena. Kao alternativna opcija modelirano je minimalno linearno očvršćenje za vrijednosti parametra $E_t = 11,2$ MPa koje je dobiveno iz jednadžbe pravca za točke iz dijagrama za drugo mjerenje.

Treća simulacija provedena je s parametrima koje je naveo proizvođač navedenog polimera, tj. modeliran je drugi modul elastičnosti $E_{\text{proiz}} = 2000$ MPa.

6.2 Rezultati

Točke su u ispitivanjima promatrane s numeracijom prema slici 43. S obzirom da je u *Abaqusu* promatran samo dio pločice potrebno je uzeti u obzir položaj i simetričnost

točaka kako bi se mogli pratiti pomaci na istim mjestima te su simetrične točke prikazane na slici 55.

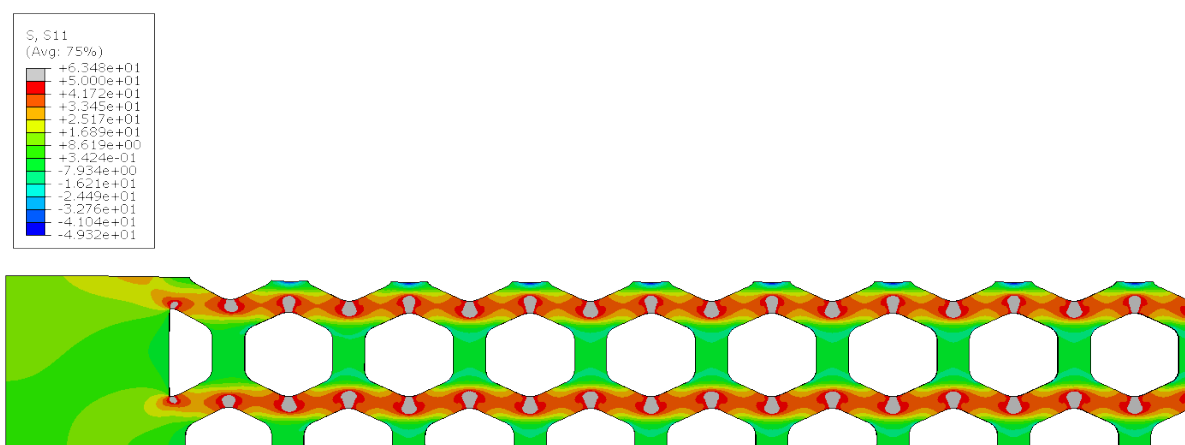


Slika 55: Simetrične točke

Na slici je vidljivo da se dijelom u *Abaqusu* promatraju originalni pomaci točaka 7, 8 i 10. Točke simetrične njima s obzirom na poprečnu os pločice su redom 4, 3 i 1. Zbog simetrije pomaci tih točaka su jednaki. Točke koje se nalaze na donjoj polovici pločice premještene su simetrično u gornji lijevi kvadrant, a to su točke 9 i 6 koje su položajem simetrične točkama 2 i 5.

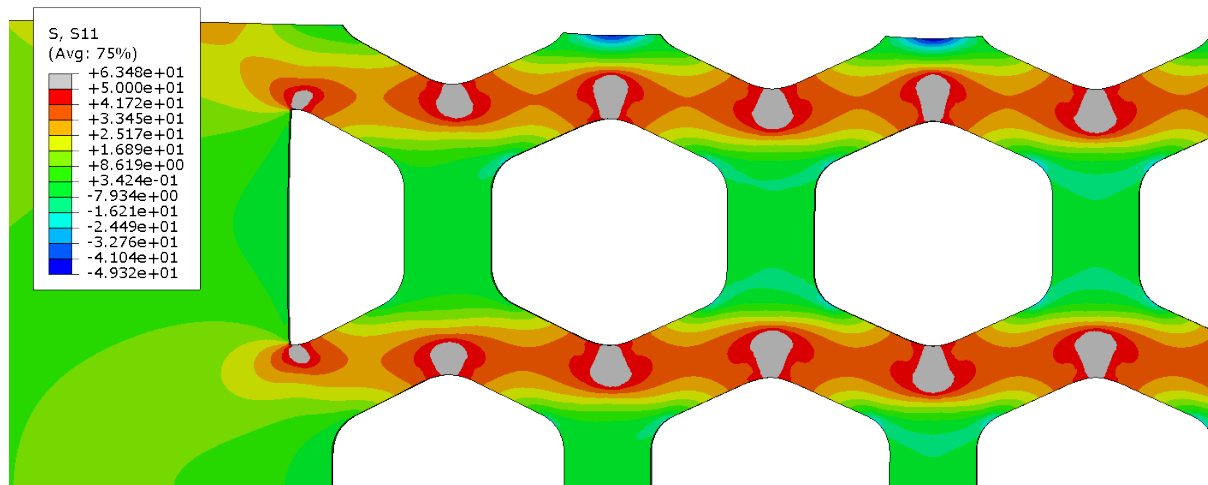
6.2.1 Naprezanja u pločici

Raspodjela naprezanja na cijelom modeliranom dijelu prikazana je na slici 56. Simulacija je prekinuta pri iznosu sile $F_1 = 22$ N, što znači da je za cijelu pločicu ukupna sila $F_{uk1} = 88$ N. Detalj koji prikazuje raspodjelu naprezanja u blizini radijusa zakrivljenosti prikazan je na slici 57.



Slika 56: Numerički određena raspodjela naprezanja u pločici [MPa]

Raspodjela prikazana na slici 56 prikazuje plastificirane zone u područjima oko radijusa zakrivljenosti jer su ti dijelovi prije dosegli granicu tečenja i u području plastičnih deformacija su. Okomiti dijelovi pločica koji spajaju ćelije su u tlačnom području, a vrh pločice ima najveća tlačna naprezanja.

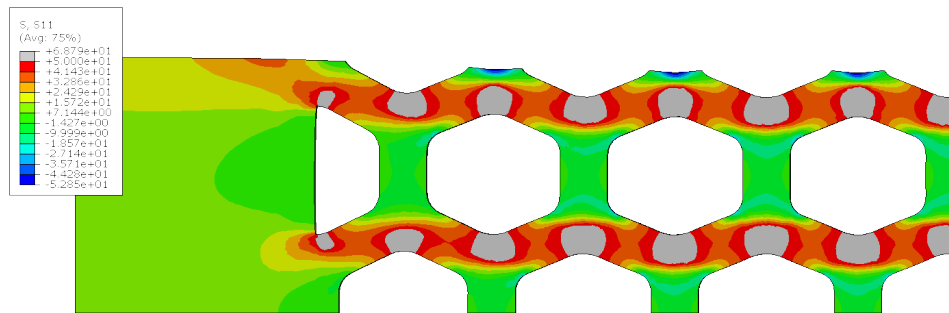


Slika 57: Detalj naprezanja u pločici [MPa]

Na detalju sa slike 57 jasnije su prikazana plastificirana područja čija je neposredna blizina dosegla granicu tečenja i u idućem koraku slijedi i njihova plastifikacija.

Slijede raspodjele naprezanja za dodatne simulacije provedene s modeliranjem linearnog očvršćenja. Iako je njihova svrha bila provjeriti može li se postići dostizanje zadane sile pri provođenju simulacije, do toga nije došlo jer su i one prekinute ranije, samo pri većoj sili nego prva simulacija.

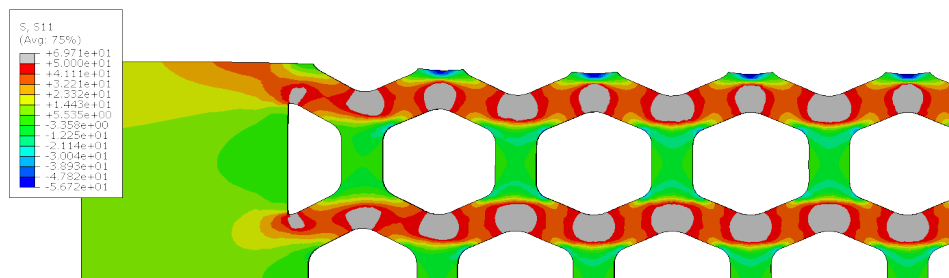
Druga provedena simulacija provedena je s modeliranjem linearnog očvršćenja i numerički dobivenim modulom elastičnosti E , raspodjela naprezanja prikazana je na slici 58. Sila pri kojoj je prekinuta simulacija iznosi $F_2 = 26$ N, odnosno $F_{uk2} = 104$ N.



Slika 58: Naprezanja u pločici dobivena linearnim očvršćenjem [MPa]

Na prikazanoj raspodjeli naprezanja vide se plastificirane zone u području radijusa zakrivljenosti, gdje je već poznato da se nalaze koncentracije naprezanja te se očekuje širenje plastičnih zona u okolini tih mjesta.

Posljednja simulacija provedena je s linearnim očvršćenjem i podatkom o modulu elastičnosti od proizvođača koji ga navodi kao gotovo dvostruko veći od dobivenog iz ispitivanja na jednoosnim ispitivanjima epruveta. Sila prekida u tom slučaju iznosi $F_3 = 28,7$ N, odnosno $F_{uk3} = 114,5$ N. Dobivena raspodjela naprezanja prikazana je na slici 59.

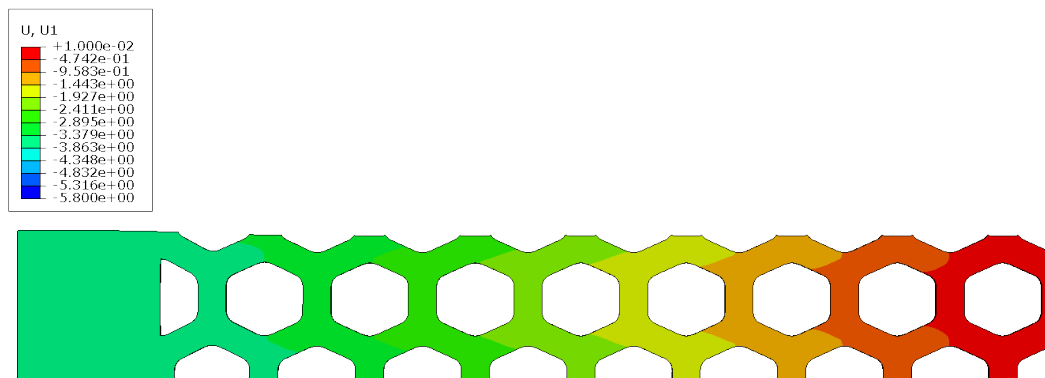


Slika 59: Naprezanja u pločici dobivena linearnim očvršćenjem s podacima o modulu elastičnosti od proizvođača [MPa]

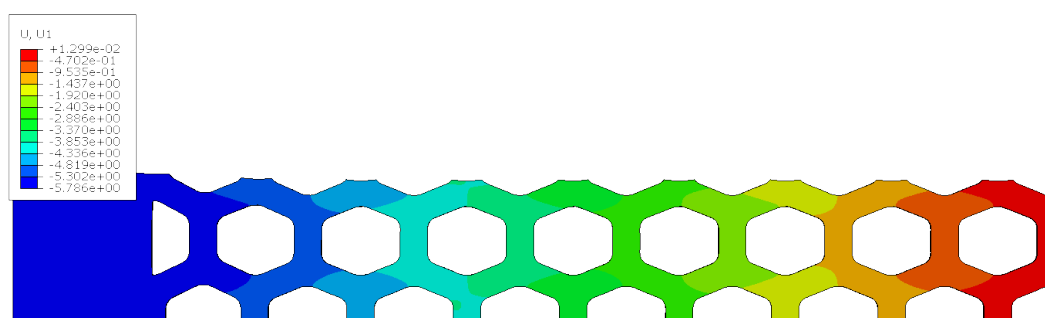
6.2.2 Pomaci na pločici

Veličine koje su dobivene ispitivanjem pločica su pomaci točaka pa je radi usporedbe rezultata potrebno prikazati i pomake dobivene provedenim simulacijama. Na slici 60 prikazani su pomaci za model elastično - linearno plastičnog materijala. Slika 61

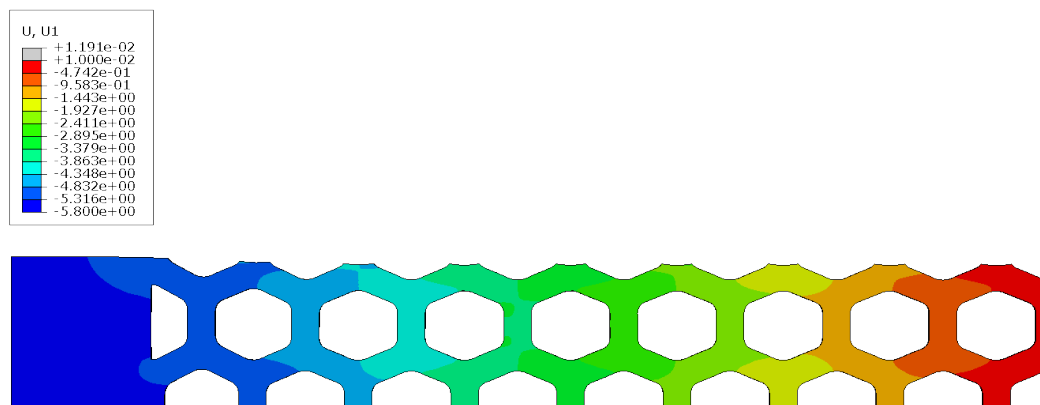
prikazuje raspodjelu za linearno očvršćujući materijal s modulom elastičnosti prema provedenom ispitivanju, a slika 62 pokazuje rezultate pomaka dobivene modeliranjem modula elastičnosti prema podacima od proizvođača.



Slika 60: Numerički određeni pomaci na pločici za idealno plastični model [mm]



Slika 61: Pomaci na pločici dobivena linearnim očvršćenjem [mm]



Slika 62: Pomaci na pločici dobiveni linearnim očvršćenjem s podacima o modulu elastičnosti od proizvođača [mm]

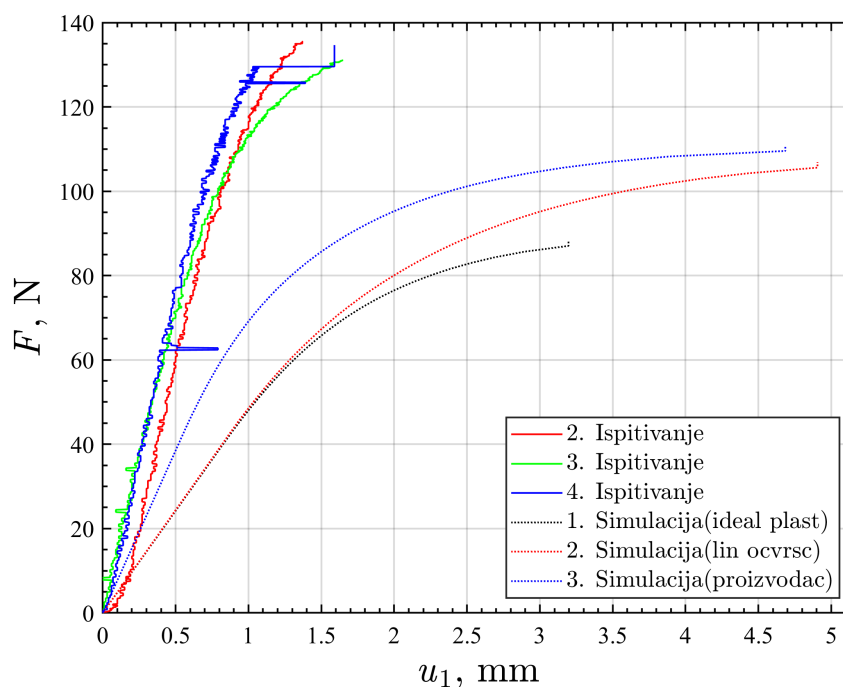
Prikazane raspodjele pomaka za drugu i treću simulaciju dosta su slične, dok su pomaci za prvu simulaciju nešto manji što se može i vidjeti prema bojama na prikazanim legendama koje su sve svedene na istu skalu. Najveći maksimalni pomak u svim simulacijama je na mjestu djelovanja sila, tj. na prihvatu pločice, dok su zbog uvjeta simetrije pomaci u blizini desnog kraja mali. Pomaci su s negativnim predznakom jer sila djeluje u negativnom smjeru na lijevom kraju kako bi pločica bila opterećena vlačno. Najveća apsolutnu vrijednost pomaka zabilježena je u drugoj simulaciji 5,79 mm, dok je nešto manji pomak dobiven za treću simulaciju, no te simulacije završavaju pri većoj sili pa je i očekivano da su konačni pomaci veći. Prva simulacija završava na najmanjoj sili te je sukladno tom i dobiven maksimalni pomak najmanji i iznosi 3,83 mm.

7 Usporedba i analiza eksperimentalnih i numeričkih rezultata

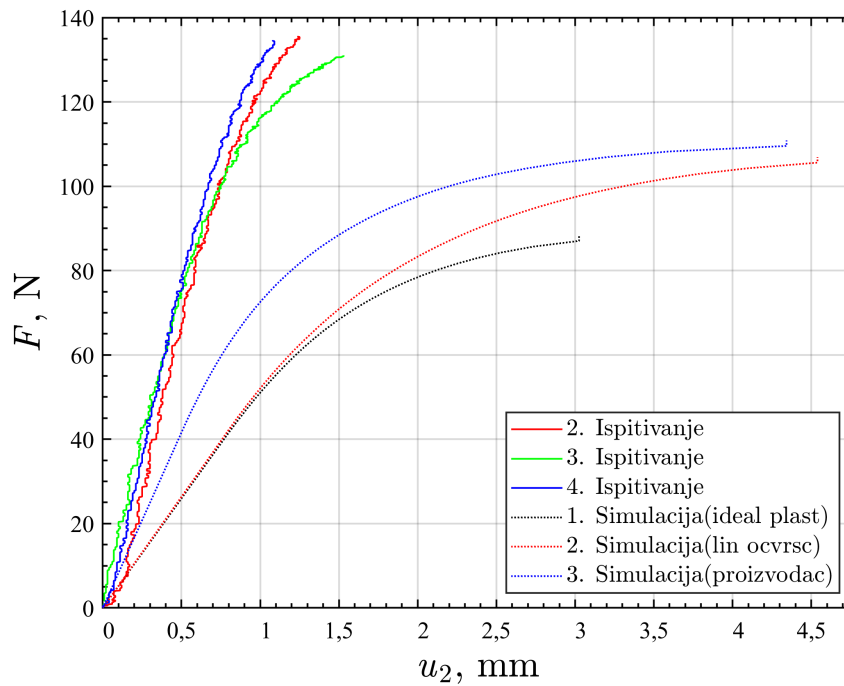
7.1 Usporedba rezultata

Rezultati dobiveni jednoosnim ispitivanjem za promatrane točke na pločici uspoređuju se s numerički dobivenim rezultatima pomaka za sve tri provedene simulacije. Kako bi se dobila ovisnost sile o pomaku u simulacijama promatrani su pomaci čvorova na približno jednakim mjestima na kojima su označene točke prema slici 43, a za točke koje se ne nalaze u gornjem lijevom kvadrantu pločice promatrane su ekvivalentni čvorovi s obzirom na simetriju prema slici 55. Zbog loše kvalitete rezultata te tehničkih pogrešaka koje su se dogodile tijekom prvog ispitivanja pločice, poput gubitka koordinata točaka, iz usporedbe rezultata izuzeta su mjerenja prvog ispitivanja.

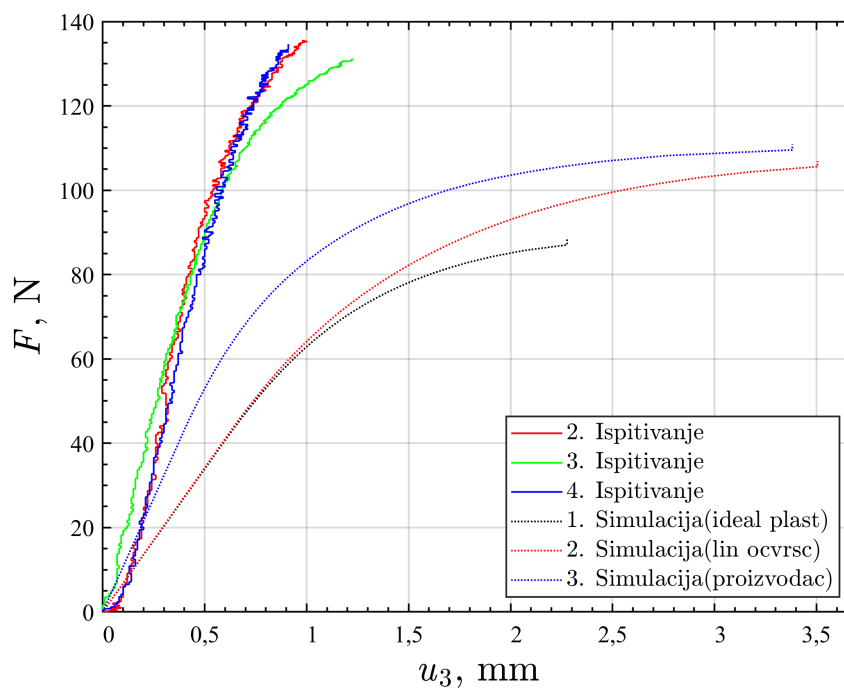
Slika 63 prikazuje usporedbu zadnja tri eksperimentalna mjerenja i provedene simulacije s različitim parametrima materijala za točku broj 1. Rezultati za točku 2 za identična mjerenja prikazani su na slici 64, dok su rezultati za točku 3 prikazani na slici 65.



Slika 63: Usporedba pomaka za točku 1

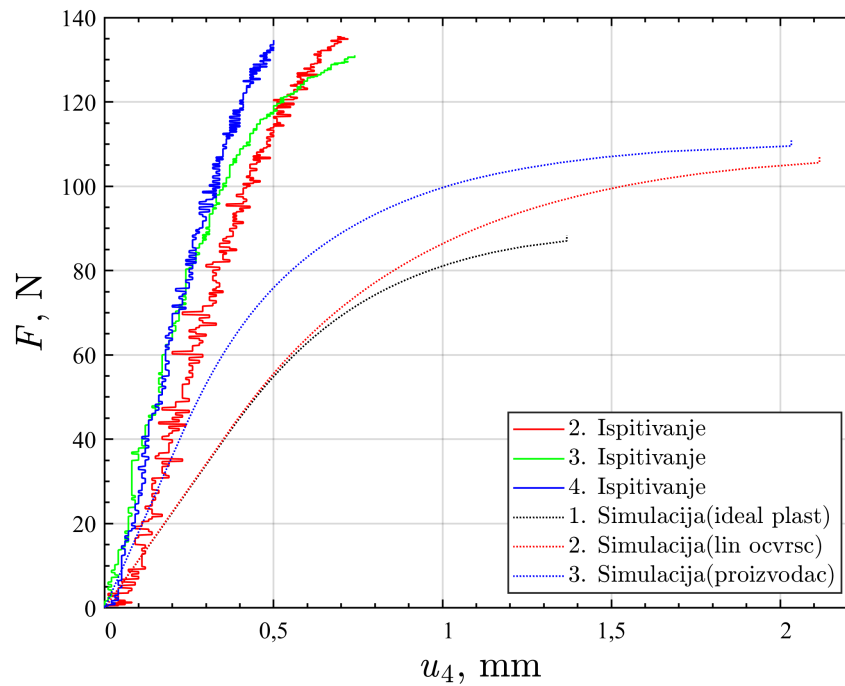


Slika 64: Usporedba pomaka za točku 2

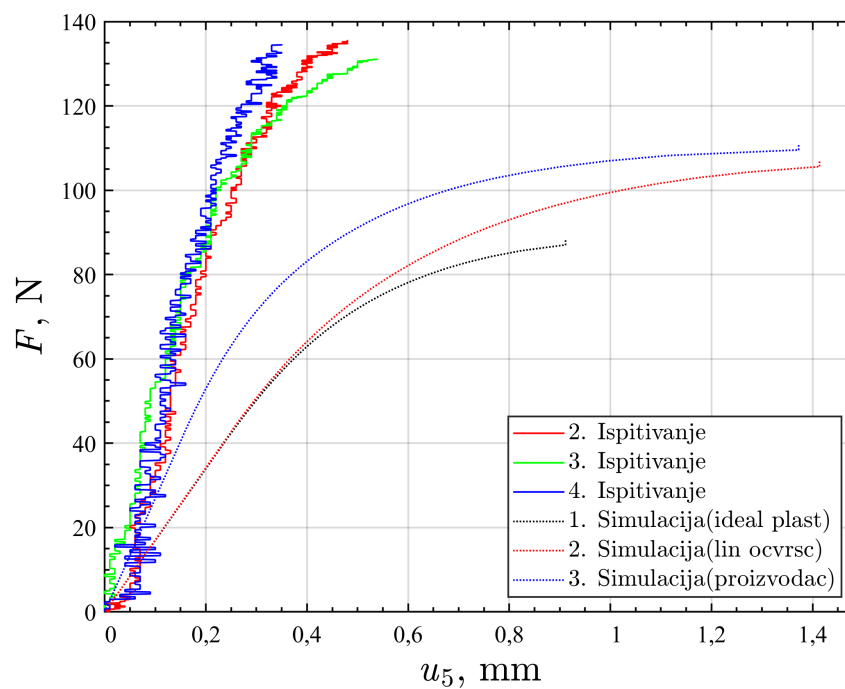


Slika 65: Usporedba pomaka za točku 3

Rezultati pomaka dobiveni mjerenjima i simulacijama za točku označenu brojem 4 prikazani su na slici 66, a isti ti za točku 5 nalaze se na slici 67.

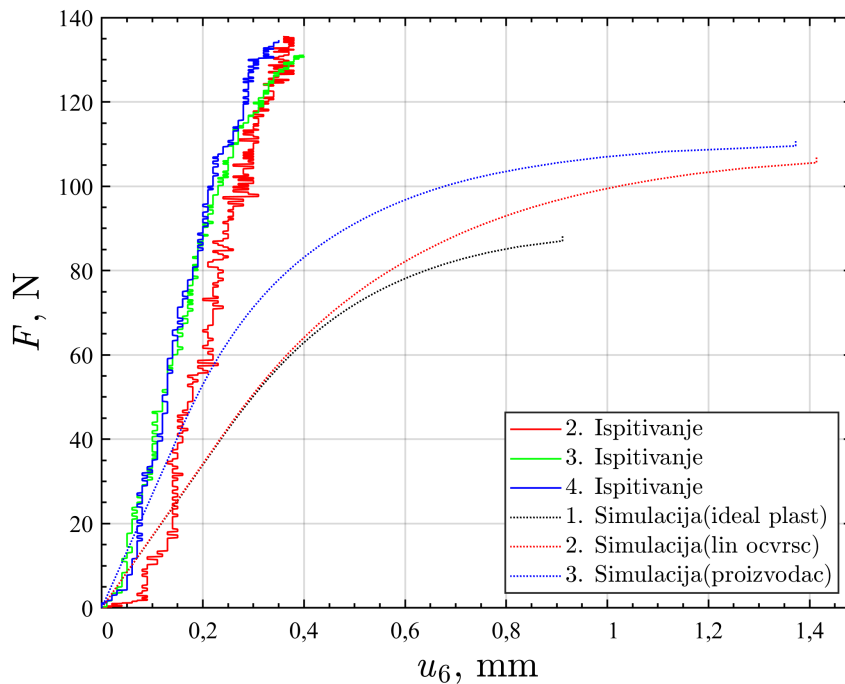


Slika 66: Usporedba pomaka za točku 4

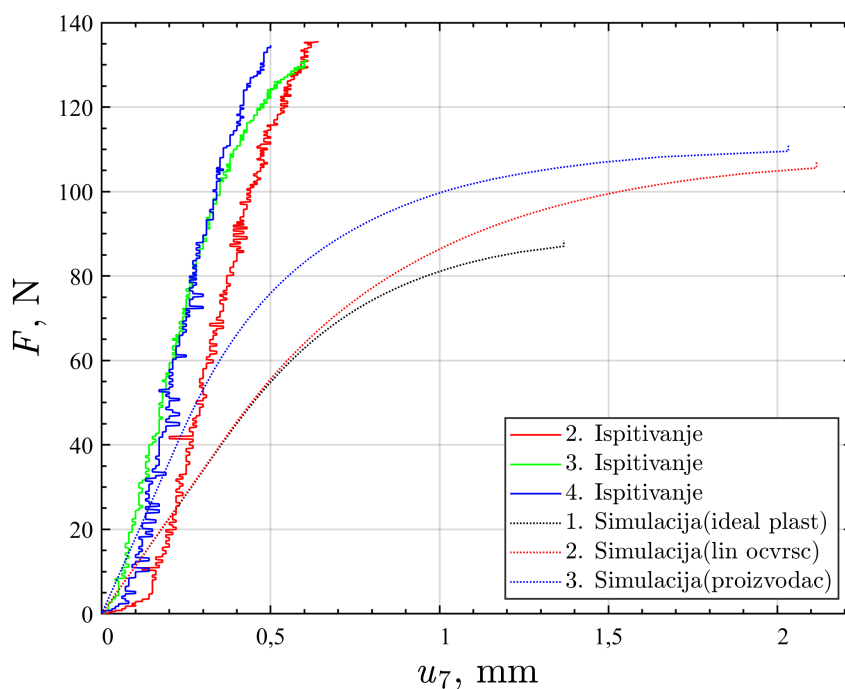


Slika 67: Usporedba pomaka za točku 5

Od točaka koje se nalaze s lijeve strane, rezultati za točku 6 prikazani su na slici 68, dok se rezultati pomaka točke 7 nalaze na slici 69.

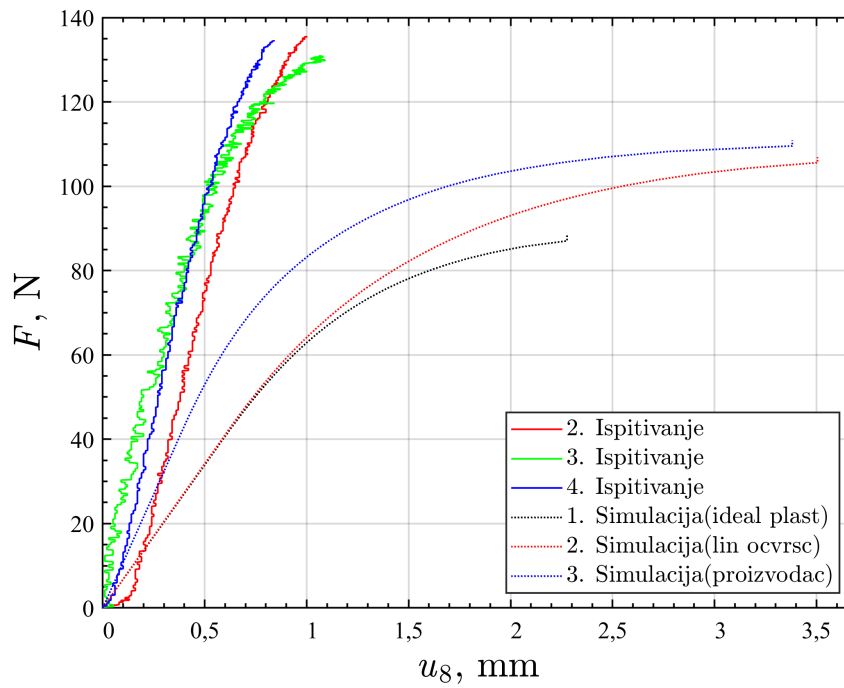


Slika 68: Usporedba pomaka za točku 6

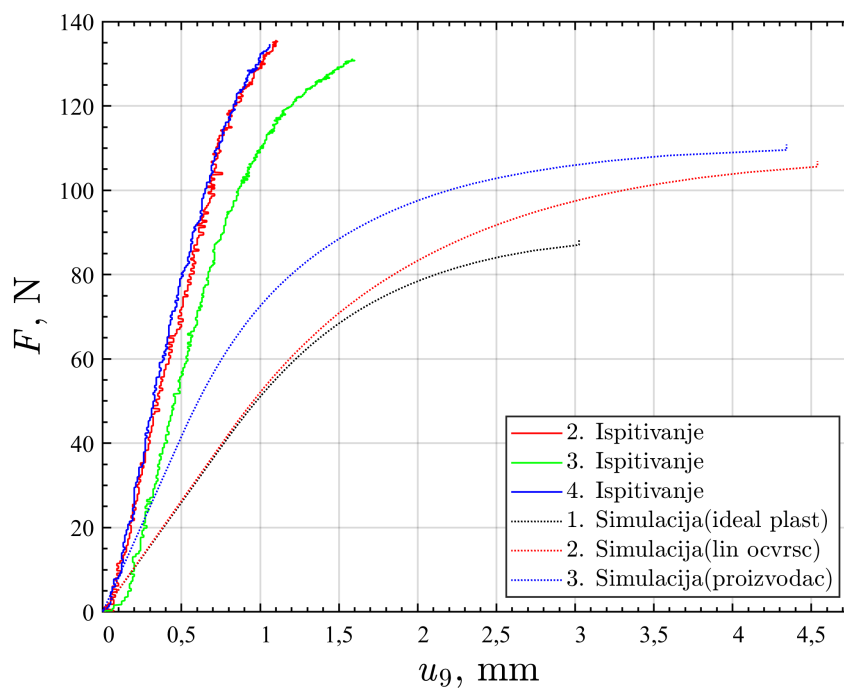


Slika 69: Usporedba pomaka za točku 7

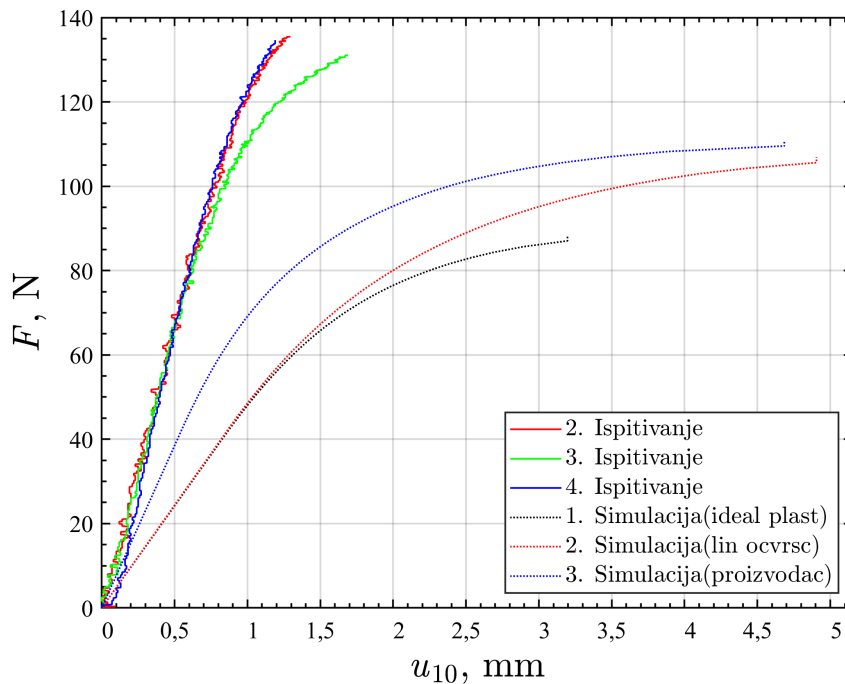
Rezultati mjerenja i provedenih simulacija za pomak točke 8 prikazani su na slici 70, podaci pomaka točke 9 dobiveni istim načinom nalaze se na slici 71, dok su posljednji podaci, za točku 10, sadržani na slici 72.



Slika 70: Usporedba pomaka za točku 8



Slika 71: Usporedba pomaka za točku 9



Slika 72: Usporedba pomaka za točku 10

Usporedbom grafova raspodjele za sve točke, uočava se identičan trend na svim mjestima, a to je da se rezultati eksperimentalnih mjerenja pomaka više puta manji od onih dobivenih numeričkim simulacijama te da do pucanja uzoraka dolazi pri većim silama nego su one koje je moguće postići simulacijama na bilo koji od provedenih načina. Simulacija linearnim očvršćenjem pokazuje najveću razliku u postignutom pomaku, jer daje za svaku točku najveći pomak. Nagibi krivulja mjerenja i numeričkih rezultata također se razlikuju, pri tome krivulje za mjerenja sadrže puno strmiji nagib od numeričkih. Modeliranje vrlo malog očvršćenja materijala malim tangentnim modulom E_T uzrokuje slične izgled krivulja za prvu i drugu simulaciju posebno pri manjim vrijednostima pomaka.

Rezultati vidljivi iz priloženih dijagrama sažeti su u tablici 12 kako bi se mogli lakše usporediti.

Tablica 12: Usporedba svih rezultata pomaka odabranih točaka

Mjerenja	Pomaci promatranih točaka [mm]									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
2	1,37	1,25	0,98	0,72	0,48	0,38	0,64	1	1,11	1,29
3	1,65	1,53	1,23	0,74	0,54	0,4	0,61	1,07	1,6	1,69
4	1,59	1,09	0,91	0,5	0,35	0,35	0,5	0,84	1,06	1,19
Prosječni pomak	1,54	1,29	1,04	0,65	0,46	0,38	0,58	0,97	1,26	1,39
Idealno plastičan	3,20	3,03	2,28	1,37	0,91	0,91	1,37	2,28	3,03	3,20
Linearno očvršćenje	4,91	4,54	3,51	2,12	1,41	1,41	2,12	3,51	4,54	4,91
Podaci proizvođača	1,37	4,34	3,38	2,03	1,37	1,37	2,03	3,38	4,34	1,37

Podaci prikazani u tablici 12 pokazuju da rezultati druge simulacije pri modeliranju linearnog očvršćenja daju najveća odstupanja od izmjerenih te ona višestruko odstupaju za točku 1 u kojoj su mjereni pomaci i više od tri puta manji od onih dobivenih simulacijama. Podaci proizvođača daju otprilike slične rezultate pomaka jedino u krajnjim točkama, 1 i 10, a u onima između dolazi do znatnijih odstupanja kao i za modeliranje linearnog očvršćenja. Rezultati prve simulacije, modelirane prema dobivenom modulu elastičnosti iz eksperimentalnih podataka i uz idealnu plastičnost za cijeli skup točaka ispadnu otprilike dvostruko veći nego oni dobiveni mjerenjima. Sila pri lomu također je znatno manja za sve simulacije od onih u mjerenjima te također utječe na odnose pomaka. Identični podaci za provedene simulacije za parove točaka posljedica su nametanja simetrije.

U tablici 13 prikazani su podaci o maksimalnoj postignutoj sili prije loma pločice za provedena ispitivanja, odnosno o maksimalnoj sili do koje je bilo moguće provesti simulaciju prije prisilnog prekida.

Tablica 13: Sile loma pri ispitivanju i prekidu simulacija

	Mjerenja				Simulacije		
	1	2	3	4	1.	2.	3.
Sila loma [N]	143,895	135,33	131,06	134,675	88,4	106,72	110,88

Iz dijagrama pomaka vidljivo je da mjerenja završavaju pri većim iznosima sila, ali manjeg pomaka dok se pri numeričkoj analizi dogodi suprotno, one su u najboljem slučaju dosegnu silu od 110 N dok je najmanja sila loma prisutna u mjerenjima i skoro 20 % veća, ali pritom daju višestruko veće pomake. Prva simulacija, čiji rezultati daju najmanju grešku u odnosu na ostatak, dosegla je silu od 60 % nametnutog opterećenja koje je bilo prosjek mjerenja.

7.2 Kritički osvrt na rezultate

Na temelju usporedbe pojedinačnih rezultata mjerenja i numeričkih simulacija evidentno je da se rezultati ni u kojem slučaju ne poklapaju. Razlike i greške prevelike su kako bi se greška mogla svesti samo na grešku numeričkih operacija koji se provode pri proračunima u *Abaqusu*. Potrebno je uzeti u obzir cijeli postupak koji je doveo do rezultata kao i pretpostavke koje su u tijeku postavljene kako bi se došlo do konkretnog zaključka o uzroku izrazitog nepodudaranja rezultata.

Početak provedbe ispitivanja bilo je ispisivanje i ispitivanje epruveta i pločica od odabranog polimera. Kao tehnologija izrade epruveta i pločica odabrana je stereolitografija. Karakteristična stvar oko tehnologija 3D ispisa je da svojstva dobivenih proizvoda mogu uvelike ovisiti o smjeru ispisivanja, uvjetima ispisa, debljini sloja, tipu i homogenosti materijala te naknadnim postupcima *postprocessinga* i polimerizaciji.

Smjer ispisivanja epruveta bio je uzdužni što znači da je pri svakom sloju površina poprečnog presjeka koji se skrućuje relativno manja. Takav način ispisivanja duže traje jer je potrebno ispisati veći broj slojeva kako bi se postigla puna duljina. Pri ispitivanju epruveta je opterećena u smjeru u kojem su ispisani slojevi. Pločice su ispisivane po visini, odnosno u svakom sloju ispisana je površina s ćelijama te takav ispis puno kraće

traje zbog male visine pločice. Ona je pri ispitivanju također razvučena, ali je razvlačenje nametnuto opterećenjem okomito na smjer ispisa slojeva. Različiti načini ispisa mogli su dovesti do drugačijih svojstava u smjeru uzdužno i okomito na smjer ispisa što je moglo dovesti do pogreške pri određivanju svojstva, a dodatnu grešku mogla je uzrokovati i razlika u površini slojeva koji se ispisuju. Problem koji se javlja pri 3D ispisivanju materijala je i debljina stijenke predmeta koji se ispisuje, naime u svrhu dizajniranja epruvete za jednoosno ispitivanje, dimenzije središnjeg dijela, na kojem se mjere pomaci i pojavljuje lom, bile su 3,5 mm x 0,4 mm, a preporučena debljina ispisanih dijelova od proizvođača polimera je 2 mm [31]. Razlika pri dizajniranju epruveta mogla bi objasniti i dvostruko manji modul elastičnosti koji se dobije u odnosu na podatke proizvođača.

Na razliku u rezultatima potencijalno utječe i to što ispitni uzorci i pločice nisu proizvedene u istom ispisu, već su epruvete ispisane dan prije pločica. Materijal znatno upija tekućinu, što je karakterizirano i podacima proizvođača [31], pa je količina upijene vlage mogla utjecati na svojstva. Preporučuje se u daljnjim istraživanjima ispitati uzorak u tekućini i usporediti rezultate sa suhim uzorkom kako bi se detaljnije ispitao spomenuti utjecaj upijanja tekućine. S obzirom na to da je svrha ispitati materijal s potencijalom da se koristi za ispis stentova, a koji se u eksploatacijskim uvjetima nalaze u mokrom okruženju (krvi) provedba takvog ispitivanja relevantna je i opravdana.

Na kraju se u obzir treba uzeti i kvaliteta ispisa. Pri ispitivanju primijećeno je da pločice na površini imaju ogrebotine, a mogu se vidjeti i ako se pomnije promotre pločice na slici 39. Prisutnost površinskih nesavršenosti i ogrebotina na tankoj pločici lako može uzrokovati koncentraciju naprezanja i uzrokovati prerano puknuće pri ispitivanju, a nepravilni lomovi prikazani na 42 mogli bi ukazati na ovaj problem.

Osim same tehnologije ispisa i provedbe ispitivanja, treba razmotriti i opterećenje pločica te stanje naprezanja. Rezultati inicijalnih simulacija, ali i glavnih, pokazuju da su okomiti dijelovi pločica koji spajaju ćelije opterećeni na tlak, kako je prikazano na slici 36. Pri izradi ovog rada nisu ispitivana tlačna svojstva odabranog polimera, a podatke o takvom ponašanju nije dao ni proizvođač pa je do moguće greške došlo i pretpostavkom jednakog ponašanja u vlaku i tlaku koje nije provjereno pa ne mora

nužno biti točno.

Druga stvar povezana s opterećenjem pločice je i nametnuta brzina ispitivanja. Odabirom jednake brzine ispitivanja, odnosno pomakom čeljusti, osigurana je jednaka brzina povećanja sile kojom se opterećuje uzorak, no kompleksnija geometrija pločice mogla je dovesti do nejednake brzine deformacije pri ispitivanju.

Kod svakog eksperimentalnog ispitivanja pri analizi rezultata treba razmotriti i provedbu ispitivanja i potencijalne greške koje su unesene opremom kojom se rukuje. Mjerenja su točna onoliko koliko i mjerni instrumenti koji se koriste pa mogući manji utjecaj na rezultate ima i kalibracija senzora na kidalici kao i točnost kamere i *softwarea* koji se koristi. Pri mjerenju različiti vanjski utjecaji poput vibracija poda uslijed hoda ili temperature zraka mogu utjecati na rezultate.

Loši numerički rezultati djelomično su posljedica i netočnog materijalnog modela koji je odabran. Materijalni modeli razmatrani u ovom radu relativno su jednostavni jer obuhvaćaju dosadašnja znanja te predstavljaju granicu dobrog modeliranja. Idealno plastično ponašanje za promatrani polimer nije savršena idealizacija jer pri promatranju krivulja dobivenih ispitivanja epruveta primjećuje se da krivulja u elastičnom području nema jednoliki nagib, već ima promjenu zakrivljenosti pri malim pomacima, također nakon prelaska granice tečenja sve krivulje pokazuju blagi pad naprezanja, odnosno sile, u dijagramu konvencionalnih naprezanja što je naravno zanemareno modeliranjem elastično - idealno plastičnog materijala. Iz toga se može zaključiti da je odabrani model krivi te bi u daljnjem razmatranju i potencijalnom modeliranju trebalo razmotriti kompleksnije modele koji bolje opisuju ponašanje polimera.

8 Zaključak

Tema ovog završnog rada je odabir i validacija konstitutivnog modela 3D ispisanog biokompatibilnog polimera koji bi se potencijalno mogao koristiti za ispit stentova. U radu je dan je kratki pregled stentova kao načina sprječavanja i liječenja kardiovaskularnih bolesti. Pregled različitih generacije stentova služi kao motivacija za odabir stereolitografije kao tehnologije 3D ispisa polimera s prisjetljivosti oblika i uvod za razmatranje dizajna pločica. Kako bi se moglo opisati ponašanje materijala prvo je proveden jednoosni test čiji su rezultati doveli do formulacije konstitutivnog modela i određivanja materijalnih parametara. Za materijalni model odabran je linearno elastičan - idealno plastičan materijal. Kako bi se provjerila točnost odabranog modela, dizajnirane su pločice s oblikom ćelija inspirirane oblikom pčelinjih saća koje su se pokazale kao dobar dizajn za ćelije stentova. Pri dizajnu pločica dani su kriteriji prema kojima je bilo potrebno prilagoditi model pločice kako bi se ispitivanja mogla provesti. Uslijedio je inicijalni proračun pločica kako bi se odabrala geometrija pločice (debljina, razmak između ćelija) i provjerilo uvodi li modeliranje prihvata za kidalice nepoželjne koncentracije naprezanja u model. Zaključak je bio da se može opravdano dizajnirati i prihvat za kidalice čime je usvojen model s prihvatom i razmakom ćelija od 2 mm. Nakon odabira dizajna, slijedilo je ispisivanje pločica te njihovo ispitivanje. Tijekom ispitivanja na pločicama su mjereni pomaci deset točaka. Programskim paketom *Abaqus* zatim je proveden numerički proračun naprezanja i pomaka pločice te su promatrani pomaci čvorova koji su bili na mjestima označenih točaka u ispitivanju. Završetkom simulacija u *Abaqusu* uslijedila je usporedba s rezultatima ispitivanja. Usporedba je pokazala da se rezultati previše razlikuju da bi se materijalni model mogao smatrati ispravnim te su tijekom analize rezultata razmatrani različiti potencijalni uzroci velike razlike u rezultatima poput tijeka i načina ispisa te opterećivanja. Zaključuje se da elastično - idealno plastični materijalni model nije zadovoljavajući model za 3D ispisani polimer za provedena ispitivanja. Dane su preporuke za daljnja ispitivanja materijala kojima je potrebno provjeriti ponašanje polimera u tlačnom području i ispitati svojstvo materijala da upija tekućine na mehanička svojstva. Također bi trebalo ispitati utjecaj smjera 3D ispisa na svojstva materijala.

Literatura

- [1] WHO. *Cardiovascular diseases*. pristupljeno 10.02.2024. URL: https://www.who.int/health-topics/cardiovascular-diseases#tab=tab_1.
- [2] HZJZ. *Izvješće o umrlim osobama u 2023. godini*. pristupljeno 10.02.2024. URL: https://www.hzjz.hr/wpcontent/uploads/2024/09/Izvjesce_umrli_2023_1.pdf.
- [3] S. Hassanajili S. Ahmadi Tafti S.H. et al. Borhani. „Cardiovascular stents: overview, evolution, and next generation”. *Springer* (2018.).
- [4] M. Afshar G. Thanassoulis. *Arteoskleorza*. URL: <https://www.hemed.hr/Default.aspx?sid=15095>.
- [5] Fátima García Villén i dr. „Three-dimensional printing as a cutting-edge, versatile and personalizable vascular stent manufacturing procedure: Toward tailor-made medical devices”. *International Journal of Bioprinting* 9 (siječanj 2023.). DOI: 10.18063/ijb.v9i2.664.
- [6] *Angioplasty*. URL: <https://www.healthdirect.gov.au/angioplasty>.
- [7] B. J. Doyle P R. Hoskins P. V. Lawford. *Cardiovascular biomechanics*.
- [8] A.-G. Niculescu A. S. Udriș. „Cardiovascular Stents: A Review of Past, Current, and Emerging Devices”. (2018.).
- [9] *The Advantages of Bioresorbable Vascular Scaffolds explained!* URL: <https://www.merillife.com/blog/medtech/the-advantages-of-bioresorbable-vascular-scaffolds-explained>.
- [10] Dinesh Rokaya i dr. „Shape Memory Polymeric Materials for Biomedical Applications: An Update”. *Journal of Composites Science* 7.1 (2023.). ISSN: 2504-477X. DOI: 10.3390/jcs7010024. URL: <https://www.mdpi.com/2504-477X/7/1/24>.
- [11] *Aditivna proizvodnja*. URL: <https://www.enciklopedija.hr/clanak/aditivna-proizvodnja>.
- [12] *Materijali predavanja iz kolegija Proizvodni postupci - prerada polimera*. Fakultet strojarstva i brodogradnje, Sveučilište u Zagrebu.

- [13] Protolabs Network. *What is SLA printing? The original resin 3D print method.* pristupljeno 13.02.2025. URL: <https://www.hubs.com/knowledge-base/what-is-sla-3d-printing/>.
- [14] Formlabs. *Guide to Stereolithography (SLA) 3D Printing.* URL: https://formlabs.com/eu/blog/ultimate-guide-to-stereolithography-sla-3d-printing/?srsltid=AfmB0oo7jFg7yhTne_dqwMf4fi804eqgMR8CLYPKQ-7YVF11KKp5-Ed2.
- [15] 3DSYSTEMS. *Stereolithography.* pristupljeno 8.1.2025. 2017. URL: <https://www.3dsystems.com/stereolithography>.
- [16] MD B. Chevalier. *Stent Strut Thickness: Have We Reached the Minimum?* pristupljeno 13.02.2025. URL: <https://citoday.com/articles/2018-may-june/stent-strut-thickness-have-we-reached-the-minimum#:~:text=Nowadays%2C%20all%20polymer%2Dbased%20DESs,as%20thin%20as%2060%20%C2%B5m..>
- [17] Cui Xinyang i dr. „Effect of Plaque Composition on Biomechanical Performance of a Carotid Stent: Computational Study”. *Computer Modeling in Engineering & Sciences* 116 (rujan 2018.), str. 455–469. DOI: 10.31614/cmes.2018.04135.
- [18] Ž. Alar. *Materijali kolegija Materijali I.* Fakultet strojarstva i brodogradnje, Sveučilište u Zagrebu.
- [19] Mitshubishi Chemical Group. *Tensile strength testing of plastics.* pristupljeno 10.02.2025.
- [20] ISO. „ISO-527”. (2012.).
- [21] Ivan Uremović. *Optimizacija geometrije epruveta za jednoosno i dvoosno vlačno ispitivanje.*
- [22] D. Pustaić I. Alfirević. *Teorija plastičnosti.* Školska knjiga, Zagreb, 1996.
- [23] mrežno izdanje Hrvatska enciklopedija. *metoda najmanjih kvadrata.* Leksikografski zavod Miroslav Krleža, pristupljeno 13.2.2025. URL: <https://www.enciklopedija.hr/clanak/metoda-najmanjih-kvadrata>.
- [24] Fakultet strojarstva i brodogradnje Katedra za matematiku. *Predavanja kolegija Numerička nametmatika.* Sveučilište u zagrebu.

- [25] Hao-Ming Hsiao i dr. „Hemodynamic Behavior of Coronary Stents in Straight and Curved Arteries”. *Current Nanoscience* (2014.). DOI: 10.2174/1573413709666131129000833.
- [26] M. Mijatovic. *Analiza učinkovitosti bionički nadahnutih karotidnih stentova izrađenih od polimera s memorijom oblika*.
- [27] Derek Goss i dr. „Bioinspired Honeycomb Core Design: An Experimental Study of the Role of Corner Radius, Coping and Interface”. *Biomimetics* 5 (studeni 2020.), str. 59. DOI: 10.3390/biomimetics5040059.
- [28] Zhang K. Karihaloo B. L. i Wang J. „Honeybee combs: how the circular cells transform into rounded hexagons”. *J. R. Soc. Interface* (2013.). DOI: 10.1098/rsif.2013.0299.
- [29] F. Nazzi. „The hexagonal shape of the honeycomb cells depends on the construction behavior of bees”. *Nature, Scientific Reports* (2016.). DOI: 10.1038/srep28341.
- [30] A. M. Segon. *Diplomski rad: Ispitivanje upotrebljivosti stentova promjenjivih promjera izrađenih od polimera s memorijom oblika*.
- [31] Liqcreate. „Bio-Med Clear”. (). URL: <https://www.liqcreate.com/product/bio-med-clear-biocompatible-resin/#technical>.