

# Utjecaj geometrije plaka na naprezanja u stentu

---

Lopac, Vjeko

Master's thesis / Diplomski rad

2024

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://um.nsk.hr/um:nbn:hr:235:715605>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-18**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

# DIPLOMSKI RAD

Vjeko Lopac

Zagreb, 2024.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

# DIPLOMSKI RAD

Mentori:

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

Student:

Vjeko Lopac

Zagreb, 2024.

Izjavljujem kako sam ovaj rad izradio samostalno koristeći znanja stečena tijekom studiranja i navedenu literaturu.

Zahvaljujem svojoj mentorici doc. Dr. Sc. Lani Virag na strpljenju i pružanoj pomoći tijekom pisanja diplomskog rada.

Veliko hvala mojoj obitelji, prijateljima i Antoneli na bezuvjetnom strpljenju, razumijevanju i potpori tijekom studiranja.

Vjeko Lopac



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite  
Povjerenstvo za diplomske ispite studija strojarstva za smjerove:

Procesno-energetski, konstrukcijski, inženjersko modeliranje i računalne simulacije i brodstrojarski

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa: 602 - 04 / 24 - 06 / 1	
Ur.broj: 15 - 24 -	

## DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Vjeko Lopac** JMBAG: 0035212947

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Utjecaj geometrije plaka na naprezanja u stentu**

Naslov rada na engleskom jeziku: **The influence of plaque geometry on the stresses in the stent**

Opis zadatka:

Poznato je da samoekspandirajući stentovi unose manje oštećenja na stijenku tijekom ugradnje, a time i smanjuju vjerojatnost komplikacija, od balonom-ekspandirajućih. Jedini trenutno komercijalno dostupan samoekspandirajući stent je izrađen od NITI legure s efektom pamćenja oblika, ali je proizvodnja takvih stentova kompleksna i skupa. Ipak, s razvojem materijala, odnosno polimera s prisjetljivosti oblika koje je moguće koristiti unutar aditivnih tehnologija, moguće je izraditi kompleksnije geometrije stentova ili čak oblike stenta prilagoditi svakom pacijentu zasebno.

Kao prvi korak prema algoritmu koji može određivati optimalnu geometriju stenta za svakog pacijenta zasebno, unutar ovog rada je potrebno ispitati utjecaj oblika aterosklerotskog plaka na naprezanja unutar stenta, sljedećim koracima:

- definirati pojednostavljenu geometriju karotidne arterije s nekoliko oblika aterosklerotskog plaka za istu stenozu;
- za zadane geometrije stenta izrađenog od polimera s prisjetljivosti oblika modelirati ugradnju stenta u stenoznu karotidnu arteriju;
- komentirati utjecaj oblika plaka prema iznosu i lokaciji maksimalnih naprezanja u stentu i zaostaloj stenozu.

Sve analize je potrebno napraviti numerički korištenjem metode konačnih elemenata. Dodatne informacije i nacrti dostupni su prema potrebi. U radu je potrebno navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan: Datum predaje rada: Predviđeni datumi obrane:

16. studenoga 2023. 18. siječnja 2024. 22. – 26. siječnja 2024.

Zadatak zadao: Predsjednik Povjerenstva:

Doc. dr. sc. Lana Virag

Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

## SADRŽAJ

SADRŽAJ.....	I
POPIS SLIKA.....	II
POPIS TABLICA.....	IV
POPIS OZNAKA.....	V
SAŽETAK.....	VI
SUMMARY.....	VII
1.1. KARDIOVASKULARNI SUSTAV.....	2
1.1.2. Karotidna arterija.....	4
1.1.3. Aterosklerotski plak.....	5
1.2. STENT.....	6
1.2.1. Načini proširenja vaskularnih stentova.....	7
1.2.2. Balonom ekspanzirajuća angioplastika.....	7
1.2.3. Samoekspanzirajući stentova.....	8
1.2.4. Materijali za izradu vaskularnog stenta.....	9
1.2.5. Dizajn vaskularnog stenta.....	11
1.2.6. Tehnike proizvodnje vaskularnih stentova.....	12
1.2.7. Polimeri s memorijom oblika.....	14
2. MODELIRANJE STENOZE KAROTIDNE ARTERIJE I VASKULARNOG STENTA.....	17
2.1. Karotidna arterija s plakom.....	17
2.2. Model konvencionalnog i <i>Favus-O</i> stenta.....	19
3. NUMERIČKE SIMULACIJE.....	21
3.1. Priprema numeričke simulacije.....	22
4. REZULTATI.....	28
4.1. Model karotidne arterije sa plakom u obliku elipse pod kutom od 90°.....	28
4.2. Model karotidne arterije sa plakom u obliku elipse pod kutom od 105°.....	32
4.3. Model karotidne arterije sa plakom u obliku elipse pod kutom od 120°.....	36
5. ZAKLJUČAK.....	42
6. LITERATURA.....	44

## POPIS SLIKA

Slika 1. Kardiovaskularni sustav, [4] .....	2
Slika 2. Sistemski i plućni krvotok, [6] .....	3
Slika 3. Histološka građa arterija i vena, [8] .....	4
Slika 4. Karotidna arterija, [9] .....	4
Slika 5. Utjecaj omjera kolagena i elastina na krivulju naprezanje-istezanje, [10] .....	5
Slika 6. Usporedba zdrave krvne žile i žile zahvaćene stenozom, [11] .....	6
Slika 7. Balonom ekspanzirajuća angioplastika, [15] .....	7
Slika 8. Stentiranje samoekspanzirajućim stentom, [21] .....	8
Slika 9. Evolucija kardiovaskularnog stenta, [19] .....	9
Slika 10. Prototip stenta, [20] .....	9
Slika 11. Biorazgradivi stentovi u žili tijekom vremena, [19] .....	11
Slika 12. (a) Link/bridge stent; (b) RVE/RCU stent, [12] .....	12
Slika 13. Tehnike proizvodnje vaskularnih stentova, [20] .....	13
Slika 14. Efekt pamćenja oblik, [25] .....	15
Slika 15. Naprezanja na stijenci stentirane krvne žile, [35] .....	16
Slika 16. Model karotidne arterije s plakom u obliku elipse pod kutem od 90° .....	18
Slika 17. Model karotidne arterije s plakom u obliku elipse pod kutem od 105° .....	18
Slika 18. Model karotidne arterije s plakom u obliku elipse pod kutem od 120° .....	19
Slika 19. Debljina struta konvencionalnog stenta, [35] .....	19
Slika 20. Model konvencionalnog stenta (gore) i Favus-O stenta (dolje), [35] .....	20
Slika 21. Usporedba elastičnog i hiperelastičnog materijala, [30] .....	21
Slika 22. Rubni uvjeti, [35] .....	25
Slika 23. Mreža C3D8H konačnih elemenata .....	25
Slika 24. Imenovanje elemenata u Abaqusu, [37] .....	25
Slika 25. Faze numeričke simulacije ugradnje stenta .....	26
Slika 26. Čvor za ispis rezultata redukcije stenozne .....	28
Slika 27. Naprezanja [N/mm <sup>2</sup> ] i pomaci karotidne arterije prilikom ugrađivanja konvencionalnog stenta .....	29
Slika 28. Von Mises (gore), cirkularno $\sigma_{22}$ (sredina) i aksijalno $\sigma_{33}$ (dolje) naprezanje konvencionalnog stenta za plak pod kutem 90° .....	30
Slika 29. Naprezanja [N/mm <sup>2</sup> ] i pomaci karotidne arterije prilikom ugrađivanja Favus-O stenta .....	30
Slika 30. Von Mises (gore), cirkularno $\sigma_{22}$ (sredina) i aksijalno $\sigma_{33}$ (dolje) naprezanje Favus-O stenta za plak pod kutem 90° .....	31
Slika 31. Naprezanja u stijenci .....	32
Slika 32. Von Mises naprezanja [N/mm <sup>2</sup> ] i radijalni pomaci karotidne arterije prilikom ugrađivanja konvencionalnog stenta za plak pod kutem 105° .....	33
Slika 33. Von Mises (gore), cirkularno $\sigma_{22}$ (sredina) i aksijalno $\sigma_{33}$ (dolje) naprezanje konvencionalnog stenta za plak pod 105° .....	34
Slika 34. Von Mises naprezanja [N/mm <sup>2</sup> ] i pomaci karotidne arterije prilikom ugrađivanja Favus-O stenta za plak pod kutem 105° .....	35
Slika 35. Von Mises (gore), cirkularno $\sigma_{22}$ (sredina) i aksijalno $\sigma_{33}$ (dolje) naprezanje nakon ugradnje Favus-O stenta za plak pod nagibom 105° .....	35
Slika 36. Naprezanja u stijenci .....	36
Slika 37. Von Mises naprezanja [N/mm <sup>2</sup> ] i pomaci karotidne arterije prilikom ugrađivanja konvencionalnog stenta .....	37
Slika 38. Von Mises (gore), cirkularno $\sigma_{22}$ (sredina) i aksijalno $\sigma_{33}$ (dolje) naprezanje konvencionalnog stenta za plak pod nagibom 120° .....	38

<b>Slika 39. Von Mises naprezanja [N/mm<sup>2</sup>] i pomaci karotidne arterije prilikom ugrađivanja Favus-O stenta.....</b>	<b>38</b>
<b>Slika 40. Von Mises (gore), cirkularno <math>\sigma_{22}</math> (sredina) i aksijalno <math>\sigma_{33}</math> (dolje) naprezanje Favus-O stenta.....</b>	<b>39</b>
<b>Slika 41. Naprezanja u stijenci .....</b>	<b>39</b>
<b>Slika 42. Zaostala stenoza s obzirom na ugrađeni stent .....</b>	<b>40</b>
<b>Slika 43. Dodire arterije i konvencionalnog stenta .....</b>	<b>41</b>
<b>Slika 44. dodir arterije i Favus-O stenta.....</b>	<b>41</b>



## POPIS TABLICA

Tablica 1. Materijalni parametri za definiranje modela stijenke pomoću HGO modela s predistezanjem, [32].....	23
Tablica 2. Materijalni parametri za definiranje plaka pomoću Neo-Hooke modela, [32]	23
Tablica 3. Materijalni parametri za definiranje stenta pomoću Neo-Hooke modela.....	24
Tablica 4. Naprezanja u konvencionalnom stentu za primjer 1.....	30
Tablica 5. Naprezanja u <i>Favus-O</i> stentu za primjer 1 .....	31
Tablica 6. Naprezanja u konvencionalnom stentu za primjer 2.....	34
Tablica 7. Naprezanja u <i>Favus-O</i> stentu za primjer 2 .....	36
Tablica 8. Naprezanja u konvencionalom stentu za primjer 3 .....	37
Tablica 9. Naprezanja u <i>Favus-O</i> stentu za primjer 3 .....	40

**POPIS OZNAKA**

<b>Oznaka</b>	<b>Jedinica</b>	<b>Opis</b>
$C_{10}$	MPa	hiperelastična materijalna konstanta
$D$	Pa-1	parametar stlačivosti
$\mathbf{E}$	-	tenzor velikih deformacija
$\mathbf{F}$	-	Gradijent deformiranja
$G$	MPa	modul smičnosti
$G_c$	-	predistezanje kolagenskih vlakana
$G_{ez}$	-	aksijalno predistezanje elastina
$G_{e\vartheta}$	-	cirkularno predistezanje elastina
$I_{1,4,6}$	-	prva invarijanta desnog Cauchy-Greenovog tenzora
$k_1$	MPa	hiperelastična materijalna konstanta krutosti i volumena kolagena
$k_2$	-	hiperelastična materijalna konstanta krutosti i volumena kolagena
$r_u$	mm	polumjer žile bez plaka
$r_{u,p}$	mm	polumjer žile s plakom
$S_{11}$	MPa	radijalno naprezanje
$S_{22}$	MPa	cirkularno naprezanje
$S_{33}$	MPa	aksijalno naprezanje
$W$	MPa	funkcija energije deformacija
$\kappa$	-	hiperelastična materijalna konstanta
$\mu$	MPa	modul smičnosti
$\nu$	-	Poissonov koeficijent
$\boldsymbol{\sigma}$	MPa	Cauchyev tenzor naprezanja

## SAŽETAK

Najčešća primjena stenta u medicini je u liječenju ateroskleroze. To je poremećaj krvnih žila gdje dolazi do sužavanja unutarnjeg promjera. Sužavanje unutarnjeg promjera manifestira se nakupljanjem ljepljive tvari – plaka.

Stentove je moguće grupirati prema nekoliko osnovnih kriterija, od osnovnog materijala koji se koristi za izradu (metalni ili polimerni) do načina proizvodnje stenta ili podjele prema načinu ugradnje, odnosno ekspanzije u krvnoj žili. Stentove s obzirom na način ugradnje dijelimo na balonom ekspanzirajuće i samoekspanzirajuće (obično izrađenih od pametnih materijala s prisjetljivošću oblika). Odabir materijala u kombinaciji sa načinom izrade i dizajnom u današnje vrijeme predstavljaju najveći izazov u potrazi za optimalnim stentom. S obzirom da se stentovi od polimera s prisjetljivošću materijala mogu proizvoditi aditivnom proizvodnjom, njihova geometrija može biti proizvoljna i prilagođena za pacijenta, za razliku od metalnih stentova.

Kao prvi korak za određivanje optimalne geometrije za pojedinog pacijenta, u ovom radu biti će analiziran utjecaj oblika plaka na medicinsku učinkovitost stenta. U radu je definirano više pojednostavljenih modela karotidne arterije s plakom kako bi se mogli prikazati rezultati naprezanja u konvencionalnom i *Favus* stentu nakon njihove ugrađivanja. Modeli stijenke s različitim geometrijama plaka te model konvencionalnog stenta modelirani su u programskom paketu *SolidWorks*. U programskom paketu *Abaqus 6.14-4* opisivat će se ponašanje aterosklerozne žile *Holzappel-Gasser-Ogden* (HGO) modelom dok će se plaku i stentu pridružiti izotropni hiperelastični materijal opisan *Neo-hooke* modelom. Numerička procedura ugrađivanja dvije vrste stenta izrađenih od polimera s memorijom oblika prikazat će se na tri primjera karotidne arterije s plakom.

Ključne riječi: ateroskleroza, stent, numerička analiza, plak

## SUMMARY

The most common use of stents in medicine is in the treatment of atherosclerosis. It is a disorder of blood vessels where there is a narrowing of the inner diameter. The narrowing of the internal diameter is manifested by the accumulation of a sticky substance – plaque.

Stents can be grouped according to several basic criteria, from the basic material used for manufacturing (metal or polymer) to the method of stent production or division according to the method of installation, i.e. expansion in the blood vessel. Depending on the method of installation, stents are divided into balloon-expanding (usually made of smart materials with shape recall). The choice of material in combination with the manufacturing method and design represent the biggest challenge in the search for an optimal stent today. Since polymer stents with material recall can be produced by additive manufacturing, their geometry can be arbitrary and customized for the patient, unlike metal stents.

As a first step to determine the optimal geometry for an individual patient, this paper will analyze the influence of plaque shape on the medical effectiveness of the stent. In the paper, several simplified models of the carotid artery with plaque were defined in order to show the stress results in conventional and *Favus* stents after their implantation. Wall models with different plaque geometries and a conventional stent model were modeled in the *SolidWorks* software package. In the program package *Abaqus 6.14-4*, the behavior of the atherosclerotic vessel will be described by the *Holzappel-Gasser-Ogden* (HGO) model, while the isotropic hyperelastic material described by *Neo-Hooke* model will join the plaque and stent. The numerical procedure of implanting two types of stents made of shape memory polymers will be shown on three examples of a carotid artery with plaque.

Key words: atherosclerosis, stent, numerical analysis, plaque

## 1. UVOD

Suvremena medicina danas bi bila nezamisliva bez razvoja biomedicinskog inženjerstva (eng. *Biomedical engineering* - BME) čija je glavna zadaća unaprjeđenje dijagnostičkih i terapijskih postupaka u medicini primjenjivanjem znanja iz različitih područja znanosti. U skladu s time biomedicinsko inženjerstvo smatra se multidisciplinarnom znanosti koja inženjerskim pristupom povezuje znanja iz biologije, biokemije i kliničke medicine s ciljem razvoja medicinskih uređaja, opreme i sustava koji nadalje omogućavaju unaprjeđenje raznih dijagnostičkih, dijagnostičko-intervencijskih i terapijskih postupaka u zdravstvu. Temeljne zadaće biomedicinskih inženjera su povezani s obradom različitih medicinskih podataka, medicinskim instrumentima, slikovnim pretragama koje se koriste u medicinskoj dijagnostici i obradom dobivenih slikovnih podataka, kao i s biomaterijalima, biomehanikom i razvojem medicinskih instrumenata, sustava i opreme, [1] [2].

Srce, krv i krvne žile zajedno čine sustav organa koji se naziva krvožilni sustav (kardiovaskularni sustav). Njegova je glavna funkcija prijenos hranjivih tvari i kisika do stanica te prijenos otpadnih produkata metabolizma iz stanica. Također zaslužan je i za regulaciju tjelesne temperature tijela i pH vrijednosti krvi. Krvne žile kao prijenosnice krvi dijele se na arterije, koje odvođe krv iz srca, i vene koje dovode krv u srce, te kapilare koje razmjenjuju krv sa stanicama u različitim tkivima. Degenerativne bolesti kardiovaskularnog sustava, od kojih je najčešća ateroskleroza, javljaju se zbog različitih čimbenika tijekom ljudskog života, stoga kažemo da su multifaktorijalne. S jedne strane velik utjecaj na njihov nastanak ima genetika, dok s druge strane nastanku pridonose okolišni čimbenici rizika poput pušenja, načina prehrane i tjelesne aktivnosti. Genetski čimbenici su nepromjenjivi, a na okolišne se može utjecati te na taj način smanjiti ili povećati rizik od nastanka kardiovaskularnih bolesti.

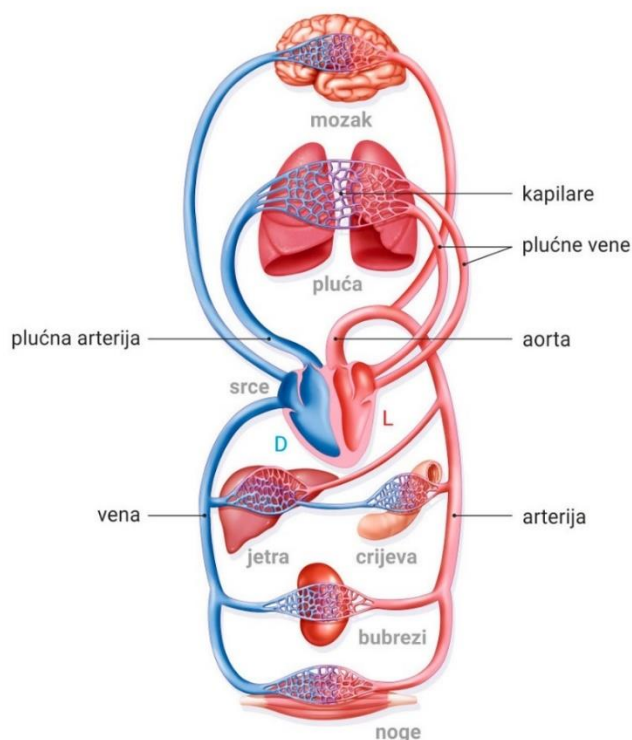
Jedno od biomedicinskih rješenja problema ateroskleroze u kojoj dolazi do sužavanja žile zbog nastanka tzv. aterosklerotskog plaka što rezultira smanjenjem protoka krvi kroz žilu, je ugradnja stenta minimalnoinvazivnim postupkom u područje gdje je otežan optok kako ne bi došlo do dodatnih komplikacija.

Cilj ovog rada je predstaviti i opisati rezultate naprezanja ugrađenog stenta izrađenog od polimera s prisjetljivošću oblika u stenoznu karotidnu arteriju s obzirom na definiranu geometriju nakupina neželjenih tvari, tj. definiranu geometriju aterosklerotskog plaka za istu stenozu. Prije samog modeliranja i prikazivanja rezultata numeričkom metodom predstavlja se

medicinska podloga nužna za razumijevanje zadanog problema, a zatim opisivanje geometrije i materijalnih svojstava potrebnih dijelova za provođenje simulacije.

## 1.1. KARDIOVASKULARNI SUSTAV

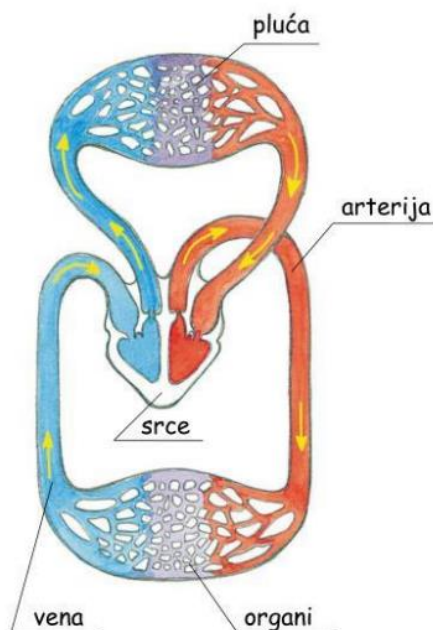
Kardiovaskularni (krvožilni) sustav je zatvoreni sustav koji se sastoji od krvi koja se krvnim žilama prenosi između srca i drugih dijelova tijela (Slika 1). Krvne žile čine sustav zatvorenih cijevi u kojem je kao središnja crpka ugrađeno srce. Funkcija krvožilnog sustava je dopremanje hranjivih tvari i kisika u stanice tzv. oksigeniranom krvlju bogatom kisikom te odvodnja otpadnih metaboličkih produkata iz stanica i organizma tzv. deoksigeniranom krvlju siromašnu kisikom. Neovisno o sadržaju kisika u krvi odnosno oksigeniranosti krvi, krvne žile dijelimo na arterije i vene. Arterije odvođe krv od srca, a vene dovode krv u srce. Srce možemo podijeliti na 2 pretkljetke (atrija) i 2 kljetke (ventrikula), [3].



**Slika 1. Kardiovaskularni sustav, [4]**

Krvotok se dijeli podijeliti na veliki (sistemski ili tjelesni) i mali (plućni) krvotok. U sistemskom krvotoku u arterijama je oksigenirana krv, a u venama deoksigenirana krv. On započinje aortom, najvećom žilom krvožilnog sustava koja izlazi iz lijeve kljetke srca i dijeli se na arterije koje se dalje granaju cijelim tijelom i dostavljaju krv bogatu kisikom i hranjivim tvarima do svih tjelesnih tkiva. Završnim ograncima arterija krv dolazi do kapilara koje su

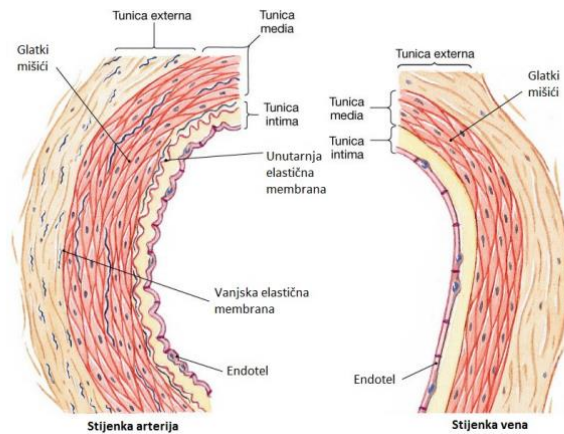
najuže krvne žile krvožilnog sustava s vrlo propusnom stijenkom. Kroz njihovu stijenku odvija se razmjena hranjivih tvari, kisika i metaboličkih produkata u različitim tkivima organizma. Hranjive tvari i kisik ulaze u stanice, a otpadni metabolički produkti izlaze iz stanica u kapilare te se krvlju otpremaju iz tkiva. Ta deoksigenirana krv venama odlazi prema srcu, u koje ulazi desnom pretkljetkom srca. Iz desne pretkljetke ulazi u desnu klijetku otkuda plućnim arterijama odlazi u pluća. U plućnim kapilarama krv se obogaćuje kisikom te plućnim venama odlazi u lijevu pretkljetku srca, [5], kako je prikazano na (Slika 1).



**Slika 2. Sistemski i plućni krvotok, [6]**

Arterijski tlak je zapravo sila koja pokreće protok krvi kroz krvotok. Može se izraziti kao umnožak minutnog volumena srca i perifernog otpora krvnih žila, [1].

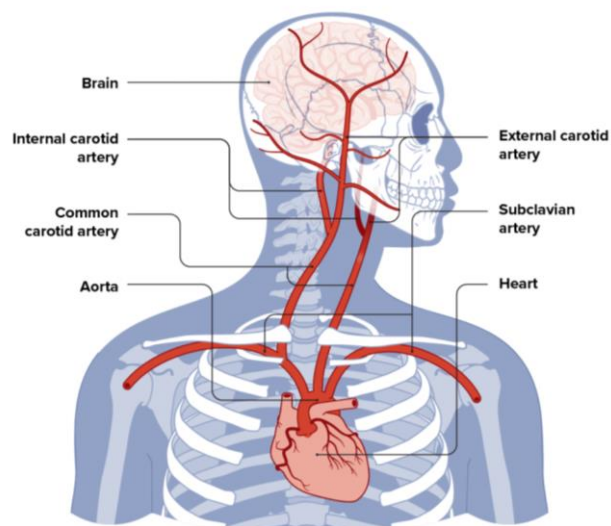
Histološki se stijenka krvnih žila dijeli na 3 osnovna sloja: *tunica intima* ili interna (unutarnji sloj koji čine endotelne stanice, u direktnom kontaktu s protokom krvi), *tunica media* (srednji sloj koji čine glatke mišićne stanice, lamine elastina i kolagena vlakna) te *tunica adventitia* (vanjski sloj koji čine kolegena i elastična vezivna vlakna), [7], kao što se vidi na (Slika 3).



**Slika 3. Histološka građa arterija i vena, [8]**

### 1.1.2. Karotidna arterija

Karotidne arterije su krvne žile koje su odgovorne za krvnu opskrbu glave i vrata. Postoji lijeva i desna zajednička karotidna arterija (*lat. a. carotis communis*) koje polaze iz aorte te se dijele na unutarnju (*lat. a. carotis interna*) i vanjsku (*lat. a. carotis externa*). Unutarnja karotidna arterija bez grananja ulazi u lubanju i opskrbljuje većinu mozga, hipofizu, sadržaj orbite, čelo, te dijelove lica uz orbitu, sluznicu sinusnih prostora, lubanjsku šupljinu i nosu šupljinu. Vanjska karotidna arterija daje ogranke i opskrbljuje vratne organe, lice, nosnu i usnu šupljinu te uho, slika 4. [1]

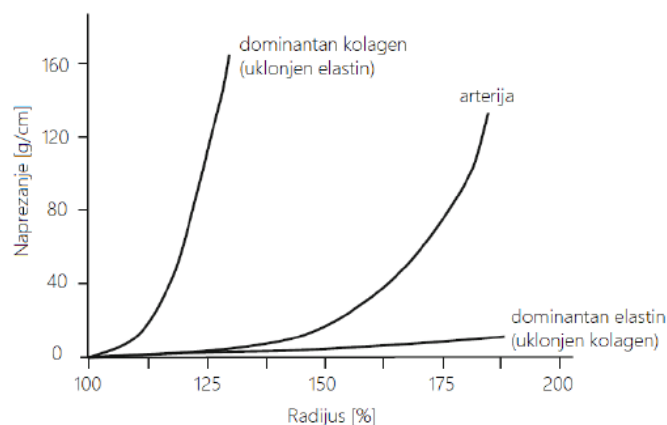


**Slika 4. Karotidna arterija, [9]**

Kao i kod ostalih tkiva u ljudskome tijelu tako su i u krvnim žilama ključna dva elementa, kolagen i elastin. Elastin je protein koji se nalazi u svim elastičnim vlaknima, a bez njega žile



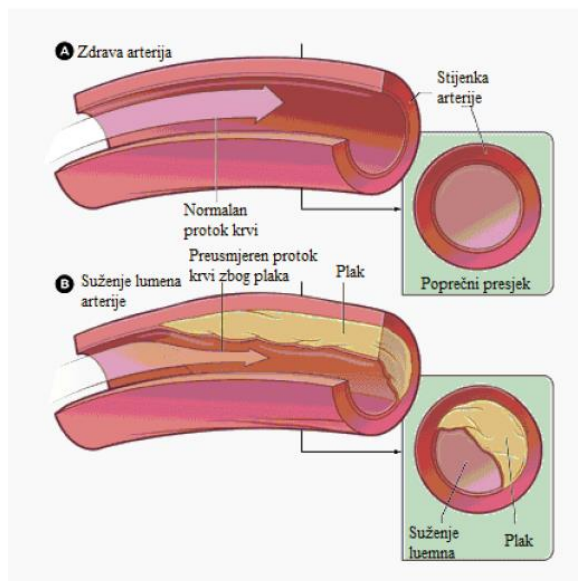
ne bi bile elastične, od kud mu i dolazi naziv elastin. Kolagenska vlakna građena su od proteina kolagena koji svojom strukturom tkivima pruža čvrstoću. U građi žila ključnu ulogu igra omjer kolagena i elastina te na temelju toga se mogu zaključiti mehanička svojstva i mehaničko ponašanje žila prilikom opterećenja. Dijagram sa slike 5 najbolje opisuje svojstva elastina i kolagena. Čvrstoća kolagena procjenju se na 100 MPa dok čvrstoća elastina iznosi 0,6 MPa, što je i vidljivo iz dijagrama.



**Slika 5. Utjecaj omjera kolagena i elastina na krivulju naprežanje-istežanje, [10]**

### 1.1.3. Aterosklerotski plak

Zdrave arterije karakterizira fleksibilnost, elastičnost i glatke unutarnje stijenke. S vremenom, starenje, povišeni krvni tlak (hipertenzija) te manje lezije na stijenci krvnih žila mogu pridonijeti nakupljanju plaka, odnosno sužavanju krvnih žila. Poremećaj krvnih žila u kojemu dolazi do postupnog sužavanja unutarnjeg promjera zove se ateroskleroza. Njenim zadebljanjem, tj. nastajanjem (u ovom slučaju) karotidne stenoze dolazi do gubitka fleksibilnosti žila te ujedno i povećanja krutosti. Plak je adhezivna supstanca sastavljena od masti, stanica glatkog mišićja, mekotkivnih kolesterolskih kristala, kalcija i drugih vlaknastih materijala. Tijekom vremena, nakupine plaka na unutarnjem zidu arterije mogu formirati veliku masu koja sužava lumen, unutarnji promjer arterije i automatski s tim povećavaju krvni tlak (slika 6). Ovakvo smanjenje dovodi do ograničenja dotoka krvi u mozak, povećava rizik od formiranja krvnih ugrušaka (tromba), što može rezultirati moždanim udarom uslijed začepjenja krvnih žila trombom.



Slika 6. Usporedba zdrave krvne žile i žile zahvaćene stenozom, [11]

## 1.2. STENT

Današnji napredak medicinske tehnologije usredotočen je na razvoj postupaka i instrumenata koji su neinvazivni ili minimalno invazivni, s ciljem pružanja bržeg i lakšeg oporavka i unaprjeđenja kvalitete života za što veći broj ljudi s različitim zdravstvenim izazovima. U tom kontekstu, tehnika stentiranja je postala značajna i usporediva s tradicionalnim operacijskim postupkom uklanjanja aterosklerotskih naslaga iz unutarnje stijenke karotidne arterije.

Prema [13], stent se opisuje kao materijal koji ojačava tkivo, pomaže prilikom presađivanja ili anastomozi tijekom procesa ozdravljenja, pri čemu se posebno ističu široki raspon primjena, s najvećim naglaskom na vaskularnoj primjeni. U ovom specifičnom slučaju ateroskleroze, stentovi se koriste za održavanje nesmetane cirkulacije i sprječavanje puknuća plaka u žilama zahvaćenim tom bolešću, a to se postiže upotrebom fluoroskopskih i endoskopskih uređaja. Konstrukcijski gledano, stentovi su kompleksne, valjkasto oblikovane strukture koje se sastoje od sekvencijalnih prstenova s nizom elemenata poznatih kao "strutovi" [19]. Važno je naglasiti da je način oblikovanja tih struktura ključan za učinkovito obavljanje njihove funkcije. Također, njegova struktura direktno utječe na distribuciju naprezanja i mehanička svojstva prije postavljanja na predviđeno mjesto, a nakon ugradnje djeluje na radijalnu krutost i uzdužnu fleksibilnost.

Stentove je moguće grupirati prema nekoliko osnovnih kriterija, od dizajna i materijala koji se koristio za izradu do načina proizvodnje stenta no najpoznatija podjela je prema načinu ekspanzije u krvnoj žili. [12]

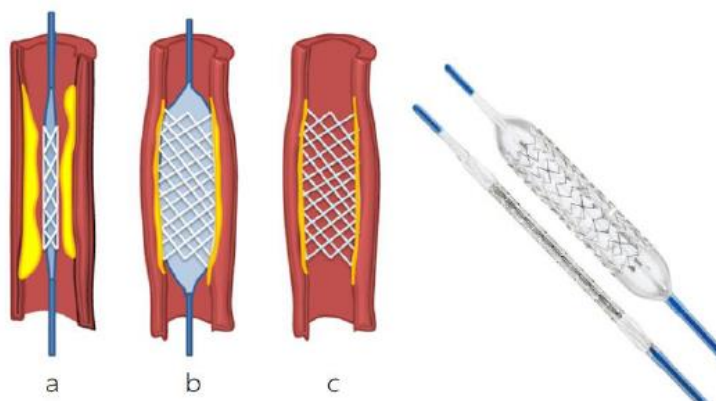
### 1.2.1. Načini proširenja vaskularnih stentova

Kao što je već navedeno stentovi se mogu ugraditi u žilu na dva načina: proširenje balonom kojim se uzrokuju plastične deformacije stenta zbog kojih ostaje proširen i nakon uklanjanja balona i samoprolapsivni stentovi. Dakako da obje metode imaju pozitivne i negativne karakteristike. Postavljanje samoekspandirajućih stentova zahtijeva složenije predviđanje promjena dimenzija prije ugradnje, dok su balonski ekspandirajući stentovi krući, što ih može učiniti izazovnijima za upravljanje u uskim i nepravilnim područjima promjenjivog radijusa [13].

### 1.2.2. Balonom ekspandirajuća angioplastika

Ovakav stent ostaje stabiliziran unutar krvne žile zahvaćene aterosklerozom pomoću balona koji ga plastično proširuje na unaprijed određeni promjer koji je veći od unutarnjeg promjera krvne žile.

Postupak ugradnje započinje umetanjem katetera sa balonom i stentom početnog promjera na mjesto zahvaćeno plakom. Širenjem balona dolazi i do plastične deformacije stenta te dolazi do pomicanja plaka u radijalnom smjeru što osigurava stabilnu cirkulaciju.



Slika 7. Balonom ekspandirajuća angioplastika, [15]

Slika 7 prikazuje nekoliko faza ugradnje stenta, počevši od slike 7a na kojoj je prikazan ulazak katetera sa stentom početnog promjera. Slika 7b prikazuje plastičnu deformaciju stenta pomoću

balona, pomak masnih naslaga što dovodi do proširenja krvne žile, a konačno stanje nakon što se ukloni kateter dočarava slika 7c.

Iako učinkovitost ugrađenog stenta najviše ovisi o konkretnom kliničkom slučaju, prednosti balonom proširivog stenta leži u njegovom prilagođavanju dimenzijama krvne žile s obzirom da se promjer stenta kontrolira pomoću balona za ekspanziju. Također, prednost je i mogućnost postavljanja na teže dostupna mjesta, posebno vijugava mjesta vaskularnog sustava. Ipak, postoje i neke potencijalne negativne strane. Dugoročna učinkovitost ugrađenog stenta ovisi o mogućoj pojavi restenoze, tj. ponovnog sužavanja krvne žile. Također, postoji rizik od oštećenja stenta i same žile prilikom ugradnje. Uz to što je postupak ugradnje balonom ekspandirajućeg stenta skup, pacijenti i dalje moraju uzimati antitrombotske lijekove kako bi smanjili rizik od krvnih ugrušaka [15].

### 1.2.3. Samoekspandirajući stentova

Početak procesa ugrađivanja samoproširivog stenta započinje njegovim postavljanjem u deformirano stanje te nakon toga pomoću katetera dolazi do potrebnog mjesta. Samoproširenje leži u mehaničkim svojstvima materijala od kojih se izrađuju, a nastupa oslobađanjem katetera od stenta, slika 8.



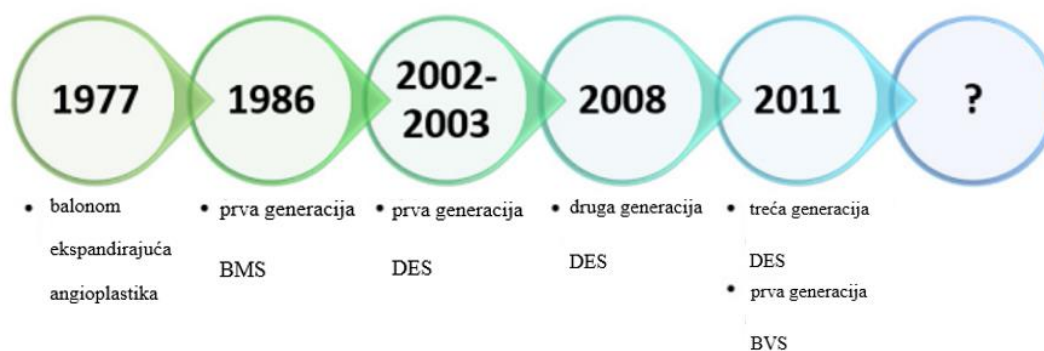
Slika 8. Stentiranje samoekspandirajućim stentom, [21]

Ovu vrstu stenta karakterizira izuzetna fleksibilnost što pomaže kod postavljanja na zakrivljena područja i manji otpor na radijalnu tlačnu silu radi manje čvrstoće u radijalnom smjeru. Takva prednost omogućuje bolju prilagodbu na prirodne promjene te smanjuje rizik od oštećenja arterije. Uspješnost ove metode je izglednija jer je tijekom ugrađivanja stijenka koronarne arterije pod manjim naporom. No kao i kod prošle metode moguća je pojava nekih nedostataka.

Dugoročna učinkovitost ograničena je rizikom od restenoze. Nedostatak manje radijalne sile je u stabilizaciji stenta, a samoproširenost stvara poteškoće u preciznosti pozicioniranja i kontroli ekspanzije. Isto tako, potrebno je redovito praćenje ugrađenog stenta te je pacijentima potrebna dodatna antitrombotska terapija. [17] [18]

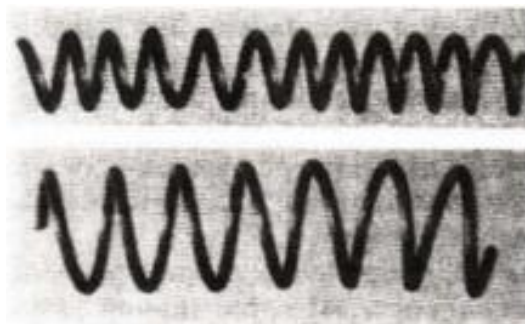
#### 1.2.4. Materijali za izradu vaskularnog stenta

Povijesno se stentovi mogu podijeliti u tri generacije. Stentovi od metala (eng. *Bare Metal Stent*, BMS) javljaju se 1986. godine te predstavljaju prvu generaciju. Novija verzija stenta javlja se 2002. godine, a ona obuhvaća metalne stentove s polimernim premazom iz kojeg se kontinuirano izbacuje terapija (eng. *Drug Eluting Stent*, DES), dok treću generaciju čine biorazgradivi stentovi koji su dizajnirani tako da se razgrade nakon što arterija dovoljno ozdravi (eng. *Bioabsorbable vascular scaffold*, BVS) kao što je vidljivo sa slike 9.



Slika 9. Evolucija kardiovaskularnog stenta, [19]

Iako se prva primjena metalnih stentova javila 1987. godine, prvi prototip stenta nastaje 1969. godine. Američki radiolog Charles Dotter osmišlja konstrukciju od nehrđajućeg čelika u obliku spirale (slika 10) presvučen nitinol (NiTi) legurom čija je glavna funkcija bila elastičnost, tj. fleksibilnost. Preteča današnjeg stenta kao nedostatak imala je nedovoljnu radijalnu krutost što je dovodilo do lošeg podupiranja unutarnje stijenke žile [20].

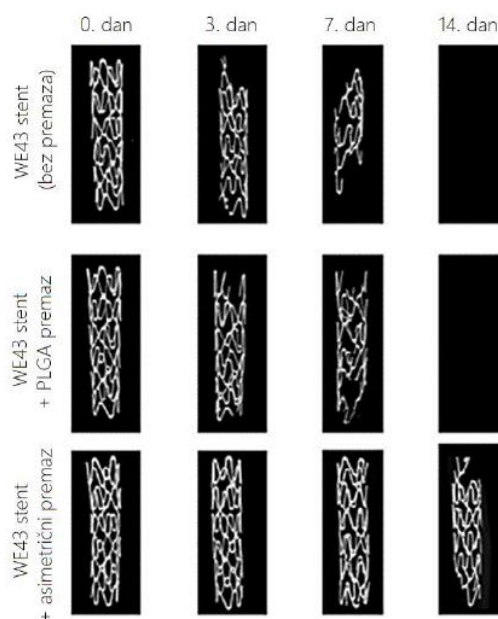


Slika 10. Prototip stenta, [20]

Noviji modeli metalnih stentova uglavnom su izrađeni od posebnih medicinskih legura koje uključuju nehrađajući čelik. Ove legure često sadrže kombinaciju nikla (Ni), kroma (Cr), molibdena (Mo) i tantala (Ta). Također, javljaju se legure kobalta i kroma (CoCr), platine i iridija (PtIr). Takve legure karakterizira izuzetna otpornost na koroziju i dobra mehanička čvrstoća posebice pružanju potpore karotidnoj arteriji. Nepredviđena promjena promjera stenta tijekom vremena nakon postavljanja unutar krvne žile predstavlja značajan problem kod metalnih stentova. Isto tako nemogućnost razgrađivanja tijekom vremena može dovesti do restenoze (20-30%), pojave tromboze ili drugih upala, no bez obzira na takve probleme, metalni stentovi su i danas u širokoj uporabi. [20]

Upravo radi navedenih nedostataka prve generacije metalnih stentova javlja se ideja o novom nadograđenom naraštaju koji uz svoju metalnu konstrukciju sadrži premaz od biokompatibilnog materijala u kojemu se nalazi lijek. Jezgra osnovne građevne jedinice stenta, tj. struta, građen je jednako kao i BMS stentovi, no sadrži i polimerni sloj u obliku premaza radi postepenog otpuštanja potrebne terapije. Na taj je način smanjen rizik od restenoze za dodatnih 5 – 10%, ali nakon što se polimerni sloj razgradi ostaje nehrađajuća metalna konstrukcija i s tim svi njeni nedostaci. Iz tog razloga postoji još jedna vrsta terapijskih stentova koji u svojoj strukturi struta sadrže lijek koji se ispušta kroz mikrootvore (eng. *Drug Filled Stents*, DFS). [21]

Slijedeća generacija stentova prvi put se pojavila 2011. godine, a njena glavna zadaća je rješavanje problema zadržavanja struta stenta unutar krvožilnog sustava. Takvi biorazgradivi stentovi u početku implementacije u arteriju čovjeka, pružaju oslonac i nesmetanu cirkulaciju, a tijekom procesa ozdravljenja žile i nestanka plaka, razgrađuje se korozijom. Najčešći i prvi korišteni biokompatibilni polimer je polilaktid (PLLA). Sastavi magnezija (npr. AE21, AE42, AZ31, WE43) su također popularne u proizvodnji biorazgradivih stentova, kao i polilaktične kiselina (PLA) koje se razlikuju od PLLA po tome što imaju više molekula laktidne kiseline. Nadalje još neki materijali za izradu ove nove generacije stentova su polikaprolakton (PCL), mješavina PLA/PCL i polikarbonati (PC). Slika 11 prikazuje vremensku razliku u razgradnji različitih stentova, s premazom i bez njega, te se iz nje može zaključiti da će biokompatibilni stentovi bez premaza prije korodirati što ne mora biti nužno pozitivan učinak. Negativni utjecaj biorazgradive matrice stenta se odražava preko lošijih mehaničkih svojstava. Iz tog razloga se DES stentovi i dalje više primjenjuju od BVS stentova. [19]



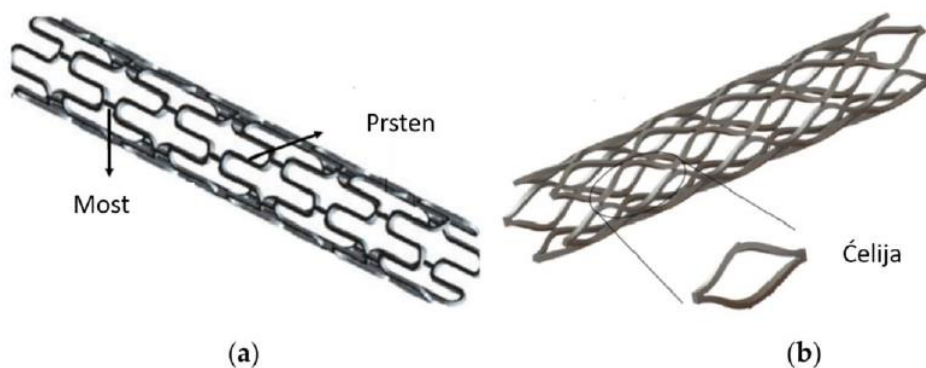
Slika 11. Biorazgradivi stentovi u žili tijekom vremena, [19]

### 1.2.5. Dizajn vaskularnog stenta

Slijedeći segment, nužan za pravilnu funkciju ugrađenog stenta, je dizajn struta stenta. Pravilnim oblikovanjem njegove konstrukcije pospješujemo njegovo postavljanje, odnosno ravnomjernu ekspanziju prilikom ugradnje. Na taj se način smanjuje rizik od oštećenja stijenke arterije. Sukladno tome, dizajn utječe na iznos radijalne sile kojom se djeluje na stijenku i zaustavlja se mogućnost fleksibilnog povrata stenta. S obzirom da su dvije najvažnije varijable za učinkovit rad stenta, radijana krutost i fleksibilnost, međusobno obrnuto proporcionalne, najidealnija opcija je ravnoteža te dvije veličine. O pojavi restenoze izravno utječe radijalna krutost dok bi bez fleksibilnosti, ugrađivanje stenta minimalnoinvazivnim putem bio nemoguć. U tom smislu je nužno potrebna kombinacija tih veličina kako bi stent mogao što optimalnije izvršavati svoju funkciju. Uz radijalnu krutost i fleksibilnost, na mehanička svojstva stenta može se utjecati i geometrijskim promjenama (debljina, površina i presjek struta te kut između strutova) u strutu stenta. Mijenjanjem dimenzija struta direktno utječemo na unutarnja naprezanja i zamor materijala stenta što uvelike mijenja njegove mehaničke karakteristike. [18] [22]

Gradivne jedinice struta stenta dijele se u dvije osnovne skupine (slika 12). *Link/bridge* stentovi dizajnirani su tako da poboljšaju aksijalnu fleksibilnost, što znači da su sposobni prilagoditi se promjenama duljine krvne žile tijekom različitih faza srčanog ciklusa. Njihovu osnovnu građu čine prsteni povezani mostovima, slika 12a. Druga skupina stentova, slika 12b, građena je od

reprezentativnih ćelijskih jedinica RVE ili prestavničkih jedinica stentova RUC (eng. *Representative volume elements/representative unit cell*), a njihova je zadaća bolja raspodjela radijalne sile i smanjenje koncentracije naprezanja što poboljšava ukupne mehaničke performanse stentova. [12]

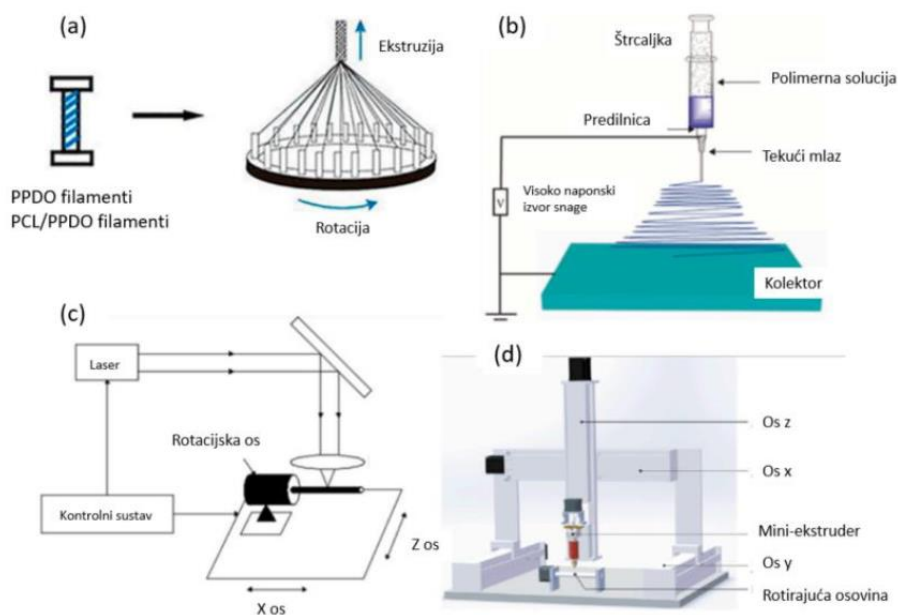


Slika 12. (a) Link/bridge stent; (b) RVE/RCU stent, [12]

#### 1.2.6. Tehnike proizvodnje vaskularnih stentova

Materijalna svojstva, poput čvrstoće, elastičnosti i biokompatibilnosti, određuju kako će se stent ponašati u tijelu i kako će odgovarati fiziološkim uvjetima. Geometrijske karakteristike, kao što su duljina strutova, oblik i raspored, igraju važnu ulogu u mehaničkom ponašanju stenta i njegovoj funkcionalnosti u krvnoj žili. Međutim, proces proizvodnje također ima značajan utjecaj na kvalitetu stenta. Preciznost u izradi, kontrola kvalitete, tehnike obrade materijala i postupci montaže svi doprinose konačnom proizvodu. Pravilno oblikovanje, termička obrada, tehnike spajanja i površinska obrada utječu na strukturu i svojstva stenta. Najčešće metode proizvodnje stenta su „tehnika pletenja“, electrospinning, tehnika rezanja laserom i aditivna proizvodnja. [20]





Slika 13. Tehnike proizvodnje vaskularnih stentova, [20]

U kontekstu izrade stentova, često se koristi izraz „pletenje“ kako bi se opisala tehnika koja se primjenjuje u procesu izrade. Međutim, ovaj izraz može varirati ovisno o specifičnostima proizvođača i tehnologije koja se koristi. Slika 13a prikazuje osnovni princip tehnike pletenja. Ona se sastoji od namatanja žice oko nosača. Rešetkasta struktura nastaje pletenjem žice u smjeru osi vrtnje. Razlikuju se nekoliko vrsta pletenja ovisno o potrebama stenta. Pletenje žice (eng. *Wire Braiding*) označava tehniku pletenja tankih žica od metala kako bi se stvorila čvrsta i fleksibilna cijevasta struktura stenta. Mikropletenje (eng. *Microbraiding*) podrazumijeva pletenje tankih niti za dobivanje vrlo preciznih struktura. Pletenje cijevi (eng. *Tube Braiding*) opisuje tehniku pletenja koja rezultira cijevastom strukturom stenta, slična tehnika je i tubularno pletenje (eng. *Tubular Braiding*). Zadnja poznata tehnika je pletenje pletiva (eng. *Knitted Braiding*) koji kombinira metode pletenja i tkanja za izradu struta stenta. Dizajn stenta izrađenih ovom tehnikom svodi se na što jednostavniji oblik kako se nebi narušila radijalna čvrstoća konstrukcije. [23]

Slijedeću metodu prikazuje slika 13b, tj. *electrospinning*. To je tehnika koja se koristi u izradi tankih vlakana, uključujući i one koji se koriste u medicinskim aplikacijama poput stentova. *Electrospinning* uključuje stvaranje vlakana putem električnog polja iz fluida otopine polimera. Proces izrade sastoji se od nekoliko koraka. Na početku važna je priprema otopine koja obično sadrži polimere ili druge biokompatibilne materijale. Slijedi postavljanje otopine u kapilarnu cijev koja se nalazi na vrhu uređaja za *electrospinning*. Kada se primjeni električno polje, otopina se izlaže jakoj elektrostatskoj sili koja uzrokuje ekstruziju (izlazak) vlakana iz kapilare, stoga se ta faza zove konkretno ekstruzija i električno polje. Razvlačenje i skupljanje vlakana

predstavlja slijedeći korak procesa gdje elektrostatsko polje vuče kapljice otopine prema kolektoru, a pri tome se kapljice razvlače u oblik vlakana prije nego što dotaknu kolektor. Na kraju takva osušena skupljena vlakna na kolektoru tvore mrežu stenta. [23] [20]

Slika 13c prikazuje najčešće korištenu metodu za izradu vaskularnih stentova, tehnika rezanja laserom, a karakterizira ju preciznost izrade, minimalno oštećenje okolnog materijala, mogućnost izrade struta s mikroskopskim detaljima te smanjenje rizika od oštećenja stetova tijekom procesa proizvodnje. S obzirom da je ovo tehnika oduzimanja materijala, negativna strana mu je stvaranje velikih relativno velikih količina otpada. Prije početka rezanja laserom nužni su procesi odabira materijala kao i njegova priprema te dizajn stenta, a nakon rezanja stenta prolazi kroz završnu obradu radi uklanjanja mogućih oštrih bridova te poboljšanja površinske hrapavosti. [23]

Aditivna proizvodnja stentova (slika 13d), poznata kao i 3D ispis stentova, predstavlja inovativan pristup u izradi ovih medicinskih implantata. Ovaj proces koristi aditivnu tehnologiju za sloj po sloj izgradnju stenta prema preciznim specifikacijama. U usporedbi sa prošlom metodom izrade, aditivna proizvodnja znatno smanjuje cijenu procesa. Proces aditivne proizvodnje koristi materijal u obliku praha, granula ili tekućina, a materijal se taloži ovisno o digitalnom modelu stenta. Iz tog razloga, ovu metodu također karakterizira visoka prilagodljivost i personalizacija, mogućnost izrade složenih geometrija i smanjenje otpadnog materijala. [20]

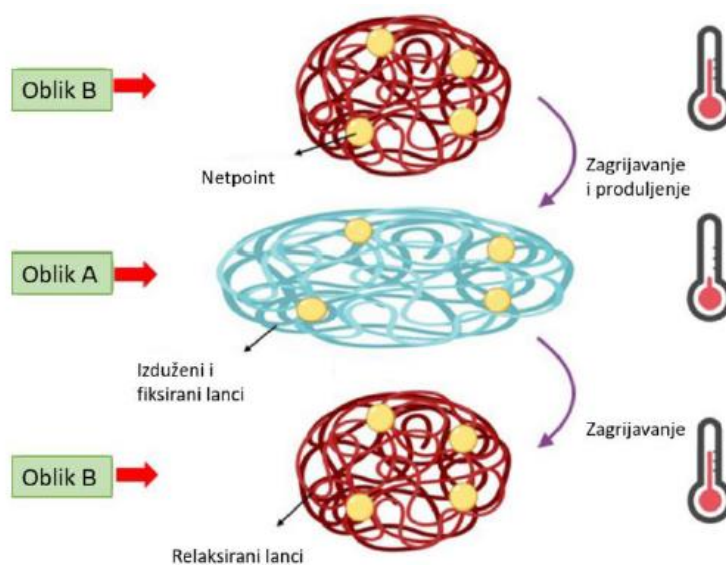
### **1.2.7. Polimeri s memorijom oblika**

Istraživanja u razvoju stentova prate različite trendove. Neki pristupi se temelje na prijašnje određenim tehnikama unapređenja svojstava stentova, dok drugi donose inovacije kao što su stent-graftovi ili stentovi koji su kombinirani s kardiovaskularnim sustavom. Unatoč brojnim pokušajima rješavanja komplikacija poput tromboze i restenoze putem različitih kombinacija metala, površinskih prevlaka, stentova s lijekovima i drugih strategija, pronalaženje idealnog materijala ostaje najopsežnija i najpopularnija ideja za unaprijeđenje funkcija stenta. Iako kompletno rješenje komplikacija još uvijek nije postignuto, promatranjem svojstva i rezultata polimernih stentova primjećuju se obećavajuće indikacije za njihovu primjenu. [13] [24]

Danas se u proizvodnji medicinskih uređaja najviše ističu polimerni materijali. Upravo njihova multifunkcionalnost, pristupačna cijena i pristupačni troškovi obrade te lagana proizvodnja čini polimere sve češće prisutnim materijalom u medicini. Što se tiče stentova, manja gustoća i veća fleksibilnost polimernih materijala u usporedbi sa metalima privlači pozornost u izradi stentova

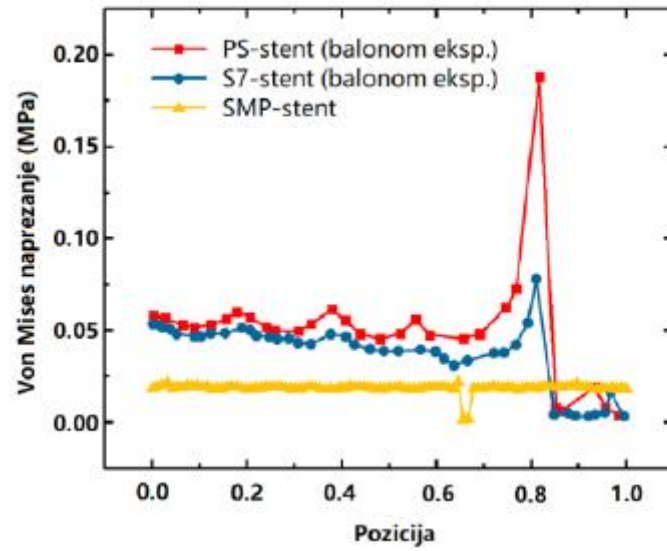
gdje su najzanimljiviji polimeri sa prisjetljivošću oblika (eng. *Shape Memory Polymers, SMP*). Djelovanjem različitim vanjskim utjecajem (toplina, električnom magnetsko polje, mikrovalovi, svjetlost, ...) potičemo takav materijal na trajnu promjenu oblika. Za medicinske potrebe, polimeri sa memorijom oblika najčešće se aktiviraju dovođenjem topline ili otapalima. [24]

Njihovo svojstvo pamćenja oblika predstavlja glavnu prednost nad drugim materijalima, a rezultat je entropijskog fenomena. Entropijski maksimum i stabilnost postižu se u trajnom obliku dok deformirana stanja nose manje vrijednosti navedenih karakteristika. Odvođenjem topline materijalu smanjuje se brzina gibanja molekula te se postiže nova struktura lanca. Ponovnim zagrijavanjem materijal se vraća u prvotno stanje s najvećom entropijom, slika 14.



**Slika 14. Efekt pamćenja oblik, [25]**

Slika 14 uspoređuje naprezanja u arteriji prilikom ugradnje tri različite vrste stenta, crveno i plavo označeni različiti modeli balonom-ekspandirajućih stentova i žutom polimerni stent sa svojstvom pamćenja oblika. Naprezanje ima važnu ulogu u smanjenju rizika od restenoze. Iz dijagrama očigledno je prikazana razlika što je ujedno i prednost polimernog stenta nad starijim modelima. [26]



Slika 15. Napreznja na stijenci stentirane krvne žile, [35]

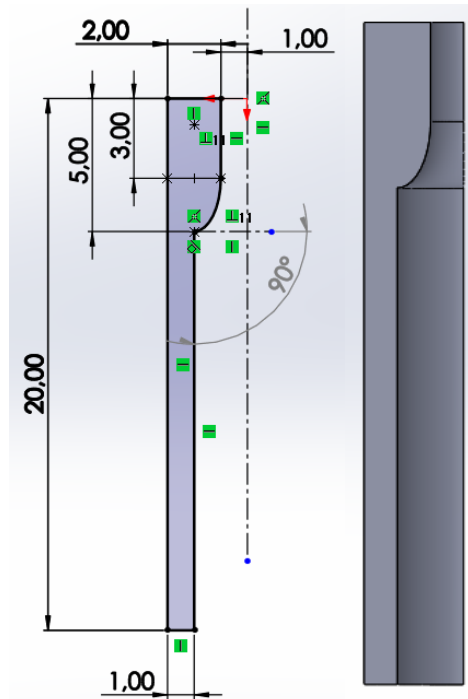
## 2. MODELIRANJE STENOZE KAROTIDNE ARTERIJE I VASKULARNOG STENTA

Za ispitivanje utjecaja oblika aterosklerotskog plaka na naprezanja unutar stenta najprije je potrebno modelirati nekoliko pojednostavljenih primjera karotidne arterije sa različitim geometrijama aterosklerotskog plaka, a nakon toga konvencionalni stent izrađen od polimera s memorijom oblika. Svi prikazani modeli kreirani su u programskom paketu *SolidWorks 2020*.

### 2.1. Karotidna arterija s plakom

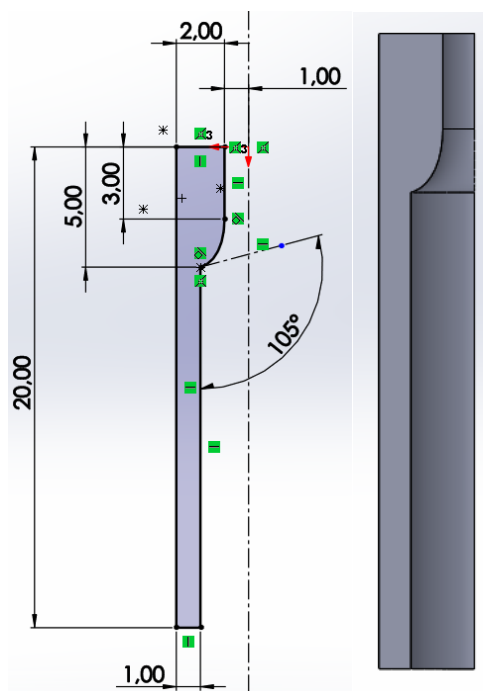
Geometrija modela zdravog dijela karotidne arterije biti će isti u svim primjerima arterije sa plakom. Unutarnji radijus postavljen je na 2 mm, a vanjski radijus iznosi 3 mm što znači da je debljina zdrave stijenke 1 mm [27]. S obzirom na složenost numeričke simulacije problem se pojednostavljuje na tri ravnine simetrije što omogućuje modeliranje samo jedne osmine karotidne arterije sa stenozom. Geometrija plaka ograničena je na 5 mm duljine, a debljina raste od 0 do 1 mm za svaki modelirani primjer plaka. Geometrija plaka razlikovat će se s obzirom na oblik pojedinog plaka, tj. s obzirom na krivulju gdje se plak spaja za zdravom arterijom te i kut između njih, dok glavne dimenzije plaka ostaju iste. Kao primjeri ovog diplomskog rada odabrati će se tri primjera plaka u obliku elipse sa različitim kutevima ( $90^\circ$ ,  $105^\circ$  i  $120^\circ$ ) te dva primjera plaka u obliku pravca pod kutem od  $150^\circ$ , ali sa različitim radijusima zaobljenja. U programskom paketu *SolidWorks* karotidna arterija i plak modelirani su iz jednog dijela koji će se kasnije u programskom paketu *Abaqus 6.14* podijeliti na dva segmenta radi drugačijih materijalnih parametara. U opciji *Sketch* (slika 16 lijevo) modelira se uzdužni presjek arterije, da bi se u opciji *Features – Revolve Boss/Based* (slika 16 desno) crtež zarotirao za  $90^\circ$  oko zadane osi.

Prvi primjer karotidne arterije s plakom u obliku elipse kut pod kojim elipsa sijeće zdravu arteriju iznosi  $90^\circ$ .



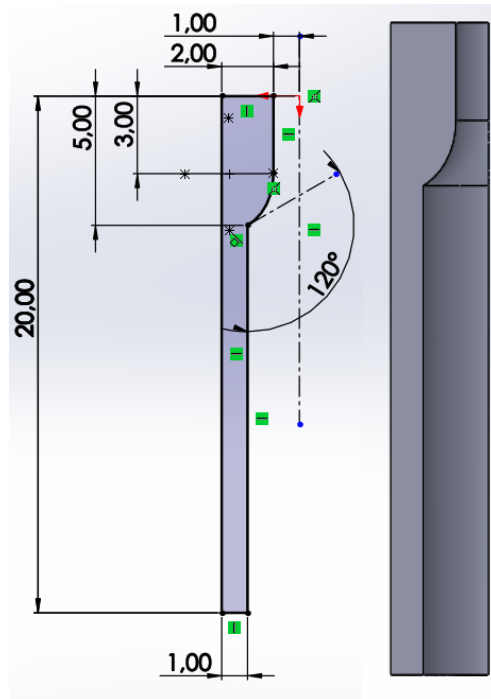
**Slika 16. Model karotidne arterije s plakom u obliku elipse pod kutem od  $90^\circ$**

Slijedeći primjer arterije s plakom, također u obliku elipse, gdje je kut pod kojim elipsa dodiruje zdravu stijenku  $105^\circ$ , slika 17.



**Slika 17. Model karotidne arterije s plakom u obliku elipse pod kutem od  $105^\circ$**

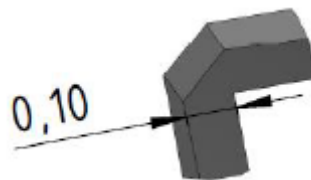
Treći model karotidne arterije s eliptičnim lipidnim zadebljanjem je s pod kutem od  $120^\circ$ , slika 18.



Slika 18. Model karotidne arterije s plakom u obliku elipse pod kutem od  $120^\circ$

## 2.2. Model konvencionalnog i *Favus-O* stenta

U sklopu ovog diplomskog rada primjenit će se konvencionalni i *Favus-O* model stenta prema [12]. Geometrija stenta ovisi o zadanim dimenzijama zdrave arterije, tj. vanjski promjer stenta postaviti će se ovisno o unutarnjem promjeru zdrave stijenke. Stoga je vanjski polumjer implantata 2,05 mm. Kao što je spomenuto u poglavlju 3., dimenzije ključne za optimalnu funkciju stenta su dizajn struta, ponajviše njegova debljina i oblik. U praksi se debljina stenta kreće od 140 do 50  $\mu\text{m}$ , a kroz godine ugrađivanja i praćenja stenta utvrdilo se kako su manje debljine bolje utjecale na rizik od restenoze i tromboze [27]. U praksi se najčešće koriste stentovi debljine struta od 100  $\mu\text{m}$  te će se i ta dimenzija upotrijebiti za korist ovog rada, slika 19.

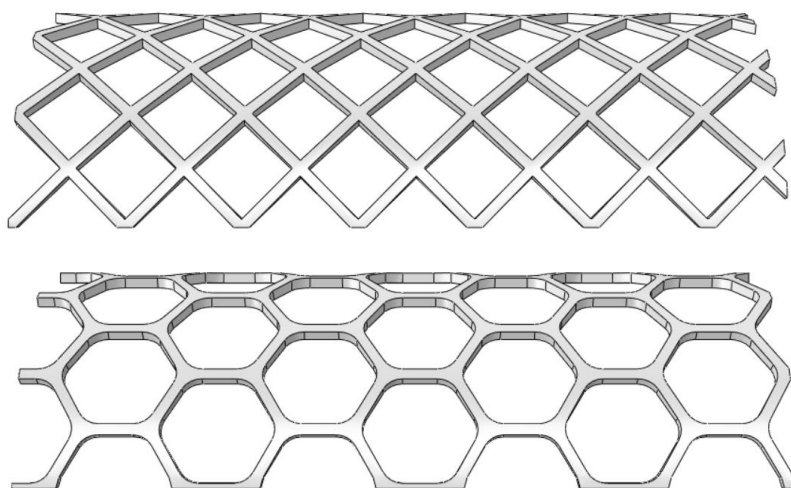


Slika 19. Debljina struta konvencionalnog stenta, [35]

Uzimajući u obzir promjenivost promjera stenta prilikom ugradnje, za modeliranje je nužno definirati dimenzije stentova s konstantnim promjerom, pojedinačno za svaku geometriju ćelija

struta. Stoga će dizajn struta biti zatvorenog tipa, a dizajn u prvom primjeru će biti konvencionalan, a u drugom *Favus-O*.

Odabirom konvencionalnog stenta pospješujemo radijalnu silu i prekrivanje plaka, ali će zato fleksibilnost biti umanjena. Tip ćelije prikazan na slici 20 (gore) je najrasporastranjeniji tip struta prilikom izrade samoekspandirajućih stentova. Kao i kod modeliranja stijenke, i ovdje se uzima jedna osmina cjeloukupnog modela upravo radi uzdužne i poprečne simetrije. Slika 20 (dolje) prikazuje drugi model bionički nadahnuog stenta. Inspiracija proizlazi iz strukture pčelinjeg saća sa radijusima zakrivljenosti. Ovakav oblik također se nalazi i u konstrukciji zrakoplovnih dijelova reducirane mase. Vanjski radijus pomoću kojeg je izvršena numerička procedura ovog primjera iznosi 2,50 mm.

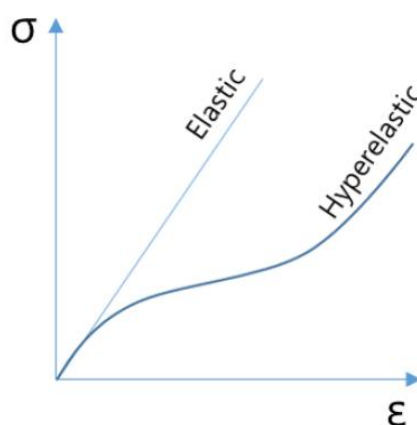


**Slika 20. Model konvencionalnog stenta (gore) i *Favus-O* stenta (dolje), [35]**



### 3. NUMERIČKE SIMULACIJE

Literatura [29] navodi kako čvrsta tijela u analizi naprezanja možemo podijeliti na elastična, plastična, viskoelastična i viskoplastična. Također, kod razmatranja relevantnosti smjera ispitivanja na mehaničko ponašanje, materijale možemo podijeliti na anizotropne, ortotropne i izotropne. Razlikujemo i linearna i nelinearna ponašanja materijala, ovisno o izmjerenom odnosu naprezanja i deformacije. U domeni nelinearnog elastičnog odnosa naprezanja i deformacija javlja se hiperelastični materijalni model. Slika 21 prikazuje generalnu razliku u ponašanju elastičnog i hiperelastičnog materijala, gdje  $\sigma$  predstavlja naprezanje, a  $\varepsilon$  deformacije. Takvi modeli koriste se za numeričko opisivanje izrazito elastičnih materijala, kao npr. gume i biološka tkiva u kojima prevladava elastin.



**Slika 21. Usporedba elastičnog i hiperelastičnog materijala, [30]**

Prema [31] hiperelastični materijali opisuju se pomoću funkcije energije deformacije (eng. *Strain energy function*), označene sa  $W$ , koja definira vezu između tenzora naprezanja (označenog sa  $\sigma_{ij}$ ) i tenzora deformacije (označenog sa  $\varepsilon_{ij}$ ). Konačna veza između Cauchyevog tenzora naprezanja i tenzora deformacija u takvim materijalima određuje se pomoću sljedećeg izraza:

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

Hiperelastično ponašanje može se definirati na više načina, a u ovome radu će biti naglasak na *Neo-Hookeovom* i *Holzappel-Gasser-Ogdenovom* (HGO) modelima. *Neo-Hooke* predstavlja jednostavniji model za opisivanje hiperelastičnog ponašanja izotropnog materijala, kojim se može opisati plak i stent. *Holzappel-Gasser-Ogdenovom* kao složeniji izraz anizotropnog ponašanja materijala, razvijem na temelju strukture stijenke arterije. Funkcija energije deformacije za nestlačivi *Neo-Hooke* model glasi:

$$W = C_{10}(I_1 - 3), \quad (2)$$

U izrazu (2)  $C_{10}$  predstavlja parametar materijala, a  $I_1$  predstavlja prvu invarijantu desnog Cauchy-Greenovog tenzora. Izraz za energiju deformacije HGO materijalnog modela glasi:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + \frac{k_1}{k_2} \{ \exp[k_2(I_{4,6} - 1)^2] - 1 \}, \quad (3)$$

gdje su  $I_4$  i  $I_6$  projekcije desnog Cauchy-Greenovog tenzora deformiranosti u smjeru kolagenih vlakana, a  $k_1$  i  $k_2$  dodatni materijalni parametri krutosti kolagenih vlakana, dok  $C_{10}$  definira krutost izotropnog elastina. Pretpostavka primjenjena u ovom radu je da su takvi materijalni parametri usmjereni pod kutom od  $\pm 45^\circ$  s obzirom na uzdužnu os u aksijalno-cirkularnoj ravnini. Također u jednadžbama (2) i (3) nedostaju koeficijenti dispresije vlakana  $D$  i  $\kappa$  koji zbog pretpostavke nestlačivosti i odsutnosti disperzije iznose nula.

U programskom paketu *Abaqus 6.14-4* umjesto HGO materijalnog modela s predistezanjem koristit će se korisnička rutina UMAT (eng. *User defined material*) za implementaciju konstitutivnog modela [32]. Predistezanja su potrebna, jer je definirana geometrija dobivena radiološkim snimanjima pacijenta, što znači da nije neopterećena, nego je pod krvnim tlakom. Definiranjem predistezanja elastina i kolagena se pretpostavljaju deformacije u opterećenoj geometriji. U slučaju da se one zanemare, nakon opterećenja zadane geometrije tlakom bi se arterija deformirala i ne bi bila jednaka geometriji sa radioloških snimaka.

### 3.1. Priprema numeričke simulacije

Konstrukcije modelirane u programskom paketu *SolidWorks* u *Abaqus-u 6.14-4* otvaraju se kao *.step* datoteke. Prije odabira materijalnih parametara, radi lakšeg provođenja simulacije stvaramo novi cilindrični koordinatni sustav. Zbog različitih materijalnih parametara zdrave arterije i plaka u modulu *Part – Partition Cell*, dijelimo model arterije sa plakom na dva dijela, odnosno arteriju i plak. Modul *Property* omogućava nam unos potrebnih materijala za pojedinu sekciju. Tablica 1 prikazuje materijalne parametre za zdravi dio arterije, dok tablica 2 prikazuje materijalne parametre za plak.

Varijable iz tablice 1 vezani su za predistezanje elastina. Faktor  $G_z^e$  označava aksijano predistezanje lamine elastina,  $G_\theta^e$  simbolizira cirkularno predistezanje elastina, a  $G^c$  odnosi se na predistezanje kolagenih vlakana. Stijenka krvne žile, koja doživljava povećanje napreznja prilikom ugradnje stenta, reagira intenzivnom produkcijom kolagenih vlakana s početnim istezanjem. Zbog kontinuiranih višeosnih deformacija elastina za vrijeme rasta i razvoja, resultantna napreznja u arteriji u opterećenom stanju ne mogu se odrediti bez uzimanja u obzir

djelovanje navedenih varijabli. S obzirom na nepoznate podatke o geometriji arterije u neopterećenom stanju te činjenice da opterećena geometrija, dobivena slikovnim metodama, uključuje deformacije konstituenta, te deformacije su uzete u obzir uz specificirane parametre predistezanja. Također, krutosti su odabrane na način da je modelirana geometrija u ravnotežnom stanju za odabrane iznose predistezanja. Drugim riječima, pristup uzima u obzir kompleksnost utjecaja deformacija i parametra kako bi se modelirala stvarna situacija arterijske stijenke pod opterećenjem.

Iz tablice 2 je vidljivo kako materijali model plaka ovisi o odabiru vrste plaka, tj. ovisi svojoj kompoziciji. Plak može biti kalcificirani koji ima najmanju krutost što rezultira najmanjem naprezanju na stent no kod njega je najveći rizik od restenoze, celularni i hipocelularni koji se koristio za potrebe ovog rada [10]

**Tablica 1. Materijalni parametri za definiranje modela stijenke pomoću HGO modela s predistezanjem, [32]**

HGO	$C_{10}$	$D$	$k_1$	$k_2$	$\kappa$	$G_z^e$	$G_g^e$	$G^c$
Stijenka	0,005196	$10^{-7}$	0,0545454	6	0	1,15	1,15	1,08

**Tablica 2. Materijalni parametri za definiranje plaka pomoću Neo-Hooke modela, [32]**

Neo-Hooke	Kalcificirani plak	Celularni plak	Hipocelularni plak
$C_{10}$	0,057	0,172	0,308
$D$	0	0	0

Parametri za materijal stenta preuzeti su od podataka danih od proizvođača, [33] i prikazani su u tablici 3. Materijal je odabran jer ga karakterizira biokompatibilnost, odnosno ne može se koristiti bilo koji SMP materijal. Izrađen je od hemokompatibilne smole aditivnom proizvodnjom, tj. 3D printanjem, dok mu modul savijanja iznosi 1500 MPa koji se kao rezultat jednakosti Laméove konstante  $\mu$  i modula smičnosti  $G$  može zadati kao koeficijent  $C_{10}$  prema izrazu (4), [31] [38]:

$$C_{10} = \frac{\mu}{2} = \frac{E}{4(1 + \nu)}, \quad (4)$$

Prema [34.] Poissonov koeficijent zbog nestlačivosti iznosi 0,5, a  $C_{10}$  printodent GR-20 MJF materijalna konstanta je jednaka 250,167 MPa.

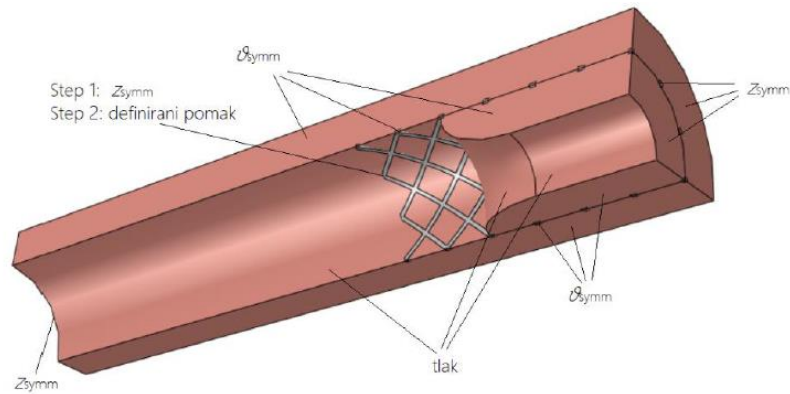
**Tablica 3. Materijalni parametri za definiranje stenta pomoću Neo-Hooke modela**

<i>Neo-Hooke</i>	Stent
$C_{10}$	250,167
$D$	0

Procedura potrebna za pripremu numeričke simulacije prikazat će se na primjeru karotidne arterije sa plakom u obliku elipse pod kutom od  $90^\circ$  te će biti ista za svaki model sklopa karotidne arterije i stenta.

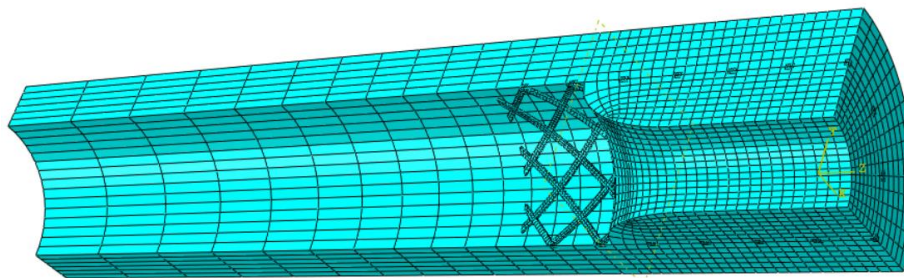
Prije pridruživanja stenta i arterije u zajednički sklop, kao što je već spomenuto, arteriju se u modulu *Part – Partition Cell* dijeli na segmente kako bi se svakom segmentu u modulu *Property* dodijelio pripadajući materijalni parametri. Procedura pridruživanja materijala vrijedi isto i za stent te se nakon toga u modulu *Assembly* pridružuju jedan drugome, slika 22. Nadalje, u modulu *Step* definira se s koliko će se koraka provesti simulacija ugrađivanja stenta. Komprimirano stanje stenta nastalo dovođenjem topline i aksijalnim širenjem dolazi nakon definiranja prvotnog, tj. nedeformiranog stanja. Zadnji korak u modulu *Step* predstavlja proces implementacije stenta gdje stent dolazi u kontakt sa unutarnjom površinom zdrave stijenke i nakupine plaka te dolazi do povećanja radijusa cijelog sustava, odnosno simulira se postavljanje stenta u arteriju.

U modulu *Load* najprije se kao *Pressure* za unutarnji dio arterije definira opterećenje koje predstavlja srednji krvni tlak u iznosu od 0,0133 MPa, tj. 100 mmHg. Slijedeći rubni uvjeti označuju uvjete simetrije s obzirom na pojedine osi kako bi se postigla ravnoteža. Za stijenku definiraju se simetrije ovisno o zadanom cilindričnom koordinatnom sustavu u smjeru uzdužne osi  $Z_{symm}$  i u smjeru radijalne osi  $\vartheta_{symm}$ . Takve simetrije pridodane su prvom koraku (*Step-u*). Jedina razlika definiranja uvjeta simetrija za stent je ta što se lijeve površine okomite na uzdužnu os cilindričnog sustava definiraju u drugom koraku (*Step-u*) simulacije uz pomak od 3 mm zbog već prije definiranog aksijalnog širenja. Veličina inkrementa za prvi korak iznosi 1 dok je za *Step -2* i *Step -3* vrijednost od 0,1. Aksijalni pomak u trećem koraku se deaktivira (*Inactive*) te se definira kontakt stenta i arterije preko modula *Interaction* s normalnim i tangencijalnim ponašanjem s koeficijentom trenja 0,25.



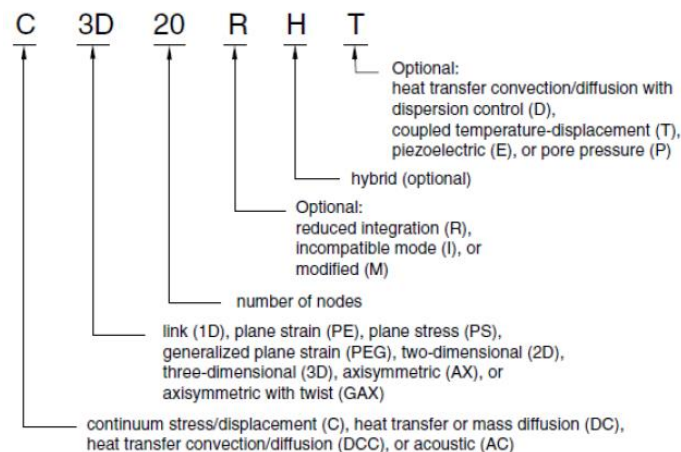
Slika 22. Rubni uvjeti, [35]

Nakon uvrštavanja rubnih uvjeta slijedi modul *Mesh* kako bi podijelili model na konačne elemente, slika 23. Pomoću *Seed Edges* potrebno je odabrati broj konačnih elemenata za svaki brid stijenke, dok se mreža za stent kreira jednoliko. Konačne elemente je potrebno diskretizirati na C3D8H heksaedarske elemente opcijom *Assign Element Type*, a nakon toga provjeriti ispravnost postavljene mreže opcijom *Verify Mesh*. Oznaka H u imenu elementa označava hibridnu formulaciju, potrebnu da bi se osigurala nestlačivost sva tri materijala.

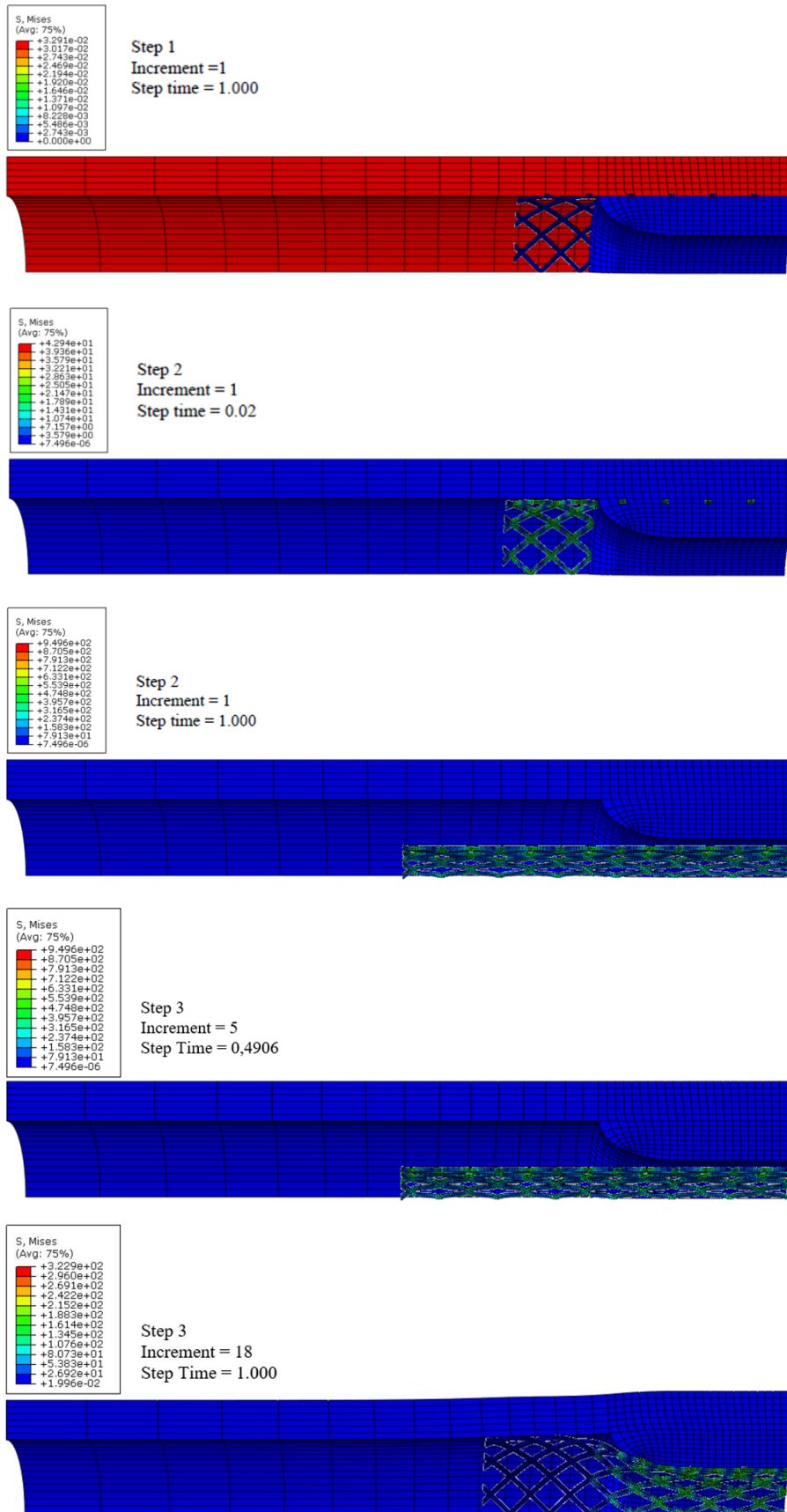


Slika 23. Mreža C3D8H konačnih elemenata

U *Abaqusu* oznake 3D konačnih elemenata opisano je slikom 24.



Slika 24. Imenovanje elemenata u Abaqusu, [37]



Slika 25. Faze numeričke simulacije ugradnje stenta

Slika 25 prikazuje sve korake simulacije koje će biti iste za svaki primjer različite geometrije plaka.

Prva slika označava uspostavu ravnotežnog stanja, slijedeći korak označava uzdužno širenje stenta (druga i treća slika), a zadnji (četvrta i peta slika) prikazuje proces ugradnje stenta u karotidnu arteriju.

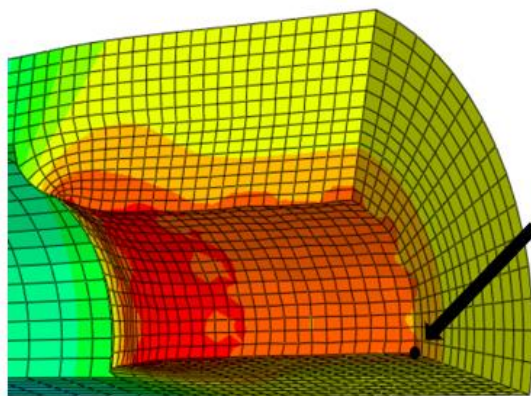
## 4. REZULTATI

U ovome poglavlju će biti prikazani rezultati naprezanja [ $\text{N}/\text{mm}^2$ ] i pomaci arterije i stentova zasebno, za svaki navedeni primjer iz poglavlja 4. *Modeliranje stenozne karotidne arterije i vaskularnog stenta* pomoću već navedene numeričke metode. Također će se promatrati spoj stenta i arterije sa plakom na mjestu promjene geometrije, tj. na mjestu gdje se spajaju plak i zdravi dio stijenke, s obzirom da se tu može javiti problem strujanja krvi radi prostora između stenta i žile.

Učinkovitost stenta odredit će se uspoređivanjem zaostalih naprezanja unutar stenta i postotkom zaostale stenozne koja se računa prema izrazu:

$$\text{zaostala stenoza} = 1 - \frac{r_{u,p}}{r_u}, \quad (5)$$

u izrazu  $r_{u,p}$  označava unutarnji polumjer krvne žile s plakom, a  $r_u$  predstavlja zdravi polumjer arterije, tj. polumjer bez plaka. Zaostala stenoza promatrat će se na istom čvoru za svaki primjer, prikazan na slici 28 označen crnom kružnicom. Isto tako, iznosi naprezanja u stentu prikazat će se za točku koja dodiruje čvor prikazan na slici 26. Na kraju će se prikazati naprezanja zdrave stijenke kako bi se utvrdilo mijenja li se lokacija maksimalnog naprezanja i omjer maksimalnih naprezanja u odnosu na definirani čvor.



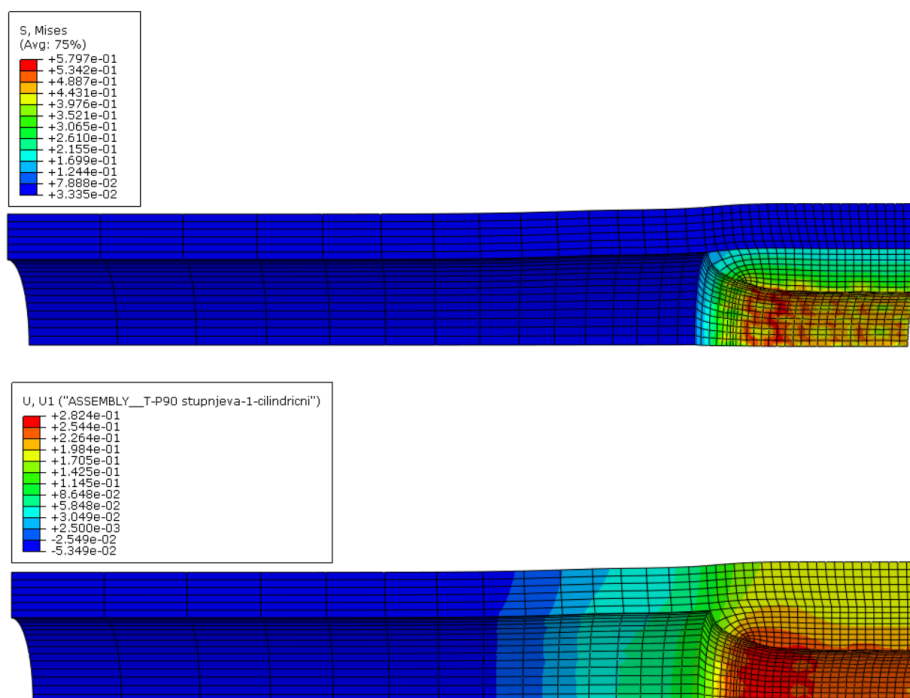
Slika 26. Čvor za ispis rezultata redukcije stenozne

### 4.1. Model karotidne arterije sa plakom u obliku elipse pod kutom od $90^\circ$

Slika 27 prikazuje raspodjelu Von Mises naprezanja [ $\text{N}/\text{mm}^2$ ] (slika 27 gore) i radialnih pomaka  $U_1$  (slika 27 dolje) prilikom ugrađivanja konvencionalnog stenta uz prisutnost krvnog tlaka u iznosu od  $0,0133 \text{ MPa}$ . Zaostala stenoza za prvi primjer geometrije plaka nakon

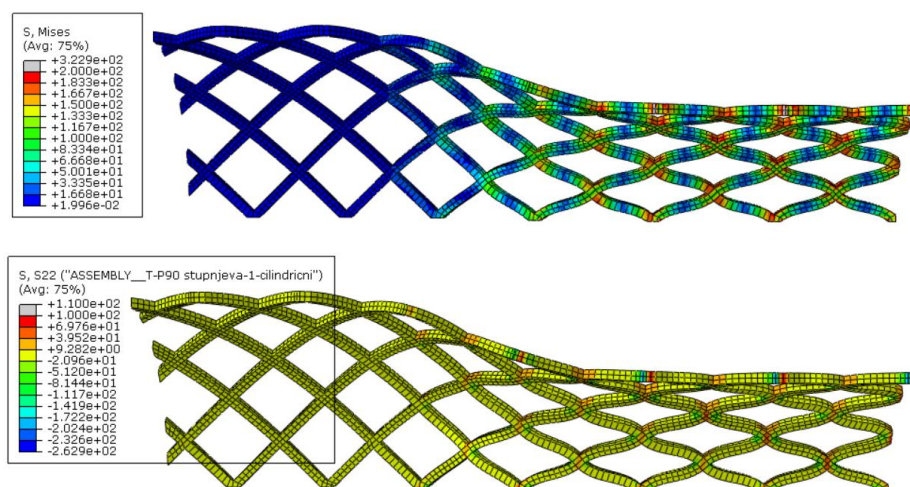


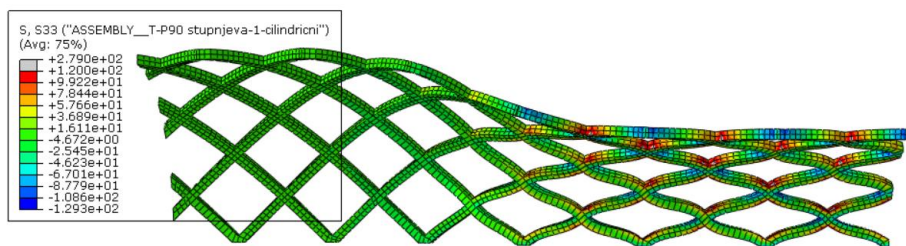
ugradnje konvencionalnog stenta iznosi 37,82%, s obzirom da je radijalni pomak U1 čvora na mjestu najveće stenozе 0,243643.



**Slika 27. Naprezanja [N/mm<sup>2</sup>] i pomaci karotidne arterije prilikom ugrađivanja konvencionalnog stenta**

Naprezanja u konvencionalnom stentu prikazuje slika 28. Von Mises naprezanja vidljiva su na slici 28 (gore), cirkularna naprezanja  $\sigma_{22}$  očitava slika 28(sredina), a aksijalno naprezanje  $\sigma_{33}$  prikazuje slika 28 (dolje). Za svaku vrstu naprezanja, najveće vrijednosti postizati će se oko spojnica strutova ponajviše na mjestima dodira sa plakom. Tablica 4 prikazuje iznose naprezanja na odabranom čvoru konvencionalnog stenta.



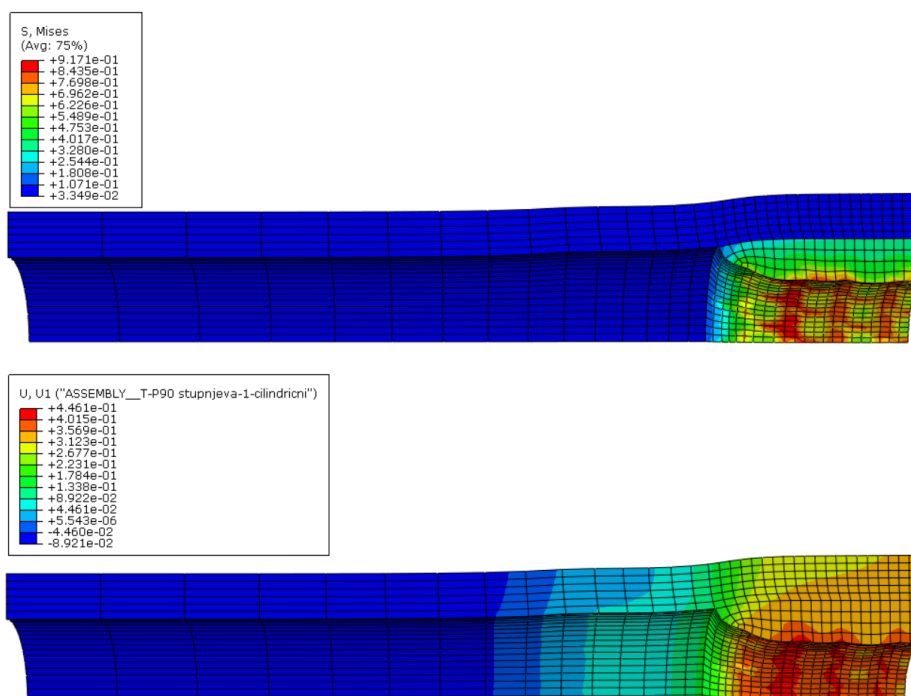


Slika 28. Von Mises (gore), cirkularno  $\sigma_{22}$  (sredina) i aksijalno  $\sigma_{33}$  (dolje) naprezanje konvencionalnog stenta za plak pod kutem  $90^\circ$

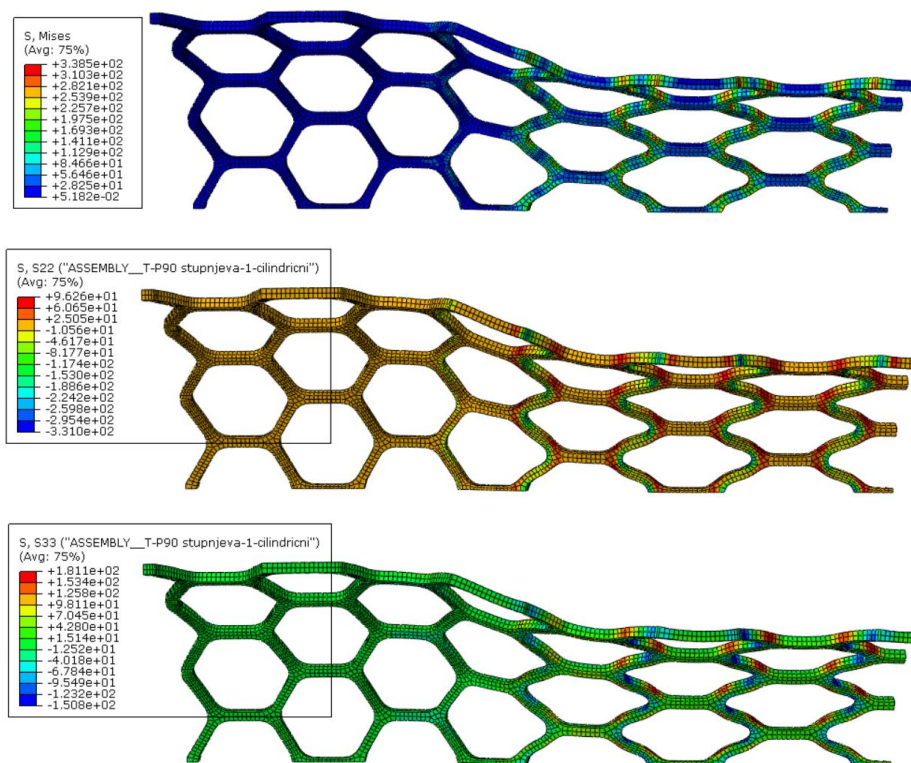
Tablica 4. Maksimalna naprezanja u konvencionalnom stentu za primjer 1

Naprezanje	Iznos [MPa]
Von Mises	199,008
$\sigma_{22}$	105,946
$\sigma_{33}$	-114,129

Slika 29 prikazuje sukladno kao i slika 27, odnosno Von Mises naprezanja u MPa (gore) i radijalne pomake u mm (dolje). Isto tako, slika 30 u skladu sa slikom 28 prikazuje naprezanja unutar ugrađenog *Favus-O* stenta, a u tablici 5 se nalaze iznosi naprezanja za odabrani čvor. Zaostala stenoza u arteriji prilikom ugradnje *Favus-O* stenta za ovaj tip geometrije plaka iznosi 31,24%, a radijalni pomak na mjestu najveće stenozije iznosi 0,375122.



Slika 29. Naprezanja [N/mm<sup>2</sup>] i pomaci karotidne arterije prilikom ugrađivanja *Favus-O* stenta

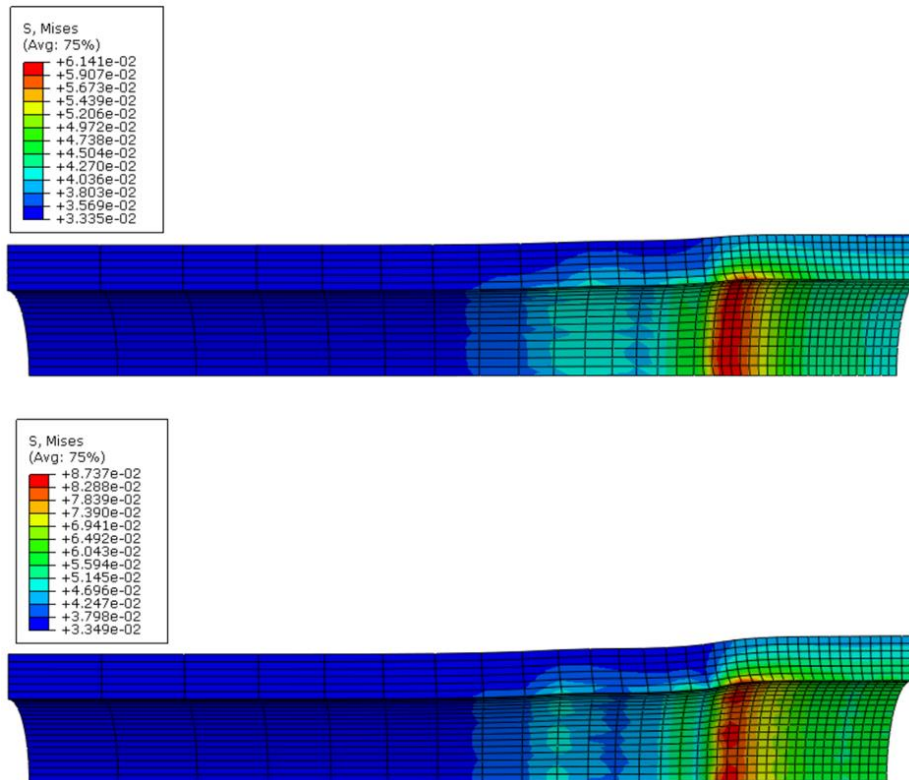


Slika 30. Von Mises (gore), cirkularno  $\sigma_{22}$  (sredina) i aksijalno  $\sigma_{33}$  (dolje) naprezanje *Favus-O* stenta za plak pod kutem  $90^\circ$

Tablica 5. Maksimalna naprezanja u *Favus-O* stentu za primjer 1

Naprezanje	Iznos [MPa]
Von Mises	290,479
$\sigma_{22}$	91,2482
$\sigma_{33}$	148,368

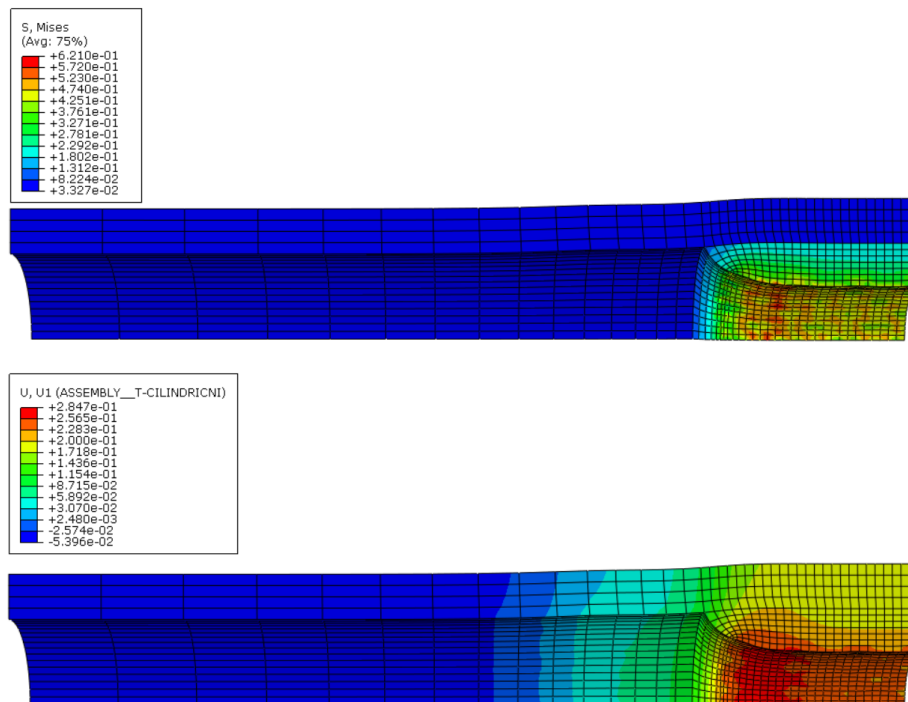
Slika 31 prikazuje raspored Von Mises naprezanja stijenke nakon ugradnje konvencionalnog stenta (slika 31 gore) i nakon ugradnje *Favus-O* stenta (slika 31 dolje). Sa slike je vidljivo kako maksimalna naprezanja na stijenku nakon ugradnje konvencionalnog stenta postižu vrijednosti oko 0,061 MPa, dok je ta vrijednost nakon ugradnje *Favus-O* stenta oko 0,087 MPa. Naprezanje na stijenci u ekvivalentnom čvoru sa slike 26 za konvencionalni stent iznosi 0,043 MPa dok je za *Favus-O* 0,056 MPa.



Slika 31. Naprezanja u stijenci

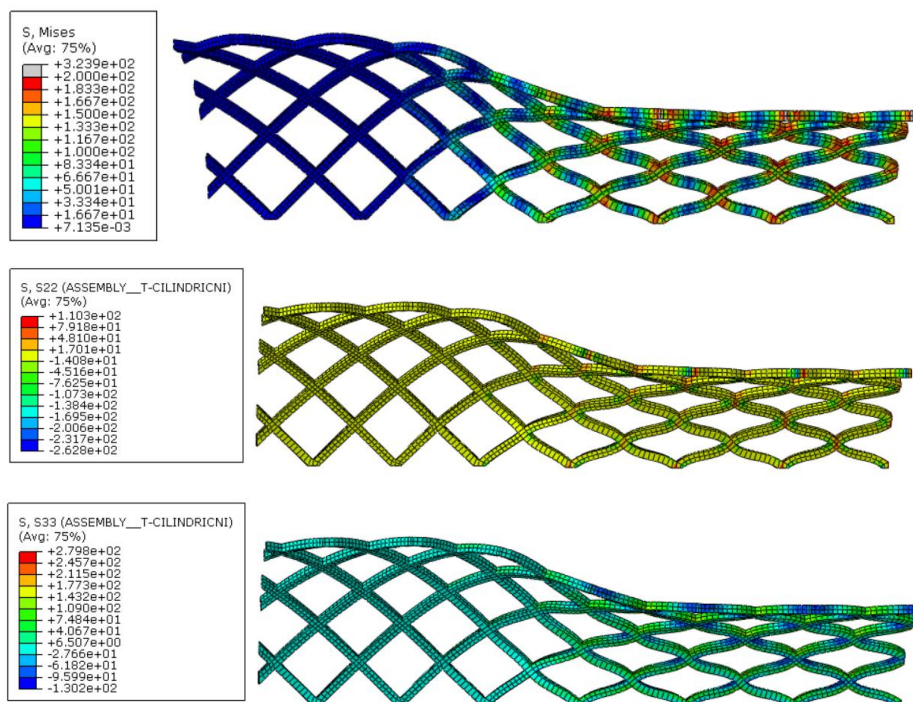
#### 4.2. Model karotidne arterije sa plakom u obliku elipse pod kutom od $105^\circ$

S obzirom na radijalni pomak U1 u iznosu od 0,242831, zaostala stenozna u slučaju ugrađivanja konvencionalnog stenta sa plakom ove geometrije iznosi 37,86%. Slika 32 prikazuje Von Mises naprezanja [MPa] i radijalne U1 pomake.



**Slika 32. Von Mises naprezanja [N/mm<sup>2</sup>] i radijalni pomaci karotidne arterije prilikom ugrađivanja konvencionalnog stenta za plak pod kutem 105°**

Naprezanja u konvencionalnom stentu u ovom primjeru prikazuje slika 33. Von Mises naprezanja vidljiva su na slici 33 (gore), cirkularna naprezanja  $\sigma_{22}$  očitava slika 33 (sredina), a aksijalno naprezanje  $\sigma_{33}$  prikazuje slika 33 (dolje). Kao i do sada za svaku vrstu naprezanja, najveće vrijednosti postizat će se oko spojnice strutova ponajviše na mjestima dodira sa plakom.

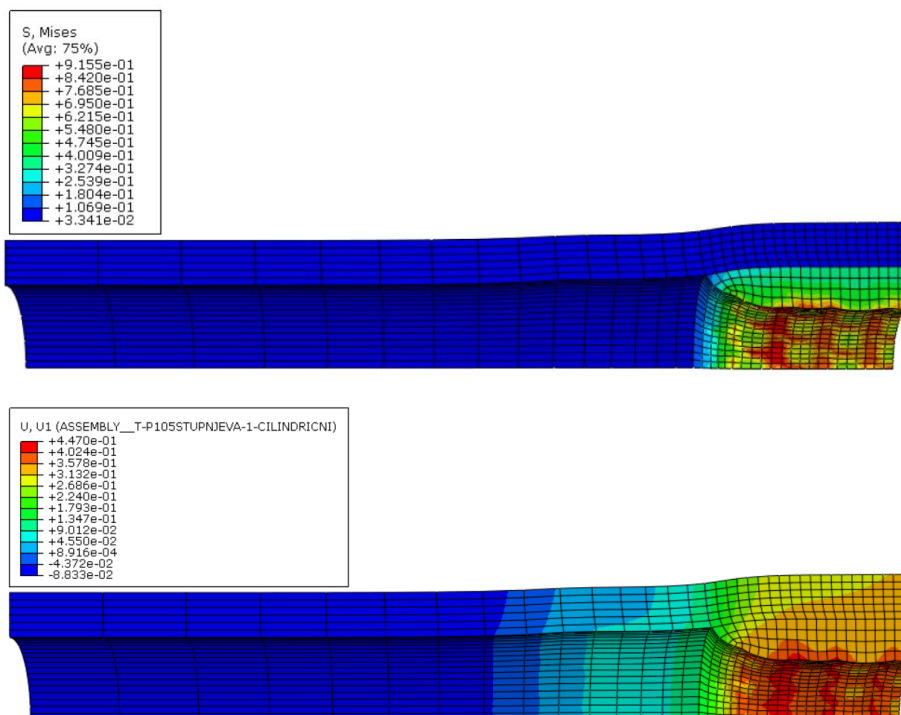


Slika 33. Von Mises (gore), cirkularno  $\sigma_{22}$  (sredina) i aksijalno  $\sigma_{33}$  (dolje) naprezanje konvencionalnog stenta stenta za plak pod  $105^\circ$

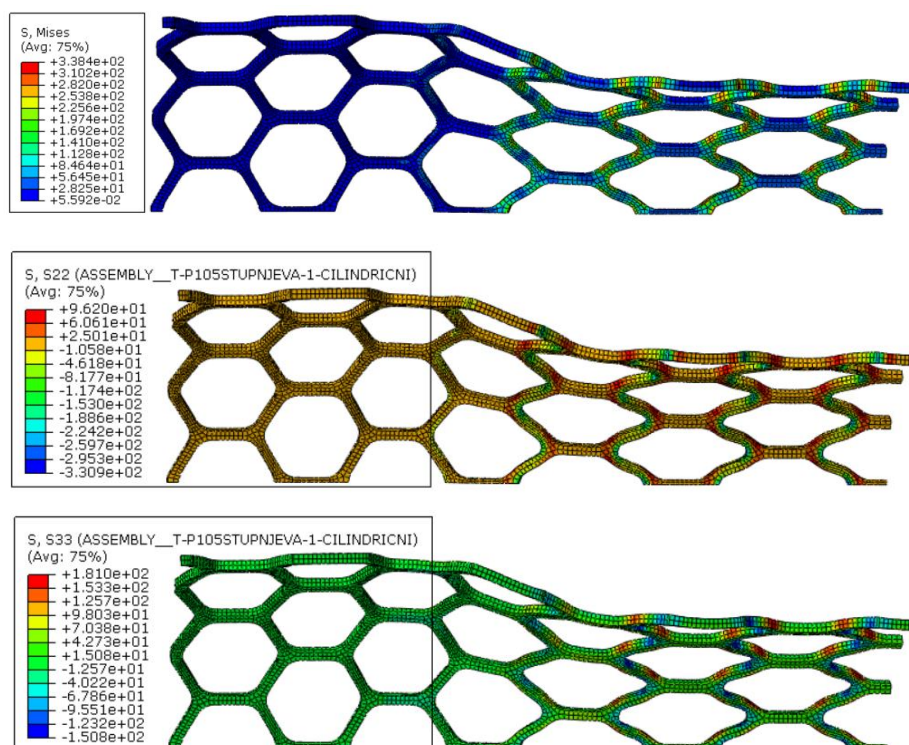
Tablica 6. Maksimalna naprezanja u konvencionalnom stentu za primjer 2

Naprezanja	Iznos [MPa]
Von Mises	198,611
$\sigma_{22}$	105,605
$\sigma_{33}$	-144,087

Zaostala stenoza za drugi primjer geometrije plaka pod kutem  $105^\circ$  prilikom ugradnje *Favus-O* stenta iznosi 31,23%, a radijalni pomak karotidne arterije u tom slučaju 0,375263 mm. Slika 34 prikazuje ekvivalentna Von Mises naprezanja [MPa] i radijalne pomake, a slika 3 naprezanja u *Favus-O* stentu nakon ugradnje.



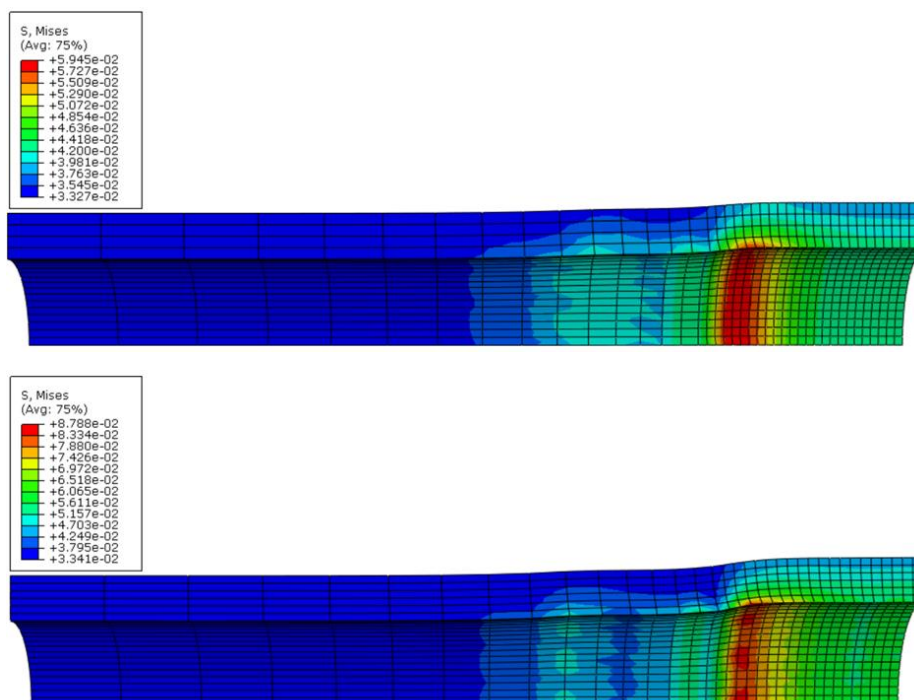
Slika 34. Von Mises naprezanja [N/mm<sup>2</sup>] i pomaci karotidne arterije prilikom ugradivanja *Favus-O* stenta za plak pod kutem 105°



Slika 35. Von Mises (gore), cirkularno  $\sigma_{22}$  (sredina) i aksijalno  $\sigma_{33}$  (dolje) naprezanje nakon ugradnje *Favus-O* stenta za plak pod nagibom 105°

Slika 36, kao i na slici 31 vidljiva su naprezanja na stijenci nakon ugradnje oba stenta. Nakon ugradnje konvencionalnog stenta maksimalna naprezanja na stijenci su od prilike 0,059 MPa,

a naprezanje u odabranom čvoru 0,043MPa. Iznosi istih naprezanja na stijenci nakon ugradnje *Favus-O* stenta su 0,088MPa za maksimalna i 0,056 MPa za naprezanja u odabranom čvoru.



Slika 36. Naprezanja u stijenci

Tablica 7. Maksimalna naprezanja u *Favus-O* stentu za primjer 2

Naprezanja	Iznos [MPa]
Von Mises	290,32
$\sigma_{22}$	91,214
$\sigma_{33}$	148,257

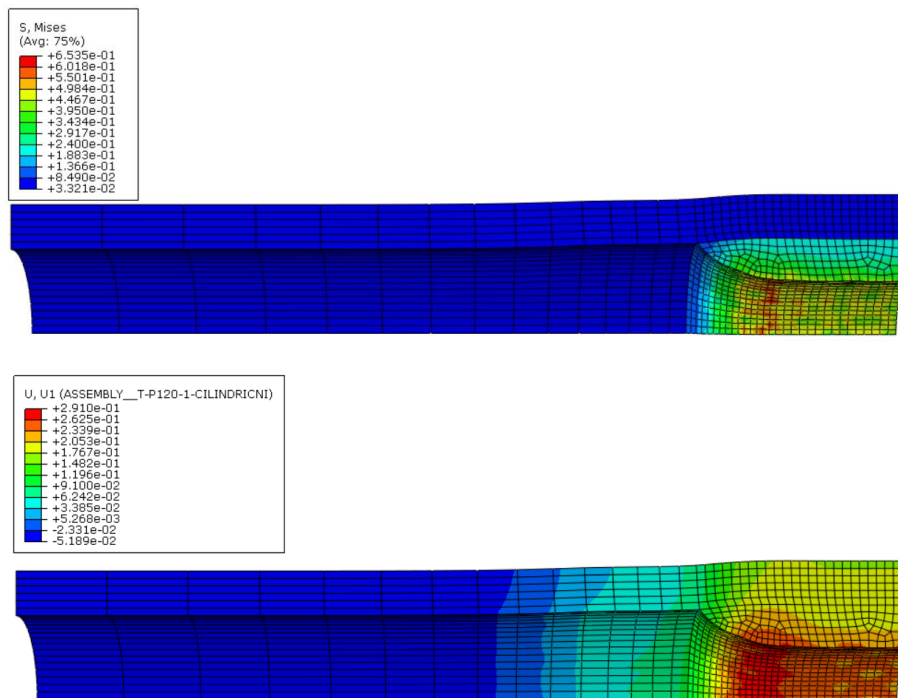
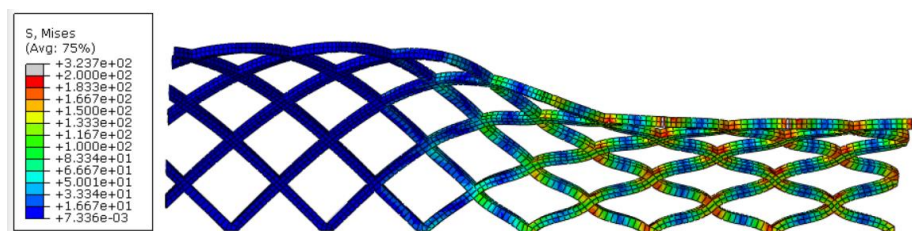
#### 4.3. Model karotidne arterije sa plakom u obliku elipse pod kutom od 120°

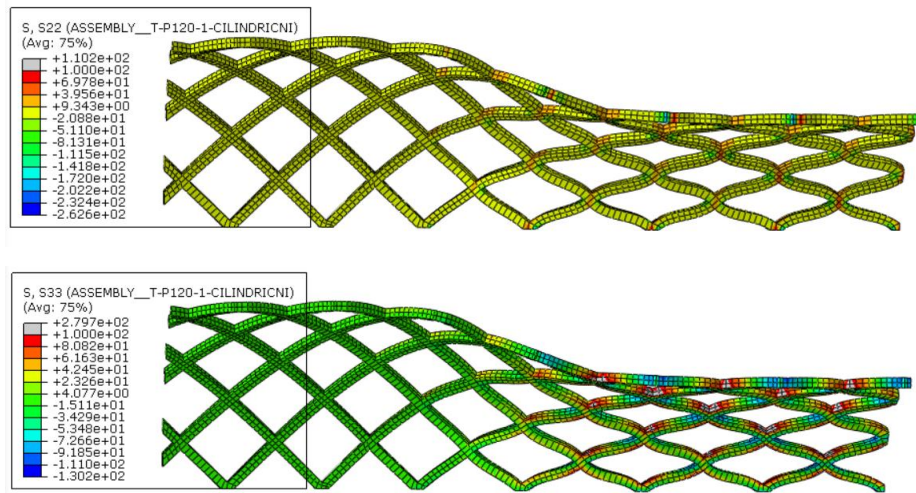
Radijalni pomak žile prilikom ugradnje konvencionalnog stenta iznosi 0,242698 mm što znači da je zaostala stenozna u tom slučaju 37,87%. Na slici 37 vidljiva su ekvivalentna naprezanja [MPa] i radijalni pomaci arterije s plakom. Naprezanja u konvencionalnom stentu u ovom primjeru prikazuje slika 38, a najveće vrijednosti naprezanja se postižu oko spojnica struta konvencionalnog stenta.



Tablica 8. Maksimalna naprezanja u konvencionalnom stentu za primjer 3

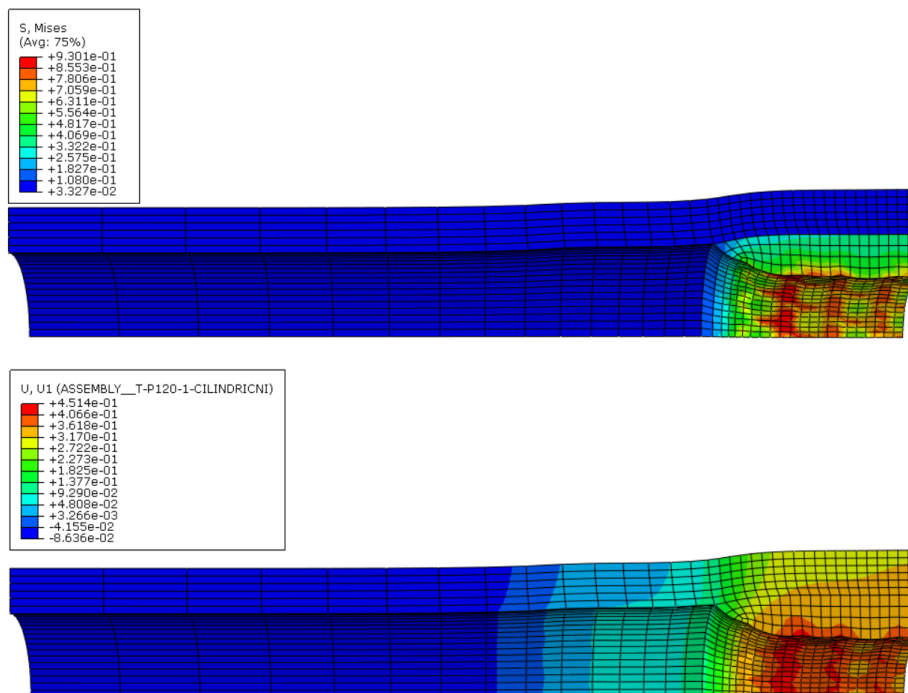
Naprezanja	Iznos [MPa]
Von Mises	198,542
$\sigma_{22}$	105,505
$\sigma_{33}$	-144,109

Slika 37. Von Mises naprezanja [N/mm<sup>2</sup>] i pomaci karotidne arterije prilikom ugrađivanja konvencionalnog stenta

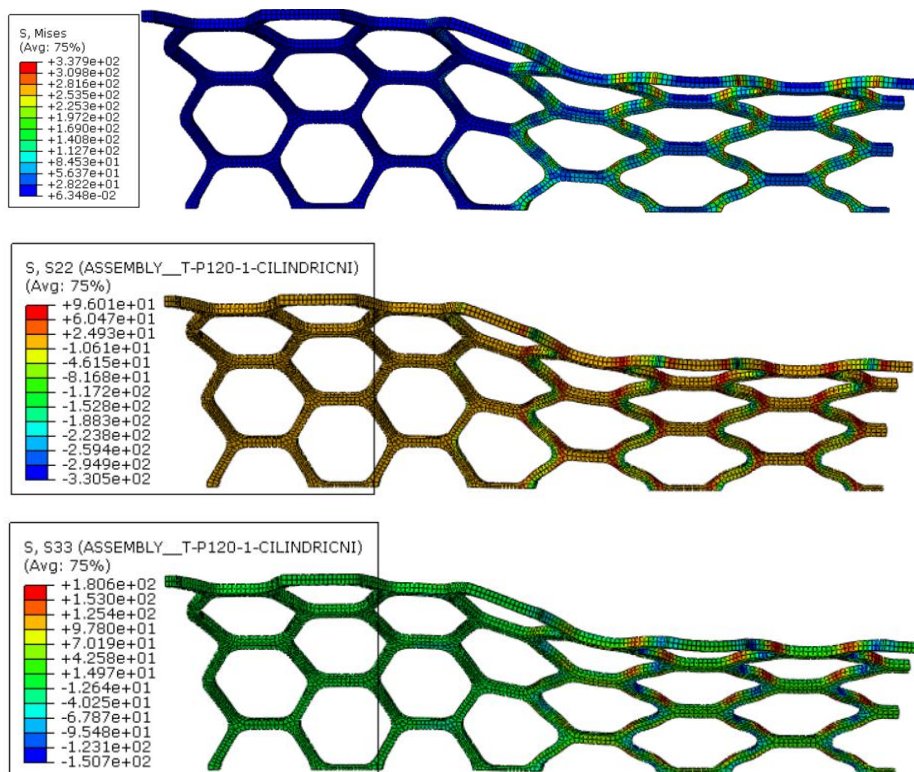


**Slika 38. Von Mises (gore), cirkularno  $\sigma_{22}$  (sredina) i aksijalno  $\sigma_{33}$  (dolje) naprezanje konvencionalnog stenta za plak pod nagibom  $120^\circ$**

Slika 39 prikazuje Von Mises naprezanja u MPa i radijalne U1 pomake u mm. Radijalni pomak na ranije odabranom čvoru iznosi 0,375828 iz čega slijedi zaostala stenoza na tom mjestu od 31,2%. Slika 40 prikazuje različita naprezanja [MPa] u *Favus-O* stentu, a tablica 9 njihove maksimalne iznose.

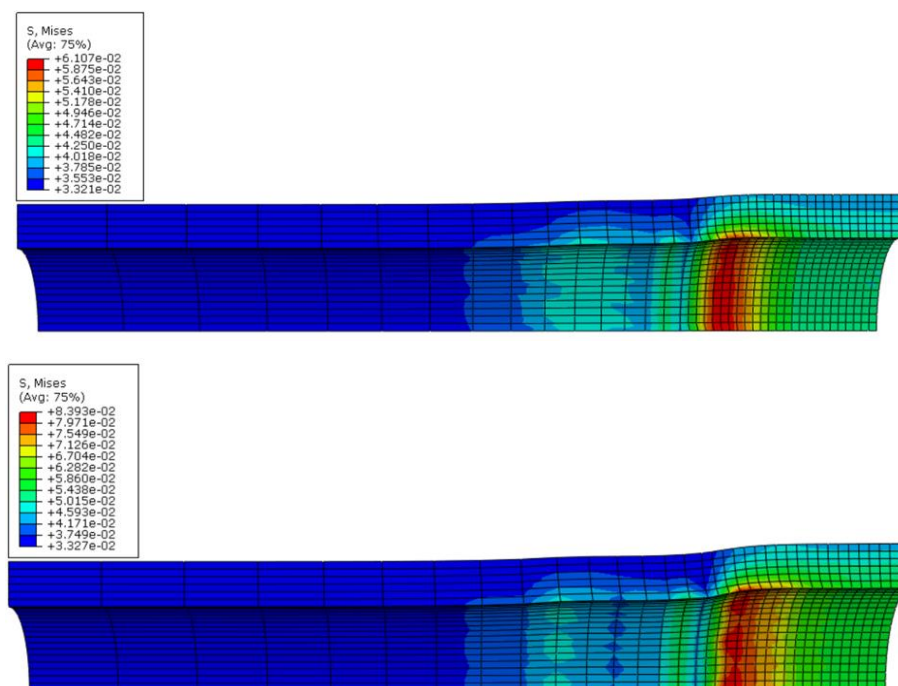


**Slika 39. Von Mises naprezanja [N/mm<sup>2</sup>] i pomaci karotidne arterije prilikom ugrađivanja *Favus-O* stenta**



Slika 40. Von Mises (gore), cirkularno  $\sigma_{22}$  (sredina) i aksijalno  $\sigma_{33}$  (dolje) naprezanje Favus-O stenta

Za ovaj primjer geometrije plaka, naprezanja u stijenci nakon ugradnje oba stenta prikazana su na slici 41. Maksimalna naprezanja iznose 0,061 MPa za stijenk u kojoj se nalazi konvencionalni stent, a 0,084 MPa za stijenk u kojoj je Favus-O stent. Naprezanja u čvoru iznose 0,043 MPa, odnosno 0,056 MPa.

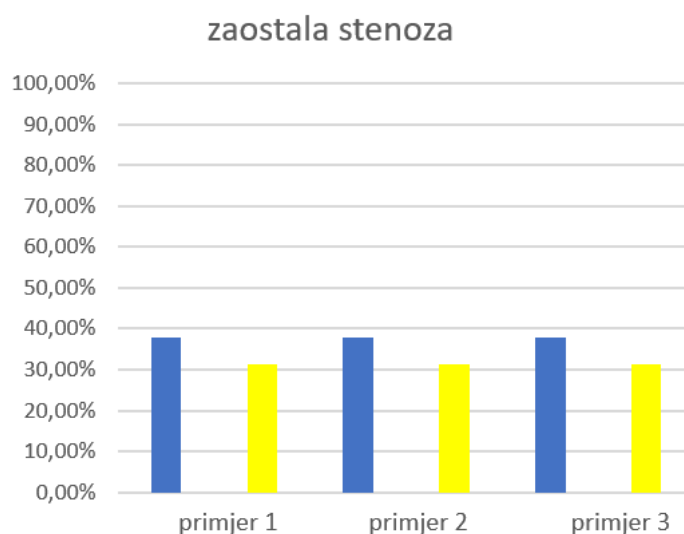


Slika 41. Naprezanja u stijenci

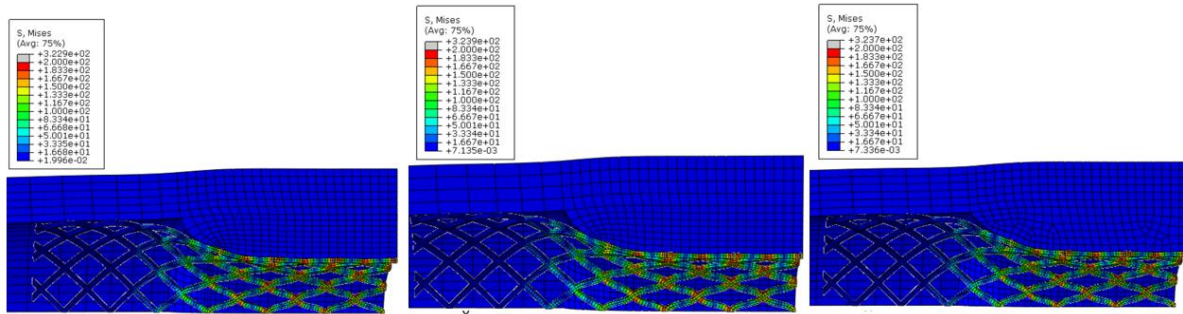
**Tablica 9. Maksimalna aprezanja u *Favus-O* stentu za primjer 3**

Naprezanja	Iznos [MPa]
Von Mises	289,791
$\sigma_{22}$	91,1093
$\sigma_{33}$	147,885

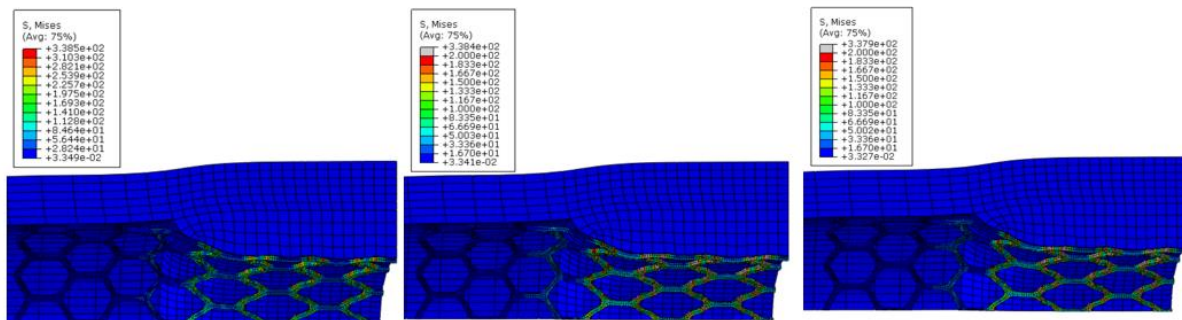
Slika 42 uspoređuje zaostale stenozе s obzirom na ugrađeni stent za svaki primjer geometrije plaka. Plavom bojom označeni su primjeri arterije kojima je ugrađen konvencionalni stent dok su žutom bojom primjeri arterije kojima su ugrađeni *Favus-O* stentovi.

**Slika 42. Zaostala stenozа s obzirom na ugrađeni stent**

Slike 43 i 44 prikazuju razliku u spoju dodira plaka i zdravog dijela stijenke za svaku geometriju plaka nakon ugradnje konvencionalnog stenta (slika 43) i *Favus-O* stenta (slika 44). Vidljivo je kako će za što veći kut tangente na plak i unutarnjeg radijusa zdrave stijenke prostor između stenta i arterije biti manji. Tako je za kut od 90° prostor između stenta i arterije najveći te će imati veći utjecaj na cirkulaciju nakon ugradnje od primjera plaka sa kutom od 120°. Za slučaj ugradnje *Favus-O* stenta (slika 44) razlika tog dijela je manje uočljivija golim okom upravo zbog boljih performansi bionički nadahnutog stenta u usporedbi za konvencionalnim.



Slika 43. Dodire arterije i konvencionalnog stenta



Slika 44. dodir arterije i Favus-O stenta

## 5. ZAKLJUČAK

Provođenje postupka ugradnje stenta ovisi o stupnju začepjenosti žile, u ovom slučaju karotidne arterije. Glavna zadaća ovakvog medicinskog implantata je vratiti normalan protok krvi koji je bio prije pojave ateroskleroze te sukladno s tim spriječiti, u što većoj mjeri pojavu restenoze kako ponovno ne bi došlo do komplikacija.

Kao što je već spomenuto postoje brojni čimbenici prilikom oblikovanja stenta koji utječu na njegove performanse. Najveći fokus ima odabir materijala sa optimalnim omjerom fleksibilnosti i krutosti. U današnje vrijeme prednost dobivaju polimerni materijali sa prisjetljivošću oblika. Jedan od razloga je i lakoće provođenja postupka minimalno invazivnim putem što dovodi do bržeg i lakšeg oporavka pacijenta. Isto tako, odabirom polimernog materijala smanjujemo troškove proizvodnje. Također, odabir odgovarajuće geometrije, tj. dizajna struta i tehnika proizvodnje znatno utječu na pravilno funkcioniranje stenta nakon ugradnje te pravilnom kombinacijom svojstava možemo znatno poboljšati rezultate kako u arteriji sa plakom tako i u samom stentu.

U ovom radu pomoću programskog paketa *SolidWorks* modelirane su tri različite geometrije arterije s plakom i dva stenta različitih dizajna struta. Osnovne geometrije stijenke žile i glavne geometrije plaka kao i debljine struta stenta preuzeti su iz literature. Programskim paketom *Abaqus* konstruiranim modelima pridodani su odgovarajući materijalni parametri, rubni uvjeti simetrije, mreža konačnih elemenata i njihove karakteristike koji su nužni za provođenje simulacije za sve komponente (zdravi dio arterije, plak i stent). Naglasak simulacija bio je na naprezanjima u stijenci, radijalnom pomaku stijenke na mjestu najveće stenoze, ekvivalentnim, radijalnim i cirkularnim naprezanjima u konvencionalnom i *Favus-O* stentu za svaki primjer geometrije plaka te postotak zaostale stenoze u žili. S obzirom da su se konvencionalnom i *Favus-O* stentu pridružili isti materijalni parametri, isti rubni uvjeti simetrije i ista interakcija sa unutarnjim radijusom arterije, rezultati ugradnje pokazuju različite vrijednosti upravo zbog oblika kontakta stenta i plaka, tj. njihovog dizajna. Sačasti (*Favus-O*) stent zbog svojeg bionički inspiriranog struta pokazuje bolje rezultate kako u postotku zaostale stenoze (oko 6% manje u odnosu na konvencionalne stentove) tako i u naprezanjima unutar stenta.

No, uspoređujući iste stentove za tri različite geometrije plaka, tj. plak u obliku elipse sa nagibom od 90°, 105° i 120° dobivamo relativno jednake rezultate za sve promatrane vrijednosti. Zaostala stenoza prilikom ugrađivanja konvencionalnog stenta za svaki primjer plaka će iznositi oko 37%, dok će za *Favus-O* stent ta vrijednost biti oko 31%. Iznosi Von

Mises naprezanja u konvencionalnom stentu također neće previše odstupati jedan od drugog, vrijednost će im se kretati oko 198 MPa dok će za *Favus-O* stent ta vrijednost biti od prilike 290 MPa. Radijalna naprezanja u slučaju konvencionalnog stenta kretati će se oko 105 MPa, a za *Favus-O* stent iznositi će oko 91 MPa. Sukladno s tim ni iznosi cirkularnih naprezanja neće ovisiti o geometriji plaka, već o obliku ugrađenog stenta. Razlika cirkularnih naprezanja *Favus-O* i konvencionalnog stenta iznositi će od prilike 30 MPa.

## 6. LITERATURA

- [1] <https://hko.srce.hr/registar/standard-zanimanja/detalji/278>
- [2] <https://bme.unizg.hr/>
- [3] Fritsch H, Kuhnel W. Priručni anatomske atlas: Drugi svezak, unutarnji organi. 10. izdanje. Zagreb: Medicinska naklada, 2012.
- [4] <https://edutorij-admin-api.carnet.hr/storage/extracted/605252/biologija-8/m04/j01/index.html>
- [5] Jalšovec, D, Sustavna i topografska anatomija čovjeka. Zagreb: Školska knjiga; 2005.
- [6] “Veliki i mali krvotok, shema.” [Online]. Available: <https://image.slidesharecdn.com/krvotokidisanje-171025191636/95/krvotok-i-disanje12-638.jpg?cb=1508959039.ž>
- [7] : Mescher A. L. Junqueira’s Basic Histology Text And Atlas. 14th edition. New York: McGraw Hill; 2016.
- [8] <http://droualb.faculty.mjc.edu/Lecture%20Notes/Unit%204/cardiovascularblood%20vessels%20with%20figures.htm>
- [9] <https://www.medicalnewstoday.com/articles/carotid-artery-neck-pain-symptoms>
- [10] P. R. Hoskins, P. v. Lawford, and B. J. Doyle, Cardiovascular Biomechanics. Springer International Publishing, 2017. doi: 10.1007/978-3-319-46407-7.]
- [11] Awojoyogbe, B., Boubaker, K., Dada, M., Faromika, O., : Mathematical Models of Real Geometrical Factors in Restricted Blood Vessels for the Analysis of CAD (Coronary Artery Diseases) Using Legendre, Boubaker and Bessel Polynomials, Article in Journal of Medical Systems , 2011
- [12] C. Pan, Y. Han, and J. Lu, “Structural design of vascular stents: A review,” *Micromachines*, vol. 12, no. 7. MDPI AG, Jul. 01, 2021. doi: 10.3390/mi12070770.
- [13] M. Kutz, *Biomedical Engineering and Design Handbook*, 2nd ed., vol. 2. McGraw Hill, 2009.
- [14] <https://www.plivazdravlje.hr/aktualno/clanak/16063/Krvni-tlak.html> ; preuzeto
- [15] J. Vishnu et al., “Balloon expandable coronary stent materials: a systematic review focused on clinical success,” *In vitro models*, vol. 1, no. 2, pp. 151–175
- [16] “Carotid angioplasty and stenting.” <https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/carotid-angioplasty-and-stenting/about/pac-20385111>



- [17] E. I. Levy et al., "Self-Expanding Stents for Recanalization of Acute Cerebrovascular Occlusions."
- [18] K. Mori and T. Saito, "Effects of stent structure on stent flexibility measurements," *Ann Biomed Eng*, vol. 33, no. 6,
- [19] A. Scafa Udriște, A. G. Niculescu, A. M. Grumezescu, and E. Bădilă, "Cardiovascular stents: A review of past, current, and emerging devices," *Materials*, vol. 14, no. 10. MDPI AG
- [20] F. Ahadi, M. Azadi, M. Biglari, M. Bodaghi, and A. Khaleghian, "Evaluation of coronary stents: A review of types, materials, processing techniques, design, and problems," *Heliyon*, vol. 9, no. 2. Elsevier Ltd
- [21] D. Drakul *et al.*, "Vaskularni stentovi - najznačajnije vrste i osobine," 2014.
- [22] F. Auricchio, A. Constantinescu, M. Conti, and G. Scalet, "Fatigue of Metallic Stents: From Clinical Evidence to Computational Analysis," *Ann Biomed Eng*, pp. 1-15
- [23] A. M. Sousa, A. M. Amaro, and A. P. Piedade, "3D Printing of Polymeric Bioresorbable Stents: A Strategy to Improve Both Cellular Compatibility and Mechanical Properties," *Polymers (Basel)*, vol. 14, no. 6, p. 1099
- [24] T. Govindarajan and R. Shandas, "A survey of surface modification techniques for next-generation shape memory polymer stent devices," *Polymers*, vol. 6, no. 9. MDPI AG, pp. 2309–2331, 2014. doi: 10.3390/polym6092309
- [25] S. Orouji Omid, Z. Goudarzi, L. Momeni Kangarshahi, A. Mokhtarzade, and F. Bahrami, "Self-expanding stents based on shape memory alloys and shape memory polymers," *Journal of Composites and Compounds*, vol. 2, no. 3, pp. 92–98
- [26] R. Liu, S. Xu, X. Luo, and Z. Liu, "Theoretical and numerical analysis of mechanical behaviors of a metamaterial-based shape memory polymer stent," *Polymers (Basel)*, vol. 12, no
- [27] Palačić J, "Numerička analiza utjecaja stenta na stijenku krvne žile." [Online]. Available: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:778295>
- [28] Pant, Bressloff, Limbert; Geometry Parameterization and Multidisciplinary Constrained Optimisation od Coronary Stents; December 12, 2010
- [29] I. Alfirević, *Linearna analiza konstrukcija*, 2nd ed. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2011
- [30] <https://support.functionbay.com/en/faq/single/87/difference-hyperelastic-material-elastic-material-recurdyn>
- [31] I. Alfirević, *Uvod u tenzore i mehaniku kontinuuma*. Zagreb: Golden marketing, 2003.

- [32] D. Rukljač, “Analiza utjecaja predistezanja na povećanje naprežanja u arteriji nakon ugradnje stenta,” Master’s thesis, University of Zagreb, Zagreb, 2021. [Online]. Available: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:246087>
- [33] “printodent® GR-20 MJF | 3D-Printing Resins | Polymers | Dental | Products | pro3dure medical.” <https://www.pro3dure.com/en/products/dental/polymers/3d-printing-resins/92/printodent-gr-20-mjf>
- [34] M. Vedriš, “Određivanje elastičnih parametara materijala gumenog elementa rastojnika-prigušivača,” Zagreb, 2016
- [35] Mijatović Magdalena; Analiza učinkovitosti bionički nadahnutih karotidnih stentova izrađenih od polimera s memorijom oblika; 2023; Zagreb
- [36] Šegon Ana Marija; Ispitivanje upotreblivosti stentova promjenjivih promjera izrađenih od polimera s memorijom oblika; 2023; Zagreb
- [37] Abaqus User's guide and theoretical manual, Version 6.8, Hibbitt, Karlsson & Serensen, Inc., 2008
- [38] I. Alfirević, *Linearna analiza konstrukcija*, 2nd ed. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2011.