

Utjecaj krutosti stijenke na efikasnost samoekspandirajućeg stenta

Hraščanec, Vedran

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://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:882721>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-04-02**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Vedran Hrašćanec

Zagreb, 2024.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Mentori:

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

Student:

Vedran Hrašćanec

Zagreb, 2024.

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

Zahvaljujem se mentorici doc. dr. sc. Lani Virag na razumijevanju, podršci, neprestanoj pomoći, savjetima i podijeljenom znanju prije i tijekom pisanja diplomskog rada.

Naročito se zahvaljujem roditeljima i ostatku obitelji na podršci i razumijevanju kroz cijeli period studiranja, kao i prijateljima i kolegama koji su diplomski studij učinili lakšim i neopisivo zabavnijim.

Vedran Hrašćanec



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: **Vedran Hrašćanec** JMBAG: 0035213944

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Utjecaj krutosti stijenke na efikasnost samoekspandirajućeg stenta**

Naslov rada na engleskom jeziku: **The influence of wall stiffness on the efficiency of a self-expanding stent**

Opis zadatka:

Metode snimanja u dijagnostičkoj radiologiji mogu nam dati informacije o geometriji krvnih žila, ali mehanička svojstva arterija su složena i ne mogu se odrediti *in vivo*. Arterije se najčešće opisuju anizotropnim, eksponencijalno-očvršćujućim modelom s minimalno pet materijalnih konstantni, a ako se uzme u obzir da je *in vivo* geometrija deformirana, broj nepoznatih parametara raste na osam. S obzirom na to da se za strukturu i materijalna svojstva plaka numerički pokazalo da imaju znatan utjecaj na medicinsku efikasnost samoekspandirajućih stentova, bitno je ispitati kako krutost stijenke utječe na nju.

Kako bi se procijenio utjecaj materijalnih parametara stijenke na učinkovitost samoekspandirajućih stentova, u okviru ovog rada potrebno je:

- definirati pojednostavljenu geometriju karotide s aterosklerotskim plakom;
- korištenjem inverzne metode odrediti nekoliko setova materijalnih parametara stijenke koji za zadani krvni tlak i *in vivo* geometriju arterije zadovoljavaju uvjete ravnoteže;
- za zadane geometrije stenta izrađenog od polimera s memorijom oblika i određene setove materijalnih parametara stijenke modelirati ugradnju stenta u karotidnu arteriju;
- komentirati utjecaj materijalnih parametara stijenke prema zaostaloj stenozu za sve zadane geometrije stenta.

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	III
POPIS TABLICA	VI
POPIS OZNAKA	VII
SAŽETAK	VIII
SUMMARY	IX
1. UVOD	1
1.1. Kardiovaskularni sustav	1
1.2. Arterije	2
1.2.1. Mehanička svojstva arterija	5
1.3. Ateroskleroza	7
1.4. Stent	9
1.4.1. Način ekspanzije	10
1.4.2. Materijali	11
1.4.3. Stentovi od polimera s memorijom oblika	13
2. MODELI KAROTIDNE ARTERIJE I STENTA	15
2.1. Karotidna arterija	15
2.2. Stentovi	15
3. ODABIR MATERIJALNIH PARAMETARA	17
3.1. Materijalni parametri stenta	19
3.2. Materijalni parametri plaka	19
3.3. Materijalni parametri stijenke	19
4. NUMERIČKE SIMULACIJE	22
4.1. Postavljanje simulacije	22
4.2. Rezultati	25
4.2.1. Konvencionalni stent	25

4.2.2. Favus stent.....	36
4.2.3. Usporedba rezultata.....	47
5. ZAKLJUČAK	49
LITERATURA.....	50

POPIS SLIKA

Slika 1. Krvožilni sustav [39]	1
Slika 2. Tipični promjeri žila i debljina stijenki [42]	3
Slika 3. Građa arterije [41]	3
Slika 4. Glavni ogranci aorte [43]	4
Slika 5. Grananje karotidne arterije [44]	5
Slika 6. Krivulja naprezanje – radijus arterije za kolagen, arteriju i elastin [33]	6
Slika 7. Nastanak aterosklerotskog plaka [45]	7
Slika 8. Procedure liječenja: CEA (lijevo) i CAS (desno) [46]	9
Slika 9. Ugradnja balonom ekspandirajućeg stenta (lijevo) i samoekspanzija stenta (desno) [47]	11
Slika 10. Primjer građe i geometrije stenta koji otpušta lijek (DES) [32]	12
Slika 11. Usporedba maksimalne radijalne sile [30]	13
Slika 12. Usporedba maksimalnog momenta savijanja [30]	14
Slika 13. Proces kompresije i oporavka SMP-a [48]	14
Slika 14. Modelirana arterija s plakom u <i>Abaqus</i> -u	15
Slika 15. Konvencionalni stent [33]	16
Slika 16. Geometrija Favus-O modela [33]	16
Slika 17. Krivulje naprezanja-deformacija za elastične i hiperelastične materijale [49]	17
Slika 18. Krivulja naprezanje-radijalni pomak za sve setove parametara	20
Slika 19. Rubni uvjeti [33]	22
Slika 20. Mreže C3D8H elemenata za stijenku s plakom, konvencionalni i Favus-O stent	23
Slika 21. 3 koraka simulacije: korak 1 – djelovanje krvnog tlaka (gornja slika), korak 2 – razvlačenje stenta pomakom (druga slika), razvučeni stent s promjerom manjim od promjera plaka (treća slika), korak 3 – vraćanje stenta u prvotni oblika u trenutku kontakta stijenke i stenta (četvrta slika), ugrađeni stent (peta slika)	24

Slika 22. Promatran čvor za zaostalu stenozu	25
Slika 23. Pomaci [mm] i naprezanja [N/mm ²] za početni set parametara i konvencionalni stent	26
Slika 24. Von Mises, radijalno σ_{22} i cirkularno σ_{33} naprezanje [N/mm ²] stenta kod početnih materijalnih parametara stijenke arterije	27
Slika 25. Pomaci [mm] i naprezanja [N/mm ²] za drugi set parametara i konvencionalni stent	28
Slika 26. Von Mises, radijalno σ_{22} i cirkularno σ_{33} naprezanje [N/mm ²] stenta za drugi set materijalnih parametara stijenke arterije	29
Slika 27. Pomaci [mm] i naprezanja [N/mm ²] za treći set parametara i konvencionalni stent	30
Slika 28. Von Mises, radijalno σ_{22} i cirkularno σ_{33} naprezanje [N/mm ²] stenta za treći set materijalnih parametara stijenke arterije	31
Slika 29. Pomaci [mm] i naprezanja [N/mm ²] za četvrti set parametara i konvencionalni stent	32
Slika 30. Von Mises, radijalno σ_{22} i cirkularno σ_{33} naprezanje [N/mm ²] stenta za četvrti set materijalnih parametara stijenke arterije	33
Slika 31. Pomaci [mm] i naprezanja [N/mm ²] za peti set parametara i konvencionalni stent	34
Slika 32. Von Mises, radijalno σ_{22} i cirkularno σ_{33} naprezanje [N/mm ²] stenta za peti set materijalnih parametara stijenke arterije	35
Slika 33. Pomaci [mm] i naprezanja [N/mm ²] za početni set parametara i <i>Favus</i> stent	37
Slika 34. Von Mises, radijalno σ_{22} i cirkularno σ_{33} naprezanje [N/mm ²] <i>Favus</i> stenta kod početnih materijalnih parametara stijenke arterije	38
Slika 35. Pomaci [mm] i naprezanja [N/mm ²] za drugi set parametara i <i>Favus</i> stent	39
Slika 36. Von Mises, radijalno σ_{22} i cirkularno σ_{33} naprezanje [N/mm ²] <i>Favus</i> stenta kod drugog seta materijalnih parametara stijenke arterije	40
Slika 37. Pomaci [mm] i naprezanja [N/mm ²] za treći set parametara i <i>Favus</i> stent	41

Slika 38. Von Mises, radialno σ_{22} i cirkularno σ_{33} naprežanje [N/mm ²] Favus stenta kod trećeg seta materijalnih parametara stijenke arterije.....	42
Slika 39. Pomaci [mm] i naprežanja [N/mm ²] za četvrti set parametara i Favus stent	43
Slika 40. Von Mises, radialno σ_{22} i cirkularno σ_{33} naprežanje [N/mm ²] Favus stenta kod četvrtog seta materijalnih parametara stijenke arterije	44
Slika 41. Pomaci [mm] i naprežanja [N/mm ²] za peti set parametara i Favus stent....	45
Slika 42. Von Mises, radialno σ_{22} i cirkularno σ_{33} naprežanje [N/mm ²] Favus stenta kod petog seta materijalnih parametara stijenke arterije.....	46
Slika 43. Zaostala stenoza (zeleno), Von Mises naprežanja stijenke (plavo) i stenta (crveno).....	48

POPIS TABLICA

Tablica 1. Kategorije krvnog tlaka [40]	2
Tablica 2. Dobiveni setovi materijalnih parametara	20
Tablica 3. Početni set materijalnih parametara stijenke.....	25
Tablica 4. Materijalni parametri stijenke s većim predistezanjem vlakana elastina	27
Tablica 5. Materijalni parametri stijenke s većim predistezanjem kolagenih vlakana	29
Tablica 6. Materijalni parametri stijenke s promjenom predistezanja kolagenskih vlakana	32
Tablica 7. Materijalni parametri stijenke s promjenom udjela vlakana elastina.....	34
Tablica 8. Naprezanja za konvencionalni stent.....	36
Tablica 9. Naprezanja za <i>Favus</i> stent.....	46
Tablica 10. Usporedba promjene rezultata za različite materijalne setove za konvencionalni stent	47
Tablica 11. Usporedba promjene rezultata za različite materijalne setove za <i>Favus</i> stent	47

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
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_z^c	-	aksijalno predistezanje elastina
G_θ^c	-	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 arterije bez plaka
$r_{u,p}$	mm	polumjer arterije s plakom
S_{11}	MPa	radijalno naprezanje
S_{22}	MPa	cirkularno naprezanje
S_{33}	MPa	aksijalno naprezanje
W	MPa	funkcija energije deformacija
κ	-	hiperelastična materijalna konstanta
μ	MPa	modul smičnosti
ν	-	Poissonov koeficijent
$\boldsymbol{\sigma}$	MPa	Cauchyjev tenzor naprezanja

SAŽETAK

Pri konstruiranju stentova iznimno je važno točno predvidjeti kako će krvožilni sustav utjecati na njihovu strukturu, ali i kako će oni utjecati na okolinu u koju se ugrađuju. Geometrijske karakteristike krvožilnog sustava se mogu odrediti raznim metodama snimanja u dijagnostičkoj radiologiji, ali mehanička svojstva arterija su vrlo složena i ne mogu se odrediti *in vivo*. Kako se materijalne karakteristike stijenke arterija razlikuju od osobe do osobe, u ovom radu se numerički, metodom konačnih elemenata, razmatra njihov utjecaj na naprezanja stenta, aterosklerotskog plaka i stijenke arterije pri ugradnji samoekspandirajućeg stenta u karotidnu arteriju.

U prvom, uvodnom, dijelu prikazani su dijelovi kardiovaskularnog sustava relevantni za ovu temu te je opisan način rada stentova i od kojih se materijala izrađuju.

Drugi dio služi kao priprema za numeričku analizu; definira se geometrija karotidne arterije i stentova koji će se kasnije koristiti.

U trećem je dijelu opisano kako *Neo-Hooke* i *Holzappel-Gasser-Ogden* hiperelastični modeli opisuju nelinearno elastično ponašanje koje je zapaženo kod opterećivanja bioloških mekih tkiva. Također se zadaju materijalni parametri stenta, plaka i inverznom metodom se određuju pet setova materijalnih parametara stijenke arterije koji će se analizirati.

Četvrti, zadnji dio, prikazuje rezultate numeričkih simulacija i njihovu usporedbu.

Ključne riječi: numerička analiza, karotidna arterija, plak

SUMMARY

During the stent design process, it is extremely important to correctly predict the impact that the cardiovascular system will have on the stent's structure and how that same stent will impact its surroundings. The geometry of the cardiovascular system can be defined using various imaging methods used in diagnostic radiology, but the mechanical properties of arteries are very complex and cannot be defined *in vivo*. In this thesis, a numerical, finite element method is used to compare the influence different mechanical properties of a carotid arterial wall have on stent, plaque and arterial wall strain during the placing of a self-expanding stent in a carotid artery.

The first chapter defines parts of the cardiovascular system that are relevant for this thesis, along with the usage of stents and materials they are made of.

The geometry of the carotid artery and stents that will be used in the numerical analysis is defined in the second chapter.

The third chapter gives a theoretical background of *Neo-Hooke* and *Holzappel-Gasser-Ogden* hyperelastic models which define non-linear elastic properties of biological soft tissues. This chapter also contains the list of material properties which will be used for the stents and the plaque. Additionally, using the inverse method, five sets of material parameters for the arterial wall are defined.

The last chapter contains results and the comparison of numerical analyses.

Key words: numerical analysis, carotid artery, plaque

tj. aorte. Dio ciklusa u kojemu dolazi do relaksacije srca i nižeg krvnog tlaka naziva se dijastola. Dijastola se može podijeliti na brzo punjenje srčanih klijetki i sporo punjenje i kontrakciju pretklijetki [3], [4].

Vrijednost krvnog tlaka koji opterećuje žile ovisi o mnogim faktorima, među kojima su životna dob, tjelesna masa, povijest bolesti, itd. Teško je precizno definirati univerzalne granice normalnog krvnog tlaka, no u tablici 1. su prikazane okvirne vrijednosti nižeg, normalnog i povišenog krvnog tlaka.

Tablica 1. Kategorije krvnog tlaka [40]

KATEGORIJA KRVNOG TLAKA	SISTOLIČKI [mmHg]	DIJASTOLIČKI [mmHg]
optimalni	<120	<80
normalni	120-129	80-84
povišeni	130-139	85-89
blaga hipertenzija	140-159	90-99
umjerena hipertenzija	160-179	100-109
teška hipertenzija	>180	>110

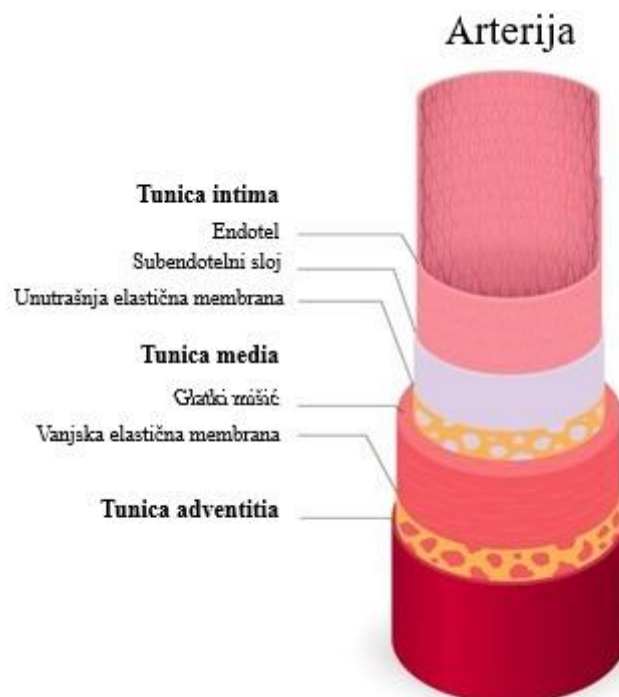
1.2. Arterije

Krvne žile mogu se podijeliti na arterije i vene, njihove uske završetke arteriole i venule te na njihove poveznice kapilare, koje su ujedno i najmanje žile s promjerom otprilike jednakim eritrocitima – oko 8 μm [5]. Arterijama se nazivaju žile koje odvođe krv od srca prema ostatku tijela, a vene su one žile koje krv vraćaju srcu. Arterije imaju čvršću i deblju stijenku građenu od mišićnih i elastičnih niti koje sudjeluju u širenju tlačnog vala do svih tkiva i organa koji se opskrbljuju krvlju. Također su i zasićenije kisikom; udio kisika u krvi koja prolazi arterijama je oko 97% dok je u venama oko 75% [6]. Promjeri i debljine stijenki žila mogu se vidjeti na slici 2. Same arterije se mogu još podijeliti na mišićne arterije srednjeg promjera i velike elastične arterije (npr. aorta i njeni veliki ogranci).

	AORTA	ARTERIJA	ARTERIOLA	KAPILARA	VENULA	VENA
Promjer/ Debljina stijenke	25 mm 2 mm	4 mm 1 mm	30 μ m 20 μ m	8 μ m 1 μ m	20 μ m 2 μ m	5 mm 0,5 mm

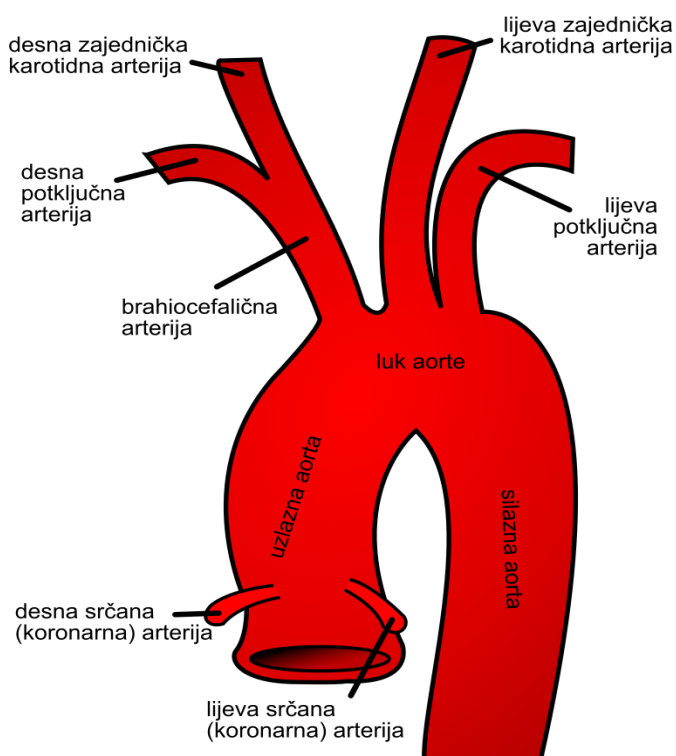
Slika 2. Tipični promjeri žila i debljina stijenke [42]

Arterije su izgrađene od tri sloja: *tunica intima*, *tunica media* i *tunica adventitia* (Slika 3.). *Tunica intima* je unutarnji sloj u direktnom dodiru s krvi koji se sastoji od jednog sloja endotelnih stanica koje prekrivaju lumen žile i pridonose u širenju i stezanju arterije. Intimu od medije dijeli unutrašnja elastična membrana građena od elastina. *Tunica media* je središnji sloj i čine ga nekoliko desetaka koncentričnih slojeva spiralno poredanih glatkih mišićnih stanica između kojih su elastična i retikulinska vlakna, proteoglikani i glikoproteini. Medija je od adventicije odvojena tankom elastičnom membranom koja pridonosi ublažavanju velikih promjena tlaka u krvotoku. *Tunica adventitia* vanjski je sloj te se pretežno sastoji od uzdužno poredanih kolagenih te elastičnih vlakana [7].



Slika 3. Građa arterije [41]

Aorta se pri izlazu iz lijeve klijetke grana na lijevu potključnu arteriju, lijevu zajedničku karotidnu arteriju i brahiocefaličnu arteriju, koja se dalje grana na desnu potključnu arteriju i desnu zajedničku karotidnu arteriju (Slika 4.).

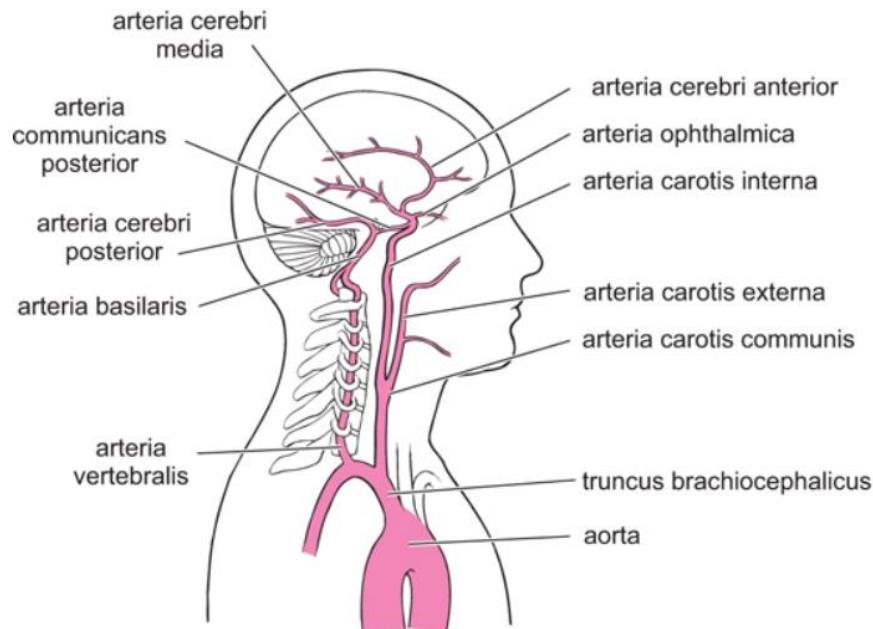


Slika 4. Glavni ogranaci aorte [43]

Lijeva i desna zajednička karotidna arterija se granaju na vanjsku i unutarnju; vanjske krv dovode do vrata i lica, a unutarne su jedne od najvažnijih opskrbnih arterija mozga. Unutarnja karotidna arterija se dijeli na mnoge ogranke, ali na kraju se nalaze dva najvažnija: prednja i srednja cerebralna arterija (Slika 4.).

Krejza et al. [8] proveli su istraživanje o povezanosti promjera karotidne arterije, spola, veličine vrata i BMI (*body mass inkdeks*) faktora; utvrdili su da žene imaju manje promjere zajedničke (6,10 mm) i unutarnje zajedničke karotidne arterije (4,66 mm) od muškaraca (6,52 mm, odnosno 5,11 mm) te da najveći utjecaj ima krvni tlak. Ako se uzme u obzir da su žene koje su sudjelovale u istraživanju imale manje vrijednosti mase, visine, veličine vrata i niži krvni tlak, vrijednosti promjera karotidne arterije su se skalirale za točniju usporedbu s onima od muškaraca. Čak se i nakon skaliranja pokazalo da žene imaju manji promjer zajedničke i unutarnje zajedničke karotidne arterije.

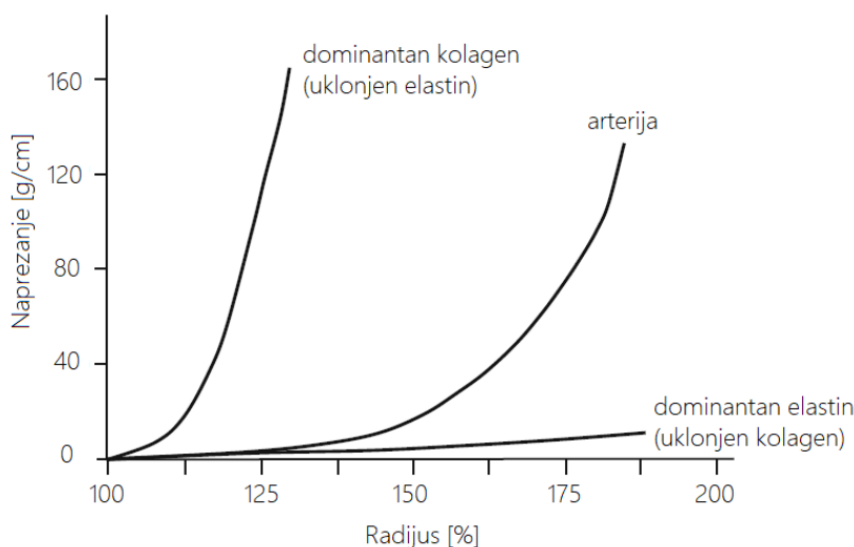
Limbu et al. [9] zaključili su da je debljina intime i medije karotidne arterije između 0,4 i 0,8 mm te da je ta vrijednost neovisna o spolu. Također su pokazali da ne postoji značajna razlika između promjera lijeve i desne zajedničke karotidne arterije.



Slika 5. Grananje karotidne arterije [44]

1.2.1. Mehanička svojstva arterija

Mehanička svojstva arterija ovise o njihovom sastavu, poglavito udjelima kolagena i elastina. Kolagen je protein vlaknaste strukture, u ljudskom tijelu su dominantni kolagen I, II, III, IV, no na mehanička svojstva krvožilnog sustava najviše utječu kolagen I (oko 75%) i III (oko 25%) [10]. Modul elastičnosti kolagena je 1000 MPa, a vlačna čvrstoća između 50 i 100 MPa [11]. Elastin je protein elastičnih vlakna koji stijenci arterije daje elastičnost te se procjenjuje da njegova vlačna čvrstoća iznosi oko 0,6 MPa. Kako su mehaničke karakteristike kolagena i elastina vrlo različite, krutost arterije će ovisiti o omjeru kolagena i elastina od kojih je sastavljena – ukoliko u strukturi dominira kolagen, arterija će biti kruća i obrnuto (Slika 6.).



Slika 6. Krivulja naprezanje – radijus arterije za kolagen, arteriju i elastin [33]

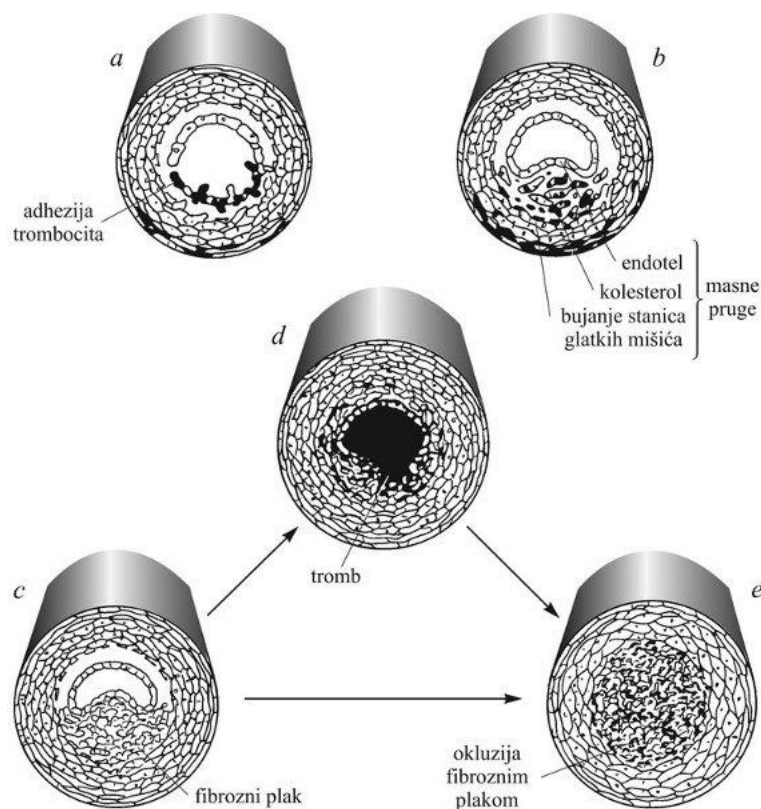
Krivulja naprezanje-istezanje stijenke arterije je iznimno nelinearna uz brz porast krutosti s porastom opterećenja, poglavito zbog kolagenskih vlakana. Također, zbog neravnomjerne raspodjele u strukturi proteinskih vlakana, stijenka je nehomogena i izrazito anizotropnog ponašanja [12]. Eksperimenti su pokazali da arterijska tkiva pokazuju i viskoelastična svojstva, odnosno svojstva koja istovremeno pripadaju i viskozim tekućinama i elastičnim krutinama. Iako postoje istraživanja koja tvrde da se pri normalnom krvnom tlaku mogu uočiti elastična svojstva samo zbog elastina, a za viskozna zbog glatkih mišićnih stanica [13], više istraživanja pokazuje da je kolagen uvelike zaslužan za viskozna svojstva [14]. Kako se kolagen sastoji od fleksibilnih i krutih dijelova, pri opterećenju se prvo produljuju fleksibilni dijelovi (elastični dio krivulje sa slike 6.) te kada kruti dijelovi ne dopuštaju daljnje produljenje dolazi do klizanja kolagenih vlakana jednih preko drugih. Pokazano je kako brzina produljivanja vlakana utječe na klizanje i mijenja karakteristike viskoznog ponašanja [15].

Arterije pokazuju i svojstva puzanja i relaksacije pri opterećenju – odnosno, svojstva koja ne ovise samo o opterećenju tkiva već i o vremenu; svojstva zbog kojih ne dolazi do oštećenja tkiva pri prevelikom opterećenju krvnih žila [16].

Provedeni su mnoga istraživanja u kojima su se za materijalne modele karotidne arterije uzimali elastični, viskoelastični i hipereleastični modeli uz pretpostavku nestlačivosti – u ovom radu će se uzeti hipereleastični materijalni modeli.

1.3. Ateroskleroza

Ateroskleroza je kardiovaskularna bolest koja započinje oštećenjem endotela, stvaranjem tromba i ulaskom upalnih stanica u tromb. Nakupljaju se lipidne stanice, kolesterol i masne kiseline, minerali kalcija i druge vlaknaste tvari koje zajedno formiraju plak (Slika 7.). Plakovi s vremenom rastu i sužavaju lumen arterija čime ometaju protok krvi. Pacijenti prve simptome ateroskleroze karotidne arterije uočavaju uglavnom pri stenozama visokog stupnja (veće od 70%). Ako stenozu potraje i plak raste, može doći do potpune okluzije lumena stvaranjem tromba (slika 7e.), prekida toka krvi prema mozgu i ishemijskog moždanog udara.



Slika 7. Nastanak aterosklerotskog plaka [45]

Moždani udari drugi su najčešći uzrok smrti u Europi, a ateroskleroza velikih krvnih žila glave i vrata uzrok je petine svih moždanih udara [17]. Naime, čak više od pola preživjelih pacijenata imaju trajne posljedice, a rizik od ponovnog moždanog udara je oko 20% u 5 godina nakon prvog. Dakle, iznimno je bitno detaljno istražiti uzroke ateroskleroze i načine liječenja u svrhu prevencije nastajanja i prevencije recidiva [18].

Proces ateroskleroze zapravo počinje vrlo rano, nekad i u djetinjstvu, no prvi znakovi najčešće se javljaju nakon 40. godine kod muškaraca i nakon 50. godine kod žena. Patofiziologija još

uvijek nije u potpunosti jasna, ali su poznati rizični faktori (dob, pušenje, šećerna bolest, hipertenzija, genetika, građa i položaj karotidnih arterija, prehrana...) [19].

Aterosklerotski plak najčešće se nalazi u dijelovima gdje se arterija grana zbog turbulencije krvnog toka. Površina plaka može se odrediti ultrazvukom, a dijeli se na: pravilnu, nepravilnu i ulceriranu. Ulcerirani plakovi nastaju ulaskom krvi u jezgru plaka nakon rupture fibrozne kapice – takvi plakovi predstavljaju najveći rizik za nastanak moždanog udara. Plakovi se također dijele i na stabilne i nestabilne, odnosno čvrste i mekane. Nestabilni, mekani, plakovi imaju malu fibroznju kapu, manji sadržaj glatkih mišićnih stanica i visok udio lipida – kombinacija koja ih čini vrlo podložnim rupturi. Stabilni, čvrsti, plakovi sastoje se od ekstracelularnog matriksa i glatkih mišićnih stanica, a zbog čvrste fibrozne kape nisu sklone rupturi. Mehanička svojstva plakova razlikuju se ovisno o fazi i napretku ateroskleroze, a mogu se podijeliti na: celularne, hipocelularne i kalcificirane; statistički se pokazalo da se najviše razlikuju po radijalnoj krutosti, a manje po vlačnoj čvrstoći [20].

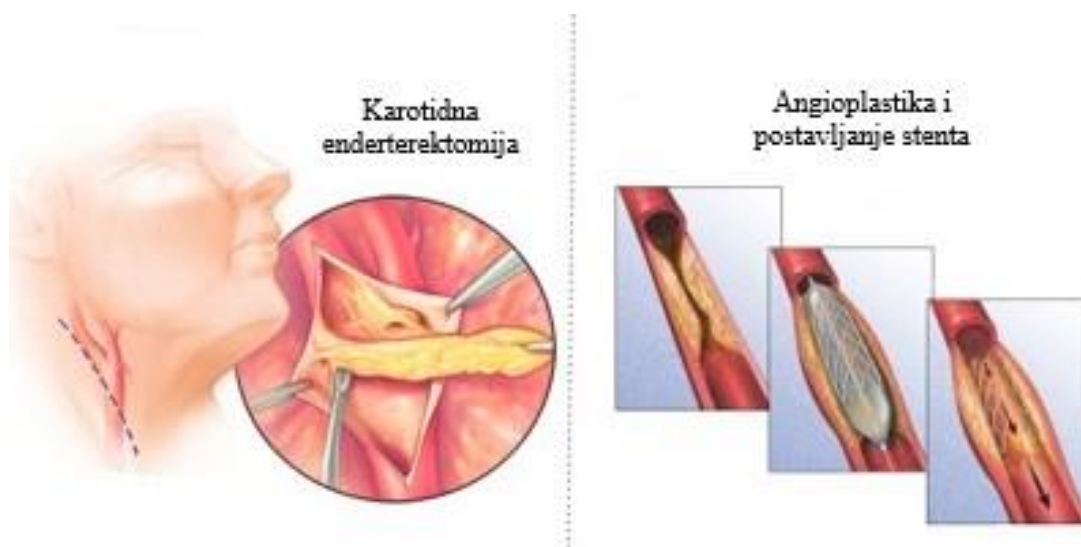
Kako su uređaji za neinvazivne metode mjerenja krutosti arterija postali sve dostupniji, značajno je porastao broj provedenih istraživanja korelacije krutosti arterija i ateroskleroze. Većina istraživanja pokazala su da pacijenti koji boluju od ateroskleroze imaju i kruće arterije. van Popele et al. [21] pokazali su kako je krutost zajedničke karotidne arterije iznimno dobar pokazatelj ateroskleroze. Naime, povećava li ateroskleroza krutost stijenke ili povećanje krutosti stijenke uzrokuje aterosklerozu još se uvijek ne može reći i to je velika tema rasprave u medicinskoj zajednici. Farrar et al. [22] su na majmunima pokazali kako prisutnost ateroskleroze uzrokuje povećanje krutosti stijenke. Suprotna teorija kaže da će postepeno povećavanje krutosti stijenke smanjivati sposobnost prigušivanja opterećenja toka krvi zbog čega će doći do oštećenja lumena i ateroskleroze. Naravno, moguća je i kombinacija obje teorije – skrućivanje stijenke uzrokuje aterosklerozu koja će dalje ubrzati povećavanje krutosti. Zadnja teorija kaže da su skrućivanje i ateroskleroza neovisni procesi koji se najčešće pojavljuju na istim dijelovima krvožilnog sustava.

Ukoliko pacijent ima slučaj lakše ateroskleroze koja još uvijek nije uznapredovala, prva preporuka liječenja je promjena životnog stila (povećavanje fizičke aktivnosti, prestanak pušenja) i prehrane, kao i davanje lijekova za kontrolu krvnog tlaka i smanjivanja kolesterola.

Za ozbiljnije slučajeve ateroskleroze i stenozne karotidne arterije, do kraja prošlog stoljeća glavna metoda liječenja bila je karotidna endarterektomija (CEA) koja uključuje rezanje kože s prednje strane vrata, odstranjivanje masnog tkiva, prekidanje krvotoka sa stezaljkama na

segmentu karotidne arterije koji se operira (postavlja se alternativni krvotok pomoću prenosnice), rezanje arterije i vađenje plaka (Slika 8.) [23]. Zadnjih 20-30 godina medicina se usmjerava prema neinvazivnim metodama te se uz pomoć interventne radiologije u praksi sve više koristi metoda stentiranja karotidne arterije (CAS). CAS započinje uvođenjem katetera kroz femoralnu arteriju do mjesta stenozе, napuše se balon kojim se pritišće plak i povećava promjer lumena arterije, odnosno smanjuje stenozu. Dalje se na mjesto stenozе postavlja stent koji služi kao potpora arteriji i sprječava ponovno povećavanje plaka (Slika 8.) [19].

Restenozа je nakon CAS-a češća nego nakon CEA-e te prema nekim istraživanjima ona iznosi čak 33% [24]. Restenozе nakon CEA-e su rijetke i preporuka je da se za liječenje ne ponavlja isti postupak, već da se koristi CAS. Restenozе nakon CAS-a moguće je liječiti angioplastikom (samo ekspanzija balona katetera, bez postavljanja stenta), a moguće je i postaviti novi stent; često se izbjegava ponovno postavljanje stenta jer se pokazalo da se angioplastikom postižu dovoljno dobri rezultati sa značajno manjim potencijalnim budućim komplikacijama.



Slika 8. Procedure liječenja: CEA (lijevo) i CAS (desno) [46]

1.4. Stent

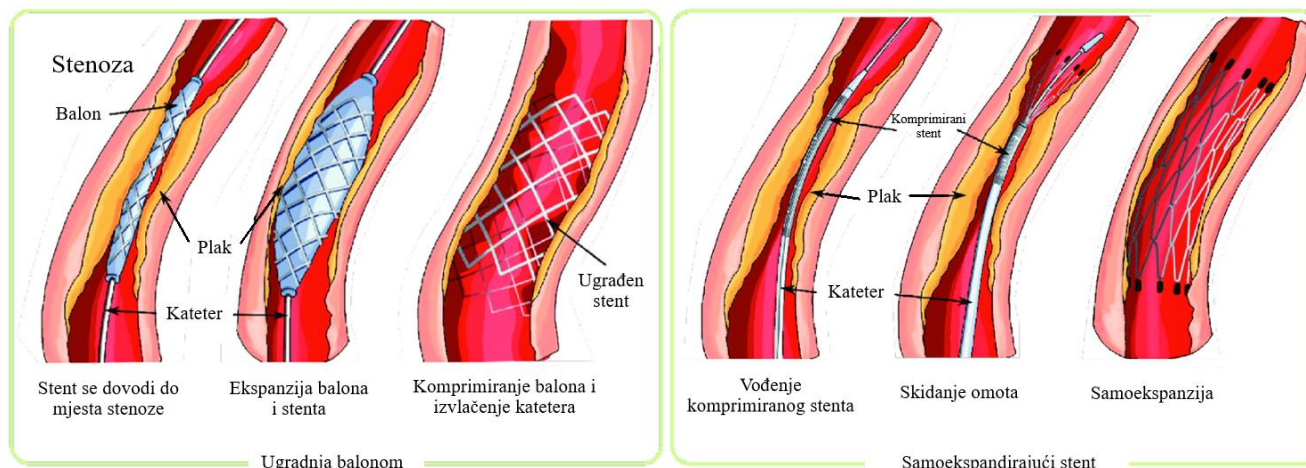
Stent je potporna struktura koja se implantira u žile ili druga tkiva u tijelu s ciljem proširenja suženja. To je mala, šuplja cilindrična struktura koju čini niz strutova, čijim se oblikovanjem mogu značajno mijenjati mehanička svojstva samog stenta. Veliki izazov pri implantaciji stenta je način ekspanzije na potrebnom mjestu unutar arterije. Naime, stent pri proširivanju lumena arterije ne smije preopteretiti stijenku arterije, a ako arterija na dijelu stenozе nije ravna, stent

ju ne smije izravnati, odnosno, ne smije smanjiti njenu zakrivljenost kako naprezanja na rubovima stenta ne bi bila prevelika [25].

1.4.1. Način ekspanzije

Prema načinu ekspanzije, stentovi se mogu podijeliti na ekspanziju balonom i samoekspandirajuće stentove (Slika 9.). Proces dovođenja stenta do željenog mjesta u arteriji za obje je metode isti, no stentovi koji se ekspanziraju balonom proizvode se tako da se prije uvođenja katetera u tijelo mogu namjestiti na promjer koji stane oko katetera s balonom, a kada se dovedu na željeno mjesto da se mogu ekspanzijom balona proširiti na prikladan promjer. Prikladan će promjer biti onaj kojim se neće izazvati prevelika naprezanja u stijenci arterije, a ni na konstrukciji stenta te će se postići dovoljne plastične deformacije u materijalu stenta kojima se dugotrajno osiguravaju radijalna i aksijalna pozicija stenta [26].

Samoekspandirajući stentovi se moraju, prije uvođenja katetera u tijelo, stisnuti na predodređeni promjer pa se dovode na željeno mjesto u arteriji gdje se ispuštaju i, zahvaljujući mehaničkim svojstvima materijala od kojih se izrađuju (najčešće nitinol, NiTi legura [27]), samostalno ekspanziraju na željeni promjer. Kod stentova vrlo je bitno da budu dovoljno savitljivi kako bi se mogli dovesti do manjih arterija bez da oštete lumen arterija kroz koje se dovode; samoekspandirajući stentovi su u tom aspektu puno bolji od balonom ekspanzirajućih stentova zbog veće elastičnosti materijala od kojih se proizvode kao i zbog manjeg ukupnog promjera stisnutog stenta i katetera što doktorima uvelike olakšava vođenje stenta do mjesta stenozе. Stijenka arterije prilikom postavljanja trpi i manja naprezanja zbog manje radijalne sile koju vrše samoekspandirajući stentovi. Naravno, postoje i negativne strane; dimenzioniranje konstrukcije stenta je iznimno složeno pa je i teže postići maksimalnu preciznost pri postavljanju, a pokazalo se da je restenoza kod takvih stentova puno češća [26].



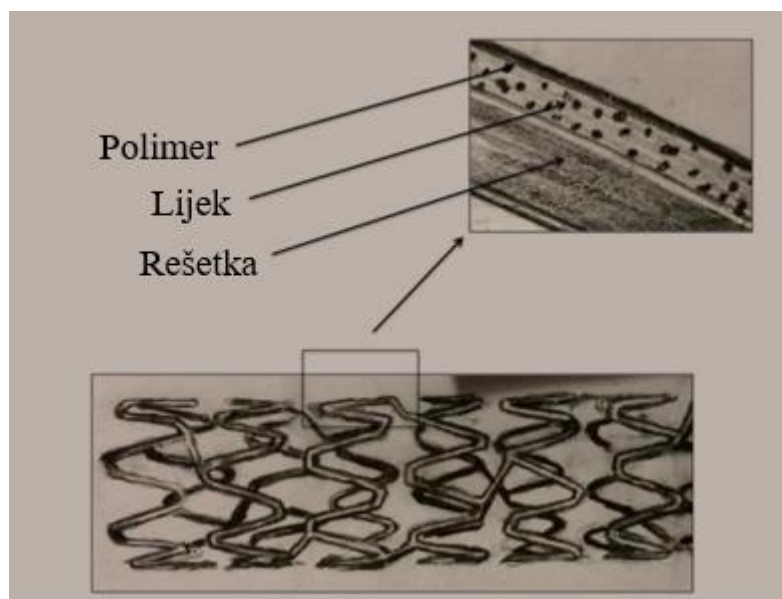
Slika 9. Ugradnja balonom ekspandirajućeg stenta (lijevo) i samoekspanzija stenta (desno) [47]

1.4.2. Materijali

Neki od ključnih uvjeta koje materijali za izradu stentova moraju zadovoljiti su: dovoljna fleksibilnost i radijalna krutost, otpornost na lom, biokompatibilnost, trombogenost i rendgenska vidljivost. Prve strukture koje su se mogle nazvati stentom bile su izrađene samo od metala, najčešće od 316L nehrđajućeg čelika, tantaluma, Co-Cr, Pt-Ir i Ni-Ti legure. Takvi stentovi nazivaju se metalni stentovi – kraće BMS (eng. *bare-metal stents*). Najveća im je prednost radijalna krutost, ali nije dovoljna da nadoknadi brojne nedostatke; njihova nerazgradivost često vodi do restenoze, tj. do promjene geometrije plaka, tromboze i hiperplazije intime. Restenoza je najčešća nuspojava te se javlja kod 20-30% ugradnja BMS stentova. Kako bi se smanjila mogućnost nuspojava, pacijenti nakon ugradnje piju dvostruke terapije protiv stvaranja ugrušaka [26].

Kako bi smanjili komplikacije kontakta metala i krvi, znanstvenici su metalne stentove počeli premazivati biokompatibilnim materijalima u kojima se nalazi lijek (Slika 10.). Takvi stentovi nazivaju se stentovi koji otpuštaju lijekove, kraće – DES (eng. *drug-eluting stents*). Premaz se može nanijeti na nekoliko načina: galvanizacijom, prskanjem i bombardiranjem površine ionima, ionskom oplatom, uranjanjem i taloženjem pomoću plazme. Materijali premaza moraju biti biokompatibilni, netrombogeni, netoksični i moraju poticati cijeljenje endotela arterije; koriste se: fosforikolin, polivinilpirolidon (PVP) i poliaktična kiselina (PLA). S vremenom su se počele koristiti i nove legure osnovnog materijala stenta (Co-Cr i Pt-Cr legure) u svrhu smanjivanja debljine struta i povećanja radijalne krutosti. DES stentovima se pojava restenoze uspjela smanjiti na čak manje od 10%, ali ni oni nisu savršeni – kako bi se smanjila restenoza,

lijek u premazu mora usporiti rast endotela arterije pa se može desiti da endotelne stanice uopće ne uspiju prekriti ni premaz ni mrežicu stenta čime se značajno povećava vjerojatnost tromboze [26].



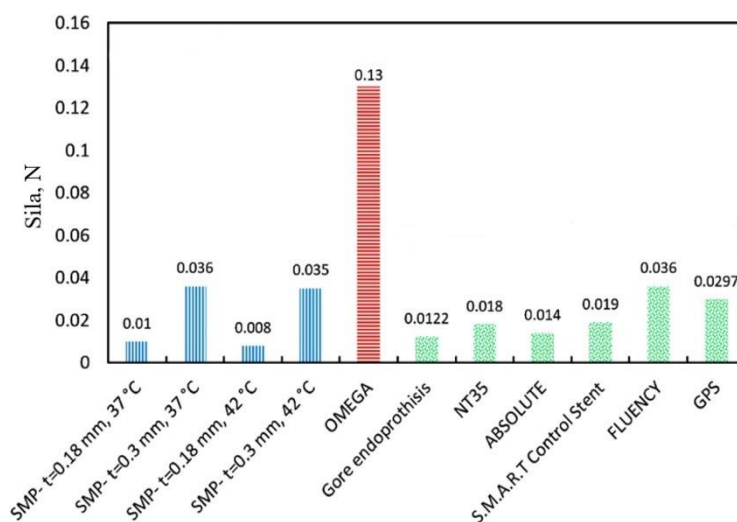
Slika 10. Primjer građe i geometrije stenta koji otpušta lijek (DES) [32]

Problem metalne konstrukcije koja predugo ostaje u tijelu se eliminirao revolucionarnim rješenjem – biorazgradivim stentovima. Zadaća takvih stentova je pružiti dovoljnu potporu za proširenje lumena arterije nakon ugradnje nakon čega će se progresivno razgraditi pod utjecajem normalnog krvotoka. Razgradnja mora biti spora – potpuna razgradnja je poželjna između 12 i 24 mjeseci nakon razgradnje. Ne smije imati nagli utjecaj na mehanička svojstva stenta jer do 12 mjeseci potpore kako bi proširenje lumena bilo dugotrajno. Također ne smije ostaviti neželjeni produkt degradacije na mjestu stenozе. Takvi stentovi se izrađuju iz polimera, metalnih legura, a razmatra se i matrica od keramike. U početku se koristila poli-L-laktična kiselina (PLLA) zbog svoje odlične biokompatibilnosti, no magnezijeve legure su pokazale puno bolja mehanička svojstva, kao i veću vlačnu čvrstoću i modul elastičnosti. Njihov glavni nedostatak je brza razgradnja i loša duktilnost zbog čega se lako trgaju. Biorazgradivi stentovi se još uvijek rapidno razvijaju i svakako će imati svoje mjesto u budućnosti, ali još uvijek nisu dovoljno razvijeni da bi se koristili ispred DES-ova [28].

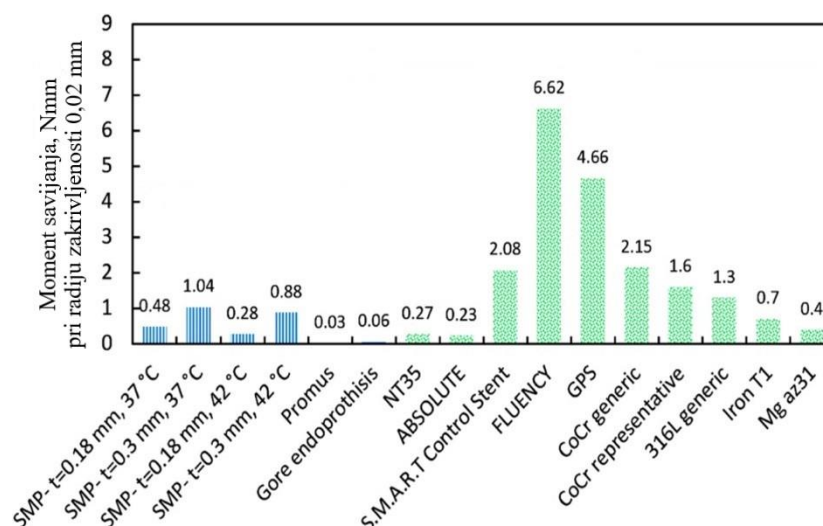
1.4.3. Stentovi od polimera s memorijom oblika

Potencijalno rješenje nedostataka biorazgradivih stentova su polimeri s memorijom oblika, kraće – SMP (eng. *shape memory polymer*). Oni se mogu komprimirati i iz deformiranog stanja oporaviti u prvotni oblik pod utjecajem energije poput topline, magnetskog polja, svjetla, vlage, itd. Njihova jedinstvena svojstva im daju veliku prednost nad ostalim materijalima pri konstruiranju strutova stenta; lagani su, imaju širok temperaturni raspon primjene (-70°C - 100°C), oporavak oblika nakon deformacije iznosi 400%, dok je kod metalnih legura ta vrijednost 7-8%, izvrsna biokompatibilnost, jednostavna izrada kalupljenjem, ekstruzijom ili CNC obradom i 10 puta su jeftiniji od metalnih stentova [29].

Naravno, neki stentovi od metalnih legura mogu postići veće radijalne sile i bolju radijalnu krutost. Ansari et al. [30] pokazali su da SMP stentovi izrađeni od poliutera (PU) i polikaprolaktona (PCL) mogu konkurirati DES stentovima dostupnim na tržištu u radijalnoj sili, ali i momentu savijanja. Slika 11. prikazuje usporedbu radijalnih sila SMP stentova (plavo) pri različitim temperaturama oporavka u usporedbi sa dostupnim metalnim stentovima na tržištu (crveno i zeleno), gdje t označava debljinu stijenke stenta. Slika 12. prikazuje usporedbu momenta savijanja SMP stentova (plavo) pri različitim temperaturama oporavka i metalnih stentova dostupnih na tržištu (plavo), gdje t označava debljinu stijenke stenta.

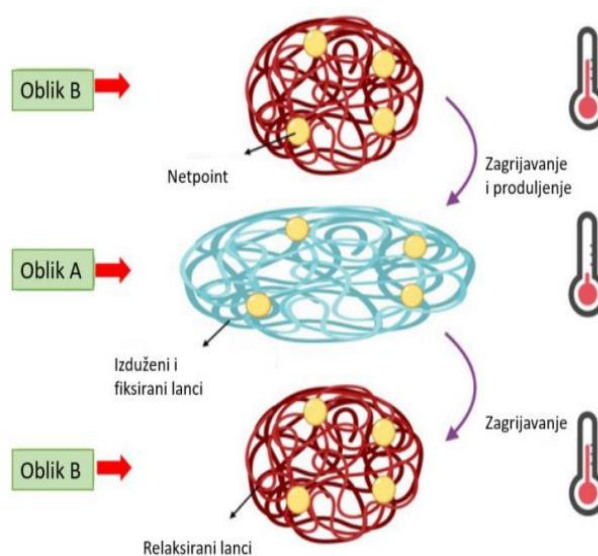


Slika 11. Usporedba maksimalne radijalne sile [30]



Slika 12. Usporedba maksimalnog momenta savijanja [30]

Proces kompresije i oporavka SMP-a smatra se entropijskim fenomenom i najčešće uključuje 4 koraka; materijal se deformira (1), hladi (2), zatim se popravlja (3) i na kraju je faza oporavka (4). Prije početka procesa, molekule strukture su stabilne i entropija ima najveću vrijednost. U prvom koraku je vrlo bitno materijal ugrijati na dovoljnu temperaturu kako bi se povećala mobilnost molekula i omogućila deformacija. Hlađenjem se u drugom koraku onemogućuje mobilnost molekula i postiže se privremena fiksirana struktura materijala. U fazi oporavka se grijanjem na određenu temperaturu ponovno povećava mobilnost molekula, oslobađa se deformacijska energija i materijal se vraća u prvobitno stanje s najvećom entropijom i najmanjom unutarnjom energijom (Slika 13.) [31].



Slika 13. Proces kompresije i oporavka SMP-a [48]

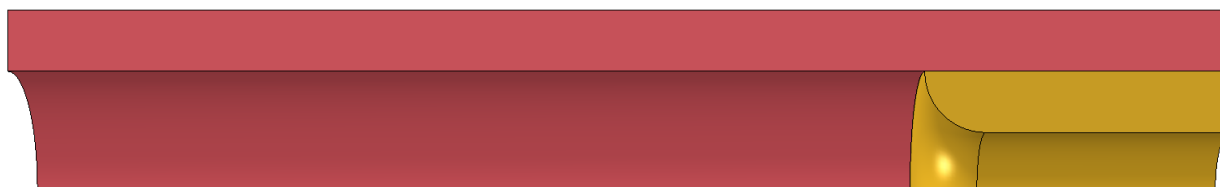
2. MODELI KAROTIDNE ARTERIJE I STENTA

Za provođenje numeričke analize, najprije je potrebno definirati i izraditi pojednostavljeni 3D model karotidne arterije s aterosklerotskim plakom i stenta, čija će se ugradnja analizirati. Modeli karotidne arterije i plaka izrađeni su u računalnom programu *Abaqus CAE* tvrtke *Dassault Systems* dok su modeli stentova izrađeni pomoću programskog paketa *SOLIDWORKS 2020*.

2.1. Karotidna arterija

Odabrani unutarnji promjer karotidne arterije iznosi 4 mm, debljina stijenke 1 mm, a duljina 40 mm. Plak se nalazi na sredini, dug je 10 mm, a debljina je 1 mm te se na rubovima na udaljenosti od 2 mm postepeno smanjuje s 1 na 0 mm [32].

Obzirom na složenost numeričke simulacije i simetričnost geometrija, model će se podijeliti na jednu osminu idealizirane arterije s plakom, odnosno, koristiti će se 3 ravnine simetrije: dvije u cirkularnom i jedna u aksijalnom smjeru. Dakle, duljina modelirane karotidne arterije iznosi 20 mm, unutarnji promjer 4 mm, a debljina stijenke 1 mm. Debljina plaka također iznosi 1 mm, a duljina 5 mm; debljina plaka se na rubu smanjuje eliptično s 1 na 0 mm na udaljenosti od 2 mm. (Slika 14.)

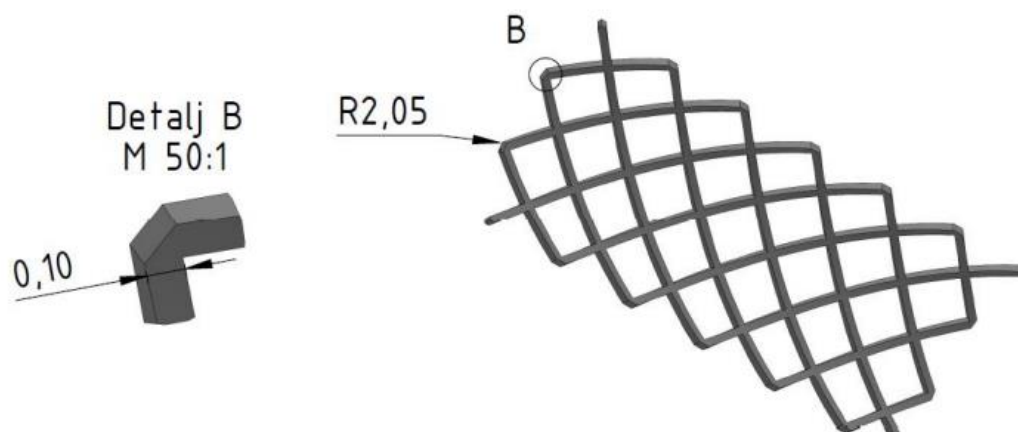


Slika 14. Modelirana arterija s plakom u *Abaqus-u*

2.2. Stentovi

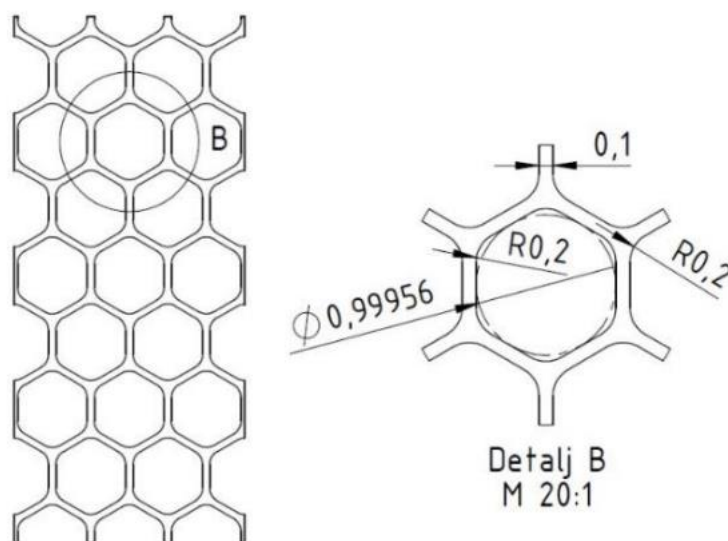
Koristiti će se dva pojednostavljena modela stenta: konvencionalni i *Favus-O* [33], odnosno stent čiji je oblik inspiriran prostornim rasporedom pčelinjih saća s kružnim prazninama.

Geometrija konvencionalnog stenta ima ponavljajući uzorak ćelijske izvedbe kako bi se osigurala veća radijalna sila, ali će se smanjiti fleksibilnost. Promjer stenta mora biti malo veći od promjera zdrave arterije pa je odabrani promjer stenta 4,1 mm, a debljina struta 0,1 mm (Slika 15.). Pri konstruiranju vrlo je bitno pažljivo odabrati debljinu struta stenta jer će ona iznimno utjecati na pojavu restenoze i tromboze; kroz povijest se smanjivala i povećavala, ali danas se većinom koriste strutovi debljina oko 100 μm [34].



Slika 15. Konvencionalni stent [33]

Bionički inspiriran stent *Favus-O* pokazao se kao vrlo dobro rješenje za smanjivanje stenoze, ali i za naprezanja u stijenci arterije. Prema numeričkoj analizi [33], stenozu arterije s krutim plakom smanjio je s 50 na 31%. Geometrija *Favus-O* modela prikazana je na slici 16.



Slika 16. Geometrija Favus-O modela [33]

3. ODABIR MATERIJALNIH PARAMETARA

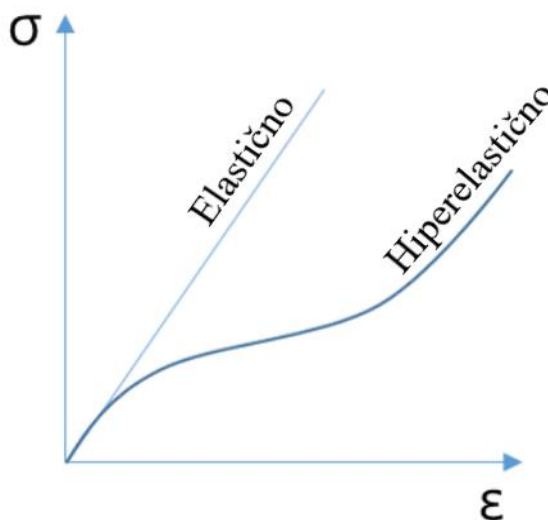
Prema parametrima koji se promatraju u analizi napreznja, čvrsta se tijela dijele na elastična, plastična, viskoelastična i viskoplastična. Mogu se podijeliti i prema tome kako smjer vlakana utječe na mehanička svojstva na izotropna i anizotropna, a ovisno o vezi napreznja i deformacija mogu se ponašati linearno i nelinearno [35]. Struktura tkiva arterija je iznimno složena, karakterizira ih nelinearno elastično ponašanje, anizotropnost i zaostala napreznja. Pokazalo se kako adventicija i medija imaju puno veća zaostala napreznja od intime što se može objasniti njihovim materijalnim sastavom – adventicija i medija većinom sadrže elastin, a intima kolagen. Elastin se u tijelu proizvodi samo u prenatalnom stanju, a kolagen se proizvodi cijeli život, iako njegova proizvodnja opada s godinama. Dakle, predstezanja vlakna elastina će biti veća od kolagena. Kako bi se opisalo nelinearno elastično ponašanje arterija, u ovom radu će se koristiti hiperelastični materijalni modeli koji su zapaženi kod elastomera i bioloških mekih tkiva [36].

Cauchyjev tenzor napreznja $\boldsymbol{\sigma}$ može se zapisati kao ovisnost tenzora velikih deformacija \mathbf{E} i funkcije energije deformacije W [37]:

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{1}{\det(\mathbf{F})} \mathbf{F} \frac{\partial W}{\partial \mathbf{E}} \mathbf{F}^T, \quad (1)$$

gdje je \mathbf{F} tenzor gradijenta deformiranja.

Krivulja napreznja (σ) i deformacija (ϵ) elastičnih i hiperelastičnih materijala prikazana je na slici 17.



Slika 17. Krivulje napreznja-deformacija za elastične i hiperelastične materijale [49]

Koriste se brojni modeli za opisivanje hiperelastičnog načina ponašanja materijala, ali u ovom radu će se koristiti *Neo-Hookeov* model za opisivanje izotropnog ponašanja materijala plaka i stenta i *Holzappel-Gasser-Ogdenov* (HGO) model razvijen specifično za opisivanje anizotropnog ponašanja materijala stijenke arterije. Razlikuju se po funkciji energije deformiranja W koja za *Neo-Hookeov* model glasi:

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

gdje je C_{10} parametar materijala, a I_1 prva invarijanta desnog Cauchy-Greenovog tenzora deformiranosti. Funkcija energije deformacije W HGO modela proširena je kako bi opisala anizotropni dio:

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

Gdje su k_1 i k_2 materijalni parametri krutosti kolagenskih vlakana, a I_4 i I_6 projekcije desnog Cauchy-Greenovog tenzora deformiranosti na smjerove kolagenih vlakana [37]. Izrazi (2) i (3) prema definiciji sadrže još dva člana: D koji definira stlačivost i κ koji predstavlja raspršenost vlakana u tkivu. Naime, kako se u ovom radu uvodi pretpostavka nestlačivosti i odsutnosti disperzije, te vrijednosti su jednake nuli. Također se uvodi pretpostavka da su vlakna u odnosu na aksijalnu os usmjerena pod kutem od $\pm 45^\circ$ u aksijalno-cirkularnoj ravnini.

Za opisivanje predistezanja stijenke arterije, potrebne su još 3 dodatne vrijednosti: aksijalno G_z^e i cirkularno G_θ^e predistezanje elastina te predistezanje kolagena G^c . Nemoguće je odrediti konačna naprezanja u stijenci arterije bez uzimanja parametara predistezanja u obzir jer stijenka neprestano proizvodi kolagenska vlakna s nekim početnim istezanjem, a pri dodatnom opterećenju, kao što je ugradnja stenta, ta proizvodnja se povećava.

U programskom paketu *Abaqus* nije moguće odabrati HGO materijalni model s predistezanjem pa je za provođenje numeričke analize u ovom radu korištena UMAT (eng. *user defined material*) korisnička rutina kako bi se mogli odrediti svi potrebni materijalni parametri. Kako bi to bilo moguće, programski paket *Abaqus* je potrebno povezati s *Fortran* kompajlerom (eng. *compiler*), u ovom slučaju s programskim paketom *Intel Parallel Studio XE 2013*, a za povezivanje je korišteno razvojno okruženje *Visual Studio 2012*.

3.1. Materijalni parametri stenta

Za stent će se koristiti materijalni parametri biokompatibilne smole *printodent* GR-20 MJF koja ima svojstva potrebna za ugradnju u ljudsko tijelo i krvotok, a može se i 3D printati. Modul savijanja joj iznosi 1500 MPa, što se može uvrstiti u ovisnost parametra C_{10} o Laméovoj konstanti μ i modulu smičnosti G :

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

Zbog uvjeta nestlačivosti, Poissonov koeficijent iznosi 0,5 pa se iz jednadžbe (4) može odrediti da C_{10} za *printodent* GR-20 MJF u ovom slučaju iznosi 250,167 MPa.

3.2. Materijalni parametri plaka

Razmatrati će se najnepovoljniji slučaj materijalnog sastava plaka, odnosno, uzeti će se kruti plak koji će pri ekspanziji stenta izazivati najveća naprezanja stenta i stijenke – uzeti će se materijalna svojstva hipocelularnog plaka: $C_{10} = 0,308$ i $D = 0$ zbog nestlačivosti i odsutnosti disperzije vlakana [38].

3.3. Materijalni parametri stijenke

Obzirom da je poznata geometrija arterije dobivena nekom od metoda medicinskog snimanja (npr. ultrazvuk, MRI ili CT), ta je geometrija deformirana, odnosno pod krvnim tlakom. Ako pretpostavimo opterećenje (vremenski usrednjeni krvni tlak od jednog srčanog ciklusa) i deformacije stijenke (definirane predistezanjima lamina elastina u aksijalnom i cirkularnom smjeru G_z^e i G_θ^e , te predistezanjem vlakana kolagena G^e), nije moguće zadati bilo kakve vrijednosti krutosti, a da ravnoteža bude zadovoljena.

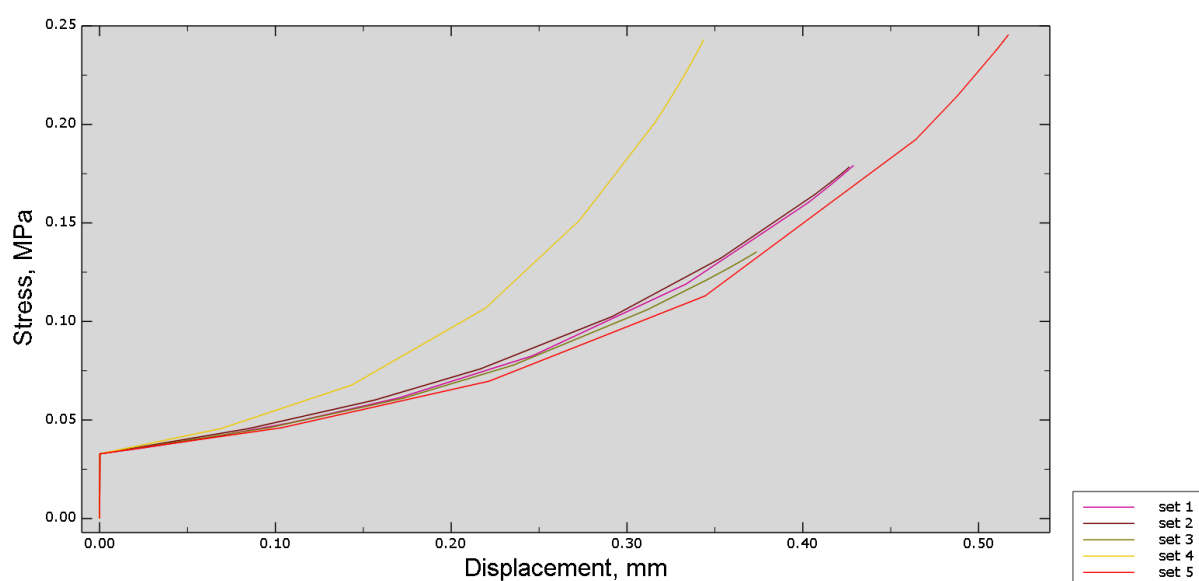
Za odabir materijalnih parametara stijenke koji će se kontrolirati je korištena inverzna metoda, a dobiveni parametri su prikazani u tablici 2.

Tablica 2. Dobiveni setovi materijalnih parametara

Broj seta parametara	C_{10} [N/mm ²]	D	k_1 [N/mm ²]	k_2 [N/mm ²]	κ	G_z^e	G_θ^e	G^c
1. set	0,0051961	0	0,054545	6	0	1,15	1,15	1,08
2. set	0,0051961	0	0,082124	6	0	1,15	1,15	1,06
3. set	0,004073	0	0,054545	6	0	1,2	1,2	1,08
4. set	0,0051961	0	0,042514	15	0	1,15	1,15	1,08
5. set	0,0085261	0	0,043636	6	0	1,15	1,15	1,08

Inverzna metoda iterativno računa dio nepoznatih materijalnih konstanti kako bi se za zadano opterećenje i geometriju osigurala ravnoteža, odnosno da su pomaci jednaki nuli, a naprezanja odgovaraju homeostatskim vrijednostima.

Odabrani setovi parametara su dobiveni promjenom pretpostavljenog predistezanja kolagena (set 2), predistezanja elastina (set 3), eksponencijalnog člana u HGO funkciji deformiranja (set 4) te pretpostavke o sastavu stijenke, odnosno omjeru udjela elastina i kolagena u stijenci (set 5). Slika 18. prikazuje krivulju naprezanje-radijalni pomak stijenke karotidne arterije za sve setove parametara.



Sa slike je vidljivo da povećanje materijalnog parametra u eksponentu k_2 (žuta linija na slici 18, set 4) povećava nelinearnost i očvršćenje materijala, dok povećanje udjela elastina čini stijjenku podatljivijom (crvena linija, set 5). Zanimljivo je da pretpostavka o preistezanju kolagenih vlakana gotovo ne utječe na krivulju naprezanje-radijalni pomak kod napuhivanje cijevi, dok povećanje predistezanje elastin (zelene linija, set 3), zbog konveksne prirode NeoHookovog materijalnog modela kojim je opisan elastin, ima blagi omekšavajući utjecaj.

4. NUMERIČKE SIMULACIJE

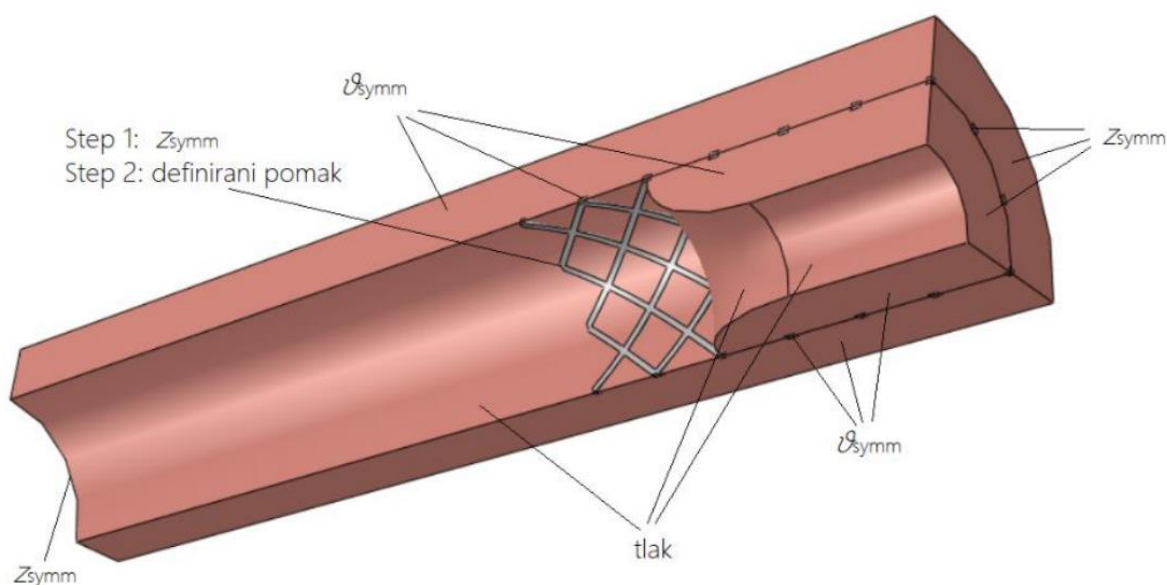
4.1. Postavljanje simulacije

Nakon što se u modulu *Part* pomoću funkcije *Create Part* napravi 3D model arterije i plaka, potrebno je uvesti i *.step* datoteku stenta odabirom na *File* na korisničkoj traci pa *Import* i *Part*. Dalje se dodaje lokalni cilindrični koordinatni sustav i odjeljuje dio plaka od arterije funkcijom *Create Partition* kako bi im se kasnije mogla pridružiti drugačija materijalna svojstva.

U modulu *Property* stijenci se dodjeljuju parametri prema poglavlju 3.3., plaku prema poglavlju 3.2., a stentu prema 3.1.

Dalje je, u modulu *Assembly*, potrebno poravnati stent i arteriju funkcijama *Translate Instance* i *Rotate Instance* te u modulu *Step* odrediti broj koraka za izvođenje simulacije. Da bi se stanje stenta u svakom dijelu procesa ugradnje moglo ispravno opisati, potrebna su 3 koraka. Prvi je korak stanje ravnoteže arterije i plaka pri krvnom tlaku od 100 mmHg. Drugi korak će biti stanje stenta prije ugradnje – komprimiran stent nakon zagrijavanja i aksijalnog razvlačenja koji se vodi arterijama do mjesta stenozе. Treći korak je ekspanzija stenta iz komprimiranog u originalno stanje.

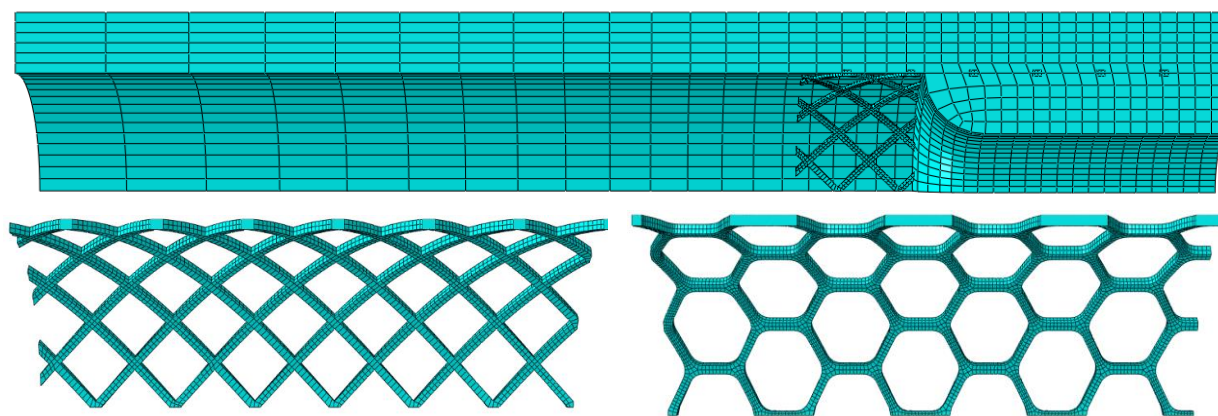
U modulima *Interaction* i *Load* se zadaju veze između stenta i arterije te opterećenje i rubni uvjeti istih za svaki od navedena 3 koraka. U prvom koraku se zadaje unutarnji tlak na stijenku i plak u iznosu od 0,0133 MPa, a promjena inkrement koraka je automatska s početnim



Slika 19. Rubni uvjeti [33]

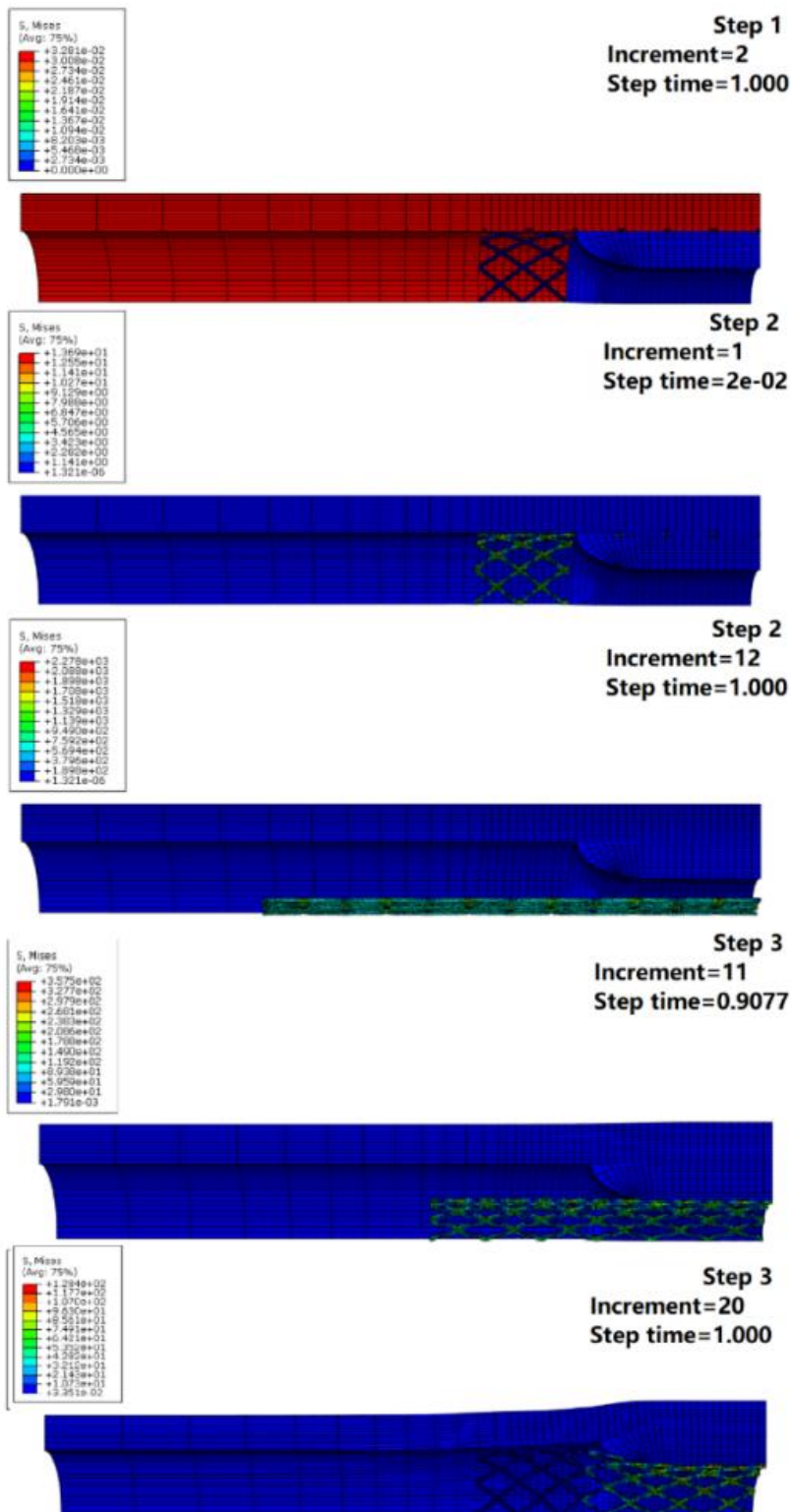
inkrementom 1. U drugom koraku se zadaje aksijalni pomak stenta od 3 mm uz automatsku inkrementaciju s početnim inkrementom koji iznosi 0,1. U trećem koraku se pomak stenta uklanja, dodaje *Surface-to-Surface* vrsta interakcije između stenta i stijenke s tangencijalnim ponašanjem i koeficijentom trenja 0,25 kako bi se osigurao kontakt. Rubni uvjeti simetrije stijenke, plaka i stenta isti su u sva 3 koraka (Slika 19.), kao i konstantno opterećenje unutarnje površine stijenke i plaka tlakom od 0,01333 MPa, tj. 100 mmHg. Bitno je obratiti pažnju da u svakom koraku bude uključena opcija za nelinearnu geometriju, *Nlgeom*.

U modulu *Mesh* se model stijenke, plaka i stenta diskreditiziraju s C3D8H heksaedarskim konačnim elementima *Sweep* funkcijom. C3D8H trodimenzionalni heksaedarski konačni elementi se sastoje od 8 čvorova s hibridnom formulacijom, a ona se koristi pri rješavanju slučajeva kada je prisutan uvjet nestlačivosti materijala. Svaki od 8 čvorova tih elemenata ima 3 stupnja slobode, a to su translacije u smjerovima osi zadanog koordinatnog sustava. Model arterije i plaka je diskretiziran na 4755 elemenata, gdje se mreža elemenata stijenke prorjeđuje proporcionalno udaljevanju od plaka, konvencionalni stent na 2972, a *Favus* na 5236 elemenata (Slika 20). Kvalitetu mreže potrebno je provjeriti funkcijom *Verify Mesh* čiji rezultat ne smije sadržavati upozorenja ni greške.



Slika 20. Mreže C3D8H elemenata za stijenkicu s plakom, konvencionalni i Favus-O stent

Ukoliko je mreža ispravna i svi su koraci napravljeni, u modulu *Job* se izradi .inp dokument simulacije koji se pokreće u *Abaqus Command* sučelju uz pridružen *Fortran* kod u kojemu su zabilježena predistezanja materijala stijenke. Postupak 3 koraka simulacije je prikazan na slici 21.



– razvla

plaka (treća slika), korak 3 – vraćanje stenta u prvotni oblika u trenutku kontakta stijenke i stenta (četvrta slika), ugrađeni stent (peta slika)

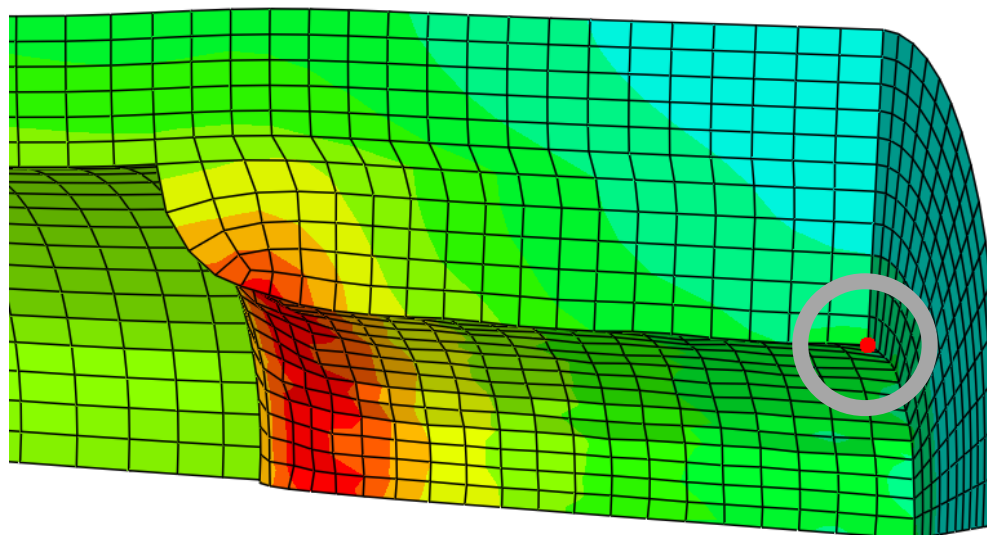
slika), korak 2
m od promjera

4.2. Rezultati

Numeričkom metodom opisanom u prošlom poglavlju dobiveni su rezultati pomaka i naprezanja stijenke arterije, plaka i stenta za različite setove materijalnih parametara stijenke. Osim pomaka i naprezanja, uspoređivati će se i zaostala stenoza kako bi se ocijenila učinkovitost stenta za pojedine materijalne parametre stijenke. Zastala stenoza računa se prema:

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

gdje je $r_{u,p}$ unutarnji polumjer plaka, odnosno arterije s plakom, a r_u polumjer zdrave arterije bez plaka. Svaki unutarnji promjer arterije s plakom $r_{u,p}$ promatrati će se za čvor 14, zaokružen na slici 22.



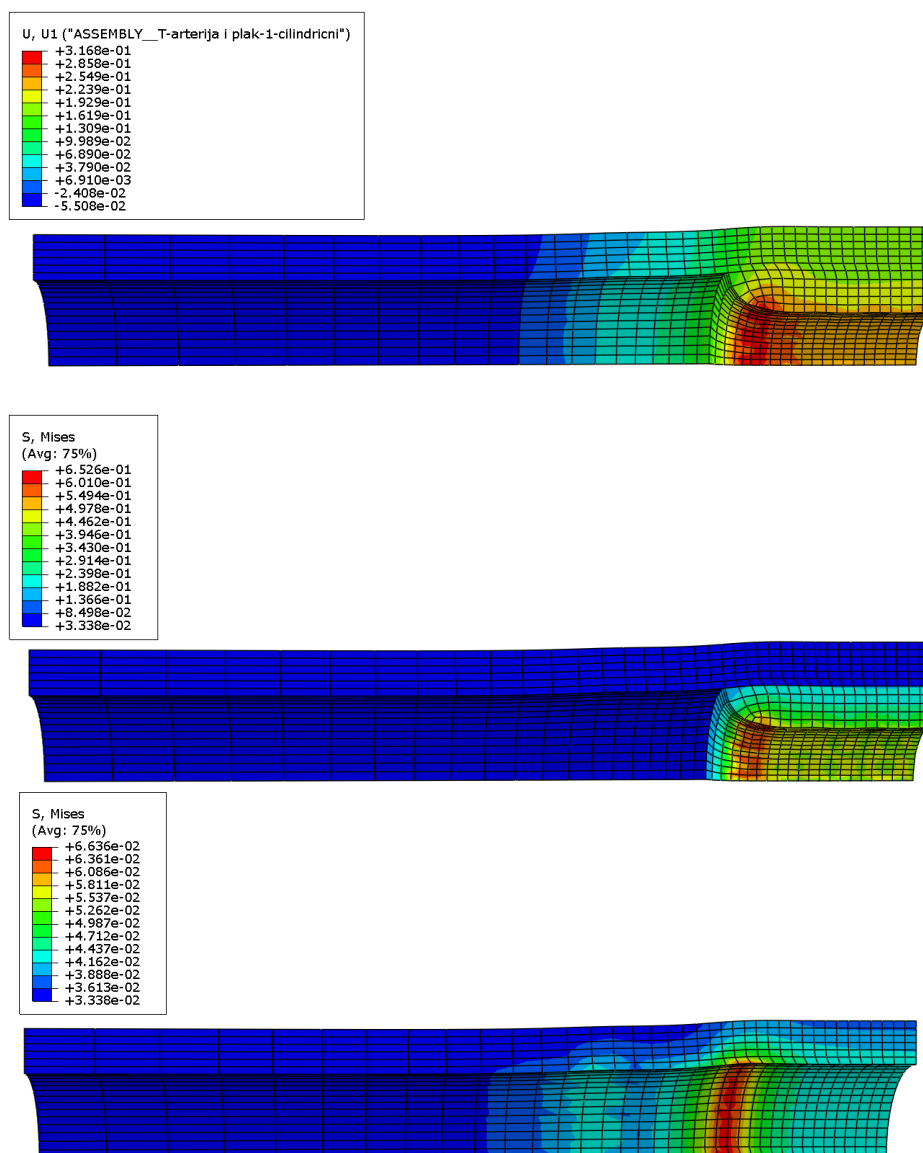
Slika 22. Promatran čvor za zaostalu stenozu

4.2.1. Konvencionalni stent

Na slici 23. prikazana su Von Mises naprezanja i radijalni pomaci arterije s plakom s materijalnim parametrima stijenke prikazanim u tablici 3., određenim u poglavlju 3., pri opterećenju od 0,01333 MPa. Prikazana su i Von Mises naprezanja samo stijenke, bez plaka. Slika 24. prikazuje naprezanja stenta nakon ugradnje za iste materijalne parametre stijenke.

Tablica 3. Početni set materijalnih parametara stijenke

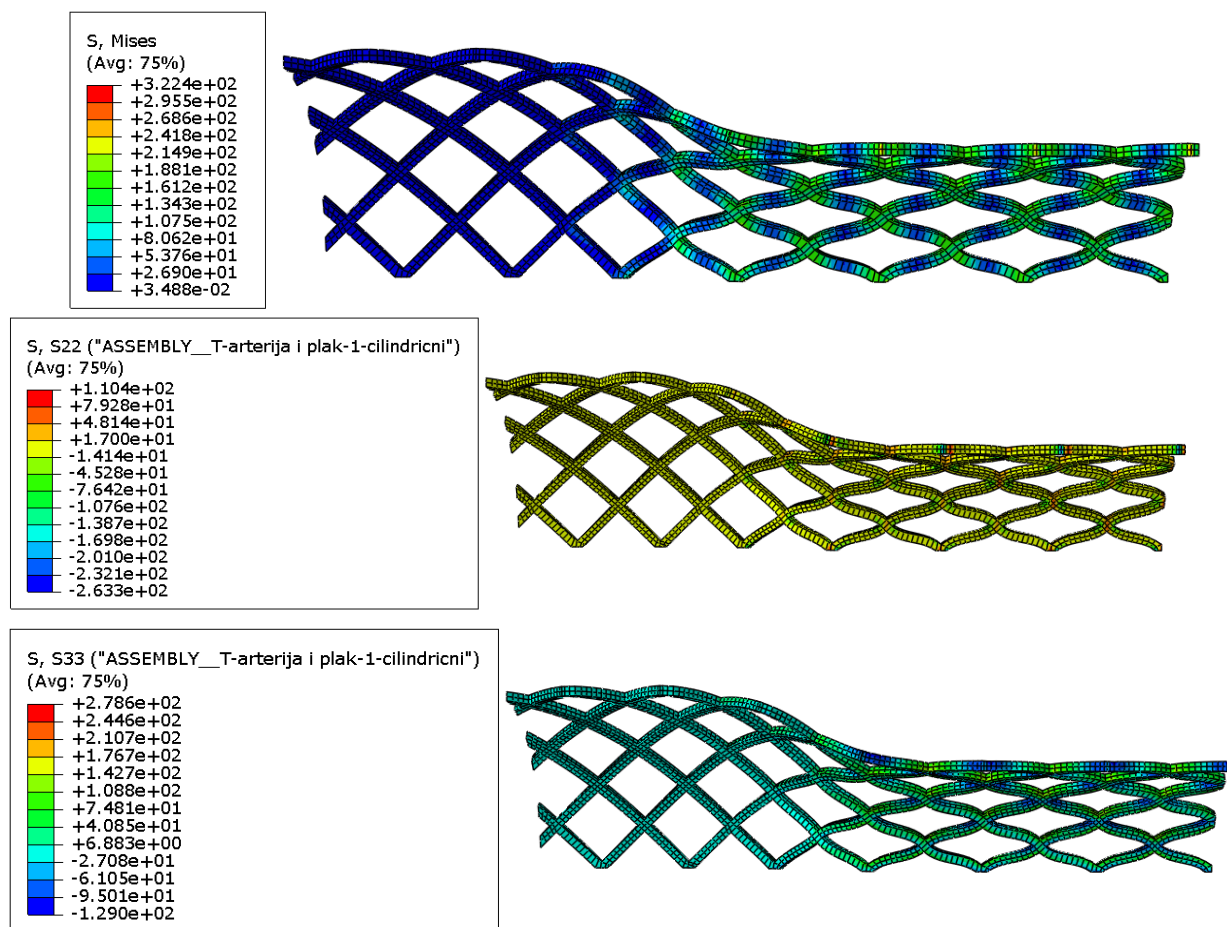
C_{10} [Mpa]	D	k_1 [MPa]	k_2	κ	G_z^e	G_9^e	G^e
0,0051961	0	0,054545	6	0	1,15	1,15	1,08



Slika 23. Pomaci [mm] i naprezanja [N/mm^2] za početni set parametara i konvencionalni stent

Polumjer lumena se nakon ugradnje konvencionalnog stenta u ovome slučaju povećao za 0,24777 mm. Dakle, zaostala stenozna prema izrazu (5) iznosi 37,61%.

Može se uočiti da će kritična naprezanja i stijenke i plaka biti na dijelu gdje je plak zaobljen; na plaku kritična Von Mises naprezanja iznose 0,6526 MPa, a na stijenci 0,06636 MPa. Kritična naprezanja stenta nalaze se na dijelovima gdje se spajaju strutovi, a prema Von Misesu ona iznose 322,4 MPa, dok su kritična radijalna naprezanja 110,4 MPa, a cirkularna 278,6 MPa.

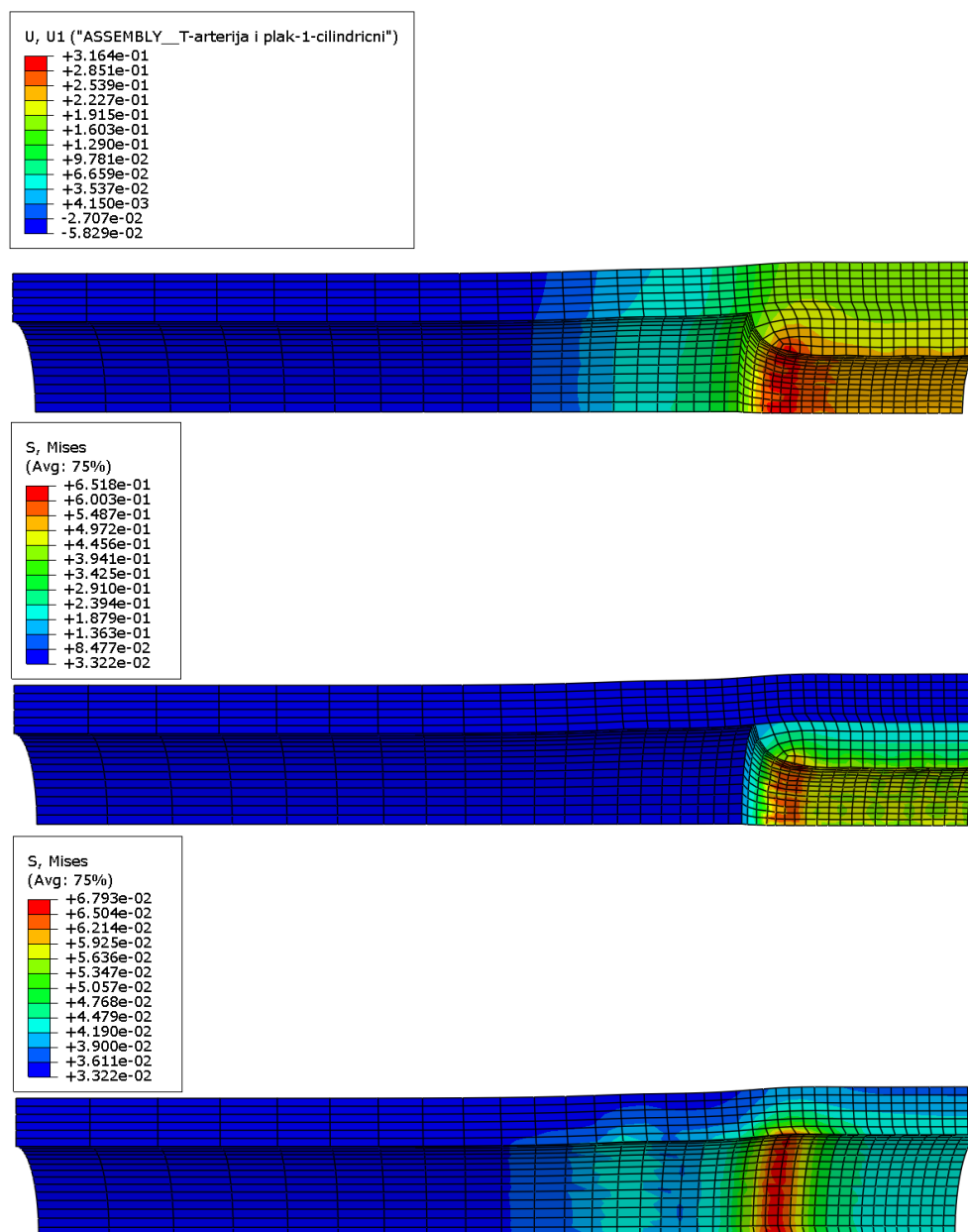


Slika 24. Von Mises, radijalno σ_{22} i cirkularno σ_{33} naprezanje [N/mm^2] stenta kod početnih materijalnih parametara stijenke arterije

Na slici 25. prikazana su Von Mises naprezanja i radijalni pomaci arterije s plakom s materijalnim parametrima stijenke prikazanim u tablici 4., određenim u poglavlju 3., pri opterećenju od 0,01333 MPa. U ovom slučaju, smanjeno je pretpostavljeno predistezanje kolagenih vlakana, zbog čega je povećan je parametar koji definira krutost vlakana k_1 kako bi se osiguralo homeostatsko naprezanja u kolagenim vlaknima. Prikazana su i Von Mises naprezanja samo stijenke, bez plaka. Slika 26. prikazuje naprezanja stenta nakon ugradnje.

Tablica 4. Materijalni parametri stijenke s većim predistezanjem vlakana elastina

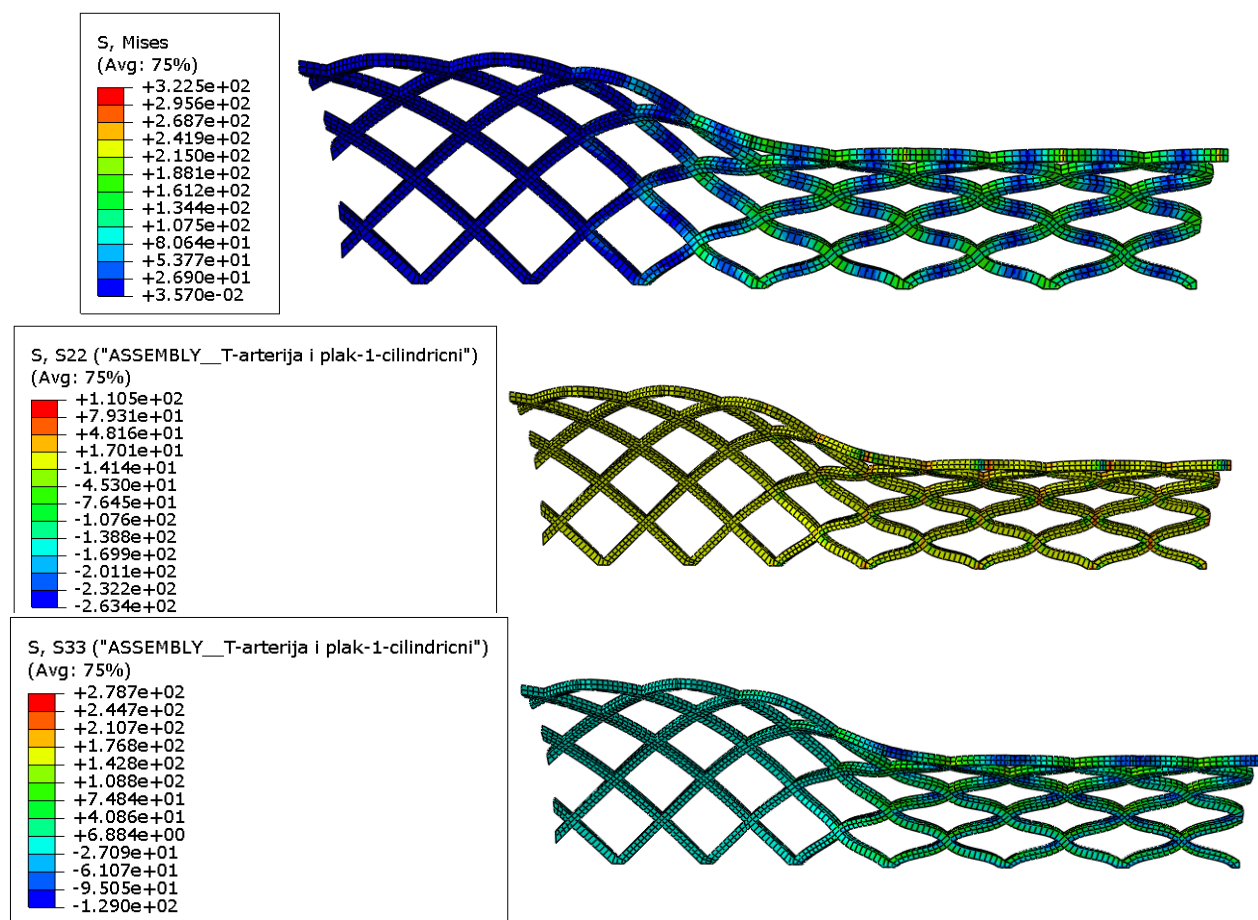
C_{10} [Mpa]	D	k_1 [MPa]	k_2	κ	G_z^e	G_θ^e	G^e
0,0051961	0	0,082124	6	0	1,15	1,15	1,06



Slika 25. Pomaci [mm] i naprezanja [N/mm²] za drugi set parametara i konvencionalni stent

Polumjer lumena se nakon ugradnje konvencionalnog stenta u ovome slučaju povećao za 0,24745 mm. Dakle, zaostala stenoza prema izrazu (5) iznosi 37,63%, 0,02% više nego s početnim materijalnim parametrima stijenke.

U ovom slučaju, na plaku kritična Von Mises naprezanja iznose 0,6518 MPa, a na stijenci 0,06793 MPa. Kritična naprezanja stenta prema Von Misesu iznose 322,5 MPa, dok su radijalna 110,5 MPa, a cirkularna 278,7 MPa.

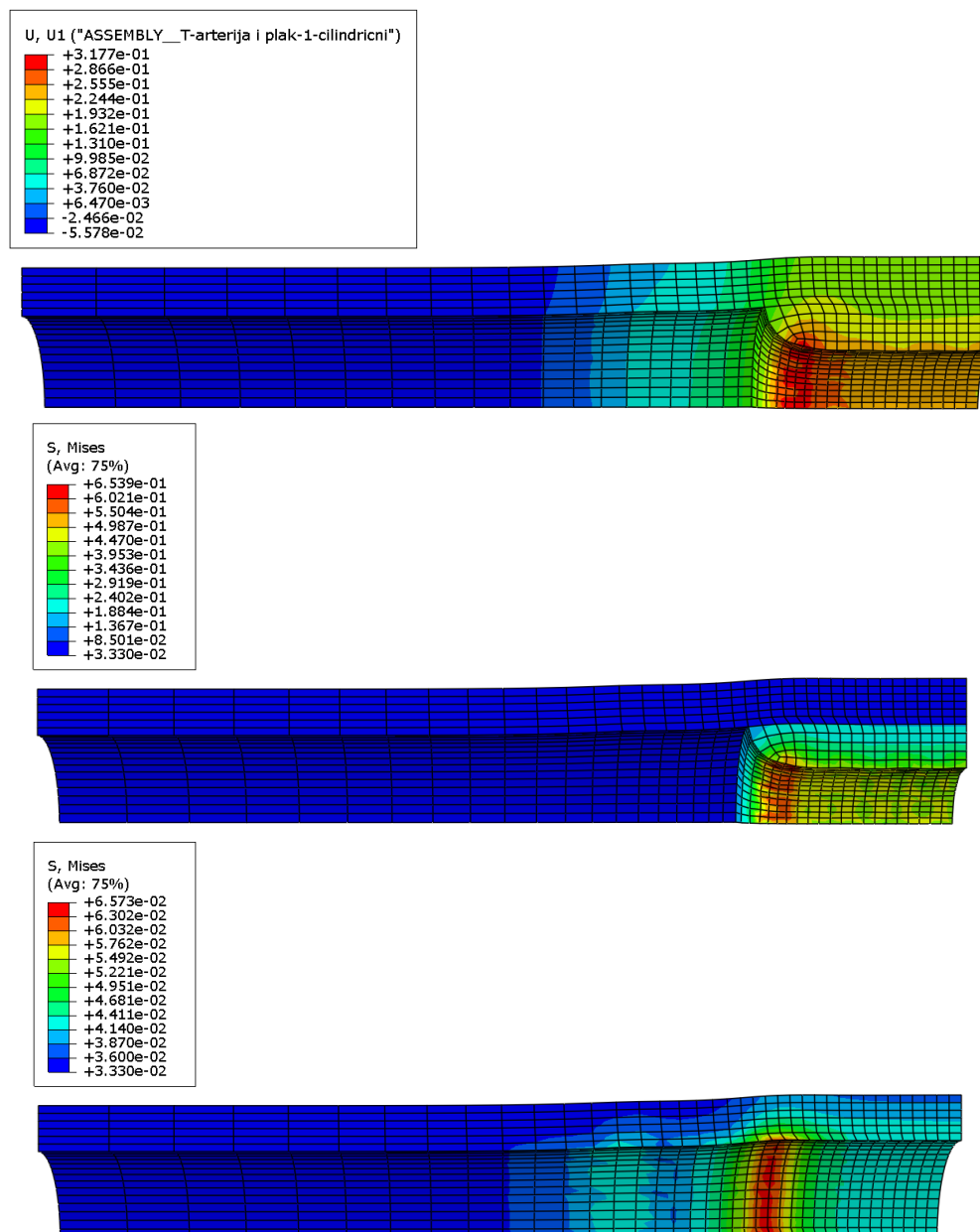


Slika 26. Von Mises, radijalno σ_{22} i cirkularno σ_{33} naprezanje [N/mm²] stenta za drugi set materijalnih parametara stijenke arterije

Na slici 27. prikazana su Von Mises naprezanja i radijalni pomaci arterije s plakom s materijalnim parametrima stijenke prikazanim u tablici 5., određenim u poglavlju 3., pri opterećenju od 0,01333 MPa. U ovom slučaju, je povećano pretpostavljeno predistezanje lamina elastina u aksijalnom i cirkularnom smjeru G_z^e i G_9^e . Radijalno preistezanje se može jednostavno odrediti iz uvjeta nestlačivosti ($\det(\mathbf{F})=1$), a krutost elastina C_{10} se iterativnom inverznom metodom izračuna, i očekivano je smanjena u odnosu na bazni set parametara. Prikazana su i Von Mises naprezanja samo stijenke, bez plaka. Slika 28. prikazuje naprezanja stenta nakon ugradnje.

Tablica 5. Materijalni parametri stijenke s većim predistezanjem kolagenih vlakana

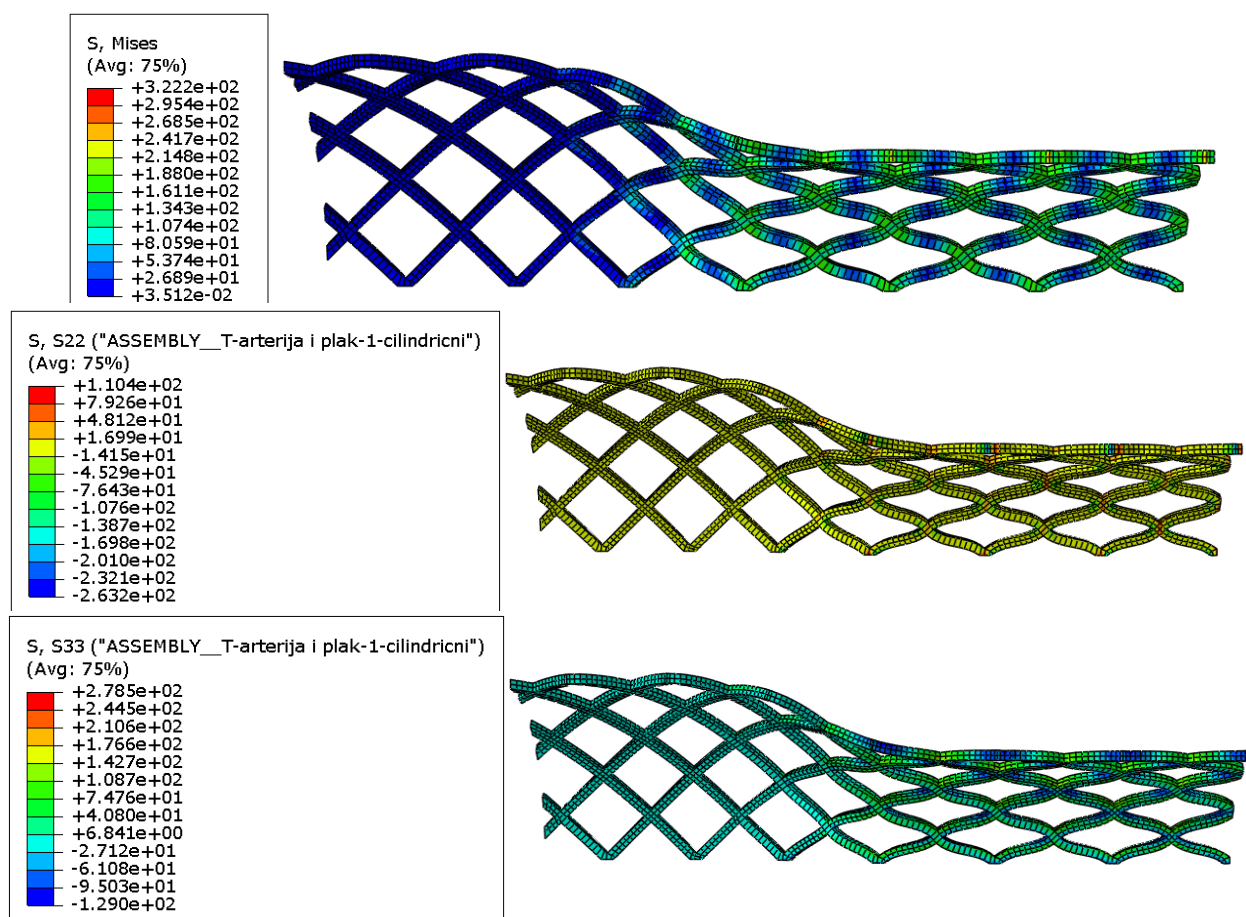
C_{10} [Mpa]	D	k_1 [MPa]	k_2	κ	G_z^e	G_9^e	G^e
0,004073	0	0,054545	6	0	1,2	1,2	1,08



Slika 27. Pomaci [mm] i naprezanja [N/mm²] za treći set parametara i konvencionalni stent

Polumjer lumena se nakon ugradnje konvencionalnog stenta u ovome slučaju povećao za 0,24782 mm. Dakle, zaostala stenoza prema izrazu (5) iznosi 37,61%, isto kao s početnim materijalnim parametrima stijenke.

U ovom slučaju, na plaku kritična Von Mises naprezanja iznose 0,6539 MPa, a na stijenci 0,06573 MPa. Kritična naprezanja stenta prema Von Misesu iznose 322,2 MPa, dok su radijalna 110,4 MPa, a cirkularna 278,5 MPa.

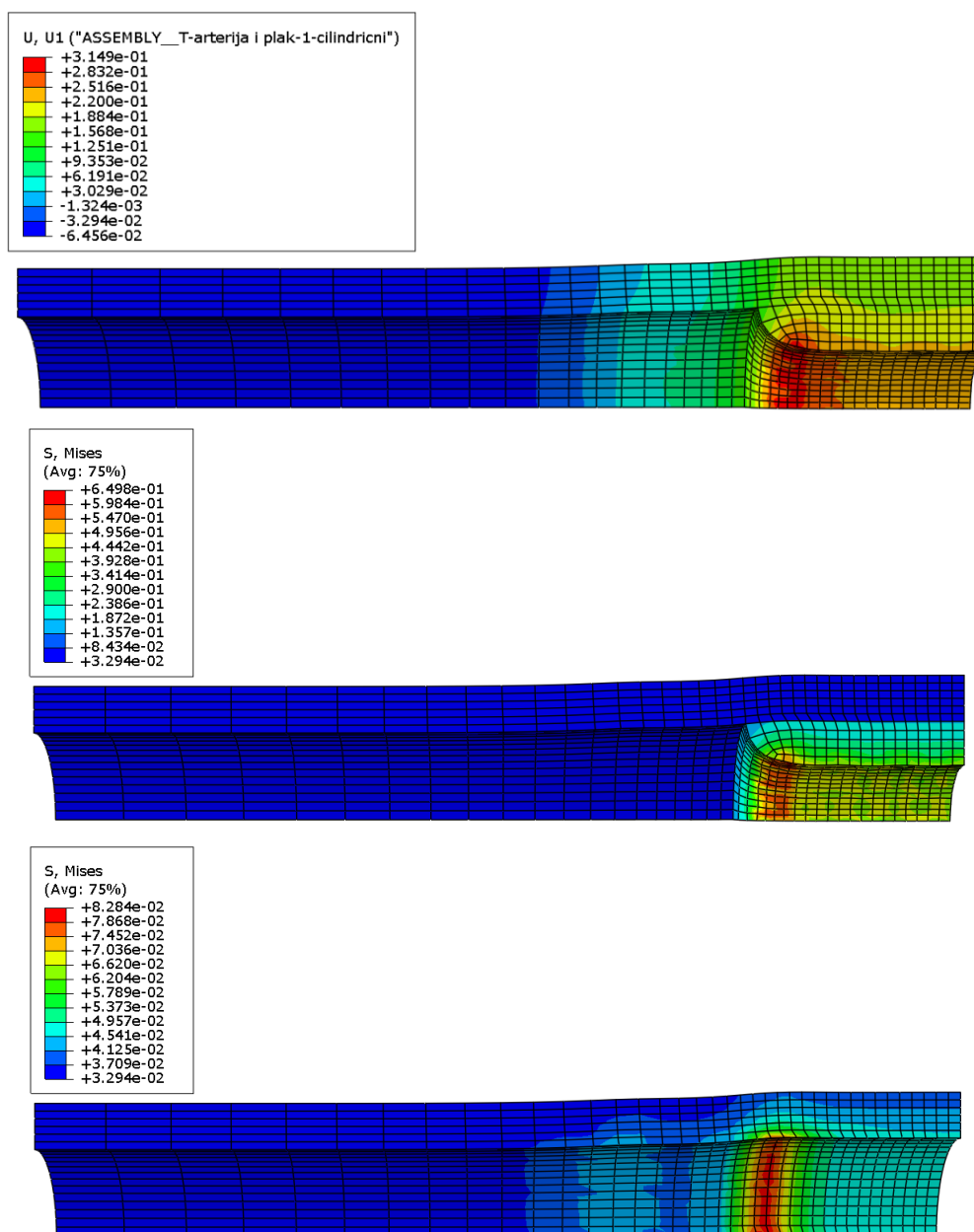


Slika 28. Von Mises, radijalno σ_{22} i cirkularno σ_{33} naprezanje [N/mm²] stenta za treći set materijalnih parametara stijenske arterije

Na slici 29. prikazana su Von Mises naprezanja i radijalni pomaci arterije s plakom s materijalnim parametrima stijenske prikazanim u tablici 6., određenim u poglavlju 3., pri opterećenju od 0,01333 MPa. U ovom slučaju je povećana vrijednost pretpostavljenog materijalnog parametra u eksponentu k_2 u odnosu na početni set parametara. Sa slike 18 je vidljivo da se za ovaj set parametara ponašanje materijala znatno razlikuje u odnosu na početne poretpostvke. Prikazana su i Von Mises naprezanja samo stijenske, bez plaka. Slika 30. prikazuje naprezanja stenta nakon ugradnje.

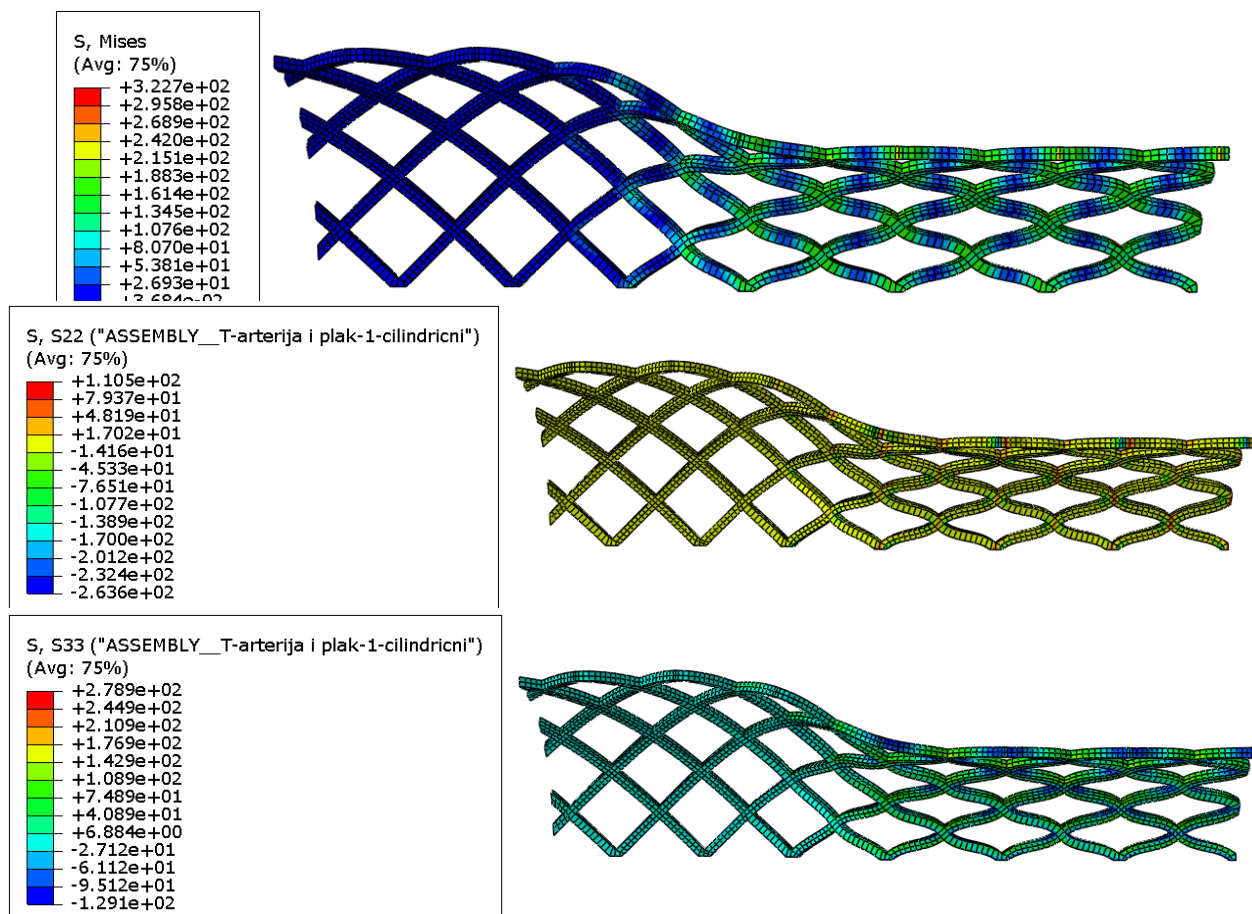
Tablica 6. Materijalni parametri stijenke s promjenom predistezanja kolagenskih vlakana

C_{10} [MPa]	D	k_1 [MPa]	k_2	κ	G_z^e	G_θ^e	G^e
0,0051961	0	0,042514	15	0	1,15	1,15	1,08

Slika 29. Pomaci [mm] i naprezanja [N/mm²] za četvrti set parametara i konvencionalni stent

Polumjer lumena se nakon ugradnje konvencionalnog stenta u ovome slučaju povećao za 0,24674 mm. Dakle, zaostala stenoza prema izrazu (5) iznosi 37,66%, što je za 0,05% više od zaostale stenozije stijenke s početnim materijalnim parametrima.

U ovom slučaju, na plaku kritična Von Mises naprezanja iznose 0,6498 MPa, a na stijenci 0,08284 MPa. Kritična naprezanja stenta prema Von Misesu iznose 322,7 MPa, dok su radijalna 110,5 MPa, a cirkularna 278,9 MPa.

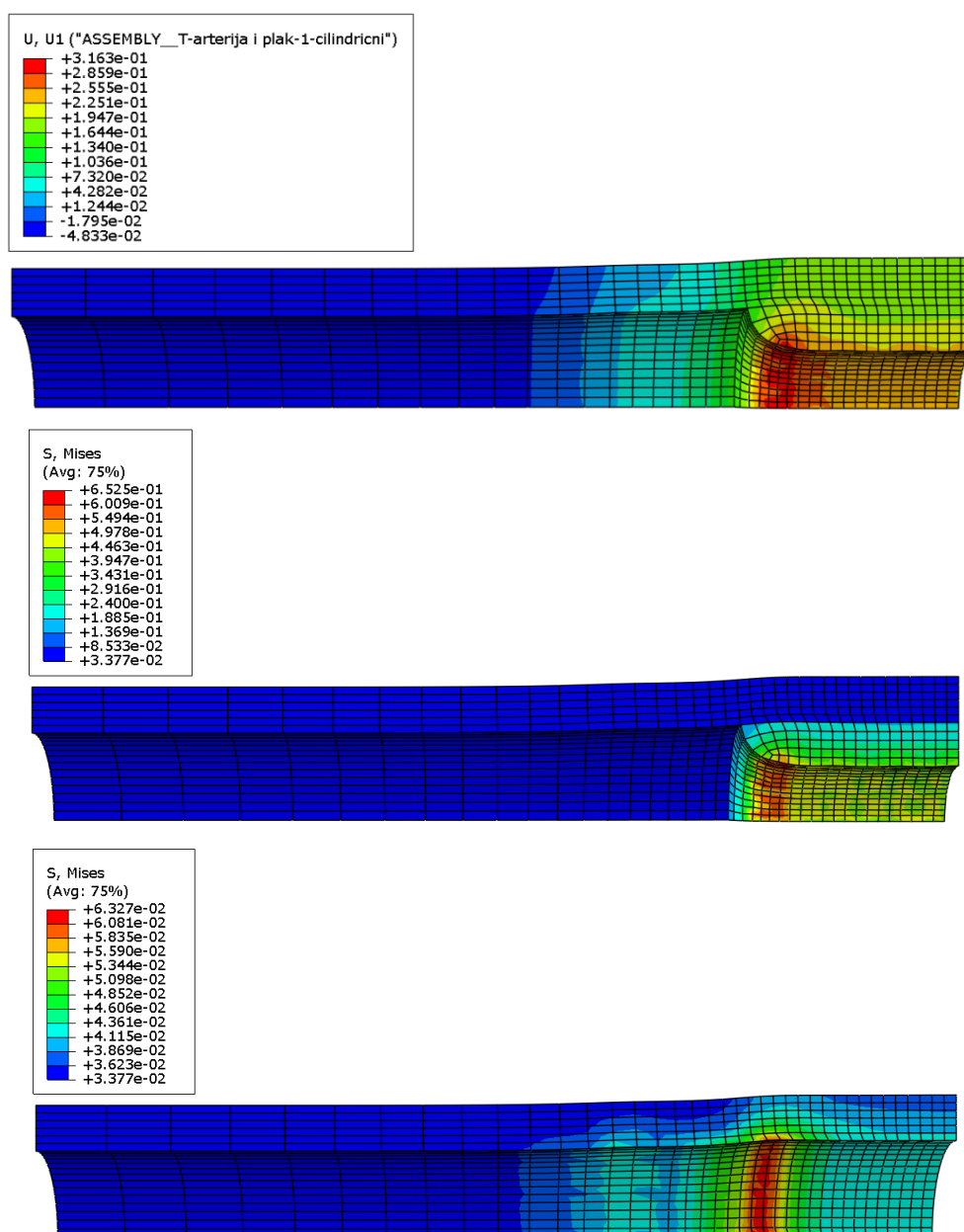


Slika 30. Von Mises, radijalno σ_{22} i cirkularno σ_{33} naprezanje [N/mm^2] stenta za četvrti set materijalnih parametara stijenske arterije

Na slici 31. prikazana su Von Mises naprezanja i radijalni pomaci arterije s plakom s materijalnim parametrima stijenske prikazanim u tablici 7., određenim u poglavlju 3., pri opterećenju od 0,01333 MPa. U ovom slučaju promijenjen je udio vlakana elastina što je rezultiralo povećanjem parametra C_{10} koji u sebi sadrži masene udjele konstituenata, a posljedično i smanjenjem parametra k_1 zbog smanjenja udjela kolagena. Prikazana su i Von Mises naprezanja samo stijenske, bez plaka. Slika 32. prikazuje naprezanja stenta nakon ugradnje.

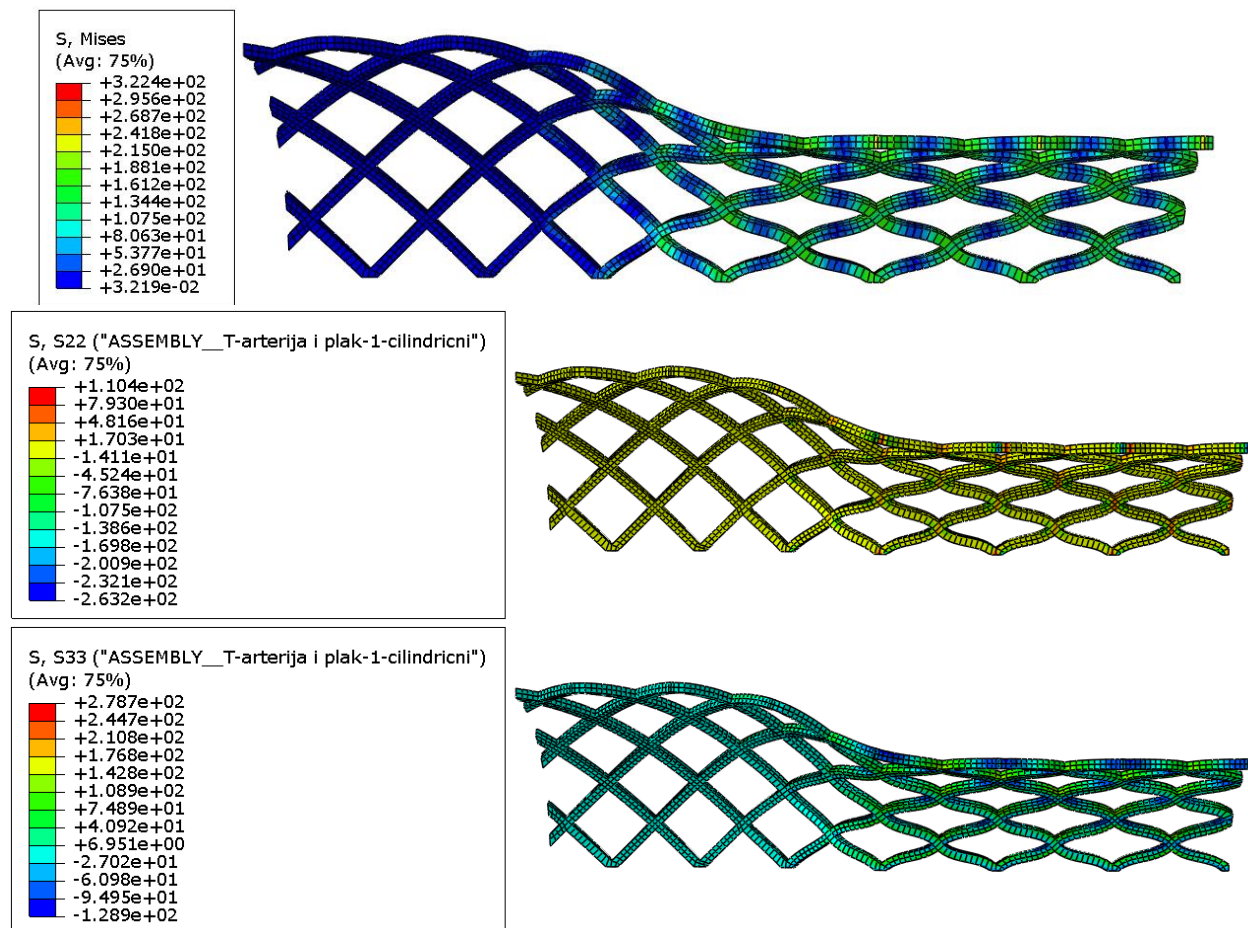
Tablica 7. Materijalni parametri stijenke s promjenom udjela vlakana elastina

C_{10} [MPa]	D	k_1 [MPa]	k_2	κ	G_z^e	G_θ^e	G^e
0,0085261	0	0,043636	6	0	1,15	1,15	1,08

Slika 31. Pomaci [mm] i naprezanja [N/mm²] za peti set parametara i konvencionalni stent

Polumjer lumena se nakon ugradnje konvencionalnog stenta u ovome slučaju povećao za 0,24803 mm. Dakle, zaostala stenoza prema izrazu (5) iznosi 37,6%, što je za 0,01% manje od zaostale stenozne stijenke s početnim materijalnim parametrima.

U ovom slučaju, na plaku kritična Von Mises naprezanja iznose 0,6525 MPa, a na stijenci 0,06327 MPa. Kritična naprezanja stenta prema Von Misesu iznose 322,4 MPa, dok su radijalna 110,4 MPa, a cirkularna 278,7 MPa.



Slika 32. Von Mises, radijalno σ_{22} i cirkularno σ_{33} naprezanje [N/mm²] stenta za peti set materijalnih parametara stijenske arterije

Tablica 8. prikazuje vrijednosti rezultata zaostale stenozе, Von Mises naprezanja (S_{Mises}) stijenske i stenta, ali i radijalna (S_{22}) i cirkularna (S_{33}) naprezanja konvencionalnog stenta u ovisnosti o materijalnim parametrima stijenske arterije.

Tablica 8. Naprezanja za konvencionalni stent

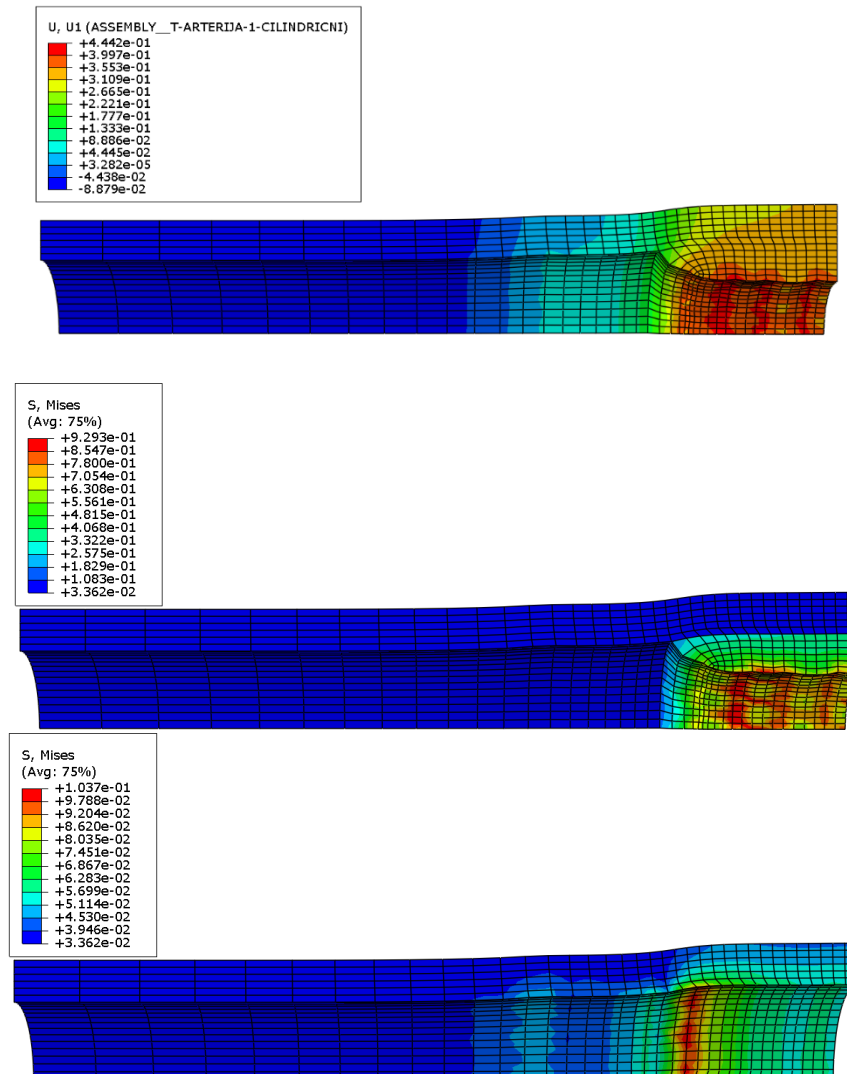
Broj seta parametara	S_{Mises} stijenka [N/mm ²]	S_{Mises} stent [N/mm ²]	S_{22} stent [N/mm ²]	S_{33} stent [N/mm ²]	Zaostala stenoza [%]
1. set	0,06636	322,4	110,4	278,6	37,61
2. set	0,06793	322,5	110,5	278,7	37,63
3. set	0,06573	322,2	110,4	278,5	37,61
4. set	0,08284	322,7	110,5	278,9	37,66
5. set	0,06327	322,4	110,4	278,7	37,60

Usporedbom rezultata vidljivo je da je, za konvencionalni stent, razlika u naprezanjima stijenka arterija različitih materijalnih parametara minimalna. Dakle, krutost stijenke imati će zanemariv utjecaj na naprezanja pri ugradnji konvencionalnog stenta.

4.2.2. *Favus stent*

Kako bi se provjerilo imaju li materijalni parametri stijenke arterije zanemariv utjecaj i na naprezanja pri ugradnji drugih stentova, ista analiza se provodi i za ugradnju bionički inspiriranog *Favus* stenta.

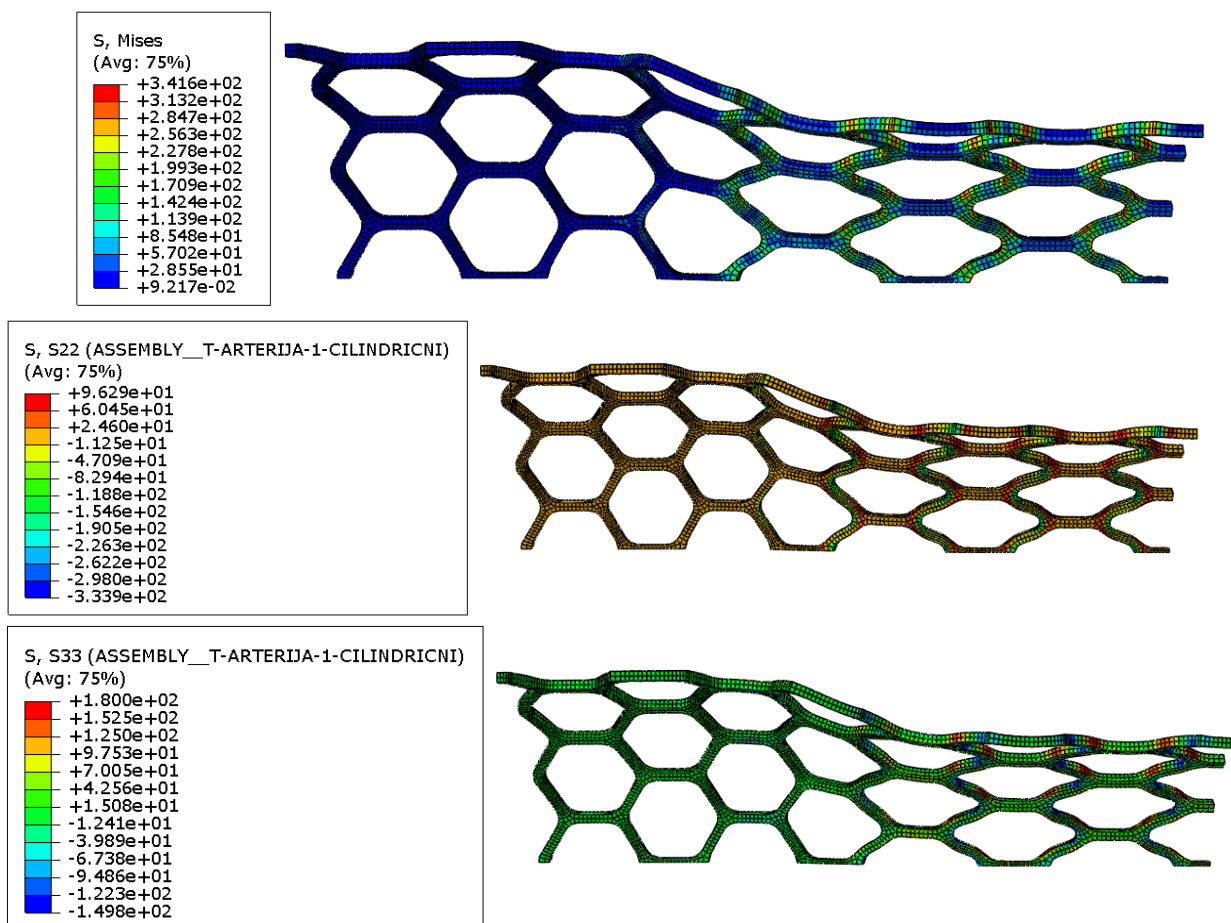
Na slici 33. prikazana su Von Mises naprezanja i radijalni pomaci arterije s plakom s materijalnim parametrima stijenke prikazanim u tablici 3., određenim u poglavlju 3., pri opterećenju od 0,01333 MPa. Prikazana su i Von Mises naprezanja samo stijenke, bez plaka. Slika 34. prikazuje naprezanja stenta nakon ugradnje za iste materijalne parametre stijenke.



Slika 33. Pomaci [mm] i naprezanja [N/mm²] za početni set parametara i *Favus* stent

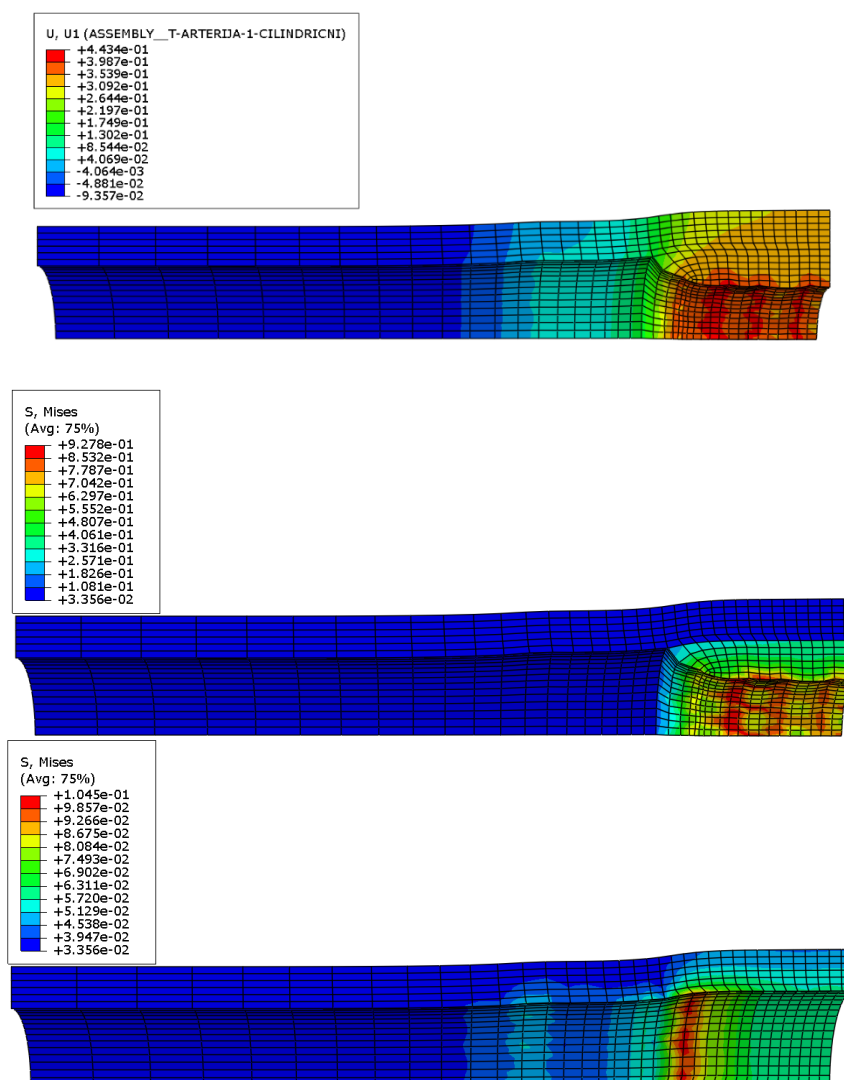
Polumjer lumena se nakon ugradnje *Favus* stenta u ovome slučaju povećao za 0,37676 mm. Dakle, zaostala stenoza prema izrazu (5) iznosi 31,16%.

Može se uočiti da će kritična naprezanja stijenke biti na dijelu gdje je plak zaobljen, a kritična naprezanja plaka na ravnom dijelu plaka; na plaku kritična Von Mises naprezanja iznose 0,9293 MPa, a na stijenci 0,1037 MPa. Kritična naprezanja stenta nalaze se na dijelovima gdje se spajaju strutovi, a prema Von Misesu ona iznose 341,6 MPa, dok su kritična radijalna naprezanja 96,29 MPa, a cirkularna 180 MPa.



Slika 34. Von Mises, radijalno σ_{22} i cirkularno σ_{33} naprezanje [N/mm²] Favus stenta kod početnih materijalnih parametara stijenke arterije

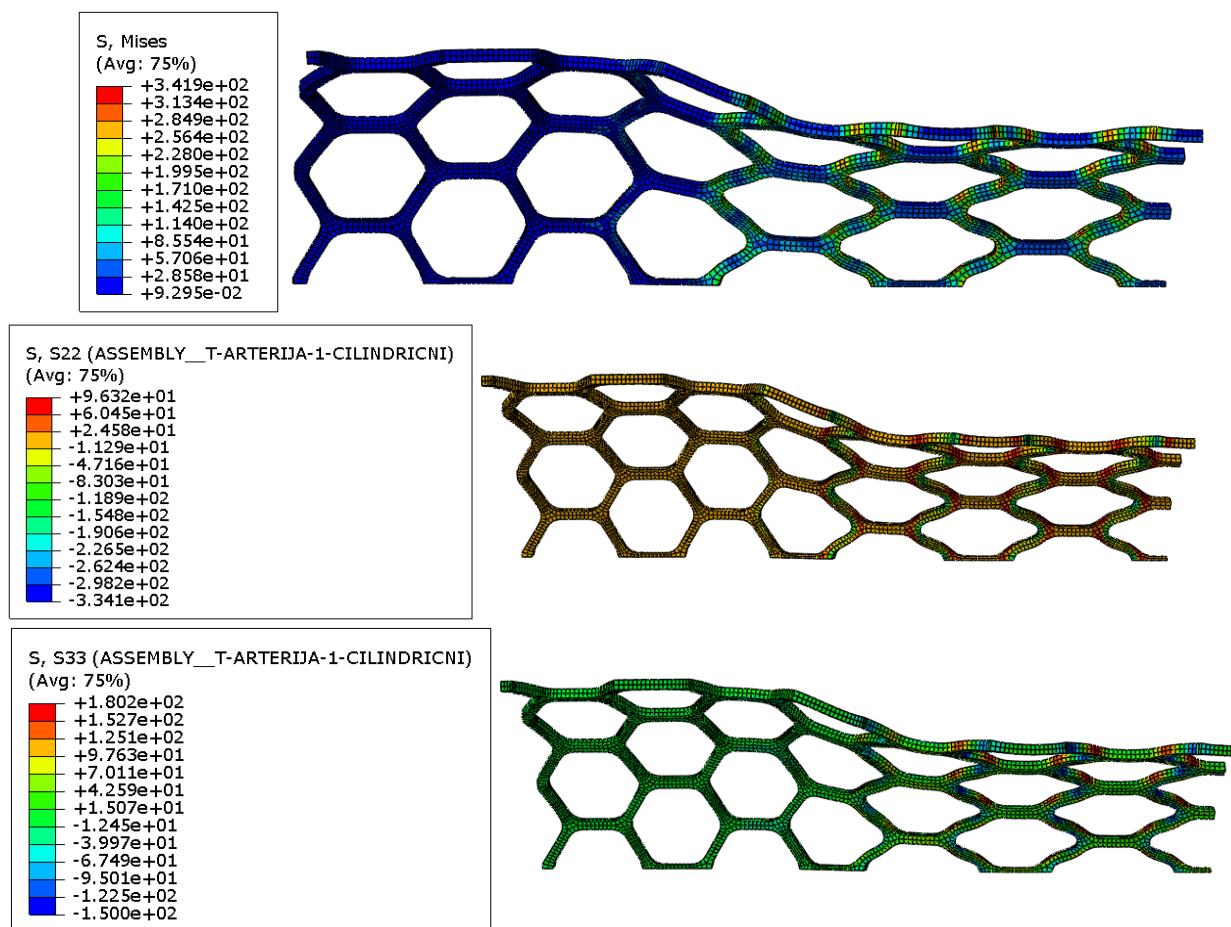
Na slici 35. prikazana su Von Mises naprezanja i radijalni pomaci arterije s plakom s materijalnim parametrima stijenke prikazanim u tablici 4., određenim u poglavlju 3., pri opterećenju od 0,01333 MPa. Prikazana su i Von Mises naprezanja samo stijenke, bez plaka. Slika 36. prikazuje naprezanja stenta nakon ugradnje za iste materijalne parametre stijenke.



Slika 35. Pomaci [mm] i naprezanja [N/mm^2] za drugi set parametara i *Favus* stent

Polumjer lumena se nakon ugradnje *Favus* stenta u ovome slučaju povećao za 0,37613 mm. Dakle, zaostala stenoza prema izrazu (5) iznosi 31,19%, što je za 0,03% više nego s početnim materijalnim parametrima.

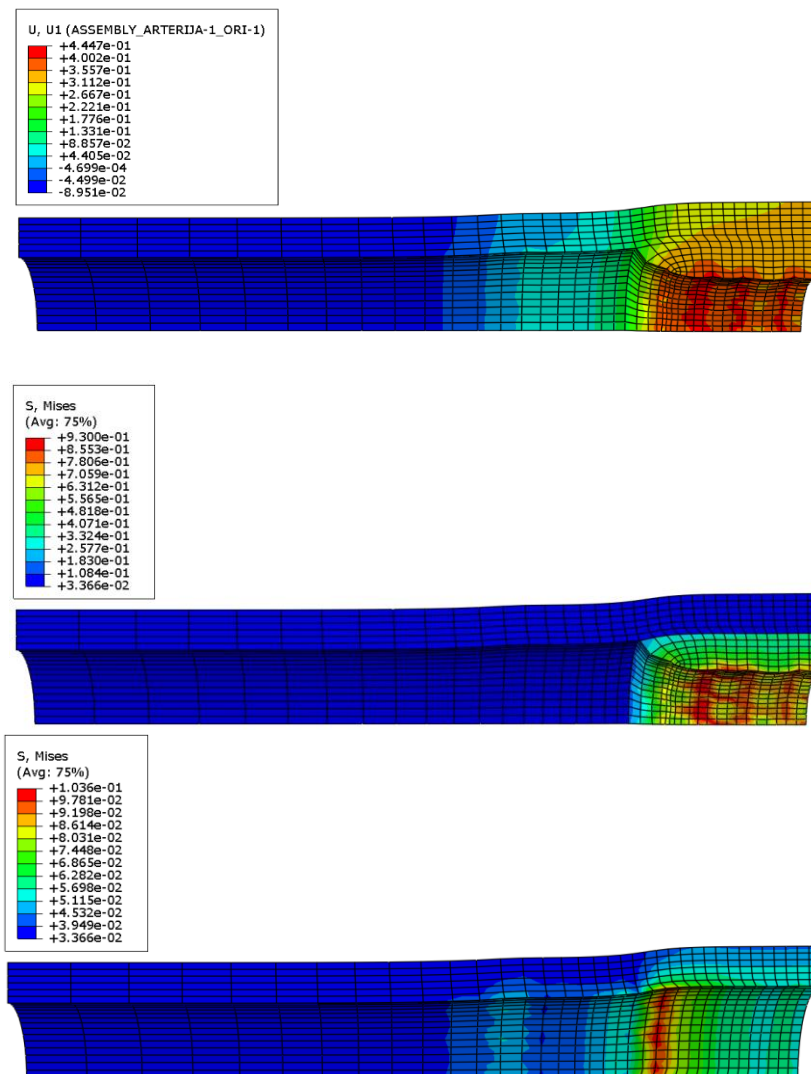
Može se uočiti da će kritična naprezanja stijenke opet biti na dijelu gdje je plak zaobljen, kao i kritična naprezanja plaka koja su opet na ravnom dijelu; na plaku kritična Von Mises naprezanja iznose 0,9278 MPa, a na stijenci 0,1045 MPa. Kritična naprezanja stenta nalaze se na dijelovima gdje se spajaju strutovi, a prema Von Misesu ona iznose 341,9 MPa, dok su kritična radijalna naprezanja 96,32 MPa, a cirkularna 180,2 MPa.



Slika 36. Von Mises, radijalno σ_{22} i cirkularno σ_{33} naprezanje [N/mm^2] Favus stenta kod drugog seta materijalnih parametara stijenke arterije

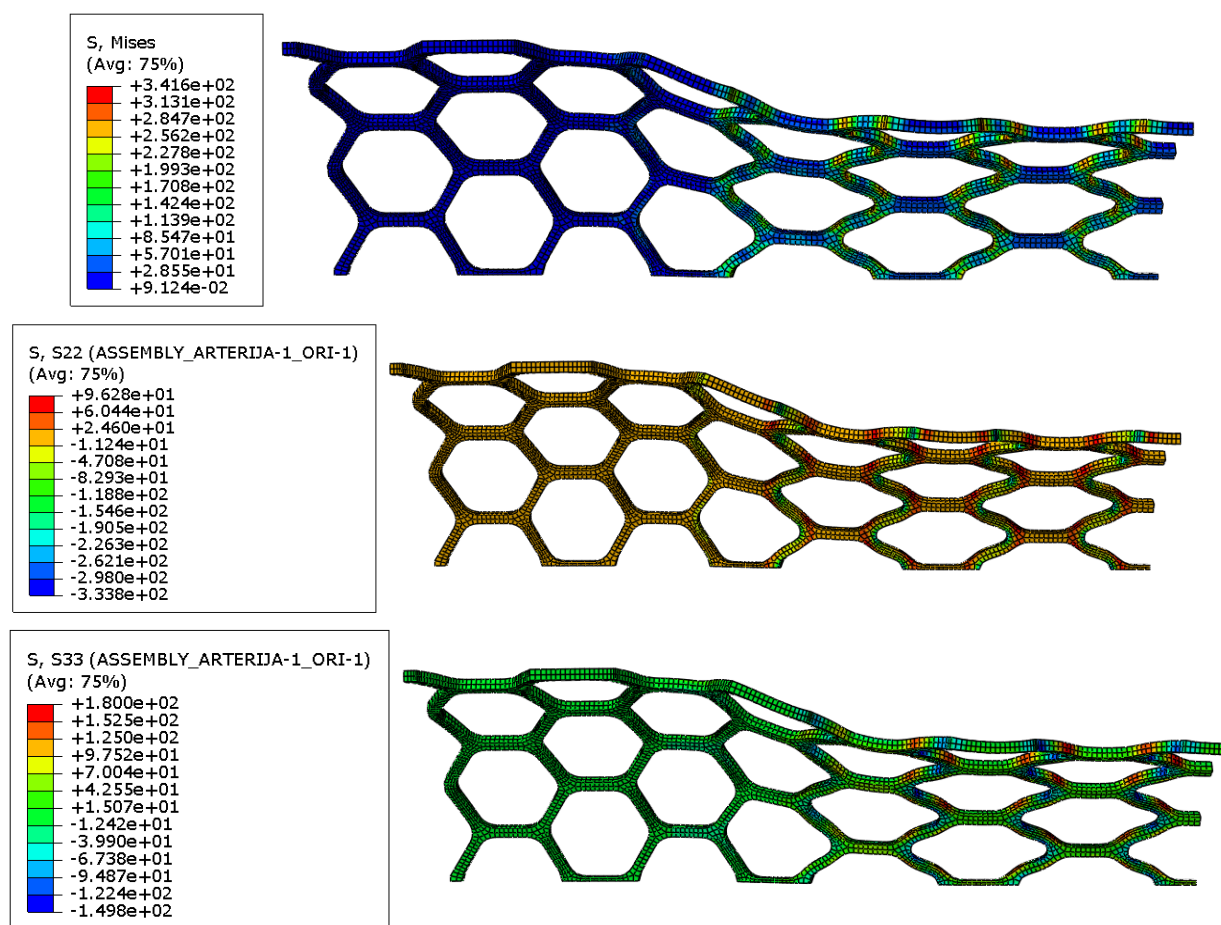
Na slici 37. prikazana su Von Mises naprezanja i radijalni pomaci arterije s plakom s materijalnim parametrima stijenke prikazanim u tablici 5., određenim u poglavlju 3., pri opterećenju od 0,01333 MPa. Prikazana su i Von Mises naprezanja samo stijenke, bez plaka. Slika 38. prikazuje naprezanja stenta nakon ugradnje za iste materijalne parametre stijenke.

Polumjer lumena se nakon ugradnje Favus stenta u ovome slučaju povećao za 0,37661 mm. Dakle, zaostala stenoza prema izrazu (5) iznosi 31,17%, što je za 0,01% više nego s početnim materijalnim parametrima.



Slika 37. Pomaci [mm] i naprezanja [N/mm²] za treći set parametara i *Favus* stent

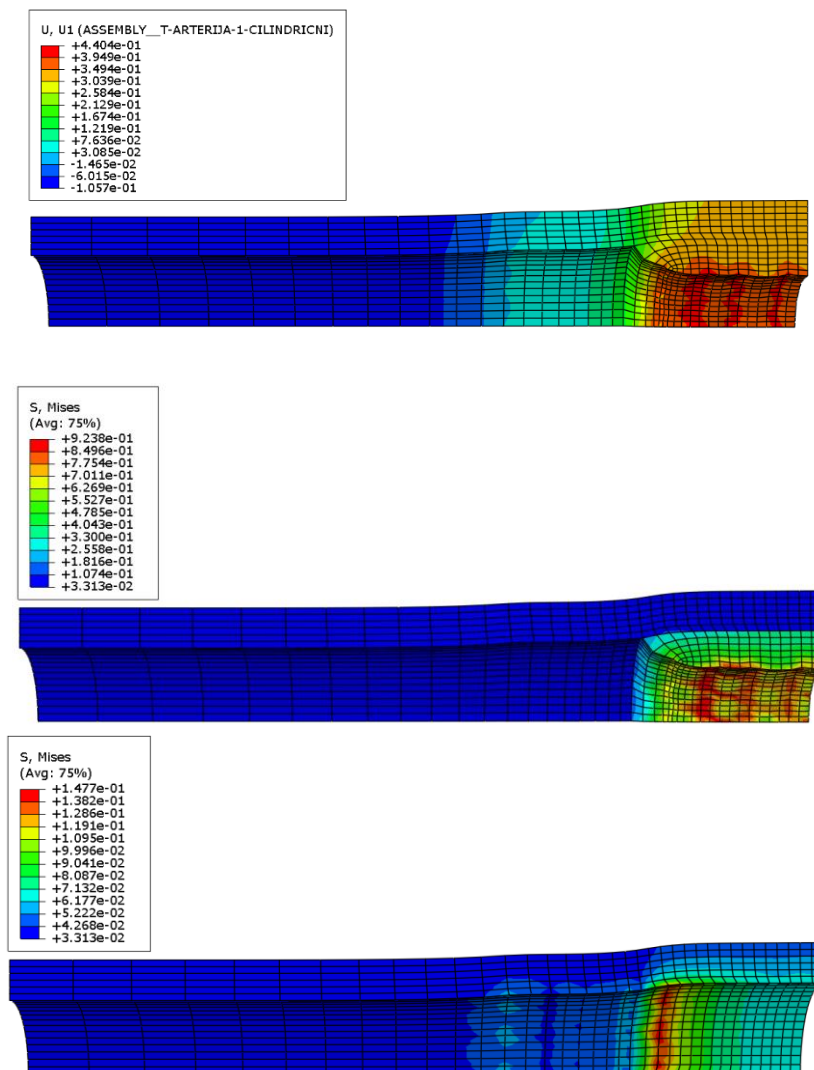
Može se uočiti da će kritična naprezanja stijenke opet biti na dijelu gdje je plak zaobljen, kao i kritična naprezanja plaka koja su opet na ravnom dijelu; na plaku kritična Von Mises naprezanja iznose 0,93 MPa, a na stijenci 0,1036 MPa. Kritična naprezanja stenta nalaze se na dijelovima gdje se spajaju strutovi, a prema Von Misesu ona iznose 341,6 MPa, dok su kritična radijalna naprezanja 96,28 MPa, a cirkularna 180 MPa.



Slika 38. Von Mises, radijalno σ_{22} i cirkularno σ_{33} naprezanje [N/mm²] Favus stenta kod trećeg seta materijalnih parametara stijenke arterije

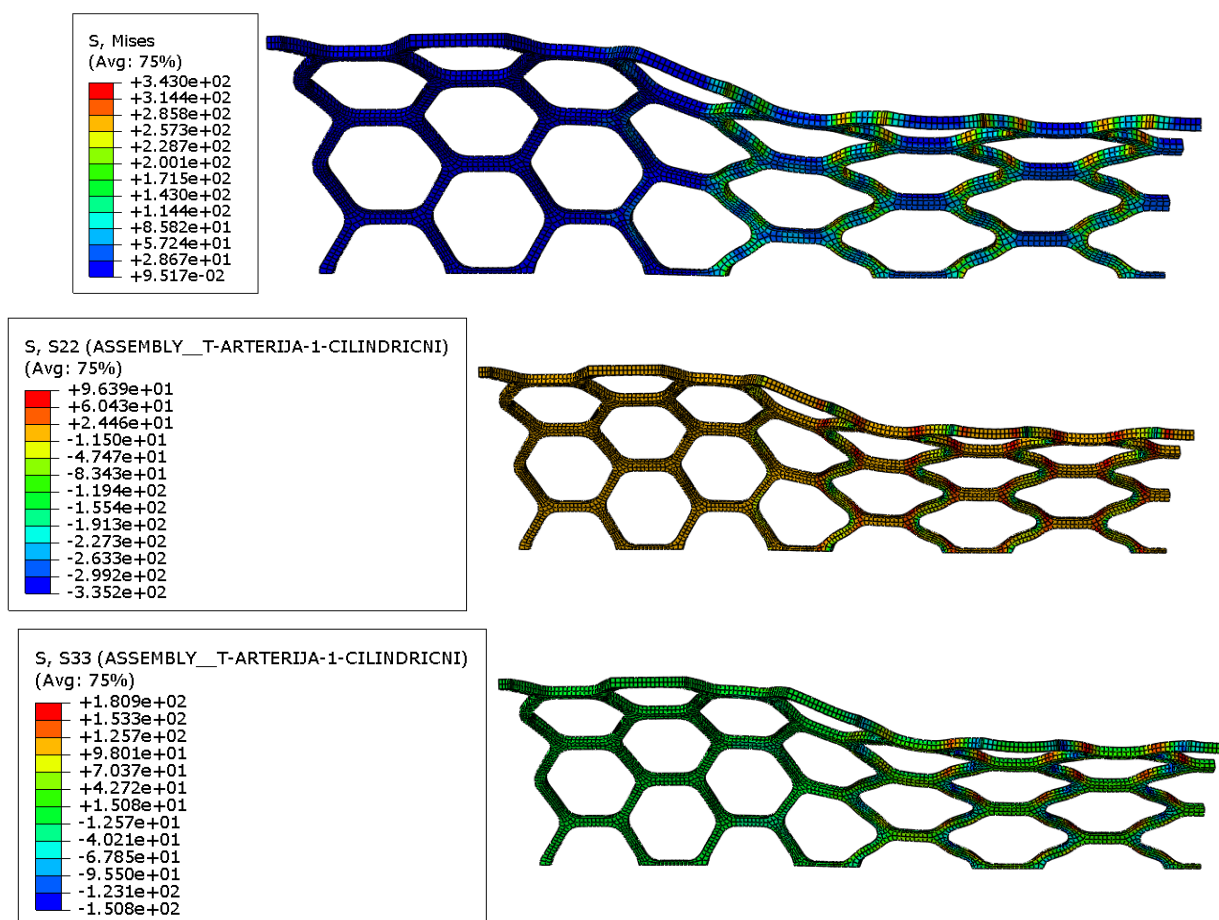
Na slici 39. prikazana su Von Mises naprezanja i radijalni pomaci arterije s plakom s materijalnim parametrima stijenke prikazanim u tablici 6., određenim u poglavlju 3., pri opterećenju od 0,01333 MPa. Prikazana su i Von Mises naprezanja samo stijenke, bez plaka. Slika 40. prikazuje naprezanja stenta nakon ugradnje za iste materijalne parametre stijenke.

Polumjer lumena se nakon ugradnje Favus stenta u ovome slučaju povećao za 0,37412 mm. Dakle, zaostala stenoza prema izrazu (5) iznosi 31,29%, što je za 0,13% više nego s početnim materijalnim parametrima.



Slika 39. Pomaci [mm] i naprezanja [N/mm²] za četvrti set parametara i *Favus* stent

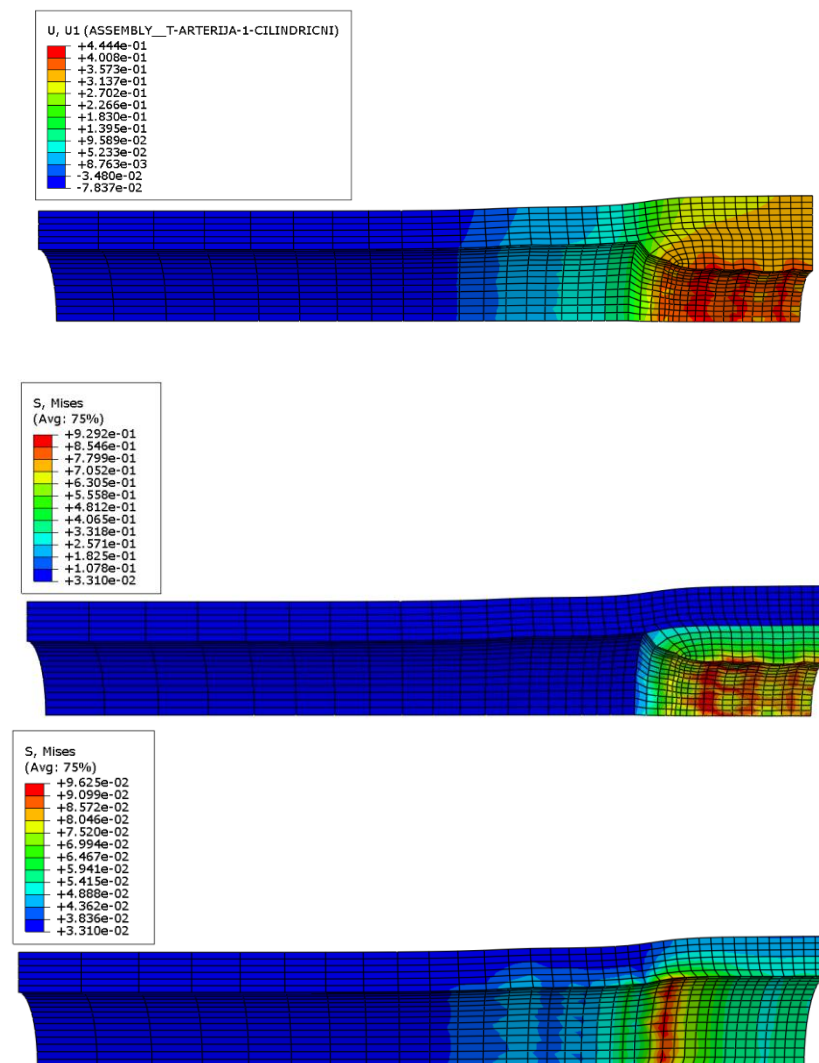
Može se uočiti da će kritična naprezanja stijenke opet biti na dijelu gdje je plak zaobljen, kao i kritična naprezanja plaka koja su opet na ravnom dijelu; na plaku kritična Von Mises naprezanja iznose 0,9238 MPa, a na stijenci 0,1477 MPa. Kritična naprezanja stenta nalaze se na dijelovima gdje se spajaju strutovi, a prema Von Misesu ona iznose 343 MPa, dok su kritična radijalna naprezanja 96,39 MPa, a cirkularna 180,9 MPa.



Slika 40. Von Mises, radijalno σ_{22} i cirkularno σ_{33} naprezanje [N/mm²] Favus stenta kod četvrtog seta materijalnih parametara stijenke arterije

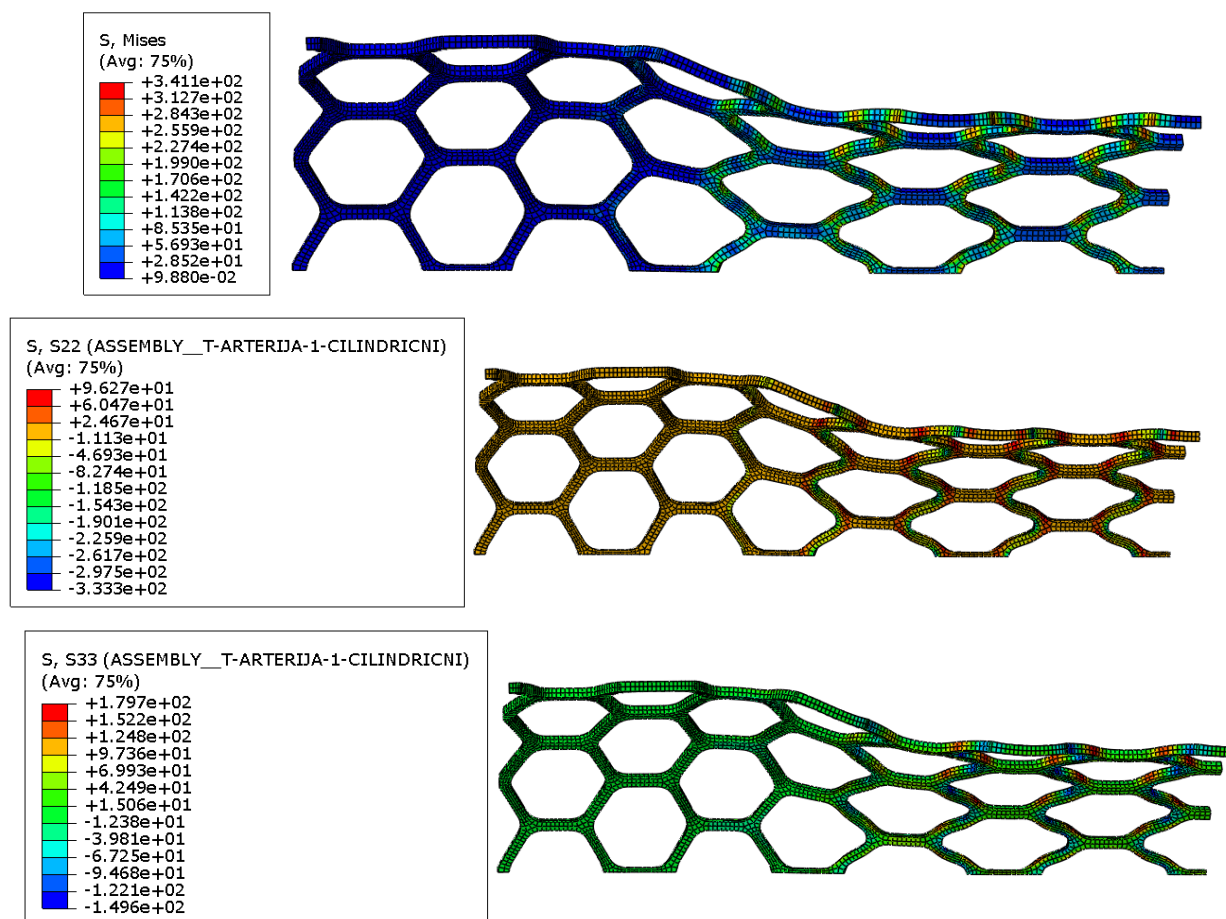
Na slici 41. prikazana su Von Mises naprezanja i radijalni pomaci arterije s plakom s materijalnim parametrima stijenke prikazanim u tablici 7., određenim u poglavlju 3., pri opterećenju od 0,01333 MPa. Prikazana su i Von Mises naprezanja samo stijenke, bez plaka. Slika 42. prikazuje naprezanja stenta nakon ugradnje za iste materijalne parametre stijenke.

Polumjer lumena se nakon ugradnje Favus stenta u ovome slučaju povećao za 0,37779 mm. Dakle, zaostala stenoza prema izrazu (5) iznosi 31,11%, što je za 0,05% manje nego s početnim materijalnim parametrima.



Slika 41. Pomaci [mm] i naprezanja [N/mm²] za peti set parametara i *Favus* stent

Može se uočiti da će kritična naprezanja stijenke opet biti na dijelu gdje je plak zaobljen, kao i kritična naprezanja plaka koja su opet na ravnom dijelu; na plaku kritična Von Mises naprezanja iznose 0,9292 MPa, a na stijenci 0,09625 MPa. Kritična naprezanja stenta nalaze se na dijelovima gdje se spajaju strutovi, a prema Von Misesu ona iznose 341,1 MPa, dok su kritična radijalna naprezanja 96,27 MPa, a cirkularna 179,7 MPa.



Slika 42. Von Mises, radijalno σ_{22} i cirkularno σ_{33} naprezanje [N/mm²] Favus stenta kod petog seta materijalnih parametara stijenke arterije

Tablica 9. prikazuje vrijednosti rezultata zaostale stenozе, Von Mises naprezanja (S_{Mises}) stijenke i stenta, ali i radijalna (S_{22}) i cirkularna (S_{33}) naprezanja Favus stenta u ovisnosti o materijalnim parametrima stijenke arterije.

Tablica 9. Naprezanja za Favus stent

Broj seta parametara	S_{Mises} stijenka [N/mm ²]	S_{Mises} stent [N/mm ²]	S_{22} stent [N/mm ²]	S_{33} stent [N/mm ²]	Zaostala stenozа [%]
1. set	0,1037	341,6	96,29	180	31,16
2. set	0,1045	341,9	96,32	180,2	31,19
3. set	0,1036	341,6	96,28	180	31,17
4. set	0,1477	343	96,39	180,9	31,29
5. set	0,09625	341,1	96,27	179,7	31,11

Usporedbom rezultata iz tablice 8. vidljivo je da ni kod *Favus* stenta ne postoji značajna razlika između različitih setova materijalnih parametara stijenke arterije.

4.2.3. Usporedba rezultata

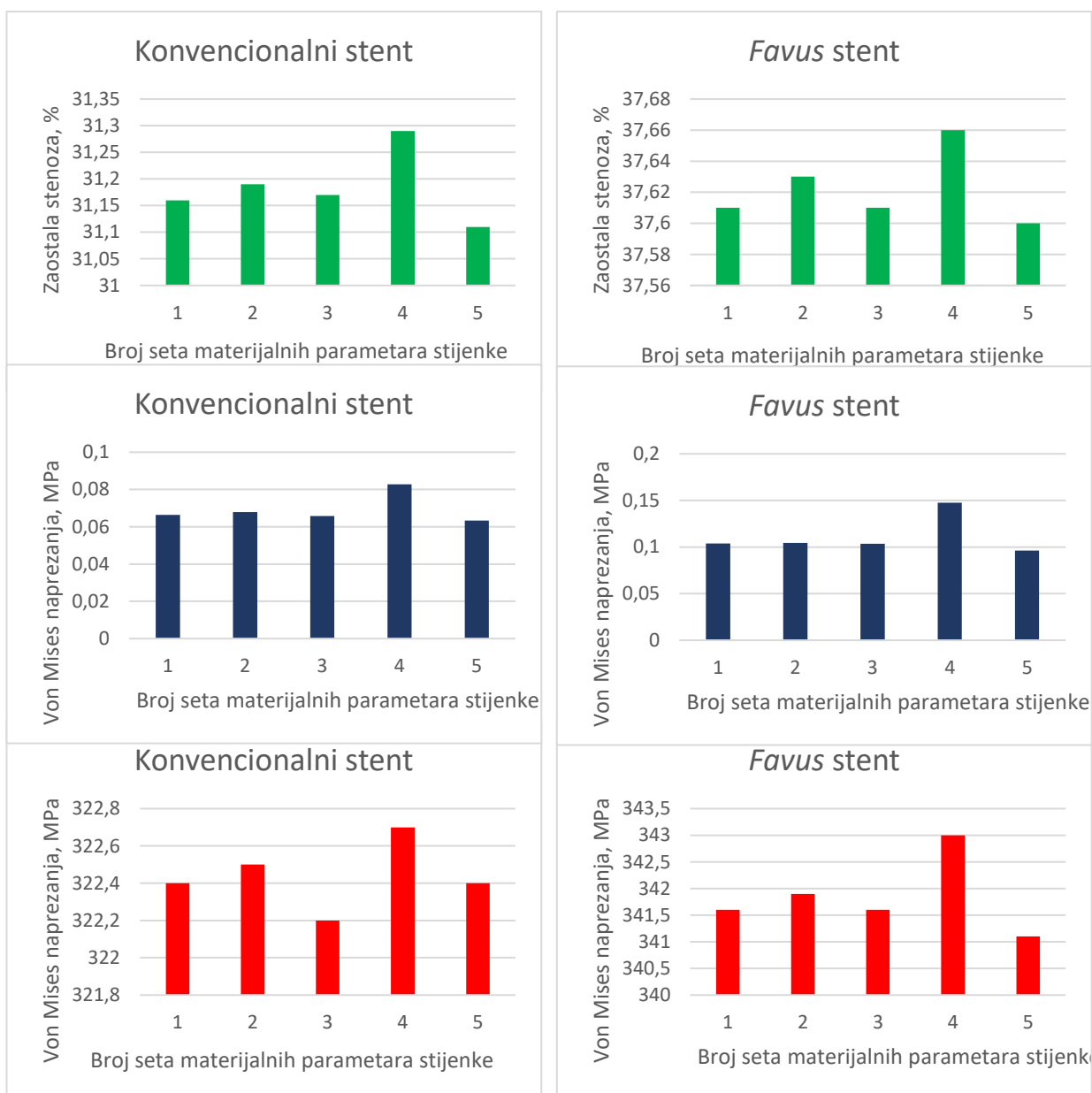
Tablice 10. i 11. prikazuju usporedbu rezultata naprezanja i zaostale stenoze pri ugradnji konvencionalnog i *Favus* stenta izražene u postocima, gdje je prvi set parametara referentni, tj. vrijednosti ostalih setova se uspoređuju s onima iz prvog - tako će sve vrijednosti prvog seta iznositi 100%. Na slici 43. su prikazani dijagrami rezultata zaostale stenoze (zeleno) i Von Mises naprezanja stijenke (plavo) i konvencionalnih i *Favus* stentova (crveno).

Tablica 10. Usporedba promjene rezultata za različite materijalne setove za konvencionalni

Broj seta parametara	S_{Mises} stijenka [N/mm ²]	S_{Mises} stent [N/mm ²]	S_{22} stent [N/mm ²]	S_{33} stent [N/mm ²]	Zaostala stenoza [%]
1. set	100	100	100	100	100
2. set	102,31	100,03	100,09	100,04	100,05
3. set	99,04	99,94	100	99,96	100
4. set	119,89	100,09	100,09	100,11	100,13
5. set	95,12	100	100	100,04	99,97

Tablica 11. Usporedba promjene rezultata za različite materijalne setove za *Favus* stent

Broj seta parametara	S_{Mises} stijenka [N/mm ²]	S_{Mises} stent [N/mm ²]	S_{22} stent [N/mm ²]	S_{33} stent [N/mm ²]	Zaostala stenoza [%]
1. set	100	100	100	100	100
2. set	100,77	100,09	100,03	100,11	100,1
3. set	99,9	100	99,99	100	100,03
4. set	129,79	100,41	100,1	100,5	100,42
5. set	92,26	99,85	99,98	99,83	99,84



Slika 43. Zaostala stenozna (zeleno), Von Mises naprezanja stijenke (plavo) i stenta (crveno)

Može se primijetiti da promjena materijalnih parametara stijenke arterije neće imati značajan utjecaj na naprezanja stenta, a ni na zaostalu stenozu, ali će imati utjecaj na naprezanja u stijenci arterije. Von Mises naprezanja stijenke su se povećavanjem materijalnog parametra k_2 u 4. setu materijalnih parametara stijenke povećala za skoro 20 posto kod ugradnje konvencionalnog stenta i za skoro 30 posto kod ugradnje *Favus* stenta u odnosu na 1. set. Povećavanjem udjela elastina u 5. setu, Von Mises naprezanja su se smanjila za skoro 5% kod ugradnje konvencionalnog i za skoro 8% kod *Favus* stenta u odnosu na 1. set.

5. ZAKLJUČAK

Ateroskleroza je kardiovaskularna bolest čija je posljedica nakupljanje masnih stanica na intimi krvnih žila. Ukoliko dođe do prekomjernog nakupljanja masnih stanica, promjer žile će se smanjiti dovoljno da značajno ometa protok krvi; znanstvenici su kao rješenje razvili stentove. Njihova je zadaća maksimalnim smanjenjem stenoze uspostaviti normalni krvni protok. Kroz godine razvijanja njihova mehanička i geometrijska svojstva su se unaprijedila, čime su se smanjile komplikacije kao što su restenoza i tromboza. Najnoviji korak u razvoju stentova su stentovi izrađeni od polimera s memorijom oblika kojima se olakšava ugradnja, poboljšava biokompatibilnost i ubrza oporavak pacijenta na štetu manje radijalne sile koju stent može postići. Konstruiranje takvih stentova je iznimno složen proces u kojem treba voditi brigu o mnogim varijablama. Neke, kao što su materijalni parametri stijenke arterije, se razlikuju od osobe do osobe, ali i od arterije do arterije. U ovom radu se razmatrao njihov utjecaj na zaostalu stenozu i naprezanja stijenke i stenta pri ugradnji konvencionalnog stenta i bionički inspiriranog *Favus* stenta.

Inverznom metodom odredilo se 5 setova materijalnih parametara stijenke arterije gdje se u svakom setu nakon prvog mijenjao pojedini dio strukture u odnosu na 1. set. Tako se u 2. setu mijenjalo predistezanje kolagenskih vlakana, u 3. predistezanje vlakana elastina, u 4. parametar k_2 i u 5. se povećao udio elastina. Pokazalo se da promjena predistezanja vlakana kolagena i elastina nema značajan utjecaj ni na zaostalu stenozu, ni na naprezanja stijenke i stenta. Naime, iako promjena parametra k_2 nije imala značajan utjecaj na naprezanja stenta ni zaostalu stenozu, došlo je do povećanja naprezanja stijenke od skoro 20 posto kod ugradnje konvencionalnog stenta i skoro 30 posto kod *Favus* stenta. Povećavanjem udjela elastina također nije imalo značajan utjecaj na naprezanja stenta ni zaostalu stenozu, ali se naprezanje stijenke smanjilo za skoro 5 posto kod ugradnje konvencionalnog stenta i za skoro 8 posto kod *Favus* stenta. Dakle, najbitniji materijalni parametar na koji treba obratiti pažnju pri ugradnji samoekspandirajućih stentova je parametar k_2 jer ukoliko dođe do velikih naprezanja stijenke arterije pri ugradnji, ona će se oštetiti, što može dovesti do ozbiljnih posljedica za pacijenta.

LITERATURA

- [1] P. I. Aaronson, J. P. T. Ward, C. M. Wiener, S. P. Schulman, i J. S. Gill, *The Cardiovascular System at a Glance*. 1999.
- [2] P. I. Aaronson, J. P. T. Ward, i M. J. Connolly, *The cardiovascular system at a glance*, 5th izd. John Wiley & Sons Ltd, 2020.
- [3] Hrvatska enciklopedija, „Sistola“. Pristupljeno: 30. prosinac 2023. [Na internetu]. Dostupno na: <https://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?ID=56262>
- [4] Hrvatska enciklopedija, „Dijastola“. Pristupljeno: 30. prosinac 2023. [Na internetu]. Dostupno na: <https://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?ID=15122>
- [5] mrežno izdanje Hrvatska enciklopedija, „krvni optok“, <https://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?ID=34315>.
- [6] N. R. Fanghaenel, F. Pera, i F. Anderhauber, *Waldeyerova anatomija čovjeka*. GOLDEN MARKETING-TEHNIČKA KNJIGA, 2009.
- [7] A. Deak, „Komplikacije endovaskularnog liječenja aneurizmi abdominalne aorte i zdjeličnih arterija te njihovo liječenje“, Diplomski rad, Sveučilište u Zagrebu, Medicinski fakultet, 2023.
- [8] J. Krejza i ostali, „Carotid Artery Diameter in Men and Women and the Relation to Body and Neck Size“, *Stroke*, sv. 37, izd. 4, str. 1103–1105, 2006.
- [9] Y. R. Limbu, G. Gurung, R. Rajbhandari, i S. R. Regmi, „Assessment of carotid artery dimensions by ultrasound in non-smoker healthy adults of both sexes“, *Nepal Med Coll*, sv. 8, izd. 3, 2006.
- [10] C. Palombo i M. Kozakova, „Arterial stiffness, atherosclerosis and cardiovascular risk: Pathophysiologic mechanisms and emerging clinical indications“, *Vascular Pharmacology*, 2015.
- [11] E. Generalić, *Kolagen, Englesko-hrvatski kemijski rječnik & glosar*. 2015.
- [12] J. S. Soares, S. Pasta, D. A. Vorp, i J. E. Moore, „Modeling in cardiovascular biomechanics“, *Int J Eng Sci*, sv. 48, izd. 11, str. 1563–1575, 2010.

- [13] R. L. Armentano, J. G. Barra, J. Levenson, A. Simon, i R. H. Pichel, „Arterial wall mechanics in conscious dogs. Assessment of viscous, inertial, and elastic moduli to characterize aortic wall behavior“, *Circ Res*, sv. 76, izd. 3, str. 467–478, 1995.
- [14] Silver. F.H., D. J. Foran, i I. Horvath, „Viscoelasticity of the vessel wall: the role of collagen and elastic fibers“, *Crit Rev Biomed Eng*, sv. 29, izd. 3, str. 279–301, 2001.
- [15] R. E. Cohen, C. J. Hoole, i N. G. McCrum, „Viscoelastic creep of collagenous tissue“, *J Biomech*, sv. 9, izd. 4, str. 175–184, 1976.
- [16] A. P. Ebrahimi, „Mechanical Properties of Normal and Diseased Cerebrovascular System“, *J Vasc Interv Neurol*, sv. 2, izd. 2, str. 155–162, 2009.
- [17] P. Sardar, S. Chatterjee, i H. D. Aronow, „Carotid Artery Stenting Versus Endarterectomy for Stroke Prevention: A Meta-Analysis of Clinical Trials“, *J Am Coll Cardiol*, sv. 69, izd. 18, str. 2266–2275, 2017.
- [18] A. Aleksić Shihabi, „Aterosklerotska karotidna bolest“, *Medicus*, sv. 31, izd. 1, str. 49–55, 2022.
- [19] I. K. Franić, „Dijagnostički algoritam i endovaskularno liječenje postavljanjem stenta kod stenookluzivne bolesti unutarnje karotidne arterije“, Sveučilište u Zagrebu, Medicinski fakultet, 2021.
- [20] I. Pericevic, C. Lally, D. Toner, i D. J. Kelly, „The influence of plaque composition on underlying arterial wall stress during stent expansion: The case for lesion-specific stents“, *Med Eng Phys*, sv. 31, izd. 4, str. 428–433, 2009.
- [21] N. M. van Popele, D. E. Grobbee, M. L. Bots, i R. Asmar, „Association Between Arterial Stiffness and Atherosclerosis“, *Stroke*, sv. 32, izd. 2, str. 454–460, 2001.
- [22] D. J. Farrar, M. G. Bond, W. A. Riley, i J. K. Sawyer, „Anatomic correlates of aortic pulse wave velocity and carotid artery elasticity during atherosclerosis progression and regression in monkeys“, *Circulation*, sv. 83, str. 1754–1763, 1991.
- [23] F. Živić, „Angioplastika i stentiranje zajedničke i unutarnje karotidne arterije bez protekcije“, Diplomski rad, Sveučilište u Zagrebu, Medicinski fakultet, 2021.
- [24] I. Cvjetko, M. Kovačević, S. Penović, i M. Ajduk, „Smjernice za liječenje stenozе karotidne arterije“, *Lijec Vjesn*, sv. 139, str. 51–55, 2017.

- [25] C. Lally, D. J. Kelly, i P. J. Prendergast, „Stents“, *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, 2006.
- [26] G. Mani, M. D. Feldman, D. Patel, i C. M. Agrawal, „Coronary stents: A materials perspective“, *Biomaterials*, sv. 28, izd. 9, str. 1690–1710, 2006.
- [27] M. Azaouzi, A. Makradi, i S. Belouettar, „Deployment of a self-expanding stent inside an artery: A finite element analysis“, *Mater Des*, sv. 41, str. 410–420, 2012.
- [28] D. Kwon, J. Kim, D. Kim, i H. Kang, „Biodegradable stent“, *J Biomed Sci Eng*, sv. 5, izd. 4, 2012.
- [29] W. Sokolowski, A. Metcalfe, S. Hayashi, L. Yahia, i J. Raymond, „Medical applications of shape memory polymers“, *Biomedical materials*, sv. 2, izd. 1, str. 23–27, 2007.
- [30] M. Ansari, M. Golzar, M. Baghani, i M. Taghavimehr, „An experimental investigation on shape memory polymer and metallic stents under bending and radial compression“, *Engineering Research Express*, str. 2–4, 2020.
- [31] S. O. Omid, Z. Goudarzi, L. M. Kangarshahi, A. Mokhtarzade, i F. Bahrami, „Self-expanding stents based on shape memory alloys and shape memory polymers“, *Journal of Composites and Compounds*, sv. 2, str. 92–98, 2020.
- [32] D. Rukljač, „Analiza utjecaja predistezanja na povećanje naprezanja u arteriji nakon ugradnje stenta“, Diplomski rad, Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2021.
- [33] M. Mijatović, „Analiza učinkovitosti bionički nadahnutih karotidnih stentova izrađenih od polimera s memorijom oblika“, Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2023.
- [34] J. Palačić, „Numerička analiza utjecaja stenta na stijenku krvne žile“, Diplomski rad, Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2020.
- [35] I. Alfirević, *Linearna analiza konstrukcija*, 2. izd. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2011.
- [36] M. Džida, „Razvoj postupka korištenja Neo-Hooke materijalnog modela za opis ponašanja krvnih žila“, Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2023.

- [37] I. Alfirević, *Uvod u tenzore i mehaniku kontinuuma*. Zagreb: Golden marketing, 2003.
- [38] A. Karimi, M. Navidbakhsh, S. Faghihi, A. Shojaei, i K. Hassani, „A finite element investigation on plaque vulnerability in realistic healthy and atherosclerotic human coronary arteries“, *Proc Inst Mech Eng H*, sv. 227, izd. 2, str. 148–161, 2013.
- [39] J. Šimunek, „Razvoj modela umjetne srčane cirkulacije“, Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2016.
- [40] Hrvatski zavod za javno zdravstvo, „Povišeni krvni tlak i ja“, *Brinuti o zdravlju*.
- [41] <https://www.shutterstock.com/image-vector/structure-artery-medical-education-blood-vessels-2122278068>, „Shutterstock“.
- [42] B. et al. Müller, „High-resolution tomographic imaging of microvessels“, *SPIE*, sv. 7078, 2008.
- [43] „Wikipedia“, https://hr.wikipedia.org/wiki/Luk_aorte#.
- [44] MSD, „Moždani udar“, <https://www.msd-prirucnici.placebo.hr/msd-prirucnik/neurologija/mozdani-udar>.
- [45] Hrvatska enciklopedija, „Ateroskleroza“. Pristupljeno: 30. prosinac 2023. [Na internetu]. Dostupno na: <https://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?id=4418>
- [46] Mayo clinic, „Procedures to treat carotid artery disease“. Pristupljeno: 30. prosinac 2023. [Na internetu]. Dostupno na: <https://newsnetwork.mayoclinic.org/n7-mcnn/7bcc9724adf7b803/uploads/2018/11/a-medical-illustration-of-procedures-to-treat-carotid-artery-disease-including-carotid-endarterectomy-and-angioplasty-and-stenting-original-for-embed.jpg>
- [47] ResearchGate, „Schematic representation of VS implantation-procedures Top balloon mediated stent“. Pristupljeno: 30. prosinac 2023. [Na internetu]. Dostupno na: https://www.researchgate.net/figure/Schematic-representation-of-VS-implantation-procedures-Top-balloon-mediated-stent_fig2_367595498
- [48] A. Šegon, „Ispitivanje upotrebljivosti stentova promjenjivih promjera izrađenih od polimera s memorijom oblika“, Diplomski rad, Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2023.

- [49] FunctionBay, „What is the difference between a hyperelastic material and an elastic material in RecurDyn“. Pristupljeno: 01. siječanj 2024. [Na internetu]. Dostupno na: <https://support.functionbay.com/en/faq/single/87/difference-hyperelastic-material-elastic-material-recurdyn>