Analiza utjecaja predistezanja na povećanje naprezanja u arteriji nakon ugradnje stenta

Rukljač, Dominik

Master's thesis / Diplomski rad

2021

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:235:246087

Rights / Prava: In copyright / Zaštićeno autorskim pravom.

Download date / Datum preuzimanja: **2024-04-25**

Repository / Repozitorij:

Repository of Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture University of Zagreb

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Dominik Rukljač

Zagreb, 2021.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Mentori:

Izv. prof. dr. sc. Igor Karšaj
Dr. sc. Lana Virag

Student:

Dominik Rukljač

Zagreb, 2021.

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

Zahvaljujem se mentoru, prof. dr. sc. Igoru Karšaju na ukazanom povjerenju i prilici za pisanje ovog diplomskog rada, a s obzirom da se izrada rada poprilično rastegnula, htio bih se zahvaliti profesoru na potpunom strpljenju i maksimalnom razumijevanju.

Neopisivo veliku zahvalu dugujem asistentici, dr. sc. Lani Virag koja mi je pružala ogromnu podršku u pisanju ovog rada pa i psihološku pomoć kad mi je samo to trebalo u vremenskom periodu od gotovo godinu dana, unatoč brojnim obavezama kako na fakultetu tako i van njega. Beskonačno puta sam stigao do točke iz koje nisam znao kako dalje, no ona je uvijek bila tu spremna pomoći. Također joj se zahvaljujem na velikoj pomoći i vremenu utrošenom na rad u *Abaqusu* te za izradu programskog koda, no jedna posebna glazbena grupa je zadatak učinila jednostavnijim.

Htio bih se zahvaliti i doktorandu, mag. ing. mech. Zoranu Tomiću, koji je odvojio vrijeme za mene kako bi mi pomogao oko instaliranja odgovarajućih programa na računalo, kako bih mogao izraditi ovaj diplomski rad.

Najviše i od srca zahvaljujem svojim roditeljima, bez kojih nikada ne bih uspio postati ono što jesam i završiti ovaj fakultet. Znam da je moje studiranje potrajalo i zato Vam želim reći hvala. Također, zahvaljujem se bratu, curi i prijateljima koji su sve ove godine bili uz mene te mi pružali bezuvjetnu podršku.

Dominik Rukljač, bacc. ing. mech.

siječanj, 2021.

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, brodostrojarski i inženjersko modeliranje i računalne simulacije

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum:	Prilog:
Klasa: **602 - 04 / 21 - 6 / 1**	
Ur. broj: **15 - 1703 - 20 -**	

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Dominik Rukljač** Mat. br.: 0035190788

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Analiza utjecaja predistezanja na povećanje naprezanja u arteriji nakon ugradnje stenta**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Effects of pre-stretch on arterial wall stress after stenting**

Opis zadatka:

Ateroskleroza je bolest kod koje dolazi do nakupljanja aterosklerotskog plaka u stijenci krvne žile. Povećano nakupljanje plaka može dovesti do opstrukcije krvnog protoka, a kao dodatna komplikacija javlja se tromb koji može uzrokovati moždani ili srčani udar. Uobičajeni tretman kojim se osigurava povrat normalnog protoka krvi u aterosklerozoj žili je ugradnja stenta. Endovaskularno ugrađen proširivi kardiovaskularni stent lokalno širi krvnu žilu na mjestu stenoze i na taj način ponovo uspostavlja normalni protok krvi. U dosta slučajeva javlja se ponovno sužavanje (restenoza). Mogući uzrok restenoze je povećanje naprezanja u krvnoj žili uslijed ugradnje stenta što posljedično može uzrokovati povećanu proizvodnju kolagenskih vlakana u stijenci žile.
Radiologijskim slikovnim metodama moguće je snimiti *in vivo* geometriju arterija opterećenih krvnim tlakom. Kako nije poznata neopterećena geometrija arterije, često se koristi opterećena geometrija kao referentna konfiguracija. Modeliranje se temelji na unaprijed pretpostavljenim predistezanjima. Očekuje se da iznos predistezanja utječe na raspodjelu naprezanja nakon endovaskularnog liječenja, a time i njegovu uspješnost. Kako sam iznos predistezanja ovisi o starosti i stadiju bolesti, cilj rada je provjeriti utjecaj nepoznatog predistezanja na raspodjelu naprezanja u stijenci krvne žile nakon ugradnje stenta. U okviru rada potrebno je:

- definirati pojednostavljenu geometriju karotidne arterije s pripadajućim aterosklerotskim plakom,
- arteriju opisati hiperelastičnim materijalnim modelom s mogućnošću modeliranja predistezanja korištenjem UMAT (eng. *user material*) rutina,
- modelirati pojednostavljenu geometriju stenta koji nakon ugradnje može osigurati normalni protok,
- analizirati raspodjelu naprezanja nakon ugradnje stenta za različita početna predistezanja.

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 datum obrane:
12. studenoga 2020.	14. siječnja 2021.	18. – 22. siječnja 2021.

Zadatak zadali: Predsjednica Povjerenstva:

Prof. dr.sc. Igor Karšaj / Dr.sc. Lana Virag

Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

SADRŽAJ

SADRŽAJ I
POPIS SLIKA III
POPIS TABLICA V
POPIS OZNAKA VI
SAŽETAK IX
SUMMARY X
1. Uvod 1
1.1. Krvožilni sustav čovjeka 1
1.2. Arterije i njihova građa 2
1.3. Dimenzije korotidne arterije 7
1.4. Tlak unutar karotidne arterije 8
1.5. Aterosklerotski plak 9
1.6. Stent 10
1.7. Ugradnja karotidnog stenta 11
1.8. Razvoj i vrste stentova 12
1.9. Materijali koji se koriste za izradu stenta 14
2. Teorija mehanike kontinuuma 16
2.1. Implementacija hiperelastičnih materijala 16
2.2. Hiperelastični materijal 16
2.3. Mehanika kontinuuma 17
2.3.1. Kinematika kontinuuma 18
2.3.2. Tenzori gradijenta deformiranja 19
2.3.3. Tenzori deformiranosti i tenzori deformacije 20
2.3.4. Hiperelastični materijalni model 20
3. Metoda konačnih elemenata 23
3.1. Općenito o metodi konačnih elemenata 23
3.2. Programski paket Abaqus i implementacija hiperelastičnih materijala 24
3.3. Tenzor gradijenta deformiranja s predistezanjem 25
3.4. Implementacija Holzapfel-Gasser-Ogden hiperelastičnog materijalnog modela putem UMAT-a 25
3.5. Stlačivi hiperelastični materijali s efektima predistezanja 27
3.5.1. Modificirani desni i lijevi Cauchy–Greenov tenzor deformiranosti s predistezanjem 28
3.5.2. Tangentni modul s efektima predistezanja 30
3.5.3. Definiranje korisničke rutine UMAT za programski paket Abaqus 33
4. Rezultati 37
4.1. Usporedba raspodjele naprezanja zdravog segmenta karotidne arterije korisštenjem neo-Hooke materijalnog modela sa i bez predistezanja 37
4.2. Model karotidne arterije s nakupinom plaka i implementacija UMAT-a 47

4.3. Analiza naprezanja, deformacija i pomaka nakon ugradnje stenta 51
4.4. Model ugradnje stenta u stijenku opisanom Neo-Hooke hiperelastičnim materijalnim modelom s predistezanjima 58
4.4.1. Utjecaj različitih predistezanja 60
4.4.2. Utjecaj različitog tlaka 65
4.4.3. Utjecaj krutosti plaka 68
4.4.4. Model karotidne arterije s HGO UMAT rutinom 73
5. Zaključak 81
6. Dodatak 83
LITERATURA 93
PRILOZI 95

POPIS SLIKA

Slika 1. Krvotok čovjeka, [1] 1
Slika 2. Shematski prikaz glavnih komponenti zdrave arterije, [2] 2
Slika 3. Zajednička, vanjska i unutarnja karotidna arterija, [4] 3
Slika 4. Raslojavanje sloja intime od sloja medije, [12] 4
Slika 5. Odvajanje slojeva od susjednih slojeva, [12] 4
Slika 6. Shematski prikaz aksijalnih traka i prstenova pojedinih slojeva u vremenu, [12] 5
Slika 7. Vrijednosti predistezanja aorte prije razdvajanja slojeva (lijevo) i nakon razdvajanja (desno), [12] 6
Slika 8. Granice sistoličkog i dijastoličkog krvnog tlaka 8
Slika 9. Nakupina plaka unutar arterije, [19] 9
Slika 10. Lijevo: balon-ekspandirajući stent; desno: samo-ekspandirajući stent, [7] 10
Slika 11. Proces implantacije karotidnog stenta, [9] 11
Slika 12. Prva implantacija stenta, [11] 12
Slika 13. Stent koji oslobađa lijek, [10] 14
Slika 14. Dijagram naprezanje-deformacija za elastične i hiperelastične materijale 17
Slika 15. Vektor položaja i vektor pomaka čestice [20] 18
Slika 16. Multiplikativno razlaganje tenzora gradijenta deformiranja s predistezanjem [20] 28
Slika 17. Algoritam za implementaciju hiperelastičnog modela u programski paket Abaqus, [22] 36
Slika 18. Prikaz zdravog segmenta karotidne arterije u programskom paketu Abaqus 37
Slika 19. Rubni uvjeti i opterećenja na 1/8 segmenta karotidne arterije 38
Slika 20. Najčešće korišteni 3D (continuum elements) konačni elementi, [26] 39
Slika 21. Mreža C3D8H konačnih elemenata na modelu karotidne arterije 39
Slika 22. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] u stijenci krvne žile uslijed srednjeg normalnog tlaka 41
Slika 23. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] u stijenci krvne žile uslijed povišenog tlaka 42
Slika 24. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] u stijenci krvne žile uslijed visokog tlaka 43
Slika 25. Materijalni parametri za materijal karotidne arterije 44
Slika 26. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] u stijenci krvne žile uslijed srednjeg normalnog tlaka korištenjem UMAT rutine 45
Slika 27. Model karotidne arterije s aterosklerotskim plakom izrađen u programu Solidworks 2016 x64 Edition 47
Slika 28. Model karotidne arterije s aterosklerotskim plakom u programskom paketu Abaqus 48
Slika 29. Mreža konačnih elemenata na modelu arterije s plakom 48
Slika 30. Naprezanja [N/mm2] i pomaci [mm] žile s kalcificiranim plakom 49
Slika 31. Arterija s plakom bez predistezanja s neo-Hooke materijalnim modelom 50
Slika 32. Naprezanja [N/mm2] i pomaci [mm] žile s hipocelularnim plakom 50
Slika 33. Naprezanja [N/mm2] i pomaci [mm] žile s kalcificiranim plakom opterećene visokim tlakom 51
Slika 34. Nezadovoljavajući modeli stenta 53
Slika 35. Odgovarajući stent korišten u ovom diplomskom radu 53
Slika 36. Prikaz 1/8 stenta sa zadanim rubnim uvjetima 56
Slika 37. Radijalni pomaci u stentu nakon rasterećenja [mm] 57
Slika 38. Radijalni pomaci u slučaju #1, [mm] 60
Slika 39. Radijalni pomaci u slučaju #4, [mm] 61
Slika 40. Radijalni pomaci u slučaju #7, [mm] 61
Slika 41. Naprezanje za slučaj Neo-Hook hiperelastičnog materijala 62

Slika 42. Radijalni pomak u slučaju korištenja Neo-Hook hiperelastičnog materijala za žilu [mm] 62
Slika 43. Naprezanje u stijenci i plaku za slučaj Neo-Hook hiperelastičnog materijala bez predistezanja (A), za slučaj #1 (B) , za slučaj #4 (C) i #7 (D), Mises [N/mm^2] 63
Slika 44. Naprezanje za slučaj #1 bez stenta i plaka, Mises [N/mm2] 64
Slika 45. Naprezanje za slučaj #4 bez stenta i plaka, Mises [N/mm2] 64
Slika 46. Naprezanje za slučaj #7 bez stenta i plaka, Mises [N/mm2] 64
Slika 47. Naprezanja [N/mm2] i radijalni pomaci [mm] aterosklerozne žile za #6 65
Slika 48. Naprezanja [N/mm2] i radijalni pomaci [mm] aterosklerozne žile za #12 66
Slika 49. Naprezanja [N/mm2] i radijalni pomaci [mm] aterosklerozne žile za #15 66
Slika 50. Naprezanje za slučaj bez plaka i bez stenta #6, Mises [N/mm2] 67
Slika 51. Naprezanje za slučaj bez plaka i bez stenta #12, Mises [N/mm2] 67
Slika 52. Naprezanje za slučaj bez plaka i bez stenta #15, Mises [N/mm2] 67
Slika 53. Naprezanja [N/mm2] i radijalni pomaci [mm] aterosklerozne žile za #1 68
Slika 54. Naprezanja [N/mm2] i radijalni pomaci [mm] aterosklerozne žile za #2 69
Slika 55. Naprezanja [N/mm2] i radijalni pomaci [mm] aterosklerozne žile za #2 69
Slika 56. Pomak čvora na kraju drugog *Step*-a (lijevo) i na kraju trećeg *Step*-a (desno) 70
Slika 57. Naprezanje za slučaj bez plaka i bez stenta #1, Mises [N/mm2] 71
Slika 58. Naprezanje za slučaj bez plaka i bez stenta #2, Mises [N/mm2] 71
Slika 59. Naprezanje za slučaj bez plaka i bez stenta #3, Mises [N/mm2] 72
Slika 60. Vrijednosti nam predstavljaju $\boldsymbol{C10}, \boldsymbol{D}, \boldsymbol{k1}, \boldsymbol{k2}, \boldsymbol{\alpha}, \boldsymbol{Gez}, \boldsymbol{Get}$ te $\boldsymbol{Gc}$ 73
Slika 61. Radijalni pomak i naprezanje HGO žile opterećene normalnim krvnim tlakom 74
Slika 62. Dijagram naprezanja u vremenu za žilu 75
Slika 63. Sužavanje žile u drugom *Step-u* 76
Slika 64. Skraćenje žile u trećem *Step-u* 77
Slika 65. "Napuhivanje" žile nakon skraćivanja 77
Slika 66. Cirkularna naprezanja u potpuno rasterećenoj arteriji 78
Slika 67. Otvaranje žile nakon što se "razreže" 79
Slika 68. Materijalni parametri za HGO model s manjim predistezanjem 79
Slika 69. Manje sužavanje nakon drugog *Step-a* 80
Slika 70. Manje skraćivanje nakon trećeg *Step-a* 80
Slika 71. Manji kut otvaranja nakon četvrtog *Step-a* 80

POPIS TABLICA

Tablica 1. Rezultati mjerenja promjera karotidne arterije, [14] 7
Tablica 2. Dimenzije [mm] za izradu računalnog modela segmenta karotidne arterije 8
Tablica 3. Metali i polimeri koji se koriste za izradu stenta, [12] 15
Tablica 4. Materijalna svojstva svakog pojedinog sloja žile prema Neo-Hooku 40
Tablica 5. Različiti materijalni parametri za neo-Hooke hiperelastični model 44
Tablica 6. Naprezanja na unutarnjoj strani arterije 46
Tablica 7. Neo-Hooke hiperelastične konstante za definiranje materijalnog modela plaka [27] . 47
Tablica 8. Dimenzije stenta 54
Tablica 9. Sastav stent legura (%), [12] 54
Tablica 10. Materijalne konstante Co-Cr L605 legure, [26] 55
Tablica 11. Kombinacije parametara prema kojima su izrađene numeričke simulacije 58
Tablica 12. Razlika u naprezanjima između slučajeva s različitim predistezanjima nakon implantacije i zdrave arterije 65
Tablica 13. Razlika u naprezanjima između slučajeva s različitim tlakom nakon implantacije i zdrave arterije 68
Tablica 14. Razlika u naprezanjima između slučajeva s različitom krutošću plaka nakon i zdrave arterije 72

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
A, A_0	m^2	površina
a, b, c	m	skalarne dimenzije
B, b	m	širina
$\mathbf{b}$	[–]	lijevi Cauchy–Greenov tenzor deformiranosti
b^{-1}	[–]	inverzni oblik tenzora **b**
b_G	[–]	lijevi Cauchy–Greenov tenzor deformiranosti s predistezanjem
$\bar{\mathbf{b}}_G$	[–]	modificirani lijevi Cauchy–Greenov tenzor deformiranosti s predistezanjem
$\mathbf{C}$	[–]	desni Cauchy–Greenov tenzor deformiranosti, materijalni tenzor elastičnosti
$\mathbf{C}_G$	[–]	desni Cauchy–Greenov tenzor deformiranosti s predistezanjem
$\bar{\mathbf{C}}_G$	[–]	modificirani desni Cauchy–Greenov tenzor deformiranosti s predistezanjem
$\mathbf{C}_{sf}$, $\bar{\mathbf{C}}$	Pa	sferni i distorzijski dio materijalnog tenzora elastičnosti
$\mathbf{c}$	Pa	prostorni tenzor elastičnosti
$c_{sf}, \bar{c}$	Pa	sferni i distorzijski dio prostornog tenzora elastičnosti
c^{MJ}	Pa	inkrementalni prostorni tenzor elastičnosti
c_1, c_2, c_3	Pa	parametri neo–Hookeovog te HGO hiperelastičnog modela
D_1	Pa^{-1}	parametar stlačivosti
dA, dA_0	m^2	elementarna površina
d$\mathbf{F}$	N	diferencijalni vektor trenutne rezultantne sile
d$\mathbf{X}$	m	vektor elementarne materijalne duţine u referentnoj konfiguraciji
d$\mathbf{x}$	m	vektor elementarne materijalne duţine u trenutnoj konfiguraciji
dS, ds	m	duljine elementarnih vektora d$\mathbf{X}$ i d$\mathbf{x}$
dV,dV_0	m^3	elementarni volumen
$\mathbf{E}$	[–]	Lagrangeov tenzor deformacije
$\mathbf{E}^*$	[–]	Eulerov tenzor deformacije

$\mathbf{E}_G$	[–]	Lagrangeov tenzor deformacije s predistezanjem
E, **e**	[–]	jedinični vektori
E	Pa	Youngov modul elastičnosti
E_0	Pa	pravi modul elastičnosti
F	[–]	materijalni tenzor gradijenta deformiranja
F^{-1}	[–]	prostorni tenzor gradijenta deformiranja
$\mathbf{F}_G$	[–]	tenzor gradijenta deformiranja s predistezanjem
$\mathbf{F}_{Gsf}$, $\bar{\mathrm{F}}_G$	[–]	sferni i distorzijski dio tenzora gradijenta deformiranja s predistezanjem
f	N/m^3	vektor volumenskih sila
f_1	N	koncentrirana sila razvlačenja
G	[–]	tenzor predistezanja
G	Pa	modul smičnosti
H, h	m	debljina
I	[–]	jedinični tenzor drugog reda
I_{1C}, I_{2C}, I_{3C}	[–]	invarijante desnog Cauchy–Greenovog tenzora deformiranosti
I_{1C_G}, I_{2C_G}, I_{3C_G}	[–]	invarijante desnog Cauchy–Greenovog tenzora deformiranosti s predistezanjem
$\bar{I}_{1C_G}$, $\bar{I}_{2C_G}$, $\bar{I}_{3C_G}$	[–]	modificirane invarijante desnog Cauchy–Greenovog tenzora deformiranosti s predistezanjem
I_4	[–]	četvrta invarijanta desnog Cuachy-Greenovog tenzora deformiranosti za anizotropne materijale
J	[–]	Jacobijeva determinanta
K	Pa	modul stlačivosti
L, l	m	duljina
m	kg	masa
N,**n**	[–]	vektori normale
P	Pa	prvi Piola–Kirchhoffov tenzor naprezanja
p	Pa	Lagrangeov multiplikator, tlak
R	[–]	ortogonalni tenzor zakreta

R_m	Pa	vlačna čvrstoća
r	m	polumjer
$\mathbf{S}$	Pa	drugi Piola–Kirchhoffov tenzor naprezanja
$\mathbf{S}_{sf}$, $\overline{\mathbf{S}}$	Pa	sferni i distorzijski dio drugog Piola–Kirchhoffovog tenzora naprezanja
S	m^2	površina
$\mathbf{t}$	Pa	stvarni ili Cauchyjev vektor naprezanja
t	s	vrijeme
t_n	s	stvarni ili Cauchyjev vektor naprezanja
$\mathbf{U}$	[–]	desni simetrični tenzor izduţenja
$\mathbf{u}$	m	vektor pomaka
V	m^3	volumen
v	m/s	brzina
W	J/m^3	funkcija energije deformiranja
W_{sf}, $\overline{W}$	J/m^3	sferni i distorzijski dio funkcije energije deformiranja
$\mathbf{X}$, $\mathbf{x}$	m	vektori položaja
X_1, X_2, X_3	m	materijalne koordinate
x_1, x_2, x_3	m	prostorne koordinate
β	[–]	konfiguracija materijalnog tijela
Δl	m	produljenje
ε_{11}	mm/mm	nominalna (inženjerska) deformacija
λ	[–]	omjer izduţenja
ν	[–]	Poissonov faktor
ρ	kg/m^3	gustoća
$\boldsymbol{\sigma}$	Pa	Cauchyjev tenzor naprezanja
$\boldsymbol{\sigma}_{sf}$, $\overline{\sigma}$	Pa	sferni i distorzijski dio Cauchyjevog tenzora naprezanja
σ_{11}	Pa	Cauchyjevo (stvarno) naprezanje
τ	Pa	Kirchhoffov tenzor naprezanja

SAŽETAK

Ateroskleroza je bolest kod koje dolazi do nakupljanja aterosklerotskog plaka u stijenci krvne žile. Povećano nakupljanje plaka može dovesti do opstrukcije krvnog protoka, a kao dodatna komplikacija javlja se tromb koji može uzrokovati moždani ili srčani udar. Uobičajeni tretman kojim se osigurava povrat protoka krvi u ateroskleroznoj žili je ugradnja stenta. Endovaskularno ugrađen proširivi kardiovaskularni stent lokalno širi krvnu žilu na mjestu stenoze i na taj način ponovno uspostavlja normalni protok krvi. U dosta slučajeva, javlja se ponovno sužavanje (restenoza). Mogući uzrok restenoze je povećanje naprezanja u krvnoj žili uslijed ugradnje stenta što posljedično može uzrokovati povećanu proizvodnju kolagenskih vlakana u stijenci žile. Radiologijskim slikovnim metodama moguće je snimiti in vivo geometriju arterija opterećenih krvnim tlakom. Kako nije poznata neopterećena geometrija arterije, često se koristi opterećena geometrija kao referentna konfiguracija. Modeliranje se temelji na unaprijed pretpostavljenim predistezanjima. Cilj rada je pokazati utjecaj iznosa predistezanja i krutosti stijenke na raspodjelu naprezanja nakon endovaskularnog liječenja, a time i njegovu uspješnost. Kako sam iznos predistezanja ovisi o starosti i stadiju bolesti, cilj rada je provjeriti utjecaj nepoznatog predistezanja na raspodjelu naprezanja u stijenci krvne žile nakon ugradnje stenta.

Korištenjem UMAT-a (eng. *user subrutine*), u ovom diplomskom radu, prikazana je implementacija neo-Hooke i Holzapfel–Gasser–Ogden (HGO) hiperelastičnih materijalnih modela s predistezanjem u programski paket *Abaqus* kako bi se izradio što realističniji model karotidne arterije. Taj model dalje je korišten za opisivanje ponašanja aterosklerozne stijenke u koji se ugrađuje stent. Također, s obzirom da predistezanja unutar HGO modela ne moraju biti ista i za izotropni i anizotropni dio funkcije unutarnje energije, neopterećena konfiguracija nije istovremeno i konfiguracija bez naprezanja. U radu je pokazano da nakon rasterećenja arterije ostaju rezidualna naprezanja te se nakon rezanja arterijski prsten otvori, a kut otvaranja ovisi o početnim predistezanjima i njihovoj razlici. U Abaqusu je izrađen i sklopni model s dodanim aterosklerotskim plakom zadanih dimenzija i geometrije te samostalno izrađenim karotidnim stentom. Also, an assembly model with added atherosclerotic plaque with given dimensions and geometry and a self-made carotid stent was made in *Abaqus*.

Ključne riječi: ateroskleroza, kardiovaskularni stent, predistezanje, restenoza, UMAT

SUMMARY

Atherosclerosis is a disease in which atherosclerotic plaque accumulates in the wall of blood vessels. Increased plaque deposition can lead to an obstruction of blood flow, and as an additional complication, a thrombus occurs with potential of causing can a stroke or heart attack. A common treatment for ensuring heathy blood flow within the atherosclerotic vessel is stent implantation. An endovascularly implanted dilated cardiovascular stent locally dilates a blood vessel at the site of stenosis and thus restores normal blood flow. In many cases restenosis occurs. A possible cause of restenosis is an increase in mural stress in a blood vessel due to the stent implantation, which in turn can cause increased production of collagen fibers within the vessel wall. Using radiological imaging methods, it is possible to record the *in vivo* geometry of arteries loaded with blood pressure. As the unloaded geometry of the artery is unknown, the loaded geometry is often used as the reference configuration. Modeling is based on pressumed pre-stretches. The amount of pre-stretch is expected to affect the stress distribution after endovascular treatment and thus its success. As the amount of pre-stretch itself depends on the age of patient and stage of the disease, the aim of this study is to check the influence of unknown prestressing on the stress distribution in the blood vessel wall after stent implantation.

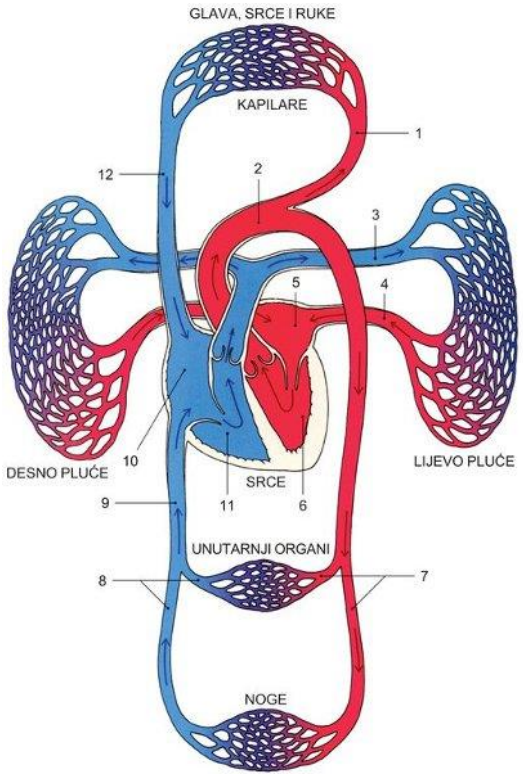
Using the UMAT (eng. *user subrutine*), in this thesis it will be demonstrated the implementation of neo-Hooke and Holzapfel – Gasser – Ogden (HGO) hyperelastic material models with pre-stretch into the *Abaqus* software package to construct a carotid artery model. This model was further used to describe the behavior of the atherosclerotic wall into which the stent is implanted. Also, since the pre-stretches within the HGO model do not have to be the same for the isotropic and anisotropic part of the internal energy function, the unloaded configuration is not at the same time stress-free. In this thesis it is shown that after unloading the artery, residual stresses are remaining and after cutting the arterial ring, it opens, and the opening angle depends on the initial pre-stretches and their difference.

Key words: atherosclerosis, cardiovascular stent, pre-stretch, restenosis, UMAT

1. Uvod

1.1. Krvožilni sustav čovjeka

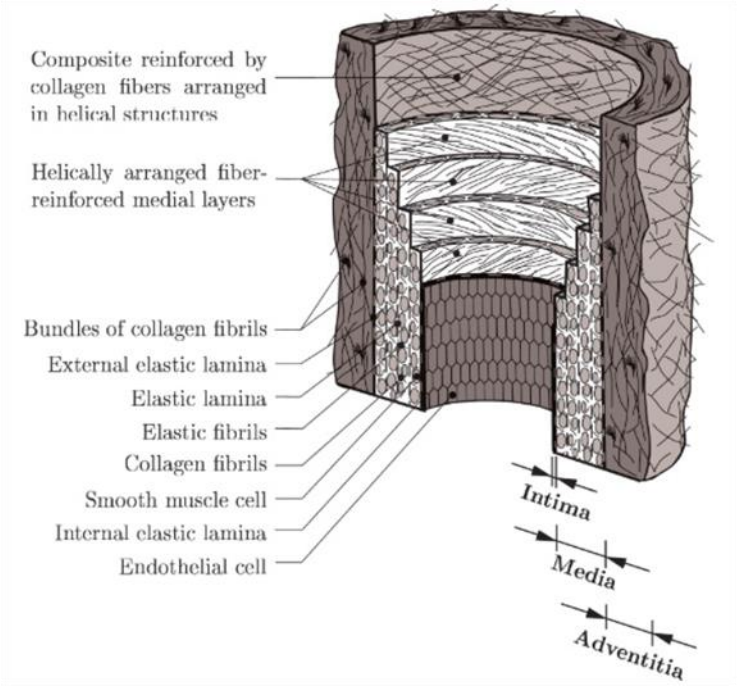
Optok krvi se sastoji od sistemskog (velikog) i plućnog (malog) optoka. Oba optoka omogućuje srce svojim kontrakcijama. Sistemski krvni optok počinje u aorti u koju lijeva srčana klijetka ubacuje arterijsku krv. Krv iz aorte odlazi u arterije, koje se granaju i postaju sve uže, te arteriolama dospijeva u tkivne kapilare. Kapilare su najuže krvne žile, promjer im je oko 8 μm. Krv iz kapilara odlazi u venule, a zatim u vene, koje se spajaju u sve veće krvne žile. Sistemski krvni optok završava gornjom i donjom šupljom venom, iz kojih krv ulazi u desnu pretklijetku, a iz nje u desnu klijetku. Desna srčana klijetka ubacuje vensku krv u plućnu arteriju, u kojoj počinje plućni krvni optok. Dok protječe kroz plućne kapilare, krv upija iz plućnih alveola kisik, a alveolama predaje ugljikov dioksid. Na taj način venska krv postaje arterijskom te plućnim venama ulazi u lijevu pretklijetku, a zatim u lijevu klijetku, iz koje se opet raspodjeljuje po tijelu [1], što prikazuje Slika 1, gdje su: 1. karotidna arterija, 2. aorta, 3. plućna arterija, 4. plućna vena, 5. lijeva pretklijetka, 6. lijeva klijetka, 7. arterije, 8. vene, 9. donja šuplja vena, 10. desna pretklijetka, 11. desna klijetka 12. gornja šuplja vena.



Slika 1. Krvotok čovjeka, [1]

1.2. Arterije i njihova građa

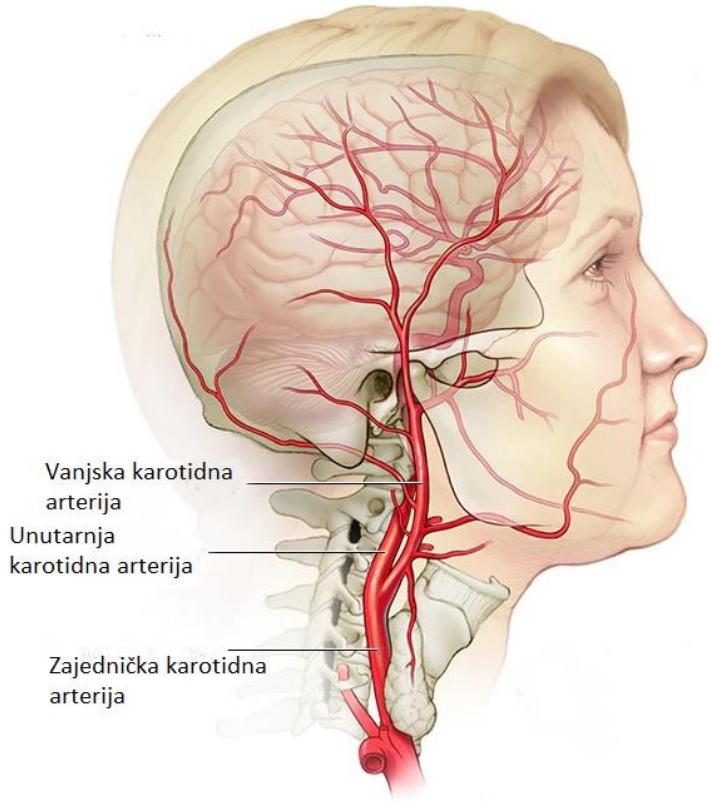
Zdrava arterija se sastoji od tri osnovna sloja: intime (unutarnji sloj arterije), medije (srednji sloj arterije), adventicije (vanjski sloj arterije). Intima se sastoji od jednog sloja endotelnih stanica, koje oblažu unutarnju stranu lumena krvne žile. Osim endotela, intimu čini i subendotelni sloj, kojega većinu čini rahlo vezivno tkivo uz poneku glatku mišićnu stanicu. Medija je građena od koncentričnih lamina elastina i slojeva spiralno poredanih glatkih mišićnih stanica, koje svojim metabolizmom proizvode i izlučuju izvanstanični matriks kojeg čine vlakna i kolagen. U velikim arterijama postoji vanjska elastična membrana koja obavija mišićni sloj, te ga odjeljuje od vanjskog sloja stijenke, adventicije. Adventiciju uglavnom čine uzdužno poredana vlakna kolagenih i elastina, koja postupno prelaze u okolno vezivno tkivo organa kroz koje određena žila prolazi. Za razliku od mišićnog sloja, u adventiciji prevladavaju kolagena vlakna [3]. Slika 2 prikazuje zdravu arteriju.



Slika 2. Shematski prikaz glavnih komponenti zdrave arterije, [2]

Najveća arterija se naziva aorta te izlazi iz lijeve srčane klijetke i iz nje proizlaze sve velike arterije. Iz njezina luka izlaze tri velike grane: brahiocefalično deblo (lat. *truncus brachiocephalicus*), lijeva zajednička karotidna arterija (lat. *arteria carotis communis sinistra*) i lijeva potključna arterija (lat. *arteria subclavia sinistra*). Brahiocefalično deblo dijeli se na desnu zajedničku karotidnu arteriju i desnu potključnu arteriju. Zajedničke karotidne arterije dijele se na unutarnju

(lat. *carotis interna*), koja krvlju opskrbljuje najveći dio mozga i oko, i vanjsku (lat. *carotis externa*), koja opskrbljuje vratne organe, lice, nosnu i usnu šupljinu, ždrijelo, grkljan i uho. Slika 3 prikazuje karotidne arterije, preuzeto iz [4].

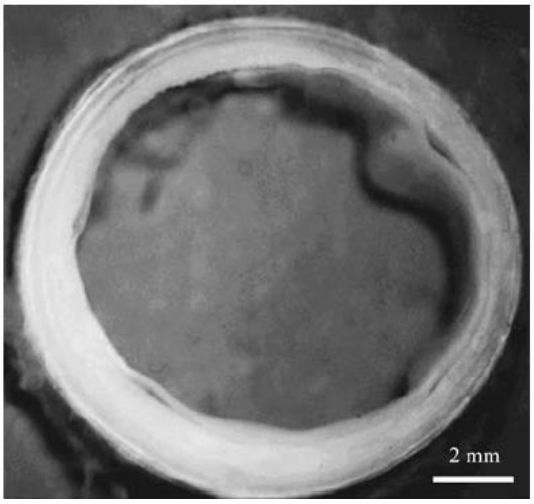


Slika 3. Zajednička, vanjska i unutarnja karotidna arterija, [4]

Osim kompozitne strukture, arterije su karakterizirane i hiperelastičnošću, anizotropnošću te rezidualnim (zaostalim) naprezanjima. Najveći problem prilikom modeliranja arterija su zaostala naprezanja. Dugo se godina smatralo da u krvnim žilama, kada se odstrane iz tijela čovjeka, nema zaostalih naprezanja, no s razvojem tehnologije i uz mnogobrojna ispitivanja, dokazalo se suprotno. Danas se smatra da zaostala naprezanja homogeniziraju cirkularna naprezanja kroz slojeve. Bez zaostalih naprezanja postojali bi relativno veliki gradijenti naprezanja kroz stijenku arterija. Može se jednostavno pokazati da zaostale deformacije unutar pojedinog arterijskog sloja postoje i na savijanje i na istezanje. Bez zaostalih deformacija, cilindar s debelom stijenkom pod tlakom pokazuje vlačno naprezanje koje je maksimalno na njegovoj unutarnjoj granici, gdje je i istezanje također maksimalno. Međutim, ako se otvoreni (bez naprezanja) sektor deformira u

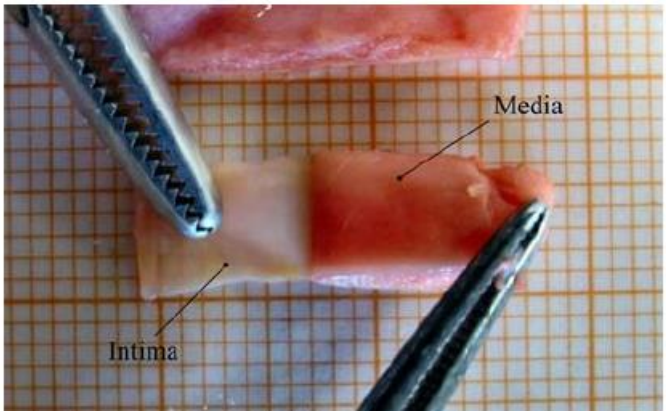
cilindar, tada se opseg gradijenta naprezanja kroz debljinu stijenke smanjuje naknadnim napuhavanjem u usporedbi sa situacijom bez zaostalih deformacija [12].

Da bi se izmjerila zaostala naprezanja u aorti, odrezale su se trake u aksijalnom smjeru dimenzija 20 x 5 mm (duljina x širina) te prstenovi dimenzija 15 x 5 mm (promjer x visina). Na Slici 4 , može se uočiti da vrlo brzo nakon što se odreže prsten od svježe arterije, dolazi do raslojavanja sloja intime od sloja medije.



Slika 4. Raslojavanje sloja intime od sloja medije, [12]

Moguće je mjeriti zaostala naprezanja za cijelu arteriji ili odvojiti strukturalno različite slojeve, Slika 5.

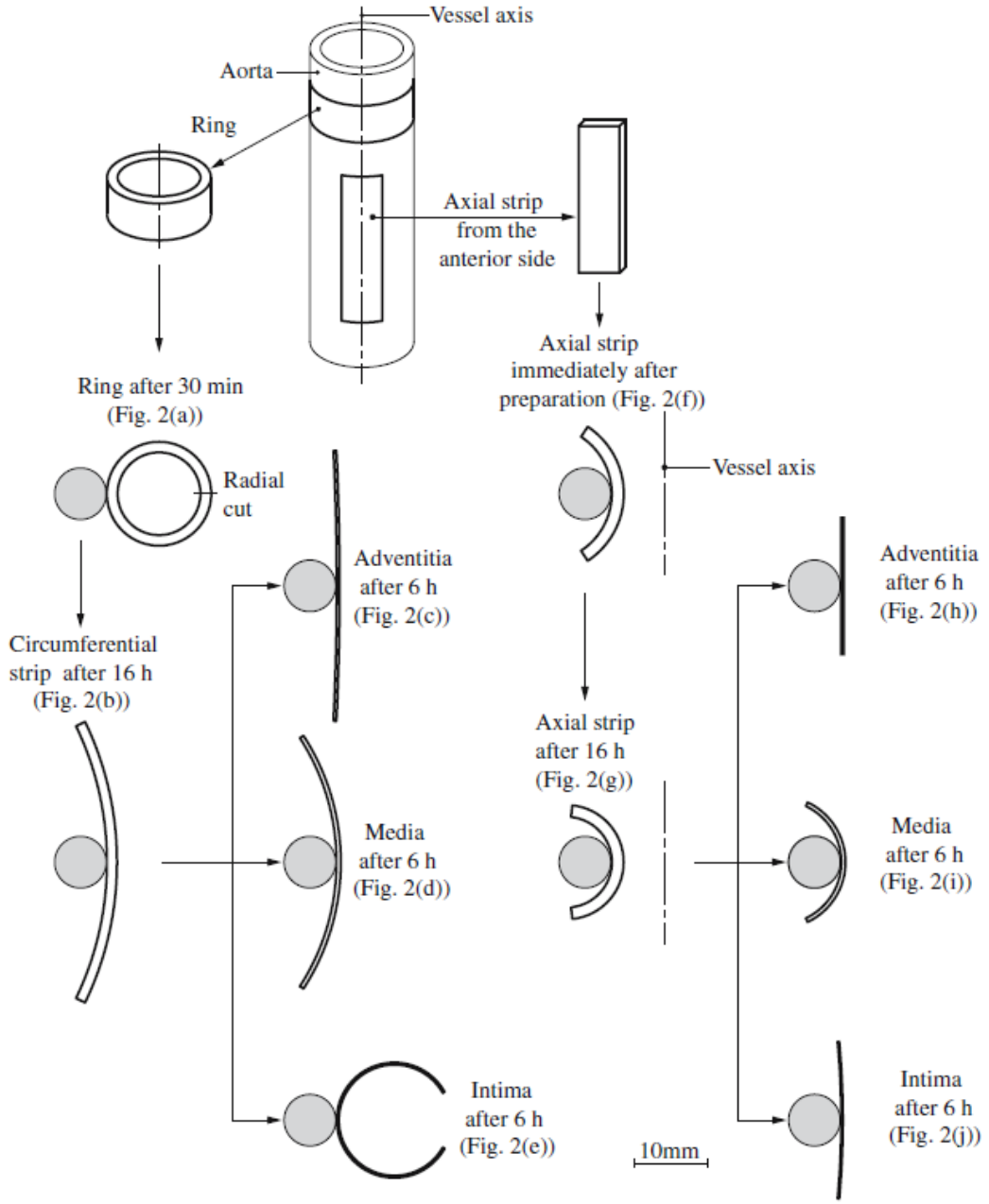


Slika 5. Odvajanje slojeva od susjednih slojeva, [12]

Trake i prstenovi su stavljeni u kupku (slobodna fiziološka otopina), gdje se pomoću grijača temperatura održavala na 37°C. Shematski prikaz kako su izgledale aksijalne trake i prstenovi nakon 30 min, 6 h ili 16 h u otopini, može se vidjeti na Slici 6. Može se zaključiti da su u intimi najmanja predistezanja, mjerena i u prstenovima i u trakama, dok u adventiciji i mediji postoje

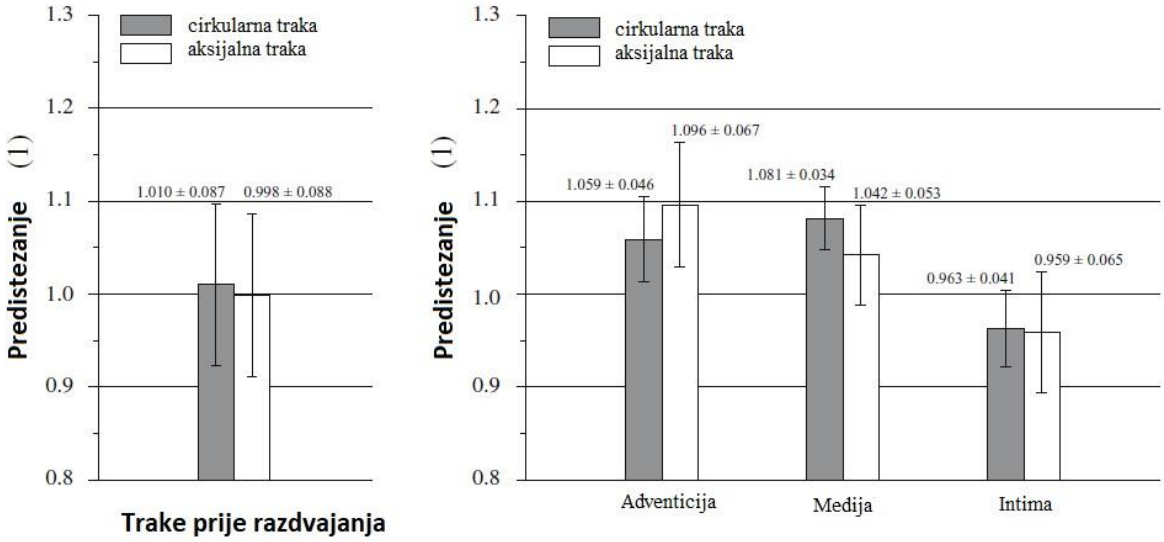
znatno veće zaostale deformacije. To se može objasniti i sastavom slojeva – intima se sastoji od sloja kolagena, koji se kontinuirano obnavlja, dok u ostala dva sloja postoji značajan udio elastina. Elastin nastaje u prenatalnom razdoblju, te se nakon toga ne proizvodi, nego samo razgrađuje. Zbog toga ima znatno veće pred-istezanja od kolagena.

Razlika u svojstvima slojeva također objašnjava i odvajanje slojeva uočeno na Slici 4. Nakon vađenja aorte iz tijela, odnosno rasterećenja od krvnog tlaka i aksijalnog predistezanja, podatljiviji elastin iz medije i adventicije ima veće povratne deformacije od kolagena u intimi. Uslijed velikih povratnih deformacija vanjskih slojeva se intima tlači i izvije.



Slika 6. Shematski prikaz aksijalnih traka i prstenova pojedinih slojeva u vremenu, [12]

Vrijednosti predistezanja je moguće vidjeti na dijagramu na Slici 7. Na lijevom dijagramu je moguće vidjeti vrijednosti predistezanja traka (cirkularne i aksijalne) cijele aorte, prije nego se odvoje pojedini slojevi, a na desnom dijagramu je moguće vidjeti vrijednosti predistezanja za svaki pojedini sloj (intima, medija, adventicija).



Slika 7. Vrijednosti predistezanja aorte prije razdvajanja slojeva (lijevo) i nakon razdvajanja (desno), [12]

Na Slici 7 se može primijetiti da prilikom adventicija i medija u blago predistegnutom stanju u smjeru obje orijentacije (cirkularno i aksijalno), no sloj intime je blago komprimiran, također u smjeru obje orijentacije. Također, ako se promatra cijela arterija umjesto pojedinih slojeva (Slika 7 lijevo), istezanja poprimaju vrijednosti između minimalnih i maksimalnih izmjerenih za slojeve, prema teoriji smjese.

Rezultati ispitivanja na većem broju uzoraka pokazali da je kod adventicije i medije došlo do skraćivanja i to u prosjeku od 4,03 – 8,76 %, dok je kod sloja intime došlo do prosječnog produljenja od 3,84 % u cirkularnom te 4,28 % u aksijalnom smjeru [12].

1.3. Dimenzije korotidne arterije

Osim mehaničkih svojstva, za modeliranje je potrebno poznavati i geometriju arterije. Određivanje promjera nije jednostavno jer promjer ovisi o tome radi li se o unutarnjoj, vanjskoj ili zajedničkoj karotidnoj arteriji, dobi i spolu ispitanika itd.. U posljednjih 20 do 30 godina je izvršen velik broj ispitivanja. Najveće ispitivanje je izvršeno 2006. godine kada je pomoću ultrazvučne probe frekvencije 7,5 MHz izvršeno ispitivanje na više od 400 ispitanika neovisno o njihovom spolu ili dobi, a rezultati ispitivanja su prikazani u Tablici 1.

Tablica 1. Rezultati mjerenja promjera karotidne arterije, [14]

PARAMETAR	REZULTAT + ST.DEV. [mm]		BR. ISPITANIKA (ŽENE, MUŠKARCI)
	MUŠKARCI	ŽENE	
ICA promjer	4,66 ± 0,78	5,11 ± 0,87	437 (266, 171)
CCA promjer	6,10 ± 0,80	6,52 ± 0,98	441 (270, 171)

ICA - unutarnja karotidna arterija, CCA - zajednička karotidna arterija

Prema [15], određeno je da prosječna vrijednost unutarnjeg promjera arterija (izuzev aorte) iznosi 4 mm, a prosječna debljina stijenke iznosi 1 mm, tako da će to biti dimenzije koje će se koristiti u nastavku rada.

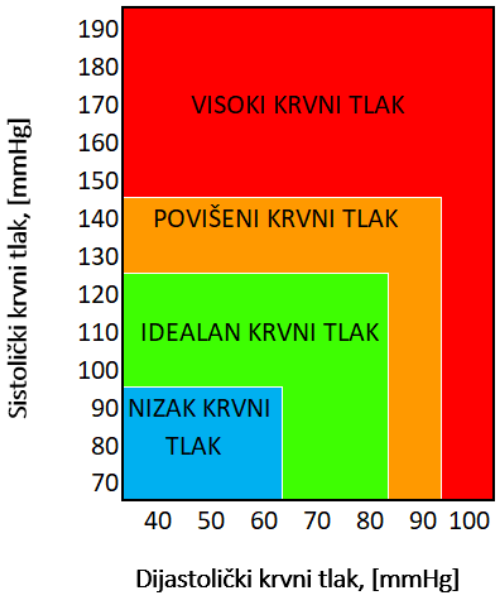
Prosječna debljina sloja zdrave medije iznosi 0,125 – 0,35 mm [16] pa će se za potrebe ovog rada odabrati najveća vrijednost od 0,35 mm. Debljina sloja intime se prikazuje kao udio debljine sloja medije. Sve od 0,1 – 1,0 se smatra normalnom debljinom [16] pa će prema tome odabrana debljina sloja intime iznositi 0,27 mm. Pomoću jednostavnog izračuna, debljina sloja adventicije iznosi 0,38 mm. Duljina pojedinog dijela karotidne arterije za ovaj rad nije izrazito važna, već će se za izradu modela u programskom paketu *Abaqus* koristiti duljina segmenta arterije na koji se ugrađuje stent. Prema [17], duljina stenta, ovisno o slučaju, iznosi od 20 – 40 mm. Za potrebu rada, odabire se duljina arterije od 40 mm. U Tablici 2, nalaze se sve potrebne dimenzije za izradu modela pomoću konačnih elemenata.

Tablica 2. Dimenzije [mm] za izradu računalnog modela segmenta karotidne arterije

Duljina, L	40
Unutarnji promjer, D_u	4
Debljina stijenke, s	1
Debljina svakog pojedinog sloja	
Intima	0,27
Medija	0,35
Adventicija	0,38

1.4. Tlak unutar karotidne arterije

Normalna, odnosno idealna vrijednost krvnoga tlaka, koja omogućuje život, a ne oštećuje sustav krvnih žila jest prosječno 120/80 milimetara stupca žive (mmHg). Prva brojka predstavlja sistolički krvni tlak, a druga brojka predstavlja dijastolički krvni tlak. Sa svakim otkucajem srca (60-70 puta u minuti), krv se pod tlakom ubacuje u arterijski sustav. U tom trenutku je krvni tlak najviši i zove se sistolički tlak. U periodu između dva otkucaja, kada srce odmara, krvni tlak je niži i tada se zove dijastolički tlak. Ukoliko dođe do nakupine plaka u arteriji, dolazi i do znatnog nepoželjnog povećanja tlaka, a granice niskog, idealnog, povišenog i visokog sistoličkog i dijastoličkog krvnog tlaka, moguće je vidjeti na Slici 8.



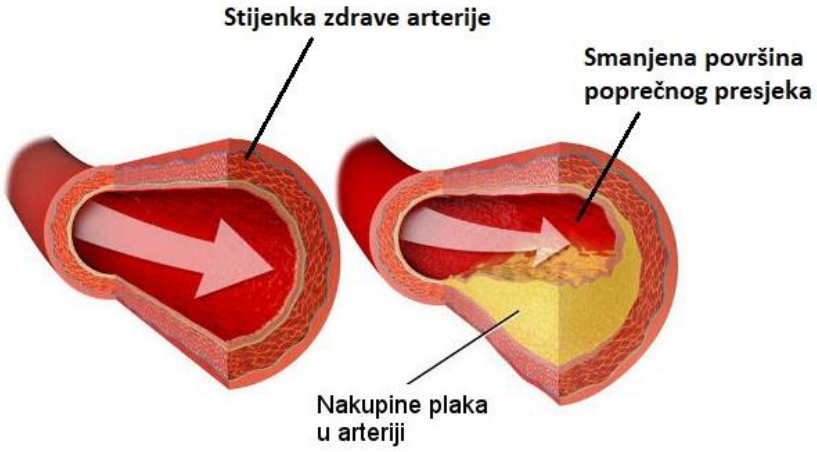
Slika 8. Granice sistoličkog i dijastoličkog krvnog tlaka

Karotidna žila spada u sustav arterija, pa prema Slici 8 srednja vrijednost sistoličkog krvnog tlaka iznosi 100 mmHg, zbog čega je ta vrijednost uzeta kao vrijednost krvnog tlaka kojim je opterećena unutarnja stijenka krvne žile kroz ovaj diplomski rad. Odabrane su još dvije srednje vrijednosti tlaka u svrhu uspoređivanja naprezanja i pomaka u materijalu uslijed normalnog, povišenog i visokog krvnog tlaka. U području povišenog krvnog tlaka prema Slici 8 odabran je sistolički tlak od 130 mmHg (0,0173 MPa), a u području visokog tlak od 160 mmHg (0,0213 MPa).

1.5. Aterosklerotski plak

Ateroskleroza kao bolest stijenke velikih i srednje velikih mišićnih i elastičnih arterija se najčešće razvija na karotidnim i koronarnim arterijama. Ateroskleroza karotidnih arterija je značajan uzrok moždanog udara. U zapadnim zemljama je oko 20-25% slučajeva moždanog udara uzrokovano karotidnom aterosklerozom [25]. Moždani udar nastaje zbog začepljenja ili suženja moždane arterije krvnim ugruškom (trombom) ili embolusom. Ugrušak se može razviti na oštećenoj ili ateroskleroznoj arteriji koja opskrbljuje mozak (tromboza), dok je embolus ugrušak, mast, zračni mjehurić ili djelić tumora nastao na drugom mjestu, koji je krvlju doputovao i začepi krvlju moždanu arteriju (embolija).

Ateroskleroza predstavlja nakupljanje plaka na intimi velikih i srednje velikih arterija. Plak se sastoji od lipida, upalnih stanica, stanica glatkog mišićja te stanica vezivnog tkiva [18]. Nakupina plaka unutar arterije se može vidjeti na Slici 9.



Slika 9. Nakupina plaka unutar arterije, [19]

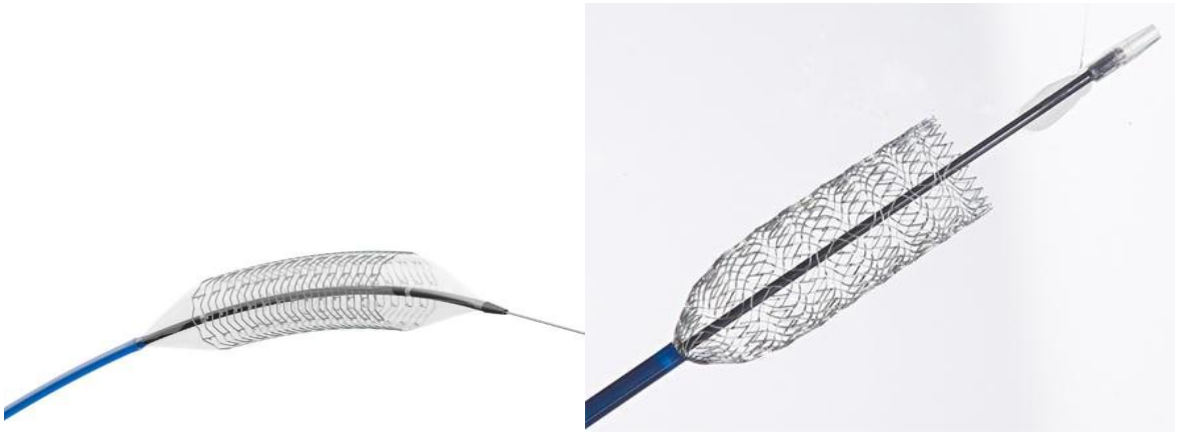
Na Slici 9 vidljivo je značajno smanjenje površine poprečnog presjeka krvne žile koja služi za protok krvi. Lijevo na Slici 9 je prikazana zdrava žila, normalan protok krvi i površinu poprečnog presjeka lumena A1, dok je na Slici 9 desno vidljiv preusmjeren protok krvi zbog plaka i smanjen lumen, odnosno površina poprečnog presjeka žile lumena A2 pa prema tome vrijedi:

$$A_1 > A_2 \,. \tag{1}$$

1.6. Stent

Stent je cjevčica od metalne mrežice koja se postavlja u suženi ili zatvoreni dio arterije s ciljem otvaranja i uspostavljanja normalnog protoka krvi. Stent je engleska riječ nejasnog porijekla, a pokušaji hrvatskog prijevoda (endovaskularna proteza, mrežica, podupirač, proširnica) su nezadovoljavajući, tako da se u svakodnevnom medicinskom kardiološkom rječniku upotrebljava riječ stent [7].

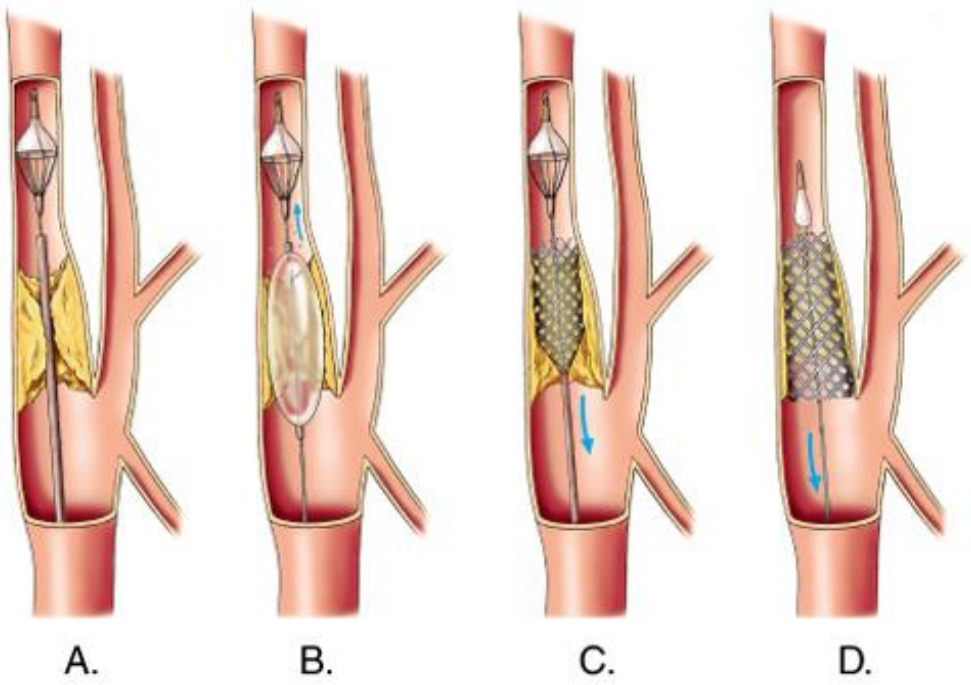
Stentovi se mogu podijeliti prema mehanizmu ekspanzije i geometrijskom obliku. U pogledu mehanizama ekspanzije, stentovi mogu biti balon-ekspandirajući, Slika 10 lijevo ili samo-ekspandirajući, Slika 10 desno. Balon-ekspandirajući stentovi su u svom prvobitnom obliku zatvoreni [7].



Slika 10. Lijevo: balon-ekspandirajući stent; desno: samo-ekspandirajući stent, [7]

1.7. Ugradnja karotidnog stenta

Ugradnja karotidnog stenta se obično izvodi pod lokalnom anestezijom. Postupak uključuje prolazak mikroskopske žice i katetera unutar arterija pod vodstvom rendgenskih zraka. Žica i kateter se uvode preko arterija u preponama, odnosno bedrene arterije. Potom se kateter vodi do mjesta začepljenja, tj. nakupine plaka u karotidnoj arteriji pomoću rentgenskog snimanja uživo. Kateter se ne osjeti dok se kreće kroz arterije jer unutar arterija nema živčanih završetaka. Nakon dovođenja katetera na mjesto nakupineumeće se filter koji pomaže u sprječavanju moždanog udara hvatajući ugrušak ili krhotinu koji se mogu odvojiti od plaka tijekom samog postupka, Slika 11 A. Nakon toga se odvija postupak angioplastike, odnosno mehanički proširuje suženi dio arterije pomoću balona provedenog kroz kateter , Slika 11 B. Kroz kateter se zatim dovodi stent na mjesto suženja i napuhuje pomoću balona. Zbog plastičnih deformacija uvedenih širenjem, stent permanentno ostaje u proširenom obliku, Slika 11 C. Nakon provedenog postupka ugradnje stent, kateter i balon se vade, a posljednji se izvadi filter, Slika 11 D, [8].



Slika 11. Proces implantacije karotidnog stenta, [9]

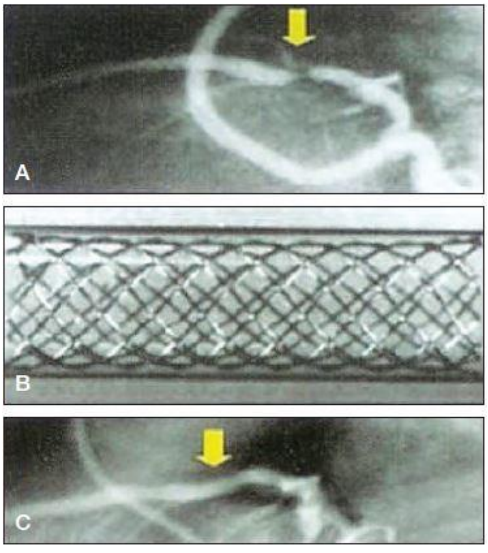
1.8. Razvoj i vrste stentova

Prvu koronarnu angioplastiku kod čovjeka izvršio je Andreas Gruentzig iz Züricha (Švicarska) u rujnu 1977. Prvi stent je razvio Charles Theodore Dotter, izumitelj i pionir interventnog kardiovaskularnog svijeta. Otvorio je put interventnoj kardiologiji, a prvi vaskularni stent počeo je dizajnirati krajem 1980-ih s umetanjem plastičnih cijevi i sklopivih proteza od nehrđajućeg čelika u femoralnu ili poplitealnu arteriju pasa.

Nakon što se pojavila ideja da bi se kardiovaskularne bolesti mogle liječiti stentom, prvi prototip je izrađen od bakrenih žica, ali je bio previše krut [10].

U sljedećem pokušaju je stvoren samo-proširivi stent, koji se može implantirati perkutanim femoralnim pristupom. Ispitan je na ovcama i psima, i tijekom tih pokusa nije otkriven visok rizik od tromboze, ili je podcijenjen [10].

Prva implantacija stenta u čovjeku izvršena je 28. ožujka 1986. Medicinska povijest ovog prvog pacijenta je prilično jednostavna: pacijent je bio 63-godišnji muškarac s arterijskom hipertenzijom i simptomatskom restenozom. Stanje nakon 6 mjeseci liječenja lezije prednje silazne prednje arterije, vidljivo je na Slici 12 [11].



Slika 12. Prva implantacija stenta, [11]

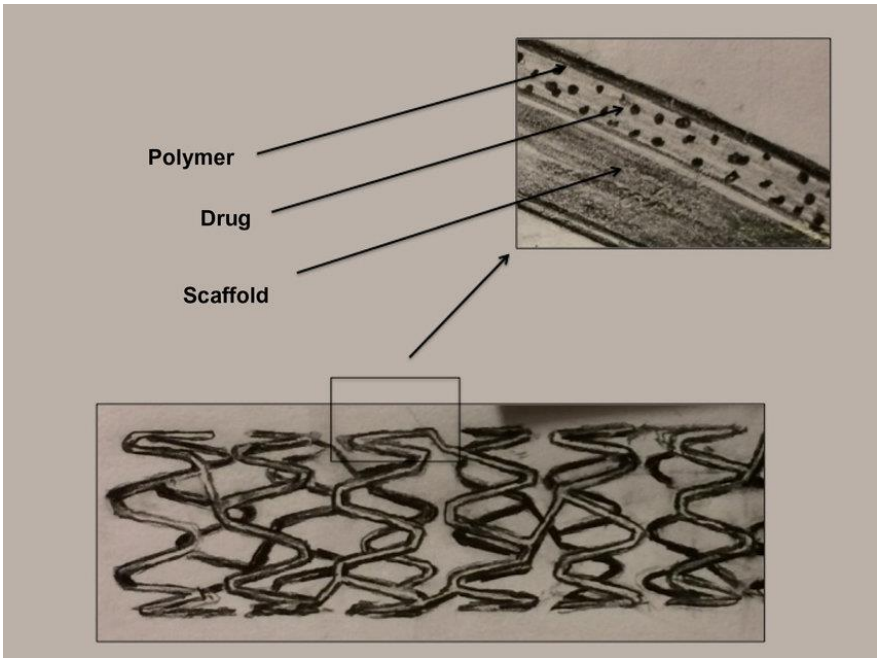
Načelno danas postoje dvije osnovne vrste stentova: metalni (eng. bare-metal stent, *BMS*) i stentovi koji izlučuju lijek (eng. drug-eluting stent, *DES*).

Metalni (tzv. "obični") stent sastoji se samo od metalne mrežice. Takav stent ispunjava osnovnu ulogu širenja sužene krvne žile, a nakon postavljanja trenutno se uspostavlja (skoro) normalan protok na mjestu prethodnog suženja. Nakon postavljanja metalnog stenta dolazi do prirodnog procesa "cijeljenja", tj. ostaje ugrađen u stijenku krvne žile. Ovaj proces traje nekoliko tjedana, pa se stoga tijekom ovog razdoblja preporučuje uzimanje dvostruke terapije protiv stvaranja ugruška, u svrhu sprječavanja moždanog udara. Naime, sve dok je stent svježe postavljen, postoji izravan dodir krvi i metala, koji može biti okidač za stvaranje ugruška (tromba) u stentu, što predstavlja potencijalno katastrofalnu komplikaciju.

Restenoza je drugi mogući problem koji se javlja nakon postavljanja metalnog stenta. Ovdje se radi o pretjeranoj reakciji žile na metalni stent, pa proces prerastanja stenta bude toliko izražen da ovo tkivo ponovno suzi sam promjer krvne žile i zapravo ponovno dovede do istog problema, odnosno suženja ili začepljenja, zbog kojeg je stent prvotno i bio ugrađen. Restenoza se javlja s različitom učestalošću i ovisi prvenstveno o dužini i primjeru ugrađenog stenta te o značajkama samog bolesnika; učestalost restenoze je od 15 do više od 50% slučajeva [6]. Tako je primjerice restenoza znatno češća kod bolesnika s dijabetesom.

Drugi tip stenta je stent koji izlučuje lijek, DES stent, vidljiv na Slici 13, prvenstveno ima za cilj smanjiti vjerojatnost pojave restenoze (ponovnog suženja) u stentu. Moderni stentovi koji izlučuju lijek mogu vrlo učinkovito smanjiti izglede za restenozu daleko ispod 10 posto. Međutim, i ovdje postoje neke okolnosti o kojima treba voditi računa. Naime, lijek koji se nalazi na stentu sprječava pretjeran rast stanica unutarnjeg sloja krvne žile (endotela). To je s jedne strane poželjno, jer smanjuje restenozu, ali s druge strane može dovesti do toga da na nekim dijelovima stenta endotelne stanice uopće ne prekriju metalnu mrežicu i posebnu tvar koja nosi lijek (polimer), što može uzrokovati naglo stvaranje ugruška u stentu (tromboza). Stoga se bolesnicima nakon postavljanja stenta koji izlučuje lijek preporučuje znatno duže uzimanje dvostruke terapije protiv zgrušavanja (antiagregacija), i do najmanje godinu dana [6]. To ponekad može biti problem, jer neki pacijenti imaju problema s krvarenjem ili moraju ići na neki drugi medicinski ili stomatološki zahvat zbog čega moraju prekinuti ovu terapiju. Ako se terapija prekine prerano, kod nekih pacijenata može tijekom nekog drugog kirurškog zahvata doći do tromboze u stentu.

Odluka o vrsti stenta je vrlo individualna i potrebno je procijeniti sve okolnosti kod pojedinog bolesnika. Pri tome se ne može sasvim općenito reći da je jedna vrsta bolja od druge, nego treba uzeti u obzir sve podatke kod pojedinog pacijenta i u dogovoru s njime (pogotovo ako se radi o tzv. selektivnom postavljanju stenta kod stabilnog pacijenta) donijeti najbolju odluku [10].



Slika 13. Stent koji oslobađa lijek, [10]

1.9. Materijali koji se koriste za izradu stenta

Metali koji se koriste za izradu stenta moraju zadovoljiti niz zahtijeva, uključujući odgovarajuću fleksibilnost, radijalnu silu, otpornost na lom, rendgensku vidljivost (posebno za legure kroma Cr), biokompatibilnost i nisku trombogenost. Svojstva materijala koji se koriste za izradu stentova su prikazana u Tablici 3. Metalne legure koje se danas koriste za izradu platformi stenta uključuju 316L nehrđajući čelik (SS), kobaltni krom (CoCr), platinski krom (PtCr), nitinol i titan. Učinak stenta općenito ovisi o kompromisima između mogućnosti ugradnje na problematično mjesto (vezane za visinu profila i fleksibilnosti koja se odnosi i na debljinu potpornja i na broj spojeva između prstenova) s jedne strane i radijalnih i uzdužnih sila koje djeluju na proširene potpornje s druge strane. CoCr i PtCr legure imaju veću vlačnu čvrstoću i veću rendgensku vidljivost od 316L SS, a trenutno su prevladavajući materijali za metalne stentove koji se koriste za liječenje koronarne bolesti arterija. Nitinol, odnosno niklov titan ima bolja svojstva prema otpornosti na trombozu u odnosu na 316L SS, no niti jedan klinički dokaz nije pokazao da neka određena metalna platforma ima superiornost nad drugima u smislu biokompatibilnosti i sigurnosti. Međutim, poznato je da metali poput kobalta, kroma, volframa i nikla, mogu izazvati imunološke reakcije. Zabilježeni su rijetki slučajevi preosjetljivosti na metalne stentove [12].

Tablica 3. Metali i polimeri koji se koriste za izradu stenta, [12]

Materijal	Gustoća	Youngov modul elastičnosti (GPa)	Vlačna čvrstoća (Mpa)	Izduženje kod loma (%)	Otpornost na koroziju	Biokompatibilnost	Biorazgradivost (mjeseci)
316L SS	8	193	670	48	+	+	/
CoCr (L-605)	9,1	243	>1000	>50	+	+	/
CoCr (MP-35N)	8,43	233	930	45-60	+	+	/
PtCr	9,9	203	834	45	+	+	/
Nitinol	6,45	40	800-1200	12-25	+	+	/
Čisto željezo	7,8	150	210	40	-	+/-	>12
Fe-35MN	7,6	235	530	32	-	-	>12
Mg (WE43)	1,83	40-130	280	6,8	-	+/-	1-3
PLLA	1,2-1,4	2,7-4,0	40-65	2-6	/	+	18-36
PDLA	1,8	1,0-3,5	40-55	2-6	/	+	12-16
PGA	1,5	6,0-7,0	90-110	1-2	/	+	4-6
PCL	1,1	0,2-0,4	25-35	>300	/	+	24-36
PLGA (85 L/15 G)	1,3	2,0-4,0	40-70	2-6	/	+	12-18
PDLGA (50 DL/50 G)	1,2-1,3	2,0-4,0	40-50	1-4	/	+	1-2

SS - nehrđajući čelik; PLLA - poli-L-laktična kiselina; PDLA - poli-D-laktična kiselina; PGA - poliglikolna kiselina; PCL - polilaktična kiselina; PLGA - polilaktična-glikolna kiselina; PDLGA - poli-D-L-glikolna kiselina

2. Teorija mehanike kontinuuma

2.1. Implementacija hiperelastičnih materijala

U ovom radu će biti potrebno implementirati hiperelastične materijalne modela u programskom paketu za analizu metodom konačnih elemenata *Abaqus 6.14.3* putem korisničke rutine UMAT. Te rutine se obično koriste za implementaciju korisnički definiranih materijalnih modela koji nisu već ugrađeni u programski paket, odnosno ako je razvijen novi oblik materijalnog modela ili kada nijedan od dostupnih materijalnih modela u programskom paketu nedovoljno dobro opisuje ponašanje razmatranog materijala. Pomoću UMAT korisničke rutine, implementirat će se neo–Hooke i Holzapfel–Gasser–Ogden hiperelastični materijalni modeli. Za izvod osnovnih relacija, bit će korištena teorija hiperelastičnih materijala koja u se sebi dodatno sadrži efekte predistezanja (eng. *prestretch*) opisanih odgovarajućim tenzorskim veličinama (pri čemu će vrijednost parametra kojima se opisuje utjecaj promjene volumena biti uzeta tako da je ponašanje nestlačivo). Takvim razmatranjem omogućit će se realnije opisivanje deformiranja arterije.

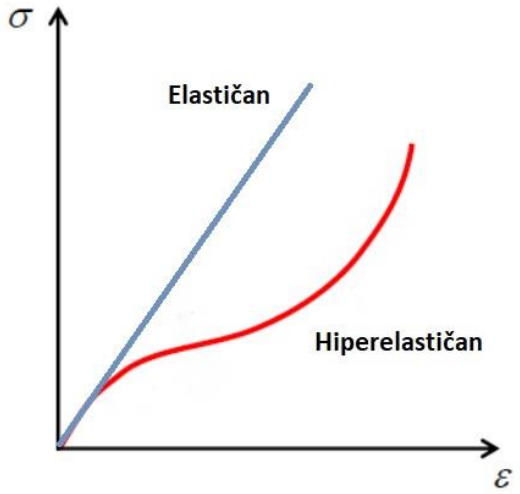
2.2. Hiperelastični materijal

Hiperelastični materijal vrsta je konstitutivnog modela idealno elastičnog materijala čiji odnos deformacije i naprezanja proizlazi iz funkcije gustoće energije deformiranja. Hiperelastičan materijal ima nelinearan odnos između naprezanja i deformacije, a opisan je konstitutivnim relacijama koje opisuju specifično ponašanje promatranog materijala pod određenim točno definiranim uvjetima opterećenja. Kada se govori o hiperelastičnim materijalima u praksi, misli se uglavnom na polimere, iako vrijedi i za meka tkiva. Jedinstveno ponašanje koje je karakteristično za sve polimerne materijale jest svojstvo deformiranja gdje su prisutne velike deformacije (istezljivost do $\approx$ 600%) koje nisu plastične, nego elastične te upravo to svojstvo nazivamo hiperelastičnost, a takve materijale nazivamo hiperelastičnim materijalima. Istezljivost mekih tkiva je manja (oko 25%), ali i dalje se radi o velikim deformacijama. Druga vrlo važna karakteristika polimernih materijala jest svojstvo da prilikom izotermnog deformiranja ne mijenjaju svoj volumen [22].

U teoriji elastičnosti poželjno je definirati funkciju deformacije W (eng. *strain energy function*) koja ima svojstvo da je:

$$\sigma_{ij} = \frac{\partial W}{\partial \varepsilon_{ij}}, \tag{2}$$

gdje je σ_{ij} Cauchijev tenzor naprezanja, a ε_{ij} tenzor malih deformacija. Materijal za koji vrijedi gornji izraz naziva se Greenov elastičan materijal ili hiperelastičan materijal [20]. Hiperelastični materijalni model karakterizira elastičnost, nelinearnost i velike deformacije stoga se obično koristi za opis elastomera, pjena i mekih bioloških tkiva. Na Slici 14 se nalazi prikaz dijagrama naprezanje-deformacija za elastične i hiperelastične materijale, gdje σ predstavlja naprezanje, a ε deformaciju.



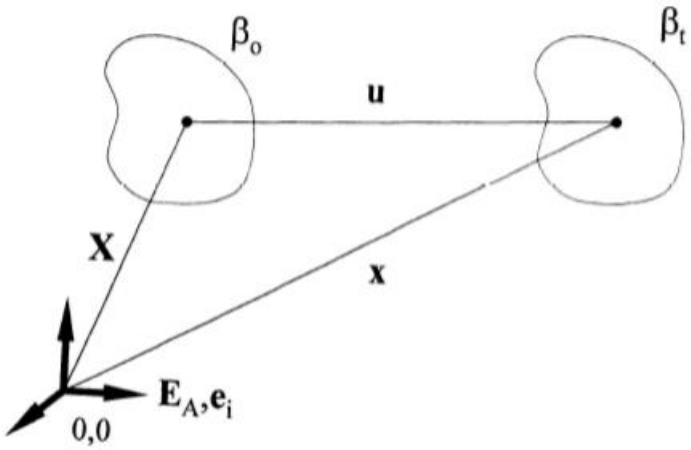
Slika 14. Dijagram naprezanje-deformacija za elastične i hiperelastične materijale

2.3. Mehanika kontinuuma

Mehanika kontinuuma dio je mehanike koji proučava makroskopsko gibanje čvrstih, tekućih i plinovitih tijela. Iako se zna da materija nije homogena nego da postoje 'praznine' među molekulama, atomima i čak unutar atoma, mehanika kontinuuma uvodi pojednostavljenje materijalnog kontinuuma tj. pojam neprekidne sredine [20].

2.3.1. Kinematika kontinuuma

Kinematika je dio mehanike koji proučava gibanje tijela ne vodeći računa o uzrocima gibanja, tj. silama [20]. U ovom kontekstu gibanje se odnosi na pomake čestica u odnosu na njihov početni položaj.



Slika 15. Vektor položaja i vektor pomaka čestice [20]

Slika 15 prikazuje materijalno tijelo u referentnoj konfiguraciji (obično trenutak $t = 0$) označenoj s β_0 i isto tijelo u trenutnoj konfiguraciji (proizvoljni trenutak t), označeno s β_t. Položaj promatrane materijalne čestice označen je vektorima **X** i **x**. Vektor pomaka **u** koji spaja položaj čestice u referentnoj konfiguraciji s njezinim položajem u trenutnoj konfiguraciji lako izračunati kao:

$$\mathbf{u} = \mathbf{X} - \mathbf{x}\,. \tag{3}$$

Za referentni trenutak pogodno uzeti početni trenutak $t = 0$, ali to ne mora biti univerzalno pravilo. Kod identifikacije položaja čestica u prostoru, najčešće se koriste Lagrangeov i Eulerov pristup. Lagrangeov pristup često se koristi u mehanici čvrstih tijela te su kod njega neovisne koordinate **X** i t. Eulerov pristup kod kojeg su nezavisne koordinate **x** i t, pogodniji je za korištenje u mehanici fluida.

Gibanje kontinuuma, tj. svih čestica može se, koristeći Lagrangeov pristup zapisati kao:

$$\mathbf{x} = \mathbf{x}(\mathbf{X}, t)\,. \tag{4}$$

Isti izraz može se zapisati u indeksnom zapisu, za *i*=1, 2, 3

$$x_i = x(X_i, t)\,. \tag{5}$$

Prema tome, izraz za polje pomaka glasi:

$$\mathbf{u}(\mathbf{X}, t) = \mathbf{x}(\mathbf{X}, t) - \mathbf{X}\,. \tag{6}$$

2.3.2. Tenzori gradijenta deformiranja

Prilikom gibanja deformabilnog tijela, udaljenost između dvije materijalne čestice u trenutnoj i referentnoj konfiguraciji možemo definirati s *d***x** i *d***X**. Ta dva vektora su povezana preko tenzora gradijenta deformiranja **F**. Budući da su u njemu nezavisne koordinate materijalne koordinate, naziva se i materijalni tenzor gradijenta deformiranja. Tenzor gradijenta deformiranja definiran je kao derivacija deformiranog vektora **x** i referentnog vektora **X**, odnosno

$$\mathbf{F} = \frac{d\mathbf{x}}{d\mathbf{X}}, \tag{7}$$

ili zapisano indeksnom notacijom:

$$F_{ij} = \frac{\partial x_i}{\partial X_j}\,. \tag{8}$$

U razvijenom obliku tenzor F_{ij} glasi:

$$F_{ij} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x_1}{\partial X_1} & \frac{\partial x_1}{\partial X_2} & \frac{\partial x_1}{\partial X_3} \\ \frac{\partial x_2}{\partial X_1} & \frac{\partial x_2}{\partial X_2} & \frac{\partial x_2}{\partial X_3} \\ \frac{\partial x_3}{\partial X_1} & \frac{\partial x_3}{\partial X_2} & \frac{\partial x_3}{\partial X_3} \end{bmatrix}. \tag{9}$$

U posebnom slučaju kada kada nema posmičnih deformacija prelazi u oblik $F_{ij} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix}$,

pri čemu su λ_1, λ_2 i λ_3 omjeri izduženja u tri smjera pravokutnog Kartezijevog koordinatnog sustava.

Ako je gibanje zadano u Eulerovim koordinatama vrijedi inverzan izraz:

$$\mathbf{F}^{-1} = \frac{d\mathbf{X}}{d\mathbf{x}}, \tag{10}$$

gdje je $\mathbf{F}^{-1}$ prostorni tenzor gradijenta deformiranja, odnosno Eulerov gradijent deformiranja. Tenzori $\mathbf{F}$ i $\mathbf{F}^{-1}$ odnose se istodobno i na referentnu i na trenutnu konfiguraciju, pa je njihova primjena nepraktična.

2.3.3. Tenzori deformiranosti i tenzori deformacije

Zbog nepraktičnosti primjene tenzora $\mathbf{F}$ i $\mathbf{F}^{-1}$ uvode se $\mathbf{C}$ i $\mathbf{b}$, lijevi i desni Cauchy-Greenovi tenzori deformiranosti. Problem kod tenzora gradijenta deformiranja $\mathbf{F}$ stvara to što je *two-point* tenzor, što općenito nije simetričan i što može sadržavati informacije o gibanju krutog tijela. Tenzori deformiranosti povezuju kvadrat diferencijalnog elementa materijalne duljine u trenutnoj konfiguraciji s kvadratom diferencijalnog elementa duljine u referentnoj konfiguraciji. Desni Cauchy-Greenov tenzor $\mathbf{C}$ je vezan uz referentnu konfiguraciju β_0 može se definirati kao:

$$\mathbf{C} = \mathbf{F}^{\mathrm{T}} \cdot \mathbf{F}\,. \tag{11}$$

Lijevi Cauchy-Greenov tenzor $\mathbf{b}$ je vezan uz trenutnu konfiguraciju β može se definirati kao:

$$\mathbf{b} = \mathbf{F} \cdot \mathbf{F}^{\mathrm{T}}\,. \tag{12}$$

2.3.4. Hiperelastični materijalni model

Osnovni oblik konstitutivne jednadžbe hiperelastičnih materijala glasi:

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{2}{J}\mathbf{F}\frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}}\mathbf{F}^{\mathrm{T}}\,. \tag{13}$$

U slučaju da je materijal nestlačiv, volumen se ne mijenja pa vrijedi:

$$J = \det\mathbf{F} = 1\,. \tag{14}$$

Pomoću izraza (9) i (14) , dobije se da vrijedi:

$$J = \det\mathbf{F} = \lambda_1\lambda_2\lambda_3 = 1\,. \tag{15}$$

Dodavanjem uvjeta nestlačivosti jednadžba hiperelastičnih materijala glasi:

$$\boldsymbol{\sigma} = -p\mathbf{I} + 2\mathbf{F}\frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}}\mathbf{F}^{\mathrm{T}}\,, \tag{16}$$

gdje *p* predstavlja Lagrangeov multiplikator kojim se nameće uvjet nestlačivosti pri deformiranju. Izraz (16) može se zapisati i kao:

$$\boldsymbol{\sigma} = -p\mathbf{I} + 2\frac{\partial W}{\partial I_{1C}}\mathbf{b} - 2\frac{\partial W}{\partial I_{2C}}\mathbf{b}^{-1}\,, \tag{17}$$

gdje su I_{1C} i I_{2C} prva i druga invarijanta desnog Cauchy Greenovog tenzora deformiranosti **C** te glase:

$$I_{1C} = {\lambda_1}^2 + {\lambda_2}^2 + {\lambda_3}^2 = \mathrm{tr}(\mathbf{C})\,, \tag{18}$$

$$I_{2C} = {\lambda_1}^2{\lambda_2}^2 + {\lambda_2}^2{\lambda_3}^2 + {\lambda_3}^2{\lambda_1}^2 = \frac{1}{2}\left[(\mathrm{tr}(\mathbf{C}))^2 - \mathrm{tr}(\mathbf{C}^2)\right]. \tag{19}$$

U slučaju kad je tenzor gradijenta deformiranja **F** simetričan vrijedi jednakost **C**=**b**.

Hiperelastični materijali mogu se opisati različitim funkcijama energije deformiranja. Neo-Hooke funkcija energije deformiranja glasi:

$$W = C_1 \cdot (I_{1C} - 3)\,, \tag{20}$$

gdje je C_1 materijalna konstanta materijala koja se određuje eksperimentalnim putem.

Parcijalnim deriviranjem izraza (20) slijedi:

$$\frac{\partial W}{\partial I_{1C}} = C_1 \,, \tag{21}$$

te

$$\frac{\partial W}{\partial I_{2C}} = 0 \,. \tag{22}$$

Uvrštavanjem izraza (20) i (21) u izraz (17) dobiva se Cauchyev tenzor naprezanja **σ** za neo-Hooke materijalni model:

$$\boldsymbol{\sigma} = -p\mathbf{I} + 2C_1\mathbf{b} \,. \tag{23}$$

Prema izrazu (12) vrijedi da je:

$$\mathbf{b} = \begin{bmatrix} {\lambda_1}^2 & 0 & 0 \\ 0 & {\lambda_2}^2 & 0 \\ 0 & 0 & {\lambda_3}^2 \end{bmatrix}, \tag{24}$$

pa izraz (23) možemo prikazati u obliku:

$$\boldsymbol{\sigma} = 2C_1\mathbf{b} - p\mathbf{I} = 2C_1 \begin{bmatrix} {\lambda_1}^2 & 0 & 0 \\ 0 & {\lambda_2}^2 & 0 \\ 0 & 0 & {\lambda_3}^2 \end{bmatrix} - p \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \tag{25}$$

3. Metoda konačnih elemenata

3.1. Općenito o metodi konačnih elemenata

Klasične metode rješavanja problema kontinuiranih sustava temelje se na rješavanju diferencijalnih jednadžbi čije je točno analitičko rješenje moguće dobiti samo za jednostavnije proračunske modele. U općem slučaju vrlo je teško dobiti rješenje koje zadovoljava diferencijalnu jednadžbu u cijelom području razmatranog modela. Stoga se koriste približne numeričke metode koje se temelje na diskretizaciji kontinuiranog sustava gdje se diferencijalne jednadžbe zamjenjuju sustavom algebarskih jednadžbi [21].

Jedna od takvih metoda je i metoda konačnih elemenata (u daljnjem tekstu MKE) (eng. *finite element method*). To je numerička metoda za rješavanje diferencijalnih jednadžbi koja se temelji na fizičkoj diskretizaciji složenog kontinuuma. Razmatrani kontinuum s beskonačno stupnjeva slobode gibanja zamjenjuje se s diskretnim modelom međusobno povezanih elemenata s ograničenim brojem stupnjeva slobode. Potpodručja na koja je podijeljen kontinuum se nazivaju konačni elementi, pa razmatrani kontinuum postaje mreža konačnog broja konačnih elemenata. Konačni elementi međusobno su povezani u točkama koje se nazivaju čvorovi. Polja pomaka, deformacija i naprezanja u svakom elementu se opisuju pomoću interpolacijskih funkcija. Te funkcije moraju zadovoljavati odgovarajuće uvjet da bi se diskretizirani model što više približio ponašanju složenog kontinuiranog sustava. Uz pravilnu formulaciju konačnih elemenata, približavanje točnome rješenju raste s povećanjem broja elemenata [21].

Složene konstrukcije zahtijevaju diskretizaciju s velikim brojem elemenata, a s porastom broja elemenata se povećava i broj nepoznanica koje se trebaju odrediti iz sustava jednadžbi. To bez korištenja računala nije tako lako postići, stoga je za rješavanje problema primjenom metode konačnih elemenata nužna primjena računala. Danas postoji veliki broj komercijalnih računalnih programa temeljenih na ovoj metodi koji omogućuju analizu konstrukcija bez razmatranja složene teorije koja opisuje njezino fizikalno ponašanje. Metoda konačnih elemenata se najčešće primjenjuje u mehanici deformabilnih tijela za rješavanje statičkih i dinamički problema, a koristi se i za rješavanje nelinearnih problema u kojima imamo prisustvo materijala za čije je opisivanje potrebno koristiti hiperelastične materijalne modele.

U kontekstu ovog rada, metoda konačnih elemenata korištena je u sklopu programskog paketa *Abaqus 6.14.3* koji se temelji na ovoj metodi i koji nam omogućuje implementaciju željenog hiperelastičnog modela.

3.2. Programski paket Abaqus i implementacija hiperelastičnih materijala

Korištenje hiperelastičnih konstitutivnih modela danas je omogućeno u gotovo svakom naprednom programu koji se temelji na konačnim elementima [23]. Međutim, u tim programima nalazi se samo određeni broj standardnih hiperelastičnih modela, primjerice u *Abaqusu* su to neo-Hooke, Mooney–Rivlin, Ogden, Yeoh i drugi. Manje poznati ili tek razvijeni hiperelastični materijalni modeli mogu se implementirati u spomenute programske pakete putem odgovarajućih korisnički definiranih rutina. Spomenuta implementacija, osim zbog novo razvijenih oblika hiperelastičnih modela, provodi se i kada nijedan od dostupnih materijalnih modela u programskom paketu nedovoljno dobro opisuje ponašanje razmatranog materijala. Programski paket *Abaqus* u modulu *Abaqus/Standard* posjeduje tri korisničke rutine putem kojih se mogu implementirati vlastiti hiperelastični modeli, a to su: UHYPER (za izotropne hiperelastične materijale), UANISOHYPER (za anizotropne hiperelastične materijale) i UMAT (generalna rutina koja se može koristiti za implementaciju proizvoljnog konstitutivnog modela). Korisničke rutine UHYPER i UANISOHYPER pretežno se koriste za definiranje nelinearnih viskoelastičnih modela. U slučaju skoro potpuno nestlačivih hiperelastičnih materijala, UMAT (eng. *user defined material*) korisnička rutina ima prednost u odnosu na dvije prethodno spomenute jer osigurava bolje rezultate s različitim vrstama konačnih elemenata [22], te će se upravo ta rutina koristiti u ovome radu.

Korisnička rutina UMAT je zapravo Fortran računalni kod koji se poziva tijekom svake iteracije u Newton–Raphsonovoj numeričkoj metodi prilikom traženja ravnotežnog položaja. Pomoću UMAT rutine se definiraju komponente stvarnog Cauchyjevog tenzora naprezanja $\boldsymbol{\sigma}$ i Jacobijeve matrice krutosti $\mathbf{c}$, koja je u literaturi puno poznatija pod nazivom tangentna matrica krutosti ili tenzor elastičnosti [23]. U sklopu jednog UMAT–a je moguće implementirati i veći broj hiperelastičnih materijalnih modela. Pomoću UMAT korisničke rutine, implementirat će se neo–Hooke i Holzapfel–Gasser–Ogden materijalni modeli. Ta dva modela već postoje, ali je za modeliranje stijenke arterije potrebno korištenje proizvoljnog predistezanja elastina i kolagena, što nije moguće bez UMAT rutina. U nastavku rada bit će prikazane definicije svih veličina koje su nam potrebne za kreiranje korisničke rutine UMAT, pri čemu će, za razliku od prethodno prezentirane teorije mehanike kontinuuma u poglavlju 2. U sljedećim potpoglavljima će biti više riječi o veličinama i izrazima koji se koriste kada je prisutno predistezanje.

3.3. Tenzor gradijenta deformiranja s predistezanjem

Da bi se moglo opisati ponašanje materijala arterije pri nastanku plaka unutar nje, deformiranje kreće od referentne konfiguracije koja se nalazi u stanju s određenim predistezanjem pa je zato taj efekt važan pri implementaciji hiperelastičnih materijalnih modela. Za opisivanje efekta predistezanja uvodi se tenzorska veličina **G** koju zovemo tenzor predistezanja. To je dijagonalni tenzor drugog reda koji po dijagonali sadrži iznose omjera izduženja λ u radijalnom, cirkularnom i aksijalnom smjeru, a za koji mora biti zadovoljen uvjet nestlačivosti ($\det(\mathbf{G}) = 1$). Pomoću tenzora predistezanja **G** i tenzora gradijenta deformiranja **F**, možemo definirati novi tenzor gradijenta deformiranja kao:

$$\mathbf{F}_\mathrm{G} = \mathbf{F} \cdot \mathbf{G} \,. \tag{26}$$

Tenzor $\mathbf{F}_\mathrm{G}$ se zove tenzor gradijenta deformiranja s predistezanjem. Nadalje, u zapisima osnovnih veličina iz mehanike kontinuuma koristiti će se tenzor gradijenta deformiranja s predistezanjem $\mathbf{F}_\mathrm{G}$ umjesto dosad korištenog klasičnog tenzora gradijenta deformiranja **F**.

Analogno tome, lijevi i desni Cauchy–Greenov tenzor deformiranosti s uključenim efektima predistezanja glase:

$$\mathbf{C}_\mathrm{G} = \mathbf{F}_\mathrm{G}{}^\mathrm{T}\mathbf{F}_\mathrm{G} \,, \tag{27}$$

$$\mathbf{b}_\mathrm{G} = \mathbf{F}_\mathrm{G}\mathbf{F}_\mathrm{G}{}^\mathrm{T} \,, \tag{28}$$

gdje $\mathbf{C}_\mathrm{G}$ predstavlja desni, a $\mathbf{b}_\mathrm{G}$ lijevi Cauchy–Greenov tenzor deformiranosti s uključenim efektima predistezanja.

3.4. Implementacija Holzapfel-Gasser-Ogden hiperelastičnog materijalnog modela putem UMAT-a

Kako bi se ranije dobiveni rezultati mogli usporediti s drugim hiperelastičnim materijalnim modelom, u nastavku rada će se prikazati implementacija HGO hiperelastičnog materijalnog modela putem UMAT-a.

Realno ponašanje arterijskog tkiva je anizotropno s eksponencijalnom funkcijom potencijale energije deformiranja pa se prema tome najčešće koristi eksponencijalni HGO model. Energija deformiranja se prema HGO modelu računa kao:

$$W = c_1(\overline{I_1} - 3) + \frac{c_2}{c_3}\left[e^{c_3(\overline{I_4}-3)} - 1\right] + \frac{1}{D_1}(J-1)^2\,, \tag{29}$$

gdje $\overline{I_4}$ predstavlja četvrtu invarijantu desnog Cuachy-Greenovog tenzora deformiranosti za anizotropne materijale, a prema (41), (42) i (43) vrijedi:

$$\overline{I_4} = \mathbf{m} \cdot \overline{\mathbf{C}_\mathrm{G}}\mathbf{m}\,, \tag{30}$$

pri čemu **m** predstavlja jedinični vektor usmjerenja vlakana, nadalje,

$$\overline{\mathbf{C}_\mathrm{G}} = J^{-2/3}\mathbf{C}_\mathrm{G}\ , \tag{31}$$

te

$$\overline{\mathbf{b}_\mathrm{G}} = J^{-2/3}\mathbf{b}_\mathrm{G}\ , \tag{32}$$

gdje su $\overline{\mathbf{C}_\mathrm{G}}$ i $\overline{\mathbf{b}_\mathrm{G}}$ distorzijski dijelovi desnog, odnosno lijevog Cauchy–Greenov tenzor deformiranosti s predistezanjem. U slučaju izohornog ponašanja (tj. kada je $J = 1$), distorzijski dio tenzora je jednak ukupnom tenzoru deformiranosti. Razlaganje tenzora na sferni i distorzijski dio će biti objašnjen u sljedećem potpoglavlju.

Desni Cauchy–Greenov tenzor deformiranosti s predistezanjem $\overline{\mathbf{C}_\mathrm{G}}$ se može zapisati i kao:

$$\mathbf{C}_\mathrm{G} = \mathbf{F}_\mathrm{G}{}^{\boldsymbol{T}}\mathbf{F}_\mathrm{G}. \tag{33}$$

Pomoću izraza (33), može se izraz (30) također zapisati indeksno:

$$\overline{I_4} = m_a(\mathrm{C}_\mathrm{G})_{\boldsymbol{ab}}m_b. \tag{34}$$

Parcijalnom derivacijom izraza (34) dobije se:

$$\frac{\partial \overline{I_4}}{\partial C_{pq}} = J^{-2/3}m_a(F_G)_{pa}m_b(F_G)_{qb}m_b - \frac{1}{3}C_{pq}{}^{-1}\overline{I_4}. \tag{35}$$

Prema tome, izrazi za drugi Piola–Kirchhoffov tenzor naprezanja glasi:

$$S_{pq} = c_2 e^{(\overline{I_4}-1)^2}(\overline{I_4} - 1)\frac{\partial \overline{I_4}}{\partial C_{pq}}, \tag{36}$$

odnosno:

$$S_{pq} = c_2 e^{(\overline{I_4}-1)^2}(\overline{I_4} - 1)\left(J^{-2/3}m_a(F_G)_{pa}m_b(F_G)_{qb}m_b - \frac{1}{3}C_{pq}{}^{-1}\overline{I_4}\right). \tag{37}$$

Drugi Piola–Kirchhoffov tenzor naprezanja ima puno veću primjenu u numeričkim proračunima, međutim problem je u tome što se ne može mjeriti i nema nikakvu fizikalnu interpretaciju.

Izraz za Cauchyjev tenzor naprezanja glasi:

$$\sigma_{ij} = \frac{c_2}{J} e^{(\overline{I_4}-1)^2} (\overline{I_4} - 1) \left(J^{-2/3} m_a (F_G)_{pa} m_b (F_G)_{qb} m_b - \frac{1}{3} \delta_{ij} \overline{I_4} \right), \tag{38}$$

a izraz za tangentni modul glasi:

$$\begin{aligned} \sigma_{ij} = 2c_2 e^{c_3(\overline{I_4}-1)^2} \Bigg(& (2c_3(\overline{I_4} - 1)^2 + 1) \frac{\partial \overline{I_4}}{\partial C_{pq}} \frac{\partial \overline{I_4}}{\partial C_{rs}} \\ & - \frac{1}{3} (\overline{I_4} - 1) \Bigg({C_{qp}}^{-1} \frac{\partial \overline{I_4}}{\partial C_{rs}} - \frac{1}{2} \overline{I_4} \left({C_{qr}}^{-1} {C_{il}}^{-1} + {C_{jl}}^{-1} {C_{ik}}^{-1} \right) \\ & + \delta_{kl} {A_{ij}}^{-1} \Bigg) \Bigg). \end{aligned} \tag{39}$$

3.5. Stlačivi hiperelastični materijali s efektima predistezanja

Za rješavanje problema je potrebno koristiti hibridnu formulaciju konačnih elemenata koja omogućuje modeliranje (gotovo) nestlačivih materijala. Pod hibridnom formulacijom se podrazumijeva mješovita formulaciju koja se temelji na više različitih polja neovisnih varijabli koje računamo, a ne samo pomaka. Kada se materijal ponaša nestlačivo (što je slučaj s većinom hiperelastičnih materijala), korištenje konačnih elemenata koji se temelje na metodi pomaka može dovesti do loših rezultata. Razlog tomu jest taj da je u tom slučaju matrica krutosti skoro singularna zbog toga što je modul stlačivosti preveliki u odnosu na modul smičnosti, što dovodi do poteškoća kod rješavanja diskretiziranih jednadžbi ravnoteže u točkama integracije konačnih elemenata. Da bi se izbjegao taj problem, za skoro potpuno nestlačive hiperelastične materijale kojima je početni Poissonov faktor blizu vrijednosti ν = 0,5, u modulu *Abaqus/Standard* preporučuje se korištenje kontinuumskih hibridnih konačnih elemenata kako bi se osigurala brža i izglednija konvergencija prilikom rješavanja inkrementalno–iterativnih proračuna [22].

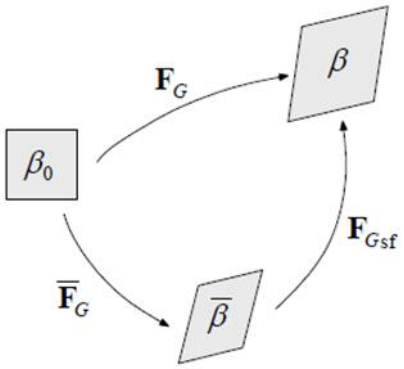
Za pravilno definiranje svih potrebnih veličina u korisničkoj rutini UMAT pri upotrebi konačnih elemenata s hibridnom formulacijom, potrebno je razmatrati teoriju stlačivih hiperelastičnih materijala za izotermno deformiranje prema kojoj se funkcija energije deformiranja W lokalno aditivno razlaže na dio kojim se opisuje promjena volumena i dio kojim se opisuje promjena oblika kao:

$$W = W_{\mathrm{sf}} + W_{\mathrm{dist}}\,, \tag{40}$$

gdje se W_{sf} odnosi na sferni (dilatacijski) dio odgovoran za promjenu volumena, a W_{dist} se odnosi na distorzijski (izohorni) dio odgovoran za promjenu oblika.

3.5.1. Modificirani desni i lijevi Cauchy–Greenov tenzor deformiranosti s predistezanjem

Tenzor $\mathbf{F}_{\text{G}}$ primjenjuje razlaganje na sferni i distorzijski dio koje, zbog prisutnosti velikih deformacija kod hiperelastičnih materijala, nije aditivno već multiplikativno, Slika 16.



Slika 16. Multiplikativno razlaganje tenzora gradijenta deformiranja s predistezanjem, [20]

Na Slici 16 je vidljivo da je $\mathbf{F}_{\text{Gsf}}$ sferni dio koji mijenja volumen jednako u svim smjerovima sa srednjim tlakom $J^{1/3}$, dok je $\overline{\mathbf{F}_{\text{G}}}$ distorzijski dio koji mijenja samo oblik prema izrazu (41).

$$\mathbf{F}_{\text{G}} = \mathbf{F}_{\text{Gsf}} \cdot \overline{\mathbf{F}_{\text{G}}} \ , \tag{41}$$

$$\mathbf{F}_{\text{Gsf}} = J^{1/3} \cdot \text{I} \ , \tag{42}$$

$$\overline{\mathbf{F}_{\text{G}}} = J^{-1/3}\mathbf{F}_{\text{G}} = J^{-1/3}\mathbf{F} \cdot \mathbf{G} \ , \tag{43}$$

Analogno tome, dobivaju se izrazi za lijevi i desni Cauchy–Greenov tenzor deformiranosti s predistezanjem koji se odnose na distorzijski dio odgovoran za promjenu oblika:

$$\mathbf{C}_{\text{G}} = \mathbf{F}_{\text{G}}^{\boldsymbol{T}}\mathbf{F}_{\text{G}} \ \rightarrow \ \overline{\mathbf{C}_{\text{G}}} = J^{-2/3}\mathbf{C}_{\text{G}} \ , \tag{44}$$

$$\mathbf{b}_{\text{G}} = \mathbf{F}_{\text{G}}\mathbf{F}_{\text{G}}^{\boldsymbol{T}} \ \rightarrow \ \overline{\mathbf{b}_{\text{G}}} = J^{-2/3}\mathbf{b}_{\text{G}} \ , \tag{45}$$

gdje su naravno $\overline{\mathbf{C}_{\text{G}}}$ desni, a $\overline{\mathbf{b}_{\text{G}}}$ lijevi Cauchy–Greenov tenzor deformiranosti s predistezanjem.

Za njih vrijedi svojstvo $\det(\overline{\mathbf{C}_\mathrm{G}}) = \det(\overline{\mathbf{b}_\mathrm{G}}) = 1$. Također, korisno prikazati čemu su jednake invarijante tenzora $\overline{\mathbf{C}_\mathrm{G}}$ koje se u literaturi nazivaju modificiranim invarijantama s efektima predistezanja, jer se pomoću njih zadaju funkcije energije deformiranja za stlačive hiperelastične modele, i one glase:

$$\bar{I}_{1C_G} = J^{-2/3} I_{1C_G}\,, \qquad I_{1C_G} = \mathrm{tr}(\mathbf{C}_\mathrm{G}) \tag{46}$$

$$\bar{I}_{2C_G} = J^{-\frac{4}{3}} I_{2C_G}\,, \qquad I_{2C_G} = \frac{1}{2}[\mathrm{tr}(\mathbf{C}_\mathrm{G})^2] - \mathrm{tr}(\mathbf{C}_\mathrm{G} \cdot \mathbf{C}_\mathrm{G}) \tag{47}$$

$$\bar{I}_{3C_G} = \det(\overline{\mathbf{C}_\mathrm{G}}) = 1\,. \tag{48}$$

Već ranije u ovom radu pokazano je da zbog pretpostavke svojstva izotropnosti hiperelastičnih materijala, funkcija energije deformiranja $W = W(\mathbf{C}_\mathrm{G})$ ovisi o tenzoru $\mathbf{C}_\mathrm{G}$ kao pa se s obzirom na ovisnosti sfernih i distorzijskih veličina, funkcija energije deformiranja može zapisati u obliku:

$$W(\mathbf{C}_\mathrm{G}) = W_{sf} + W_{\mathrm{dist}} = W(J) + W(\overline{\mathbf{C}_\mathrm{G}}) = W(J) + \bar{W}\,, \tag{49}$$

pri čemu $W(J)$ utječe samo na promjenu volumena, a $\bar{W}$ utječe samo na promjenu oblika stlačivih hiperelastičnih materijala.

Analogno tome vrijedi:

$$\boldsymbol{\sigma} = \boldsymbol{\sigma}_{\mathrm{sf}} + \overline{\boldsymbol{\sigma}}\,, \tag{50}$$

pri čemu izraz (50) predstavlja Cauchyjev tenzor naprezanja koji se može rastaviti na zbroj sfernog i distorzijskog naprezanja, pri čemu $\boldsymbol{\sigma}_{\mathrm{sf}}$ označuje sferni dio, a $\overline{\boldsymbol{\sigma}}$ označuje distorzijski dio.

Sređivanjem izraza (50) uz provođenje supstitucijskih operacija, deriviranja i sređivanja, dolazi se do konačnog oblika konstitutivne relacije izotropnih stlačivih hiperelastičnih materijala s efektima predistezanja koji glasi:

$$\boldsymbol{\sigma} = \boldsymbol{\sigma}_{\mathrm{sf}} + \overline{\boldsymbol{\sigma}} = \frac{\partial W(J)}{\partial J}\mathbf{I} + \frac{2}{J}\frac{\partial \bar{W}}{\partial \bar{I}_{1C_G}}\left[\overline{\mathbf{b}_\mathrm{G}} - \frac{1}{3}\bar{I}_{1C_G}\mathbf{I}\right], \tag{51}$$

U ovakvom se obliku konstitutivna relacija hiperelastičnih materijalnih modela, pri upotrebi konačnih elemenata s hibridnom formulacijom, implementira putem korisničke rutine UMAT u programski paket *Abaqus*.

3.5.2. Tangentni modul s efektima predistezanja

Druga veličina koju je potrebno definirati prilikom kreiranja korisničke rutine UMAT u programskom paketu *Abaqus*, osim Cauchyjevog naprezanja definiranog jednadžbom (50), jest tangentni modul. Kod rješavanja nelinearnih problema pomoću metode konačnih elemenata uz primjenu inkrementalno–iterativnih algoritama, kao što je Newton–Raphsonova metoda, koristi se konzistentna konstitutivna jednadžbom izrađenom u materijalnim i prostornim koordinatama [25], stoga se pretpostavlja da je drugi Piola–Kirchhoffov tenzor naprezanja **S**, koji sada u sebi uključuje efekte predistezanja, funkcija Lagrangeovog tenzora deformacije s predistezanjem $\mathbf{E}_{\mathrm{G}}$, odnosno $\mathbf{S} = \mathbf{S}(\mathbf{E}_{\mathrm{G}})$, što predstavlja opći zapis konstitutivne relacije izrađene u referentnoj konfiguraciji. Tenzor $\mathbf{E}_{\mathrm{G}}$ glasi:

$$\mathbf{E}_{\mathrm{G}} = \frac{1}{2}(\mathbf{C}_{\mathrm{G}} - \mathbf{I}) = \frac{1}{2}(\mathbf{G}^T\mathbf{F}^T\mathbf{F}\mathbf{G} - \mathbf{I})\,. \tag{52}$$

Totalni diferencijal tenzora naprezanja **S** daje:

$$\mathbf{C} = \frac{\partial \mathbf{S}}{\partial \mathbf{E}_{\mathrm{G}}}\,, \quad \mathbf{C} = C_{ABCD}\mathbf{E}_A \otimes \mathbf{E}_B \otimes \mathbf{E}_C \otimes \mathbf{E}_D\,, \tag{53}$$

pri čemu je **C** materijalni tenzor elastičnosti s predistezanjem. Tenzor elastičnosti **C** predstavlja nagib tangente na krivulju koja povezuje drugo Piola–Kirchhoffovo naprezanje i Lagrangeovu deformaciju s predistezanjem, odnosno on izražava činjenicu da promjena svake komponente naprezanja ovisi o promjeni svake komponente deformacije.

Ono što je također potrebno jest prostorni tenzor elastičnosti **c** s predistezanjem koji se dobije primjenom tzv. Piola „*push forward*“ transformacije na materijalni tenzor **C** prema:

$$\mathbf{c} = J^{-1}\mathbf{F}_G\mathbf{F}_G\mathbf{F}_G{}^T\mathbf{F}_G{}^T\,, \quad \mathbf{c} = \boldsymbol{c}_{abcd}\mathbf{e}_a \otimes \mathbf{e}_b \otimes \mathbf{e}_c \otimes \mathbf{e}_d\,. \tag{54}$$

Iz dijadnog zapisa u (54) uočljivo je da je tenzor **c** tenzor četvrtog reda vezan uz trenutnu konfiguraciju. Da bi se izveli konačni oblici materijalnog i prostornog tenzora elastičnosti s predistezanjem koji vrijede za izotropne stlačive hiperelastične materijale, kreće se od relacije dobivene kombinacijom (52) i (53) koja glasi:

$$\mathbf{C} = \frac{\partial \mathbf{S}}{\partial \mathbf{E}_{\mathrm{G}}} = 2\,\frac{\partial \mathbf{S}}{\partial \mathbf{C}_{\mathrm{G}}}\,. \tag{55}$$

Iz relacije (55) je uočljivo da je potrebno znati oblik drugog Piola–Kirchhoffovog tenzora naprezanja. Zbog jednostavnosti izvoda, ovdje je sada potrebno prikazati konkretan oblik funkcije energije deformiranja stlačivih hiperelastičnih materijala kakav će se pomoću korisničke rutine UMAT implementirati u programski paket *Abaqus*.

Već je prije napomenuto da će se implementirati neo–Hookeov i Holzapfel–Gasser–Ogden materijalni model, a budući da se u sklopu jednog UMAT–a može implementirati veći broj hiperelastičnih materijalnih modela, formira se zajednička funkcija energije deformiranja rastavljena na sferni i distorzijski dio koja u sebi sadrži oba materijalna modela za stlačivo ponašanje i glasi:

$$W = c_1\left(\bar{I}_{1C_G} - 3\right) + \frac{c_2}{c_3}\left[e^{c_3(\overline{I_{1CG}}-3)} - 1\right] + \frac{1}{D_1}(J-1)^2 = \bar{W}(\bar{I}_{1C_G}) + W(J)\,, \tag{56}$$

pri čemu je D_1 parametar kojim se kontrolira stlačivost materijala te će njegovo značenje biti detaljnije objašnjeno u sljedećem potpoglavlju. Ako se u izrazu (56) uzmu za vrijednosti materijalnih parametara $c_1 \neq 0$ i $c_2 = c_3 = 0$, dobije se neo–Hookeov materijalni model, a ako vrijedi $c_1 \neq 0$, $c_2 \neq 0$ $c_3 \neq 0$, dobije se Holzapfel–Gasser–Ogden materijalni model.

Upravo tako će se moći koristiti implementirani hiperelastični materijalni modeli kada će se implementirati u UMAT.

Prema (56), derivacije potrebne u relaciji (51) iznose:

$$\frac{\partial \bar{W}}{\partial \overline{I_{1CG}}} = c_1 + c_2 e^{c_3(\overline{I_{1CG}}-3)}\,, \tag{57}$$

$$\frac{\partial W(J)}{\partial J} = \frac{2}{D_1}(J-1)\,, \tag{58}$$

Radi jednostavnosti zapisivanja, uvodi se supstitucijska oznaka za prvu derivaciju u (57):

$$A = c_1 + c_2 e^{c_3(\overline{I_{1CG}}-3)}\,, \tag{59}$$

Uvrštavanjem (58) i (59) u (51), dobiva se oblik konstitutivne relacije izotropnih stlačivih hiperelastičnih materijala s efektima predistezanja kakav će se za prikazanu funkciju *W* implementirati putem korisničke rutine UMAT i on glasi:

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{2}{J}A\left[\overline{\mathbf{b}_{\mathrm{G}}} - \frac{1}{3}\bar{I}_{1C_G}\mathbf{I}\right] + \frac{2}{D_1}(J-1)\mathbf{I} = \boldsymbol{\sigma}_{\mathrm{sf}} + \bar{\boldsymbol{\sigma}}\,, \tag{60}$$

Izraz za drugi Piola–Kirchhoffov tenzor naprezanja s predistezanjem koji vrijedi za izotropne stlačive hiperelastične materijale i glasi:

$$\mathbf{S} = 2A\left[J^{-2/3}\mathbf{I} - \frac{1}{3}\bar{I}_{1C_G}\mathbf{C}_{\mathrm{G}}{}^{-1}\right] + \frac{2}{D_1}(J^2 - J)\mathbf{C}_{\mathrm{G}}{}^{-1} = \bar{\mathbf{S}} + \mathbf{S}_{\mathrm{sf}}\,. \tag{61}$$

U izrazu (61) vidi se da se drugi Piola–Kirchhoffov tenzor naprezanja može rastaviti na isti način kao i Cauchyjev tenzor naprezanja u izrazu (50) na zbroj sfernog dijela $\mathbf{S}_{\mathrm{sf}}$ i distorzijskog dijela $\mathbf{S}$. Vraćanjem na tenzor $\mathbf{C}$, uvrštava se izraz (61) u (55) i dobije se:

$$\mathbf{C} = 2\frac{\partial}{\partial \mathbf{C}_{\mathrm{G}}}[\bar{\mathbf{S}} + \mathbf{S}_{\mathrm{sf}}] = 2\frac{\partial \bar{\mathbf{S}}}{\partial \mathbf{C}_{\mathrm{G}}} + 2\frac{\partial \mathbf{S}_{\mathrm{sf}}}{\partial \mathbf{C}_{\mathrm{G}}} = \bar{\mathbf{C}} + \mathbf{C}_{\mathrm{sf}}\,, \tag{62}$$

pa se vidi da se i materijalni tenzor elastičnosti s predistezanjem također može aditivno rastaviti na sferni $\mathbf{C}_{\mathrm{sf}}$ i distorzijski dio $\bar{\mathbf{C}}$, što olakšava posao pri izvođenju konačnog oblika tenzora elastičnosti. Zasebnim sređivanjem sfernog $\mathbf{C}_{\mathrm{sf}}$ i distorzijskog $\bar{\mathbf{C}}$ dijela iz izraza (62), uz provođenje supstitucijskih operacija, deriviranja i sređivanja, dobije se:

$$\mathbf{C}_{\mathrm{sf}} = \frac{4J}{D_1}\left(J - \frac{1}{2}\right)\left[\mathbf{C}_{\mathrm{G}}{}^{-1} \otimes \mathbf{C}_{\mathrm{G}}{}^{-1}\right] + \frac{4J}{D_1}(1-J)\left[\mathbf{C}_{\mathrm{G}}{}^{-1} \otimes \mathbf{C}_{\mathrm{G}}{}^{-1}\right], \tag{63}$$

$$\bar{\mathbf{C}} = \frac{4}{3}J^{-2/3}A\left[-\mathbf{I} \otimes \mathbf{C}_{\mathrm{G}}{}^{-1} - \mathbf{C}_{\mathrm{G}}{}^{-1} \otimes \mathbf{I} + I_{1C_G}\left(\frac{1}{3}\mathbf{C}_{\mathrm{G}}{}^{-1} \otimes \mathbf{C}_{\mathrm{G}}{}^{-1} + \mathbf{C}_{\mathrm{G}}{}^{-1} \lozenge \mathbf{C}_{\mathrm{G}}{}^{-1}\right)\right], \tag{64}$$

$$\mathbf{C}_{\mathrm{G}}{}^{-1} \lozenge \mathbf{C}_{\mathrm{G}}{}^{-1} = \frac{1}{2}\left[\left(\mathbf{C}_{\mathrm{G}}{}^{-1} \otimes \mathbf{C}_{\mathrm{G}}{}^{-1}\right)\overset{(2,3)}{T} + \left(\mathbf{C}_{\mathrm{G}}{}^{-1} \otimes \mathbf{C}_{\mathrm{G}}{}^{-1}\right)\overset{(2,4)}{T}\right]. \tag{65}$$

Na taj način, (63) i (64) definiraju materijalni tenzor elastičnosti s predistezanjem $\mathbf{C}$ za izotropne stlačive hiperelastične materijale prema funkciji energije deformiranja (56). Za definiranje konačnog oblika tenzora elastičnosti koji ulazi u korisničku rutinu UMAT potreban je prostorni tenzor elastičnosti s predistezanjem $\mathbf{c}$, pa uz primjenu Piola transformacije prema (54) na izraze (63) i (64), dobije se:

$$\mathbf{c}_{\mathrm{sf}} = \frac{2}{D_1}(2J-1)\left[\mathbf{I} \otimes \mathbf{I}\right] - \frac{4}{D_1}(J-1)\mathbf{II}\,, \tag{66}$$

$$\bar{\mathbf{c}} = \frac{4}{3}\frac{1}{J}A\left[-\mathbf{I} \otimes \overline{\mathbf{b}_{\mathrm{G}}} - \overline{\mathbf{b}_{\mathrm{G}}} \otimes \mathbf{I} + \bar{I}_{1C_G}\left(\frac{1}{3}\mathbf{I} \otimes \mathbf{I} + \mathbf{II}\right)\right], \tag{67}$$

čime je sada prostorni tenzor elastičnosti s predistezanjem u potpunosti definiran kao $\mathbf{c} = \mathbf{c}_{\mathrm{sf}} + \bar{\mathbf{c}}$. U relacijama (66) i (67), tenzor II označuje simetrični jedinični tenzor četvrtog reda. Programski paket *Abaqus* ne koristi prostorni tenzor elastičnosti u formi kakvu opisuju relacije (66) i (67), već koristi tzv. konzistentnu Zaremba–Jaumannovu inkrementalnu formu koja se definira kao:

$$\mathbf{c}^{\mathrm{MJ}} = \mathbf{c}_{\mathrm{sf}} + \bar{\mathbf{c}} + \frac{1}{J}\left[-\mathbf{I} \lozenge \boldsymbol{\tau} + \boldsymbol{\tau} \lozenge \mathbf{I}\right], \tag{68}$$

pri čemu $\boldsymbol{\tau}$ predstavlja Kirchhoffovo naprezanje definirano pomoću naprezanja $\boldsymbol{\sigma}$ (60) kao:

$$\boldsymbol{\tau} = J\boldsymbol{\sigma} = 2A\left[\overline{\mathbf{b}_{\mathrm{G}}} - \frac{1}{3}\,\bar{I}_{1C_G}\,\mathbf{I}\right] + \frac{2}{D_1}(J^2 - J)\mathbf{I}\,, \tag{69}$$

$$\boldsymbol{\tau} = \tau_{ij}\boldsymbol{e}_i \otimes \boldsymbol{e}_j\,. \tag{70}$$

Izrazi $\mathbf{I} \lozenge \boldsymbol{\tau}$ i $\boldsymbol{\tau} \lozenge \mathbf{I}$ u (68) predstavljaju članove tzv. Jaumannove norme i definiraju se na isti način kao i prema izrazu (65). Uvrštavanjem (66), (67) i (70) u (68) te sređivanjem, dobije se konačni oblik inkrementalnog prostornog tenzora elastičnosti s predistezanjem za izotropne stlačive hiperelastične materijale u slučaju neo–Hookeovog i Holzapfel–Gasser–Ogdenovog materijalnog modela prema (56) koji glasi:

$$\mathbf{c}^{\mathrm{MJ}} = \frac{2}{J}A\left[\mathbf{I} \lozenge \overline{\mathbf{b}_{\mathrm{G}}} + \overline{\mathbf{b}_{\mathrm{G}}} \lozenge \mathbf{I} - \frac{2}{3}\overline{\mathbf{b}_{\mathrm{G}}} \otimes \mathbf{I} - \frac{2}{3}\mathbf{I} \otimes \overline{\mathbf{b}_{\mathrm{G}}} + \frac{2}{9}\,\bar{I}_{1C_G}\,\mathbf{I} \otimes \mathbf{I}\right] + \frac{2}{D_1}(2J - 1)\mathbf{I} \otimes \mathbf{I}\,. \tag{71}$$

U ovome se obliku tenzor elastičnosti implementira putem korisničke rutine UMAT u programski paket *Abaqus*, što će biti prikazano u nastavku.

3.5.3. ***Definiranje korisničke rutine* UMAT *za programski paket Abaqus***

Nakon što su se izvele osnovne veličine Cauchyjevog naprezanja (50) i prostornog tenzora elastičnosti (71) koje se moraju ugraditi u korisničku rutinu UMAT da bi se ispravno definirao hiperelastični materijalni model (56), nužno je prevesti njihove izraze iz simboličkog u indeksni zapis jer će se u tom zapisu implementirati u programski paket *Abaqus* u ovom radu. Prevođenjem u indeksni zapis, uz primjenu pravila prema (65), dobije se:

$$\sigma_{ij} = \frac{2}{J}A\left[\bar{b}_{Gij} - \frac{1}{3}\,\bar{I}_{1C_G}\,\delta_{ij}\right] + \frac{2}{D_1}(J - 1)\delta_{ij}\,, \tag{72}$$

$$\begin{aligned} c_{ijkl}^{MJ} = \frac{2}{J}A\left[\frac{1}{2}\delta_{ik}\,\bar{b}_{Gjl} + \frac{1}{2}\delta_{il}\,\bar{b}_{Gjk} + \frac{1}{2}\,\bar{b}_{Gik}\,\delta_{jl} + \frac{1}{2}\,\bar{b}_{Gil}\,\delta_{jk}\right] \\ + \frac{2}{J}A\left[-\frac{2}{3}\,\bar{b}_{Gij}\,\delta_{kl} - \frac{2}{3}\delta_{ij}\,\bar{b}_{Gkl} + \frac{2}{9}\,\bar{I}_{1C_G}\,\delta_{ij}\delta_{kl}\right] + \frac{2}{D_1}(2J - 1)\delta_{ij}\delta_{kl}\,. \end{aligned} \tag{73}$$

Iako se izraz (73) čini vrlo kompliciranom, njegovo implementiranje u *Fortran* računalni kod je zapravo jednostavno. Da bi se kreirana korisnička rutina UMAT mogla koristiti u proračunima, potrebno je povezati *Fortran* kompajler (eng. *compiler*) s programskim paketom *Abaqus*. U ovom diplomskom radu za verziju *Fortran*–a korišten je *Intel Parallel Studio XE 2013* programski paket, dok je za njegovo povezivanje s programskim paketom *Abaqus 6.14.3* korišteno integrirano

razvojno okruženje *Visual Studio 2012* od tvrtke Microsoft. Nakon povezivanja ovih dvaju programa, izvršavanje proračuna pomoću UMAT rutine vrši se putem *Windows* terminala, a ne više putem *Abaqus* sučelja. Kako broj aktivnih komponenata naprezanja i deformacija varira s tipovima konačnih elemenata, korisnička rutina UMAT mora biti pisana tako da se može koristiti sa svim konačnim elementima za koje je namijenjena, pa se prema tome potrebno pridržavati nekih određenih pravila koja vrijede za programski paket *Abaqus*. Pri stvaranju korisničke rutine UMAT za ovaj diplomski rad, korišteno je zaglavlje iz *Abaqus 6.14.3* dokumentacije pod rubrikom *Abaqus User Subroutines Reference Guide*, odjeljak *UMAT* [24]. Korisnička rutina mora raditi bez prebrisavanja drugih dijelova koji se nalaze u programu, što znači da se moraju definirati samo one varijable unutar područja u zaglavlju gdje piše „*varijable koje je potrebno definirati*“ (eng. *variables to be defined*), a ne smiju se redefinirati varijable za koje vrijedi „*varijable koje se prosljeđuju u korisničku rutinu*“ (eng. *variables passed in subroutine*), jer bi to moglo dovesti do neželjenih poteškoća u proračunu. Od svih veličina koje pri svakoj iteraciji Newton–Raphsonove metode kod provođenja proračuna ulaze u rutinu UMAT, jedina koja nas zanima jest tenzor gradijenta deformiranja i on je dostupan za sve tipove konačnih elemenata, osim za gredne (eng. *beam*) elemente. Tenzor gradijenta deformiranja uvijek se sprema kao 3 × 3 matrica i odnosi se na konfiguraciju na kraju trenutnog inkrementa DFGRD1 (eng. *deformation gradient at 1*), a računa se s obzirom na „referentnu“ konfiguraciju na kraju prethodnog inkrementa DFGRD0 (eng. *deformation gradient at 0*), što je zapravo početak trenutnog inkrementa. Ako prilikom zadavanja proračunskog modela nije definiran lokalni koordinatni sustav, komponente tenzora gradijenta deformiranja koji ulazi u rutinu izrađene su u globalnom koordinatnom sustavu, a ako je lokalni koordinatni sustav definiran, tada su komponente tenzora gradijenta deformiranja izrađene u tom lokalnom koordinatnom sustavu, pri čemu je taj sustav u svakom trenutku vezan uz model. Kao što se može vidjeti iz relacija (72) i (73), za definiranje Cauchyjevog tenzora naprezanja $\boldsymbol{\sigma}$ i prostornog tenzora elastičnosti $\mathbf{c}^{\mathrm{MJ}}$ u UMAT–u je potrebno definirati veliki broj veličina pomoću kojih bi se komponente ovih tenzora u svakoj iteraciji Newton–Raphsonove metode mogle moći izračunati. To znači da je pri programiranju računalnog koda za UMAT potrebno zapisati po redu jednadžbe po kojima se računaju sve varijable potrebne za računanje tih tenzora, koje su predstavljene u prethodnim potpoglavljima i vrijede za izotropne stlačive hiperelastične materijale s efektima predistezanja. Vrijednosti materijalnih parametara c_1, c_2, c_3 i parametra stlačivosti D_1 definiraju se pomoću vektora materijalnih svojstava PROPS, te je prilikom kreiranja proračunskog modela potrebno zadati njihove vrijednosti jer će one služiti kao ulazni podaci kod provođenja proračuna. I dijagonalne komponente dijagonalnog tenzora predistezanja **G** zadaju se pomoću

vektora PROPS, pri čemu se zadaju samo dvije vrijednosti, a treća se računa iz uvjeta nestlačivosti prema $\det(\mathbf{G}) = 1$, iz čega proizlazi:

$$G_{11}G_{22}G_{33} = 1 \;\Rightarrow\; G_{11} = \frac{1}{G_{22}G_{33}}. \tag{74}$$

U ovom diplomskom radu sve veličine u korisničkoj rutini UMAT definirat će se tenzorskim operacijama pomoću indeksnog zapisivanja, a zatim će se od određenih tenzorskih veličina formirati vektorske veličine uzimanjem (eng. *extract*) njihovih pojedinih komponenata kako bi se definirale one veličine koje se tretiraju kao izlazni podaci iz UMAT rutine za programski paket *Abaqus* prilikom provođenja nelinearnih inkrementalno–iterativnih proračuna. To se prvenstveno odnosi na tenzor naprezanja od kojega se formira vektor naprezanja i na tenzor elastičnosti od kojega se formira matrica elastičnosti. Ovakav način definiranja veličina u korisničkoj rutini UMAT trebao bi poboljšati brzinu konvergencije. Prema pravilu koje vrijedi u programskom paketu *Abaqus* pri formiranju vektorskih veličina na temelju različitih komponenata iz tenzorskih veličina, primjenjuje se numeriranje indeksa prema Voigtovoj notaciji na sljedeći način:

$1 \rightarrow 11$, $2 \rightarrow 22$, $3 \rightarrow 33$, $4 \rightarrow 12$, $5 \rightarrow 13$, $6 \rightarrow 23$, što je prikazano na Slici 17 na sljedećoj stranici.

Prema algoritmu na Slici 17, uz korištenje svih relacija izvedenih u prethodnim potpoglavljima i adaptirajući sva pravila programiranja, napisan je *Fortran* računalni kod za korisničku rutinu UMAT kojom se implementira hiperelastični materijalni model (56) u programski paket *Abaqus*, te je u cijelosti priložen u dodatku na kraju rada.

Ulazne varijable:

$\mathbf{F}$ (DFGR1), NDI, NSHR, c_1 PROPS (1), c_2 PROPS (2), c_3 PROPS (3), D_1 PROPS (4)

1. Definiranje tenzora predistezanja $\mathbf{G}$ (PSDFGR) u lokalnom koordinatnom sustavu

   G_{22} PROPS(5), G_{33} PROPS(6) $\rightarrow$ $\mathbf{G} = [3\times 3]$ uz uvjet $\rightarrow$ $\det(\mathbf{G}) = 1$

2. Računanje tenzora gradijenta deformiranja s predistezanjem $\mathbf{F}_G$ (DFGR)

   $$\mathbf{F}_G = [3\times 3] \qquad \mathbf{F}_G = \mathbf{F}\cdot\mathbf{G} \qquad F_{Gij} = F_{ik}\,G_{kj}$$

3. Računanje Jacobijeve determinante J

   $$J = \det(\mathbf{F}_G)$$

4. Računanje modifiriranog tenzora gradijenta deformiranja $\overline{\mathbf{F}}_G$ (DFGRBAR)

   $$\overline{\mathbf{F}}_G = [3\times 3] \qquad \overline{\mathbf{F}}_G = J^{-1/3}\,\mathbf{F}_G \qquad \overline{F}_{Gij} = J^{-1/3}\,F_{Gij}$$

5. Računanje modificiranog lijevog Cauchy–Greenovog tenzora $\overline{\mathbf{b}}_G$ (BBART)

   $$\overline{\mathbf{b}}_G = [3\times 3] \qquad \overline{\mathbf{b}}_G = \overline{\mathbf{F}}_G\overline{\mathbf{F}}_G^T \qquad \overline{b}_{Gij} = \overline{F}_{Gik}\,\overline{F}_{G\,jk}$$

6. Definiranje modificirane prve invarijante $\overline{I}_{1C_G}$ (TRBBAR)

   $$\overline{I}_{1C_G} = \mathrm{tr}\left(\overline{\mathbf{F}}_G^T\overline{\mathbf{F}}_G\right)$$

7. Računanje Cauchyjevog tenzora naprezanja $\boldsymbol{\sigma}$ (STRESST)

   $$\boldsymbol{\sigma} = [3\times 3]$$

8. Formiranje Cauchyjevog vektora naprezanja $\boldsymbol{\sigma}_{[6\times 1]}$ (STRESS)

   $$\boldsymbol{\sigma}_{[6\times 1]} = \begin{bmatrix}\sigma_{11} & \sigma_{22} & \sigma_{33} & \sigma_{12} & \sigma_{13} & \sigma_{23}\end{bmatrix}^T$$

9. Računanje prostornog tenzora elastičnosti $\mathbf{c}^{MJ}$ (DSDE)

   $$\mathbf{c}^{MJ} = [3\times 3\times 3\times 3]$$

10. Formiranje matrice elastičnosti $\mathbf{c}_{[6\times 6]}$ (DDSDDE)

$$\mathbf{c}_{[6\times 6]} = \begin{bmatrix} c_{1111} & c_{1122} & c_{1133} & c_{1112} & c_{1113} & c_{1123} \\ c_{2211} & c_{2222} & c_{2233} & c_{2212} & c_{2213} & c_{2223} \\ c_{3311} & c_{3322} & c_{3333} & c_{3312} & c_{3313} & c_{3323} \\ c_{1211} & c_{1222} & c_{1233} & c_{1212} & c_{1213} & c_{1223} \\ c_{1311} & c_{1322} & c_{1333} & c_{1312} & c_{1313} & c_{1323} \\ c_{2311} & c_{2322} & c_{2333} & c_{2312} & c_{2313} & c_{2323} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} & c_{14} & c_{15} & c_{16} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} & c_{24} & c_{25} & c_{26} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} & c_{34} & c_{35} & c_{36} \\ c_{41} & c_{42} & c_{43} & c_{44} & c_{45} & c_{46} \\ c_{51} & c_{52} & c_{53} & c_{54} & c_{55} & c_{56} \\ c_{61} & c_{62} & c_{63} & c_{64} & c_{65} & c_{66} \end{bmatrix}$$

Slika 17. Algoritam za implementaciju hiperelastičnog modela u programski paket Abaqus, [22]

4. Rezultati

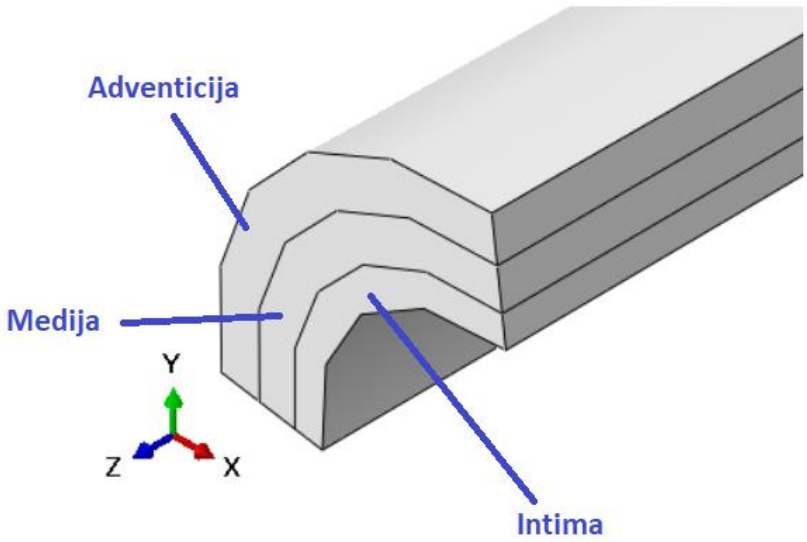
Da bi se ispitao utjecaj predistezanja i krvnog tlaka na naprezanja u stijeci nakon ugradnje stenta, potrebno je izraditi modele karotidne arterije i stenta u programskom paketu Abaqus.

4.1. Usporedba raspodjele naprezanja zdravog segmenta karotidne arterije korištenjem neo-Hooke materijalnog modela sa i bez predistezanja

U modulu *Part* pomoću *Sketch-a* kreiran je model karotidne arterije unutarnjeg promjera 4 mm, debljine stijenke 1 mm i definiran kao 3D deformabilno tijelo. Pomoću opcija *Partition Face*: *Sketch* i *Partition Face*: *Sweep Edges* model je u radijalnom smjeru podijeljen na 3 dijela što predstavlja tri sloja krvne žile: intimu, mediju i adventiciju. Debljine slojeva odgovaraju vrijednostima iz Tablice 2.

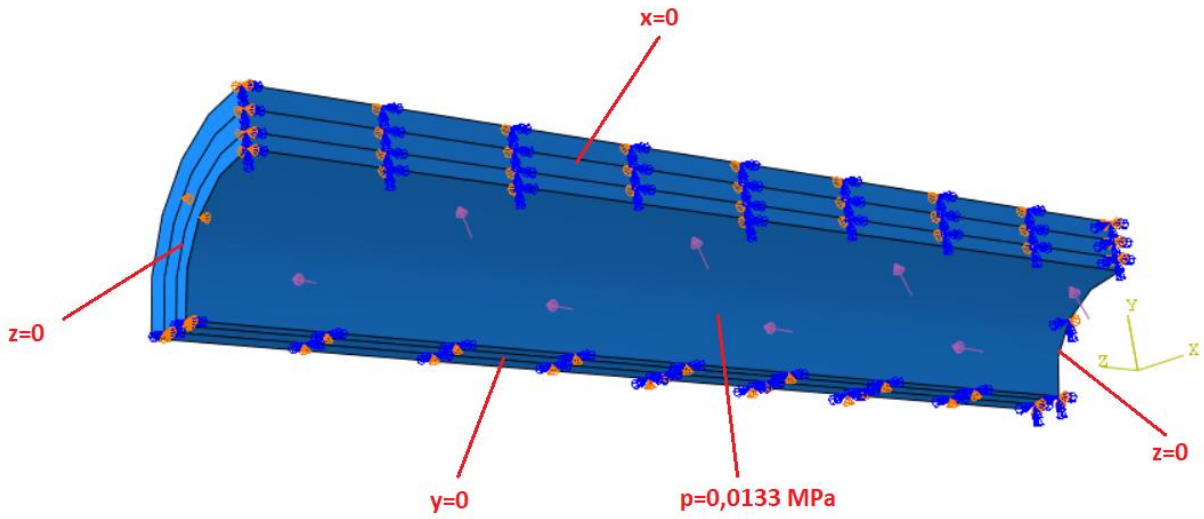
Model je kreiran kao osmina poprečnog presjeka kako bi numeričke simulacije bile, zbog diskretizacije modela manjim brojem elemenata, brže i točnije.

Prikaz zdravog segmenta karotidne arterije u programskom paketu *Abaqus* nalazi se na Slici 18.



Slika 18. Prikaz zdravog segmenta karotidne arterije u programskom paketu Abaqus

U modulu Property definirana su materijalna svojstva svakog pojedinog sloja žile. Slojevi pripadaju homogenom, hiperelastičnom i izotropnom materijalnom tipu mehaničkog ponašanja. Pomoću modula Load definirani su rubni uvjeti i opterećenje na modelu krvne žile. Definiran je rubni uvjet simetrije u smjeru x, y i z osi Kartezijevog koordinatnog sustava i opterećenje u obliku tlaka na unutarnju površinu intime, kao što je prikazano na Slici 19.



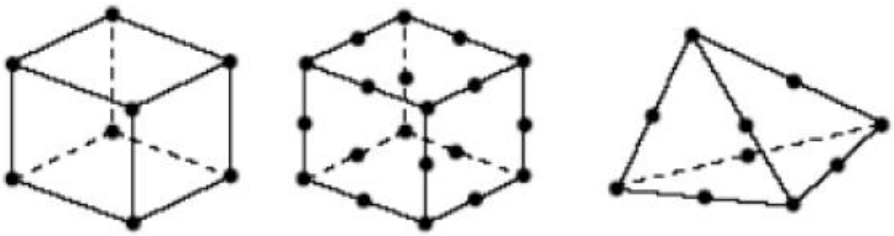
Slika 19. Rubni uvjeti i opterećenja na 1/8 segmenta karotidne arterije

Modul *Mesh* koristi se za diskretiziranje modela na konačne elemente pomoću kojih se razmatrani kontinuum s beskonačno stupnjeva slobode gibanja zamjenjuje se s diskretnim modelom međusobno povezanih elemenata s ograničenim brojem stupnjeva slobode. Drugim riječima razmatrani kontinuum postaje mreža konačnih elemenata.

Abaqus/CAE koristi različite boje za označavanje koja je tehnika definiranja mreže trenutno dodijeljena nekoj regiji. Ako se *Solid Region* može podesiti korištenjem *Structured* mreže, regija postaje zelena kad ulaskom u *Mesh* modul, drugim riječima, zelena boja označava da je *Structured* tehnika mreže dodijeljena toj regiji. Žuto označava da je *Sweep* tehnika stvaranja mreže primijenjena na određenu regiju. Te dvije tehnike stvaranja mreže korištene kroz ovaj rad.

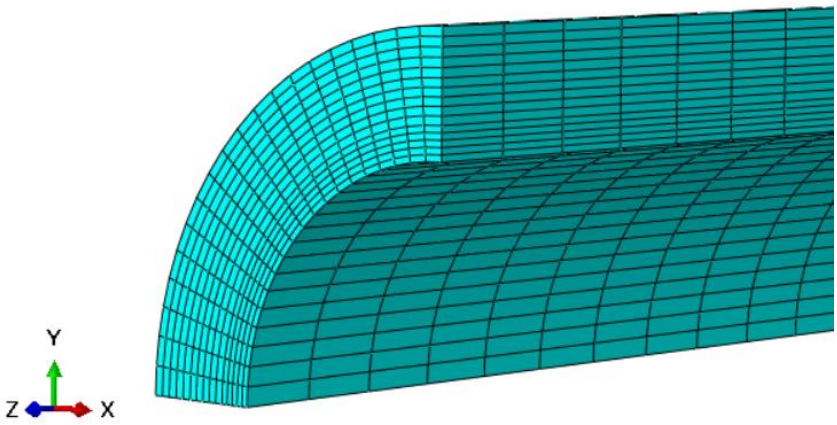
U *Abaqus-u* je dostupan veliki broj i širok spektar elemenata koji omogućuju rješavanje različitih problema, odnosno modeliranje različite geometrije. U ovom će korišteni su elementi za 3D analizu problema, za analizu pomaka i naprezanja.

Slika 20 prikazuje najčešće korištene 3D konačne elemente, heksaedarski i tetraedarski konačni elementi. U ovom radu za sve modele korišteni su heksaedarski konačni elementi prvog reda (8 čvorova) [26].



Slika 20. Najčešće korišteni 3D (continuum elements) konačni elementi, [26]

Model karotidne arterije u ovom slučaju bez predistezanja, diskretiziran je s 9000 C3D8H heksaedarskih konačnih elemenata, odnosno trodimenzijskih (3D) konačnih elemenata s 8 čvorova, hibridnom formulacijom, kao što je označeno slovom H u imenu elementa, Slika 21.



Slika 21. Mreža C3D8H konačnih elemenata na modelu karotidne arterije

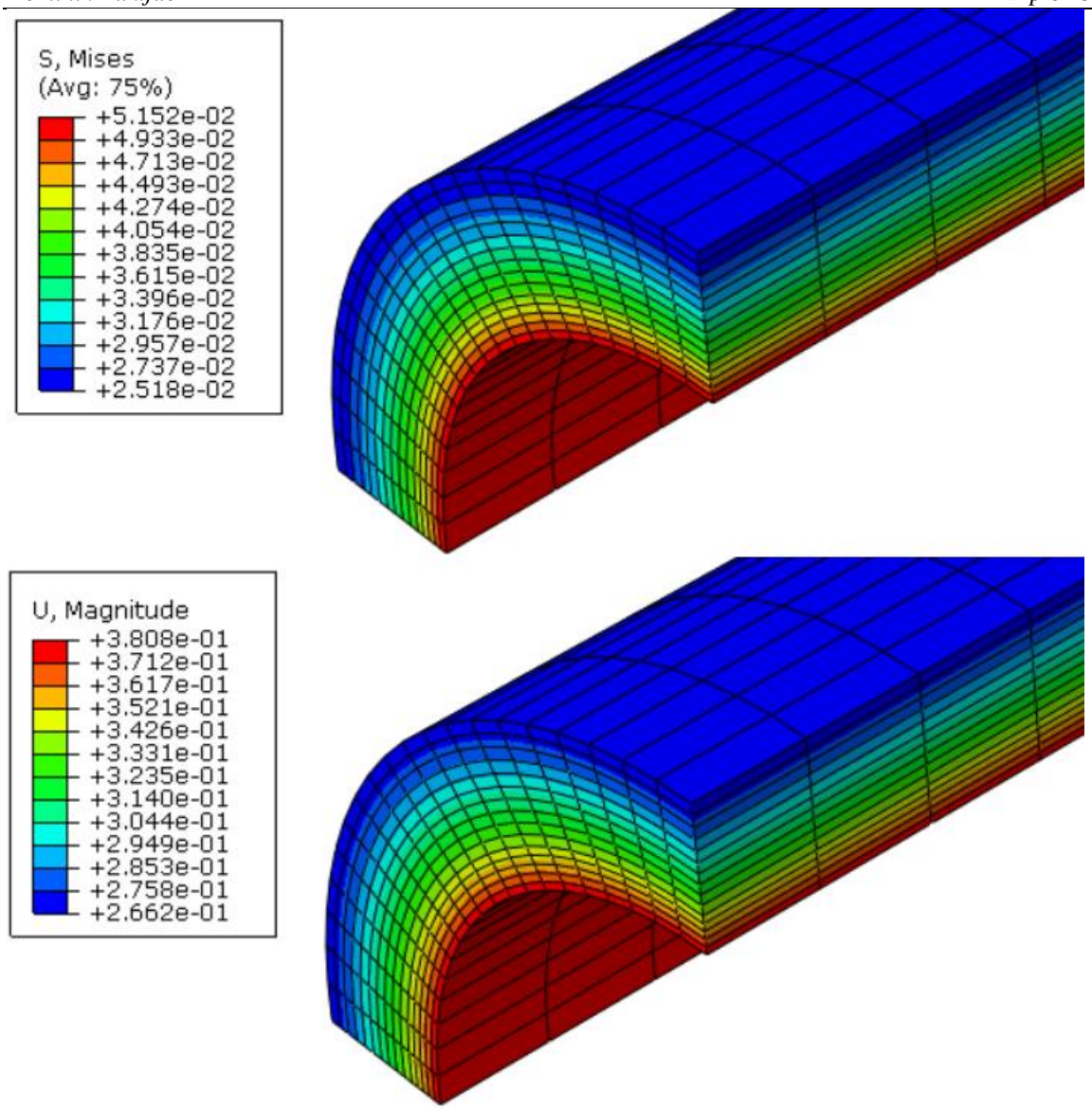
Hibridna formulacija se koristi za rješavanje nekompresibilnosti, odnosno nestlačivog ponašanja materijala zadanog pomoću parametra D ($D = 0$). Svaki čvor konačnog elementa ima tri stupnja slobodne, translacije u smjeru osi koordinatnog sustava. Za model žile korištena je *Structured* tehnika stvaranja mreže konačnih elemenata.

Neo-Hooke model za izotropno hiperelastično ponašanje materijala isprva je razvijen za opisivanje elastičnih svojstava arterijskog tkiva, ali danas se široko koristi za modeliranje različitih mekih bioloških tkiva i raznih elastomera. Takvi se materijali mogu smatrati nekompresibilnim materijalima. Neo-Hooke materijalni model je definiran s dva materijalna parametra, C10 i D. Tablica 4 prikazuje svojstva materijala korištena za tkivo bez predistezanja, prema [26].

Tablica 4. Materijalna svojstva svakog pojedinog sloja žile prema Neo-Hooku

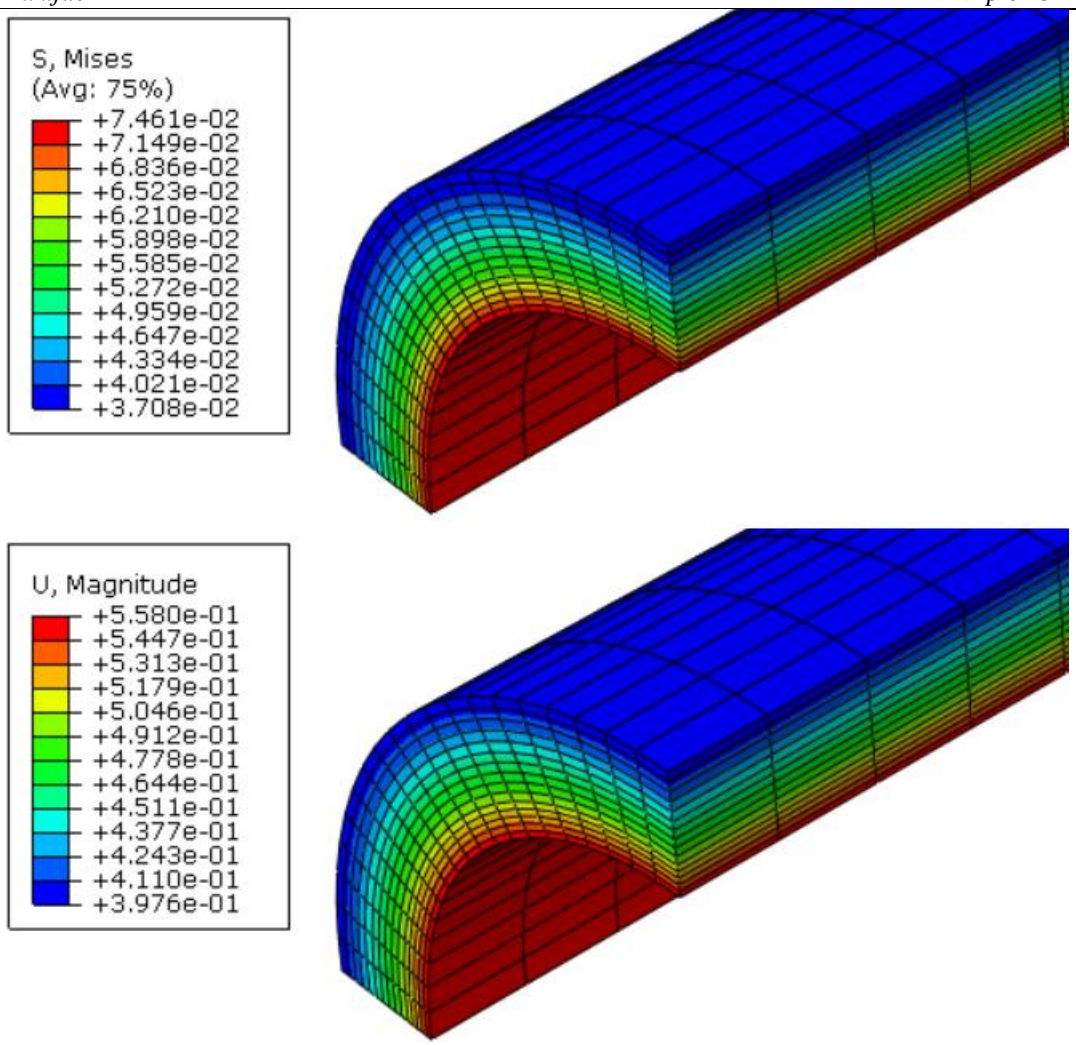
Materijal	C_{10} [MPa]	D
Intima	0,042	0
Medija	0,042	0
Adventicija	0,042	0

Numeričke analize na arteriji provede ne su u tri slučaja: normalan, povišen i visok krvni tlak. Slika 22 prikazuje *S*, Mises naprezanja [N/mm^2] i amplitudu pomaka *U* [mm] (koji zbog rubnih uvjeta odgovara radijalnog pomaku) u stijenci krvne žile pod srednjim normalnim tlakom od 100 mmHg, odnosno 0,0133 MPa.



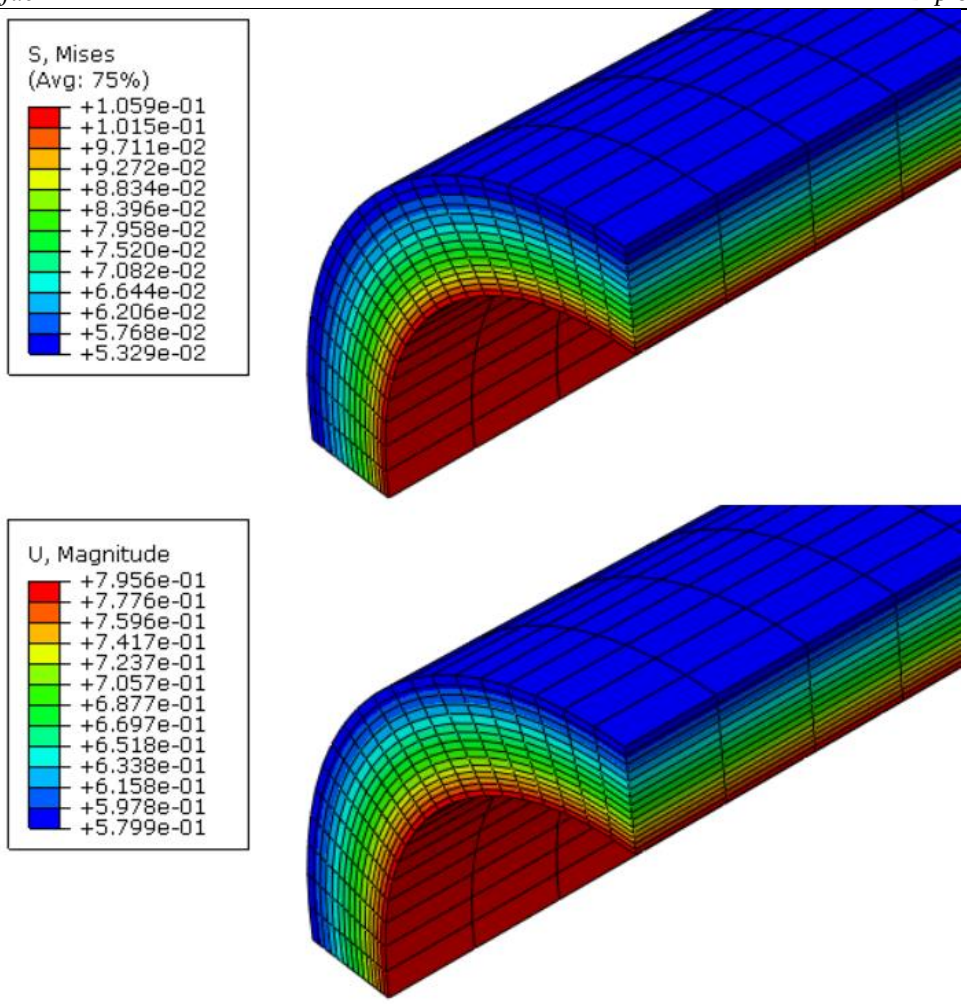
Slika 22. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] u stijenci krvne žile uslijed srednjeg normalnog tlaka

Slika 23 prikazuje S, Mises naprezanja [N/mm^2] i pomake U [mm] u stijenci krvne žile pod povišenim tlakom od 130 mmHg, odnosno 0,0173 MPa. U usporedbi sa Slikom 22 vidljivo je da su i pomaci i naprezanja veći u drugom slučaju, što se moglo i pretpostaviti.



Slika 23. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] u stijenci krvne žile uslijed povišenog tlaka

Slika 24 također prikazuje *S*, Mises naprezanja [N/mm2] i pomake *U* [mm] u stijenci krvne žile, ali u slučaju visokog tlaka od 160 mmHg, odnosno 0,0213 MPa. U usporedbi sa Slikom 22 i Slikom 23 vidljivo je da su pomaci i naprezanja najveći u slučaju najvećeg tlaka. Uslijed većeg tlaka, dolazi do većeg širenja stijenke i većih naprezanja u materijalu.

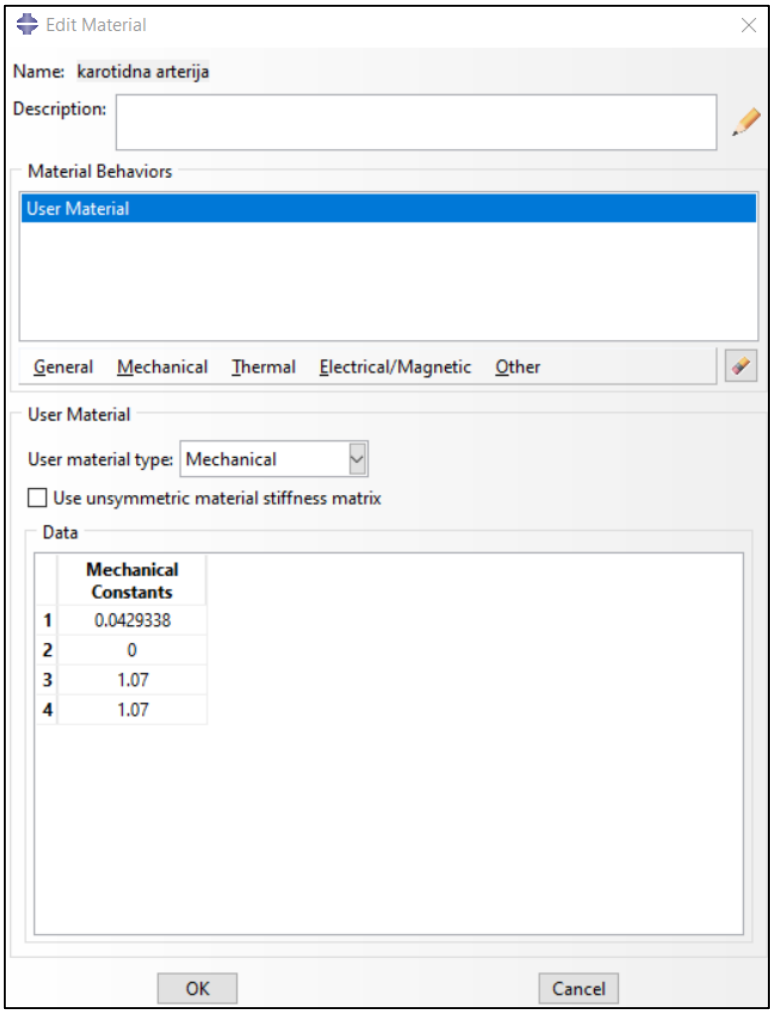


Slika 24. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] u stijenci krvne žile uslijed visokog tlaka

Sa slika je vidljivo da s povećanjem tlaka raste maksimalno naprezanje u stijenci s 51,52 kPa za normalni srednji tlak, preko 74,61 kPa do 105,9 kPa. Ta naprezanja se mogu usporediti s naprezanjima dobivenim s materijalnim modelom s predistezanjima za istu geometriju i rubne uvjete, ali korištenjem UMAT rutina. UMAT rutine se koriste tako da se u modulu *Property*, odabire *Edit material*. Nakon toga se odabire *General* te *User Material*. Tu je omogućen unos vrijednosti materijalnih parametara C_{10}, D i G_{22} i G_{33}, Slika 26. UMAT rutine se ne mogu pokretati iz CAE-a, nego se u modulu *Job*, izradi se novi *Job* te se odabire *Write input*. To je jedina razlika u odnosu na uobičajeni postupak. Dalje se *.inp* datoteka koristi u *Intel Composer XE 2013*. U folderu se pojavljuju *.odb* datoteka te *.msg* datoteka gdje je moguće vidjeti dobivene rezultate.

U slučaju neo-Hooke materijalnog modela s predistezanjima je potrebno zadati 4 vrijednosti: materijalni parametar C_{10}, drugi označava D za definiciju (ne)stlačivosti, dok treća i četvrta vrijednost označavaju predistezanja u cirkularnom smjeru G_{22} te G_{33} u aksijalnom. Provedene su

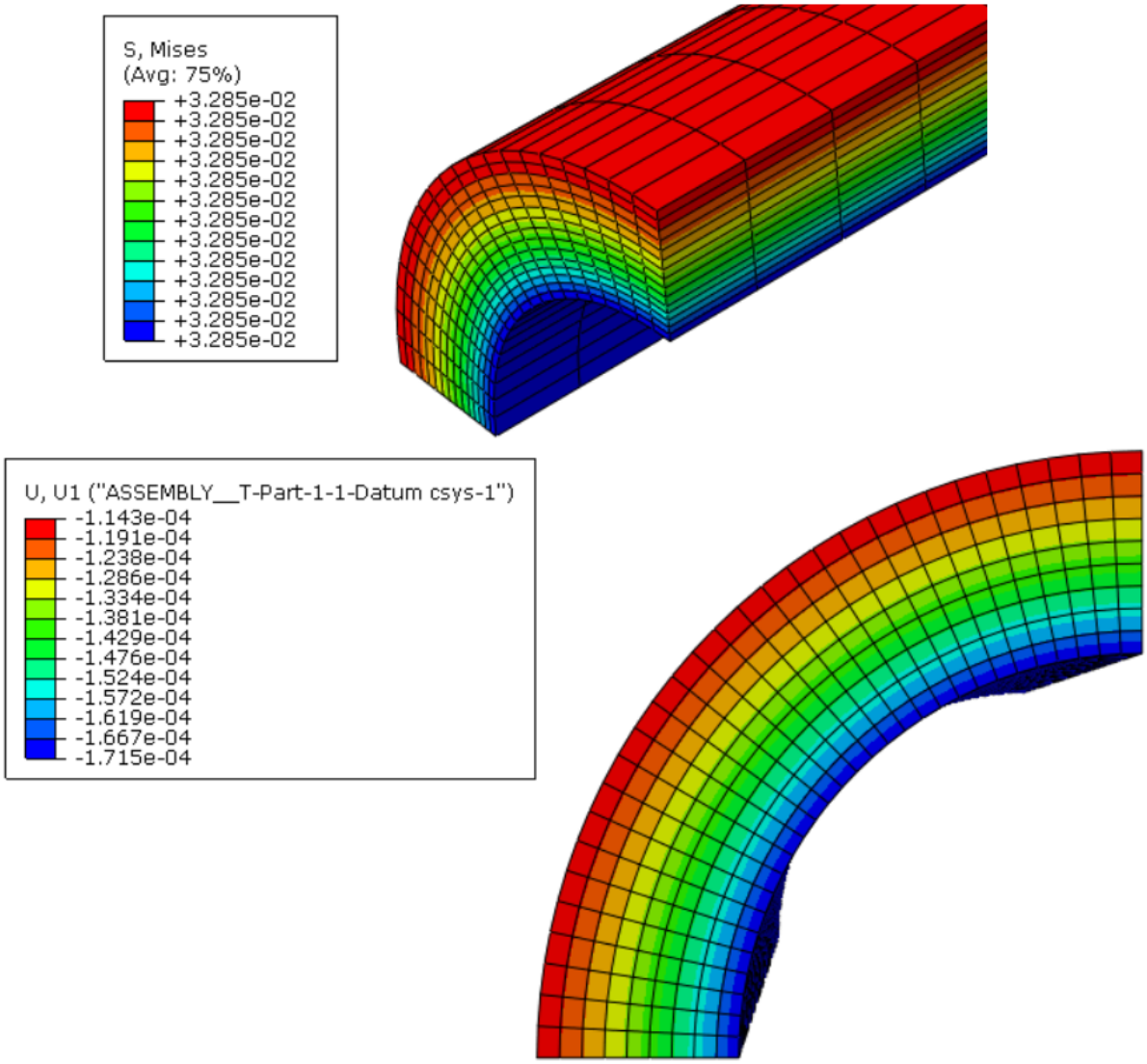
simulacije na zdravoj žili s nekoliko različitih kombinacija materijalnih parametara ovisnih o zadanim predistezanjima, prikazanih u Tablici 5, no parametri sa Slike 25 jedini daju rezultate koji odgovaraju traženim vrijednostima, odnosno da radijalni pomak žile opterećene normalnim krvnim tlakom iznosi nula.



Slika 25. Materijalni parametri za materijal karotidne arterije

Tablica 5. Različiti materijalni parametri za neo-Hooke hiperelastični model

Slučaj #	1	2	3
C_{10} [MPa]	0,0429338	0,031122	0,02184614
G_{22}[MPa]	1,07	1,1	1,15
G_{33}[MPa]	1,07	1,1	1,15



Slika 26. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] u stijenci krvne žile uslijed srednjeg normalnog tlaka korištenjem UMAT rutine

Materijalni parametri su odabrani tako da zadana, modelirana, geometriji odgovara snimljenoj geometriji krvne žile u tijelu (odnosno *in vivo* geometriji). Materijalni parametri (C_{10}) se za odabrani iznos predistezanja može izračunati koristeći model predstavljen u Cardamone et al, 2009 [30].

Kao što je vidljivo sa Slike 26, radijalni pomak je reda veličine 10^{-4} mm, što možemo zanemariti. Za usporedbu, kada se koristi materijalni model bez predistezanja gdje je modelirana geometrija neopterećena, pomak za isti tlak je bio 0,38 mm.

Također, usporedbom rezultata sa Slike 22 i Slike 26, može se vidjeti da su naprezanja za isto opterećenje znatno manja – 32,85 kPa s predistezanjima u usporedbi s 51,52 kPa ako se predistezanja ne uzimaju u obzir.

Naprezanja na unutarnjoj strani arterije, gdje će naprezanje nakon ugradnje stenta biti maksimalno, su prikazana u Tablici 6. za sve kombinacije parametara:

Tablica 6. Naprezanja na unutarnjoj strani arterije

Slučaj	*S*, Mises [N/mm^2]
Srednji normalan krvni tlak	0,05152
Povišeni krvni tlak	0,07461
Visoki krvni tlak	0,1059
Srednji normalan krvni tlak s UMAT rutinom	0,03285

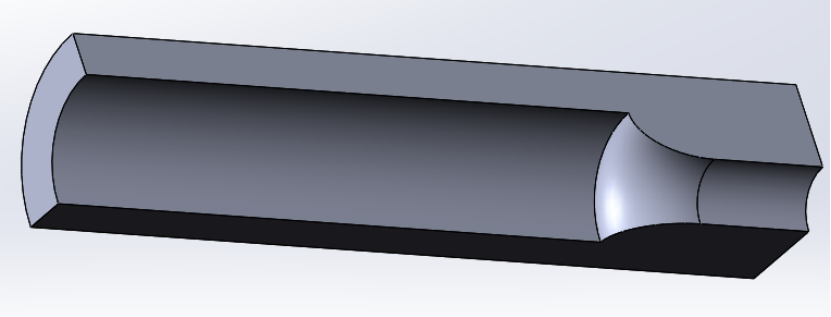
4.2. Model karotidne arterije s nakupinom plaka i implementacija UMAT-a

U prošlom potpoglavlju je uzeta u obzir potpuno zdrava karotidna arteriji, jer će naprezanja u zdravoj stijenci biti bitna za procjenu vjerojatnosti dolaska do restenoze nakon ugradnje stenta. Stent se ne ugrađuje u zdravu, već u aterosklerozu krvnu žilu, te je potrebno uzeti u obzir i plak. Kao što je već spomenuto u radu, ateroskleroza predstavlja nakupljanje plaka u intimi velikih i srednje velikih arterija. Plak se sastoji od lipida, upalnih stanica te stanica vezivnog tkiva [18]. U ovom diplomskom radu, bit će prezentirani rezultati tri različite vrste plaka s obzirom na različite krutost: kalcificirani, plak s fibrinskom kapom (celularni) i svježi s tankom ne-fibrinskom kapom (hipocelularni), prema [27]. Neo-Hooke hiperelastične konstante za definiranje materijalnog modela plaka, nalaze se u Tablici 7.

Tablica 7. Neo-Hooke hiperelastične konstante za definiranje materijalnog modela plaka [27]

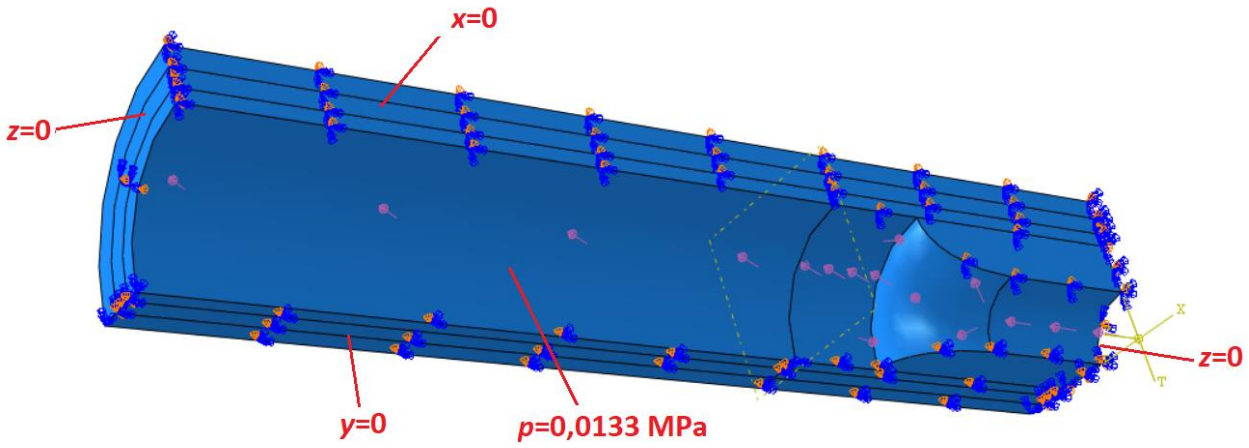
Materijal plaka	C_{10} [MPa]	D_1
Kalcificirani	0,057	0
Celularni	0,172	0
Hipocelularni	0,309	0

Pomoću programa za 3D modeliranje, *Solidworks 2016 x64 Edition*, izrađen je model karotidne arterije s plakom. Plak je izrađen i dimenzioniran prema [27]. Aterosklerotski plak nalazi se na sredini modela žile, duljine je 10 mm, a debljina mu se postepeno povećava od 0 do 1 mm na udaljenosti od 2 mm, simetrično s obje strane, Slika 27. Nakon izrade, model je spremljen kao *Step* datoteka kako bi se mogao otvoriti putem *Abaqusa* te kako bi se provela numerička simulacija.



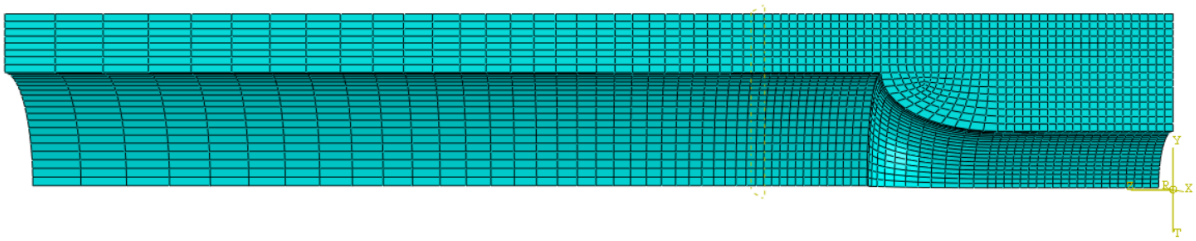
Slika 27. Model karotidne arterije s aterosklerotskim plakom izrađen u programu Solidworks 2016 x64 Edition

Nakon ubacivanja *Step* datoteke u Abaqus, potrebno je izraditi novi cilindrični koordinatni sustav, odabrat *Geometry Edit* kako bi se geometrija prilagodila *Abaqusu*, te je potrebno izraditi particije na modelu pomoću opcije *Partition Face Sketch*. Model iz Abaqusa je prikazan na Slici 28. Također se može vidjeti i novi cilindrični koordinatni sustav s osima *r*, θ i *z* te zadani rubni uvjeti.



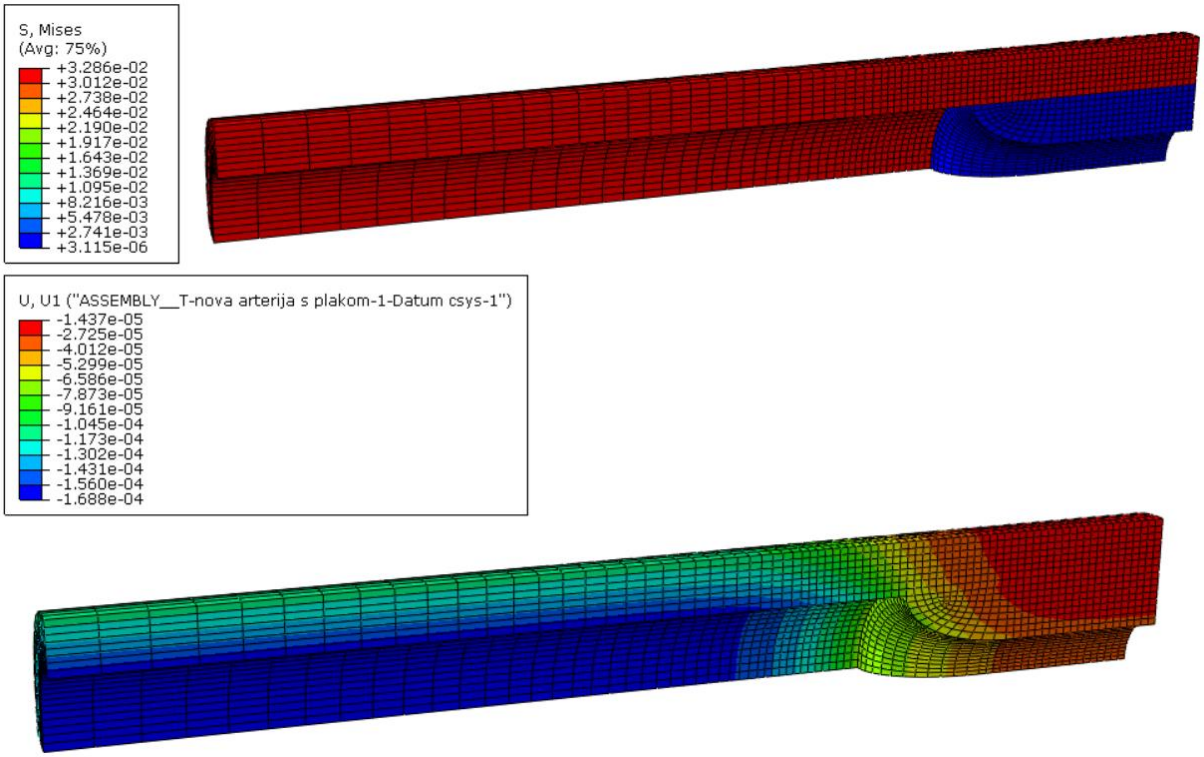
Slika 28. Model karotidne arterije s aterosklerotskim plakom u programskom paketu Abaqus

Također, pomoću opcije *Cutting plane*, napravljena je ravnina udaljena 13 mm od lijevog ruba (od strane gdje nije plak) kako bi se mogla izraditi mreža konačnih elemenata s više elemenata oko plaka, a s manje elemenata udaljavanjem od plaka jer kod zdrave arterije ne postoje aksijalni gradijente naprezanja te je na tom dijelu korištena opcija *Single Bias* (omjer 5), Slika 29. Za izradu mreže konačnih elemenata korišteni su C3D8H heksaedarski elementi i hibridna formulacija te *Sweep* tehnika. Ateroskerozna stijenka je diskretizirana s 25420 elemenata (od čega 16740 na samoj stijenci i 8680 na plaku).



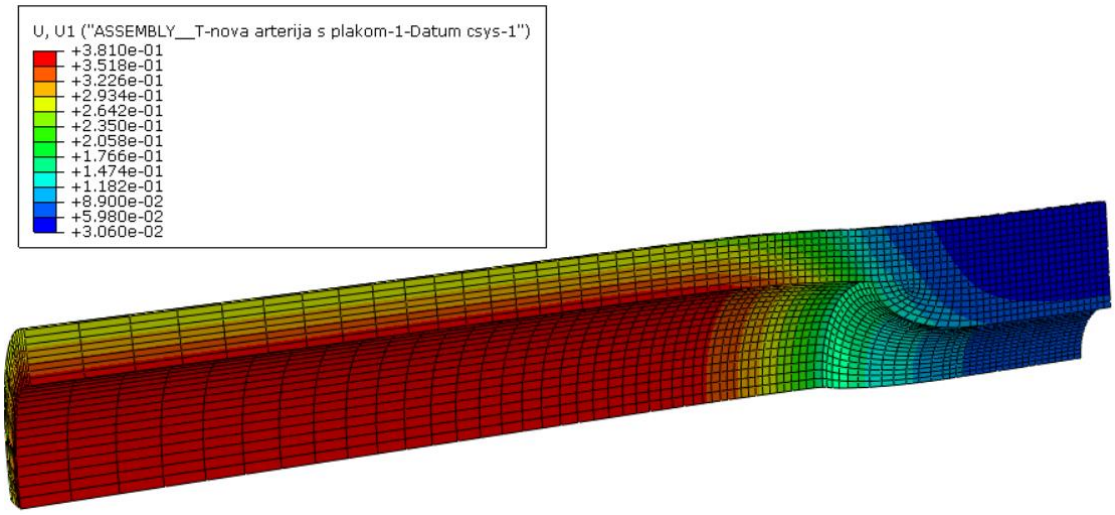
Slika 29. Mreža konačnih elemenata na modelu arterije s plakom

Na Slici 30, mogu se vidjeti naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] numeričke simulacije s materijalom za kalcificirani plak. U ovom slučaju se amplituda pomaka ne poklapa potpuno s pomakom u radijalnom smjeru, jer krvni tlak aksijalno tlači plak. S obzirom da plak nema predistezanja, nego je samo nataložen unutar stijenke (i modeliran s običnim neo-Hooke modelom ugrađenim u *Abaqus*), a stijenka ima zanemarive pomake, plak se ne deformira te ne nosi nikakva naprezanja. Pomaci su ostali reda veličine 10^{-4} - 10^{-5} mm.



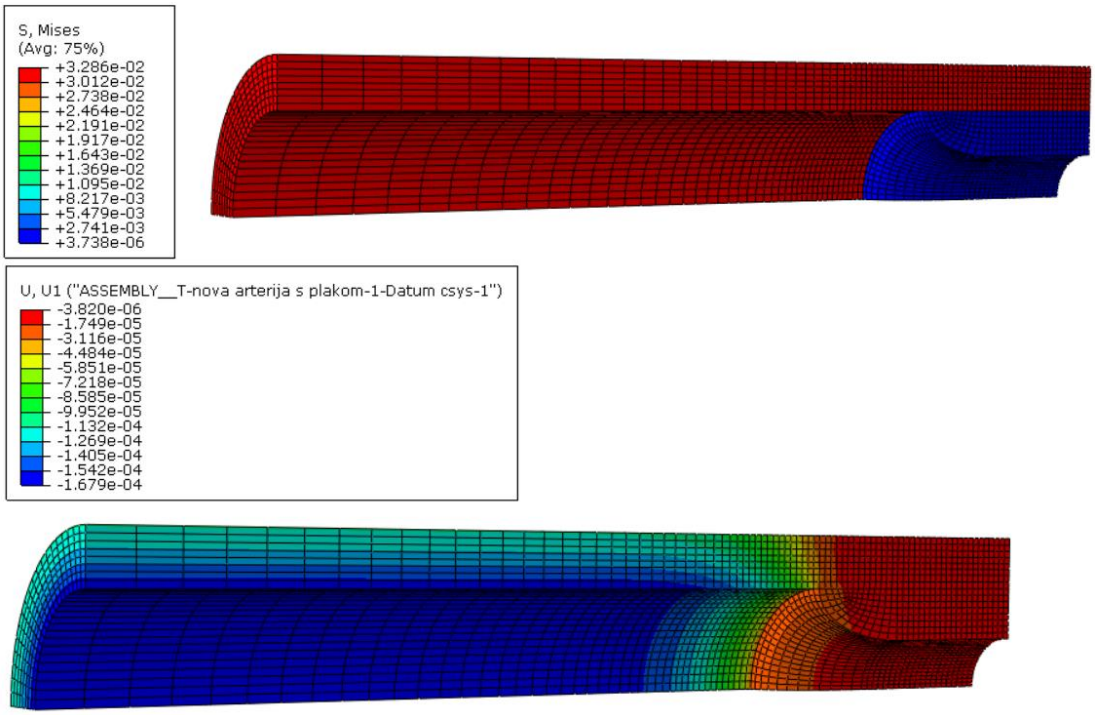
Slika 30. Naprezanja [N/mm2] i pomaci [mm] žile s kalcificiranim plakom

Ako se ne koristi materijalni model s predistezanjima, nego obični neo-Hooke, tijekom analize pomaka arterije s plakom dolazi do suženja žile na mjestu plaka. Arterijska stijenka s plakom je znatno kruća od same stijenke, te isto opterećenje uzrokuje znatno manje pomake, prikazane na Slici 31.

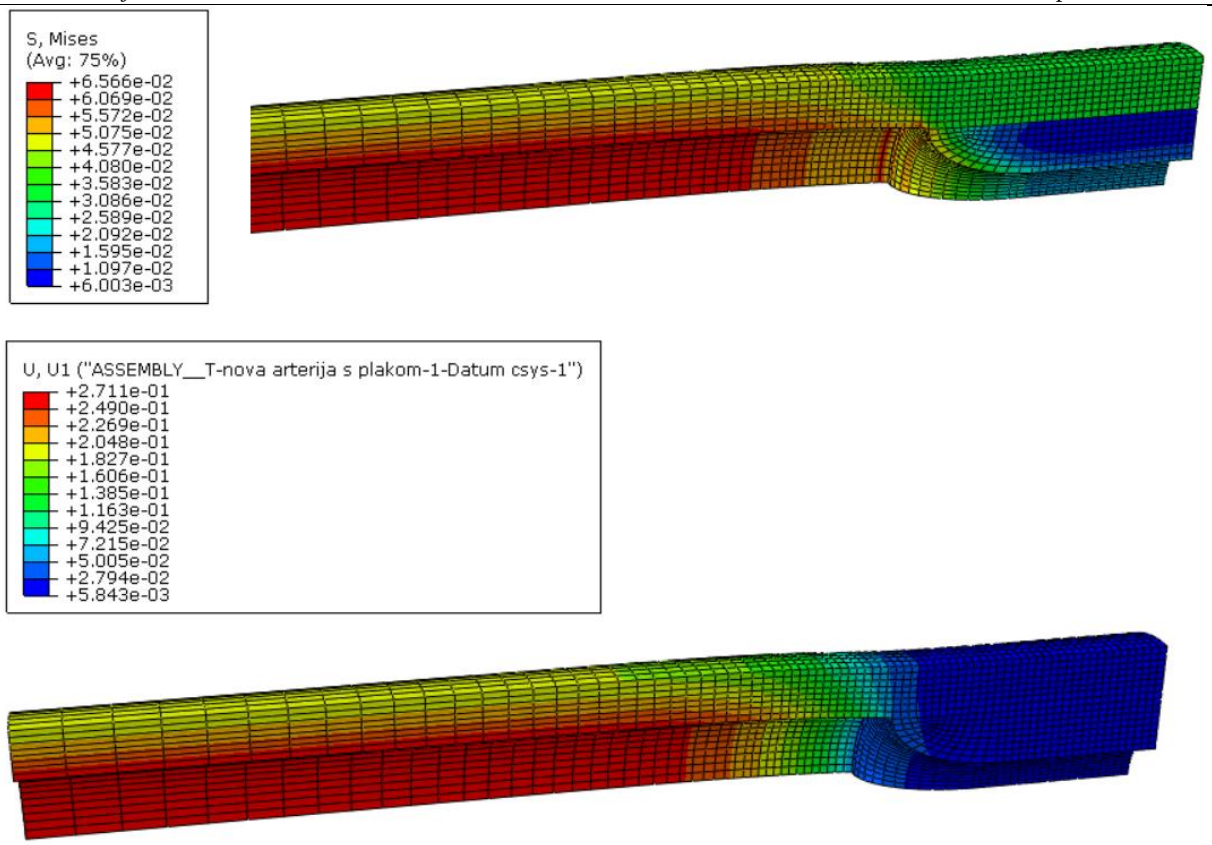


Slika 31. Arterija s plakom bez predistezanja s neo-Hooke materijalnim modelom

Slika 32 prikazuje rezultate s krućim, hipocelularnim plakom.



Slika 32. Naprezanja [N/mm2] i pomaci [mm] žile s hipocelularnim plakom



Slika 33. Naprezanja [N/mm2] i pomaci [mm] žile s kalcificiranim plakom opterećene visokim tlakom

Vidljivo je da su naprezanja ostala nepromijenjena. Na Slici 33, uočava se da je radijalni pomak stijenke još manji nego na Slici 30 zbog veće krutosti plaka.

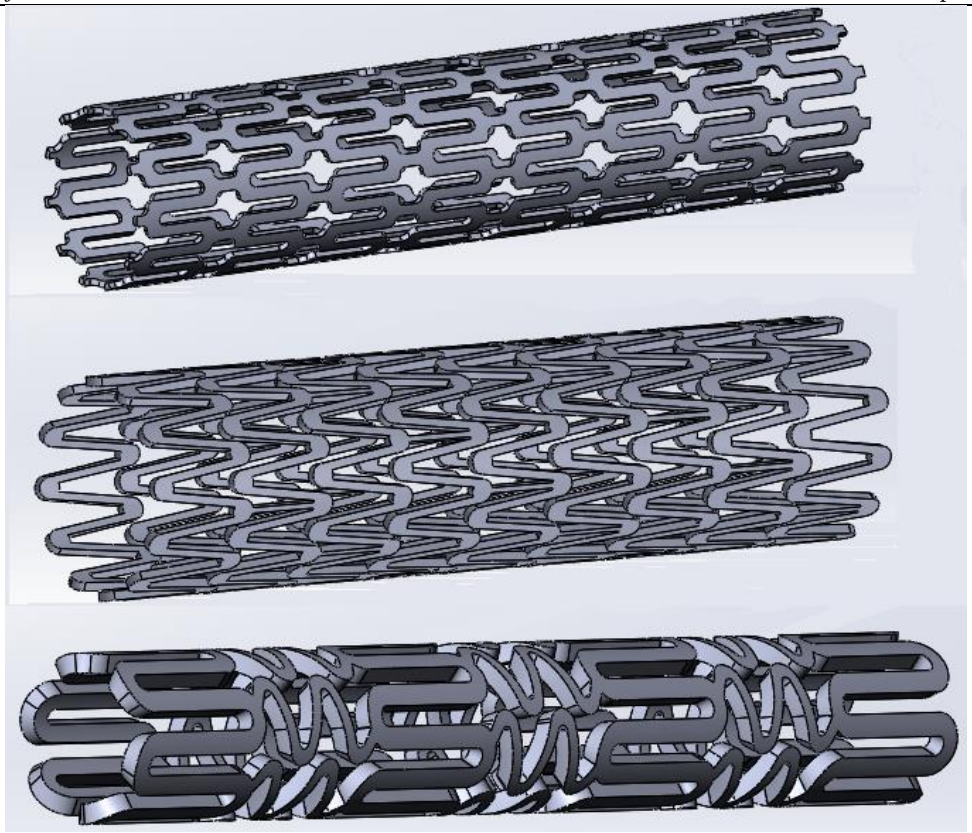
4.3. Analiza naprezanja, deformacija i pomaka nakon ugradnje stenta

Budući da se već ranije u radu pisalo o karotidnom stentu, vrstama stenta, povijesti, načinu ugradnje, materijalima koji se koriste za izradu itd., u nastavku ovog rada će biti više riječi o samoj geometriji stenta te o rezultatima dobivenih numeričkih simulacija.

Proizvođači stentova drže u tajnosti geometriju i dimenzije svojih stentova. Geometrija je značajno napredovala, tržište je veliko, a također i konkurencija, stoga ne čudi da nigdje nije moguće pronaći već gotove CAD modele odgovarajućeg stenta. To je predstavljalo velik problem jer koliko god se čini da je geometrija stenta jednostavna, velik problem predstavlja modeliranje stenta koji zadovoljava tražene uvjete. Stent mora imati mali promjer (vanjski promjer iznosi manje od 2

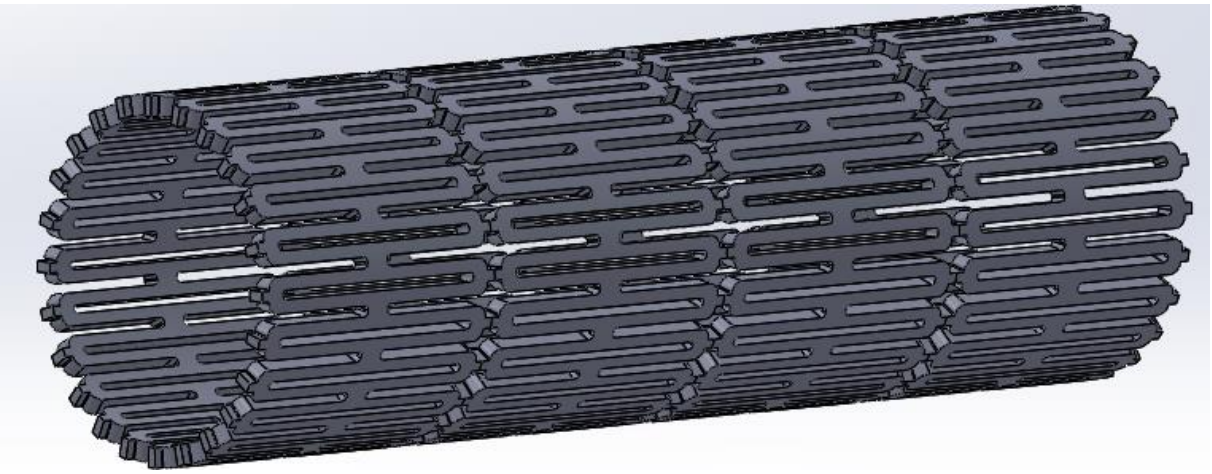
mm), a s druge strane mora se u radijalnom smjeru proširiti za otprilike 2 mm. Stent se proširuje pomoću balona pod tlakom od oko 2 MPa [31]. Dakle potrebno je postići geometriju i odabrati materijal tako da se prilikom zadanog tlaka u balonu, stent proširi točno koliko treba, a da prilikom proširivanja ne dođe do prevelikih naprezanja u stentu, ali da unesene plastične deformacije budu dovoljno velike da zadrže promjer aterosklerozne stijenke na nominalnoj vrijednosti.

U nastavku rada će se prikazati neke od testiranih geometrija koje nisu pokazale odgovarajuće rezultate te geometrija koja je ispunila zahtjeve. Stentovi su izrađeni u programskom paketu *Solidworks 2016 x64 Edition.* Na Slici 34, nalaze se 3 različita stenta vlastite izrade, no nažalost nijedan od njih nije uspio zadovoljiti zadane uvjete. Prvi stent (skroz gore) je bio prekrut te su naprezanja bila prevelika. O iznosu dozvoljenih naprezanja će biti više riječi u nastavku. Također, pomaci su bili premali, odnosno geometrija je takva da se jednostavno ne može dovoljno proširiti bez nepoželjnih deformacija na pojedinim mjestima. Napravljeno je gotovo 10-ak preinaka toga stenta, no bez uspjeha. Drugi stent (u sredini) je bio obećavajući, no nakon ubacivanja u *Abaqus*, jednostavno je dolazilo do većih komplikacija prilikom izrade cilindričnog koordinatnog sustava te izrade mreže konačnih elemenata jer *Abaqus* nije dopuštao upotrebu *Structured* ili *Sweep* elemenata, već samo *Bottom-up*, što nikako nije odgovaralo. Također uz nekoliko preinaka i pokušaja, nije bilo uspjeha. S trećim stentom po redu (skroz dolje) je bilo problema sa simetrijom tako da je odbačen kao opcija odmah u startu.



Slika 34. Nezadovoljavajući modeli stenta

Nakon velikog broja pokušaja, izrađen je stent koji je uspio ispuniti minimalne zahtjeve, prikazan na Slici 35, a njegove dimenzije se nalaze u Tablici 8.



Slika 35. Odgovarajući stent korišten u ovom diplomskom radu

Tablica 8. Dimenzije stenta

Vanjski promjer [mm]	1,974
Unutarnji promjer [mm]	1,754
Debljina stijenke [mm]	0,11
Duljina [mm]	15

Prilikom dizajniranja stenta i provjere zadovoljava li minimalne uvjete, korišten materijal je legura Co-Cr L605. Ta legura najučestalije je korištena na tržištu, ima veliku vlačnu čvrstoću, dobru otpornost na koroziju, otpornost na zamor i nemagnetna je legura. Puni sastav Co-Cr L605 legure vidljiv je u Tablici 9.

Tablica 9. Sastav stent legura (%), [12]

Materijal	Fe	Co	Cr	Pt	Ni	W	Mo	Mn	Ti	Mg	Ir
CoCr (L-605)	3	52	20	-	10	15	-	1,5	-	-	-

U modulu *Property* definirano je elastično - plastično ponašanje materijala. Materijalne konstante Youngov modul elastičnosti E i Poissonov koeficijent v potrebne su za opisivanje elastičnog, a granica tečenja σ_T i iznos plastične deformacije ε_{pl} za opisivanje plastičnog ponašanja. Granica tečenja σ_T je ono naprezanje kod kojeg se pri eksperimentalnom ispitivanju materijala epruveta počinje produljivati bez povećanja naprezanja. Rasterećenjem iz tog područja u materijalu uz elastične ε_{el} zaostaju i trajne plastične deformacije ε_{pl}, i vrijedi izraz:

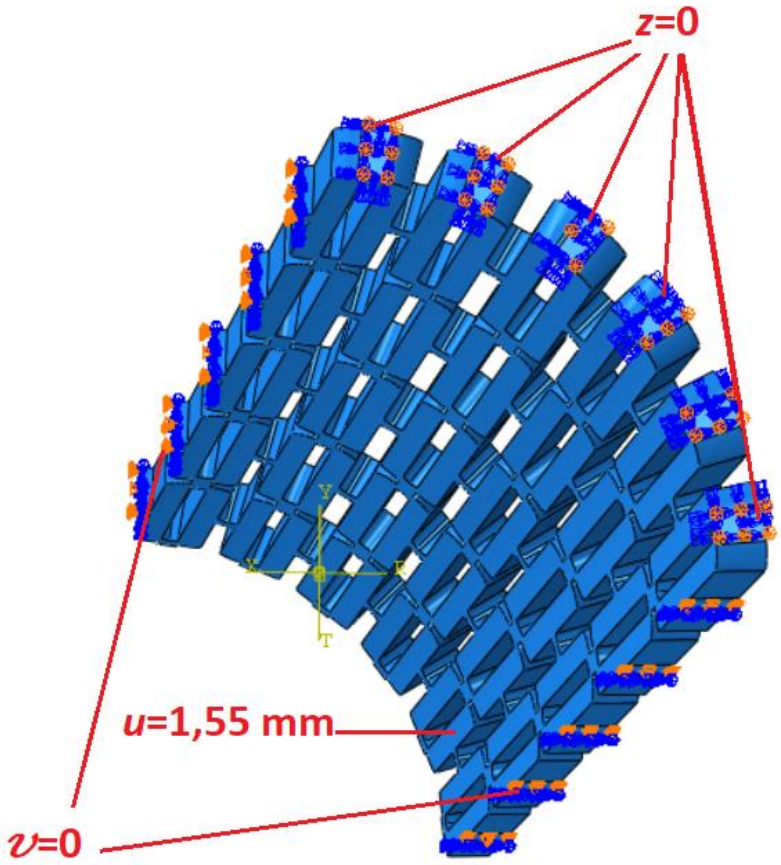
$$\varepsilon = \varepsilon_{el} + \varepsilon_{pl} \, . \tag{61}$$

Vrijednost granice tečenja, iznosi naprezanja i plastičnih deformacija, nalaze se u Tablici 10.

Tablica 10. Materijalne konstante Co-Cr L605 legure, [26]

elastično ponašanje materijala	
E [N/mm^2]	243 000
ν	0,3
plastično ponašanje materijala	
σ [N/mm^2]	ε_{pl} [mm/mm]
476	0
480	0.0048
492	0.0075
500	0.0110
508	0.0128
516	0.0163
529	0.0208
537	0.0235
545	0.0261
553	0.0288
622	0.0519
671	0.0688
724	0.099
785	0.1292
834	0.1603
879	0.1958
915	0.2233
940	0.2526
964	0.2890
980	0.3156
993	0.3386
1001	0.3608
1005	0.3795
1009	0.3999

Nakon što se geometrija osmine stenta prikazanog na Slici 35 ubacila u *Abaqus*, potrebno je bilo ispraviti geometriju pomoću *Recompute Geometry* funkcije. U modulu *Load*, ovog puta neće biti zadano opterećenje preko tlaka, već će se zadati pomak u radijalnom smjeru od 1,55 mm. Zbog toga je bilo potrebno napraviti novi cilindrični koordinatni sustav *R, θ, Z* radi lakšeg zadavanja opterećenja te kasnije praćenja pomaka. Na Slici 36 se nalazi prikaz 1/8 stenta sa zadanim rubnim uvjetima i opterećenjem.



Slika 36. Prikaz 1/8 stenta sa zadanim rubnim uvjetima

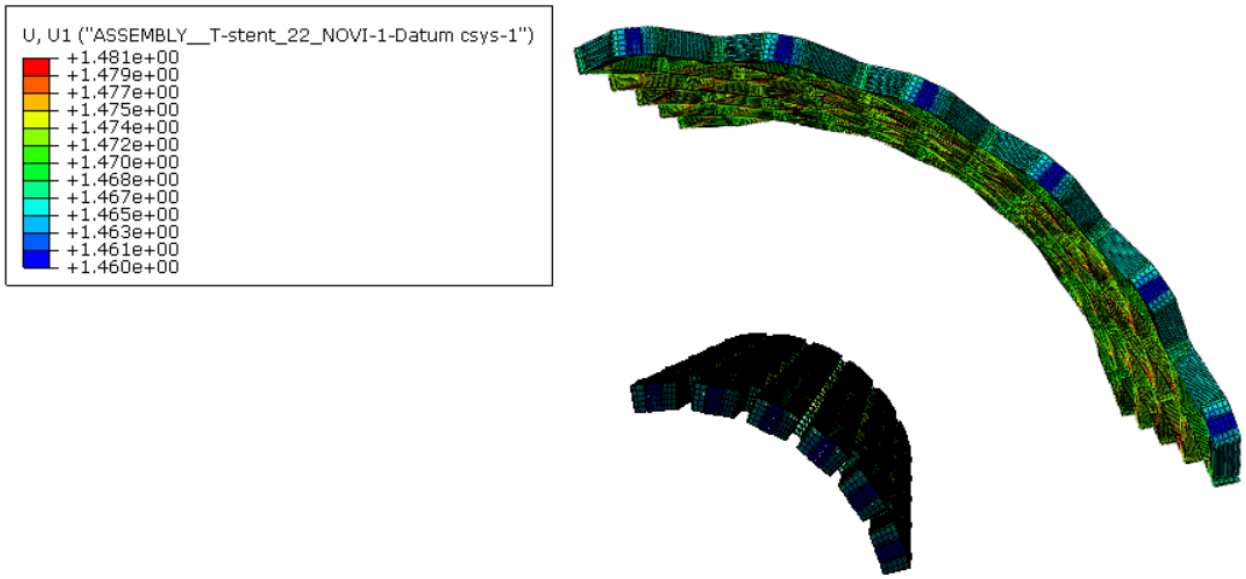
Za razliku od stijenke žile koja ne smije mijenjati dužinu, te je pomak po z osi ograničen s obje strane, stent se prilikom deformiranja može skratiti, te je ograničen pomak samo na mjestu simetrije.

U nastavku na Slici 37 prikazan je radijalni pomak stenta koji je u prvom *Step*-u opterećen radijalnim pomakom 1,55 mm na unutarnjoj površini stenta te je zatim u drugom *Step*-u rasterećen.

Uslijed plastičnih deformacija su bez obzira na to što više nema opterećenja ostale plastične deformacije, a time i pomaci.

Odabrano je opterećenje radijalnim pomakom umjesto tlakom 2 MPa, jer tlak djeluje na balon, a ne na stent. Ako se kao opterećenje na stent direktno stavi tlak, radijalni pomaci stenta ostaju aksijalno simetrični, međutim budu veći na mjestu daleko od simetrije oko *z* osi (odnosno veći su na lijevom rubu nego desnom). U stvarnosti, ravnomjerno napuhivanje podatljivog hiperelastičnog balona uslijed tlaka uzrokuje ravnomjerne pomake stenta.

Na Slici 37 je vidljivo da ukupni pomak vanjske površine stenta nakon rasterećenja iznosi 0,069 mm. Potrebni pomak da bi se protok vratio na nominalnu vrijednost je nešto više od 1 mm (odnosno debljina plaka), međutim može se očekivati da će pomak stenta unutar žile nakon rasterećenja biti veći, zbog kontaktnog tlaka na kontaktnoj površini stenta i stijenke.



Slika 37. Radijalni pomaci u stentu nakon rasterećenja [mm]

Naprezanja su malo veća nego što su dopuštena, no budući da izrada stenta nije tema ovog rada, rezultati će biti zadovoljavajući. Ovo je dobar primjer koliko je kompliciranо postići geometriju i odabrati materijal kako bi svi parametri bili zadovoljeni, zbog toga se geometrije stentova čuvaju u tajnosti.

4.4. Model ugradnje stenta u stijenku opisanom Neo-Hooke hiperelastičnim materijalnim modelom s predistezanjima

U ovom potpoglavlju će se prikazati cijeli sklop, odnosno bit će prikazane numeričke simulacije karotidne arterije s plakom za vrijeme i nakon ugradnje karotidnog stenta. Napravljeno je 15 različitih numeričkih simulacija, odnosno isti sklop (karotidna arterija, plak i stent) samo s različitim vrijednostima tlakova, krutosti plaka te predistezanja. Korištene vrijednosti u numeričkim simulacijama, nalaze se u Tablici 11. Kako bi prikaz rezultata bio što sažetiji, prikazat će se usporedba rezultata kada su tlak i krutost plaka isti, a različito je predistezanje (slučajevi 1, 4 i 7), kada je isto predistezanje i ista krutost plaka (slučajevi 6, 12 i 15), a različit tlak te kada je isto predistezanje i isti tlak, a različita krutost plaka (slučajevi 1, 2 i 3).

Tablica 11. Kombinacije parametara prema kojima su izrađene numeričke simulacije

	ŽILA					**PLAK**
Slučaj #	C_{10} [MPa]	D	p [MPa]	G_{22}[MPa]	G_{33}[MPa]	C_{10} [MPa]
1	0,0429338	0	0,0133	1,07	1,07	0,057
2	0,0429338	0	0,0133	1,07	1,07	0,309
3	0,0429338	0	0,0133	1,07	1,07	0,172
4	0,031122	0	0,0133	1,1	1,1	0,057
5	0,031122	0	0,0133	1,1	1,1	0,309
6	0,031122	0	0,0133	1,1	1,1	0,172
7	0,02184614	0	0,0133	1,15	1,15	0,057
8	0,02184614	0	0,0133	1,15	1,15	0,309
9	0,02184614	0	0,0133	1,15	1,15	0,172
10	0,04048211	0	0,0173	1,1	1,1	0,057
11	0,04048211	0	0,0173	1,1	1,1	0,309
12	0,04048211	0	0,0173	1,1	1,1	0,172
13	0,04984213	0	0,0213	1,1	1,1	0,057
14	0,04984213	0	0,0213	1,1	1,1	0,309
15	0,04984213	0	0,0213	1,1	1,1	0,172

U modulu *Step*, izrađena su 3 *Step-a*. Potrebno je odabrati opciju *Nlgeom On* (eng. *nonlinear geometry*) za proračune pomoću Newton–Raphsonove metode, s obzirom da se koriste hiperelastični materijalni modeli, velike deformacije i rješava problem kontakta. Kod nelinearnih analiza je potrebno definirati početni, minimalni i maksimalni inkrement „vremena“. Ukupno vrijeme je zapravo faktor s kojim se skalira opterećenje (u ovom slučaju tlak ili pomak).

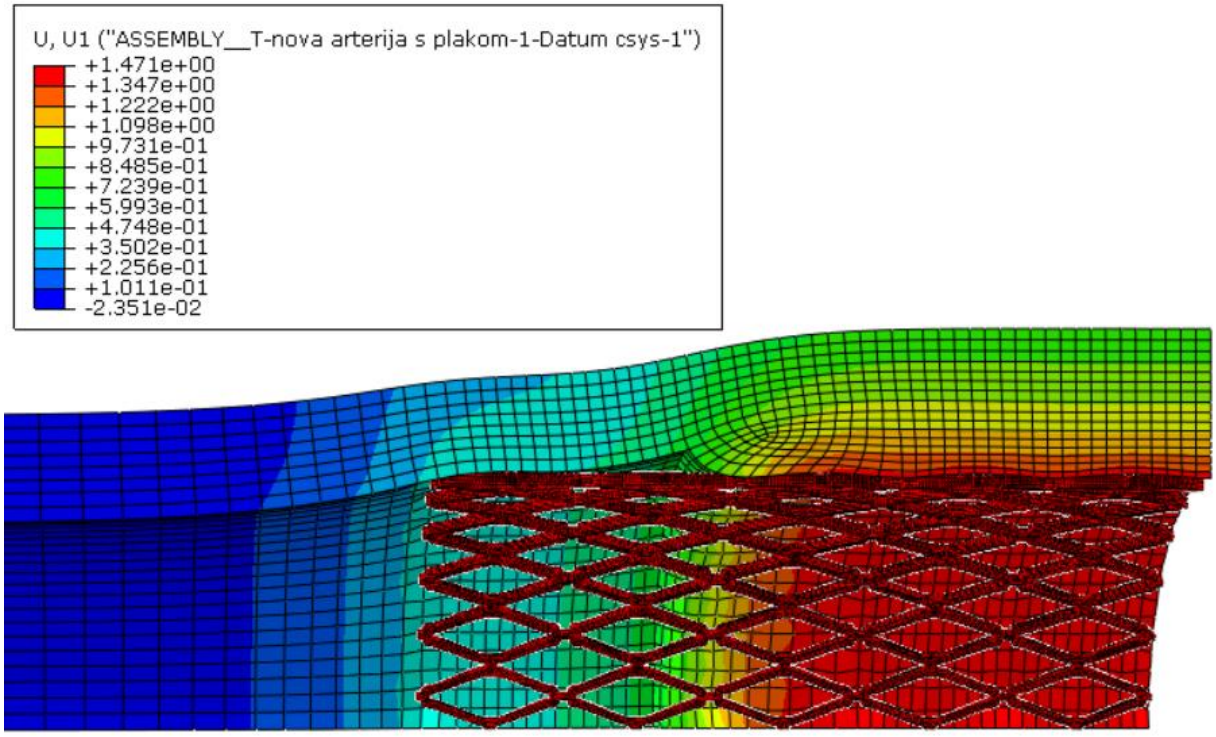
U prvom *Step*-u se analizira aterosklerozna žila s predistezanjima opterećena samo s krvnim tlakom. Budući da se krutost izračunata tako da za određeni tlak i predistezanje zadana geometrija odgovara *in vivo* konfiguraciji, odnosno da nema pomake, početni inkrement je odabran da bude 1. S obzirom da je to odmah ravnotežno stanje, potrebna je samo jedna iteracija. Kada bi se stavio mali početni inkrement, npr. 0,02 tlak bi se skalirao s tom vrijednosti i žila bi se suzila s predistezanjima. Iako se to može napraviti ako se računaju naprezanja i pomaci u žili, u slučaju kada se unutar žile nalazi stent, zbog problema s kontaktom je to bolje izbjeći.

U drugom *Step-u* se stent proširuje (balon ga proširuje) te je u ovom stepu zadan jako mala početna vrijednost inkrementa „vremena“ (eng. *Initial Increment size*) od 0,015 i velik maksimalni broj inkremenata (1000). Tu je potreban mali inkrement ne samo zbog hiperelastičnosti, nego i zbog kontakta između stenta i stijenke. Treći *Step* opisuje rasterećenje stenta te je u tome *Step-u* ponovno bitno da inkrement bude malen.

4.4.1. Utjecaj različitih predistezanja

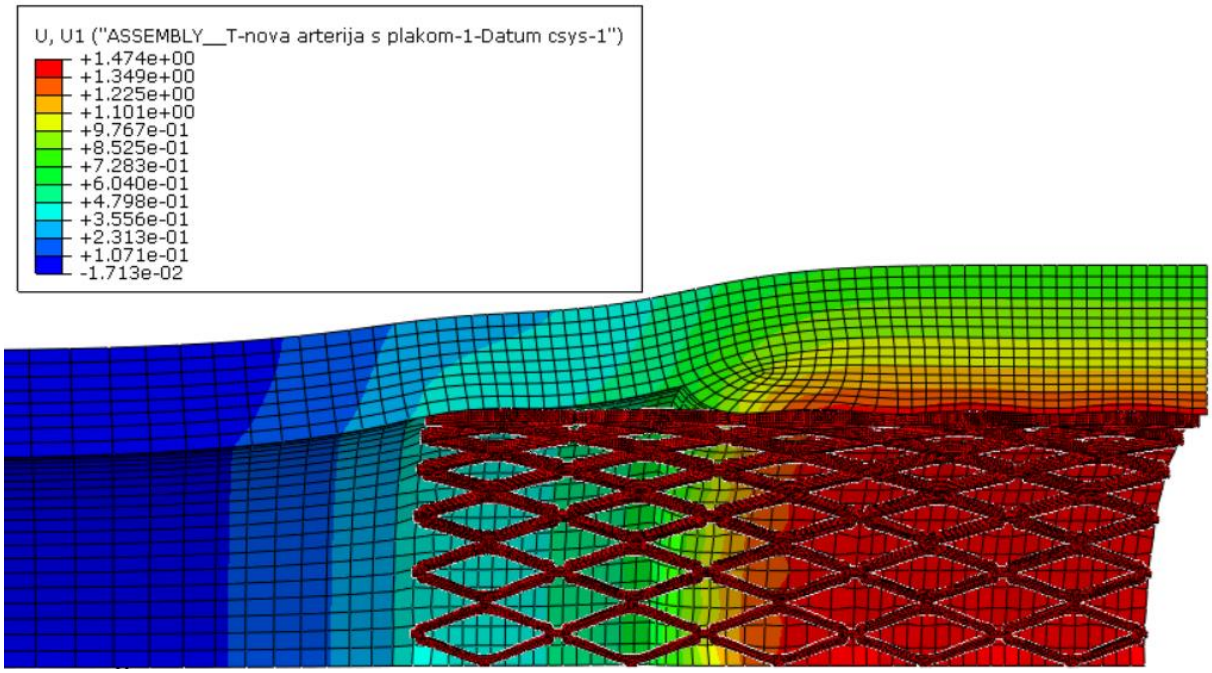
Na sljedećim slikama će se prikazati naprezanja i radijalni pomaci nakon ugradnje stenta. Slike se odnose na slučajeve 1, 4 i 7 iz Tablice 11, dakle u sva 3 slučaja se radi o kalcificiranom plaku te o normalnom krvnom tlaku, ali različitim predistezanjima stijenke arterije.

Slika 38 pokazuje radijalne pomake nakon rasterećenja. Vidljivo je da je ukupni pomak stenta nešto manji kada je stent ugrađen u stijenku u usporedbi sa Slikom 37 gdje se proučava samo stent (1,471 mm u odnosu na 1,481 mm). Očito je to pomak koji je dovoljan za osiguravanje normalnog protoka.

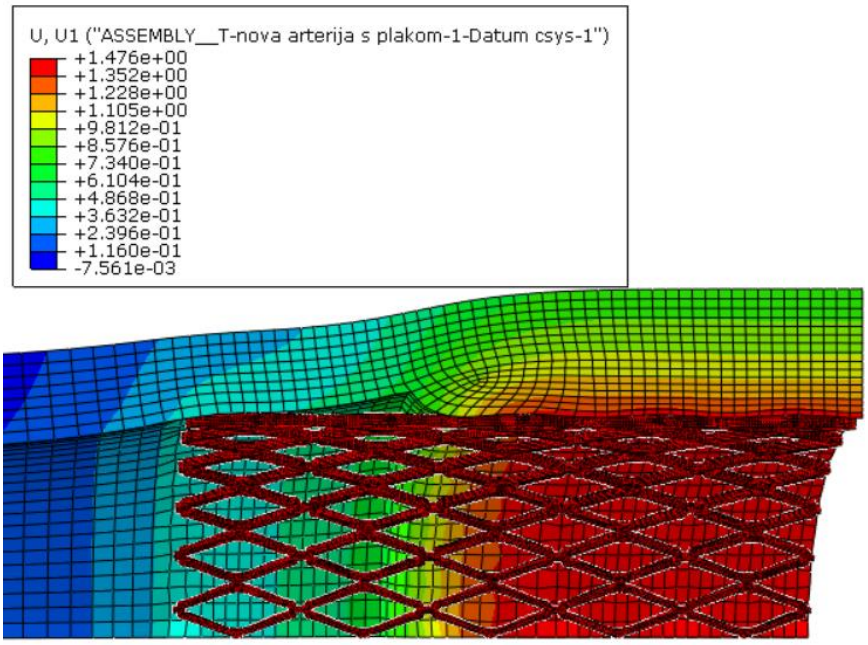


Slika 38. Radijalni pomaci u slučaju #1, [mm]

Sa Slike 39 i Slike 40 je vidljivo da predistezanje u stijenci gotovo uopće ne utječe na krajnji pomak stenta, odnosno uspješnost smanjivanja stenoze. Povećanje pomaka u slučajevima gdje predistezanja iznose 1,07 i 1,15 iznosi samo 0,005 mm.

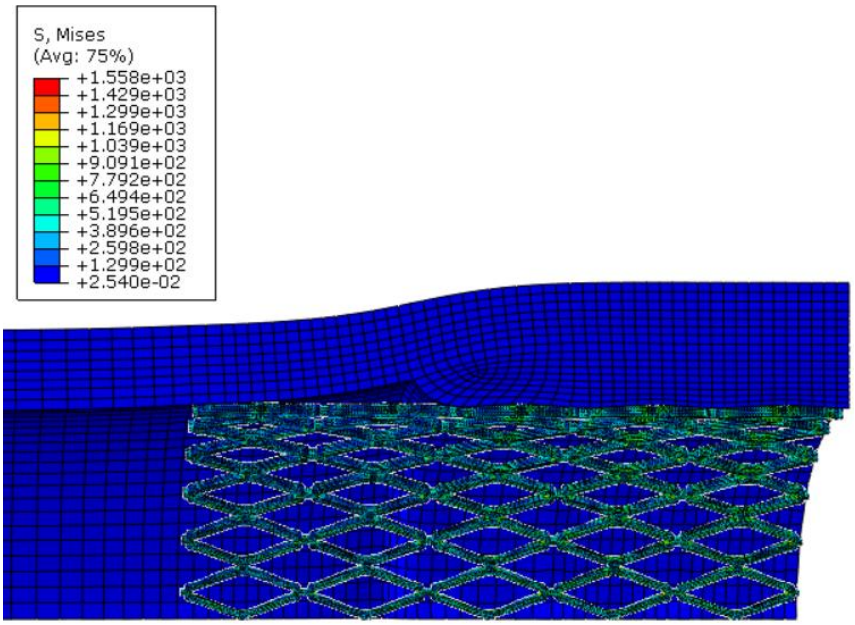


Slika 39. Radijalni pomaci u slučaju #4, [mm]

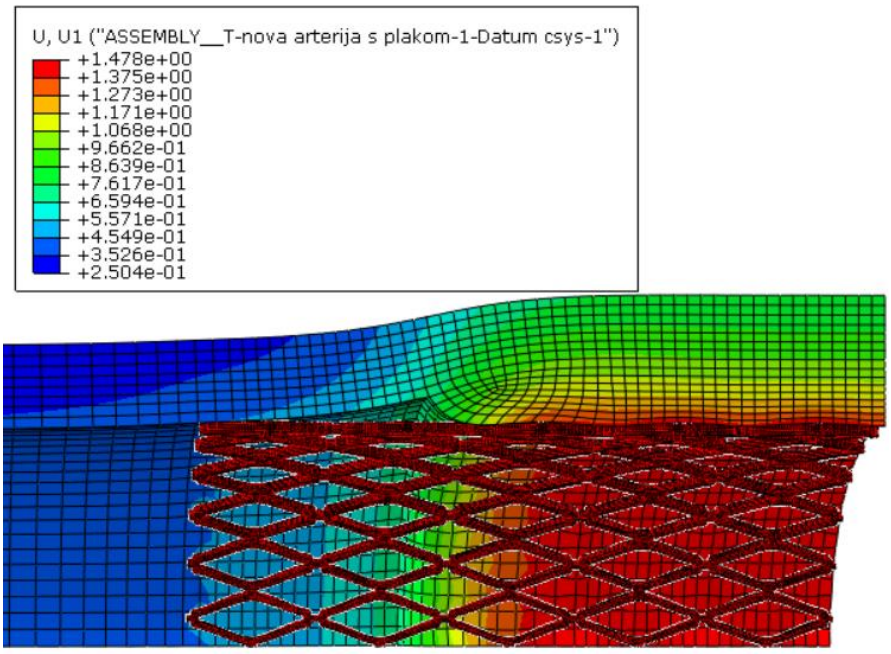


Slika 40. Radijalni pomaci u slučaju #7, [mm]

Na Slici 41 će se prikazati naprezanje, a na Slici 42 radijalni pomaci u slučaju korištenja neo-Hooke hiperelastičnog materijala za žilu, plak i stent kako bi se usporedili rezultati sa slučajevima 1, 4 i 7. Plak je kalcificirani kao i u spomenutim slučajevima.

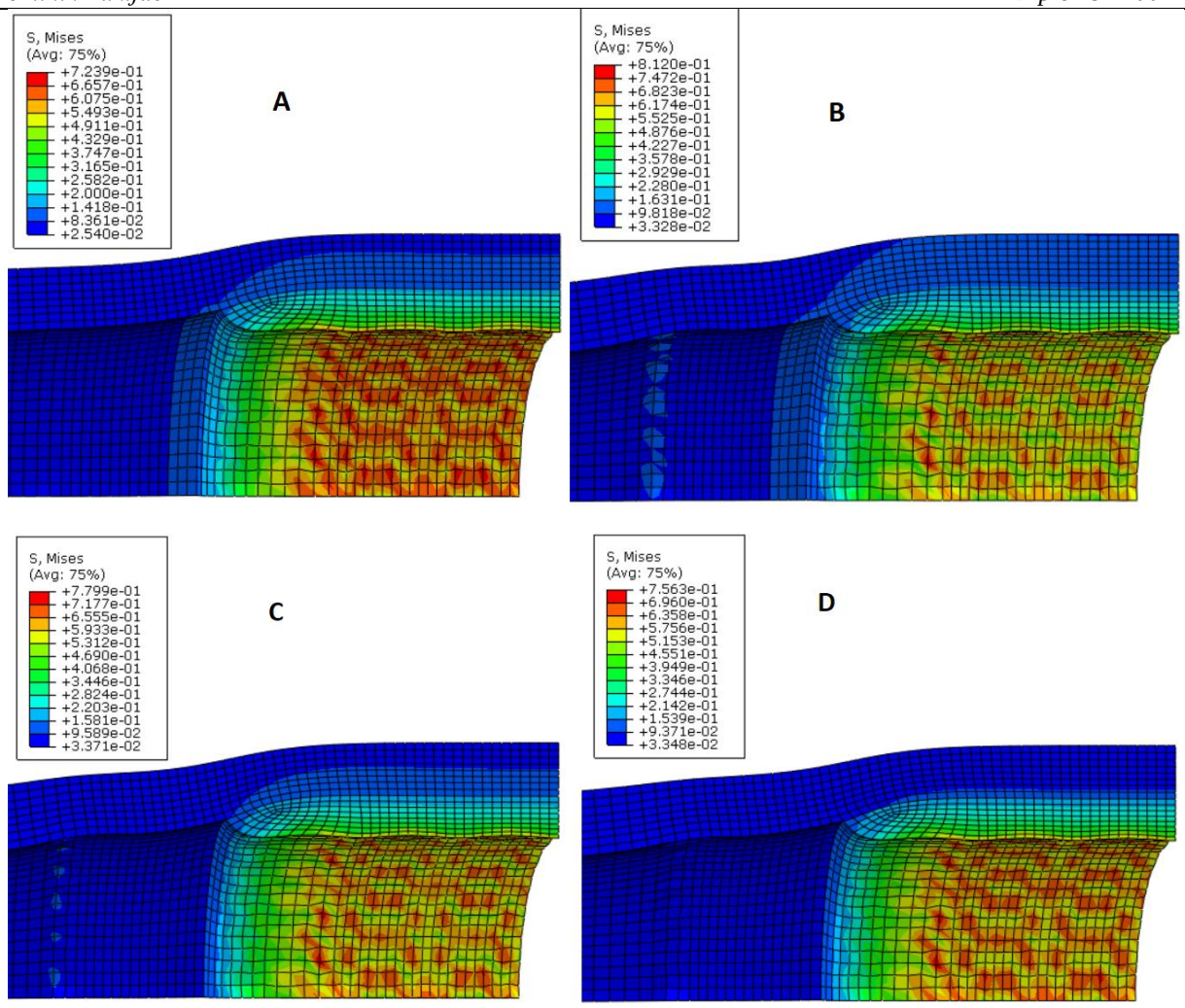


Slika 41. Naprezanje za slučaj Neo-Hook hiperelastičnog materijala



Slika 42. Radijalni pomak u slučaju korištenja Neo-Hook hiperelastičnog materijala za žilu [mm]

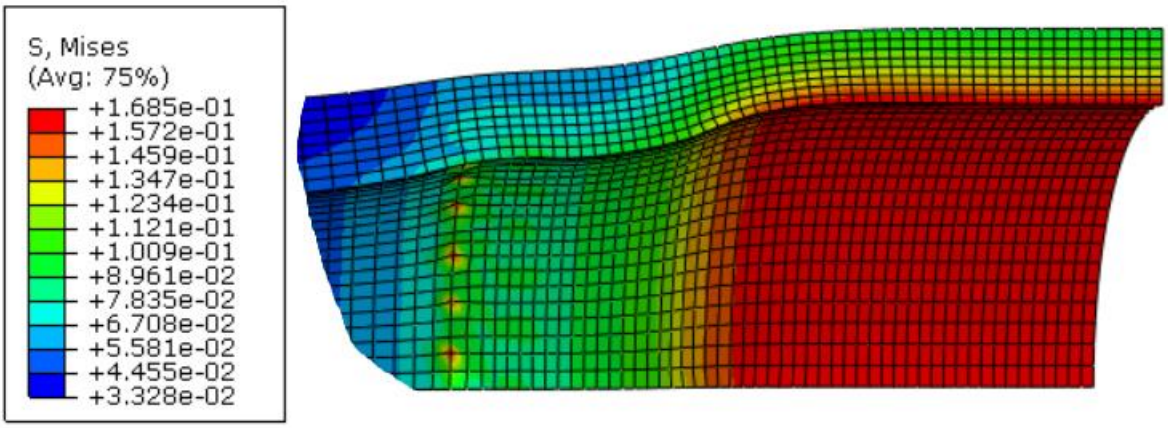
Naprezanja u žili su značajno manja, nego u stentu (omjer 10^3 i 10^{-2}), stoga se za dobivanje točnih podataka mora ukloniti stent iz sklopa pomoću opcije *Remove selected section* pa se prema tome rezultati naprezanja u žili vidljivi na Slici 43.



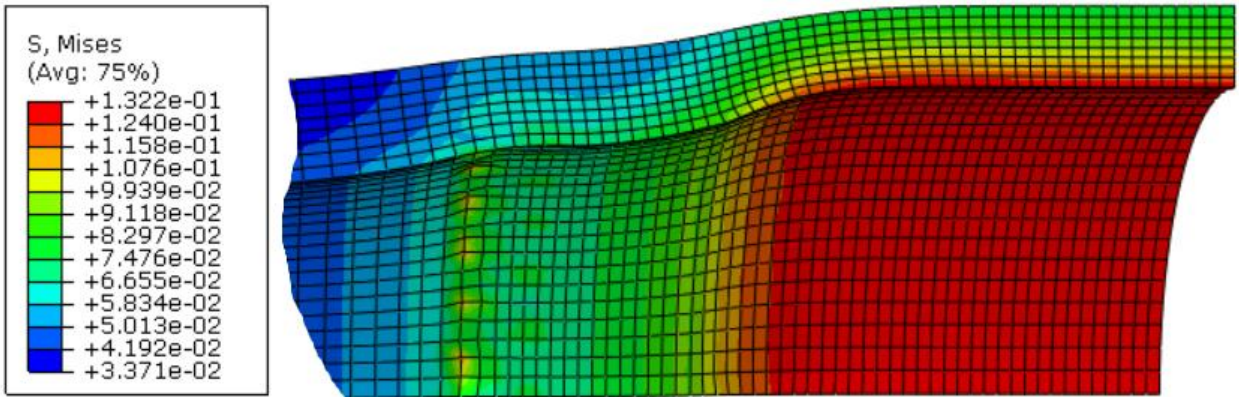
Slika 43. Naprezanje u stijenci i plaku za slučaj Neo-Hook hiperelastičnog materijala bez predistezanja (A), za slučaj #1 (B) , za slučaj #4 (C) i #7 (D), Mises [N/mm^2]

Sa Slike 43, dolazi se do vrlo važnog zaključka da se naprezanje se u plaku smanjuje povećanjem vrijednosti predistezanja stijenke (G_{22} i G_{33}), zbog smanjenja krutosti žile C_{10}. Također je vidljivo da su naprezanja veća nego s originalnim neo-Hook materijalom bez predistezanja. Međutim, kada se koriste predistezanja je zadana geometrija *in vivo* konfiguracija, dok je bez naprezanja to *ex vivo* neopterećena konfiguracija.

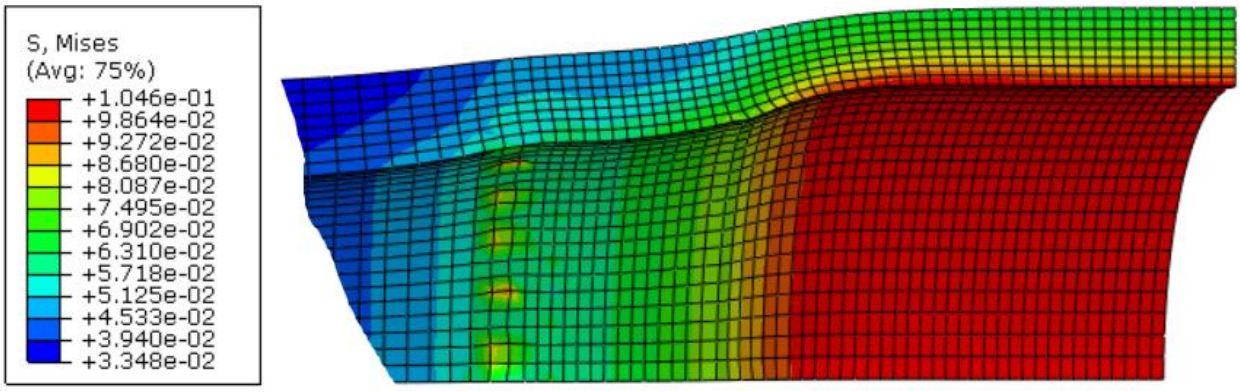
S obzirom da povećana proizvodnja konstituenata, a time i vjerojatnost restenoze ovisi o naprezanjima u samoj stijenci, potrebno je proučiti povećanje naprezanja u stijenci uzrokovanih ugradnjom stenta u odnosu na naprezanja u zdravoj žili.



Slika 44. Naprezanje za slučaj #1 bez stenta i plaka, Mises [N/mm2]



Slika 45. Naprezanje za slučaj #4 bez stenta i plaka, Mises [N/mm2]



Slika 46. Naprezanje za slučaj #7 bez stenta i plaka, Mises [N/mm2]

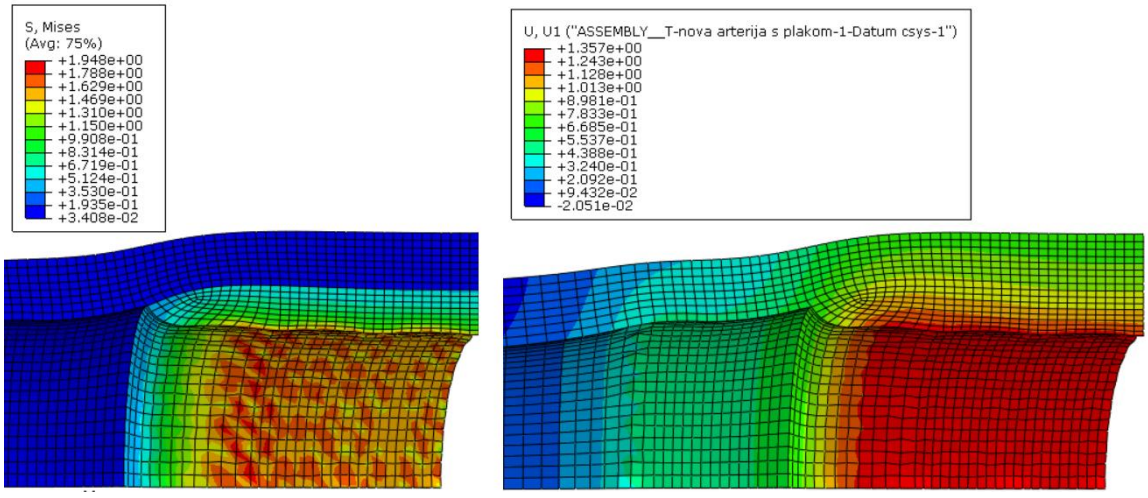
Usporede li se vrijednosti naprezanja sa Slike 44, Slike 45 i Slike 46 te vrijednosti naprezanja s predistezanjem zdrave arterije, dobije se da su prema Tablici 12 te razlike značajne. Isto tako je prikazan utjecaj različitih predistezanja na naprezanja. Iz priloženog je vidljiv maksimalan porast naprezanja od 413% u slučaju s najmanjom vrijednosti predistezanja u odnosu na zdravu arteriju. Promjenom vrijednosti naprezanja s 1,07 na 1,15, dolazi do porasta naprezanja od čak 61,1%

Tablica 12. Razlika u naprezanjima između slučajeva s različitim predistezanjima nakon implantacije i zdrave arterije

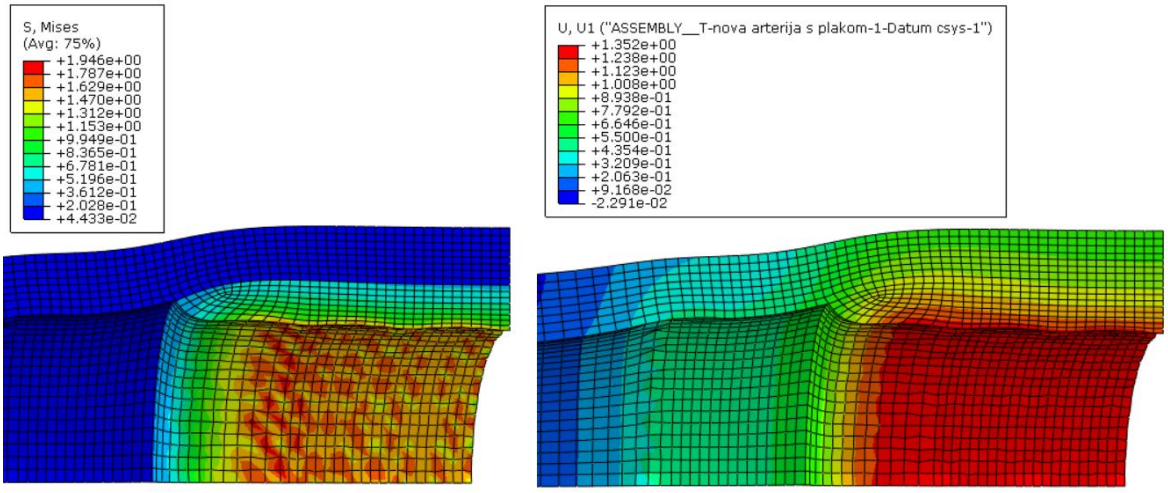
Slučaj #	***S*, Mises [N/mm^2]**	**(# - Z) / Z, [%]**	**(#1 - #7) / #7, [%]**
#1	0,1685	412,94	61,1
#4	0,1322	302,44	
#7	0,1046	218,42	
Zdrava arterija (Z)	0,03285		

4.4.2. Utjecaj različitog tlaka

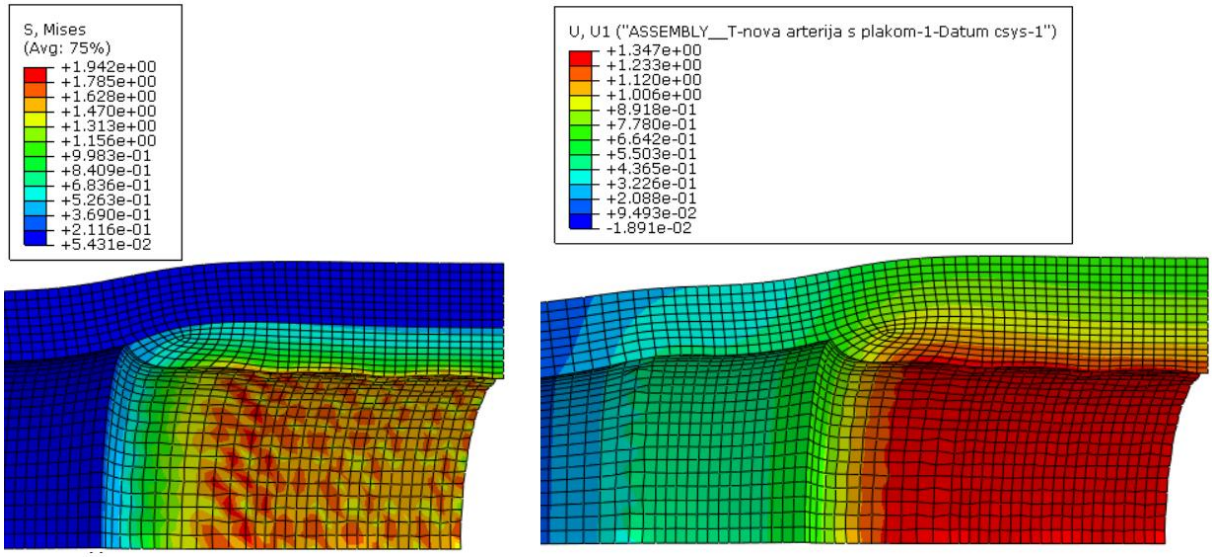
U odnosu na prošlo potpotpoglavlje, na Slici 47, Slici 48 i Slici 49 će se prikazati naprezanja i radijalni pomaci nakon ugradnje stenta u slučaju iste krutosti plaka (celularni plak) i istog predistezanja, ali će se u razmatranje uzeti utjecaj tlaka, dakle usporedit će se slučajevi 6, 12 i 15 iz Tablice 11. S obzirom da je opterećenja geometrija ista, za ista predistezanja i tlak, povećanje tlaka mora uzrokovati povećanje krutosti stijenke.



Slika 47. Naprezanja [N/mm2] i radijalni pomaci [mm] aterosklerozne žile za #6

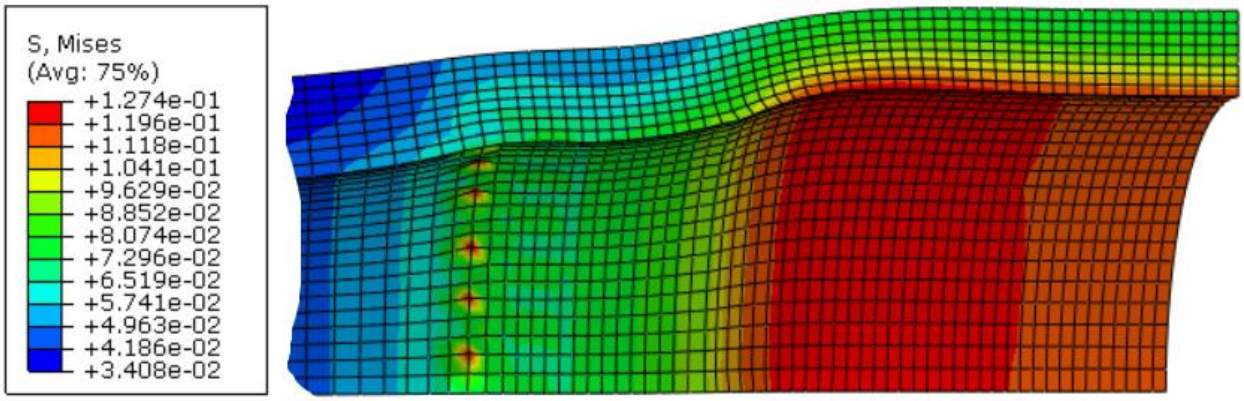


Slika 48. Naprezanja [N/mm2] i radijalni pomaci [mm] ateroskleroze žile za #12

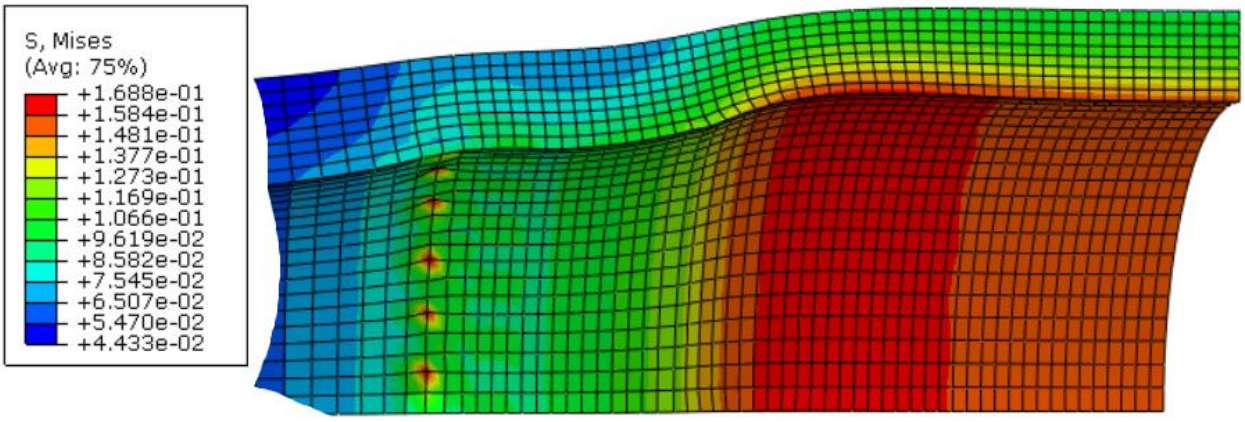


Slika 49. Naprezanja [N/mm2] i radijalni pomaci [mm] ateroskleroze žile za #15

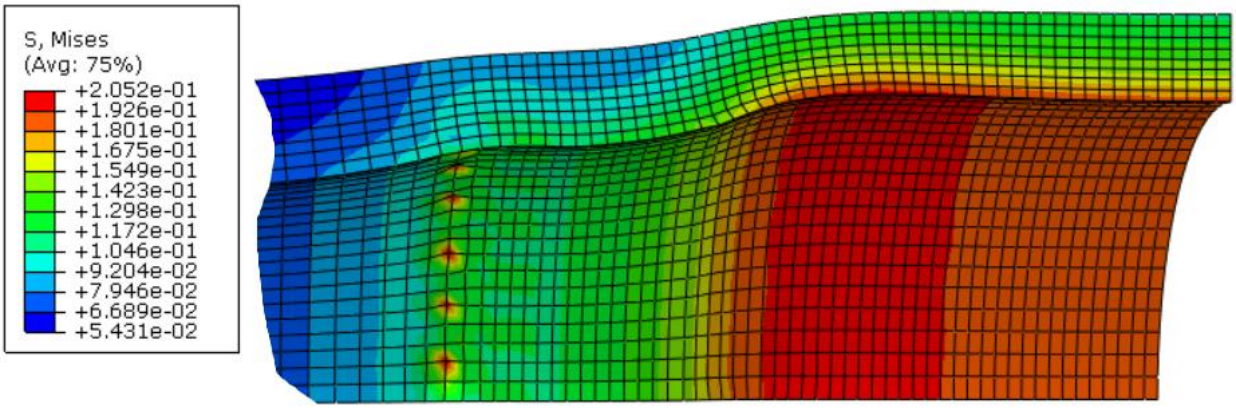
Sa slika pomaka (desno na Slici 47, Slici 48 i Slici 49) je vidljivo da krvni tlak, odnosno krutost također zanemarivo mijenja povratni pomak stenta, a ne utječe niti na maksimalno naprezanje u plaku. S obzirom da tlak znatno mijenja krutost stijenke, za iste pomake se očekuje da će naprezanja biti različita. Naprezanja unutar stijenke, nakon što je plak uklonjen iz prikaza, su prikazane na Slici 50, Slici 51 i Slici 52.



Slika 50. Naprezanje za slučaj bez plaka i bez stenta #6, Mises [N/mm2]



Slika 51. Naprezanje za slučaj bez plaka i bez stenta #12, Mises [N/mm2]



Slika 52. Naprezanje za slučaj bez plaka i bez stenta #15, Mises [N/mm2]

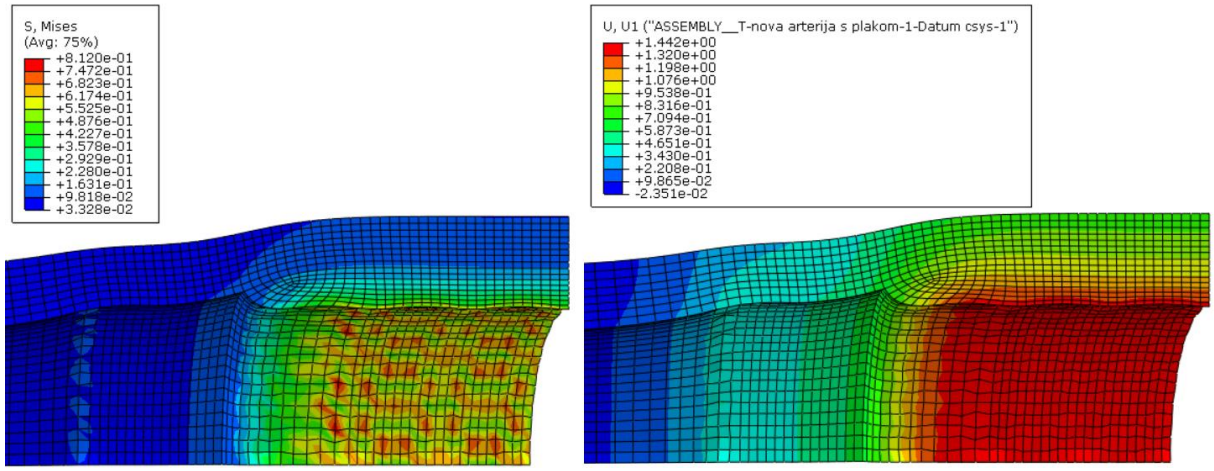
Iz priloženog se uočava da naprezanje u žili raste porastom tlaka, što je bilo i za očekivati. U Tablici 13 su prikazana maksimalna naprezanja u slučajevima s predistezanjem nakon implantacije stenta te slučajevi s istim materijalnim parametrima u zdravoj arteriji. Također, prikazan je i porast naprezanja u postocima nakon implantacije stenta. Iz tablice se može zaključiti da tlak nema nikakvu ulogu pri pojavi restenoze. Razlika naprezanja nakon stenoze i u zdravoj arteriji je podjednaka za sva tri iznosa tlaka.

Tablica 13. Razlika u naprezanjima između slučajeva s različitim tlakom nakon implantacije i zdrave arterije

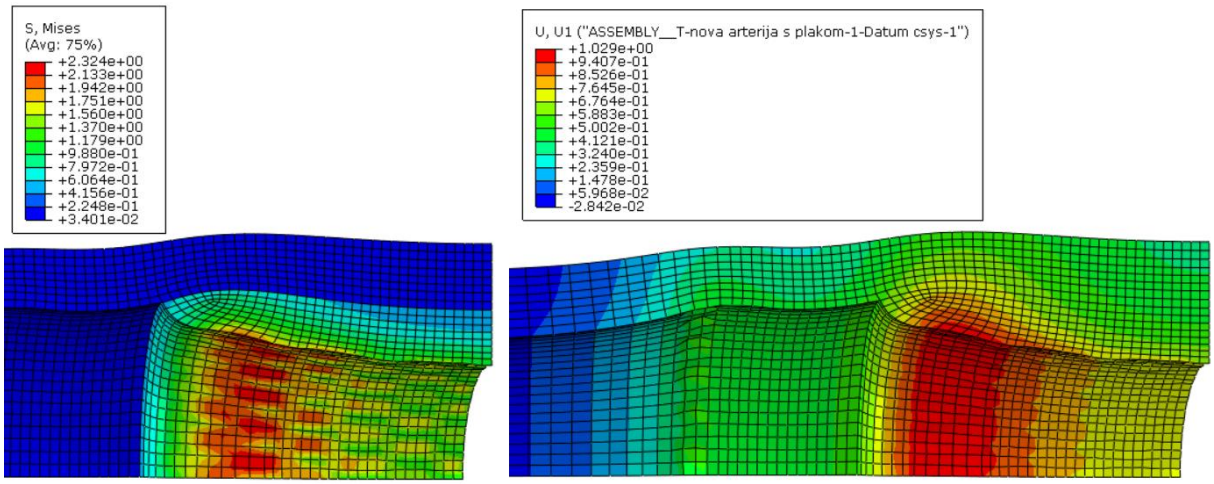
		ZDRAVA ARTERIJA, Z	
Slučaj #	***S*, Mises [N/mm^2]**	***S*, Mises [N/mm^2]**	**(# - Z) / Z, [%]**
#6	0,12714	0,03282	287,39
#12	0,1688	0,04253	296,90
#15	0,2052	0,05256	290,41

4.4.3. Utjecaj krutosti plaka

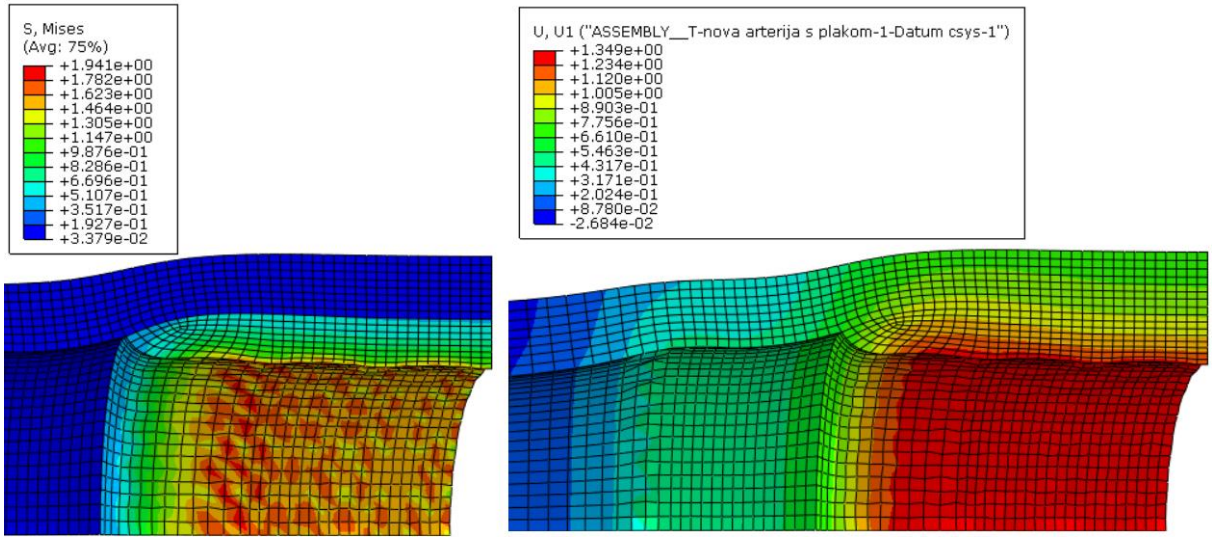
Još preostaje za prikazati i treću kombinaciju parametara gdje će vrijednosti tlaka i predistezanja biti iste, a krutost plaka različita kako bi se moglo zaključiti što najviše utječe na promjenu naprezanja u žili i stentu. Prikazat će se slučajevi 1, 2 i 3 na Slici 53, Slici 54 i Slici 55 u kojima su žila i plak opterećeni normalnim krvnim tlakom.



Slika 53. Naprezanja [N/mm2] i radijalni pomaci [mm] aterosklerozne žile za #1



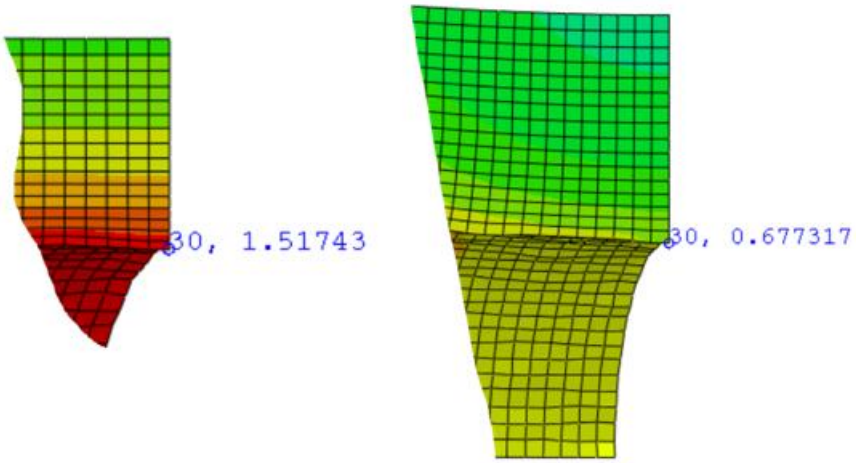
Slika 54. Naprezanja [N/mm2] i radijalni pomaci [mm] aterosklerozne žile za #2



Slika 55. Naprezanja [N/mm2] i radijalni pomaci [mm] aterosklerozne žile za #2

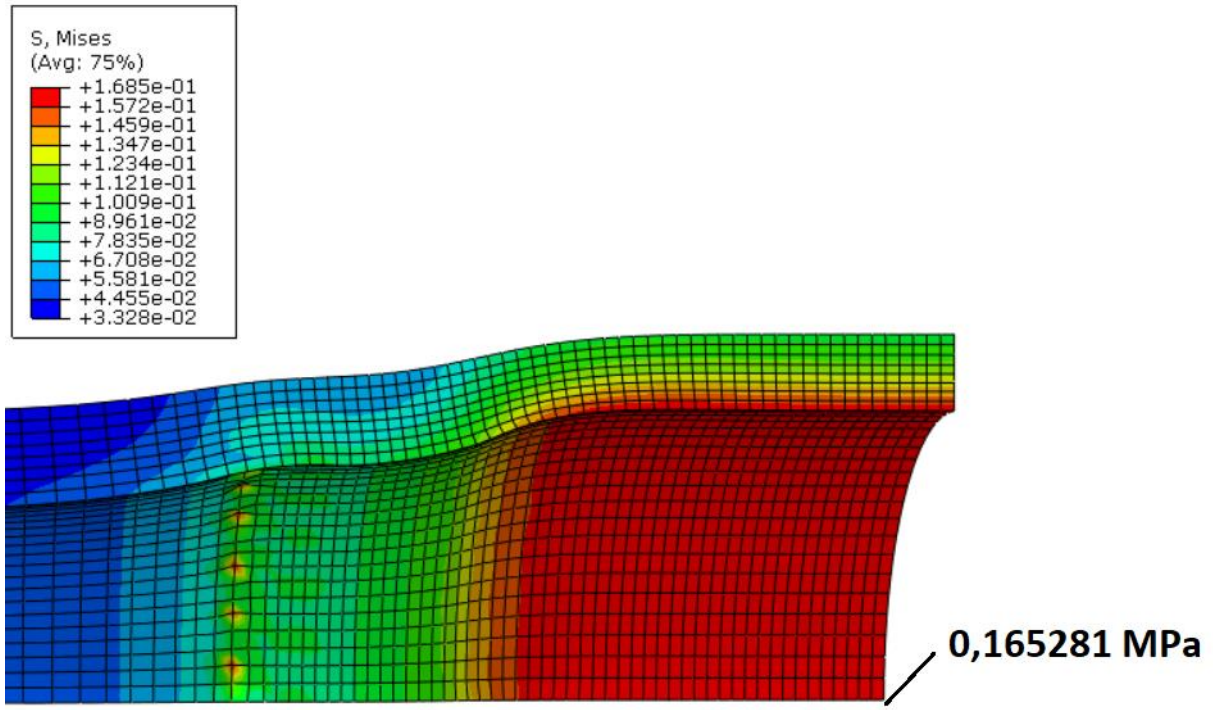
Gornje slike pokazuju da krutost plaka ima značaju ulogu u uspješnosti povrata protoka na normalnu vrijednost. U slučaju podatljivih plakova (kalcificiranog i celularnog), sužavanje stenta nakon rasterećenja je značajno manje, nego li je u slučaju krutog hipocelularnog plaka. Na Slici 56 se nalazi prikaz istog čvora i njegov pomak na kraju drugog *Step-a* , odnosno napuhivanja stenta

balonom (lijevo) i na kraju trećeg *Step-a*, nakon rasterećenja stenta (desno). Pomoću jednostavnog izračuna dobije se da je stenoza smanjena s 50% na 16%, ali nije potpuno riješena.

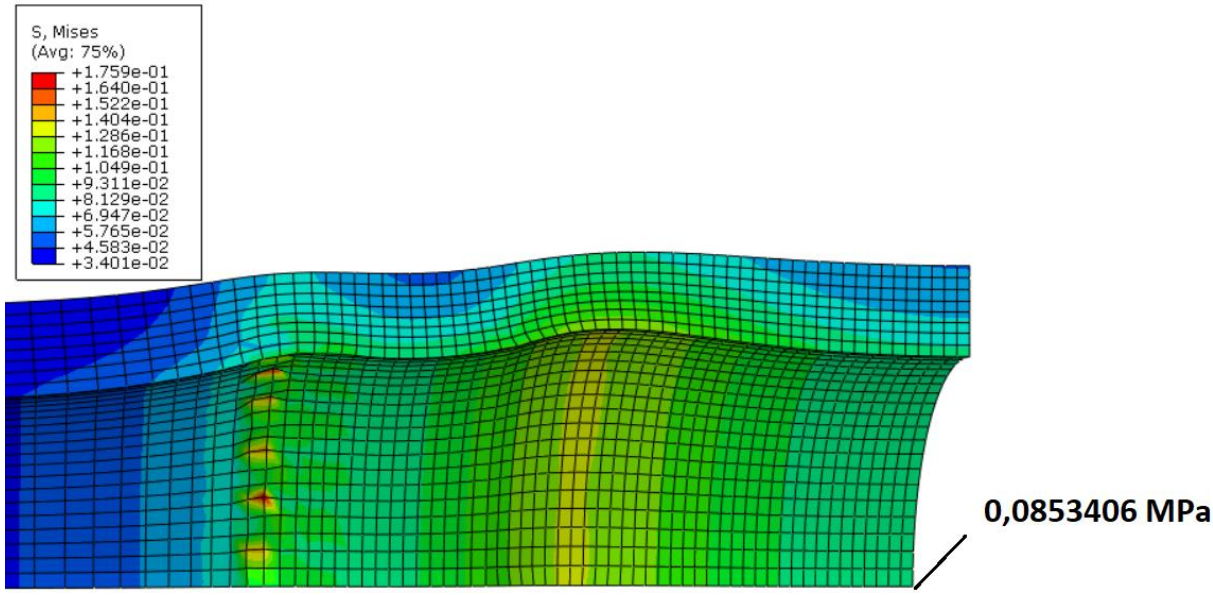


Slika 56. Pomak čvora na kraju drugog *Step*-a (lijevo) i na kraju trećeg *Step*-a (desno)

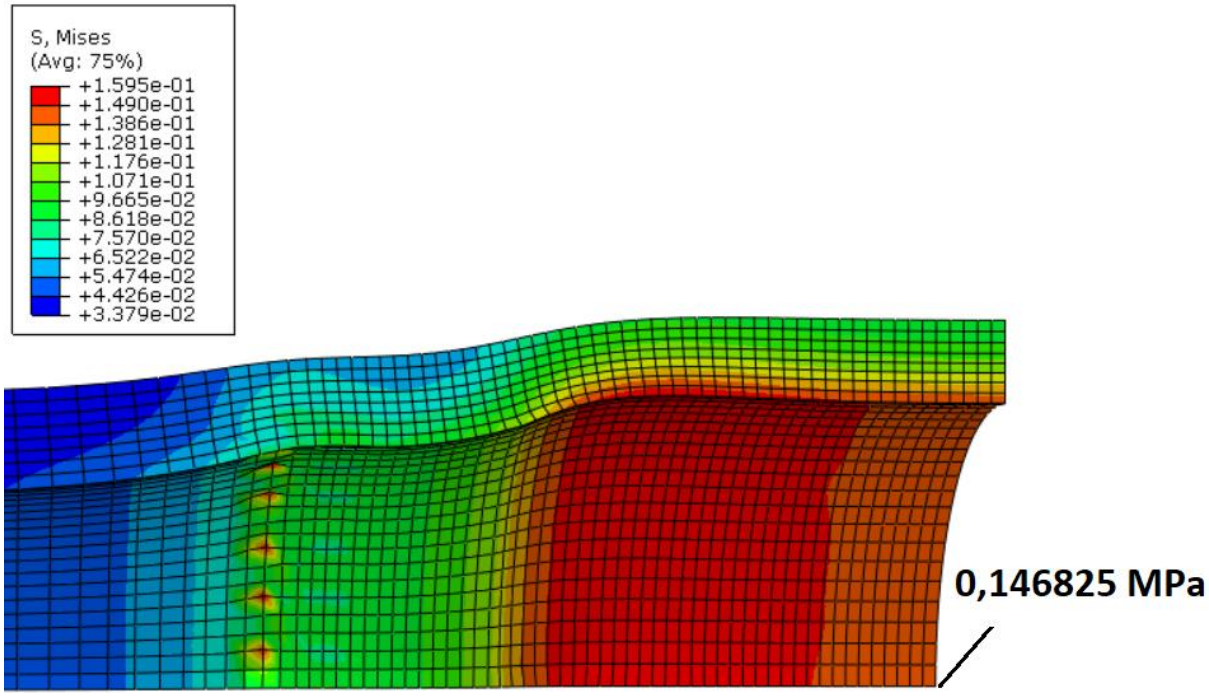
Rezidualna stenoza nakon ugradnje stenta nije neuobičajena, te ako je manja od 20% se operativni zahvat smatra uspješnim. Međutim, pokazalo se da rezidualna stenoza povećava vjerojatnost restenoze [32]. Ovi rezultati ukazuju na to da nisu parametri stijenke (predistezanje i krutost) ti koji su ključni za uspješnost smanjenja stenoze nakon ugradnje stenta, već da to ovisi o materijalu ateroskleroznog plaka.



Slika 57. Naprezanje za slučaj bez plaka i bez stenta #1, Mises [N/mm2]



Slika 58. Naprezanje za slučaj bez plaka i bez stenta #2, Mises [N/mm2]



Slika 59. Naprezanje za slučaj bez plaka i bez stenta #3, Mises [N/mm2]

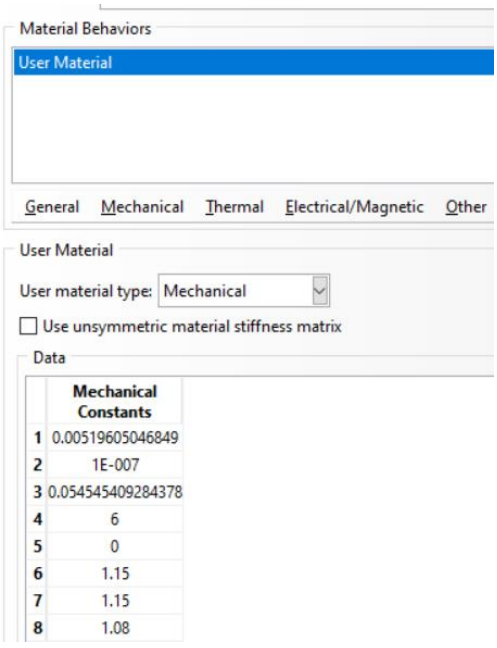
Proučavanjem naprezanja u samoj stijenci potvrđuje se da je naprezanje u žili najveće u prvom slučaju gdje je krutost plaka najmanja, međutim krutost plaka relativno malo utječe na maksimalno naprezanje u stijenci. U Tablici 14, prikazana je razlika u maksimalnim naprezanjima između gore prikazanih slučajeva i zdrave arterije. Iz tablice se također uočava da smanjenje naprezanja kod korištenja hipocelularnog plaka u odnosu na kalcificirani plak iznosi 93,67% iz čega se može zaključiti da krutost plaka značajno utječe na iznose maksimalnih naprezanja.

Tablica 14. Razlika u naprezanjima između slučajeva s različitom krutošću plaka nakon i zdrave arterije

		ZDRAVA ARTERIJA, Z	
Slučaj #	***S*, Mises [N/mm^2]**	***S*, Mises [N/mm^2]**	**(# - Z) / Z, [%]**
#1	0,165281	0,03282	403,60
#2	0,0853406	0,03282	160,03
#3	0,1595	0,03282	385,98
		RAZLIKA IZMEĐU KALCIFICIRANOG I HIPOCELULARNOG PLAKA:	93,67

4.4.4. Model karotidne arterije s HGO UMAT rutinom

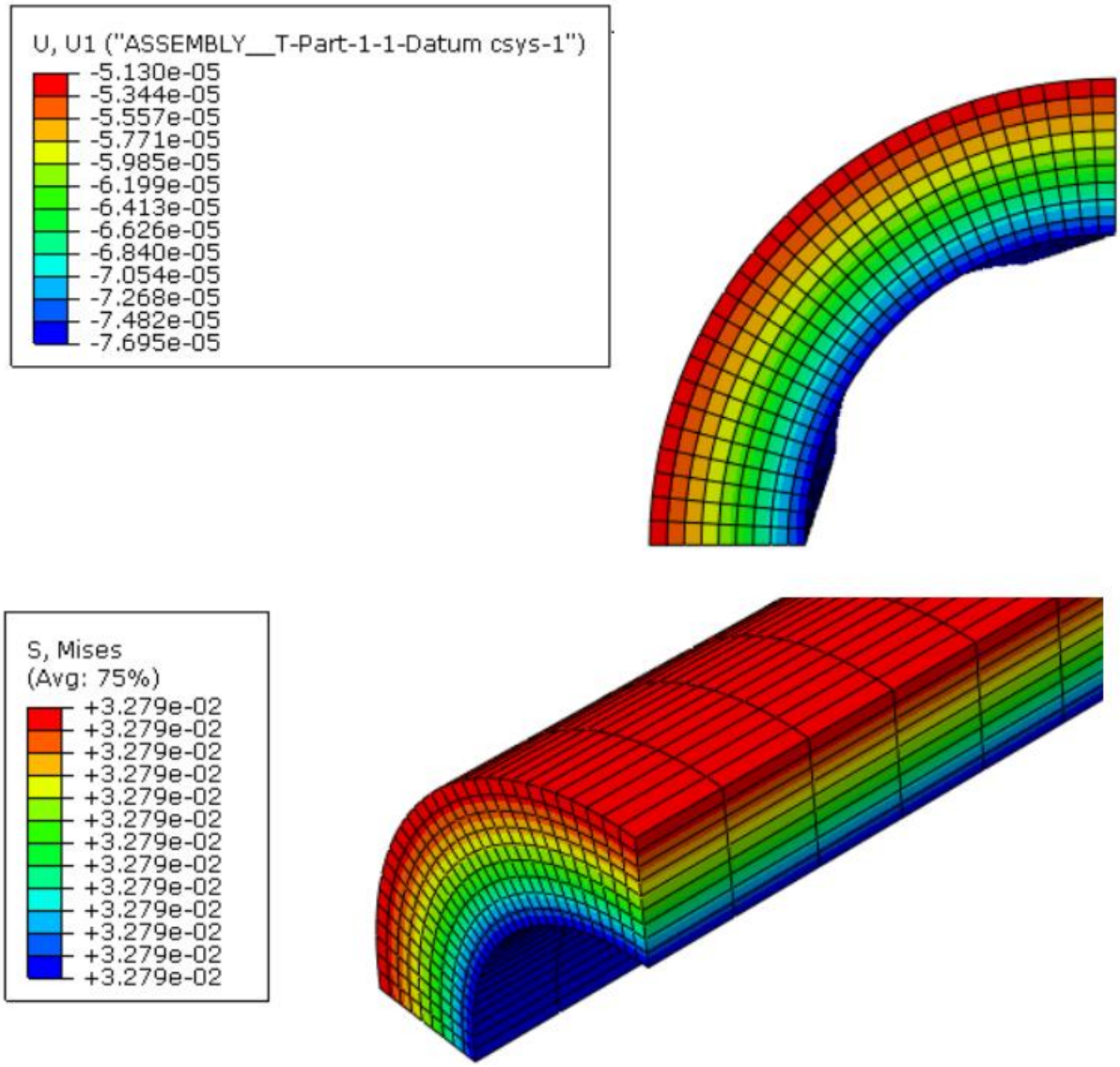
Kako bi se verificirala implementacija UMAT rutine (Dodatak B), modelirana je prvo samo zdrava karotidna arterija s parametrima izračunatim iz Cardamone et al. 2009 [30]. Korišteni materijalni parametri za izradu žile pomoću HGO hiperelastičnog materijalnog modela se nalaze na Slici 60. Prva vrijednost neo-Hooke dijela HGO modela jest C_{10} a ima fizikalno značenje umnoška masenog udjela elastina i njegove krutosti. Druga vrijednost je parametar *D* koji za nestlačive materijale mora biti približno 0. Sljedeća dva parametra su k_1 i k_2, iz jednadžbe (56). Peti parametar koji je potrebno zadati je disperzija vlakana; ako je zadana kao 0 znači da su vlakna savršeno poravnata u zadanom smjeru, dok vrijednost 1/3 znači da je materijal izotropan. Nakon toga slijede tri vrijednosti predistezanja – dva za cirkularno i aksijalno predistezanje elastina, te jedan za predistezanja kolagenih vlakana. Broj familija vlakana (u ovom radu korištene su dvije familije) i orijentacija (± 45°) se moraju zadati kroz *input file*.



Slika 60. Vrijednosti nam predstavljaju $C_{10}, D, k_1, k_2, \alpha, G_{ez}, G_{et}$ te G_c

Na Slici 61 se može vidjeti da je pomak u *in vivo* stanju kada je žila opterećena normalnim krvnim tlakom od 0,0133 MPa jednak nuli, s čime je verificirana implementacija modela u UMAT rutinu.

Iznos naprezanja prema Misesu za slučaj zdrave arterije s implementacijom neo-Hooke UMAT rutine i s istim iznosom predistezanja iznosi 0,03282 MPa. Usporedbom sa Slikom 61, vidljivo je da je iznos naprezanja gotovo nepromijenjen.

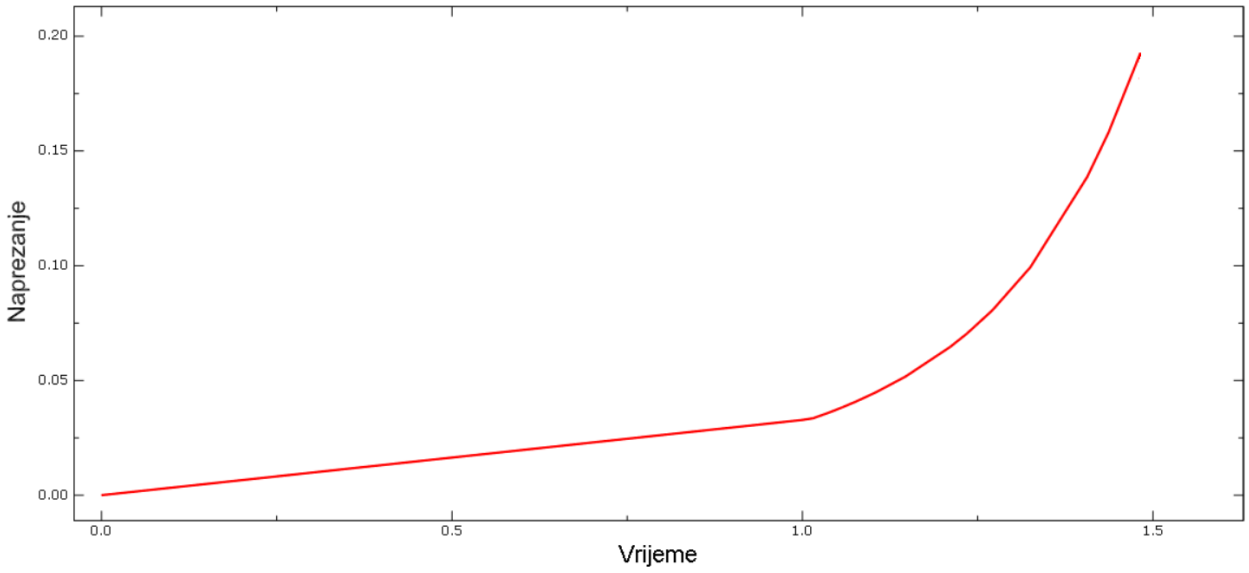


Slika 61. Radijalni pomak i naprezanje HGO žile opterećene normalnim krvnim tlakom

Pokušaj izrade modela ugradnje stenta unutar stijenke opisane HGO hiperelastičnim materijalnim modelom, nakon velikog broja pokušaja, ipak nije uspio. Razlog tome je što je HGO model eksponencijalan za razliku od neo-Hooke modela, koji gotovo da je linearan. Dakako, ovdje se misli na odnos naprezanja u „vremenu“, odnosno faktoru s kojim se množi zadano opterećenje, što je prikazano na Slici 62. Vrijeme od nula do 1 opisuje prvi *Step* – aterosklerozu stijenku opterećenu tlakom. Nakon opterećenja tlakom, maksimalno naprezanje u stijenci iznosi 32,79 kPa. Taj dio dijagrama izgleda linearno, jer je ravnoteža postignuta unutar jednog inkrementa, odnosno

to je samo linija koja povezuje točke (0.0 , 0.0 kPa) i (1.0 , 32,79 kPa). Vrijeme između 1 i 2 opisuje drugi *Step* – odnosno napuhivanje stenta balonom, tj. zadanim pomakom. Zadani radijalni pomak stenta je prevelik za HGO materijal. Jasno je vidljiva eksponencijalna veza između pomaka i naprezanja u stijenci.

Ispitane su različite kombinacije parametara, sa smanjenim parametrom u eksponentu (k_2 u jednadžbi (45)), ali nijedna simulacija nije uspjela doći do završetka. Na Slici 62 je vidljivo koliko značajno naprezanje eksponencijalno naraste u kratkom vremenu i u jednom trenutku se stent prestane širiti. Pomak dođe do otprilike 50% zadane vrijednosti, dok s druge strane naprezanje poprima beskonačne vrijednosti. Ispitan je i slučaj s manjom debljinom plaka (h=0,05 mm), no rezultati su također bili nezadovoljavajući.



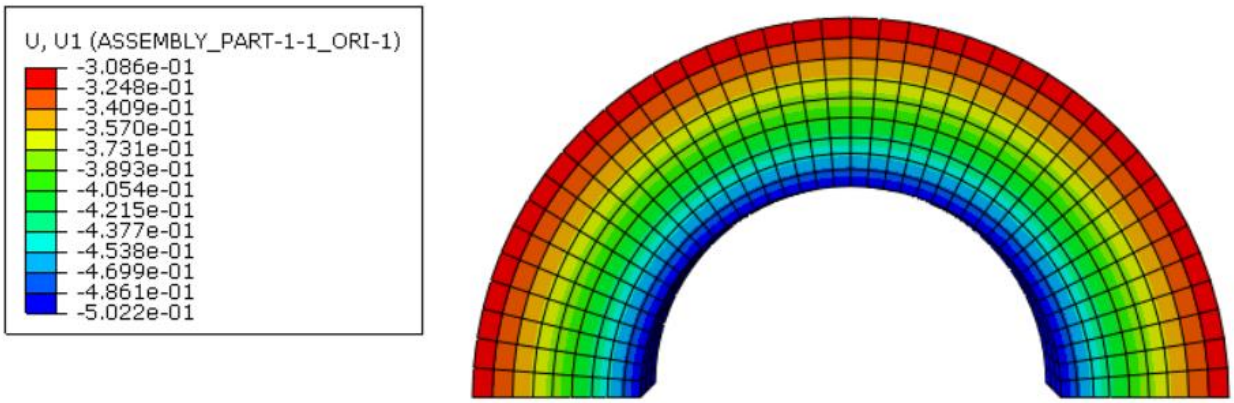
Slika 62. Dijagram naprezanja u vremenu za žilu

Međutim, posebno zanimljivo je prikazati, pokazati zaostala naprezanja opisana u potpoglavlju 1.2, odnosno kut otvaranja prstena. Neo-Hooke materijalni model, čak i sa predistezanjima i dalje ne može opisati zaostala naprezanja. Zdrava neo-Hooke arterija s predistezanjima bi nakon rasterećenja od tlaka i aksijalne sile došla u tzv. *stress-free* konfiguraciju, odnosno sva naprezanja bi bila jednaka 0. Kod HGO modela koji opisuje elastin s jednim predistezanjima i kolagen s drugim to nije slučaj. Primjerice, ako je predistezanje elastina 15%, a kolagena 6%, nakon što se žila rastereti i suzi za 6%, naprezanje od kolagena će biti 0, ali će elastin i dalje biti u vlaku. Zato će se krvna žila nastaviti sužavati, pa će kolagen (i mišićne stanice) biti u kompresiji. Ne postoji konfiguracija u kojoj su i kolagena vlakna i elastin istovremeno *stress-free*.

To se u *Abaqusu* može pokazati kroz nekoliko *Step*-ova. Nakon prvog stepa u kojem je karotidna arterija s predistezanjima opterećena tlakom, može se pronaći neopterećeno stanje. Nakon uklanjanja tlaka i jedne aksijalne simetrije, dobit će se geometrija arterije koja se nalazi neopterećena, izvan tijela (*ex vivo* stanje).

Za prikaz kuta otvaranja u *Abaqusu* su napravljena četiri *Step-a*. U svakom *Step-u* su drukčiji rubni uvjeti. U prvom *Step-u* je prikazana simulacija žile u *in vivo* stanju, Slika 61, dakle spriječeni su pomaci u cirkularnom smjeru θ cilindričnog koordinatnog sustava te u smjeru z na oba kraja (zbog simetrije, čime je onemogućeno skraćivanje žile u tijelu prilikom promjene opterećenja) te je opterećena tlakom.

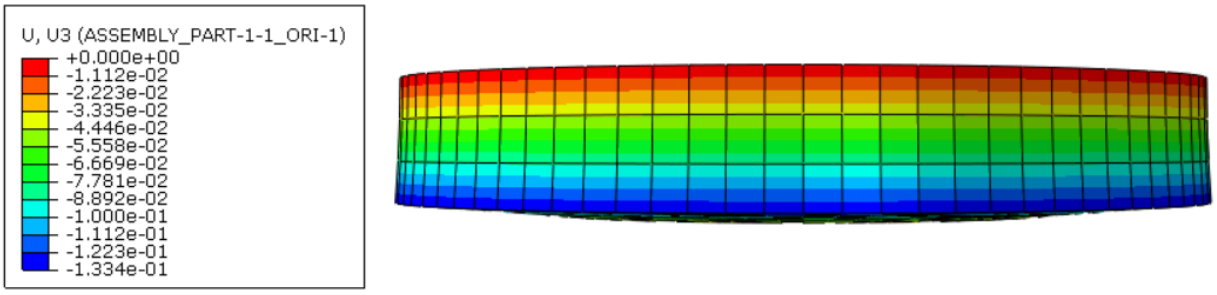
U drugom *Step-u* je uklonjen tlak te se žila počinje sužavati, Slika 63. S obzirom da je geometrija prstena arterije nakon kuta otvaranja samo jednom simetrična, više se ne može koristiti četvrtina geometrije, nego je napravljenom novi model koji opisuje polovicu geometrije. Također je za modeliranje prstena skraćena duljina, tako da je sada žila dugačka samo 1 mm, zbog manjeg opterećenja računala te bržeg dobivanja rezultata. Također je to sličnije eksperimentu opisanom u poglavlju 1.2, gdje se promatrao kut otvaranja uskih prstenova.



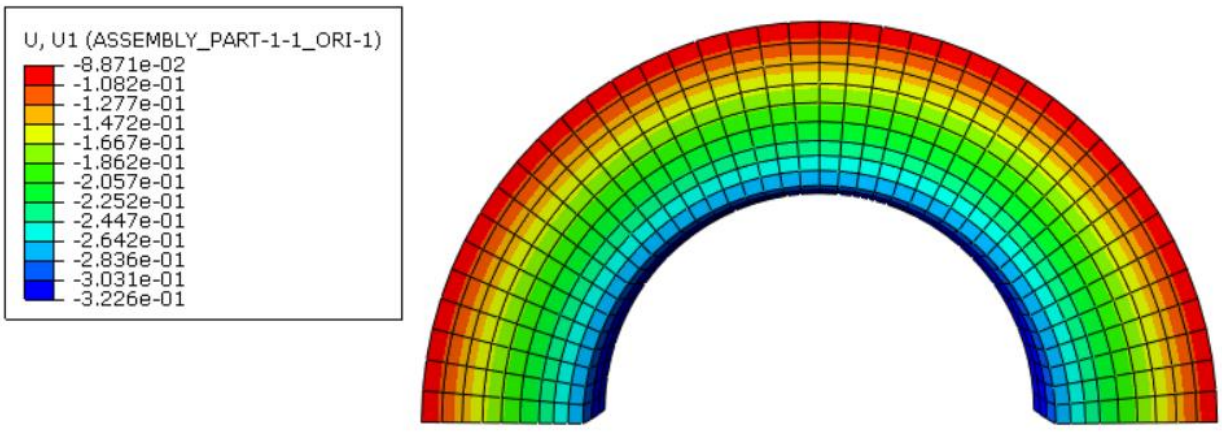
Slika 63. Sužavanje žile u drugom *Step-u*

Sa Slike 63 je vidljivo da je radijalni pomak unutarnje plohe arterije nakon rasterećenja tlakom čak 0,5 mm, dok se vanjska ploha suzila nešto manje, kako bi se zadržala nestlačivost (odnosno kako bi volumen ostao konstantan).

U trećem *Step-u* je uklonjen rubni uvjet po osi z na jednoj strani tako da se može vidjeti za koliko se točno skrati žila nakon rasterećenja, no zbog uvjeta nestlačivosti, također dolazi i do „napuhivanja“ žile u radijalnom smjeru, kako bi volumen ostao isti, Slika 64 i Slika 65.



Slika 64. Skraćenje žile u trećem *Step-u*

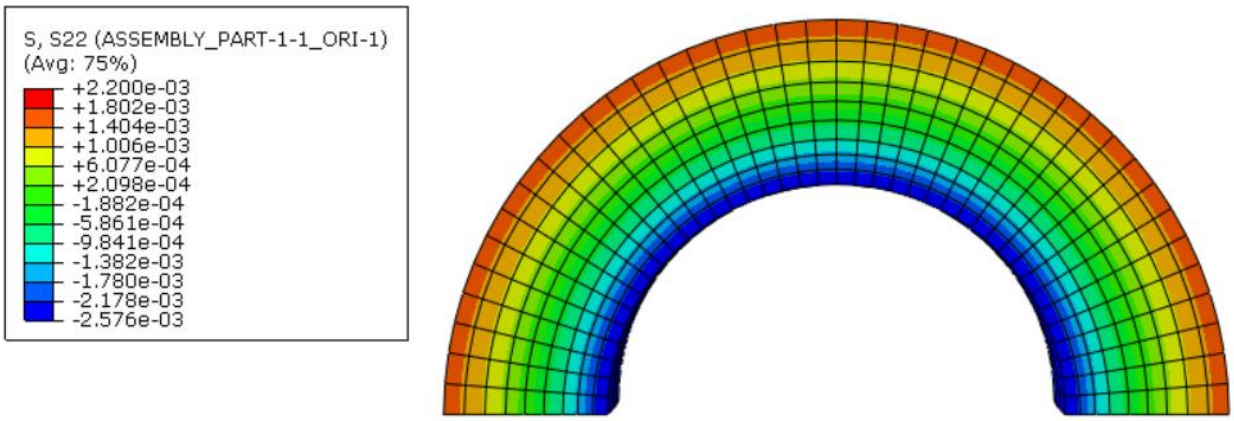


Slika 65. "Napuhivanje" žile nakon skraćivanja

Sa Slike 64 je vidljivo skraćenje od 13,3% (u smjeru osi z), no teško je bez animacije predočiti „napuhivanje“ zbog uvjeta nestlačivosti, ali vidljivo je usporedbom rezultata da je unutarnji polumjer na kraju trećeg *Step*-a otprilike 0,2 mm veći u odnosu na prethodni *Step*, ali se arterija u odnosu na *in vivo* geometriju svejedno suzila.

S obzirom da je ovo neopterećeno stanje žile, očekivalo bi se da je to istovremeno i *stress*-free. Međutim, Slika 66 pokazuje cirkularna naprezanja koja su reda veličine 1 kPa, (u odnosu na red veličine 10 kPa u opterećenom stanju). Također je vidljivo da naprezanja više nisu sva pozitivna, nego su na dijelovima pozitivna, na drugim negativna.

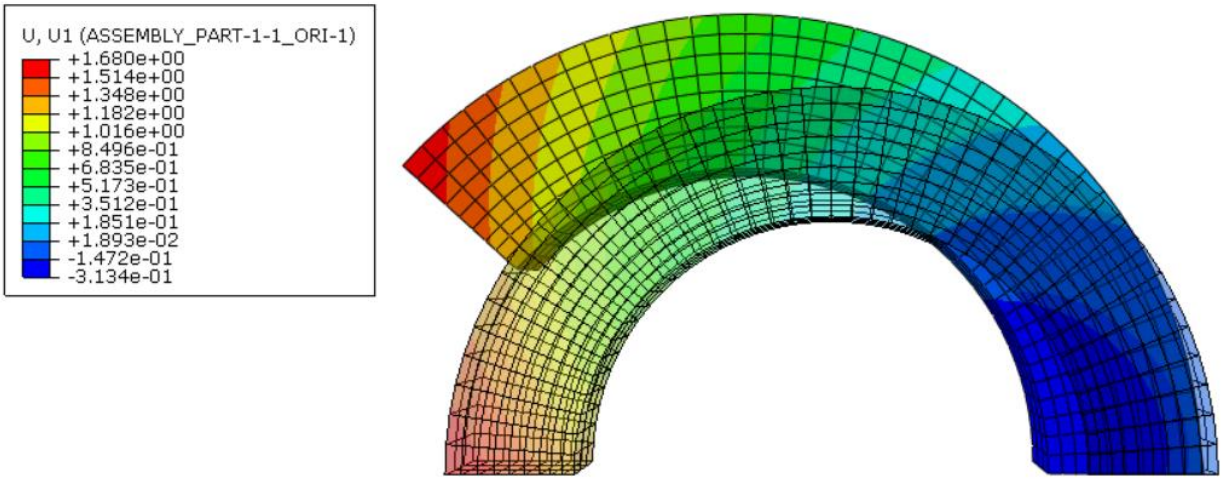
S obzirom da su tlak i sila nula, $L = \int S_{33} dA = 0$, ali to ne znači da je samo naprezanje nula. Slično, za tlak vrijedi $p = \int \frac{(S_{22} S_{11})}{r} dr = 0$, ali ne i sama naprezanja.



Slika 66. Cirkularna naprezanja u potpuno rasterećenoj arteriji

U sljedećem i posljednjem *Step*-u, prikazano je „otvaranje“ žile nakon što se prsten razreže, odnosno makne jedan rubni uvjet koji onemogućuje pomake u cirkularnom smjeru. Na Slici 67 je vidljivo da se prsten otvara, a cilindrični oblik prelazi u elipsu.

Naprezanja su se nakon „rezanja“ smanjila za još jedan red veličine, ali i dalje nisu došla na 0. Koliko god puta da se prsten razreže, postojali bi novi kutevi otvaranja.



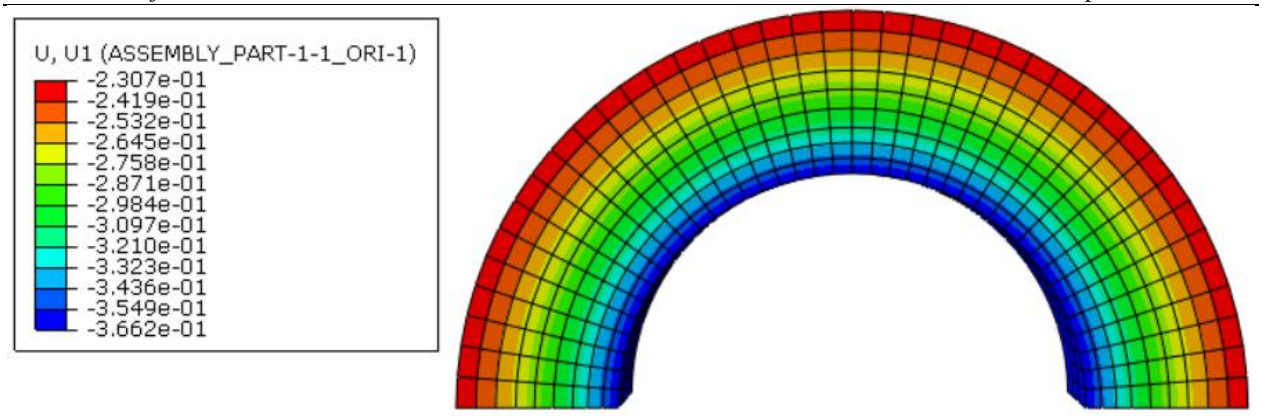
Slika 67. Otvaranje žile nakon što se "razreže"

Zbog dosljednosti i usporedbe radi, kako bi se prikazao utjecaj promjene vrijednosti predistezanja na kut otvaranja, prikazat će se žila sa sljedećim materijalnim parametrima na Slici 68.

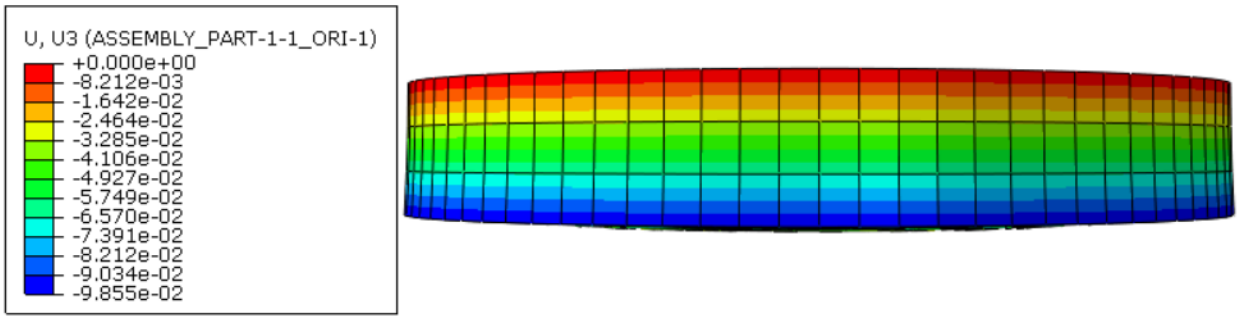
	Mechanical Constants
1	0.007402310484965
2	1E-007
3	0.064315614628473
4	22
5	0
6	1.1
7	1.1
8	1.06

Slika 68. Materijalni parametri za HGO model s manjim predistezanjem

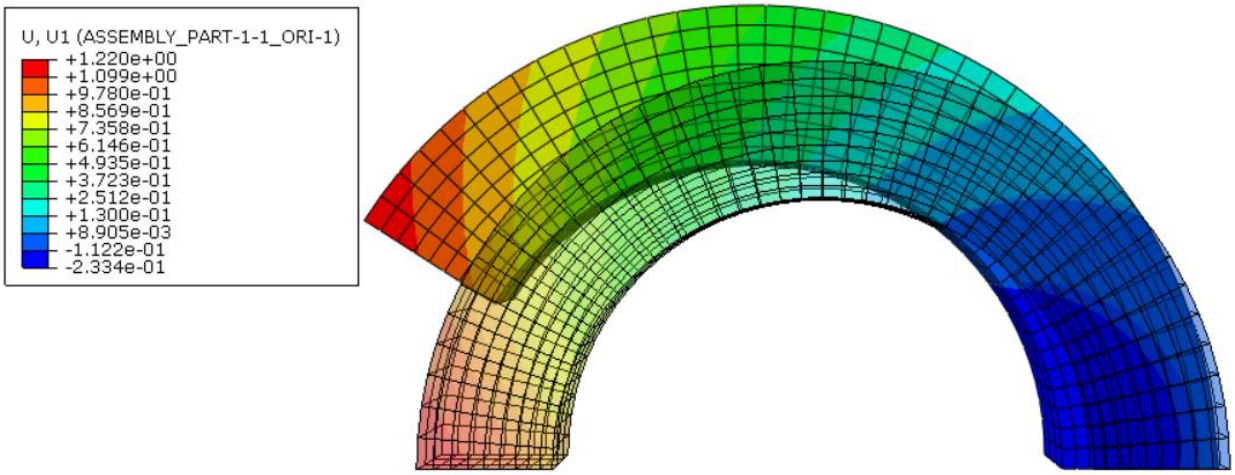
Sa Slike 69, Slike 70 i Slike 71 je potpuno jasno vidljivo da s manjom vrijednosti predistezanja, dolazi do manjeg sužavanja žile nakon rasterećenja. Također, dolazi i do manjeg skraćivanja nakon nakon što se jedan kraj žile oslobodi te dolazi do manjeg kuta otvaranja nakon rezanja žile.



Slika 69. Manje sužavanje nakon drugog *Step-a*



Slika 70. Manje skraćivanje nakon trećeg *Step-a*



Slika 71. Manji kut otvaranja nakon četvrtog *Step-a*

5. Zaključak

U radu se proučavao utjecaj materijalnih parametara stijenke i plaka na povećanje naprezanja unutar stijenke karotidne arterije nakon ugradnje stenta. Kolagen koji se nalazi unutar stijenke se kontinuirano obnavlja. U slučaju povećanog krvnog tlaka, odnosno povećanja naprezanja, proizvodnja kolagena se povećava. Povećana proizvodnja kolagena u intimi (unutrašnjem sloju stijenke) je mogući uzrok restenoze, tj. ponovnog sužavanja krvne žile, nakon ugradnje stenta. Dakle naprezanja u žili ne smiju biti velika nakon ugradnje stenta.

Stijenke arterija su karakterizirane kompozitnom strukturom, hiperelastičnošću, anizotropnošću te zaostalim naprezanjima. Za opisivanje ponašanje mekih tkiva se najčešće koristi Holzapfel-Gasser-Ogden (HGO) materijalni model. U ovom radu su korišteni neo-Hooke i HGO modeli s predistezanjima. S obzirom da takvi modeli ne postoje u *Abaqusu,* bilo ih prvo potrebno implementirati korištenjem *user material* (UMAT) rutina. Korištenjem neo-Hooke modela s predistezanjima se može zaključiti da se povećanjem predistezanja značajno smanjuje povećanje naprezanja nakon ugradnje stenta. Naprezanja također rastu i porastom tlaka, što je bilo i za očekivati. Međutim, zanimljivo je da tlak gotovo uopće ne utječe na razliku naprezanja nakon ugradnje stenta u odnosu na naprezanja u zdravoj stijenci pod istim tlakom. Nadalje, smanjenje krutosti plaka uzrokuje povećanje naprezanja u stijenci, jer podatljiviji plak nosi manje opterećenja.

Također je prikazano da parametri stijenke (predistezanje te promjena krutosti) ne utječu na uspješnost smanjenja stenoze nakon ugradnje stent, ali krutost plaka (a vjerojatno i debljina plaka, odnosno početna stenoza) značajno utječu na vjerojatnost i stupanj rezidualne stenoze nakon ugradnje karotidnog stenta.

Implementacija anizotropnog HGO modela s predistezanjima je validirana na zdravoj arteriji. S obzirom da je model eksponencijalan, zadani pomak stenta je bio prevelik da bi se analiza uspješno izvrtila, odnosno naprezanja su vrlo brzo rasla s povećanjem pomaka. Međutim, za razliku od neo-Hook modela, kod HGO modela se mogu modelirati zaostala naprezanja. Da bi se to pokazalo, modelirao se kut otvaranja prstena karotidne arterije. Pokazano je da se nakon uklanjanja tlaka žila sužava. Za određivanje neopterećene geometrije potrebno je ukloniti još jedan rubni uvjet u smjeru osi *z*, koji u *in vivo* geometriji postoji da bi se spriječila promjena duljine isječka arterije. Zbog uklanjanja tog rubnog uvjeta, dolazi do skraćivanja žile, a zbog uvjeta nestlačivosti i do njezinog napuhivanja. Ukupni radijalni pomak je ipak negativan, odnosno neopterećena žila se skrati i suzi. Iako je neopterećena, postoje naprezanja unutar stijenke arterije. Zbog toga se nakon rezanja

prstena jasno vidi kut otvaranja žile. Pokazano je i da kod manjih vrijednosti predistezanja dolazi do manjeg sužavanja žile nakon rasterećenja, do manjeg skraćivanja te do manjeg kuta otvaranja.

6. Dodatak

Dodatak A: neo–Hooke programski kod za UMAT [22]

```
      SUBROUTINE UMAT(STRESS,STATEV,DDSDDE,SSE,SPD,SCD,
     1 RPL,DDSDDT,DRPLDE,DRPLDT,STRAN,DSTRAN,
     2 TIME,DTIME,TEMP,DTEMP,PREDEF,DPRED,MATERL,NDI,NSHR,NTENS,
     3 NSTATV,PROPS,NPROPS,COORDS,DROT,PNEWDT,CELENT,
     4 DFGRD0,DFGRD1,NOEL,NPT,KSLAY,KSPT,KSTEP,KINC)
C
       INCLUDE 'ABA_PARAM.INC'
C
       CHARACTER*8 MATERL
       DIMENSION STRESS(NTENS),STATEV(NSTATV),
     1 DDSDDE(NTENS,NTENS),DDSDDT(NTENS),DRPLDE(NTENS),
     2 STRAN(NTENS),DSTRAN(NTENS),DFGRD0(3,3),DFGRD1(3,3),
     3 TIME(2),PREDEF(1),DPRED(1),PROPS(NPROPS),COORDS(3),DROT(3,3)
C
          REAL*8   PSDFGR(3,3),DFGR(3,3),DFGRBAR(3,3),BBART(3,3),
     &         K_DELTA(3,3),STRESST(3,3),DSDE(3,3,3,3), Q(3,3), PS(3,3)
C
       PARAMETER(ZERO=0.D0, ONE=1.D0, TWO=2.D0, THREE=3.D0, FOUR=4.D0)
          PARAMETER(NINE=9.D0)
C
C ------------------------------------------------------------------
C    UMAT FOR COMPRESSIBLE NEO-HOKEAN HIPERELASTICITY WITH PRE-STRETCH
C    CANNOT BE USED FOR PLANE STRESS
C ------------------------------------------------------------------
C    ELASTIC PROPERTIES
C ------------------------------------------------------------------
C
       C10=PROPS(1) ! NEO-HOOKE MATERIAL PARAMETER
        D1=PROPS(2) ! COMPRESSIBILITY PARAMETER
C
C ------------------------------------------------------------------
C    DEFORMATION GRADIENT TENSOR WITH PRE-STRETCH
C ------------------------------------------------------------------
C    DFGRD1 - DEFORMATION GRADIENT TENSOR
C    PS - PRES-STRETCH TENSOR IN LOCAL COORDINATE SYSTEM
C ------------------------------------------------------------------
C    G1,G2,G3 - COMPONENTS OF PRE-STRETCH TENSOR IN LOCAL COORDINATES
C ------------------------------------------------------------------
C
          G2=PROPS(3)
          G3=PROPS(4)
          G1=ONE/(G2*G3)
C
       PS(1,1)=G1
          PS(1,2)=ZERO
          PS(1,3)=ZERO
          PS(2,1)=ZERO
          PS(2,2)=G2
          PS(2,3)=ZERO
          PS(3,1)=ZERO
          PS(3,2)=ZERO
          PS(3,3)=G3
C
C ------------------------------------------------------------------
C     TRANSFORMATION MATRIX
C ------------------------------------------------------------------
```

```
C
      RA=SQRT(COORDS(1)**2 + COORDS(2)**2)
         A=ACOS(COORDS(1)/RA)
C
      IF(COORDS(2).GE.ZERO) THEN
      Q(1,1)=COS(A)
         Q(1,2)=SIN(A)
         Q(1,3)=ZERO
         Q(2,1)=-SIN(A)
         Q(2,2)=COS(A)
         Q(2,3)=ZERO
         Q(3,1)=ZERO
         Q(3,2)=ZERO
         Q(3,3)=ONE
      END IF
C
      IF(COORDS(2).LT.ZERO) THEN
      Q(1,1)=COS(A)
         Q(1,2)=-SIN(A)
         Q(1,3)=ZERO
         Q(2,1)=SIN(A)
         Q(2,2)=COS(A)
         Q(2,3)=ZERO
         Q(3,1)=ZERO
         Q(3,2)=ZERO
         Q(3,3)=ONE
      END IF
C
C ---------------------------------------------------------------------
C    PSDFGR - PRES-STRETCH TENSOR IN GLOBAL COORDINATE SYSTEM
C ---------------------------------------------------------------------
C
      DO j=1,3
      DO i=1,3
        PSDFGR(i,j)=Q(1,i)*PS(1,1)*Q(1,j) +
     &              Q(1,i)*PS(1,2)*Q(2,j) +
     &              Q(1,i)*PS(1,3)*Q(3,j) +
     &              Q(2,i)*PS(2,1)*Q(1,j) +
     &              Q(2,i)*PS(2,2)*Q(2,j) +
     &              Q(2,i)*PS(2,3)*Q(3,j) +
     &              Q(3,i)*PS(3,1)*Q(1,j) +
     &              Q(3,i)*PS(3,2)*Q(2,j) +
     &              Q(3,i)*PS(3,3)*Q(3,j)
      END DO
      END DO
C
C ---------------------------------------------------------------------
C    DFGR - PRE-STRETCH DEFORMATION GRADIENT TENSOR
C ---------------------------------------------------------------------
C
      DO j=1,3
      DO i=1,3
        DFGR(i,j)=DFGRD1(i,1)*PSDFGR(1,j) + DFGRD1(i,2)*PSDFGR(2,j)
     &          + DFGRD1(i,3)*PSDFGR(3,j)
      END DO
      END DO
C
C ---------------------------------------------------------------------
C    JACOBIAN DETERMINANT
C ---------------------------------------------------------------------
C
      DET=DFGR(1,1)*DFGR(2,2)*DFGR(3,3)- DFGR(1,2)*DFGR(2,1)*DFGR(3,3)
```

```
C
      IF(NSHR.EQ.3) THEN
           DET=DFGR(1,1)*DFGR(2,2)*DFGR(3,3)
     &   - DFGR(1,1)*DFGR(3,2)*DFGR(2,3)
     &    - DFGR(1,2)*DFGR(2,1)*DFGR(3,3)
     &    + DFGR(1,2)*DFGR(3,1)*DFGR(2,3)
     &    + DFGR(1,3)*DFGR(2,1)*DFGR(3,2)
     &    - DFGR(1,3)*DFGR(3,1)*DFGR(2,2)
      END IF
C
C ---------------------------------------------------------------------
C    ISOCHORIC PRE-STRETCH DEFORMATION GRADIENT TENSOR
C ---------------------------------------------------------------------
C
      DET13=DET**(-ONE/THREE)
C
      DO j=1,3
      DO i=1,3
        DFGRBAR(i,j)=DET13*DFGR(i,j)
      END DO
      END DO
C
C ---------------------------------------------------------------------
C    ISOCHORIC LEFT CAUCHY-GREEN TENSOR
C ---------------------------------------------------------------------
C
      DO j=1,3
      DO i=1,3
        BBART(i,j)=DFGRBAR(i,1)*DFGRBAR(j,1)+
     &             DFGRBAR(i,2)*DFGRBAR(j,2) +
     &               DFGRBAR(i,3)*DFGRBAR(j,3)
      END DO
      END DO
C
C ---------------------------------------------------------------------
C    KRONECKER DELTA
C ---------------------------------------------------------------------
C
      DO j=1,3
      DO i=1,3
           IF(i.EQ.j) THEN
          K_DELTA(i,j)=ONE
           ELSE IF(i.NE.j) THEN
             K_DELTA(i,j)=ZERO
        END IF
      END DO
      END DO
C
C ---------------------------------------------------------------------
C    STRESS
C ---------------------------------------------------------------------
C
      EG1=(TWO/D1)*(DET-ONE)
         EG2=(TWO*C10)/DET
         TRBBAR=BBART(1,1) + BBART(2,2) + BBART(3,3)
C
      DO j=1,3
      DO i=1,3
        STRESST(i,j)=EG1*K_DELTA(i,j) +
     &               EG2*BBART(i,j) -
     &               EG2*(ONE/THREE)*TRBBAR*K_DELTA(i,j)
      END DO
```

```
      END DO
C
      DO i=1,NDI
           STRESS(i)=STRESST(i,i)
         END DO
C
      IF(NSHR.EQ.1) THEN
        STRESS(4)=STRESST(1,2)
      END IF
C
      IF(NSHR.EQ.3) THEN
        STRESS(4)=STRESST(1,2)
              STRESS(5)=STRESST(1,3)
              STRESS(6)=STRESST(2,3)
      END IF
C
C -----------------------------------------------------------------------
C    JACOBIAN STIFFNESS MATRIX
C -----------------------------------------------------------------------
C
      EG3=(TWO/D1)*(TWO*DET-ONE)
C
      DO l=1,3
      DO k=1,3
         DO j=1,3
         DO i=1,3
        DSDE(i,j,k,l)=EG2*(ONE/TWO)*K_DELTA(i,k)*BBART(j,l) +
     &              EG2*(ONE/TWO)*K_DELTA(i,l)*BBART(j,k) +
     &              EG2*(ONE/TWO)*BBART(i,k)*K_DELTA(j,l) +
     &              EG2*(ONE/TWO)*BBART(i, l)*K_DELTA(j, k) -
     &              EG2*(TWO/THREE)*K_DELTA(i, j)*BBART(k, l) -
     &              EG2*(TWO/THREE)*BBART(i, j)*K_DELTA(k, l) +
     &              EG2*(TWO/NINE)*TRBBAR*K_DELTA(i,j)*K_DELTA(k,l) +
     &              EG3*K_DELTA(i,j)*K_DELTA(k,l)
      END DO
      END DO
         END DO
         END DO
C
      DDSDDE(1,1)=DSDE(1,1,1,1)
      DDSDDE(2,2)=DSDE(2,2,2,2)
      DDSDDE(3,3)=DSDE(3,3,3,3)
      DDSDDE(1,2)=DSDE(1,1,2,2)
      DDSDDE(1,3)=DSDE(1,1,3,3)
      DDSDDE(2,3)=DSDE(2,2,3,3)
      DDSDDE(1,4)=DSDE(1,1,1,2)
      DDSDDE(2,4)=DSDE(2,2,1,2)
      DDSDDE(3,4)=DSDE(3,3,1,2)
      DDSDDE(4,4)=DSDE(1,2,1,2)
C
      IF(NSHR.EQ.3) THEN
        DDSDDE(1,5)=DSDE(1,1,1,3)
        DDSDDE(2,5)=DSDE(2,2,1,3)
        DDSDDE(3,5)=DSDE(3,3,1,3)
        DDSDDE(1,6)=DSDE(1,1,2,3)
        DDSDDE(2,6)=DSDE(2,2,2,3)
        DDSDDE(3,6)=DSDE(3,3,2,3)
        DDSDDE(5,5)=DSDE(1,3,1,3)
        DDSDDE(6,6)=DSDE(2,3,2,3)
        DDSDDE(4,5)=DSDE(1,2,1,3)
        DDSDDE(4,6)=DSDE(1,2,2,3)
        DDSDDE(5,6)=DSDE(1,3,2,3)
```

```
      END IF
C
      DO i=1, NTENS
      DO j=1, i-1
          DDSDDE(i,j)=DDSDDE(j,i)
      END DO
      END DO
C
      RETURN
      END
```

Dodatak B: HGO programski kod za UMAT

```
! ------------------------------------------- !
! ------------------------------------------- !
!! UMAT za HGO hiperelastični materijalni model !!
! ------------------------------------------- !
! ------------------------------------------- !
subroutine umat(stress, statev, ddsdde, sse, spd, scd, rpl, ddsddt, drplde, drpldt,
stran, dstran, time, dtime, temp, dtemp, predef, dpred, cmname, ndi, nshr, ntens, nstatv,
props, nprops, coords, drot, pnewdt, celent, dfgrd0, dfgrd1, noel, npt, layer, kspt,
kstep, kinc)

implicit none

!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!      GOH UMAT      !!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!


!! 0. Declaration of variables !!
!------------------------------!
include 'arguments_sta.for'

! logging
if ((kinc.eq.1).AND.(npt.eq.1).AND.(noel.eq.1)) then
    print *, 'At step', kstep
endif

!! 1. General assignments !!
!--------------------------!
identity = reshape((/ one, zero, zero, zero, one, zero, zero, zero, one /),
shape(identity)) ! identity matrix
F = dfgrd1  ! deformation gradient

! correction to deformation gradient if solid elements in local coordinate system
if ((NTENS.EQ.6).AND.((CMNAME(1:7).eq.'GOH_UAL').OR.(CMNAME(1:7).eq.'GOH_UNL'))) then
       AA = F ! Newton iteration for polar decomposition of F, AA results in rotational
part of F
       do i=1,20
              BB = AA
              call matrixInv(AA,CC,3)
```

```
            AA = one/two*(BB+transpose(CC))
        enddo

        F = matmul(F,transpose(AA))
endif



! correction to deformation gradient for incompressible membrane and shell elements
if (NTENS.EQ.3) then
        F(3,3) = one/(F(1,1)*F(2,2)-F(1,2)*F(2,1))
endif

if (NTENS.EQ.six) then
        indices = reshape((/ 1, 1, 2, 2, 3, 3, 1, 2, 1, 3, 2, 3 /), shape(indices)); ! 2x6
solid
else if (NTENS.EQ.four) then
        indices = reshape((/ 1, 1, 2, 2, 3, 3, 1, 2/), shape(indices)); ! 2x4 plane strain
else if (NTENS.EQ.three) then
        indices = reshape((/ 1, 1, 2, 2, 1, 2/), shape(indices)); ! 2x3 plane stress
endif

orientation=1

! initialise
W_tot = zero
cauchy_tot = zero
stiffness_tot = zero

!! 2. Material property assignments !!
!------------------------------------!
! iso properties
C10  = props(1)

! aniso properties
do ff=1,numFibFam
        k1f(ff)=props(3)
        k2f(ff)=props(4)
        kappaf(ff)=props(5)
enddo

! Angle with respect to circumferential direction
alphaf(1) = 0.7853981634
alphaf(2) = -0.7853981634
! Humphrey properties
if (numFibFam.eq.4) then
    alphaf(3) = 0.0
    alphaf(4) = 1.5707963268
endif

Get=props(6)
Gez=props(7)
Gc=props(8)

PSe(1,1)=1/(Get*Gez)
PSe(1,2)=ZERO
PSe(1,3)=ZERO
PSe(2,1)=ZERO
PSe(2,2)=Get
PSe(2,3)=ZERO
PSe(3,1)=ZERO
PSe(3,2)=ZERO
```

```
PSe(3,3)=Gez

      Feuk = matmul(F, PSe)

! fiber orientation
if ((NTENS.eq.three).OR.(NTENS.eq.four)) then ! if planar element: 1: circ, 2: ax, 3: rad
       Rotation = Identity
       do ff=1,numFibFam
              M0f(ff,:) = reshape((/ cos(alphaf(ff)), sin(alphaf(ff)), zero/),
shape(M0f(ff,:)))
       enddo
else if (orientation.eq.2) then ! rotation matrix provided in predefined fields
    ! rotation wrt WCS
    Rotation = reshape((/ STATEV(1), STATEV(4), STATEV(5), STATEV(7), STATEV(2),
STATEV(6), STATEV(8), STATEV(9), STATEV(3) /), shape(identity))
    Rotation = transpose(Rotation)
       do ff=1,numFibFam
              M0funRot(ff,:) = reshape((/ zero, cos(alphaf(ff)), sin(alphaf(ff)) /),
shape(M0f(ff,:)))
              M0f(ff,:)= matmul(Rotation,M0funRot(ff,:))
              M0f(ff,:)= reshape((/ M0f(ff,1), M0f(ff,2), M0f(ff,3) /), shape(M0f(ff,:)))
       enddo

else if (orientation.eq.1) then ! fibers in cylindrical coordinate system
       Rotation = Identity
    do ff=1,numFibFam
              M0f(ff,:) = reshape((/ zero, cos(alphaf(ff)), sin(alphaf(ff)) /),
shape(M0f(ff,:)))
    enddo

else ! fibers in rectangular coordinate system (default)
       Rotation = Identity
       do ff=1,numFibFam
              M0f(ff,:) = reshape((/ cos(alphaf(ff)), sin(alphaf(ff)), zero/),
shape(M0f(ff,:)))
       enddo
endif

do ff=1,numFibFam
    do i=1,3
    do j=1,3
        M0fM(i,j)=Gc*M0f(ff,i)*M0f(ff,j)
    enddo
    enddo
    Fcuk(ff,:,:) = matmul (F,M0fM)
enddo


!vol properties
d1 = props(2)


!! 3. Calculate strain energy and cauchy stress !!
!-----------------------------------------------!!

!! 3.a. Elastin stress

if (NTENS.EQ.6) then
       call sigma_iso(Feuk, C10, W_e, cauchy_e)
else if (NTENS.EQ.3) then
       call sigma_iso_shells(Feuk, C10, W_e, cauchy_e)
endif
```

```
!! 3.a. collagen stress

do ff = 1, numFibFam

       if (NTENS.EQ.6) then
              call sigma_aniso(Fcuk(ff,:,:), F, k1f(ff), k2f(ff), kappaf(ff), M0f(ff,:),
W_cf(ff), cauchy_cf(ff,:,:))
       else if (NTENS.EQ.3) then
              call sigma_aniso_shells(Fcuk(ff,:,:), k1f(ff), k2f(ff), kappaf(ff),
M0f(ff,:), W_cf(ff), cauchy_cf(ff,:,:))
       endif

enddo

!! 3.c. volumetric contribution

if ((d1/=zero).AND.(NTENS.GT.three)) then ! plane stress elements are not compressible

    call sigma_vol(F, d1, W_vol, cauchy_vol)
       W_tot = W_vol
       cauchy_tot = cauchy_vol

endif

!! 3.d. total strain energy

do ff = 1, numFibFam
       W_tot = W_tot + W_cf(ff)
enddo
W_tot = W_tot + W_e
SSE = W_tot

!! 3.e. total cauchy stress

do ff = 1, numFibFam
       cauchy_tot = cauchy_tot + cauchy_cf(ff,:,:)
enddo

cauchy_tot = cauchy_e + cauchy_tot

do n=1,ntens ! Store stresses in (ntens,1) matrix
       i=indices(1,n)
       j=indices(2,n)
       STRESS(n) = cauchy_tot(i,j)
enddo

!! 4. Calculate analytic tangent stiffness !!
!-----------------------------------------!!

if ((CMNAME(1:7).eq.'GOH_UAL').OR.(CMNAME(1:7).eq.'GOH_UAG')) then


       !! 4.a. Elastin stiffness

       if (NTENS.EQ.6) then
              call C_iso_UA(Feuk, C10, stiffness_e)
       else if (NTENS.EQ.3) then
              call C_iso_UA_shells(Feuk, C10, stiffness_e)
       endif

       !! 4.b. collagen stiffness
```

```
       do ff = 1, numFibFam

              if (NTENS.EQ.6) then
                     call C_aniso_UA(Fcuk(ff,:,:), F, k1f(ff), k2f(ff), kappaf(ff),
M0f(ff,:), stiffness_cf(ff, :,:,:,:))
              else if (NTENS.EQ.3) then
                     call C_aniso_UA_shells(Fcuk(ff,:,:), k1f(ff), k2f(ff), kappaf(ff),
M0f(ff,:), stiffness_cf(ff, :,:,:,:))
              endif

       enddo

       !! 4.c. volumetric contribution

       if ((d1/=zero).AND.(NTENS.GT.three)) then ! plane stress elements are not
compressible

              call C_vol_UA(F, d1, stiffness_vol)
              stiffness_tot = stiffness_vol

       endif

       !! 4.d. total stiffness

       do ff = 1, numFibFam
              stiffness_tot = stiffness_tot + stiffness_cf(ff, :,:,:,:)
       enddo
       stiffness_tot = stiffness_e + stiffness_tot

       do m = 1,ntens !  Store spatial stiffness in (6,6) matrix
              do n = 1,ntens
                     i = indices(1,m);
                     j = indices(2,m);
                     k = indices(1,n);
                     l = indices(2,n);
                     DDSDDE(m,n) = stiffness_tot(i,j,k,l);
              enddo
       enddo

!! 5. Calculate numeric tangent stiffness !!
!----------------------------------------!!

elseif ((CMNAME(1:7).eq.'GOH_UNL').OR.(CMNAME(1:7).eq.'GOH_UNG')) then

       !! 5.a. elastin stiffness

       call C_iso_UN(Feuk, C10, ntens, indices, cauchy_e, ddsdde_num_e)

       !! 5.b. collagen stiffness

       do ff = 1, numFibFam
              call C_aniso_UN(Fcuk(ff,:,:), k1f(ff), k2f(ff), kappaf(ff), M0f(ff,:),
ntens, indices, cauchy_cf(ff,:,:), ddsdde_num_cf(ff,:,:))
       enddo

       !! 5.c. volumetric contribution

       if ((d1/=zero).AND.(NTENS.GT.three)) then ! plane stress elements are not
compressible

              call C_vol_UN(F, D1, ntens, indices, cauchy_vol, ddsdde_num_vol)
```

```
              ddsdde = ddsdde_num_vol

       endif

       !! 5.d. total stiffness
       do ff = 1, numFibFam
              ddsdde = ddsdde + ddsdde_num_cf(ff,:,:)
       enddo
       ddsdde = ddsdde + ddsdde_num_e

endif


return
end

!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!      OTHER SUBROUTINES      !!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!

include 'sigma_iso.for'
include 'sigma_aniso.for'
include 'sigma_iso_shells.for'
include 'sigma_aniso_shells.for'
include 'sigma_vol.for'
include 'C_iso_UA.for'
include 'C_aniso_UA.for'
include 'C_iso_UA_shells.for'
include 'C_aniso_UA_shells.for'
include 'C_vol_UA.for'
include 'C_iso_UN.for'
include 'C_aniso_UN.for'
include 'C_vol_UN.for'

include 'MatrixInv.for'
include 'Determinant.for'
```

LITERATURA

[1] https://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?id=34315

[2] G. A. Holzapfel, T. C. Gasser, and R. W. Ogden, "A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models," *J. Elast.*, vol. 61, pp. 1–48, 2000.

[3] Hrelec Patrlj, Maša, Učinak pentadekapeptida BPC 157 na stvaranje ugrušaka u aortnoj anastomozi u štakora, Doktorska disertacija, Sveučilište u Zagrebu, 2011.

[4] https://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?id=67730

[5] https://www.mayoclinic.org/-/media/kcms/gbs/patient-consumer/images/2017/11/07/19/55/mcdc7_carotidartery-8col.jpg

[6] https://www.cybermed.hr/centri_a_z/srcani_udar_infarkt_miokarda/koronarni_stent

[7] https://scindeks-clanci.ceon.rs/data/pdf/0004-1963/2014/0004-19631405421D.pdf

[8] https://www.jerseyshoreuniversitymedicalcenter.com/services/interventional-radiology/carotid-stenting-procedure/

[9] https://journals.lww.com/neurotodayonline/PublishingImages/CC.978-1-58255-512-5.chapter1009.fig1009-1.jpg

[10] Borhani et al. - 2018 - Cardiovascular stents overview, evolution, and next generation

[11] https://www.medicographia.com/2016/12/history-and-evolution-of-coronary-stenting/

[12] Finn, A., Jinnouchi, H., Sakamoto, A., Torii, S., Virmani, R: Understanding the Impact of Stent and Scaffold Material and Strut Design on Coronary Artery Thrombosis from the Basic and Clinical Points of View, 2018.

[13] Holzapfel, G.A., Sommer, G., Auer, M. *et al.* Layer-Specific 3D Residual Deformations of Human Aortas with Non-Atherosclerotic Intimal Thickening. *Ann Biomed Eng* **,** 530–545 (2007).

[14] Robert W. Hurst, Brett L. Cucchiara and Steven R. MesseJaroslaw Krejza, Michal Arkuszewski, Scott E. Kasner, John Weigele, Andrzej Ustymowicz, „Carotid Artery Diameter in Men and Womenand the Relation to Body and Neck Size" Stroke 2006; 1003 – 1005

[15] https://doctorlib.info/physiology/pathophysiology-disease-clinical-medicine-7/11.html

[16] Computing and Visualization for Intravascular Imaging and Computer-Assisted Stenting by Simone Balocco, Maria A. Zuluaga, Guillaume Zahnd, Su-Lin Lee and Stefanie Demirci (Eds.) 2017; 81

[17] Piamsomboon C, Roubin GS, Liu MW, et al. Relationship between oversizing of self-expanding stents and late loss index in carotid stenting. Cath Cardiovasc Diagn 1998;45:139-143

[18] http://www.msd-prirucnici.placebo.hr/msd-za-pacijente/bolesti-srca-i-krvnih-zila/ateroskleroza

[19] https://quizlet.com/100875652/pathophysiology-chapter-18-alterations-in-cardiac-function-part-1-flash-cards/

[20] Ivo Alfirević „Uvod u tenzore i mehaniku kontinuuma“, Golden marketing - Tehnička knjiga, Zagreb, 2003.

[21] Sorić, J. „Metoda konačnih elemenata“, Golden Marketing - Tehnička knjiga, Zagreb, 2004.

[22] Kubik, K.: „Određivanje materijalnih parametara polimernog materijala na osnovi jednoosnog vlačnog testa“, Diplomski rad, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2019.

[23] Suchocki, C.: Finite element implementation of slightly compressible and incompressible first invariant–based hyperelasticity: Theory, coding, exemplary problems, Journal of theoretical and applied mechanics, Vol. 55, 2017., pp 787–800

[24] http://abaqus.software.polimi.it/v6.14/books/sub/default.htm

[25] Holzapfel, G., A.: Nonlinear Solid Mechanics, John Wiley & Sons, England, 2000.

[26] Palačić, J.: „Numerička analiza utjecaja stenta na stijenku krvne žile“, Diplomski rad, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2020.

[27] Hassani, K., Karimi, A., Navidbakhsh, M., Shojaei, S.: Study of plaque vulnerabiliy in coronary artey using Mooney-Rivlin model: A combination of finite element and experimental method

[28] Schiavone, A., Zhao, L.: A study of balloon type, system constraint and artery constitutive model used in finite element simulation of stent deployment, 2015.

[29] https://www.zdravobudi.hr/clanak/634/ateroskleroza-i-karotidne-arterije

[30] Cardamone L, Valentín A, Eberth JF, Humphrey JD. Origin of axial prestretch and residual stress in arteries. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 2009; 8(6): 431–46.

[31] Fröbert O, Sarno G, James SK, Saleh N, Lagerqvist B. Effect of stent inflation pressure and post-dilatation on the outcome of coronary artery intervention. A report of more than 90,000 stent implantations. PLoS One. 2013;8(2):e56348. PMID: 23418560; PMCID: PMC3571959.

[32] Kang J, Hong JH, Kim BJ, *et al.* Residual stenosis after carotid artery stenting: Effect on periprocedural and long-term outcomes. *PLoS ONE* 2019; **14**(9): 1–11. DOI: 10.1371/journal.pone.0216592.

PRILOZI

I. CD-R disc