Numerička analiza utjecaja stenta na stijenku krvne žile

Palačić, Janja

Master's thesis / Diplomski rad

2020

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:235:778295

Rights / Prava: In copyright / Zaštićeno autorskim pravom.

Download date / Datum preuzimanja: **2024-04-26**

Repository / Repozitorij:

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

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Janja Palačić

Zagreb, 2020.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Mentori:

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

Student:

Janja Palačić

Zagreb, 2020.

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

Zahvaljujem se mentoru izv. prof. dr. sc Igoru Karšaju na pruženom znanju kroz studij, mentorstvu i savjetima tijekom izrade ovog rada.

Zahvaljujem se i mentorici dr.sc. Lani Virag zbog neumornog truda, na svim idejama i savjetima kako bi zajedničkim snagama došle do rezultata. Isto tako, hvala Lani i na svim riječima ohrabrenja i puno potrebne pozitive!

Posebno se zahvaljujem svojoj obitelji, roditeljima i sestrama na razumijevanju kroz čitav studij, podršci i uvijek vjeri da mogu ostvariti sve što naumim.

Također, zahvaljujem se svim prijateljima koji su navijali za mene tijekom studija i pisanja ovog rada, ali posebno se zahvaljujem svojim najboljim personama i strojarkama, Popki i Heli, koje su mi iznimno olakšale studij i uljepšale život.

I na kraju, zahvaljujem se svojem dečku Juri na danoj neumornoj podršci, lijepim riječima, pomoći i smijehu kad mi je bilo najteže, usprkos tome što je slušao o naprezanjima i pomacima po cijele dane!

Hvala Vam od srca svima.

Janja Palačić

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 / 20 - 6 / 3	
Ur. broj: 15 - 1703 - 20 -	

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Janja Palačić** Mat. br.:0035200528

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Numerička analiza utjecaja stenta na stijenku krvne žile**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Numerical analysis of effects of stent implementation on the arterial wall**

Opis zadatka:

Ateroskleroza je bolest krvnih žila u kojoj dolazi do nakupljanja aterosklerotskog plaka i posljedično povećanja krutosti stijenke krvnih žila. Plak se sastoji od lipida, upalnih stanica, stanica glatkog mišićja te stanica vezivnog tkiva. Zbog rasta ili rupture plaka dolazi do opstrukcije krvnog protoka (stenoza), a kao komplikacija može doći i do stvaranja tromba koji može uzrokovati moždani ili srčani udar, ovisno o zahvaćenoj krvnoj žili. Umetanje stenta u krvne žile koristi se kao tretman za povrat normalnog protoka krvi. Tijekom liječenja, proširivi kardiovaskularni stent endovaskularno se ugrađuje u krvnu žilu. Širenje stenta uzrokuje povećanje naprezanja u stijenci krvne žile što može potaknuti rast arterijskog tkiva te ponovno sužavanje (restenoza).
U okviru ovog rada potrebno je:

1. Definirati pojednostavljenu geometriju i materijalna svojstva karotide sa suženjem (stenozom).
2. Analizirati utjecaj rezidualnih naprezanja u stijenci na raspodjelu naprezanja nakon ugradnje komercijalnog stenta.
3. Analizirati raspodjelu naprezanja nakon ugradnje stenta s obzirom na različite krutosti i dimenzije aterosklerotskog plaka.

Analizu 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:
5. ožujka 2020.	7. svibnja 2020.	11. – 15.5.2020.

Zadatak zadao:

Izv.prof.dr.sc. Igor Karšaj

dr.sc. Lana Virag

Predsjednica Povjerenstva:

Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

SADRŽAJ

SADRŽAJ I
POPIS SLIKA II
POPIS TABLICA V
POPIS OZNAKA VI
SAŽETAK VII
SUMMARY VIII
1. UVOD 1
2. MEDICINSKE OSNOVE 2
2.1. Kardiovaskularni sustav 2
2.2. Karotidna arterija 3
2.3. Aterosklerotski plak 5
3. STENT 7
3.1. Materijali za izradu stenta 9
3.2. Geometrija stenta 11
3.2.1. Podjela prema geometrijskom obliku profila 11
3.2.2. Dimenzije karotidnog stenta i njihova važnost 12
4. METODA KONAČNIH ELEMENATA I *ABAQUS* 15
4.1. Model karotidne žile 16
4.2. Model karotidne žile s aterosklerotskim plakom 31
4.3. Model stenta 48
5. ANALIZE REZULTATA PROVEDENIH SIMULACIJA 57
5.1. Usporedba prema krutosti plaka 69
5.2. Usporedba prema dimenziji plaka 73
5.3. Usporedba prema veličini krvnog tlaka 76
6. ZAKLJUČAK 78
LITERATURA 80
PRILOZI 82

POPIS SLIKA

Slika 1. Sastav krvi, [1] 2
Slika 2. Zajednička, vanjska i unutarnja karotidna arterija, [3] 3
Slika 3. Slojevi stijenke arterije, [4] 4
Slika 4. Usporedba zdrave krvne žile i žile zahvaćene stenozom, [6] 5
Slika 5. Postupak izvođenja angioplastike, [8] 8
Slika 6. Otvorena ćelijska izvedba (A) i zatvorena ćelijska izvedba (B) stenta, [11] 11
Slika 7. Usporedba protoka krvi oko stenta manje i veće debljine, [12] 12
Slika 8. Odnos debljine stenta i stope pojavljivanja restenoze, [13] 13
Slika 9. Ugrađeni stent na dan ugradnje i 180 dana nakon, [12] 14
Slika 10. Geometrijski i sastavni opis krvnih žila u ljudskom tijelu, [15] 16
Slika 11. Prikaz slojeva žile na 3D modelu krvne žile 17
Slika 12. Općenita usporedba linearnosti elastičnog i hiperelastičnog materijala, [17] 18
Slika 13. Rubni uvjeti i opterećenje na 3D modelu krvne žile 20
Slika 14. Sistolički i dijastolički krvni tlak [mmHg], izrađeno prema [3] 21
Slika 15. Najčešće korišteni 3D (*continuum elements*) konačni elementi, [20] 22
Slika 16. Imenovanje kontinuum solid elemenata u *Abaqusu*, [20] 23
Slika 17. Mreža C3D8H konačnih elemenata na modelu žile 23
Slika 18. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] u stijenci krvne žile uslijed srednjeg normalnog tlaka 24
Slika 19. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] u stijenci krvne žile uslijed povišenog tlaka 25
Slika 20. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] u stijenci krvne žile uslijed visokog tlaka 26
Slika 21. Radijalno naprezanje σ_{11} [N/mm^2] po debljini stijenke 27
Slika 22. Cirkularno naprezanje σ_{22} [N/mm^2] po debljini stijenke 28
Slika 23. Aksijalno naprezanje σ_{33} [N/mm^2] po debljini stijenke 28
Slika 24. Pomak U_1 [mm] po debljini stijenke 29
Slika 25. Stanje pomaka prije i nakon deformacije krvnim tlakom zdrave krvne žile 30
Slika 26. 3D model karotidne žile s plakom u *SolidWorks* računalnom programu 31
Slika 27. 3D model žile u *Abaqus-u* nakon podijele presjeka na slojeve stijenke i plaka 32
Slika 28. Rubni uvjeti simetrije i opterećenje na 3D modelu krvne žile s plakom 33
Slika 29. Mreža C3D8H konačnih elemenata na modelu žile s plakom 33
Slika 30. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] kalcificiranog plaka pod tlakom od 0,0133 MPa 34
Slika 31. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] kalcificiranog plaka pod tlakom od 0,0173 MPa 35
Slika 32. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] kalcificiranog plaka pod tlakom od 0,0213 MPa 36
Slika 33. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] celularnog plaka pod tlakom od 0,0133 MPa 37
Slika 34. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] hipocelularnog plaka pod tlakom od 0,0133 MPa 38
Slika 35. Radijalno naprezanje σ_{11} [N/mm^2] po debljini stijenke 39
Slika 36. Cirkularno naprezanje σ_{22} [N/mm^2] po debljini stijenke 39
Slika 37. Aksijalno naprezanje σ_{33} [N/mm^2] po debljini stijenke 40
Slika 38. Pomak U_1 [mm] po debljini stijenke 40

Slika 39. Radijalno naprezanje σ_{11} [N/mm^2] po debljini stijenke žile i plaka 41
Slika 40. Cirkularno naprezanje σ_{22} [N/mm^2] po debljini stijenke žile i plaka..... 41
Slika 41. Aksijalno naprezanje σ_{33} [N/mm^2] po debljini stijenke žile i plaka 42
Slika 42. Pomak U_1 [mm] po debljini stijenke žile i plaka..... 42
Slika 43. Radijalno naprezanje σ_{11} [N/mm^2] po debljini stijenke 43
Slika 44. Cirkularno naprezanje σ_{22} [N/mm^2] po debljini stijenke 43
Slika 45. Aksijalno naprezanje σ_{33} [N/mm^2] po debljini stijenke 44
Slika 46. Pomak U_1 [mm] po debljini stijenke 44
Slika 47. Radijalno naprezanje σ_{11} [N/mm^2] po debljini stijenke žile i plaka 45
Slika 48. Cirkularno naprezanje σ_{22} [N/mm^2] po debljini stijenke žile i plaka..... 45
Slika 49. Aksijalno naprezanje σ_{33} [N/mm^2] po debljini stijenke žile i plaka 46
Slika 50. Pomak U_1 [mm] po debljini stijenke žile i plaka..... 46
Slika 51. 3D model stenta kreiran u programu *Solidworks* 48
Slika 52. Prikaz osmine modela stenta 49
Slika 53. Dijagram ovisnosti naprezanje [MPa] i plastične deformacija [mm/mm] za materijal Co-Cr L605, [23]..... 50
Slika 54. Rubni uvjeti simetrije i rubni uvjet pomaka na stentu..... 52
Slika 55. Mreža konačnih elemenata na stentu..... 53
Slika 56. Usporedba nedeformiranog i deformiranog polumjera stenta prije i nakon rasterećenja..... 53
Slika 57. Usporedba naprezanja [N/mm^2] stenta prije i nakon rasterećenja 54
Slika 58. Mjesta najvećih naprezanja nastalih uslijed radijalnog širenja stenta..... 54
Slika 59. Usporedba pomaka [mm] prije i nakon rasterećenja..... 55
Slika 60. Veličine plastičnih deformacija u materijalu nakon radijalnog širenja stenta..... 55
Slika 61. Kreirane i analizirane geometrije stenta..... 56
Slika 62. Sklopni model stenta i žile s plakom..... 57
Slika 63. Prvi *Step* - proširenje žile krvnim tlakom u dva pogleda 58
Slika 64. Dodir stenta s plakom..... 59
Slika 65. Dodir stenta i zdravog dijela krvne žile..... 59
Slika 66. Proširen poprečni presjek lumena maksimalnim pomakom stenta - prikaz u dva pogleda: A) iznutra, B) poprečni presjek (XY ravnina)..... 60
Slika 67. Treći *Step* - rasterećenje stenta u dva pogleda: A) iznutra, B) poprečni presjek (XY ravnina)..... 61
Slika 68. Prikaz cjelovitog modela: A) polovica s pogledom iznutra, B) cjeloviti model ... 62
Slika 69. Širenje stijenke krvne žile (A), opterećenje (B) i rasterećenje stenta (C) 63
Slika 70. Usporedba geometrije modela stenta: A) pravi stent, B) pojednostavljeni model stenta..... 64
Slika 71. Rubni uvjeti pomaka i simetrije na cilindru 65
Slika 72. Mreža konačnih elemenata na cilindru..... 65
Slika 73. Pomaci [mm] na modelu žile s plakom i pojednostavljenim stentom..... 66
Slika 74. Usporedba naprezanja [N/mm^2] u žili nakon ugradnje stenta: A) sa stvarnim modelom stenta - žila i plak B) sa stvarnim modelom stenta - samo žila C) s pojednostavljenim modelom stenta 67
Slika 75. S, Mises [N/mm^2] za slučaj kalcificiranog (A), celularnog (B) i hipocelularnog (C) materijala plaka 70
Slika 76. S, Mises [N/mm^2] naprezanja u zdravoj stijenci krvne žile 70
Slika 77. S, Mises naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] na žili s plakom debljine 0,6 mm 73
Slika 78. S, Mises naprezanja [N/mm^2] na žili s plakom debljine 0,6 mm nakon ugradnje stenta..... 74
Slika 79. Pomaci [mm] za sklopni model pri najvećem iznosu krvnog tlaka (0,0213 MPa) 76

Slika 80. S, Mises naprezanja [N/mm^2] za tlak od 0,0173 MPa (A) i 0,0213 MPa (B) 76

POPIS TABLICA

Tablica 1. Sastav stent legura (%), [9] 9
Tablica 2. Usporedba otvorene i zatvorene ćelijske izvedbe stenta, [10] 11
Tablica 3. Geometrijske karakteristike [mm] karotide modelirane u *Abaqusu*, [17] 16
Tablica 4. Materijalni parametri slojeva krvne žile, [19] 19
Tablica 5. Materijalni parametri slojeva krvne žile 20
Tablica 6. Usporedba polumjera [mm] prijelaza slojeva prije i nakon deformiranja krvnim tlakom 29
Tablica 7. Neo-Hooke hiperelastične konstante za definiranje materijalnog modela plaka [21] 32
Tablica 8. Geometrijske karakteristike stenta [mm] 48
Tablica 9. Materijalne konstante Co-Cr L605 legure 51
Tablica 10. Usporedba veličina na sklopu žile sa stentom i s pojednostavljenim modelom 68
Tablica 11. Usporedba S, Mises naprezanja [N/mm^2] prema krutosti plaka 71
Tablica 12. Usporedba σ_{22} naprezanja [N/mm^2] prema krutosti plaka 72
Tablica 13. Usporedba S, Mises naprezanja [N/mm^2] prema dimenziji plaka 74
Tablica 14. Usporedba σ_{22} naprezanja [N/mm^2] prema dimenziji plaka 75
Tablica 15. Usporedba S, Mises naprezanja [N/mm^2] prema iznosu krvnog tlaka 77
Tablica 16. Usporedba σ_{22} naprezanja [N/mm^2] prema iznosu krvnog tlaka 77

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
A	m^2	površina poprečnog presjeka
C_{10}	N/m^2	hiperelastična materijalna konstanta
D	-	hiperelastična materijalna konstanta stlačivosti
D_u	m	unutarnji promjer
D_v	m	vanjski promjer
E	N/m^2	Youngov modul elastičnosti
I_1	-	prva invarijanta tenzora
J	-	Jacobijeva determinanta
k_1	MPa	hiperelastična materijalna konstanta krutosti i volumena kolagena
k_2	-	hiperelastična materijalna konstanta krutosti i volumena kolagena
L	M	Duljina
p	N/m^2	Tlak
s	m	debljina stijenke
x, y, z	-	osi Kartezijevog koordinatnog sustava
R, θ, Z	-	osi cilindričnog koordinatnog sustava
κ	-	hiperelastična materijalna konstanta
ε	m/m	stvarna deformacija
ε_{el}	m/m	elastična deformacija
ε_{pl}	m/m	plastična deformacija
ν	-	Poissonov koeficijent
σ_{11}	N/m^2	radijalno naprezanje
σ_{22}	N/m^2	cirkularno naprezanje
σ_{33}	N/m^2	aksijalno naprezanje
μ	Pa	smični modul
α_i	-	hiperelastična materijalna konstanta

SAŽETAK

Ateroskleroza je bolest krvnih žila pri kojoj dolazi do nakupljanja aterosklerotskog plaka i posljedično povećanja krutosti stijenke krvnih žila. Plak se sastoji od lipida, upalnih stanica, kalcija i stanica vezivnog tkiva. Zbog rasta ili rupture plaka dolazi do opstrukcije krvnog protoka (stenoza), a kao komplikacija može doći i do stvaranja tromba koji može uzrokovati moždani ili srčani udar, ovisno o zahvaćenoj krvnoj žili. Umetanje stenta u krvne žile koristi se kao tretman za povrat normalnog protoka krvi. Tijekom liječenja, proširivi kardiovaskularni stent endovaskularno se ugrađuje u krvnu žilu. Širenje stenta uzrokuje povećanje naprezanja u stijenci krvne žile što može potaknuti rast arterijskog tkiva i ponovno sužavanje (restenoza).

U ovom radu izvršena je analiza raspodjele naprezanja i pomaka uslijed ugradnje stenta u krvnu žilu. Na temelju proučene medicinske literature i sakupljenih podataka, izrađen je numerički model krvne žile s aterosklerotskim plakom i numerički model stenta. Uspoređeni su utjecaji različitih krvnih tlakova u žili na različite materijale i debljine plaka prije i nakon ugradnje stenta.

Ključne riječi: krvna žila, aterosklerotski plak, stenoza, stent

SUMMARY

Atherosclerosis is a disease of the blood vessels that causes atherosclerotic plaque to accumulate and consequently to increase the stiffness of the vessel wall. The plaque is composed of lipids, inflammatory cells, smooth muscle cells, and connective tissue cells. Due to the growth or rupture of the plaque, blood flow is obstructed (stenosis). As a complication, it can lead to the formation of a thrombus that can cause a stroke, depending on the affected blood vessel. Insertion of the stent into the blood vessels is used as a treatment to restore normal blood flow. During treatment, an expandable cardiovascular stent is inserted endovascularly into the blood vessel. Stent widening causes an increase in stresses in the vessel wall, which can promote arterial tissue growth and re-narrowing (restenosis).

In this paper, an analysis of the stress and displacement distribution due to the implantation of a stent into the blood vessel was performed. Based on the reviewed medical literature and collected data, a numerical model of a blood vessel with atherosclerotic plaque and a numerical model of the stent was developed. The effects of different blood pressure in the vessel on different materials and plaque thickness before and after stent placement were compared.

Key words: blood vessel, atherosclerotic plaque, stenosis, stent

1. UVOD

Biomedicinsko inženjerstvo (eng. *biomedical engineering* - BME) je interdisciplinarno područje znanosti u kojem se inženjerski principi primjenjuju na razvoj bio-supstituta za obnovu, održavanje ili poboljšanje funkcije tkiva ili organa. Dakle, BME je multidisciplinarna znanost koja kombinira biologiju, biokemiju, kliničku medicinu i znanost o materijalima kako bi se postigle kliničke primjene. BME je postala obećavajuća alternativna tehnika liječenja oštećenih tkiva kako bi se prevladale komplikacije povezane s konvencionalnim tehnikama doniranja organa.

Neke od primjena biomedicinskog inženjerstva uključuju razvoj biokompatibilnih proteza, raznih dijagnostičkih i terapijskih medicinskih uređaja u rasponu od kliničke opreme do mikro-implantata, regenerativnog rasta tkiva, farmaceutskih lijekova i terapijskih bioloških sredstava.

Jedan od takvih proizvoda je i stent, koji se postavlja u arteriju pacijenta s aterosklerozom sa svrhom povećanja poprečnog presjeka lumena žile i vraćanja protoka u približno stanje prije nakupljanja aterosklerotskog plaka.

Krvožilni sustav igra jednu od najvećih uloga u održavanju pravilnog metabolizma pa time i održavanju normalnog ljudskog života. Zbog različitih razloga, stila života ili genetskih predispozicija, može doći do njegova nepravilnog funkcioniranja. Jedan od problema je i sužavanje pojedinih dijelova krvnih žila, što dovodi do smanjenog protoka krvi. U tu svrhu se na kritične dijelove ugrađuju stentovi.

Cilj ovog rada je prikazati utjecaj ugradnje stenta na naprezanja u stijenci karotidne arterije, a time i mogućnost restenoze, s obzirom na različite krutosti i dimenzije plaka. Najprije se opisuje medicinska pozadina iza problema, zatim geometrijska i materijalna svojstva stenta, a potom, pomoću numeričke metode, rješava i sam zadatak.

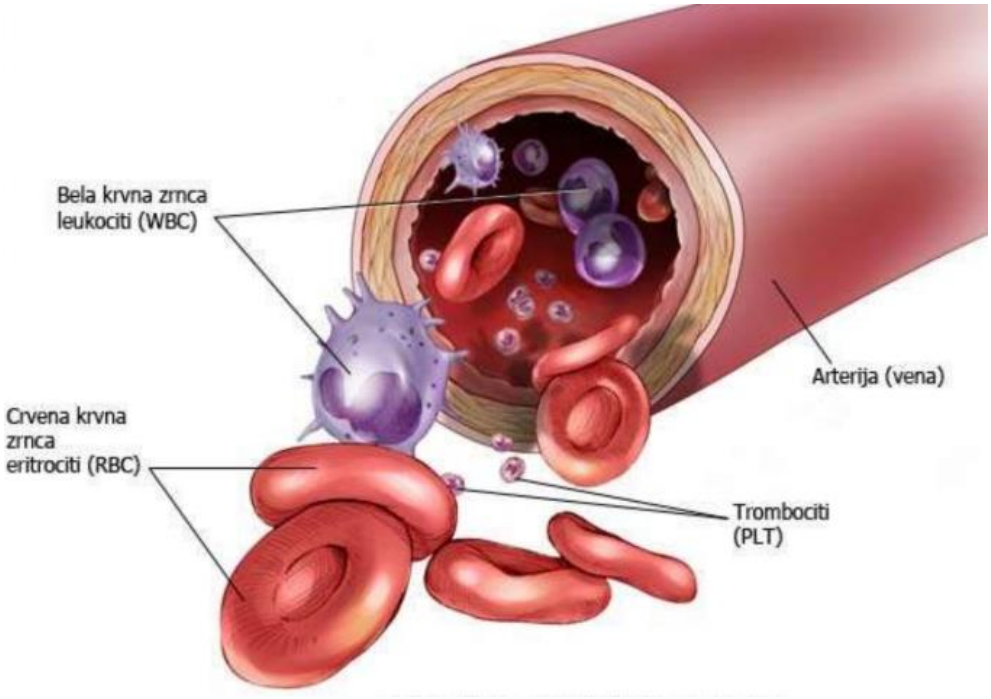
2. MEDICINSKE OSNOVE

U sljedećih nekoliko odlomaka opisani su osnovni medicinski pojmovi potrebni za razumijevanje ovog rada. Navedena je uloga i princip rada kardiovaskularnog sustava, prikazan presjek karotidne žile i objašnjen sastav i posljedice nakupljanja aterosklerotskog plaka.

2.1. Kardiovaskularni sustav

Krvožilni ili kardiovaskularni sustav je sustav organa koji prenosi tvari iz i u stanice, a sastoji se od srca, krvnih žila i krvi. Taj proces prijenosa tvari odvija se pomoću optoka krvi između srca i krvnih žila.

Krv se sastoji od krvne plazme, crvenih krvnih stanica (eritrociti), bijelih krvnih stanica (leukociti) i krvnih pločica (trombociti)m kao što je prikazano na Slici 1.

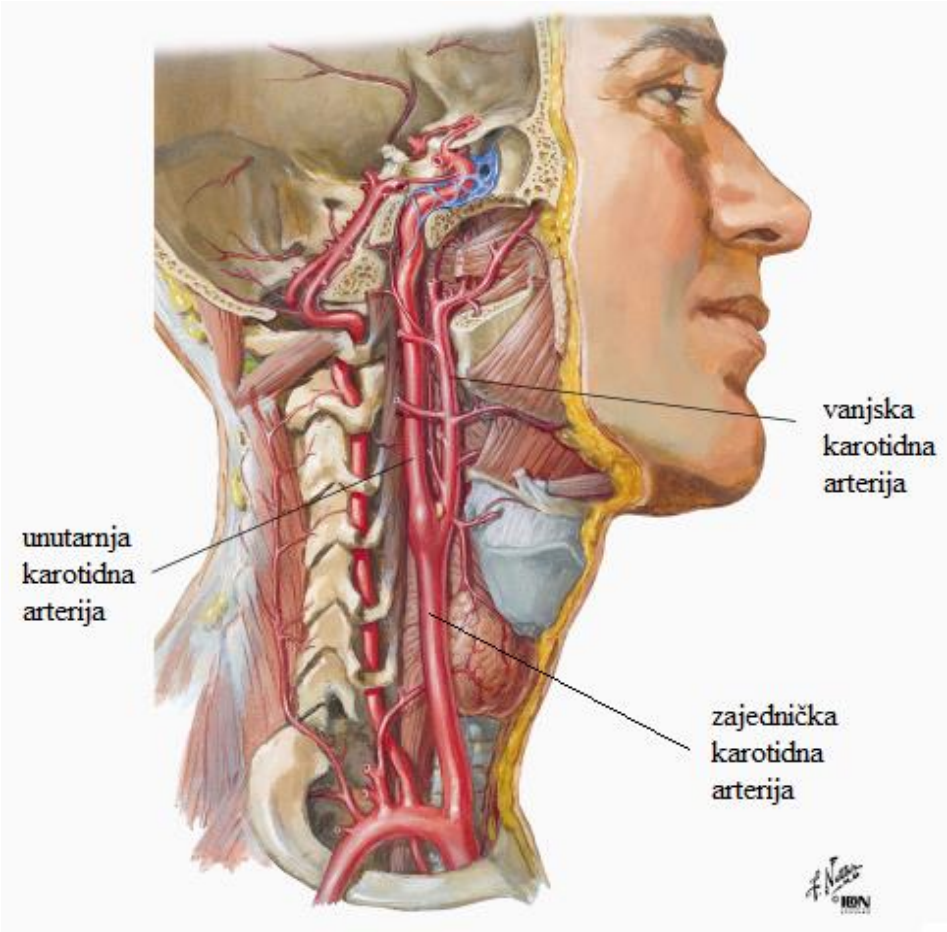


Slika 1. Sastav krvi, [1]

2.2. Karotidna arterija

Krvne žile dijelimo na arterije, arteriole, kapilare, venule i vene.

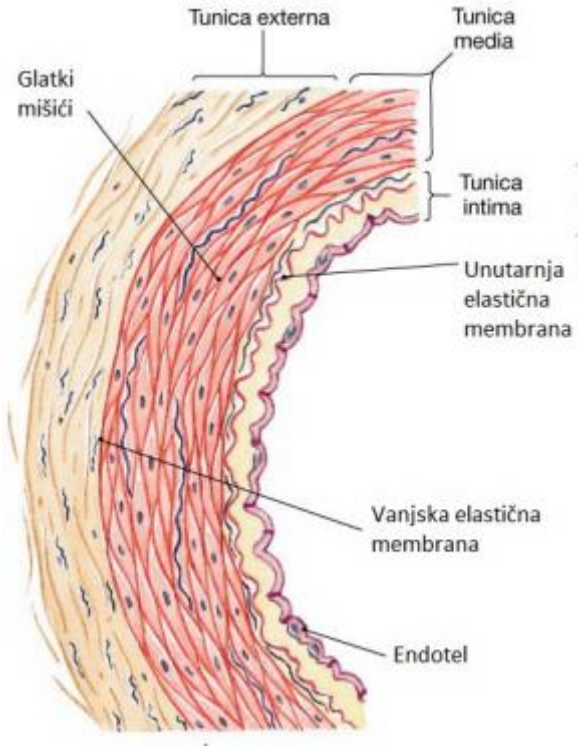
Karotidne arterije su krvne žile u vratu koji opskrbljuju lice, vrat i mozak. Postoje dvije karotidne arterije, lijeva i desna, a svaka od njih se u području vrata grana na unutarnju i vanjsku karotidnu arteriju. Unutarnja karotidna arterija je završna grana karotidne arterije koja prehranjuje prednji dio nosne šupljine, oko, unutrašnje uho i prednje dvije trećine velikoga mozga, dok je vanjska karotidna arterija ogranak zajedničke karotidne arterije koji prehranjuje ostale dijelove glave [2].



Slika 2. Zajednička, vanjska i unutarnja karotidna arterija, [3]

Kao i ostale arterije, karotidne arterije čine tri glavna tkivna sloja. To su:

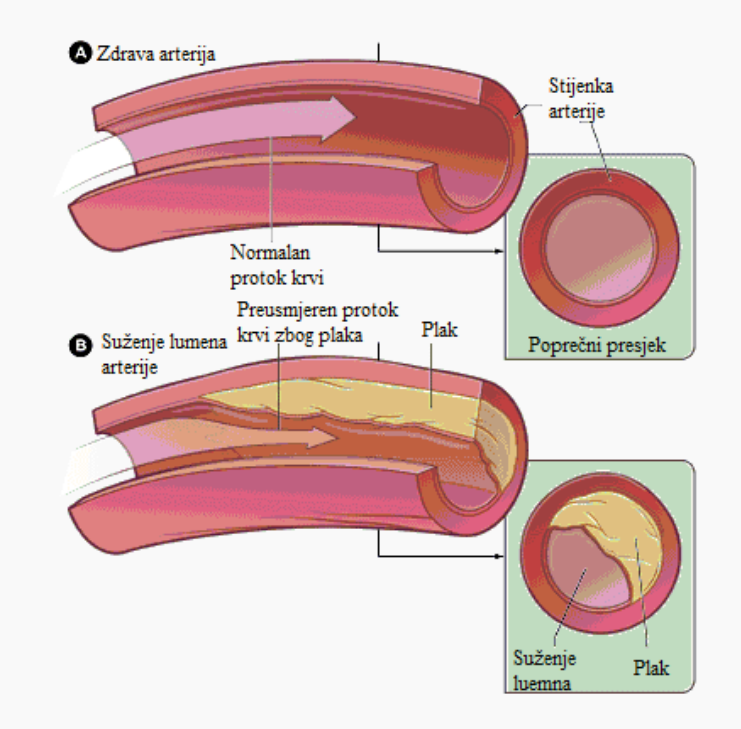
1. tunica intima - unutarnji sloj endotelnih stanica
2. tunica media - srednji sloj, čine ju slojevi glatkih mišićnih stanica
3. tunica adventitia (externa) - vanjski sloj kolagenih i elastičnih vlakana.



Slika 3. Slojevi stijenke arterije, [4]

2.3. Aterosklerotski plak

Karotidna stenoza je progresivno sužavanje karotidnih arterija u procesu zvanom ateroskleroza. Ateroskleroza je bolest krvnih žila u kojoj dolazi do gubitka elastičnosti krvne žile zbog njezinog zadebljanja i povećanja krutosti. Normalne, zdrave arterije su fleksibilne, elastične i imaju glatke unutarnje stijenke. Kako starimo, hipertenzija (povišeni krvni tlak) i male lezije stijenke krvnih žila mogu dopustiti nakupljanje plaka. Plak je ljepljiva tvar izrađena od masti, stanica glatkog mišićja, mekotkivnih kolesterolskih kristala, kalcija i drugih vlaknastih materijala. Tijekom vremena, naslage plaka na unutarnjem zidu arterije mogu formirati veliku masu koja sužava lumen, unutarnji promjer arterije. Time se smanjuje dotok krvi u mozak, može doći i do stvaranja tromba, a kao posljedica začepljenja krvnih žila trombom može nastupati moždani udar. Ateroskleroza također uzrokuje povećanu krutost (odnosno smanjenu elastičnost) arterija [5].



Slika 4. Usporedba zdrave krvne žile i žile zahvaćene stenozom, [6]

Na Slici 4. vidljivo je značajno smanjenje površine poprečnog presjeka krvne žile koja služi za protok krvi. Slika 6A prikazuje zdravu žilu, normalan protok krvi i površinu poprečnog presjeka lumena A_1, dok je na slici B vidljiv preusmjeren protok krvi zbog plaka i smanjen lumen, odnosno površina poprečnog presjeka žile lumena A_2.

Prema slici vidljivo je da vrijedi izraz

$$A_1 > A_2 . \quad (1)$$

Mogućnosti liječenja razlikuju se ovisno o količini suženja arterija i simptomima sličnim moždanom udaru, dok je cilj smanjiti rizik od moždanog udara kontrolom, uklanjanjem nakupljenog plaka i sprečavanjem stvaranja ugrušaka u krvi.

Vrste liječenja su:

- konzumiranje lijekova (lijekovi protiv stvaranja tromboze za razrjeđivanje krvi i sprečavanje zgrušavanja u suženim arterijama, lijekovi za snižavanje kolesterola i smanjenje stvaranja plaka i antihipertenzivni lijekovi za regulaciju krvnog tlaka)
- kirurško liječenje
    1. karotidna endarterektomija kao otvorena operacija uklanjanja plaka
    2. karotidna angioplastika ili stentiranje kao minimalno invazivna endovaskularna procedura komprimiranja plaka i proširenja lumena arterije
    3. ugradnja *bypass-a* čime se protok krvi preusmjerava, odnosno zaobilazi područje blokirano plakom.

Tema ovog diplomskog rada je analiza utjecaja stenta na stanje naprezanja unutar krvne žile kao načina liječenja stenoze. Stoga je u sljedećem odlomku detaljnije objašnjen princip karotidne angioplastike, opisano je u kojim slučajevima dolazi do odabira takvog liječenja, navedeni materijali korišteni za izradu stentova na tržištu i slično.

3. STENT

Kirurška ugradnja stenta jedan je od načina liječenja ateroskleroze karotidne krvne žile. Karotidna angioplastika, drugim nazivom stentiranje, je minimalno invazivna endovaskularna[1] procedura kojoj je cilj komprimiranje plaka čime se postiže proširivanje lumena arterije. Cilj postupka je ponovno uspostaviti normalan protok krvi kroz krvnu žilu.

Angioplastika se najčešće indicira u sljedećim slučajevima [5]:

- ako je pacijentova karotidna stenoza veća od 60 - 70%
- ako pacijent ima druga zdravstvena stanja koja povećavaju rizik od kirurških komplikacija
- ako dolazi do ponavljajuće stenoze (restenoza)
- ako je stenoza uzrokova prethodnom terapijom, najčešće zračenjem.

Stentovi se mogu razvrstavati u dvije velike grupe, ovisno o načinu na koji postižu svoj konačni oblik, odnosno promjer. Prema tome dijele se na:

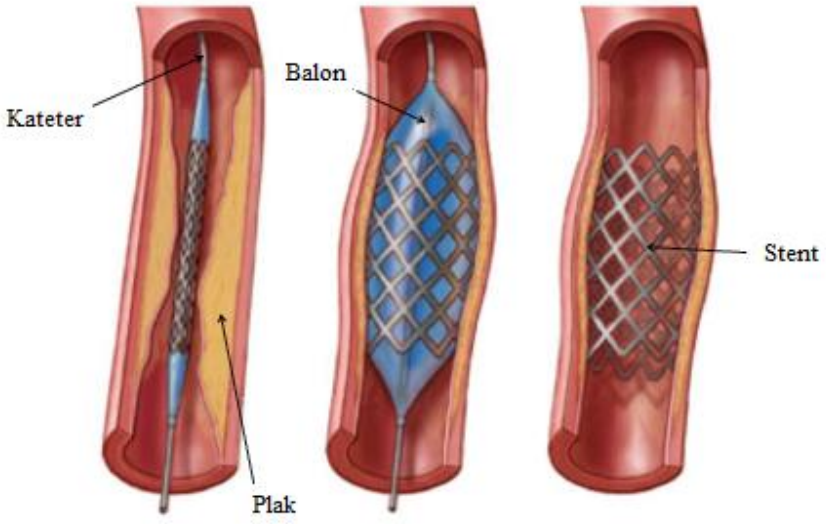
1. stent proširen pomoću balona
2. samo-proširivi stent.

Stentovi za proširivanje pomoću balona proizvode se u promjeru koji stane u omotač katetera i proširuju se na odgovarajući promjer, nešto veći od promjera krvne žile, napuhavanjem balona. Time materijal stenta postiže plastičnu deformaciju i ostaje pozicioniran na žili.

[1] kirurški postupak u kojem se kroz kožu uvodi kateter koji sadrži lijekove ili minijaturne instrumente u krvne žile za liječenje vaskularnih bolesti [7]

Tijekom stentiranja liječnik najprije izvrši punkciju arterije, najčešće femoralne[2] u području prepona ili alternativno preko ruke. U arteriju se stavlja mala cijev. Kateter s vrhom balona provlači se kroz cijev do suženja u karotidnoj arteriji pod vodstvom rendgenskih zraka. Prolazak katetera kroz arterije ne stvara nikakvo osjetilo jer unutrašnjost arterija nema živčane završetke. Nakon dolaska katetera na željenu poziciju, kroz kateter se ubrizgava kontrastni materijal u karotidnu arteriju koji pruža detaljan prikaz suženja arterije i protoka krvi u mozak. Koristi se i filter koji se postavlja u arteriju kao embolični uređaj za zaštitu, a umetnut je izvan suženja kako bi se uhvatili ostaci aterosklerotskog plaka koji se tijekom postupka mogu odvojiti od suženog područja arterije. Balon s početnim promjerom stenta oko sebe utisnut je u suženo područje i napuhan kako bi se stent proširio, plak gurnuo u radijalnom smjeru prema zdravoj stijenci krvne žile i proširio stijenku. Potrebno je napomenuti da se koriste metode „razbijanja“ kalcificiranog aterosklerotskog plaka prije stentiranja, kako bi proces bio lakši, a rezultati bolji.

Potrebno je postići dovoljne plastične deformacije u materijalu stenta u svrhu osiguravanja dugoročne pozicije u žili. Tako prošireni stent pruža podršku koja pomaže u sprečavanju ponovnog suženja arterije. Nakon postavljanja stenta na željeno mjesto i postizanja oblika, filter, omotač, kateter i balon se uklanjaju. Prethodno opisan princip vidljiv je na Slici 5.



Slika 5. Postupak izvođenja angioplastike, [8]

[2] bedrena, odnosno natkoljenična kost u ljudskom tijelu

3.1. Materijali za izradu stenta

Na tržištu postoji nekoliko vodećih metalnih legura primjenjivih kao osnovni materijal za izradu metalnog stenta. Svaki od materijala mora posjedovati određena svojstva koja materijal čine atraktivnim za primjenu, uključujući odgovarajuću fleksibilnost, radijalnu silu, otpornost na lom, radio-propusnost (posebno vrijedi za legure kroma), biokompatibilnost i nisku trombogenost. Do danas, najpoznatije dostupne metalne legure za izradu stenta uključuju nehrđajući čelik od 316L SS[3], kobalt-krom (CoCr), platina-krom (PtCr), nitinol i titan [9].
Tablica 1. daje uvid u prethodno navedene materijale čija svojstva zadovoljavaju kriterije potrebne za izradu stenta.
Tablica prikazuje točan i detaljan sastav svake od legura,

Tablica 1. Sastav stent legura (%), [9]

Materijali	Fe	Co	Cr	Pt	Ni	W	Mo	Mn	Ti	Mg	Ir
316 SS	63	-	18	-	14	-	2,6	<2,0	-	-	-
CoCr (L-605)	3	52	20	-	10	15	-	1,5	-	-	-
CoCr (MP-35N)	<1,0	34	20	-	35	-	9,75	<0,15	<1,0	-	-
PtCr	37	-	18	33	9	-	2,6	<0,05	-	-	-
Titanij	-	-	-	-	-	-	-	-	90 - 100	-	-
Nitinol	-	-	-	-	55	-	-	-	45	-	-
Mgalloy	-	-	-	-	-	-	-	-	-	93,6	-
Čisto željezo	99,8	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
PtIr (90Pt/10Ir)	<0,015	-	-	90	-	-	-	-	-	-	9,5-10,5

gdje su Co - kobalt, Cr - krom, Fe - željeno, Ir - iridij, Mg - magnezij, Mn - mangan, Mo - molibden, Ni - nikal, Pt - platina, SS - nehrđajući čelik, Ti - titanij i W - volfram.

[3] SS - eng. stainless steel - nehrđajući čelik

Najčešće korišteni materijalni za stentove proširene balonom su 316L nehrđajući čelik i legura Co-Cr. Legure Co-Cr i Pt-Cr legure imaju veću vlačnu čvrstoću, više su radio-prozirne od 316L SS i trenutno su vodeći materijali metalnih stentova koji se koriste za liječenje bolesti koronarnih i karotidnih arterija. Također, Co-Cr legura ima dobru otpornost na koroziju, otpornost na zamor i nemamagnetna je legura. Poznato je da metali poput kobalta, kroma, volframa i nikla mogu izazvati imunološke reakcije, no zabilježeni su izrazito rijetki slučajevi preosjetljivosti na metalne legure [9].

Prema svim prethodno navedenim dobrim materijalnim parametrima legure Co-Cr i učestalosti korištenja na tržištu, stent korišten u ovom diplomskom radu sadrži materijalne parametre legure CoCr (L-605).

Osim metalnih stentova, danas se koriste i stentovi koji nakon ugradnje samoizlučuju lijek. U većini slučajeva kao baza za takvu vrstu stenta je metal. Takvi imaju bitnu ulogu u smanjenu nastanka restenoze. Obloženi su lijekom što omogućava njegovo redovito i sigurno otpuštanje u krvne žile. Potreba količina lijeka i vrijeme u kojemu će se lijek otpustiti su točno i precizno određeni, tako da se omogući zarastanje krvne žile, a ujedno i znatno spriječi nastanak restenoze.

3.2. Geometrija stenta

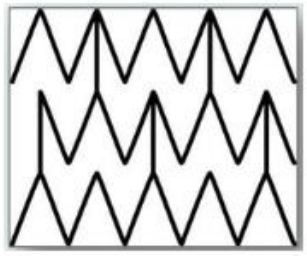
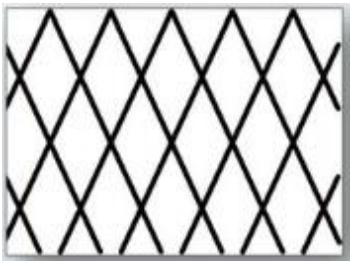
3.2.1. Podjela prema geometrijskom obliku profila

Prema geometrijskom obliku svog profila, stent može pripadati u skupinu otvorene ili zatvorene izvedbe ćelije.

Stent sa zatvorenom ćelijskom izvedbom ima bazni profil ćelije koja se ponavlja, s jasnom granicom među njima. Nasuprot tome, kod otvorene ćelijske izvedbe više baznih profila međusobno je spojeno u jedan, s granicom tek na nekim mjestima u svrhu spajanja.

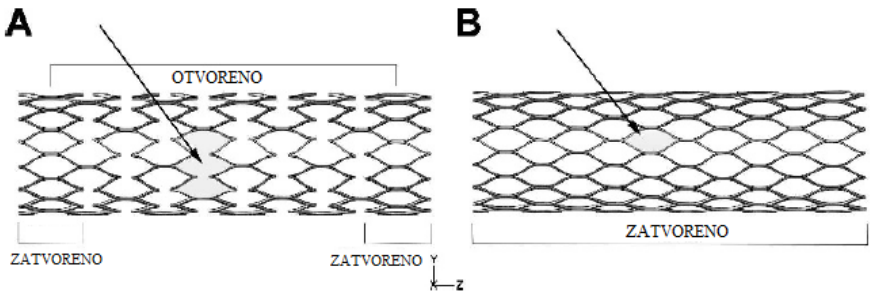
Usporedba karakteristika otvorene i zatvorene izvedbe ćelije dana je tablicom 2.

Tablica 2. Usporedba otvorene i zatvorene ćelijske izvedbe stenta, [10]

OTVORENA ĆELIJSKA IZVEDBA	ZATVORENA ĆELIJSKA IZVEDBA
	
veća fleksibilnost	veća radijalna sila
manje materijala u manjim i užim krvnim žilama	veće prekrivanje plaka

Stentovi zatvorenih izvedba ćelije smanjuju prolaps plaka u usporedbi s otvorenim na račun fleksibilnosti.

Prikaz primjera otvorene i zatvorene ćelijske izvedbe na stentu dan je na Slici 6.



Slika 6. Otvorena ćelijska izvedba (A) i zatvorena ćelijska izvedba (B) stenta, [11]

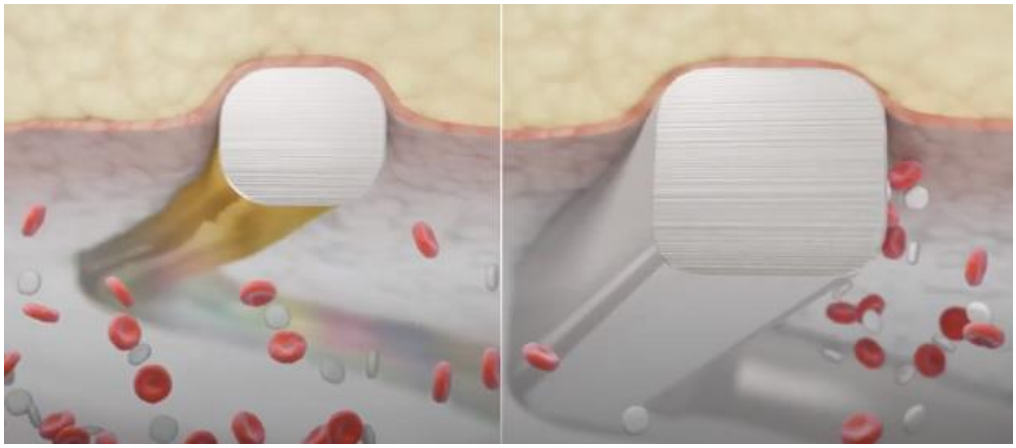
3.2.2. Dimenzije karotidnog stenta i njihova važnost

Stentovi se međusobno razlikuju po geometrijskom obliku, veličini, debljini, dužini i širini, što je ovisno o veličini krvne žile i aterosklerotskog plaka. Uobičajene dužine stenta za karotidne arterije su od 8 do 38 mm, a najčešći promjeri (nakon ugradnje) kreću se između 2,5 i 5,0 mm. Prema tome, svakom stentu je pridružen tzv. nominalni tlak koji predstavlja vrijednost tlaka pri kojim se stent širi na zadanu „radnu“ veličinu.

Jedna od krucijalnih dimenzija je debljina stenta, ili takozvana debljina struta. Debljina struta ranijih generacija iznosila je 140 μm (npr. stent Cypher sirolimus-eluting) i 132 μm (stent Taxus paclitaxel-eluting). Uz nekoliko izuzetaka, debljina struta novih generacija manja je od 100 μm. Najnoviji stentovi projektirani su i ultra tankim potpornjacima i dosežu približno 60 μm debljine [10].

Prema tome čini se da je prag od 100 μm prikladan za definiranje razlike između tankih stenta (< 100 μm) i debljih stenta (≥ 100 μm).

Za početak, bitno je spomenuti da tanje debljine stenta imaju manji utjecaj na turbulentnost protoka krvi oko strane strukture ugrađene u organizam, odnosno nakupljanje krvnih stanica što je vidljivo na Slici 7.



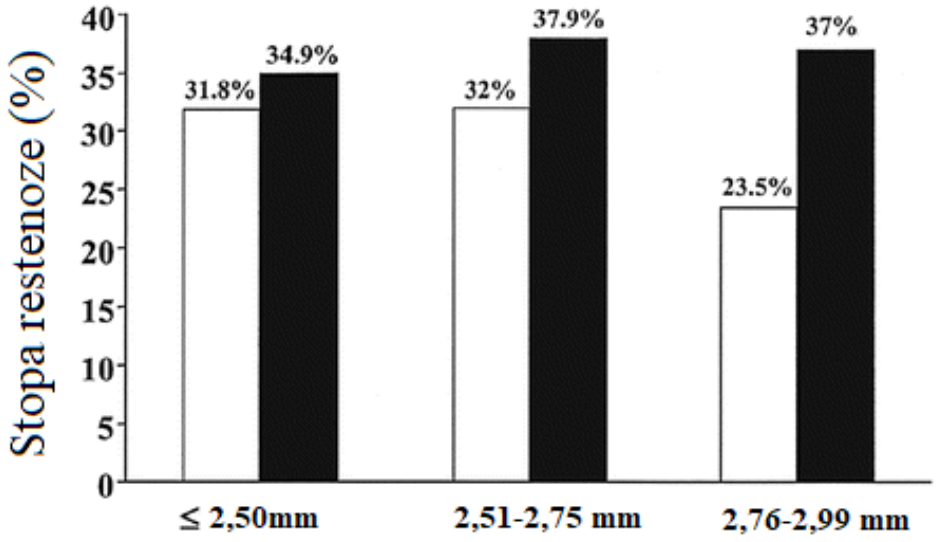
Slika 7. Usporedba protoka krvi oko stenta manje i veće debljine, [12]

Nadalje, početkom 2000.-ih godina nastalo je niz izvještaja o vezi između debljine stenta i restenoze, odnosno ponovnog sužavanje stijenke krvne žile nakon ugradnje stenta. Nekoliko kliničkih izvještaja pokazalo je da smanjena debljina snižava stope restenoze. Ponekad zbog širenja stenta dolazi do povećanja naprezanja u stijenci krvne žile što može potaknuti rast arterijskog tkiva i uzrokovati restenozu. U istraživanju ISAR-STEREO, upotreba stenta debljine 50 μm umjesto stenta od 140 μm rezultirala je značajnim smanjenjem restenoze pri 6-mjesečnom praćenju angiografije[4] [13].

Kao moguće objašnjenje, veća debljina i rjeđi razmak između ćelija potiču više lokalnih upala, veće lezije i poremećaje unutarnje elastične lamine zbog traumatičnijeg učinka. Dakle, veća upala intime usko je povezana s razmještanjem debelih potpornica stenta i potiče neointimalni rast i hiperplaziju stenta, što na kraju vodi do restenoze. Ti rezultati pokrenuli su zahtjeve za snažnijim i čvršćim materijalima kako bi debljina materijala mogla biti manja.

Prema slici 8. vidljivo je da bez obzira na unutarnji promjer krvne žile (≤2,50, 2,51–2,75 i 2,76–2,99 mm) restenoza se pojavila u manje slučajeva kod tanje debljine stenta. Bijeli stupac odnosi se na debljine manje od 100 μm, a crni na debljine veće 100 μm.

Slika 8. prikazuje istraživanje odnosa između debljine i stope stvaranja restenoze.



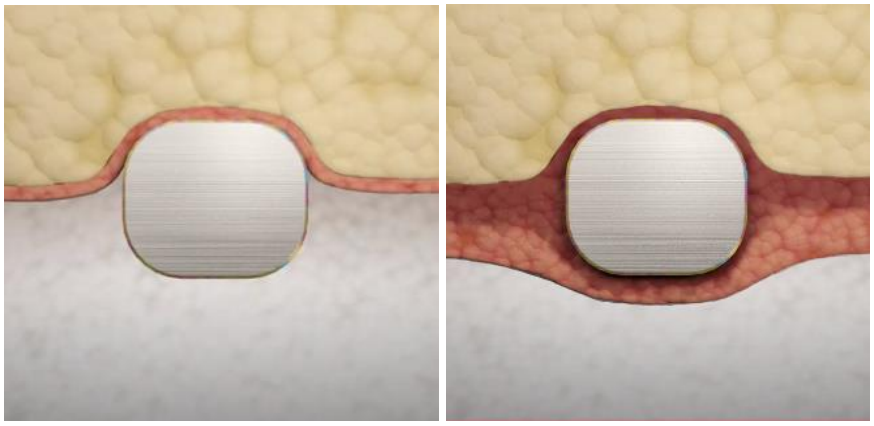
Slika 8. Odnos debljine stenta i stope pojavljivanja restenoze, [13]

[4] Angiografija je metoda koja upotrebom suvremenih uređaja za kompjutoriziranu tomografiju omogućuje visoko kvalitetan prikaz krvnih žila i tkiva u svim dijelovima tijela. Jodno kontrastno sredstvo se pomoću malog katetera aplicira u venu ruke. Nakon snimanja, dobiveni slikovni materijal obrađuje se posebnim računalnim programima koji omogućuju prikaz krvožilnog sustava u različitim ravninama i projekcijama.

Također, postoje i pretklinički dokazi o ulozi geometrije i debljine potpornog sloja na parametre sigurnosti i učinkovitosti. Znanstvenici su prikazali su da su stentovi većih debljina (162 μm) 1,5 puta trombogeniji od identičnih stentova, ali s tanjim debljinama stenta (81 μm) [13]. To znači da u više slučajeva uzrokuju formiranje krvnog ugruška čime se sprječava normalan optok krvi kroz sustav cirkulacije i povećava opasnost od moždanog udara. Stentovi veće debljine potpornog sloja implantirani u svinjske koronarne arterije pokazali su više taloženja tromba i fibrina nego tanki stenti 3 dana nakon implantacije i to s približno 60% više stvaranja tromba [13].

U pretkliničkom istraživanju bolesti u kunića, pokrivenost struta tkivom u 14 dana bila je najveća (95%) u slučaju korištenja tanje debljine stenta (81 μm) u usporedbi s debljim profilima (88% i 77% pri korištenju debljine 97 μm i 132 μm) [13].

Slika 9. prikazuje dobru prikrivenost stenta debljine 60 μm tkivom 180 dana nakon ugradnje.



Slika 9. Ugrađeni stent na dan ugradnje i 180 dana nakon, [12]

Konačno, druge potencijalne prednosti tanjih stentova uključuju povećanu fleksibilnost, smanjeni profil stenta i poboljšanu mogućnost praćenja.

4. METODA KONAČNIH ELEMENATA I *ABAQUS*

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 [14].

Metoda konačnih elemenata numerička je metoda 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. Drugim riječima, područje kontinuuma dijeli se na konačan broj potpodručja koja se nazivaju konačni elementi, odnosno razmatrani kontinuum postaje mreža konačnih elemenata. Konačni elementi međusobno su povezani u točkama na konturi koje se nazivaju čvorovi. Stanje u svakom elementu, kao što su npr. polje pomaka, deformacija, naprezanja, opisuje se 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 [14].

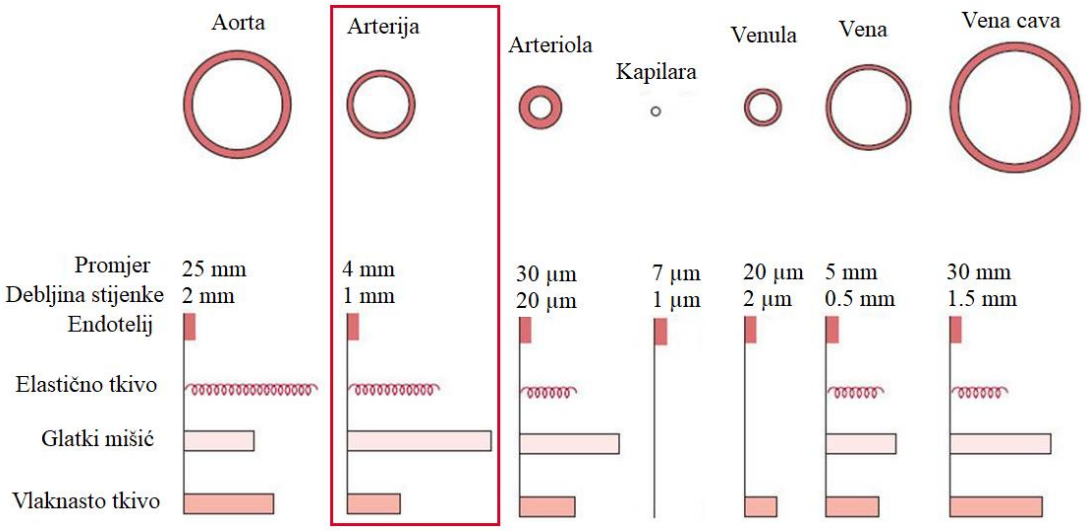
Složene konstrukcije zahtijevaju diskretizaciju pomoću velikog broja elemenata, nakon čega je potrebno riješiti sustav algebarskih jednadžbi s velikim brojem nepoznanica, što je bez korištenja računala vrlo teško postići. Zbog toga, za rješavanje problema primjernom metode konačnih elemenata, nužna je primjena računala, a to zahtijeva upotrebu odgovarajućih računalnih programa.

U ovom diplomskom zadatku računalni program korišten za dobivanje rješenja problema je *Abaqus/CAE 6.14-1*.

Diplomski zadatak sastoji se od tri glavna materijalna modela, modela karotidne žile, aterosklerotskog plaka i stenta. Najprije su geometrijski i numerički opisani svaki od njih, a potom su analizirani njihovi međusobni utjecaji.

4.1. Model karotidne žile

Najprije je izrađena geometrija karotidne žile pomoću programskog paketa *Abaqus/CAE 6.14-1*. Prema [15], odnosno Slici 10., određeno je da prosječna vrijednost unutarnjeg promjera arterija (izuzev aorte) iznosi 4 mm, a prosječna debljina stijenke prema oba izvora iznosi 1 mm. Za karotidnu arteriju prosječni unutarnji promjer *in vivo* (odnosno ona u ljudskom tijelu, opterećena krvnim tlakom) iznosi 4.66±0.78 mm [16]. S obzirom to da u našem izračunu zadajemo neopterećenu geometriju, početni unutarnji promjer je zadan nešto manji od opterećenog, odnosno 4 mm, prema [17].



Slika 10. Geometrijski i sastavni opis krvnih žila u ljudskom tijelu, [15]

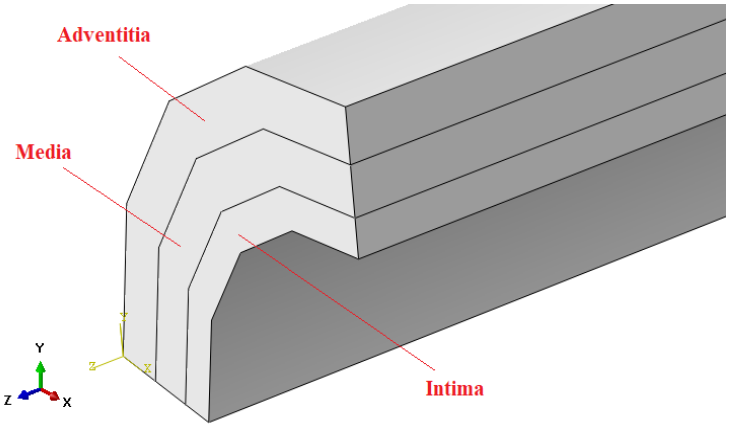
Iz literature [19] uzete su i vrijednosti duljine i debljine slojeva krvne žile, tunice intime, tunice medie i tunice adventitie. Tablica 3. prikazuje korištene geometrijske karakteristike arterije.

Tablica 3. Geometrijske karakteristike [mm] karotide modelirane u *Abaqusu*, [17]

Unutarnji promjer, D_u	4
Debljina stijenke, s	1
Duljina karotidne arterije, L	40
Debljina pojedinog sloja stijenke:	
Tunica intima	0,27
Tunica media	0,35
Tunica adventitia	0,38

U modulu *Part* pomoću *Sketch*-a kreiran je model karotidne žile 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 radijalnom smjeru podijeljen na 3 dijela što predstavlja tri sloja krvne žile: intimu, mediu i adventitiu. Debljine slojeva odgovaraju vrijednostima iz Tablice 3.

Model je kreiran kao osmina poprečnog presjeka kako bi numeričke simulacije bile brže zbog diskretizacije modela manjim brojem elemenata, točnije, a i da bi pregledi rezultata bili lakši. Presjeci su rađeni prema *x*, *y* i *z* simetrijama Kartezijevog koordinatnog sustava (ili θ i *z* za u cilindričnom koordinatnom sustavu).

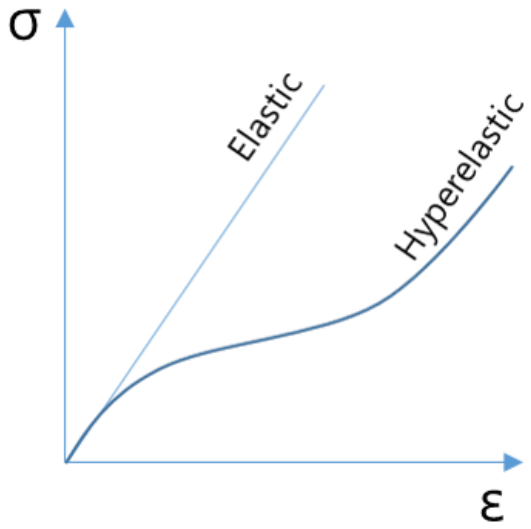


Slika 11. Prikaz slojeva žile na 3D modelu krvne žile

U modulu *Property* definirana su materijalna svojstva svakog pojedinog sloja žile, prema Tablici 4. Slojevi pripadaju homogenom, hiperelastičnom i izotropnom[5] materijalnom tipu mehaničkog ponašanja.

Hiperelastični materijal vrsta je konstitutivnog modela idealno elastičnog materijala za koji odnos deformacije i naprezanja proizlazi iz funkcije gustoće energije deformiranja. Hiperelastični materijali modeli postoje kako bi se numerički definirale gume ili materijali nalik gumama u kojima elastična deformacija može biti izrazito velika. Hiperelastičan materijal ima nelinearan odnos između naprezanja i deformacije. Na Slici 12. vidljiva je općenita usporedba ponašanja elastičnog i hiperelastičnog materija, gdje σ predstavlja naprezanje, a ε deformaciju.

[5] izotropija - svojstvo molekula i materijala da pokazuju jednaka fizikalna svojstva uzduž različitih molekulskih osi



Slika 12. Općenita usporedba linearnosti elastičnog i hiperelastičnog materijala, [17]

Mehanički odziv materijala definira se potencijalom energije deformiranja $U(\varepsilon)$, koji opisuje energiju deformacije, „spremljene“ u materijal, po jedinici volumena kao funkciju deformacije u toj točki materijala. Neo-Hooke-ova konstitutivna jednadžba potencijalne energije deformiranja široko je prihvaćena za opisivanje hiperelastičnih materijala, posebice arterija. Iz tog razloga korišten je Neo-Hooke model za definiranje ponašanja i karotidne stijenke i kao materijalni model plaka.

Neo-Hooke jednadžba potencijalne energije deformiranja glasi:

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D_1}(J-1)^2 \ , \tag{2}$$

gdje je W energija deformacije, $\bar{I}_1$ prva invarijanta tenzora deformacije, J Jacobijeva determinanta gradijenta elastične deformacije, D_1 hiperelastični materijalni parametar (ne)kompresibilnosti i C_{10} hiperelastična materijalna konstanta ovisna o temperaturi.

Materijalni koeficijent C_{ij} definira smično ponašanje materijala, a definira se kao

$$C_{10} = \frac{\mu}{2}, \tag{3}$$

gdje je μ smični modul.

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. Takvi se materijali mogu smatrati nekompresibilnim materijalima.

Realno ponašanje arterijskog tkiva je anizotropno[6] s eksponencijalnom funkcijom potencijale energije deformiranja. Najčešće se koristi Holzapfel-Gasser-Ogden (HGO) model, kao što je korišteno i u [19]. Energija deformiranja se prema HGO modelu računa kao

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + \frac{k_1}{2k_2}\left[\exp(k_2(E)^2 - 1\right] + \frac{1}{D}\left(\frac{(J)^2 - 1}{2} - \ln J\right), \tag{4}$$

gdje je

$$E = \kappa(I_1 - 3) + (1 - 3\kappa)\left[I_4 - 1\right], \tag{5}$$

a C_{10}, D, k_1, k_2 i κ su hiperelastični materijalni parametri.

Materijalni parametri su kalibrirani prema prosječnom odnosu naprezanje - deformacija izmjerenom na 13 pacijenta prema [18]. HGO model za anizotropno hiperelastično ponašanje materijala ojačanih kolagenim vlaknima isprva je razvijen za opisivanje elastičnih svojstava arterijskog tkiva, ali danas se široko koristi za modeliranje različitih mekih bioloških tkiva. Takvi se materijali mogu smatrati nekompresibilnim materijalima. Vrijednosti korištenih parametara HGO modela prikazane u Tablici 4.

Tablica 4. Materijalni parametri slojeva krvne žile, [19]

Materijal	C_{10}	D	k_1	k_2	κ
Intima	0,03	0	4,0	1300,0	$\frac{1}{3}$
Media	0,005	0	0,18	90,0	$\frac{1}{3}$
Adventitia	$8{,}23 \cdot 10^{-3}$	0	1,0	800,0	$\frac{1}{3}$

[6] anizotropja - svojstvo molekula i materijala da pokazuju različita fizikalna svojstva uzduž različitih molekulskih osi

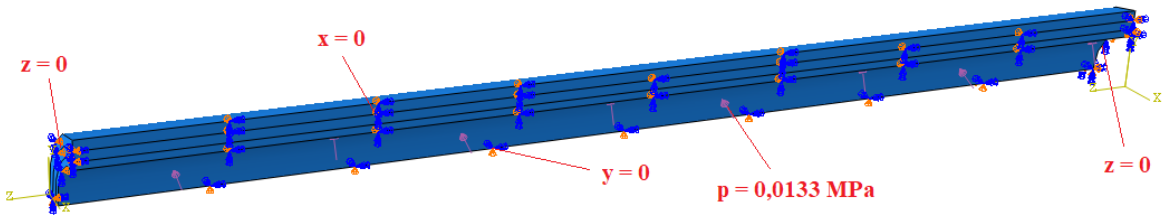
Međutim, zbog eksponencijalog materijalnog ponašanje je takav model davao nerealno male pomake i nerealno velika naprezanja pri velikim deformacijama (preko 50% u dijelu arterije na kojem se nakupio plak). Zbog toga je odabran Neo-Hookov materijalni model s parametrima koji daju približno iste pomake za zdravu arteriju.

Neo-Hooke materijalnog modela je definiran s dva materijalna parametra, C_{10} i D_1. Tablica 5. daje na pregled korištenih vrijednosti prema Neo-Hooke modelu, gdje su C_{10} , D prethodno opisani hiperelastični materijalni parametri .

Tablica 5. Materijalni parametri slojeva krvne žile

Materijal	C_{10} [MPa]	D
Intima	0,042	0
Media	0,042	0
Adventitia	0,042	0

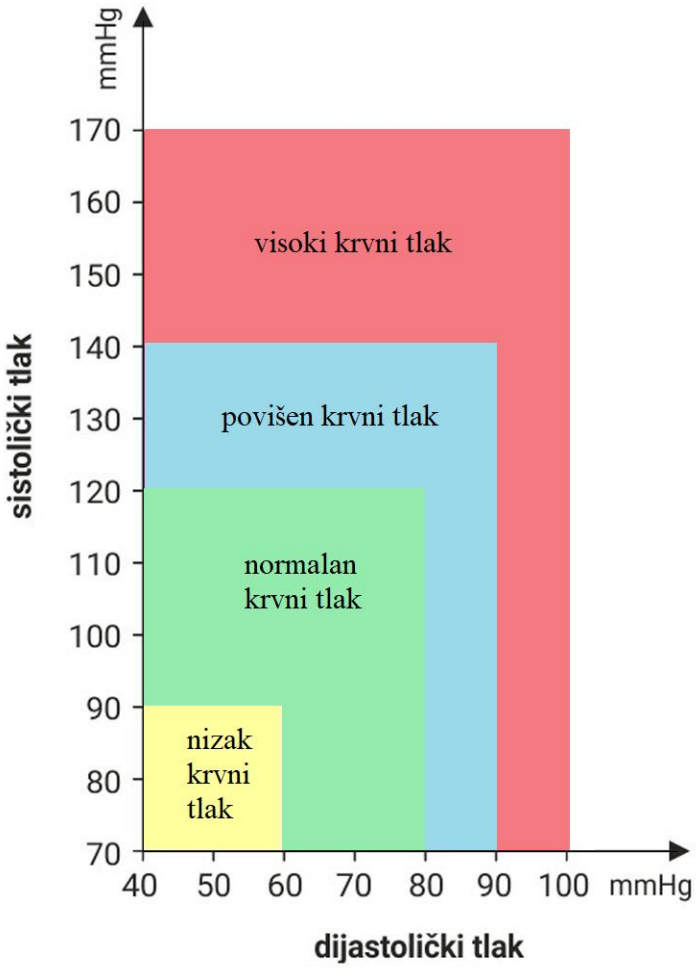
Pomoću modula *Load* definirani su rubni uvjeti i opterećenje na modelu krvne žile. Definiran je rubni uvjet simetrije u smjeru *x*, *y* i *z* osi Kartezijevog koordinatnog sustava i opterećenje u obliku tlaka na unutarnju površinu intime. Navedeni rubni uvjeti i opterećenje prikazani su na slici 13.



Slika 13. Rubni uvjeti i opterećenje na 3D modelu krvne žile

Tlak od 0,0133 MPa, što je ekvivalentno tlaku od 100 mmHg, predstavlja krvni tlak u žili. To je normalno stanje opterećenja unutarnje površine sloja intime. U zdravih osoba optimalna vrijednost krvnog tlaka trebala bi biti ispod 120/80 mmHg. Ako je krvni tlak iznad 140/90 mmHg, radi se o povišenom krvnom tlaku, odnosno hipertenziji. Prva, viša vrijednost predstavlja iznos sistoličkog krvnog tlaka, tlaka pod kojim srce otkucajem izbacuje krv u arterijski sustav. U periodu između dva otkucaja, kada se srce odmara, krvni tlak je niži i zovemo ga dijastoličkim tlakom [19].

Karotidna žila spada u sustav arterija, pa prema Slici 14. 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.



Slika 14. Sistolički i dijastolički krvni tlak [mmHg], izrađeno prema [3]

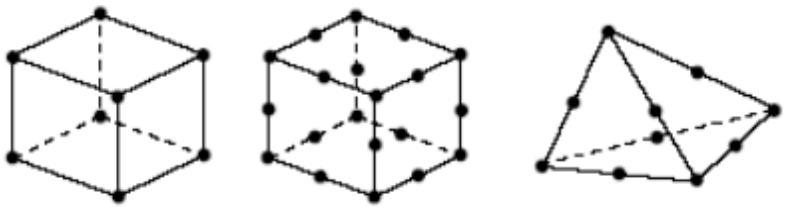
Odabrane su još dvije srednje vrijednosti tlaka u svrhu uspoređivanja naprezanja i pomaka u materijalu uslijed normalnog, povišenog i visokog krvnog tlaka. U području povišenog krvnog tlaka prema Slici 16. odabran je sistolički tlak od 130 mmHg (0,0173 MPa), a u području visokog tlak od 160 mmHg (0,0213 MPa).

Module *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.

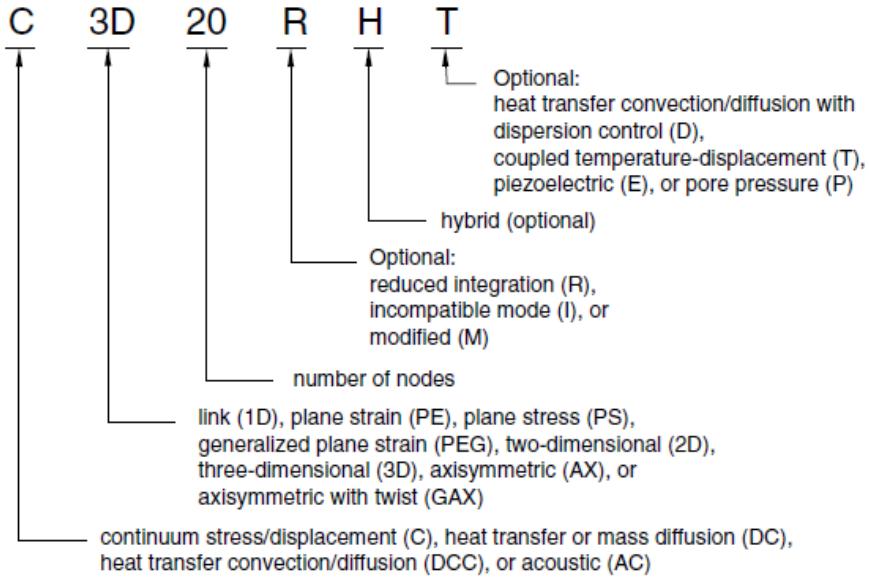
U *Abaqus*-u je dostupan veliki broj i širok spektar elemenata koji omogućuju rješavanje različitih problema, odnosno modeliranje različite geometrije. U ovom će korišteni su elementi za 3D analizu problema, za analizu pomaka i naprezanja.

Slika 15. 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).



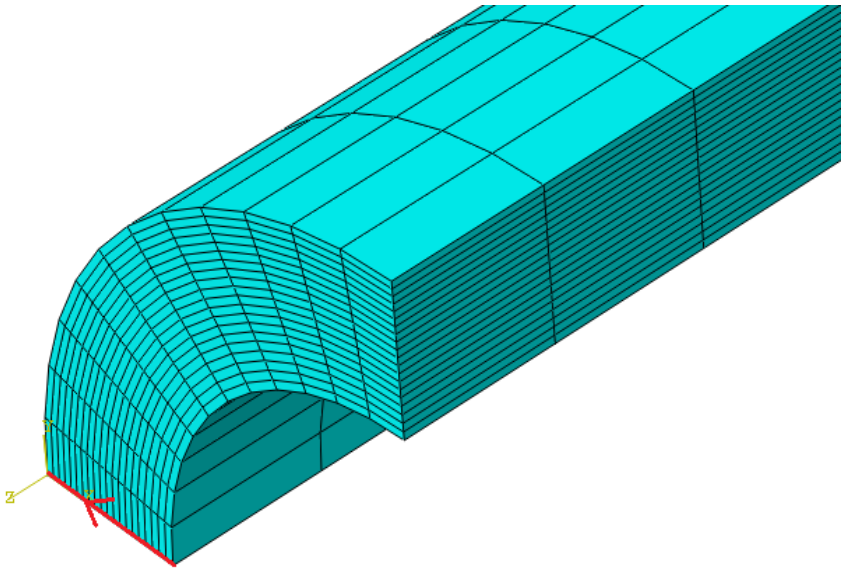
Slika 15. Najčešće korišteni 3D (*continuum elements*) konačni elementi, [20]

Imenovanje 3D *solid* konačnih elemenata u *Abaqus*-u opisano je slikom 16.



Slika 16. Imenovanje kontinuum solid elemenata u *Abaqusu*, [20]

Model karotidne krvne žile diskretiziran je s 9600 C3D8H heksaedarskih[7] konačnih elemenata. Prema slici 17. to su trodimenzijski (3D) kontinuum naprezanje / pomak konačni elementi s 8 čvorova, hibridnom formulacijom i konstantnim tlakom.



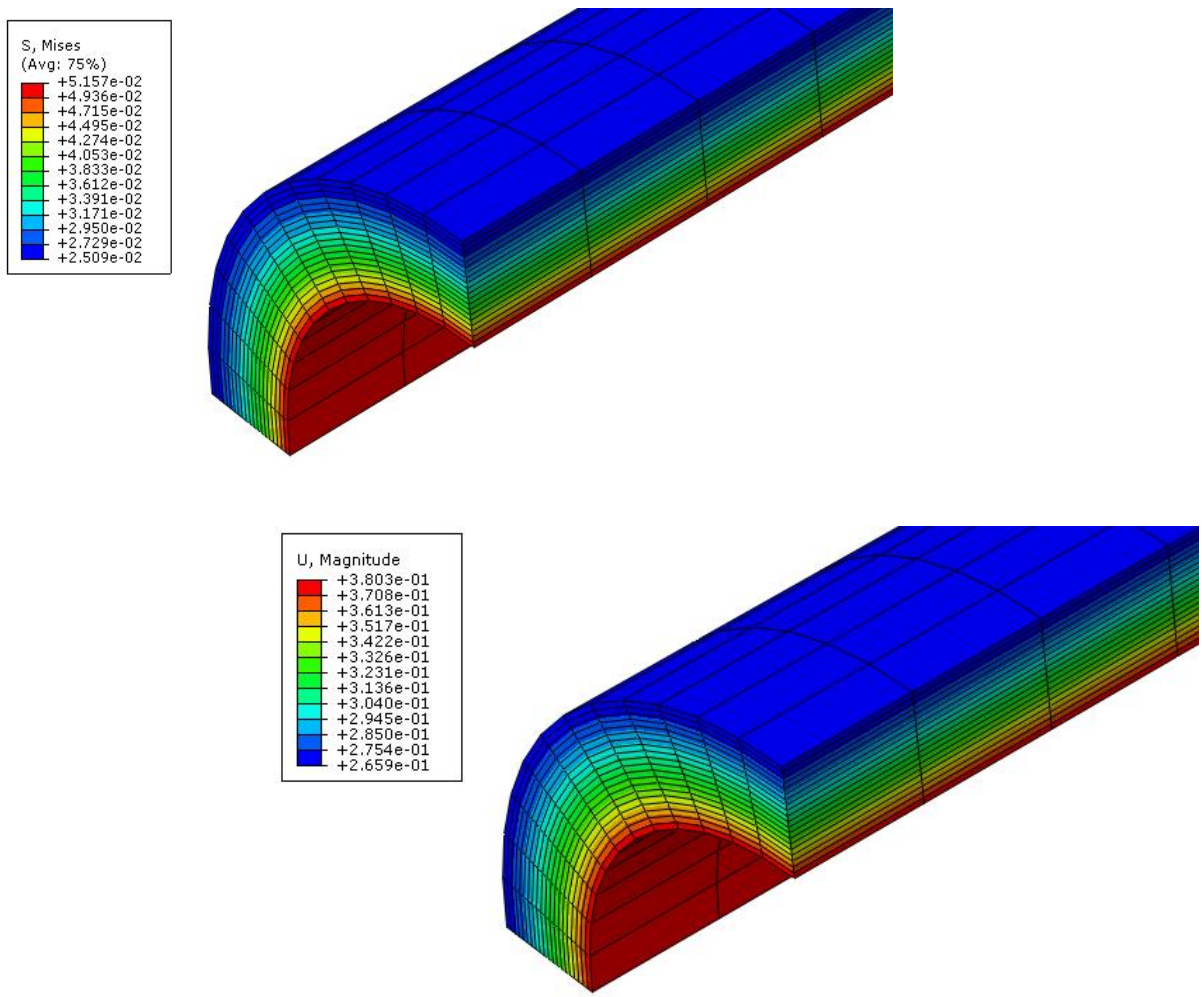
Slika 17. Mreža C3D8H konačnih elemenata na modelu žile

[7] heksaedar - poliedar omeđen sa šest ploha

Skupine elemenata u *Abaqus*-u mogu imati standardnu ili alternativnu formulaciju. Elementi s alternativnim formulacijama prepoznaju se preko dodatnih znakova na kraju imena elementa. U ovom primjeru korištenog C3D8H kontinuum elementa, slovo H označuje hibridnu formulaciju za rješavanje nekompresibilnosti, odnosno nestlačivog ponašanja materijala zadanog pomoću parametra D ($D = 0$).

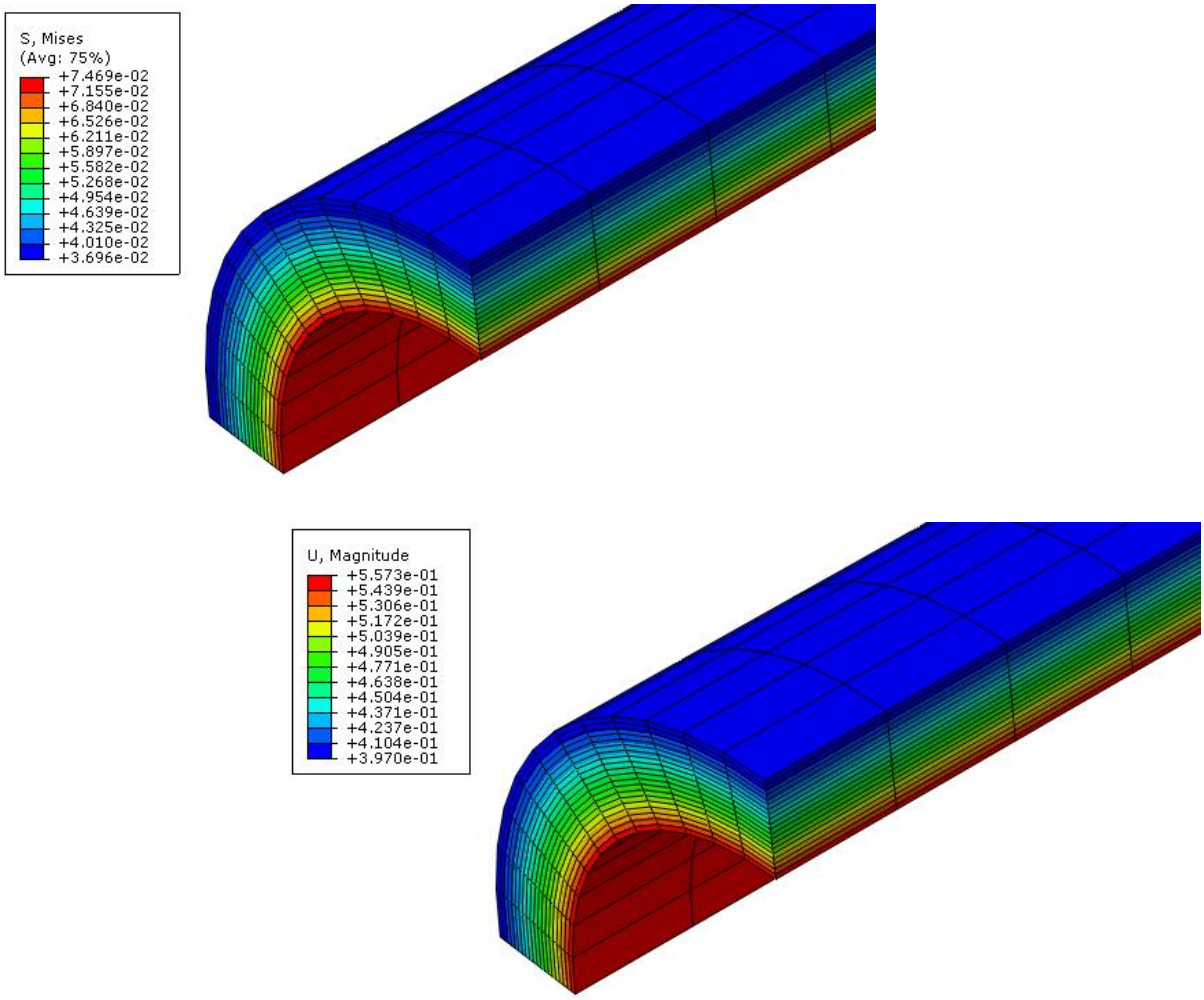
Svaki čvor konačnog elementa ima tri stupnja slobodne, translacije u smjeru osi koordinatnog sustava. Za model žile korištena je *Structured* tehnika *mesh*-iranja kontinuuma.

Numeričke analize na žili provede ne su u tri slučajeva: normalan, povišen i visok krvni tlak. Slika 18. prikazuje S, Mises naprezanja [N/mm^2] i pomake [mm] u stijenci krvne žile pod srednjim normalnim tlakom od 100 mmHg, odnosno 0,0133 MPa.



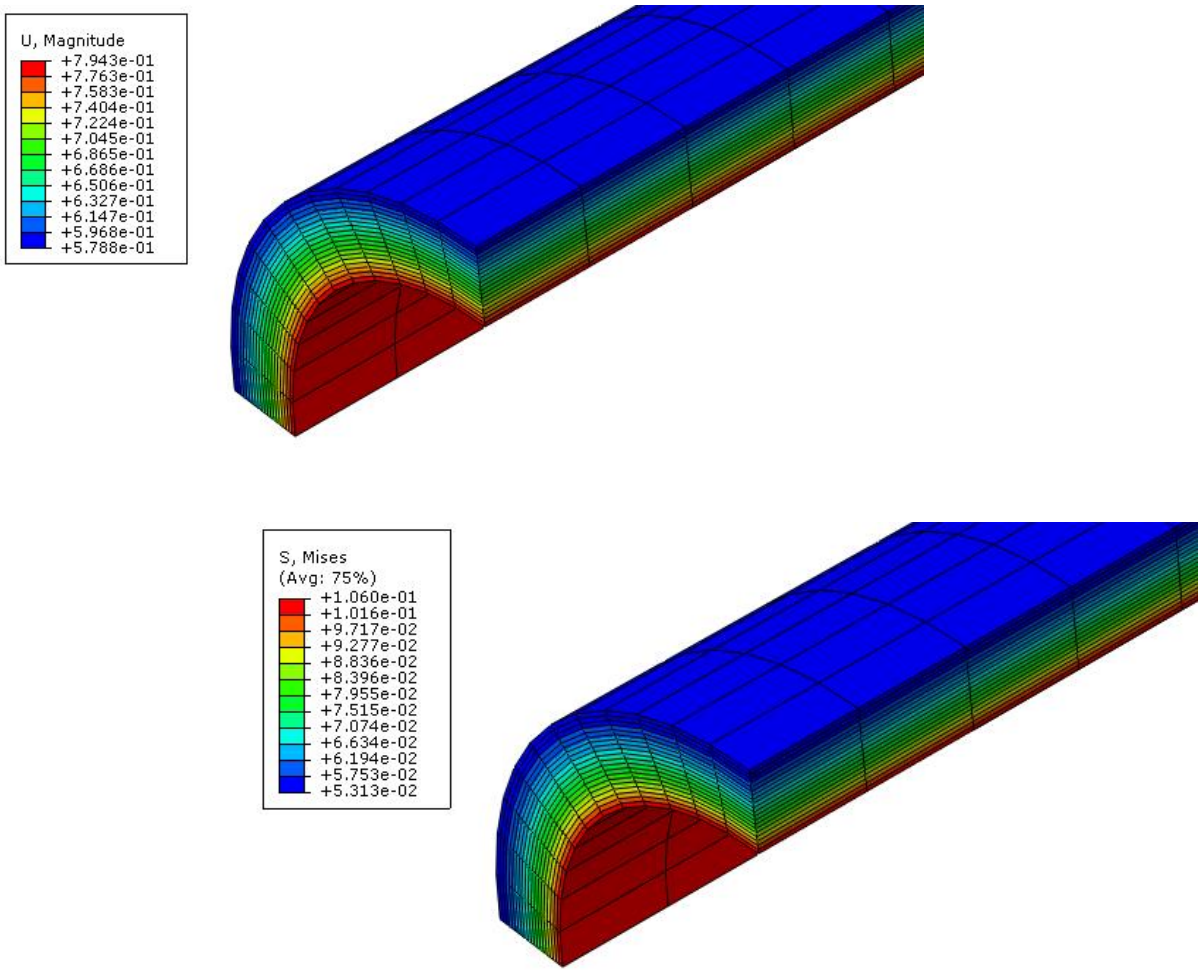
Slika 18. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] u stijenci krvne žile uslijed srednjeg normalnog tlaka

Slika 19. prikazuje S, Mises naprezanja [N/mm^2] i pomake [mm] u stijenci krvne žile pod povišenim tlakom od 130 mmHg, odnosno 0,0173 MPa. U usporedbi sa Slikom 18. vidljivo je da su i pomaci i naprezanja veća u drugom slučaju, što vrijedi i fizikalno.



Slika 19. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] u stijenci krvne žile uslijed povišenog tlaka

Slika 20. također prikazuje S, Mises naprezanja [N/mm^2] i pomake [mm] u stijenci krvne žile, ali u slučaju visokog tlaka od 160 mmHg, odnosno 0,0213 MPa. U usporedbi sa Slikom 18. i 19. vidljivo je da su pomaci i naprezanja najveća u slučaju najvećeg tlaka. Uslijed većeg tlaka, dolazi do većeg širenja stijenke i većih naprezanja u materijalu.

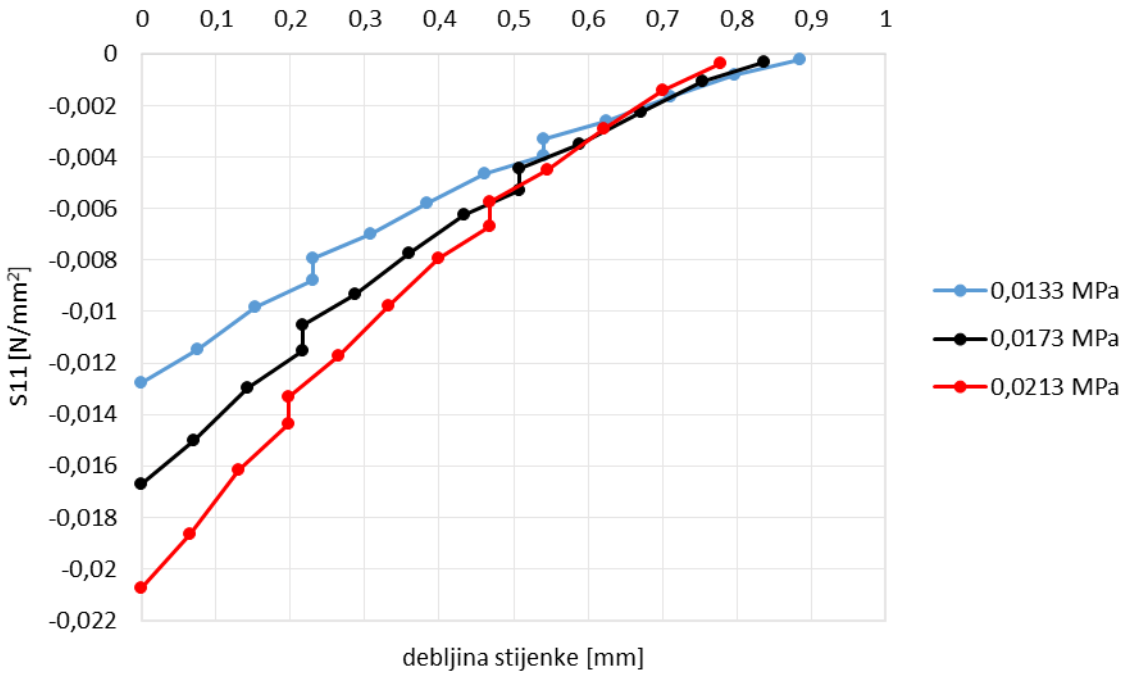


Slika 20. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] u stijenci krvne žile uslijed visokog tlaka

Pomoću grafova na slikama 21 - 24 prikazane su usporedbe naprezanja $\sigma_r, \sigma_\theta, \sigma_z$ (σ_{11} , σ_{22} , σ_{33}) i radijalnih pomaka (U_1) po debljini stijenke zdrave krvne žile bez plaka pod utjecajem tri različita krvna tlaka.

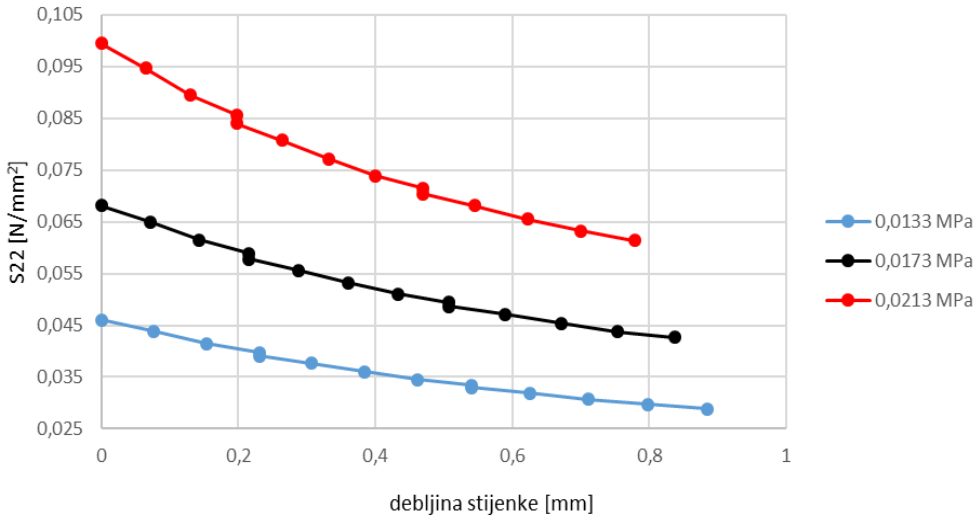
Na Slici 17. crvenom bojom označen je *Path*, linija povezanih čvorova paralelnih s osi *x*, korišten za izradu sljedećih grafova. Crvena strelica prikazuje smjer uzimanja čvorova, što je bitno tumačenje grafova koji slijede.

Na grafu na Slici 21. prikazano je radijalno naprezanje σ_{11} [N/mm^2] po deformiranoj debljini stijenke. Za debelostjenu cijev opterećenu unutarnjim tlakom je poznato da radijalno naprezanje mora biti $-p$ na unutarnjoj stijenci, a 0 na vanjskom obodu, što i sam graf jasno prikazuje.



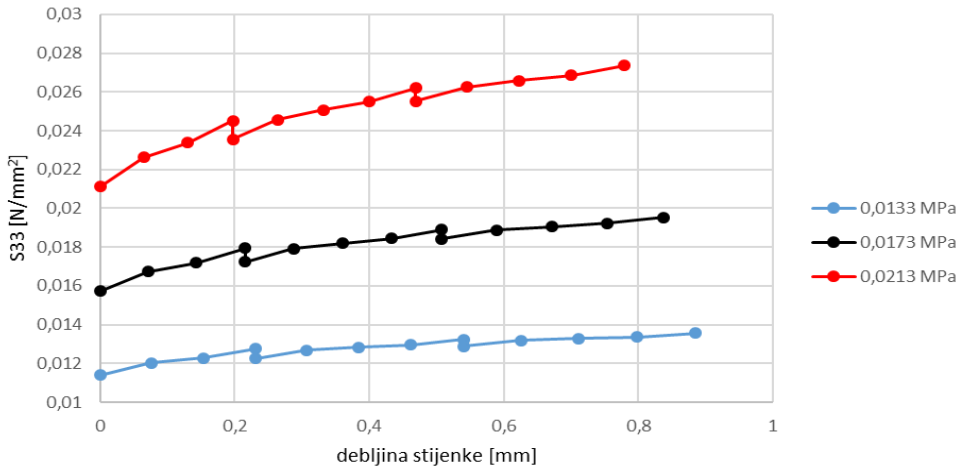
Slika 21. Radijalno naprezanje σ_{11} [N/mm^2] po debljini stijenke

Slika 22. prikazuje usporedbu cirkularnog naprezanja σ_{22} [N/mm^2] po debljini stijenke. Primijetimo da se od unutarnjeg radijusa prema vanjskom također vrijednosti smanjuju. S obzirom to da su naprezanja nacrtana po deformiranoj geometriji, vidljivo je i stanjenje stijenke s povišenjem tlaka. Opet, kao što se očekuje za debelostjenu cijev, najveća cirkularna naprezanja su na unutarnjem obodu.



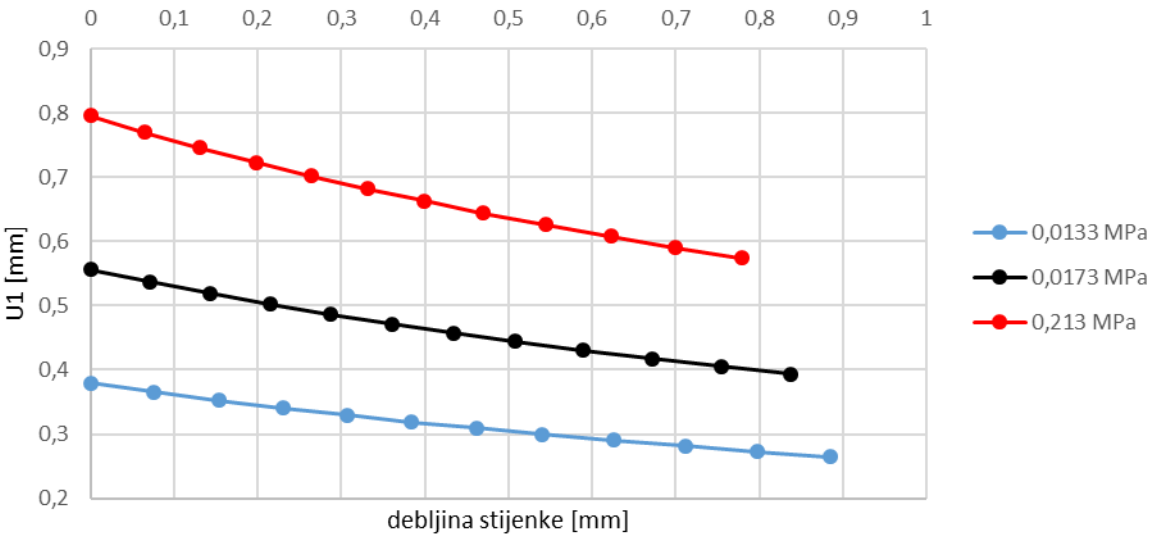
Slika 22. Cirkularno naprezanje σ_{22} [N/mm^2] po debljini stijenke

Cirkularno naprezanje u zdravoj arteriji će nam biti potrebno za procjenu vjerojatnosti pojave restenoze nakon ugradnje stenta na aterosklerotičnoj karotidnoj arteriji. Slika 23. prikazuje aksijalno naprezanje σ_{33} [N/mm^2] po debljini stijenke. Prema grafikonu, najveće aksijalno naprezanje stvara najveći krvni tlak.



Slika 23. Aksijalno naprezanje σ_{33} [N/mm^2] po debljini stijenke

Radijalni pomak U_1 [mm] na Slici 24. ima veće vrijednosti na unutarnjem nego na vanjskom obodu. Primijetimo da se stijenka malo stanjuje, ali da je zbog nametnutog nestlačivog ponašanja volumen stijenke ostao konstantan. Isto tako, veći krvni tlak uzrokuje veće pomake.



Slika 24. Pomak U_1 [mm] po debljini stijenke

Prema prethodnim grafovima vidljivo je da debljina stijenke nakon deformiranja srednjim normalnim tlakom iznosi približno 0,9 mm što znači da se debljina od 1 mm smanjila za 0,1 mm uslijed opterećenja tlakom.

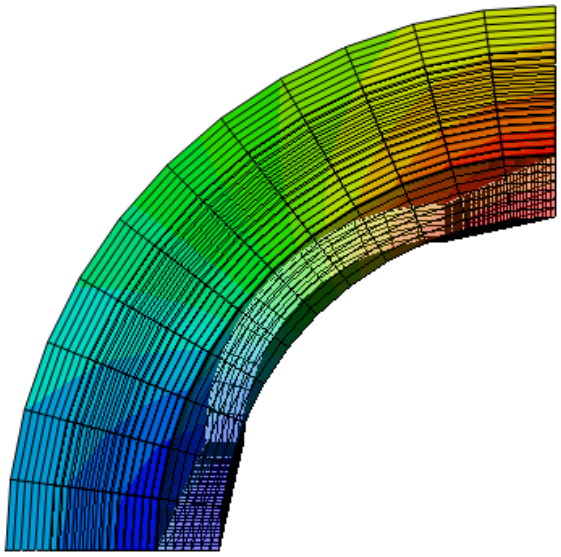
Posljedično tome, promijenili su se i iznosi polumjera gdje dolazi do promjene iz sloja intime u mediu i iz sloja medie u adventitu. Usporedba polumjera prijelaza slojeva prije i nakon deformiranja krvnim tlakom dana je Tablicom 6.

Tablica 6. Usporedba polumjera [mm] prijelaza slojeva prije i nakon deformiranja krvnim tlakom

Polumjer prijelaza između slojeva:	Prije deformiranja	Nakon deformiranja
iz intime u mediu	2,270	2,611
iz medie u adventitiu	2,620	2,921

Također, uočimo da je izračunati *in vivo* unutarnji promjer karotidne arterije sada 4.76 mm, što se poklapa s očekivanim rasponom vrijednosti iznosi 4.66±0.78 mm iz [16].

Slika 25. daje slikovni prikaz radijalnog pomaka i smanjenja debljine stijenke zdrave stijenke krvne žile s krvnim tlakom. Prozirni obris odnosi se na stanje prije, a puni nakon deformiranja.



Slika 25. Stanje pomaka prije i nakon deformacije krvnim tlakom zdrave krvne žile

Vrijednosti naprezanja na zdravoj žili, odnosno homeostatske vrijednosti, će nam trebati za usporedbu s naprezanjima nakon ugradnje stenta. Naime, razlika u vrijednostima u odnosnu na normalne, homeostatske, je pokazatelj vjerojatnosti pojave restenoze.

4.2. Model karotidne žile s aterosklerotskim plakom

Za model karotidne žile s plakom postupak definiranja modela u *Abaqusu* vrlo je sličan prethodnom modelu.

Najprije je model izrađen pomoću računalnog programa za 3D modeliranje, *SolidWorks Premium 2017 x 64* radi jednostavnijeg modeliranja plaka. Potom je spremljen kao *Step* dokument i kao takav ubačen u *Abaqus* kako bi se provela numerička simulacija i usporedio model žile s i bez aterosklerotskog plaka.

Korištene su jednake dimenzije žile u oba slučaja, prema Tablici 3. 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. Kako je unutarnji polumjer zdravog dijela žile 2 mm, a plak je debljine 1 mm, maksimalna stenoza iznosi 50%.

Preko matematičkog zapisa, navedeni primjer zapisuje se na sljedeći način:

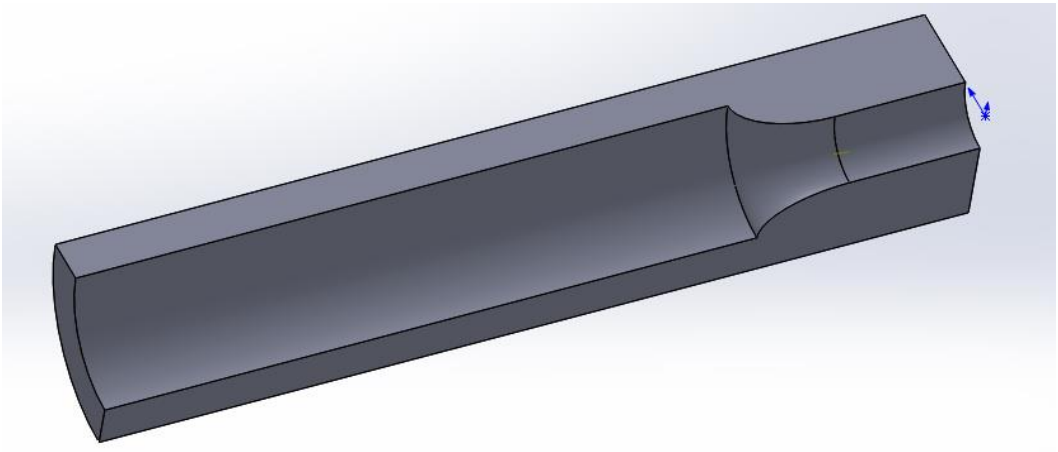
$$A_1 = 2 \cdot A_2 , \tag{6}$$

gdje su

$$A_1 = R_u^2 \pi , \tag{7}$$

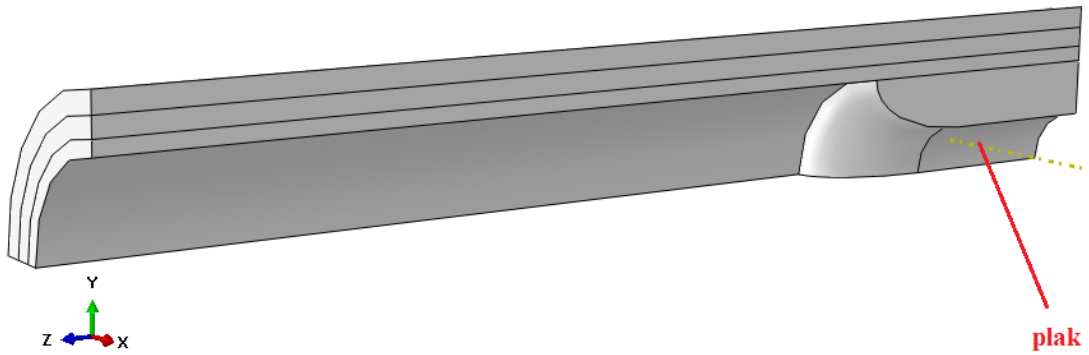
$$A_2 = R_{u,p}^2 \pi , \tag{8}$$

gdje je R_u polumjer unutarnje stijenke bez plaka, a $R_{u,p}$ polumjer unutarnje stijenke s plakom. Iz toga slijedi da je protok krvi kroz žilu s plakom manji jer je proporcionalan s površinom poprečnog presjeka, odnosno moguća je opasnost od začepljenja krvne žile i onemogućenog protoka krvi, što rezultira moždanim udarom.



Slika 26. 3D model karotidne žile s plakom u *SolidWorks* računalnom programu

U modulu *Part* koraci su isti kao i u poglavlju 4.1. s dodatnim dijeljenjem modela na još jedan sloj unutarnjoj strani stijenke koji predstavlja nastali aterosklerotski plak.



Slika 27. 3D model žile u *Abaqus-u* nakon podijele presjeka na slojeve stijenke i plaka

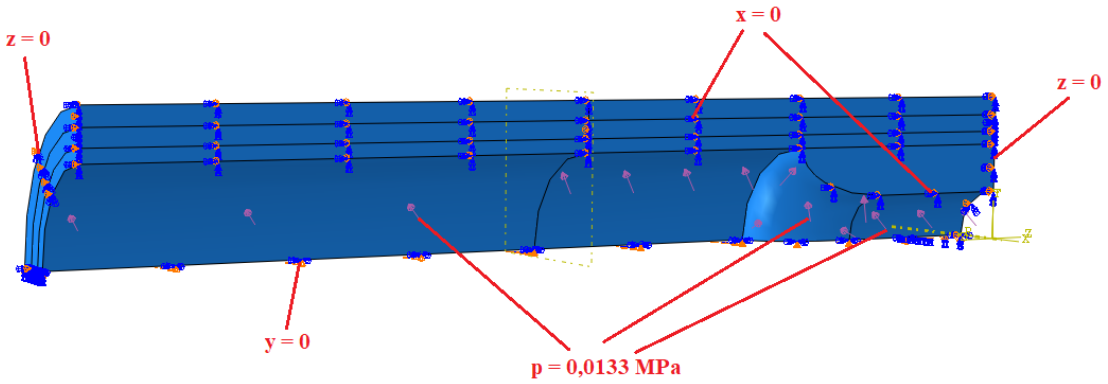
Modul *Property* zadan prema Tablici 4. Materijal plaka definiran je kao hiperelastičan i izotropan, a za opisivanje materijalnih parametara plaka također je korišten Neo-Hooke materijalni model. Za analizu raspodjele naprezanja nakon ugradnje stenta s obzirom na različite krutosti aterosklerotskog plaka korištena su 3 materijala plaka, kalcificirani, plak s fibrinskom kapom (celularni) i svježi s tankom ne-fibrinskom kapom (hipocelularni), prema [21]. Korišteni parametri za numeričke analize dani su Tablicom 7.

Tablica 7. Neo-Hooke hiperelastične konstante za definiranje materijalnog modela plaka [21]

Materijal plaka \ Materijalna konstanta	C_{10} [MPa]	D_1
kalcificirani	0,057	0
hipocelularni	0,309	0
celularni	0,172	0

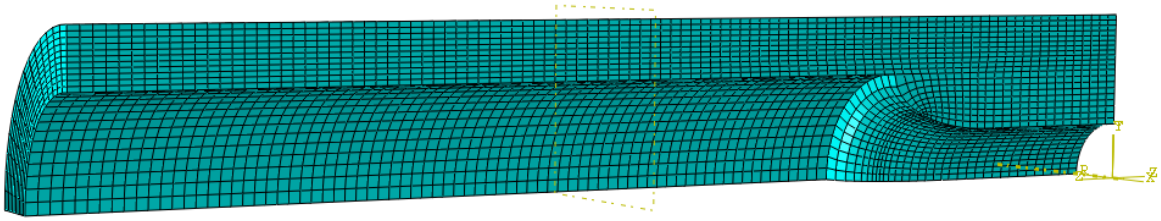
Za parametar D_1 uzeta je vrijednost nula kako bi se postigla nestlačivost materijala.

Modul *Load* korišten je za postavljanje rubnih uvjeta i opterećenja na model. Rubni uvjeti simetrije ostali su isti kao i u prethodnom slučaju (rubni uvjeti simetrije u smjeru koordinatnih osi *x*, *y* i *z*), samo su ovaj put uključene i površine plaka. Ekvivalentno tome, opterećenje je uz zdravo područje unutarnje stijenke krvne žile dodano i na sve unutarnje površine plaka (Slika 28.).



Slika 28. Rubni uvjeti simetrije i opterećenje na 3D modelu krvne žile s plakom

Model je diskretiziran pomoću 20160 C3D8H konačnih elemenata u modulu *Mesh*. Slojevima modela koji reprezentiraju intimu, mediu i adventitiu dodijeljena je *Structured*, a na području plaka *Sweep* tehnika stvaranja mreže, što je posljedica geometrijskog oblika istog. Korišteni konačni elementi opisani su u prethodnom poglavlju 4.1.

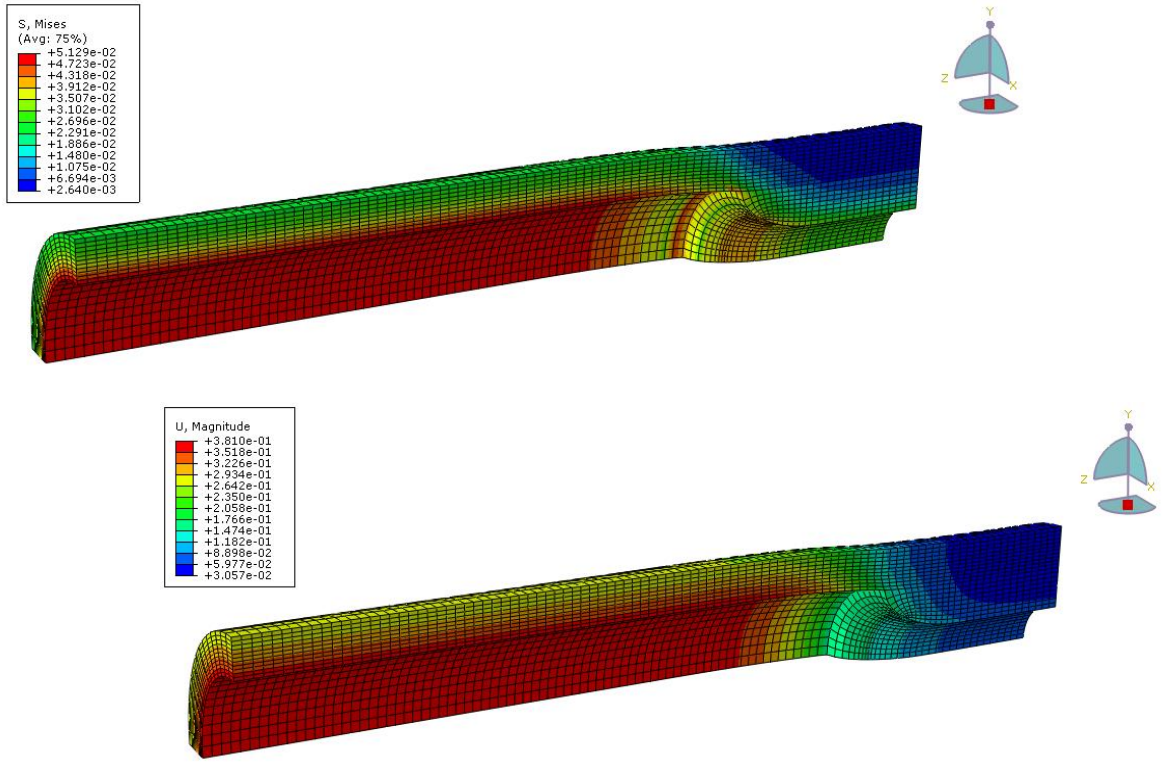


Slika 29. Mreža C3D8H konačnih elemenata na modelu žile s plakom

Numeričke analize na žili s plakom provede ne su u pet slučajeva: kalcificiran plak s obzirom na tri slučaja krvnog tlaka, celularni plak pod normalnim tlakom i hipocelularni plak također pod utjecajem normalnog krvnog tlaka.

Sljedeće slike prikazuju usporedbe S, Mises naprezanja [N/mm^2] i pomaka [mm] u stijenci krvne žile s plakom svih gore navedenih slučajeva.

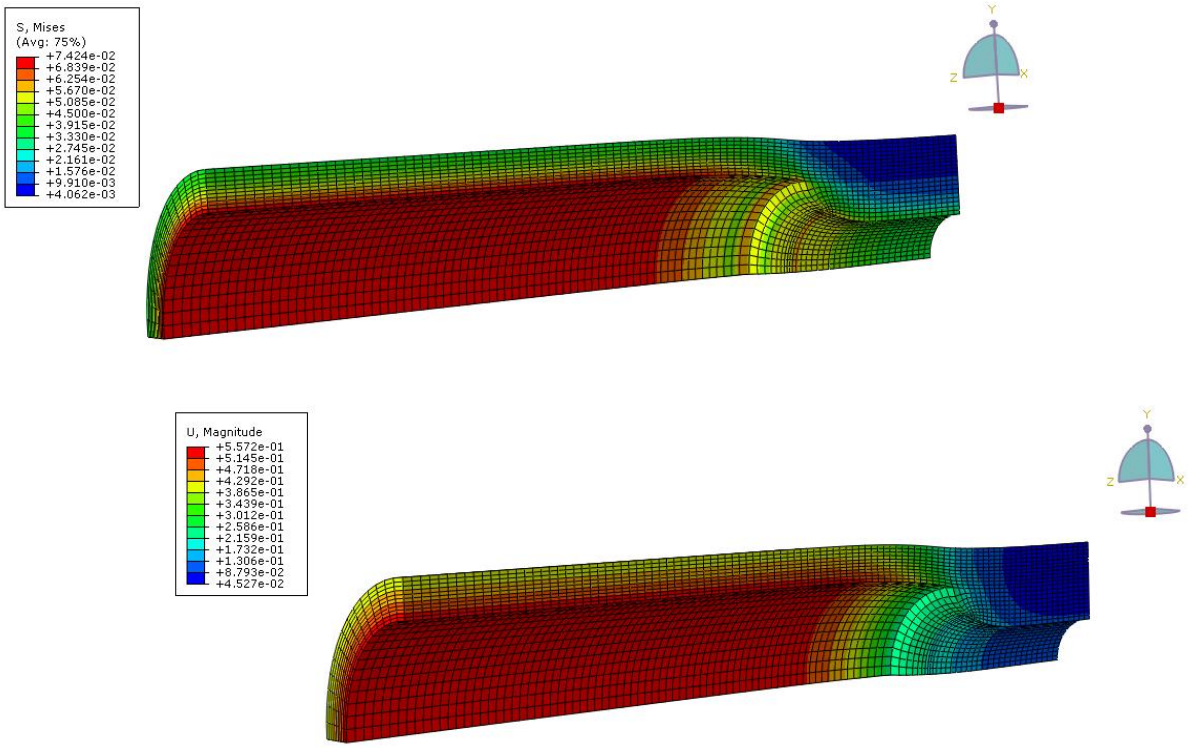
Slika 30. odnosi se na kalcificirani materijal plaka pod tlakom od 0,0133 MPa.



Slika 30. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] kalcificiranog plaka pod tlakom od 0,0133 MPa

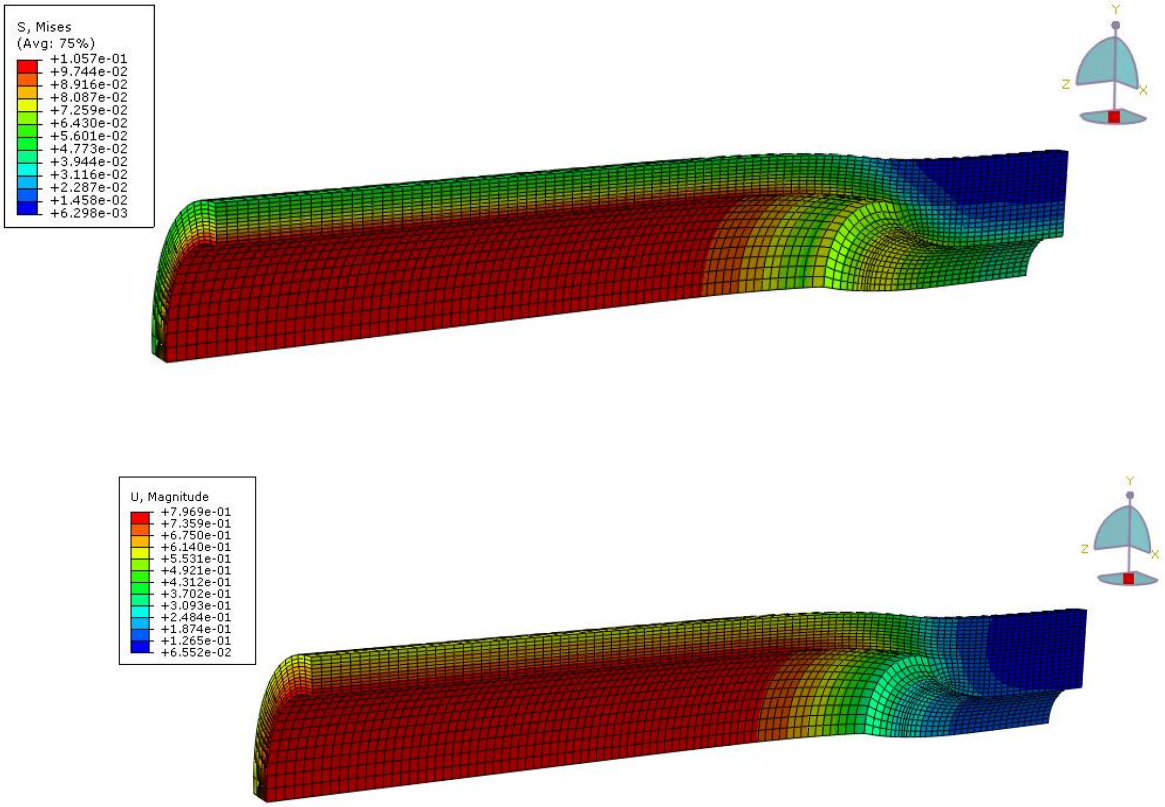
Vidljivo je da su na mjestu plaka smanjena naprezanja u stijenci, jer plak preuzima dio naprezanja. To uzrokuje i smanjeni pomak, pa je na mjestu nataloženog plaka površina poprečnog presjeka još dodatno manja zbog smanjenog širenja uslijed djelovanja krvnog tlaka.

Slika 31. odnosi se na kalcificirani materijal plaka pod tlakom od 0,0173 MPa. Kao što je očekivano, promatranjem istog materijala pod većim tlakom uzrokuje veća naprezanja i pomake u materijalu.



Slika 31. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] kalcificiranog plaka pod tlakom od 0,0173 MPa

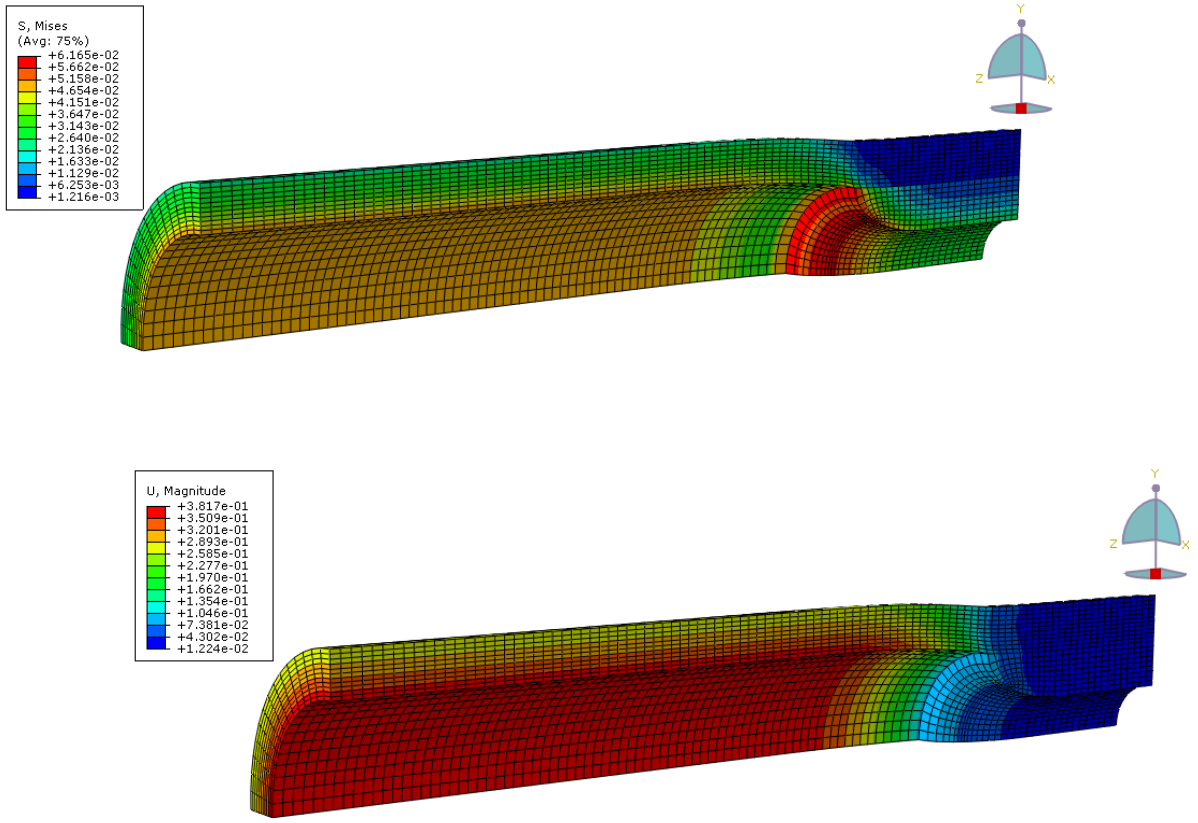
Slika 32. odnosi se na kalcificirani materijal plaka pod tlakom od 0,0213 MPa. U usporedbi s prethodna dva slučaja, imajuću na umu da je korišten isti materijal plaka i stijenke žile, logično je da su naprezanja i deformacije u materijalu veće.



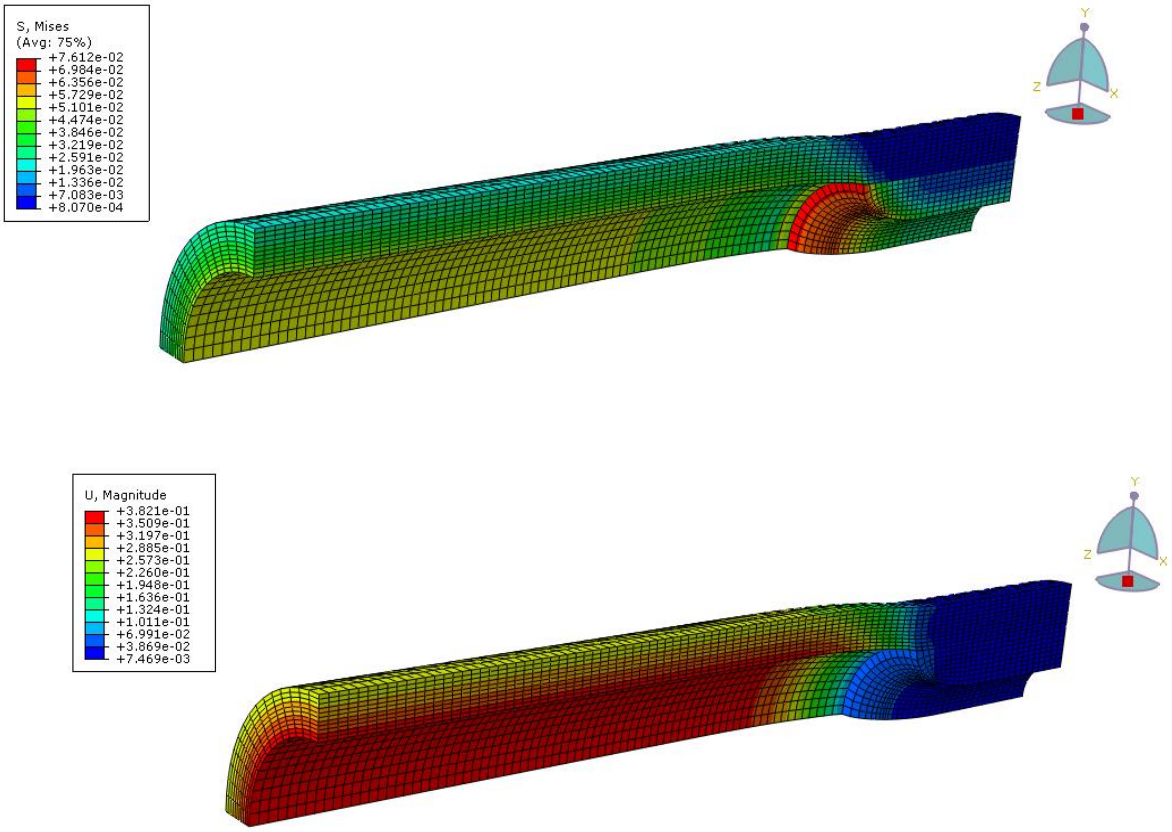
Slika 32. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] kalcificiranog plaka pod tlakom od 0,0213 MPa

Slike 33. i 34. odnose se na celularni i hipocelularni materijal plaka pod tlakom od 0,0133 MPa. Analizama različitog materijala plaka pod istim tlakom omogućila je usporedbu utjecaja krutosti plaka na dobivene rezultate naprezanja i pomaka. Promatranjem rezultata na području plaka, jasno je da s povećanje krutosti rezultira manjim pomacima i naprezanjima.

Kasnije u radu provedene su i analize usporedbe utjecaja materijala plaka na naprezanja i pomake nakon ugradnje stenta.

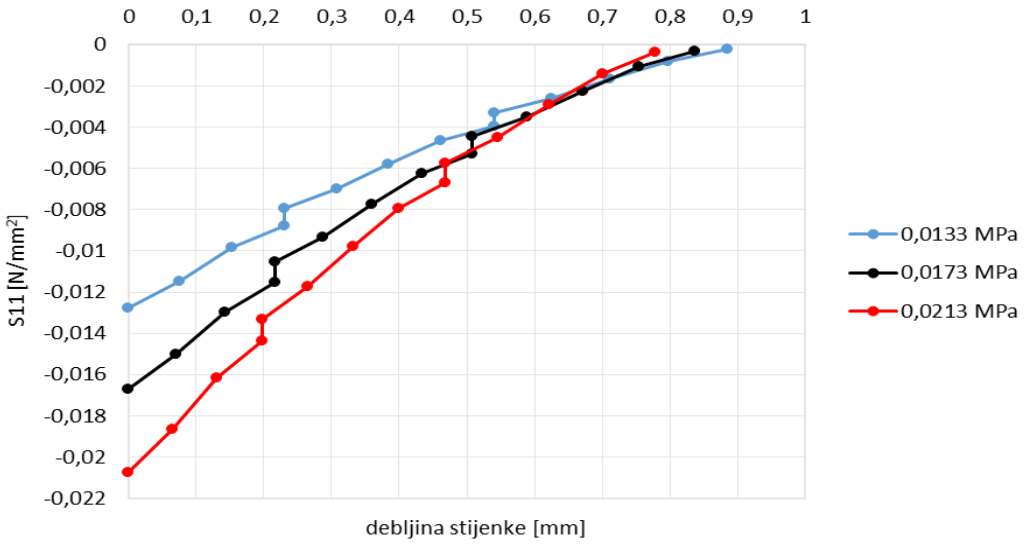


Slika 33. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] celularnog plaka pod tlakom od 0,0133 MPa



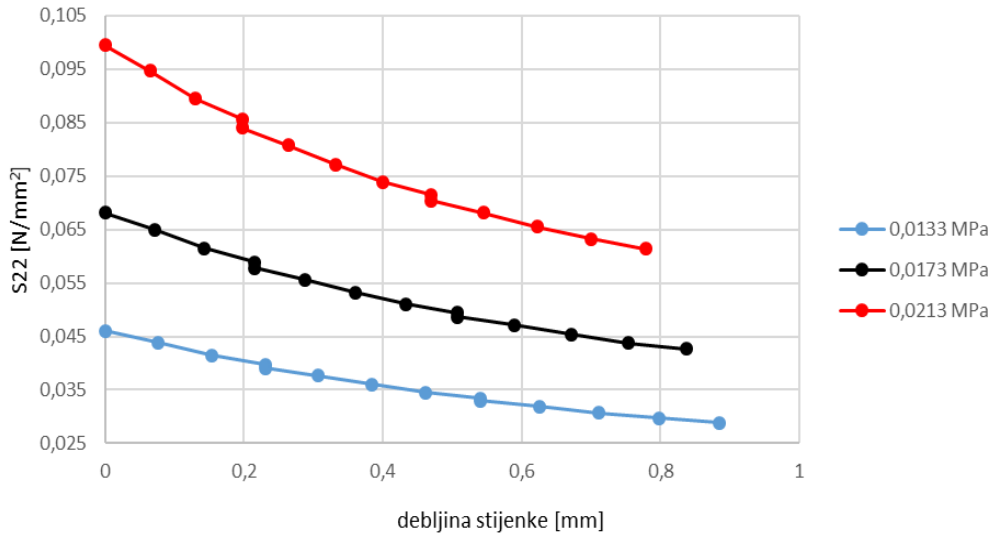
Slika 34. Naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] hipocelularnog plaka pod tlakom od 0,0133 MPa

Grafovima na slikama 35 - 38 dana je usporedba naprezanja σ_r, σ_θ, σ_z (σ_{11} , σ_{22} , σ_{33}) i radijalnih pomaka (U_1) po debljini stijenke krvne žile s plakom, ali daleko od plaka. Iz tog razloga postoji podudaranja rezultata ovog slučaja u usporedbi sa zdravom stijenkom krvne žile na slikama 21 - 24. Na tom području, moguća je usporedba utjecaja promjene tlaka na materijal. Za debelostjenu cijev opterećenu unutarnjim tlakom je poznato da radijalno naprezanje mora biti $-p$ na unutarnjoj stijenci, a 0 na vanjskom obodu, što i sam graf jasno prikazuje.



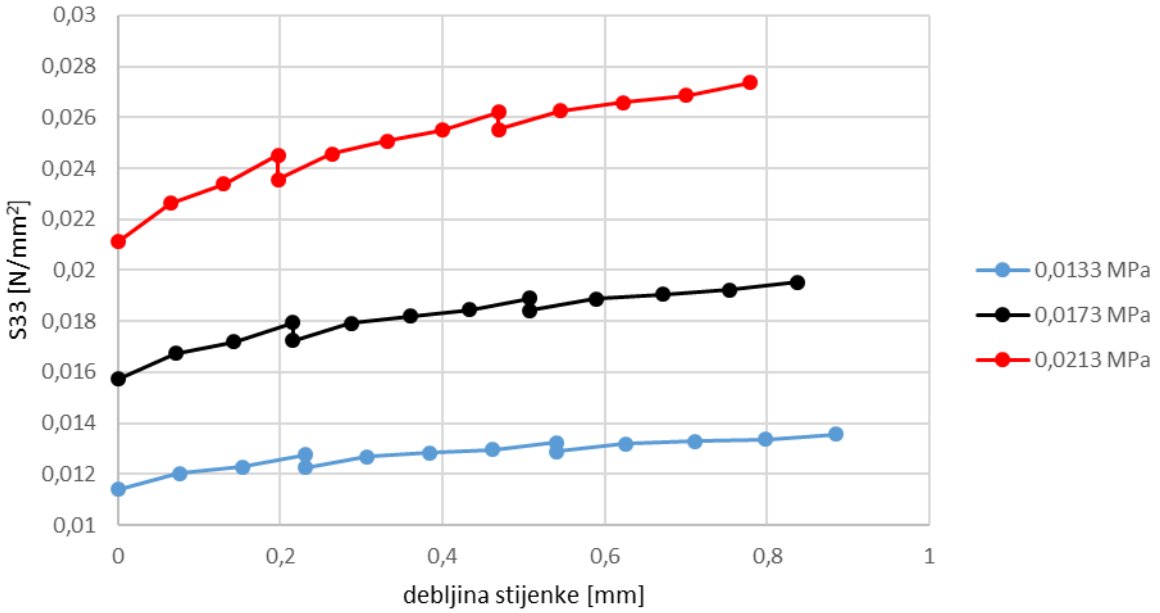
Slika 35. Radijalno naprezanje σ_{11} [N/mm^2] po debljini stijenke

Slika 36. prikazuje usporedbu cirkularnog naprezanja σ_{22} [N/mm^2] po debljini stijenke.



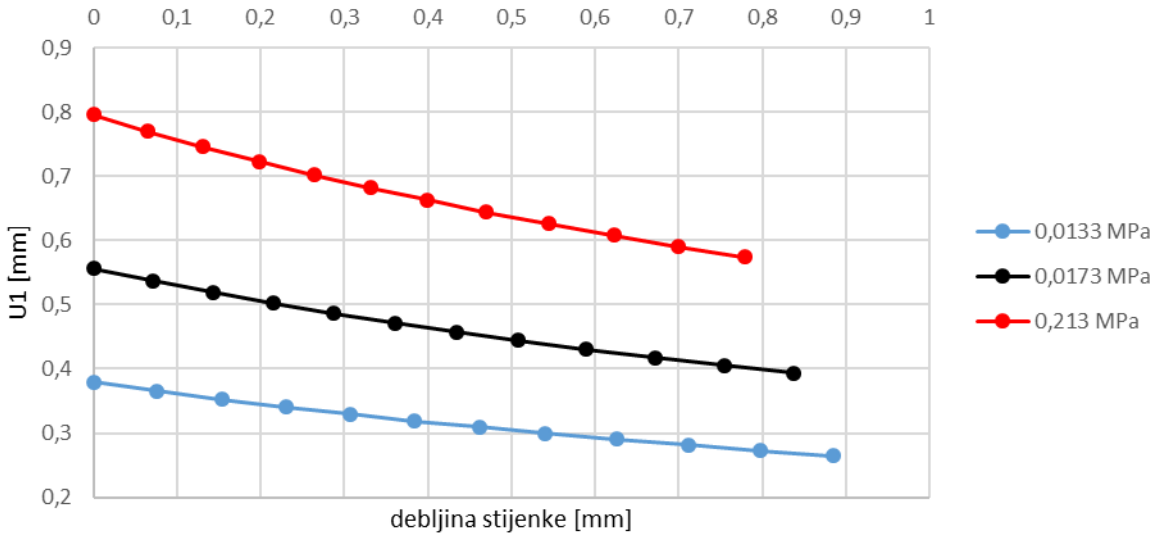
Slika 36. Cirkularno naprezanje σ_{22} [N/mm^2] po debljini stijenke

Slika 37. prikazuje aksijalno naprezanje σ_{33} [N/mm^2] po debljini stijenke.



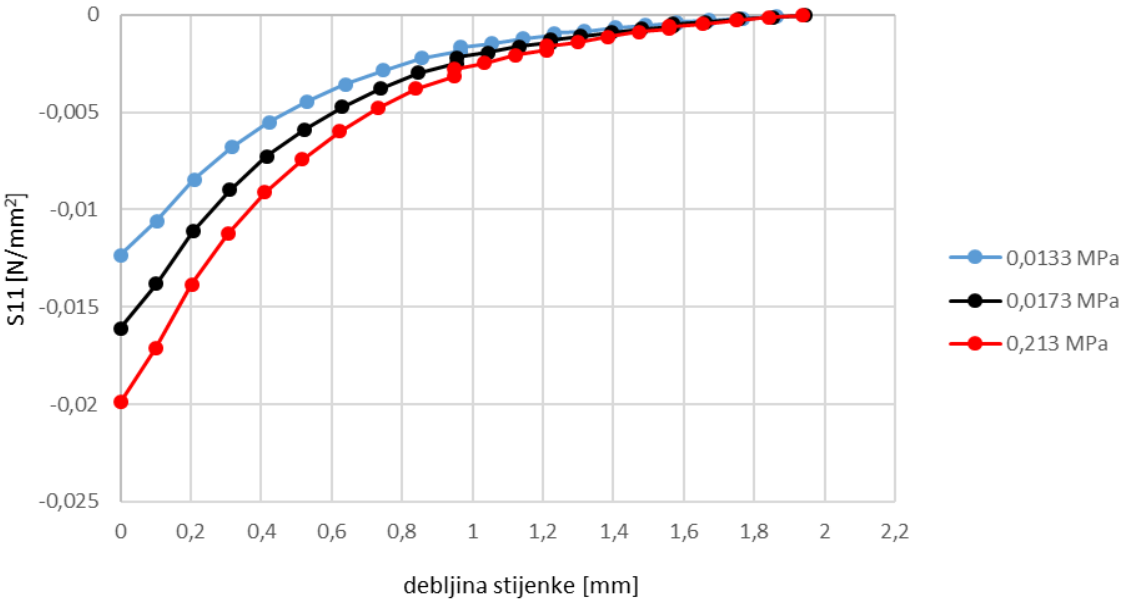
Slika 37. Aksijalno naprezanje σ_{33} [N/mm^2] po debljini stijenke

Radijalni pomak U_1 [mm] na Slici 38. ima veće vrijednosti na unutarnjem nego na vanjskom obodu. Stijenka se malo stanjuje što je rezultat nametnutog nestlačivog ponašanja, a volumen stijenke ostaje konstantan. Isto tako, veći krvni tlak uzrokuje veće pomake.



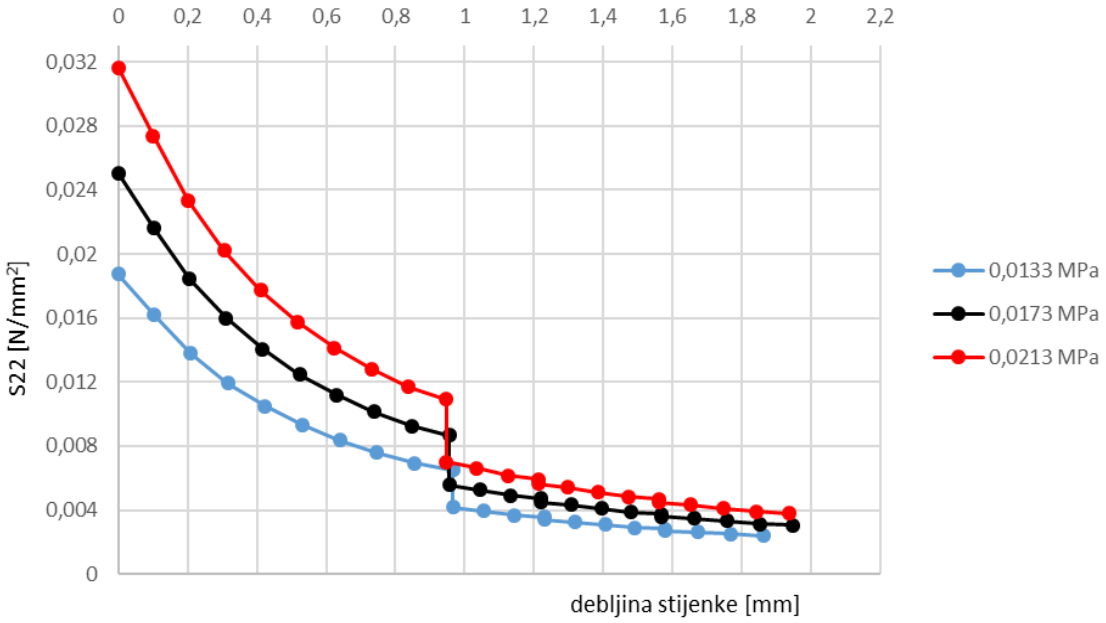
Slika 38. Pomak U_1 [mm] po debljini stijenke

Nadalje promatramo usporedbu naprezanja i pomaka s obzirom na različite iznose krvnog tlaka, ali na području plaka. Slika 39. također dokazuje poznatu formulaciju za debelostjenu cijev opterećenu unutarnjim tlakom, a to je da naprezanje mora biti $-p$ na unutarnjoj stijenci, a 0 na vanjskom obodu.



Slika 39. Radijalno naprezanje σ_{11} [N/mm^2] po debljini stijenke žile i plaka

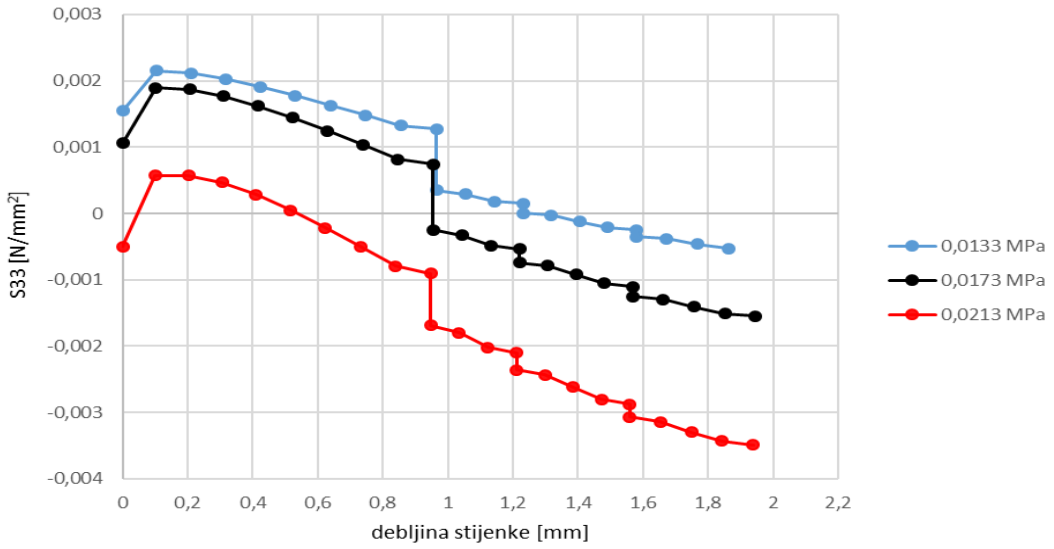
Slika 40. prikazuje usporedbu cirkularnog naprezanja σ_{22} [N/mm^2] po debljini stijenke.



Slika 40. Cirkularno naprezanje σ_{22} [N/mm^2] po debljini stijenke žile i plaka

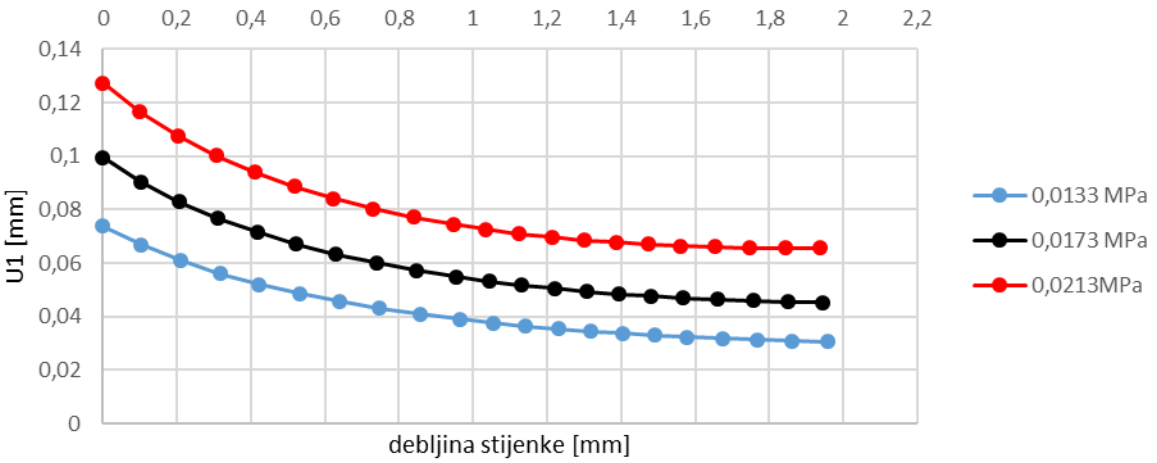
Vidljivo je skoro trostruko smanjenje maksimalnog cirkularnog naprezanja u odnosu na zdravi dio stijenke (Slika 36). Također je vidljiv skok na mjestu promjene materijala, odnosno na prijelazi sa stijenke na plak.

Slika 41. prikazuje aksijalno naprezanje σ_{33} [N/mm^2] po debljini stijenke. Opet se naprezanja znatno razlikuju od onih na zdravom dijelu stijenke. Bitno je uočiti da su naprezanja u stijenci pozitivna, međutim u plaku su negativna jer zbog geometrije plaka tlačno opterećen.



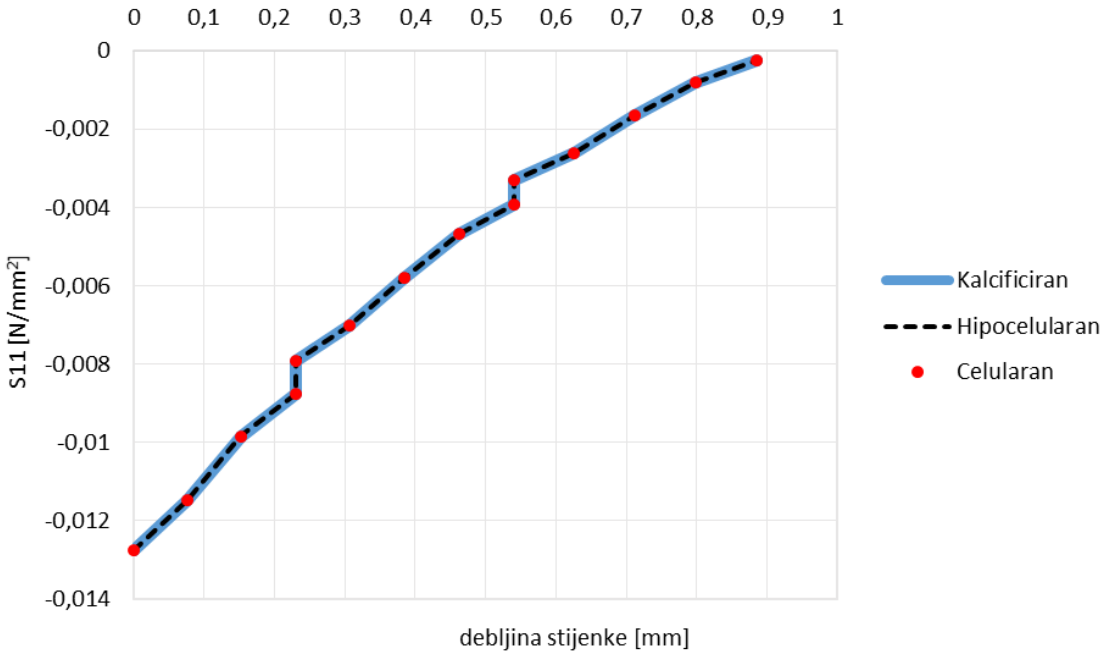
Slika 41. Aksijalno naprezanje σ_{33} [N/mm^2] po debljini stijenke žile i plaka

Slika 42. daje na pregled usporedbu pomaka U_1 [mm]. Veći pomaci postignuti su uslijed većeg tlaka.

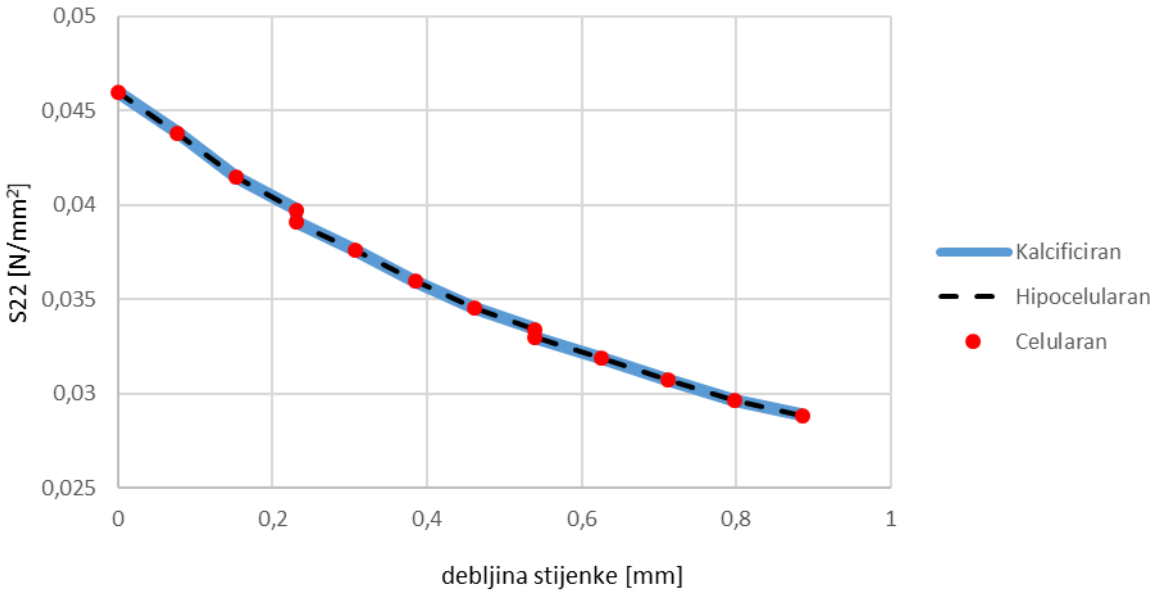


Slika 42. Pomak U_1 [mm] po debljini stijenke žile i plaka

Grafovi na slikama 43 - 50 prikazuju usporedbu naprezanja i pomaka različitih materijala plaka pod istim tlakom od 0,0133 MPa. Prema slikama 43. i 44. ne postoji razlika u radijalnim σ_{11} [N/mm^2] i cirkularnim σ_{22} [N/mm^2] naprezanjima daleko od plaka s obzirom na različite krutosti i materijal plaka.

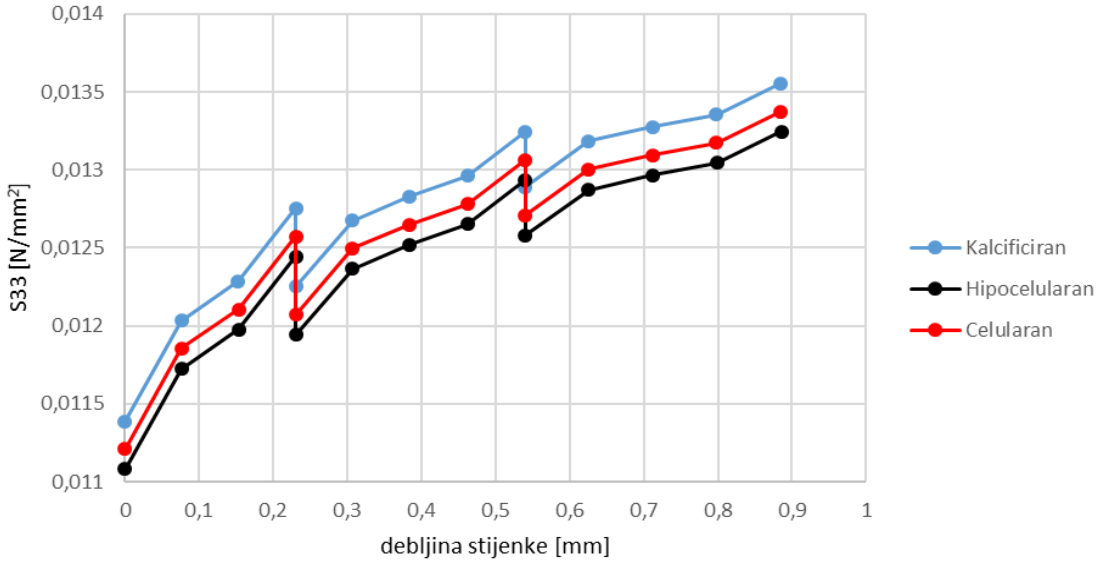


Slika 43. Radijalno naprezanje σ_{11} [N/mm^2] po debljini stijenke



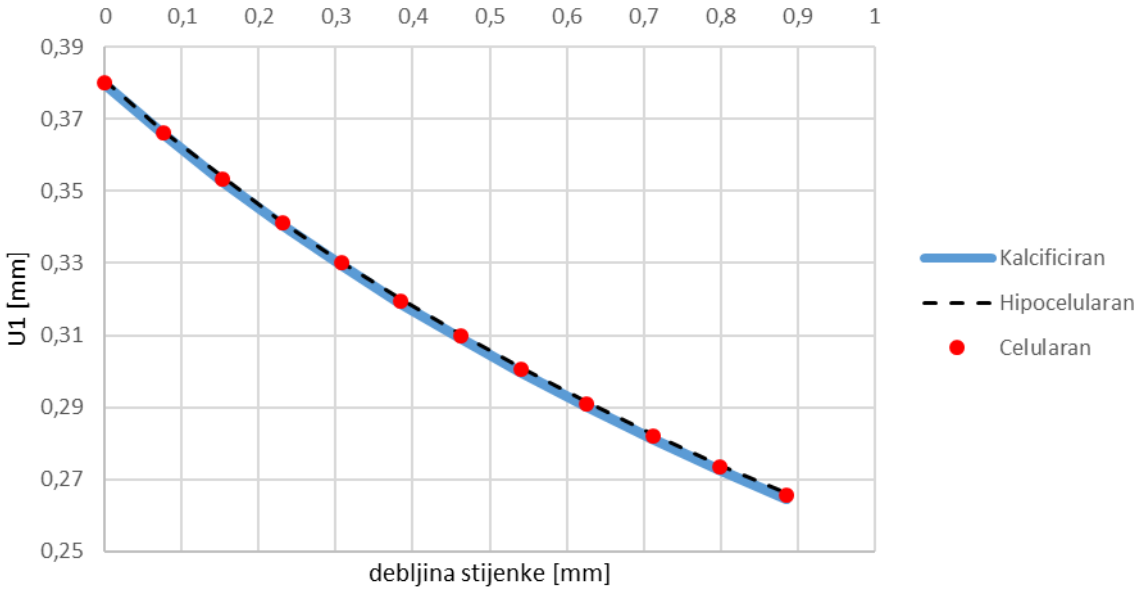
Slika 44. Cirkularno naprezanje σ_{22} [N/mm^2] po debljini stijenke

Nasuprot tome, daleko od plaka postoji utjecaj krutosti plaka na aksijalno naprezanje σ_{33} [N/mm^2] . Najveća aksijalna naprezanja po debljini stijenke daleko od plaka javljaju se u slučaju kalcificiranog, a najmanja hipocelularnog plaka. To je smisleno jer ujedno i kalcificiran plak ima najmanju krutost, a hipocelularan najveću.



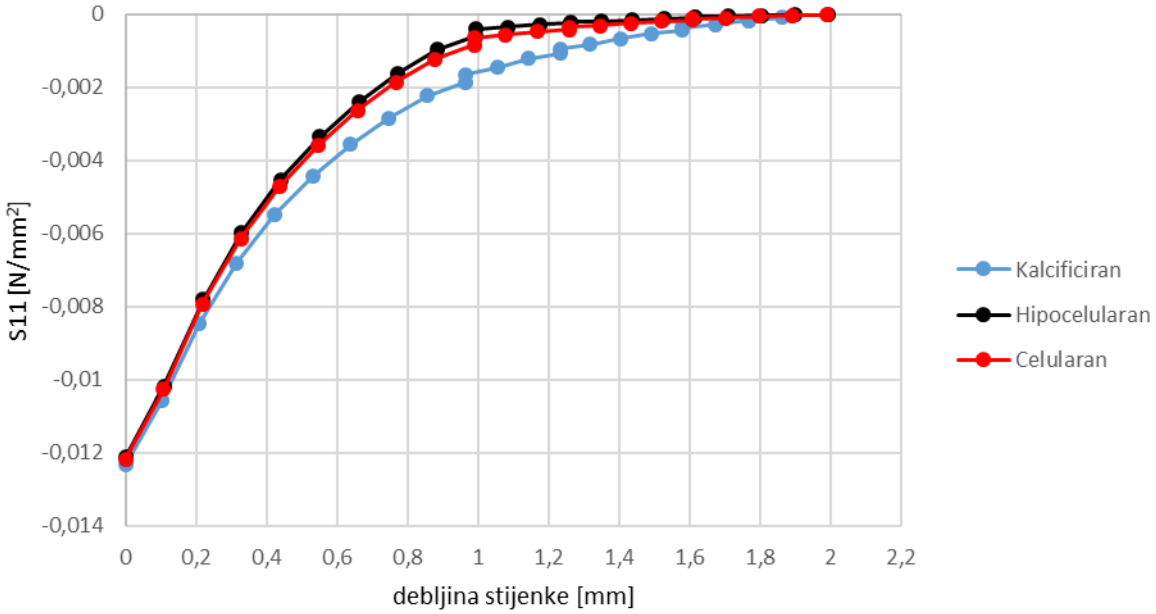
Slika 45. Aksijalno naprezanje σ_{33} [N/mm^2] po debljini stijenke

Prema slici 46. ne postoji značajna razlika u pomacima između žila s različitim krutostima plaka po debljini stijenke daleko od plaka.



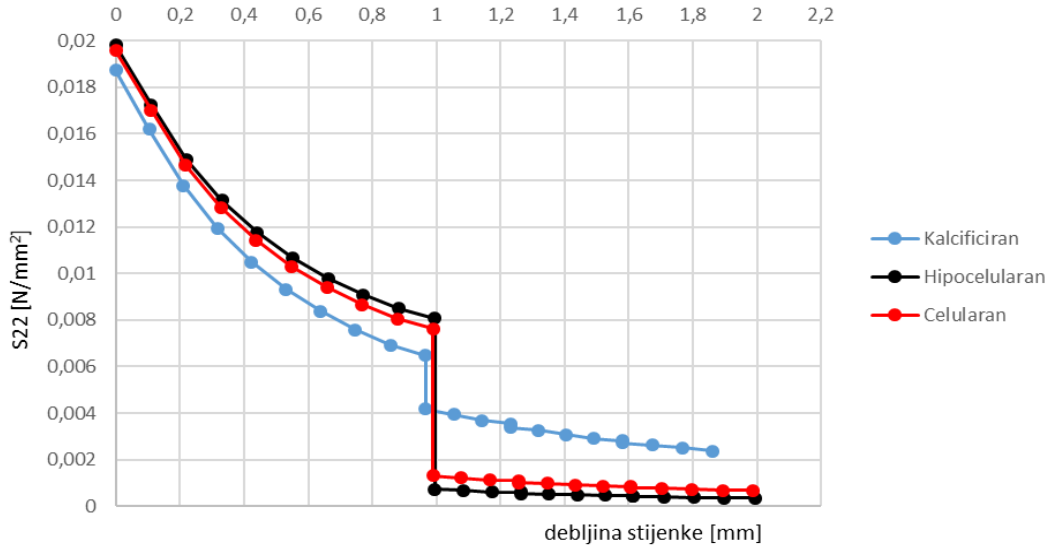
Slika 46. Pomak U_1 [mm] po debljini stijenke

Nadalje promatramo usporedbu naprezanja i pomaka s obzirom na različite krutosti i materijal plaka i to na području plaka. Slika 47. dokazuje formulaciju za debelostjenu cijev opterećenu unutarnjim tlakom, a to je da naprezanje mora biti $-p$ na unutarnjoj stijenci, a 0 na vanjskom obodu.

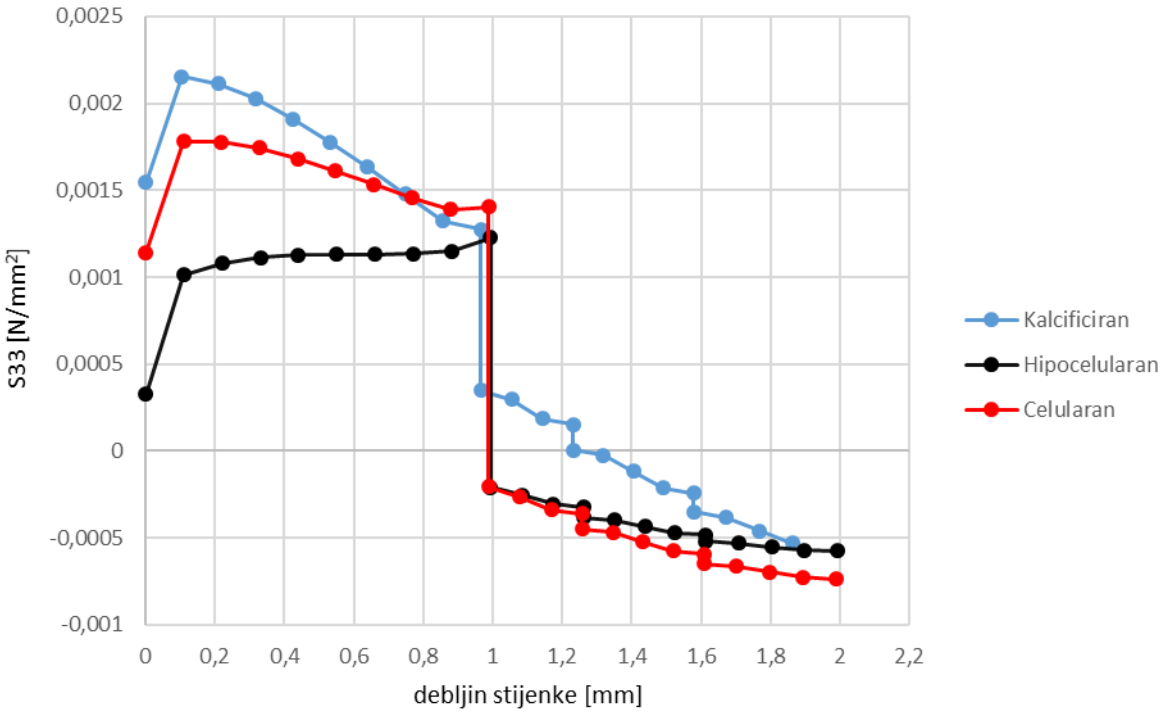


Slika 47. Radijalno naprezanje σ_{11} [N/mm^2] po debljini stijenke žile i plaka

Prema slici 48. kalcificiran plak ima najmanju promjenu u cirkularnom smjer, dok hipocelularan ima najveći raspon cirkularnog naprezanja.

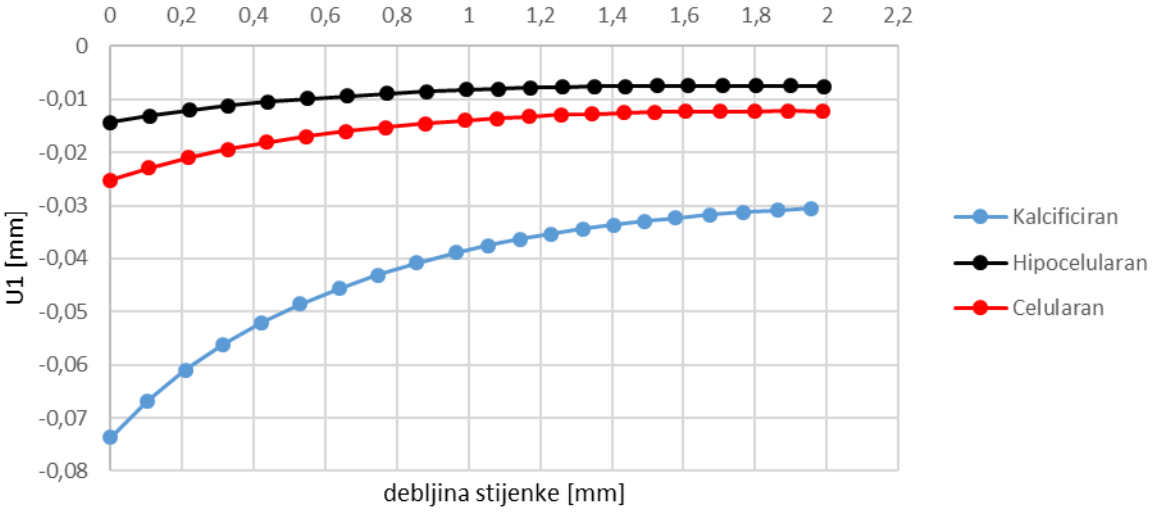


Slika 48. Cirkularno naprezanje σ_{22} [N/mm^2] po debljini stijenke žile i plaka



Slika 49. Aksijalno naprezanje σ_{33} [N/mm^2] po debljini stijenke žile i plaka

Prema slici 50. nema značajnih razlika u pomacima između različitih krutosti plaka.



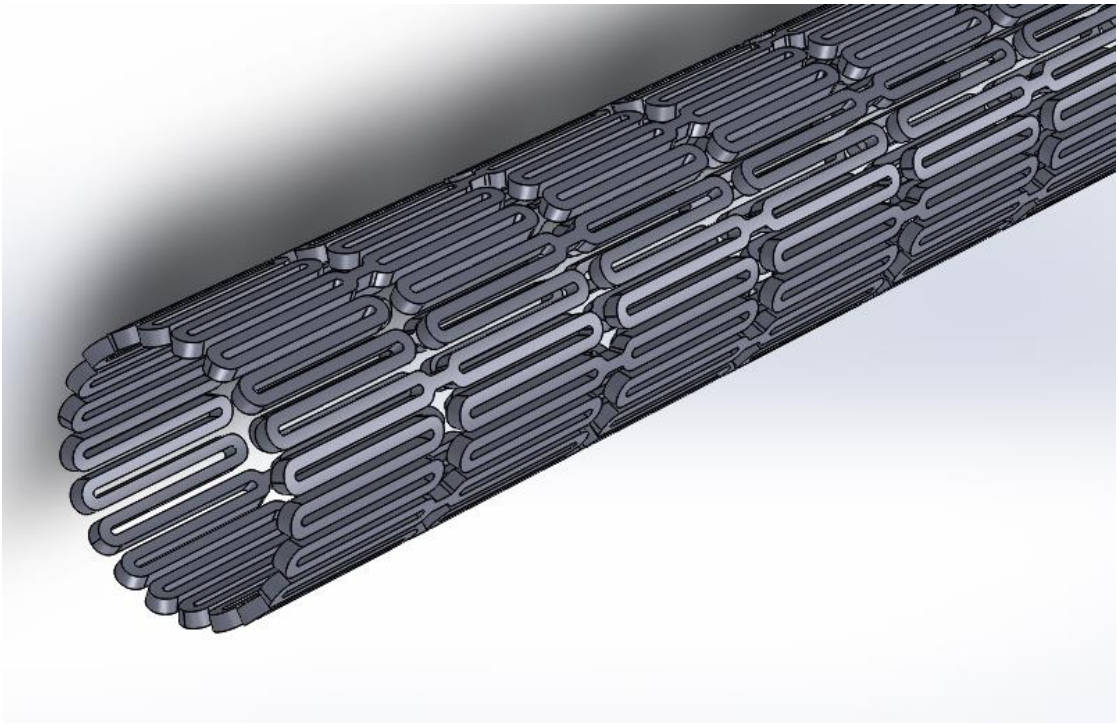
Slika 50. Pomak U_1 [mm] po debljini stijenke žile i plaka

Sa slika je vidljivo se naprezanja i pomaci daleko od plaka ne mijenjaju.

Međutim, naprezanja i pomaci na mjestu najveće stenoze su promijenjeni. Vidljivo je da plak preuzima dio naprezanja te se naprezanja u stijenci smanjuju. To uzrokuje i smanjene pomake, pa arterija ne ostaje potpuno ravna, nego ima smanjeni radijalni pomak na mjestu plaka.

4.3. Model stenta

Model korištenog stenta prije ubacivanja u *Abaqus* također je kreiran pomoću *SolidWorks Premium 2017 x 64* računalnog programa. S obzirom na to da geometrije stena komercijalnih stentova nisu javno dostupne, bilo je potrebno samostalno definirati geometriju stenta. Njegove osnovne dimenzije dane su Tablicom 7., a prikaz cijelog 3D modela stenta nalazi se na Slici 51.



Slika 51. 3D model stenta kreiran u programu *Solidworks*

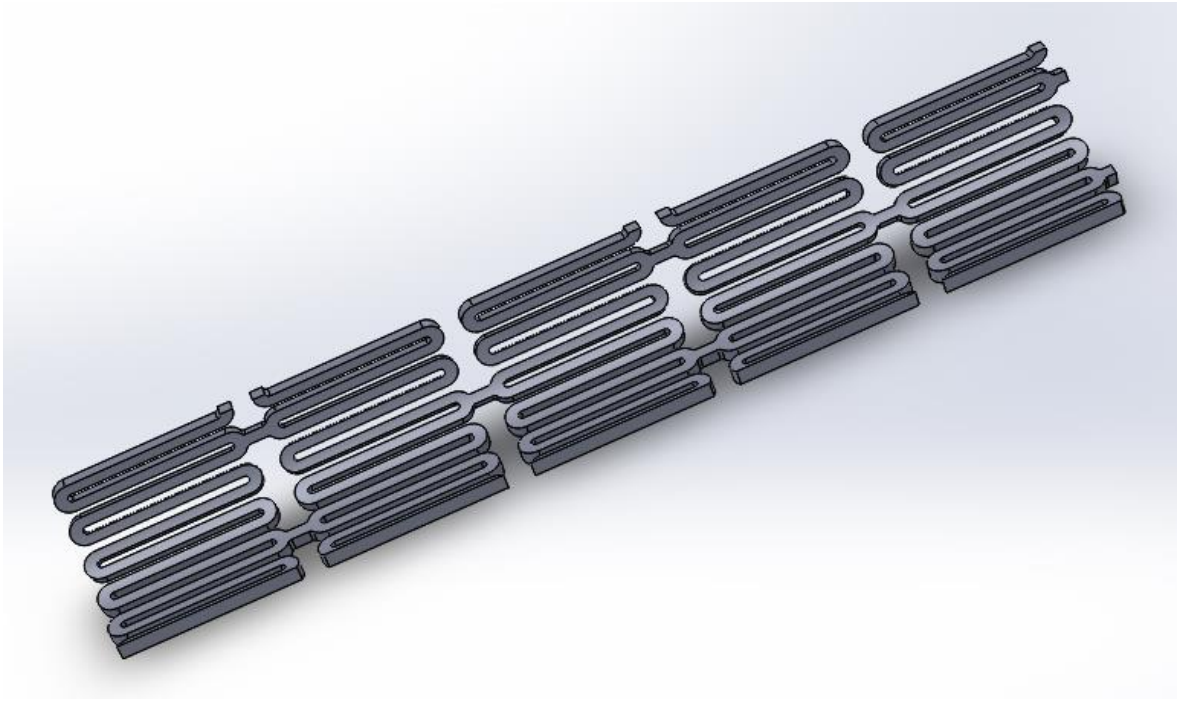
Prema Slici 51. i opisu geometrijskih izvedbi ćelija iz 3.2.1. poglavlja, kreiran karotidni stent pripada skupini otvorenih ćelijskih izvedbi s ciljem dobivanja veće fleksibilnosti stenta, većeg radijalnog pomaka i manje korištenog materijala.

Tablica 8. daje na pregled dimenzije modeliranog stenta u *Solidworks* paketu.

Tablica 8. Geometrijske karakteristike stenta [mm]

vanjski promjer - D_v	0,9575
unutarnji promjer - D_u	0,8475
debljina struta - s	0,11
duljina – L	15

Kao i ostali modeli, pomoću *Intersect* opcije u *Solidworks*-u lako je dobivena osmina modela stenta koji se kao takva koristila za analizu u numeričkim simulacijama. Osmina modela stenta, Slika 52., napravljena je preko *x*, *y* i *z* simetrije u Kartezijevom koordinatnom sustavu. Stent je modeliran geometrijom za koju se pretpostavlja da bi mu mogla omogućiti veliko radijalno širenje. Zbog toga napravljeni su profili u obliku slova U spojeni cirkularno u krug.



Slika 52. Prikaz osmine modela stenta

Nakon prebacivanja modela u *Abaqus/CAE* na modelu je izvršeno računalno ispravljanje geometrije pomoću *Geometry Edit - Recompute Geometry* funkcije.

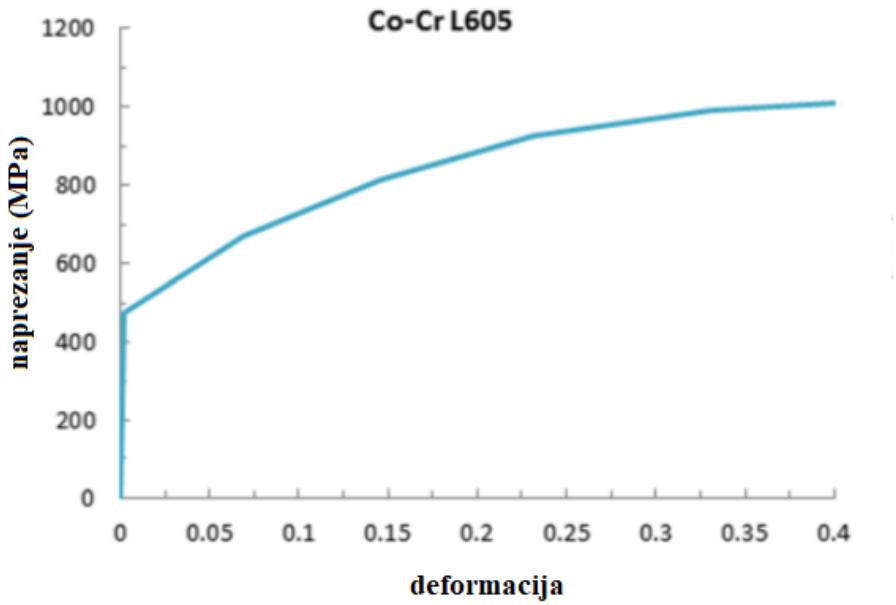
Kao što je spomenuto u poglavlju 3.1. korišten materijal stenta je legura Co-Cr L605. Ta legura najučestalije je korištena na tržištu, imaj veliku vlačnu čvrstoću, dobru otpornost na koroziju, otpornost na zamor i nemamagnetna je legura. Puni sastav Co - Cr L605 legure vidljiv je u Tablici 1.

U modulu *Property* zadano 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:

$$\varepsilon = \varepsilon_{el} + \varepsilon_{pl} . \tag{9}$$

Navedene vrijednosti priložene su u Tablici 8. Vrijednost granice tečenja, iznosi naprezanja i plastičnih deformacija iščitani su iz konvencionalnog dijagrama rastezanja za Co-Cr L605 leguru na Slici 53. pomoću računalnog programa *GetData Graph Digitizer*.



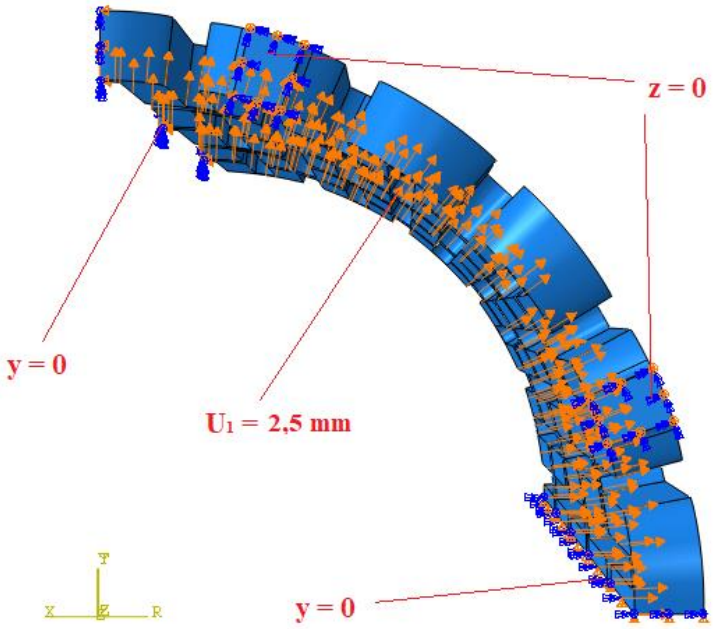
Slika 53. Dijagram ovisnosti naprezanje [MPa] i plastične deformacija [mm/mm] za materijal Co-Cr L605, [23]

Vidljivo iz dijagrama na Slici 53. granica tečenja legure nalazi se na 476 MPa, gdje je iznos plastične deformacije jednak nuli. Uz ostale iščitane točke za točnije opisivanje ponašanja materijala u plastičnom području, uključena je i zadnja točka na dijagramu koja označuje naprezanje kod kojeg dolazi do loma epruvete. To se zove konačno ili lomno naprezanje.

Tablica 9. Materijalne konstante Co-Cr L605 legure

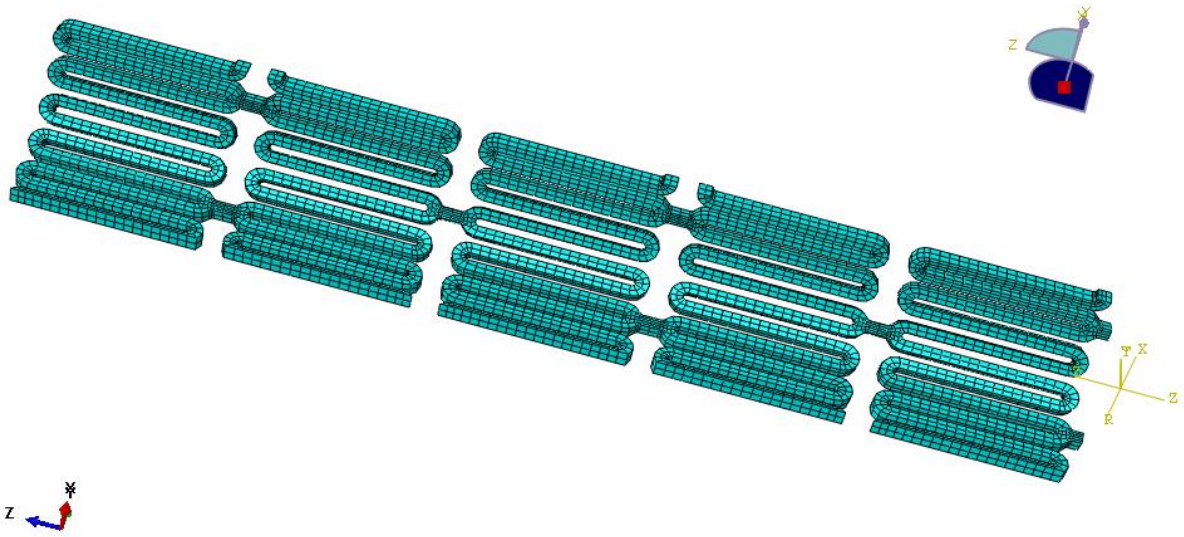
elastično ponašanje materijala	
E [N/mm^2]	243 000
N	0,3
plastično ponašanje materijala	
σ [N/mm^2]	ε_{pl} [mm/mm]
476	0
480	0,0048
492	0,0075
500	0,0110
508	0,0128
516	0,0163
529	0,0208
537	0,0235
545	0,0261
553	0,0288
622	0,0519
671	0,0688
724	0,099
785	0,1292
834	0,1603
879	0,1958
915	0,2233
940	0,2526
964	0,2890
980	0,3156
993	0,3386
1001	0,3608
1005	0,3795
1009	0,3999

U modulu *Load* postavljeni su rubni uvjeti simetrije i zadano opterećenje rubni uvjet radijalnog pomaka na unutarnjoj strani stent. To je odabrano kao zamjena modeliranje balona, koji širi stent. Poznato je da tijekom angioplastike balon napuše stent za 1-2 mm veće od najvećeg promjera koji će biti prekriven stentom [22]. Zbog korištenja rubnog uvjeta radijalnog pomaka, potrebno je koristiti cilindrični koordinatni sustav *R, θ, Z*. Kao i ostali modeli, i model stenta izrezan je na osminu modela (simetrija u odnosu na *θ* i *Z* koordinate osi) radi zadavanja točnijih rubnih uvjeta, smanjenja broja konačnih elemenata i lakšeg pregleda rezultata. Na površine prema Slici 54. postavljeni su rubni uvjeti simetrije u *θ* i *Z* smjeru, a na unutarnju površinu stenta zadan je uvjet radijalnog pomaka u iznosu od 2,5 mm.



Slika 54. Rubni uvjeti simetrije i rubni uvjet pomaka na stentu

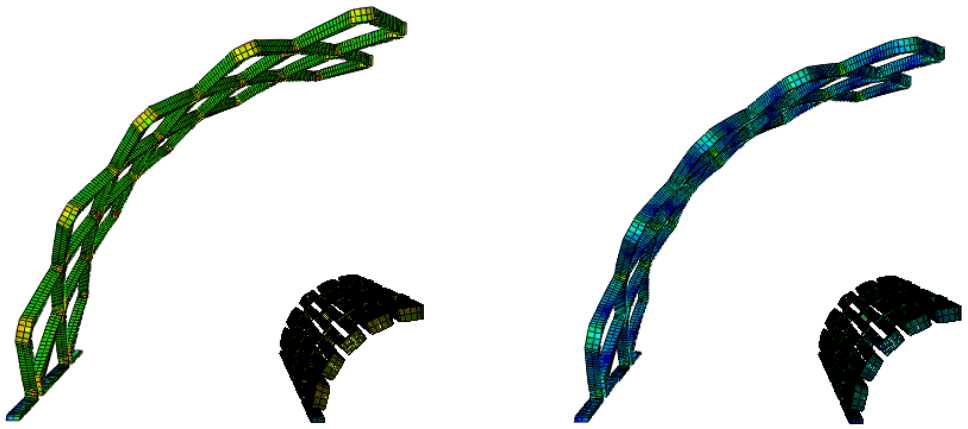
Za diskretizaciju modela u modulu *Mesh* korišteno je 5604 C3D8RH heksaedarskih konačnih elemenata s uključenom *Enchanced Hourglass control* funkcijom. Prema slici 16. to su trodimenzijski (3D) kontinuum naprezanje / pomak konačni elementi s 8 čvorova, hibridnom formulacijom, reduciranom integracijom i konstantnim tlakom. Korištena je *Sweep* i *Medial axis* tehnika zadavanja mreže.



Slika 55. Mreža konačnih elemenata na stentu

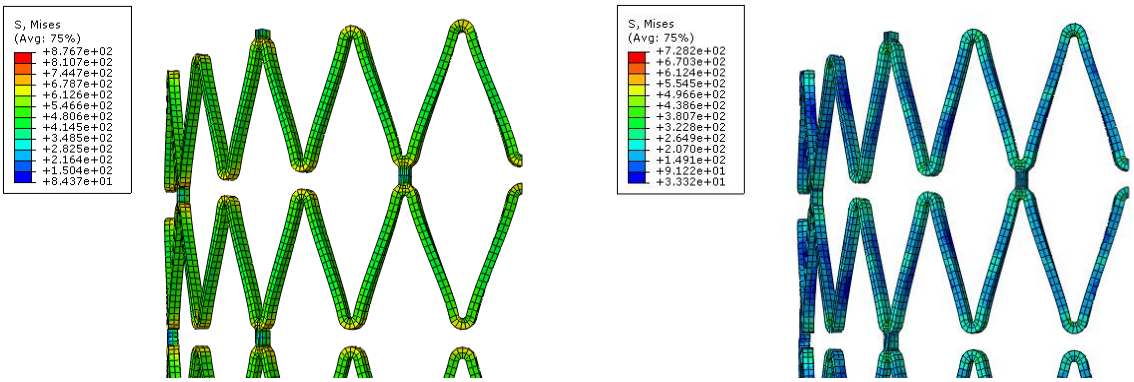
Numerička simulacija bila je podijeljena u dva *Step*-a u kojima se u prvom *Step*-u odvijalo radijalno širenje stenta rubnim uvjetom radijalnog pomaka od 2,5 mm. U drugom *Step*-u isključio se zadani rubni uvjet pomaka u svrhu promatranja ponašanja materijala nakon prestanka s opterećenjem. Vraćanje materijala prema početnom položaju rezultat je količine plastičnih deformacija stvorenih u materijalu tijekom njegovog opterećenja.

Sljedeća slika prikazuje prvi (lijevo) i drugi (desno) *Step* radijalnog širenja i skupljanja stenta. Svaka slika ima početno stanje u nedeformiranom stanju u svrhu usporedbe pomaka. Nakon rasterećenja, zbog utjecaja plastičnih deformacija, stent zadržava svoj oblik uz blago smanjenje polumjera od 0,2 mm.



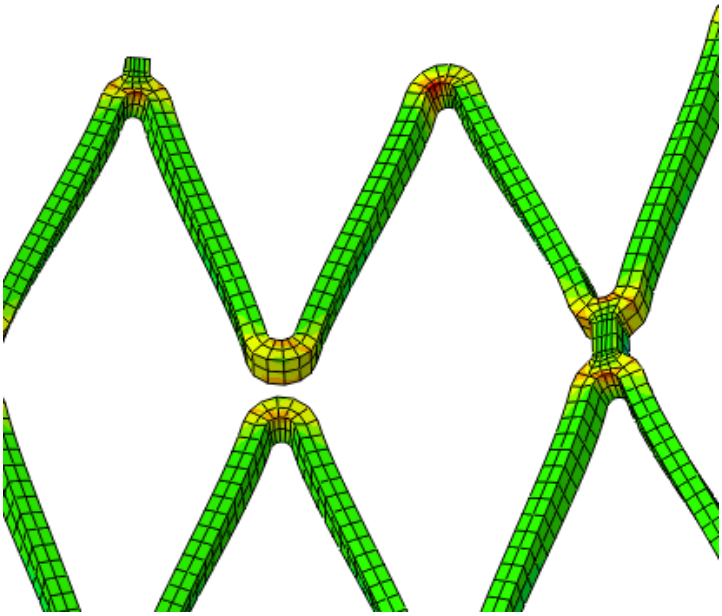
Slika 56. Usporedba nedeformiranog i deformiranog polumjera stenta prije i nakon rasterećenja

Slikom 57., istim principom kao i na prethodnoj slici, dani su i rezultati naprezanja nakon izvršene prve i druge *Step* analize. Prilikom rasterećenja dolazi do smanjenja naprezanja u leguri s maksimalnog iznosa od 876,7 MPa na 728,2 MPa.



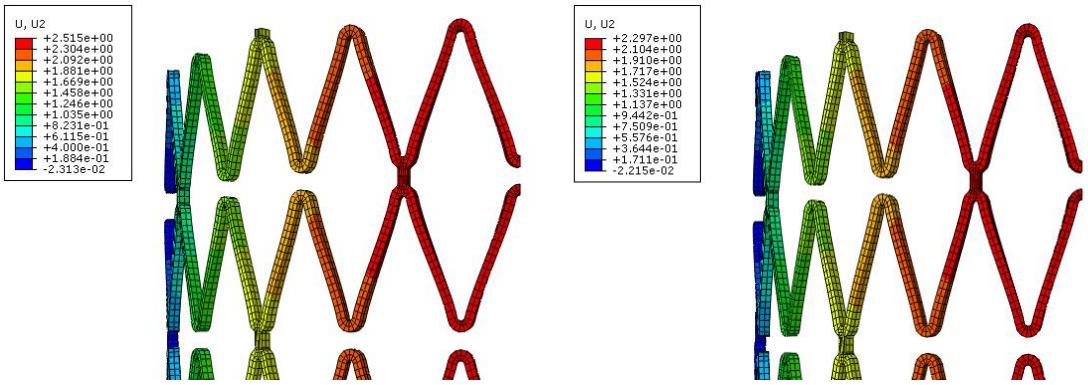
Slika 57. Usporedba naprezanja [N/mm^2] stenta prije i nakon rasterećenja

Kao što je i očekivano, najveća naprezanja pojavila su se na mjestima geometrije predviđenim za širenje, što pokazuje slika 58.



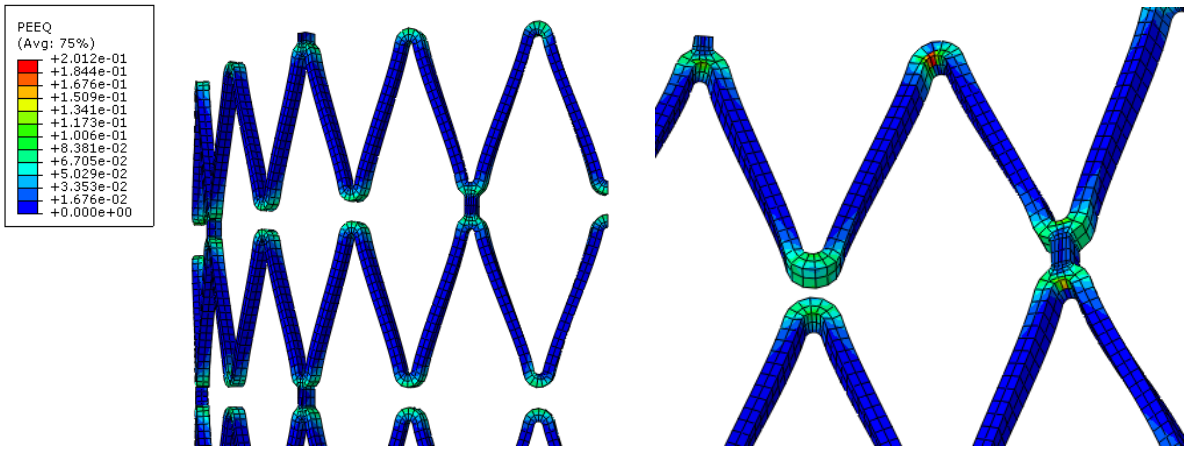
Slika 58. Mjesta najvećih naprezanja nastalih uslijed radijalnog širenja stenta

Ovom geometrijom ostvareni su i željeni radijalni pomaci od 2,5 mm, što prikazuje Slika 59. Takvim pomakom omogućeno je širenje lumena s plakom na promjer zdrave žile, pa je time i omogućen normalan optok krvi. Uslijed rasterećenja dolazi do smanjenja polumjera za oko 0,2 mm.



Slika 59. Usporedba pomaka [mm] prije i nakon rasterećenja

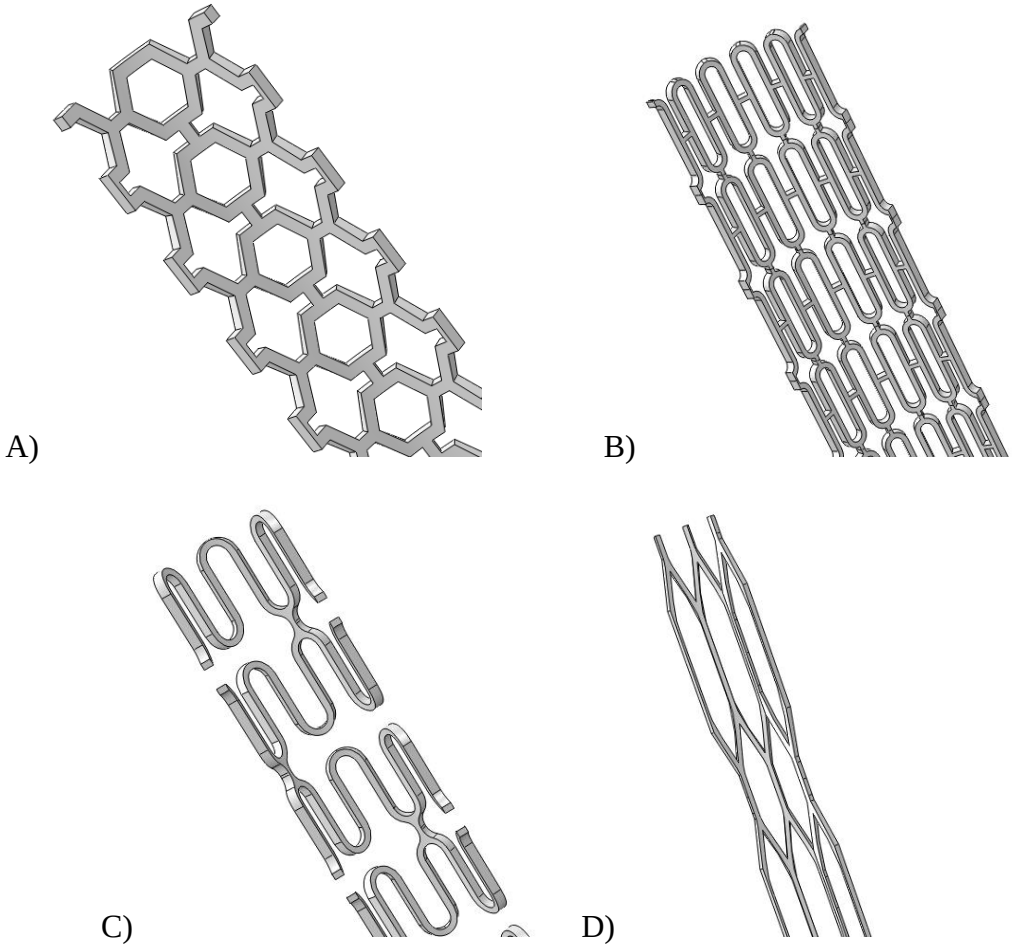
Uslijed naprezanja u materijalu javljaju se i plastične deformacije. Slika 60. desno prikazuje mjesta stvaranja najvećih plastičnih deformacija što je i očekivano s obzirom na to da su se na istim mjestima pojavila i najveća naprezanja u materijalu.



Slika 60. Veličine plastičnih deformacija u materijalu nakon radijalnog širenja stenta

Gore dani rezultati su na odabranoj geometriji stenta, odnosno na stentu koji će se ugraditi u aterosklerozu karotidnu arteriju. Međutim, proces odabira geometrije nije nimalo jednostavan. U nastavku dani su neki dodatni ispitani primjeri stenta koji zbog svoje krute geometrije nisu zadovoljavali rezultatima, jer maksimalni radijalni pomaci nisu mogli biti dovoljno veliki za rješavanje problema. Također, na tim primjerima vidljivo je da geometrijski oblik izvedene ćelije najviše utječe na mogućnost radijalnog pomaka stenta. Uz navedeno, numeričkim analizama utvrđeno je kako i debljina struta i razlika između zatvorene i otvorene izvedbe ćelije utječu na iznos radijalnih pomaka i naprezanja koji se javljaju u materijalu, pa s time na trenutak pucanja materijala.

Slika 61. prikazuje samo neke od numerički analiziranih geometrija stenta, koji svojim rezultatima nisu zadovoljavali rješenje problema ovog diplomskog zadatka. Provođenjem analiza postepeno se dolazilo do zaključaka i pronalaska najbolje geometrije. Primjerice, vidljivo je da stent na slici A ima najkruću geometriju, što je uzrokovalo i najlošijim rezultatima pomaka od samo 0,07 mm.

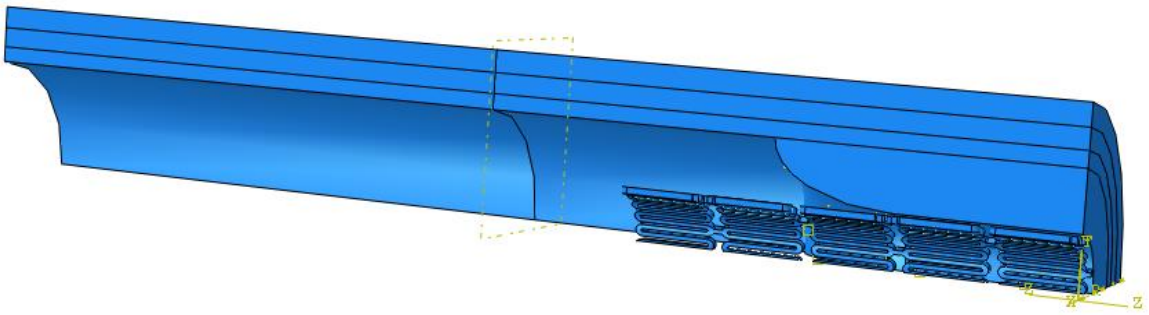


Slika 61. Kreirane i analizirane geometrije stenta

5. ANALIZE REZULTATA PROVEDENIH SIMULACIJA

Nakon analize svakog modela posebno, slijedi spajanje modela žile s plakom i modela stenta u *Assembly* u svrhu analize promjene naprezanja i pomaka nakon ugradnje stenta na unutarnju stijenku krvne žile. Vanjski promjer stenta manji je od unutarnjeg promjera plaka za 0,1 mm u nedeformiranom stanju.

Slika 62. prikazuje nedeformiranu geometriju modela u sklopu.

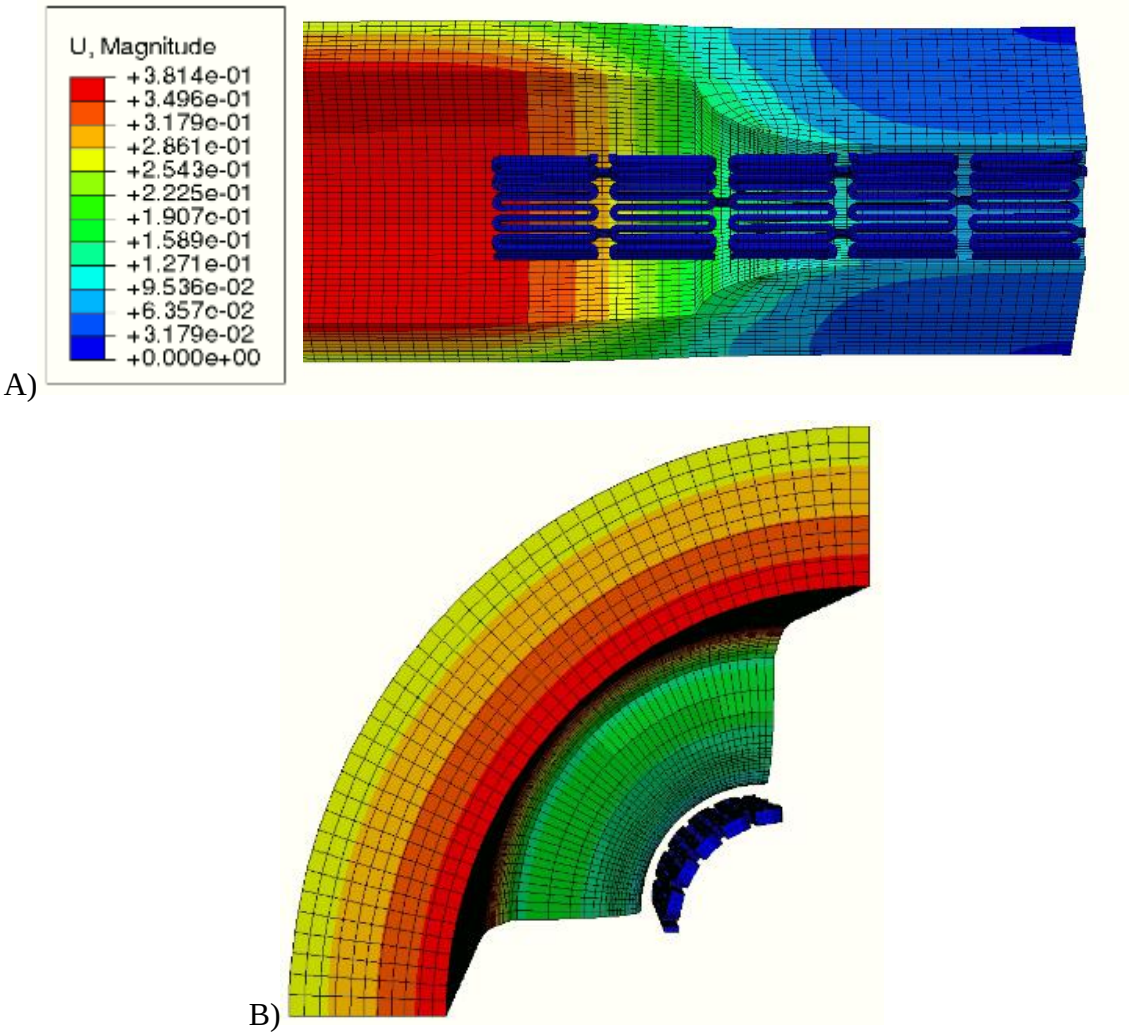


Slika 62. Sklopni model stenta i žile s plakom

U modulu *Interaction* definiran je kontakt između vanjske površine stenta i unutarnje površine žile i plaka. U okviru *Edit Contact Property* postavljeno je normalno i tangencijalno ponašanje kontakta, s koeficijentom trenja 0,25 kako bi se spriječilo klizanje stenta. Materijalni parametri, rubni uvjeti i korišteni konačni elementi jednaki su onima korištenim u zasebnim analizama svakog modela.

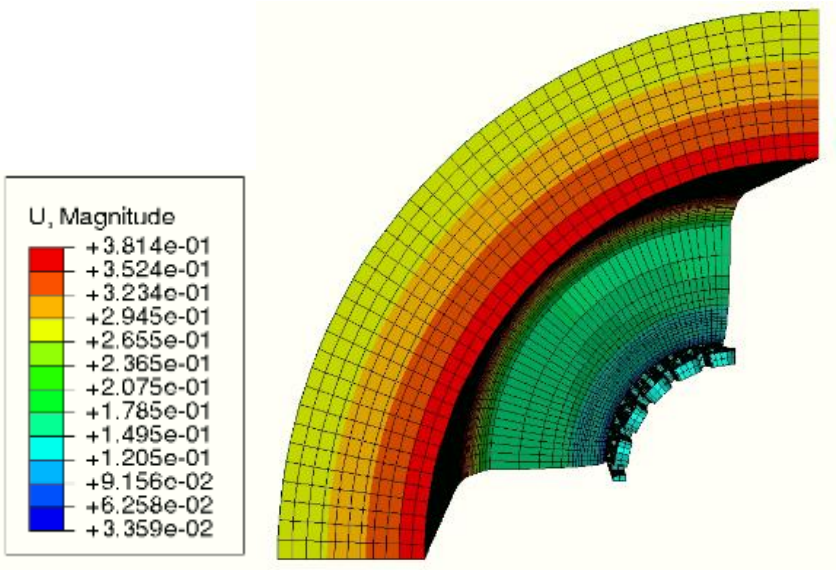
Mreža konačnih elemenata na žili s plakom progušćena je u sklopnom modelu u svrhu dobivanja točnijih rezultata, i to na 59356 konačnih elemenata. S obzirom na to da je problem izrazito nelinearan zbog hiperelastičnog materijala, velikih deformacija i kontakta, potrebno je koristiti velik broj konačnih elemenata i mali inkrement opterećenja, što problem čini računalno vrlo zahtjevnim.

Analiza modela podijeljena je na 3 *Step*-a. U prvom dolazi do napuhavanja krvne žile tlakom od 0,0133 MPa. Slika 63. odnosi se na 1. *Step*, inkrement broj 61 i *Step Time* 1,000. Ovakvo stanje krvne žile zapravo je *in vivo* stanje karotidne arterije. Legenda na slici vrijedi i za A i B dio slike.



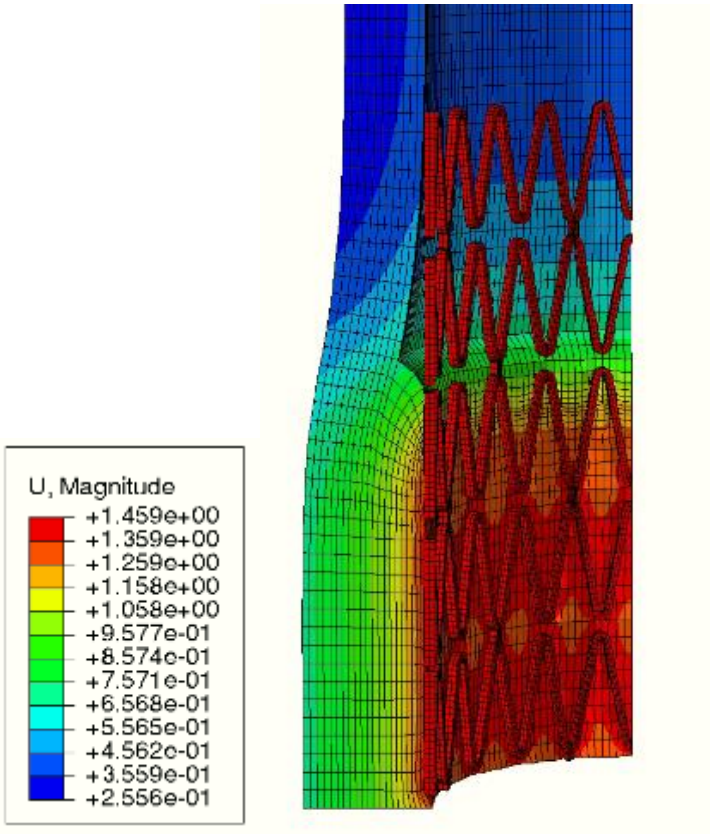
Slika 63. Prvi *Step* - proširenje žile krvnim tlakom u dva pogleda

Slikom 64. prikazan je inkrement 31. u *Step*-u 2 (*Step Time* 0,083127) gdje se postigao prvi kontakt između stenta i plaka. Nakon toga slijedi tlačenje plaka i postepeno vraćanje promjera lumena na onaj prije stvaranja plaka, odnosno zdravi.



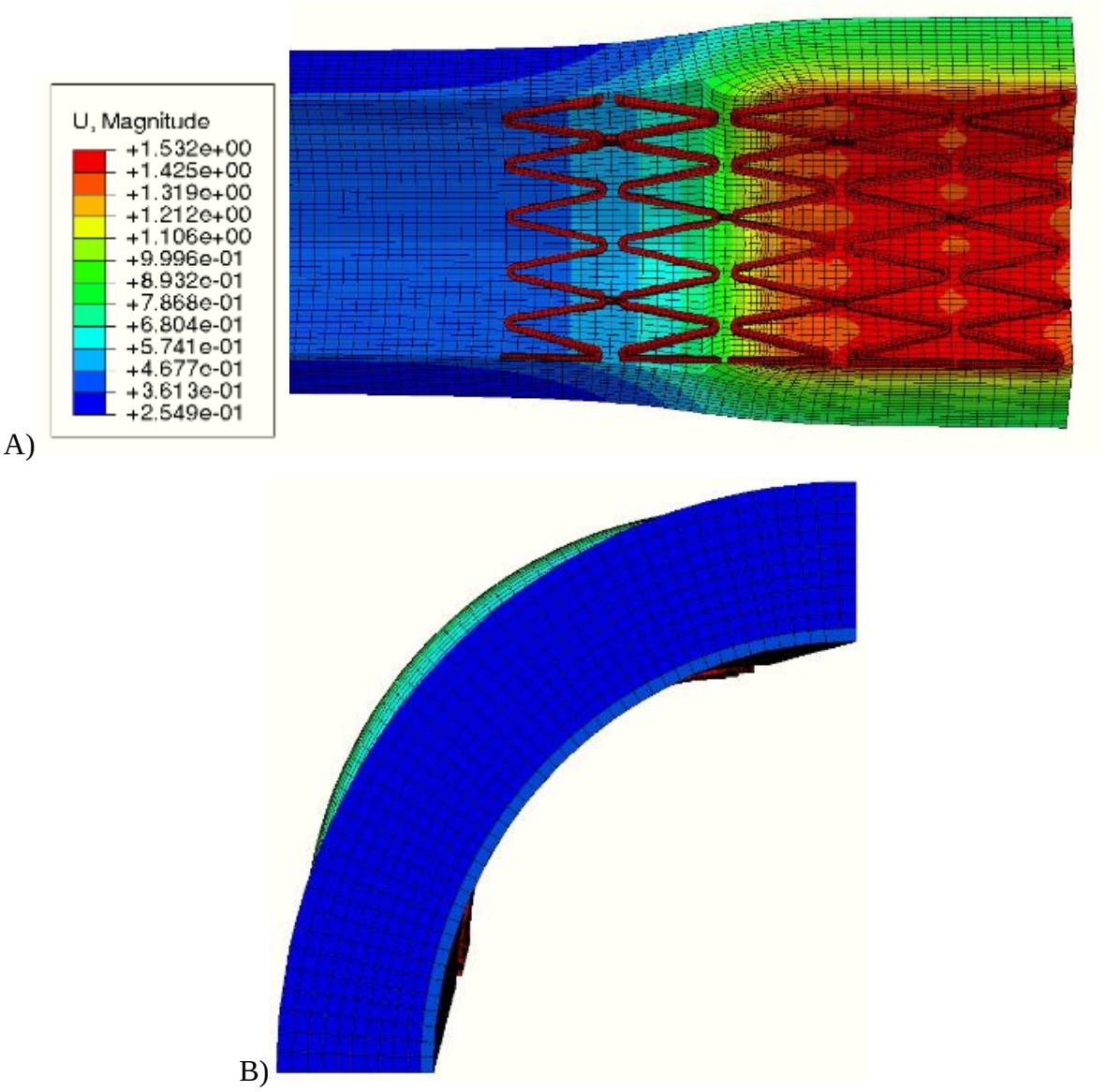
Slika 64. Dodir stenta s plakom

U *Step*-u 2 zanimljiv je i prvi kontakt između stenta i zdrave stijenke krvne žile. To se postiglo u 209. inkrementu, a *Step Time* je 0,9482 (Slika 65.). Stent uz stijenku krvne žile smanjuje turbulentnost strujanja krvi i nakupljanja krvnih stanica na neželjenim mjestima.



Slika 65. Dodir stenta i zdravog dijela krvne žile

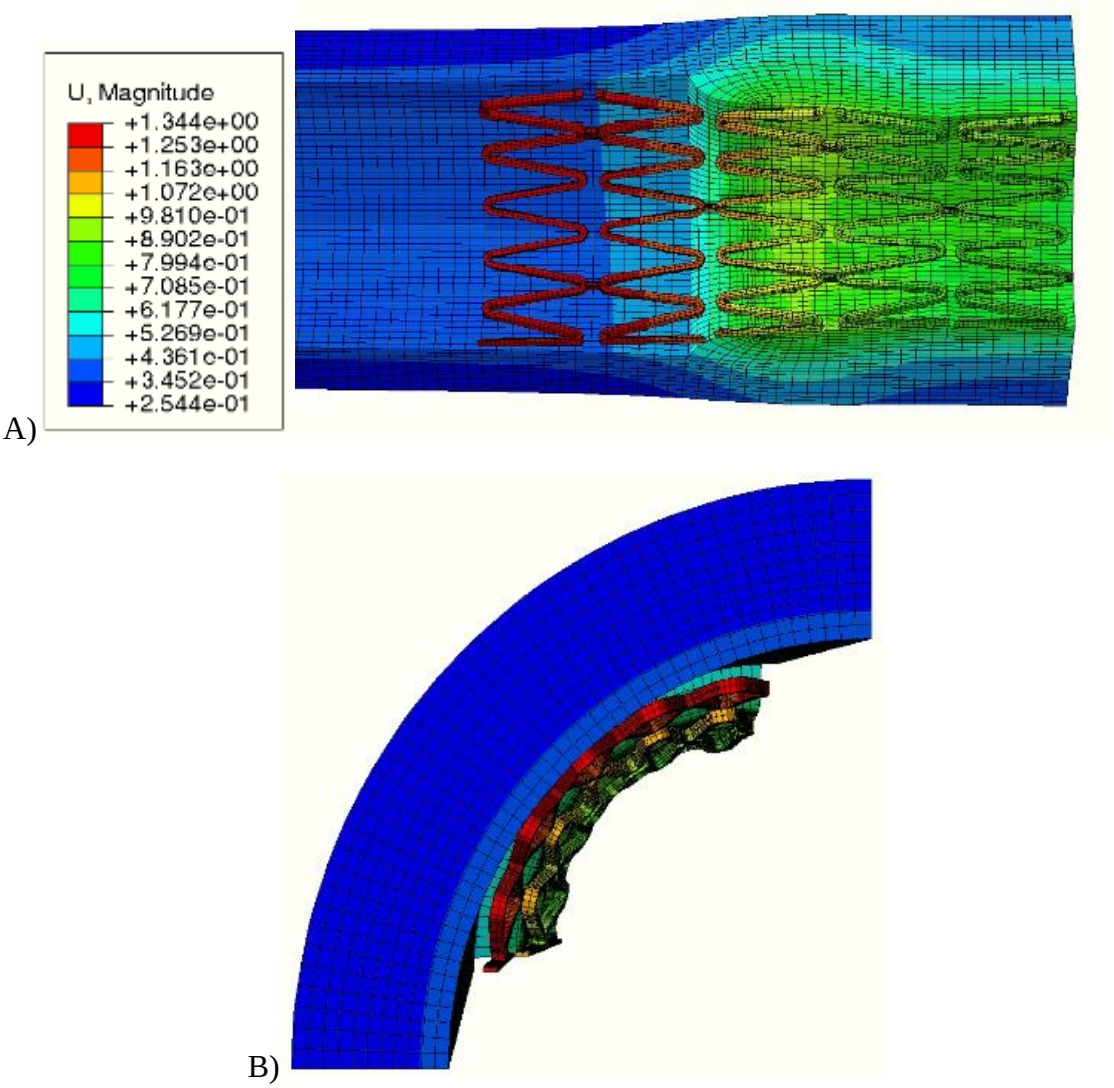
Rubni uvjet pomaka postavljen na unutarnju površinu stenta u vrijednosti od 1,5 mm rezultirao je proširivanjem stenta do zdrave stijenke žile i potpunog proširenja lumena krvne žile. Slika 66. prikazuje 220 inkrement 2. *Stepa*-a sa *Step Time*-om 1,000. Legenda na slici vrijedi i za A i za B dio slike.



Slika 66. Proširen poprečni presjek lumena maksimalnim pomakom stenta - prikaz u dva pogleda: A) iznutra, B) poprečni presjek (XY ravnina)

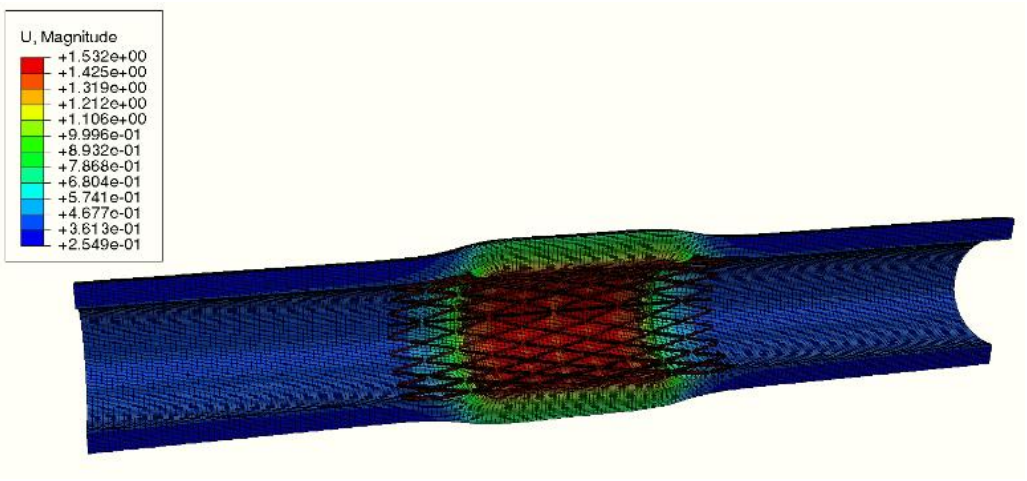
No na Slici 67. vidljivo je da rubni uvjet pomaka unutarnje površine stenta od 1,5 mm nije dovoljan, jer nakon rasterećenja stenta dolazi do vraćanja promjera stenta na iznos koji je manji od promjera stijenke zdrave žile. To bi izazvalo turbulentno strujanje krvi i nakupljanja krvnih stanica, što se mora izbjegavati.

Također, kao što je već napomenuto, stent se tijekom angioplastike mora proširiti za 1 - 2 mm više od promjera koji stent mora imati nakon rasterećenja, upravo zbog toga da ne dođe do prevelikog smanjenja promjera stenta nakon rasterećenja i turbulentnog strujanja krvi. Slika 67. prikazuje *Step Time* 1,000 *Step-a* 3, odnosno završenu računalnu simulaciju. Legenda sa slike vrijedi iz A i za B dio slike.

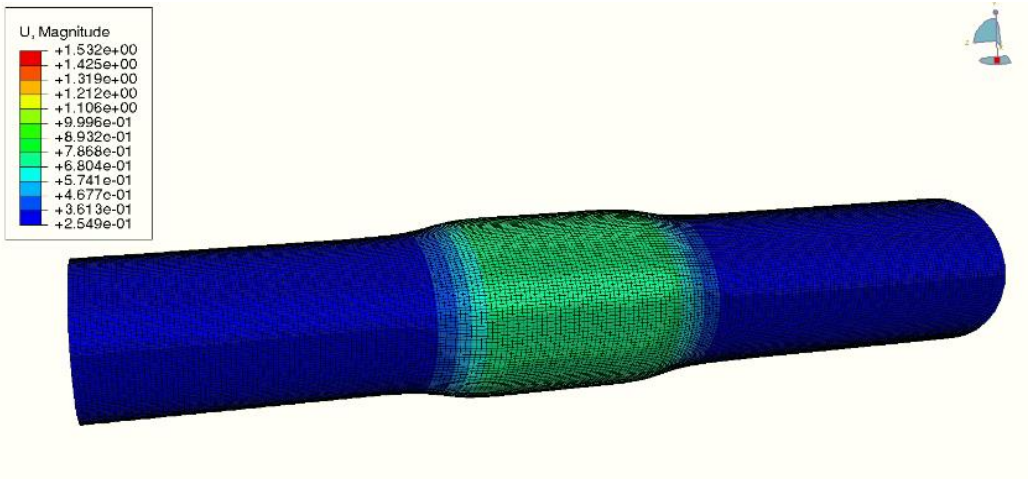


Slika 67. Treći *Step* - rasterećenje stenta u dva pogleda: A) iznutra, B) poprečni presjek (XY ravnina)

Slike 68. i 69. daju prikaz modela sličnom onom u stvarnosti, napravljenim pomoću *x*, *y* i *z* simetrije.



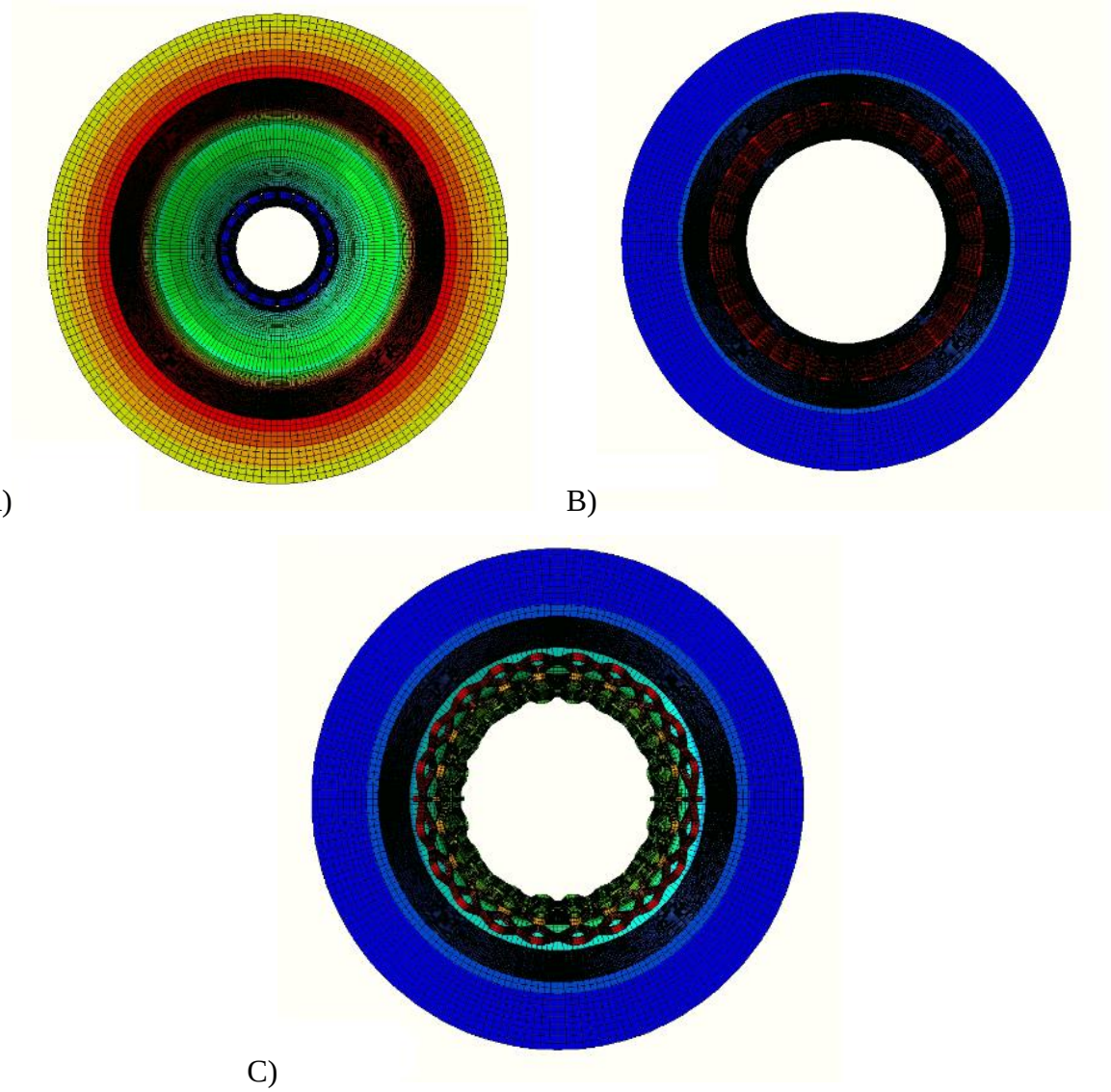
A)



B)

Slika 68. Prikaz cjelovitog modela: A) polovica s pogledom iznutra, B) cjeloviti model

Slika 69. Prikazuje usporedbu poprečnog presjeka lumena u tri *Step*-a. Slika 67A odnosi se na aterosklerozu žilu pod krvnim tlakom od 0,0133 MPa, slika 67B prikazuje povećanje lumena uslijed širenja stenta, a slika 67C stanje nakon rasterećenja stenta.

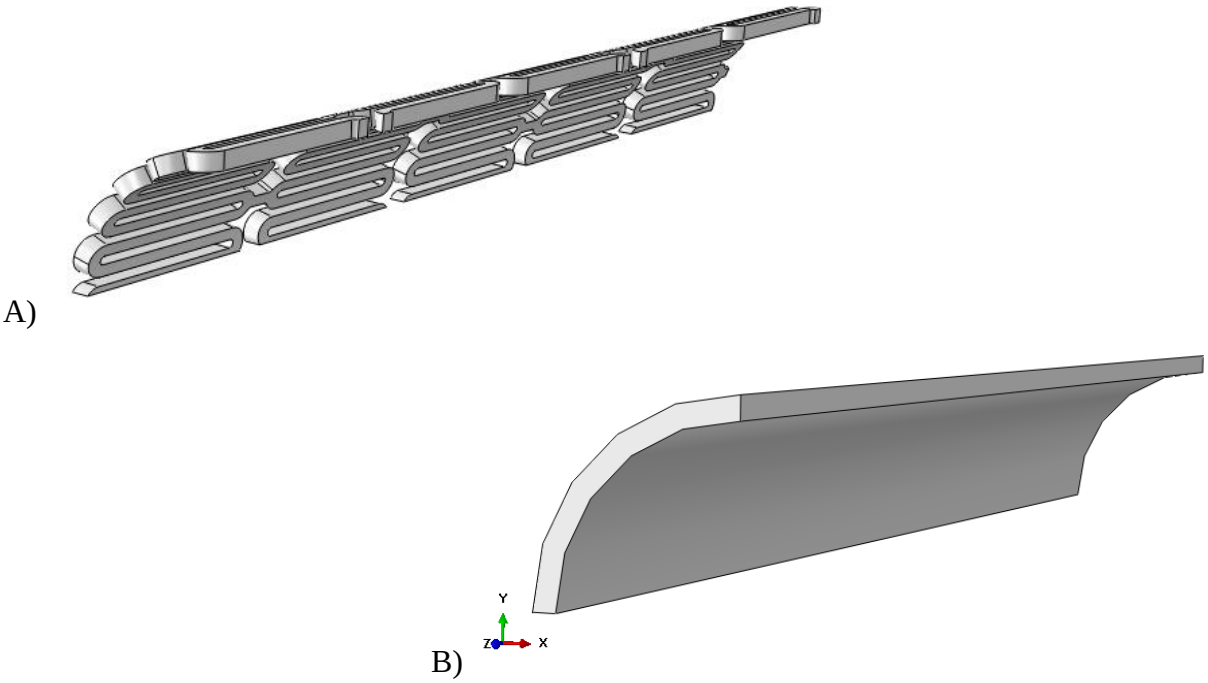


Slika 69. Širenje stijenke krvne žile (A), opterećenje (B) i rasterećenje stenta (C)

Zbog zahtjevnosti modela, usporedili smo rezultate naprezanja na stijenci žile na sklopu s pravim i pojednostavljenim modelom stenta.

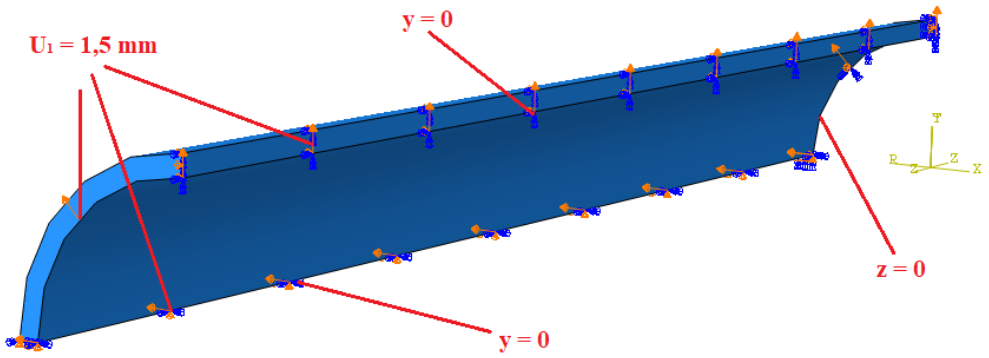
Najprije je bilo potrebno kreirati novi model stenta. Otvorenu ćelijsku izvedbu stenta zamijenili smo punim cilindrom vanjskog polumjera 0,96 mm, debljine 110 μm i dužine 7.5 mm. Za usporedbu ovih dimenzijom s pravom geometrijom stenta, Tablica 8. sadrži dimenzije pravog modela. Osim promijenjene geometrije, pojednostavljenom stentu zadan je izotropan, hiperelastičan materijal prema Neo-Hooke modelu, s hiperelastičnom materijalnom konstantom C_{10} jednakom 0,07 MPa. Izraz Neo-Hooke potencijalne energije deformiranja dan je formulacijom 2.

Slika 70. prikazuje usporedbu geometrije pravog i pojednostavljenog modela stenta, gdje je 70A stvarni, a 70B pojednostavljeni model.



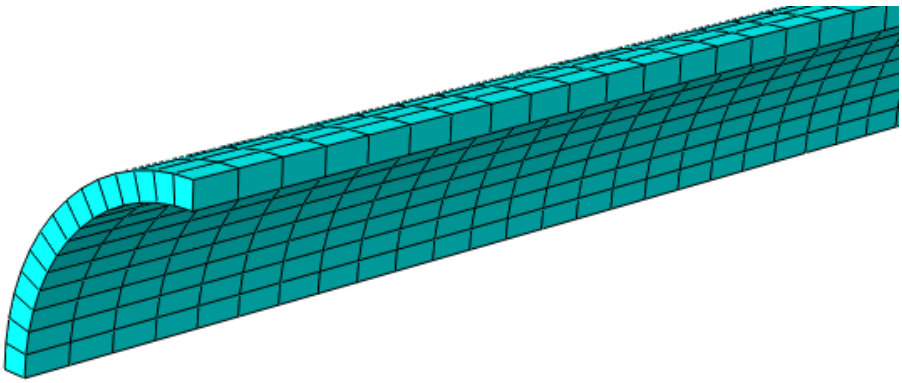
Slika 70. Usporedba geometrije modela stenta: A) pravi stent, B) pojednostavljeni model stenta

Rubni uvjeti na pojednostavljenom modelu jednaki su onom na pravom. Dakle, s obzirom na postavljen cilindričan koordinatni sustav, nametnuti su rubni uvjeti simetrije u θ i Z smjeru i uvjet radijalnog pomaka na unutarnju površinu stenta od 1,5 mm. Slika 71. prikazuje rubne uvjete na pojednostavljenom modelu stenta.



Slika 71. Rubni uvjeti pomaka i simetrije na cilindru

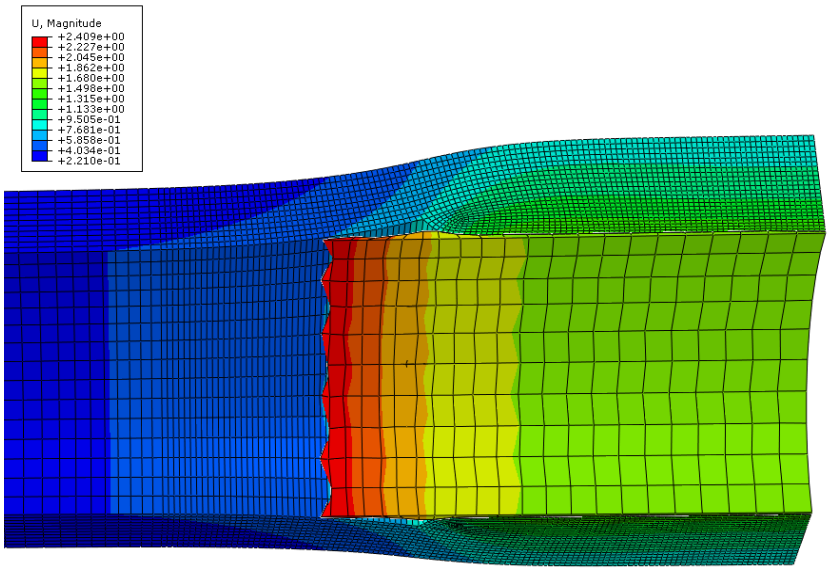
Također su i korišteni isti konačni elementi, C3D8HR s uključenom *Enchanced Hourglass control* opcijom, a model je diskretiziran s 570 konačnih elemenata. Mreža konačnih elemenata na cilindru prikazana je slikom 72.



Slika 72. Mreža konačnih elemenata na cilindru

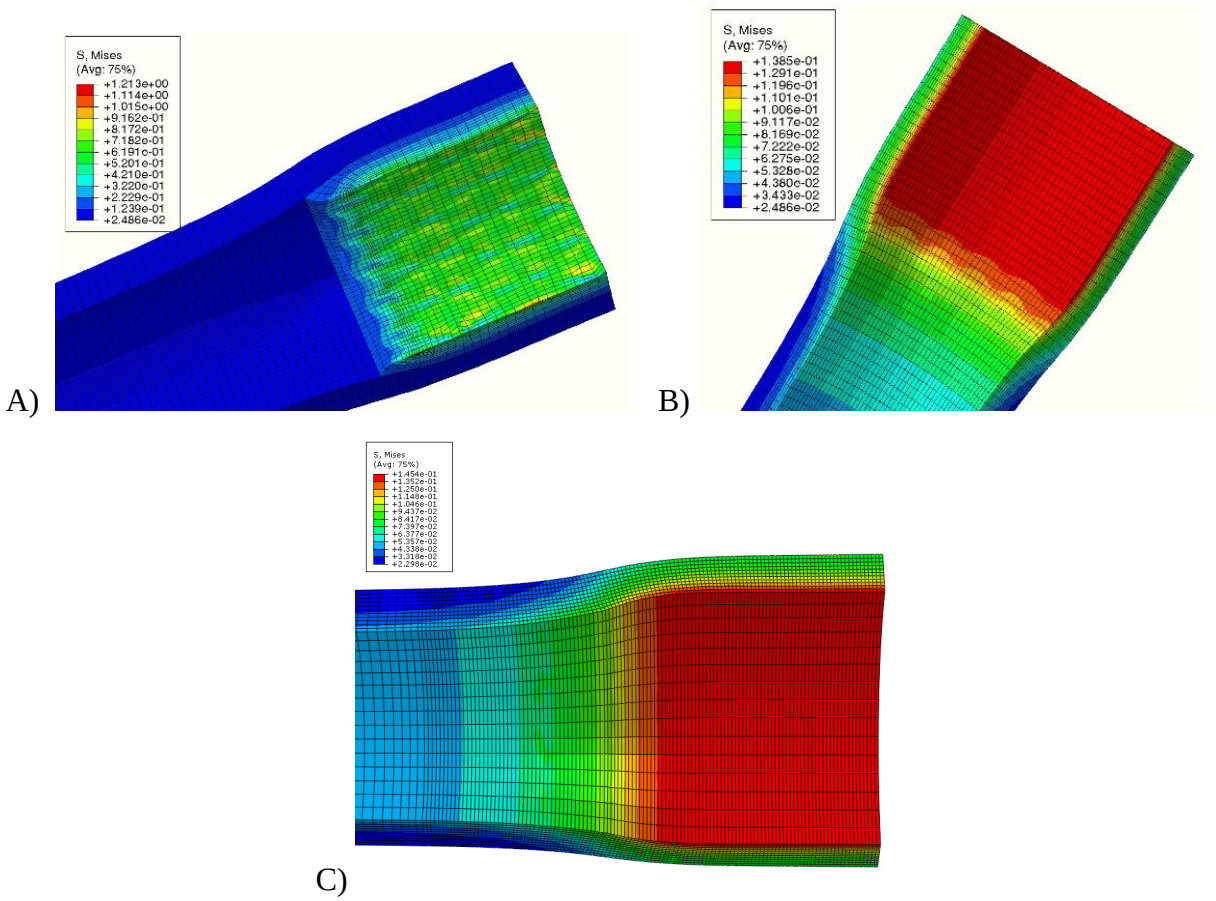
Razlika između izvedbi simulacija jest da je slučaj s cilindrom proveden bez rasterećenja cilindra, odnosno žila i plak su opterećeni krvnim tlakom, a na cilindar je nametnut uvjet radijalnog pomaka. Zbog toga se u Tablici 10. uspoređuju rezultati na kraju širenja pravog stenta (prije rasterećenja) s konačnim rezultatima simulacija s pojednostavljenim modelom stenta.

Slika 73. prikazuje pomake na modelu koji je uspoređivan s rezultatima stvarnog stenta u žili. Taj model ima istu debljinu i materijal plaka i veličinu krvnog tlaka na žili, pa je usporediv s pravim primjerom.



Slika 73. Pomaci [mm] na modelu žile s plakom i pojednostavljenim stentom

Slika 74. prikazuje usporedbu naprezanja na stijenci nakon ugradnje stenta. Slika 74A i B odnosi se na rezultate postignute stvarnim, a 74C na pojednostavljenim modelom stenta.



Slika 74. Usporedba naprezanja [N/mm^2] u žili nakon ugradnje stenta: A) sa stvarnim modelom stenta - žila i plak B) sa stvarnim modelom stenta - samo žila C) s pojednostavljenim modelom stenta

Vrijednosti u Tablici 10. odnose se na čvor u kojem je iščitana maksimalna vrijednost S, Mises naprezanja u stijenci krvne žile nakon ugradnje pojednostavljenog modela. Greška u naprezanjima u stijenci arterije uslijed pojednostavljenja geometrije stenta iznosi oko 5%, kao što se vidi iz Tablice 10, što se može smatrati prihvatljivim. Također, možemo vidjeti da pojednostavljeni stent precjenjuje naprezanja, što ide na stranu sigurnosti. Možemo zaključiti da se pojednostavljeni stent može koristiti za analizu utjecaja raznih parametara na naprezanja, a time i vjerojatnost restenoze.

Tablica 10. Usporedba veličina na sklopu žile sa stentom i s pojednostavljenim modelom

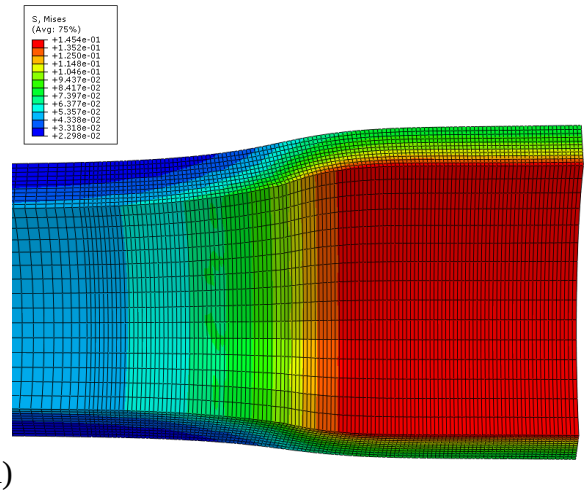
Promatrana veličina	Stijenka krvne žile i plak opterećen stentom	Stijenka krvne žile i plak opterećen cilindrom	Razlika naprezanja / vrijednost za stvarni stent [%]
S, Mises [N/mm^2]	0,1385688	0,145327	4,8771
σ_{22} [N/mm^2]	0,1276570	0,133322	4,4377
U [mm]	1,027425	1,085106	5,6141

Uspoređeni rezultati bili su dovoljno slični da dalje nastavimo analize i usporedbe s manje zahtjevnim modelom, stoga je dalje u analizama korištena pojednostavljena geometrija stenta.

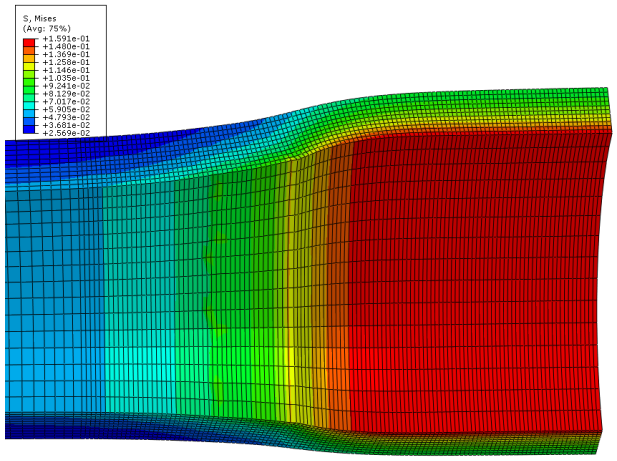
Plak se sastoji od masnih stanica, kolesterola, kalcija i stanica iz krvi. U njemu nema kolegena, elastina i mišićnih stanica koji reagiraju na povećanje naprezanja povećanom proizvodnjom izvanstaničnog matriksa, u cilju smanjena naprezanja na normalnu, homeostatsku vrijednost. U ovom slučaju bi poveća proizvodnja kolagena uzrokovala nastanak neointime i pojavu restenoze. Te stanice nazale se u stijenci krvne žile. Zato smatramo da je vjerojatnost pojave restenoze povezana s povećanim naprezanjima u stijenci arterije, a ne u ateroskerozno plaku, pa zato proučavamo i uspoređujemo naprezanja na žili. Usprkos tome što se koristi pojednostavljeni model stenta, trebao bi moći definirati ključne parametre za povećanje naprezanja u stijenci, kao i one koji se mogu zanemariti. Nakon što se dobiju preliminarni rezultati, mogu se provesti daljnje analize s uklonjenim ograničenjima ovog modela, npr. točniji materijalni model (anizotropno ponašanje, uzimanje predistezanja u obzir, eksponencijalna funkcija potencijale energije) ili točnija geometrija stenta.
Sljedeća poglavlja bave se usporedbom naprezanja u stijenci krvne žile s obzirom na različite vrijednosti krvnog tlaka, materijala i debljine plaka. Kako bi se osiguralo da se naprezanja odnose na stijenku krvne žile, korištena je opcija *Remove Selected - Sections* i uklonjen plak prije traženja maksimalne vrijednosti naprezanja.

5.1. Usporedba prema krutosti plaka

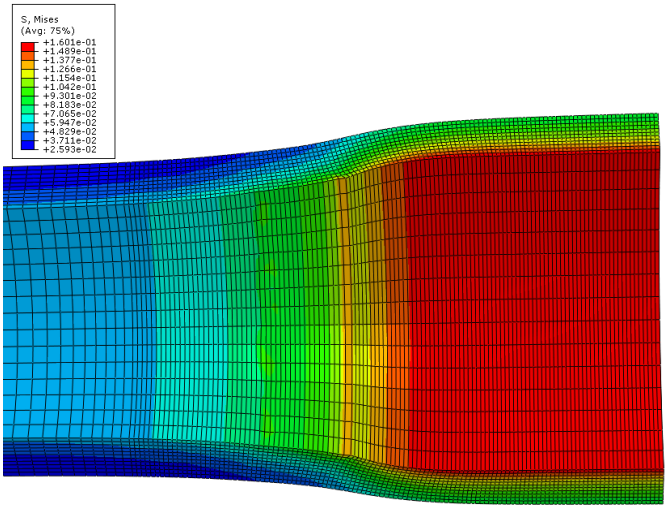
Prva usporedba odnosi se na vrijednosti S, Mises i σ_{22} naprezanja [N/mm^2] s obzirom na različite krutosti plaka, što je dano Tablicama 11. i 12. Rezultati se odnose na naprezanja isključivo u području stijenke krvne žile. Također, rezultati se odnose na sklop s pojednostavljenim modelom stenta. I u ovom slučaju, krvna žila prethodno je opterećena krvnim tlakom. Nakon što se pronašla točka maksimalnog naprezanja na stijenci krvne žile nakon ugradnje stenta, u istoj točci iščitalo se naprezanje na modelu opterećenja zdrave krvne žile, opisane u poglavlju 4.1. Na slici 75. prikazana je samo stijenka krvne žile i naprezanja za sva tri slučaja plaka. Naprezanje za najkrući plak je najveće (hipocelularni), a za najmekši najmanje (kalcificirani). Sve maksimalne vrijednosti nalaze se na unutarnjoj stijenci krvne žile, tamo gdje se nastavlja plak.



A)



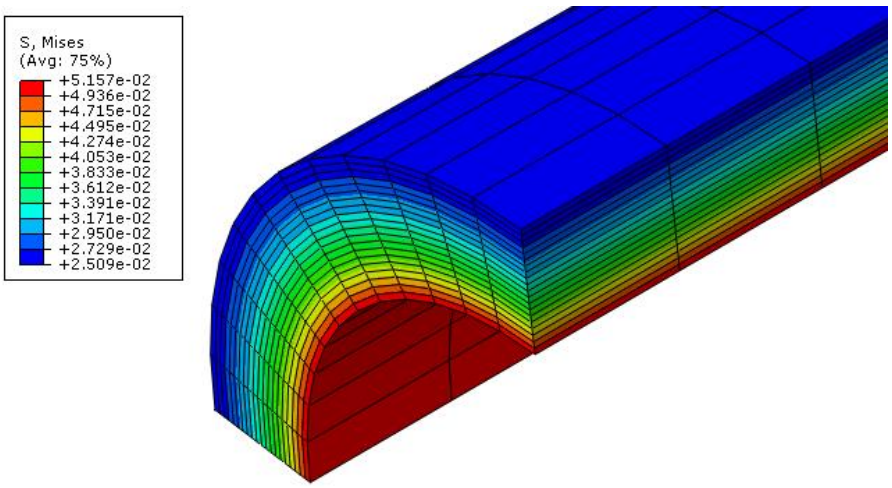
B)



C)

Slika 75. S, Mises [N/mm^2] za slučaj kalcificiranog (A), celularnog (B) i hipocelularnog (C) materijala plaka

Slika 76. prikazuje naprezanja u stijenci krvne žile. Maksimalno naprezanje odnosi se na unutarnju stijenku, bez obzir na čvor. Zato je u svim tablicama to korištena kao maksimalna vrijednost S, Mises naprezanja.



Slika 76. S, Mises [N/mm^2] naprezanja u zdravoj stijenci krvne žile

Tablica 11. prikazuje da s povećanjem krutosti plaka naprezanja u materijalu postaju veća. Kada postoji veća razlika u naprezanju između zdrave i bolesne stijenke, veća je mogućnost za pojavu restenoze nakon ugradnje stenta. Također, prema tablici povećanje krutosti plaka tek neznatno povećava naprezanje u stijenci. Uzimajući u obzir da se može očekivati da bi nakon uklanjanja balona koji širi stent povratna sila na stent bila veća, odnosno da bi se naprezanje u stijenci još smanjilo, moguće da bi se ova razlika bila još i manja.

Tablica 11. Usporedba S, Mises naprezanja [N/mm^2] prema krutosti plaka

Materijal plaka	Krutost plaka C_{10} [N/mm^2]	S, Mises,$_{max}$ [N/mm^2]	S, Mises [N/mm^2] - zdrava žila	Razlika naprezanja [N/mm^2]	Razlika naprezanja / vrijednost u zdravoj
Kalcificirani plak	0,057	0,145327	0,051568	0,093759	1,818162
Celularni plak	0,172	0,159118	0,051568	0,10755	2,085596
Hipocelularni plak	0,309	0,160094	0,051568	0,108526	2,104522

Prema Tablici 12., najveća cirkularna naprezanja su uzrokovana celularnim plakom srednje krutosti. I dalje kalcificirani plak na žili ima najmanja naprezanja i vjerojatnost pojave restenoze. Međutim, razlike su zanemarive, posebno između celularnog i hipocelularnog plaka, usprkos značajnoj razlici u materijalnom parametru.

Tablica 12. Usporedba σ_{22} naprezanja [N/mm^2] prema krutosti plaka

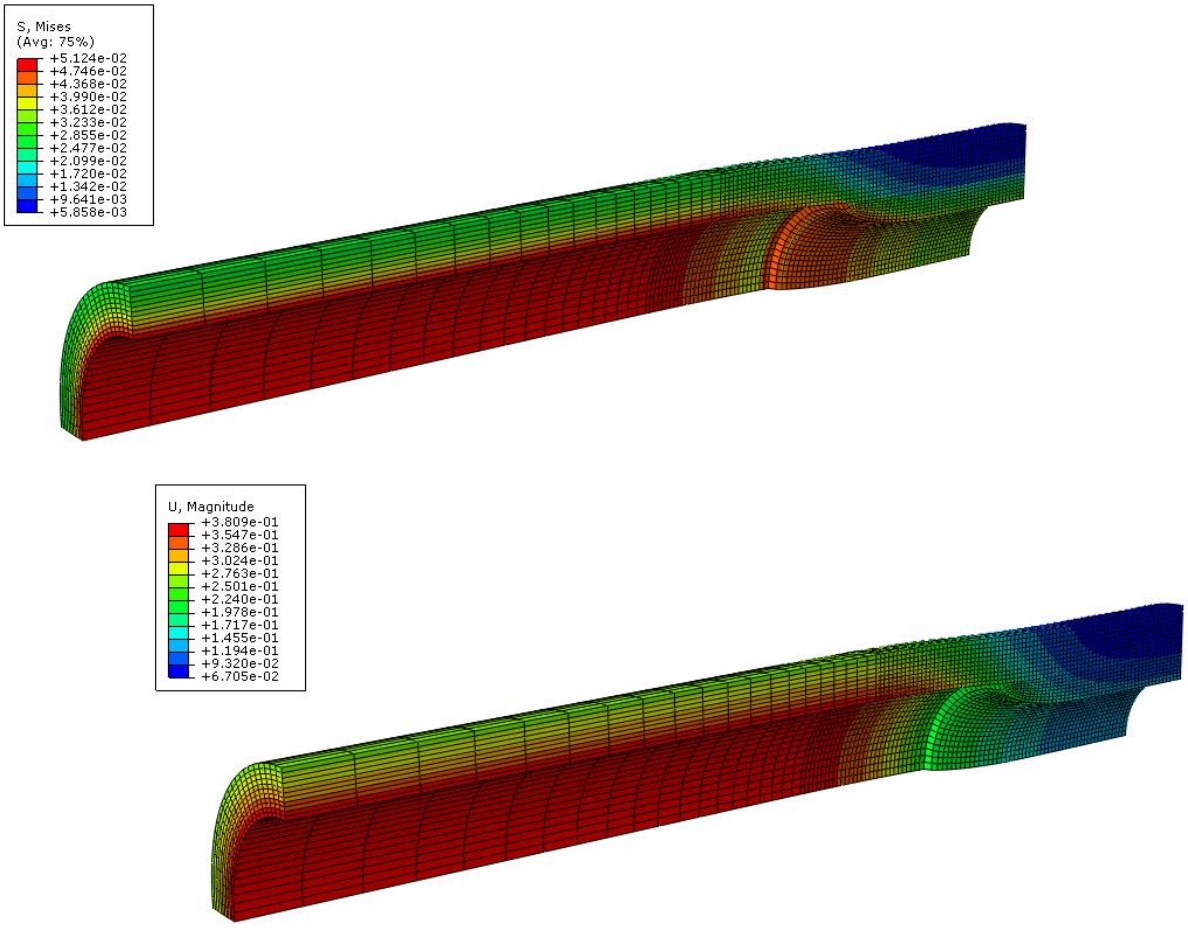
Materijal plaka	Krutost plaka C_{10} [N/mm^2]	$\sigma_{22,\max}$ [N/mm^2]	σ_{22} [N/mm^2] - zdrava žila	Razlika naprezanja [N/mm^2]	Razlika naprezanja / vrijednost u zdravoj žili
Kalcificirani plak	0,057	0,133322	0,046169	0,087153	1,887695
Celularni plak	0,172	0,144638	0,046169	0,098469	2,132795
Hipocelularni plak	0,309	0,144517	0,046169	0,098348	2,130174

Iz ovih rezultata se može zaključiti da krutost plaka ne igra ključnu ulogu pri pojavi restenoze.

5.2. Usporedba prema dimenziji plaka

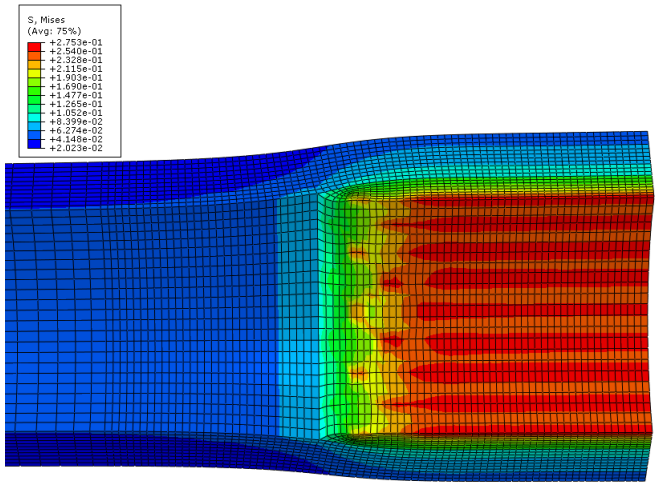
Sljedeća usporedba odnosi se na vrijednosti S, Mises i σ_{22} naprezanja [N/mm^2] s obzirom na različite dimenzije plaka, što je dano Tablicama 13. i 14. Unutarnje stijenke žile opterećene su istim krvnim tlakom od 0,0133 MPa. Debljina neopterećenog plaka je smanjena s 1 mm na 0.6 mm, dok je duljina ostavljena istom (ukupno 10 mm).

Slika 77. prikazuje S, Mises naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] na žili s plakom debljine 0,6 mm prije ugradnje stenta.



Slika 77. S, Mises naprezanja [N/mm^2] i pomaci [mm] na žili s plakom debljine 0,6 mm

Slika 78. prikazuje naprezanja nakon ugradnje stenta.



Slika 78. S, Mises naprezanja [N/mm^2] na žili s plakom debljine 0,6 mm nakon ugradnje stenta

Tablica 13. prikazuje vrijednosti S, Mises naprezanja [N/mm^2] na stijenci krvne žile. Kao i u poglavlju 5.1., prvo je iščitana maksimalna vrijednost naprezanja nakon ugradnje stenta, a potom vrijednost naprezanja u istoj točki na zdravoj stijenci.

Tablica 13. Usporedba S, Mises naprezanja [N/mm^2] prema dimenziji plaka

Debljina plaka [mm]	Krutost plaka C_{10} [N/mm^2]	S, Mises,$_{max}$ [N/mm^2]	S, Mises [N/mm^2] - zdrava žila	Razlika naprezanja [N/mm^2]	Razlika naprezanja / vrijednost u zdravoj žili
1 mm	0,057	0,145327	0,0515678	0,093759	1,818169
0,6 mm	0,057	0,105434	0,0515678	0,053866	1,044567

Tablica 14. prikazuje vrijednosti σ_{22} naprezanja [N/mm^2].

Tablica 14. Usporedba σ_{22} naprezanja [N/mm^2] prema dimenziji plaka

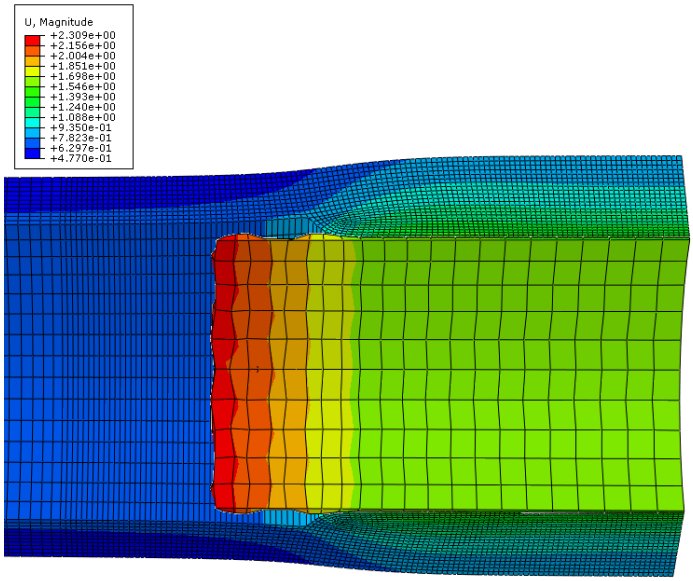
Debljina plaka [mm]	Krutost plaka C_{10} [N/mm^2]	$\sigma_{22,max}$ [N/mm^2]	σ_{22} [N/mm^2] - zdrava žila	Razlika naprezanja [N/mm^2]	Razlika naprezanja / vrijednost u zdravoj žili
1 mm	0,057	0,133322	0,046169	0,087153	1,887695
0,6 mm	0,057	0,094503	0,046169	0,048334	1,046893

Kao što se moglo očekivati, manja naprezanja javljaju se uslijed 30%-tne stenoze u usporedbi sa stenozom od 50%. Prema tome, manja je vjerojatnosti pojave restenoze u slučaju debljine plaka od 0,6 mm. Zanimljivo je vidjeti da je smanjenje stenoze od 20% smanjilo razliku naprezanja u odnosu na homeostatsko stanje gotovo duplo. Prema tome, ovi rezultati ukazuju na znatan utjecaj veličine plaka na vjerojatnost od restenoze.

5.3. Usporedba prema veličini krvnog tlaka

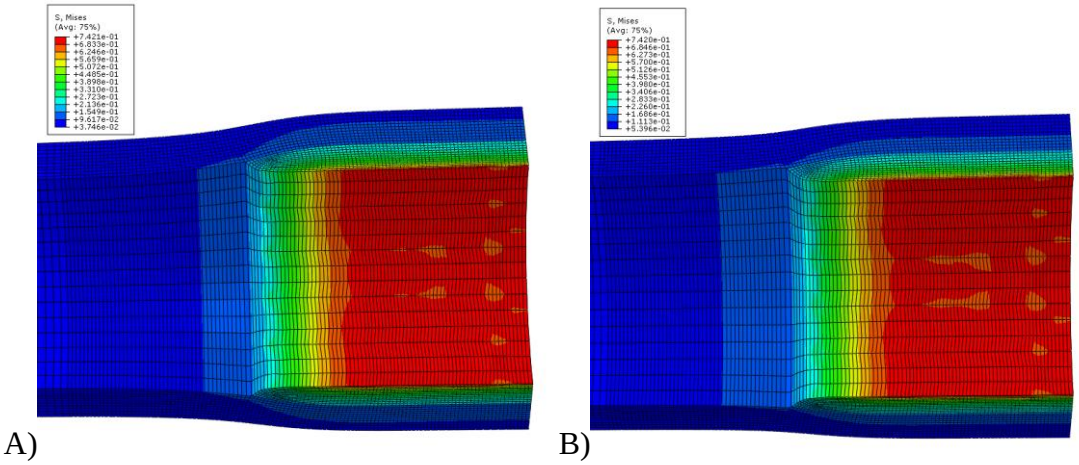
Zadnja usporedba odnosi se na vrijednosti S, Mises i σ_{22} naprezanja [N/mm^2] s obzirom na različite iznose krvnog tlaka, što je dano Tablicama 15. i 16. U svim slučajevima korišteni su materijalni parametri celularanog plaka.

Slika 79. prikazuje pomake [mm] za model opterećen najvećim iznosom krvnog tlaka, odnosno žila pod hipertenzijom.



Slika 79. Pomaci [mm] za sklopni model pri najvećem iznosu krvnog tlaka (0,0213 MPa)

Slika 80. daje usporedbu naprezanja [N/mm^2] na stijenci krvne žile s plakom u slučaju povišenog i visokog tlaka.



A) B)

Slika 80. S, Mises naprezanja [N/mm^2] za tlak od 0,0173 MPa (A) i 0,0213 MPa (B)

Tablica 15. prikazuje vrijednosti S, Mises naprezanja [N/mm^2] na stijenci krvne žile.

Tablica 15. Usporedba S, Mises naprezanja [N/mm^2] prema iznosu krvnog tlaka

Iznos krvnog tlaka [MPa]	Krutost plaka C_{10} [N/mm^2]	S, Mises,$_{max}$ [N/mm^2]	S, Mises [N/mm^2] - zdrava žila	Razlika naprezanja [N/mm^2]	Razlika naprezanja / vrijednost u zdravoj žili
0,0133	0,057	0,145327	0,051568	0,093759	1,818162
0,0173	0,057	0,156671	0,074691	0,08198	1,097589
0,0213	0,057	0,156267	0,105982	0,050285	0,474467

Tablica 16. prikazuje vrijednosti σ_{22} naprezanja [N/mm^2].

Tablica 16. Usporedba σ_{22} naprezanja [N/mm^2] prema iznosu krvnog tlaka

Iznos krvnog tlaka [MPa]	Krutost plaka C_{10} [N/mm^2]	σ_{22},$_{max}$ [N/mm^2]	σ_{22} [N/mm^2] - zdrava žila	Razlika naprezanja [N/mm^2]	Razlika naprezanja / vrijednost u zdravoj žili
0,0133	0,057	0,133322	0,046169	0,087153	1,887695
0,0173	0,057	0,144801	0,068326	0,076475	1,119266
0,0213	0,057	0,144384	0,099130	0,045254	0,456512

Bez obzira na promatrano naprezanje, u oba slučaja manja je razlika u naprezanju između stentirane stijenke i zdrave stijenke ako je početni iznos krvnog tlaka veći. Zanimljivo je vidjeti da bi istovremeni razvoj ateroskleroze i hipertenzije pozitivno utjecao na smanjenje vjerojatnosti restenoze, barem kratkoročno. Međutim, osim svih ostalih negativnih posljedica na zdravlje uzrokovanih hipertenzijom, treba imati na umu da se i žila adaptira na promjenu u krvnom tlaku i postaje kruća. Uslijed povećane krutosti stijenke raslo bi i naprezanje uzrokovano umetanjem stenta, a time i opasnost od ponovnog začepljenja arterije.

Za ispitivanje utjecaja hipertenzije na mogućnost restenoze je ipak potrebno napraviti analize s točnijim materijalnim modelom stijenke i uzeti u obzir dodatne faktore na koje utječe visoki krvni tlak.

6. ZAKLJUČAK

Karotidna stenoza je progresivno sužavanje karotidnih arterija u procesu zvanom ateroskleroza kojom dolazi do gubitka elastičnosti krvne žile zbog njezinog zadebljanja i povećanja krutosti. Kako starimo, hipertenzija i male lezije stijenke krvnih žila mogu dopustiti nakupljanje plaka. Tijekom vremena, naslage plaka na unutarnjem zidu arterije mogu formirati veliku masu koja sužava lumen, unutarnji promjer arterije.

Takva bolest zahtjeva liječenje, a jedan od mogućih tretmana je stentiranje. Tim postupkom širi se promjer stenta kako bi se tlakom djelovalo na plak, a posljedično tome promjer lumena približno se vraća na stanje prije oboljenja.

Geometrija, ćelijska izvedba i debljina stenta tri su glavna parametra koji utječu na performansu stenta i njegovo širenje. Kruta geometrija i zatvorena izvedba ćelije otežavaju radijalno širenje, a tanja debljina struta stenta veže za sobom manji iznos naprezanja koje materijal može podnijeti. Nasuprot tome, ni preveliko povećanje debljine stenta ne utječe pozitivno. Prevelikim povećanjem može se postići krutost, što rezultira manjim pomacima. S druge strane, otvorena izvedba ćelije ima veću fleksibilnost, ali je prodiranje plaka između rešetaka stenta veće. Zbog toga je potrebno detaljno analizirati veličinu i krutost plaka i prema tome dalje izabrati stent prema navedenim parametrima. S obzirom na to da geometrije komercijalnih stentova nisu javno dostupne, unutar ovog rada iterativnim je postupkom odabrana geometrija stenta koja zadovoljava sve uvjete, odnosno može podnijeti pomak od 2-3 mm. To je pomak koji je potrebno ostvariti tijekom ugradnje u žilu, a da pri tome dostiže i dovoljne plastične deformacije da nakon uklanjanja balona može držati stijenku arterije minimalno na promjeru zdravog lumena. Stoga je u procesu analize ponašanja stenta vrlo bitno je obratiti pozornost i na iznos plastičnih deformacija u materijalu nakon opterećenja, jer o njima mnogo ovisi kvaliteta stentiranja.

Nadalje, zbog ugradnje stenta dolazi do povećanja naprezanja u stijenci krvne žile koja se sastoji od kolagena, elastina i mišićnih stanica kao strukturalno bitnih komponenti. Kolagen se unutar stijenke kontinuirano obnavlja, odnosno razgrađuje i proizvodi. Za proizvodnju kolagena zaslužni su fibroblasti i mišićne stanice. Proizvodnja kolagena se povećava u odnosu na normalnu, homeostatsku vrijednost pri povećanom tlaku (hipertenziji), uslijed lezija ili ugradnje stenta. Kao rezultat povećanja naprezanja, često se nakon ugradnje stenta pojavljuje restenoza, odnosno ponovno sužavanje stijenke krvne žile.

Zbog toga je provedeno uspoređivanje naprezanja u zdravoj stijenci i stijenci žile nakon ugradnje stenta kako bi se procijenila mogućnost pojave restenoze. Iako je naprezanje veće na plaku nego na stijenci, promatrano je maksimalno naprezanja u stijenci, jer fibroblasta i mišićnih stanica koje reagiraju na povećanje naprezanja nema u plaku.

Također, prije procjene mogućnosti stvaranja restenoze, zbog velikih nelinearnosti i računalnih zahtjeva, bilo je potrebno pronaći pojednostavniji model za izvršenje svih potrebnih analiza. Nakon usporedbe rezultata stvarnog i pojednostavljenog modela stenta rezultati bili su dovoljno slični da dalje nastavimo analize manje zahtjevnim modelom.

Usporedbom naprezanja između tri materijala plaka utvrđeno je da krutost plaka ne igra ključnu ulogu pri pojavi restenoze. Razlike između naprezanjima su zanemarive, posebno između celularnog i hipocelularnog plaka, usprkos značajnoj razlici u materijalnom parametru.

S obzirom na debljinu plaka, manja razlika u naprezanjima prije i nakon ugradnje stenta postoji u slučaju plaka koji je manje debljine, odnosno manje sužava lumen žile. Smanjenje stenoze od 20% smanjilo je razliku naprezanja u odnosu na homeostatsko stanje gotovo dvostruko. Prema tome, ovi rezultati ukazuju na znatan utjecaj veličine plaka na vjerojatnost od restenoze.

Treća usporedba prikazala je da manja razlika u naprezanjima postoji u slučajevima hipertenzije, jer je početno naprezanje u stijenci zbog većeg krvnog tlaka već u početku veće. No potrebno je imati na umu da samo stanje hipertenzije ima negativne posljedice na stijenku i da bi možda samo kratkoročno utjecalo na smanjenje vjerojatnosti pojave restenoze.

Za dobivanje točnijih rezultata pomoću numeričkih simulacija mogu se provesti daljnje analize s točnijim svojstvima materijala krvne žile, geometrije stenta i uklonjenim ostalim ograničenjima ovog modela.

LITERATURA

[1] https://vdocuments.mx/krv55ac51f81a28ab05128b4781.html ; 2.4.2020.

[2] http://struna.ihjj.hr/ ; 3.4.2020.

[3] Landgraff, N: Cognitive and Physical Performance in Patients with Asymptomatic Carotid Artery Stenosis and Occlusion, 2004.

[4] http://droualb.faculty.mjc.edu/Lecture%20Notes/Unit%204/cardiovascular-blood%20vessels%20with%20figures.htm, 3.4.2020.

[5] https://mayfieldclinic.com/pe-carotidstenosis.htm ; 5.4.2020.

[6] Awojoyogbe, B., Boubaker, K., Dada, M., Faromika, O., : Mathematical Models of Real Geometrical Factors in Restricted Blood Vessels for the Analysis of CAD (Coronary Artery Diseases) Using Legendre, Boubaker and Bessel Polynomials, Article in Journal of Medical Systems , 2011.

[7] https://www.yourdictionary.com/endovascular ; 5.4.2020.

[8] Hajiali, Z.: Computational modeling of stented coronary arteries, 2014.

[9] 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.

[10] Piccolo, R., Pilgrim, T.: The Impact of Thin-Strut, Biodegradable Polymer Stent Designs, 2017.

[11] Auricchio, F., Conti, M., De Beule, M., Denis, V.: Impact of Carotid Stent Cell Design on Vessel Scaffolding: A Case Study Comparing Experimental Investigation and Numerical Simulations, in Journal of Endovascular Therapy, 2011.

[12] https://www.youtube.com/watch?v=Eu9a7Fhx8A8 ; preuzeto 10.4.2020.

[13] https://basicmedicalkey.com/stents-functions-characteristics-and-materials/#CR5 ; preuzeto 10.4.2020.

[14] Sorić, J.: Metoda konačnih elemenata, Golden Marketing - Tehnička knjiga, Zagreb, 2004.

[15] https://doctorlib.info/physiology/pathophysiology-disease-clinical-medicine-7/11.html ; preuzeto 31.3.2020.

[16] Arkuszewski, M., Cucchiara, B., L., Hurst, R., W., Kasner, E., S., Krejza, J., Messe S., R., Ustymowicz, A., Weigele, J. :Carotid Artery Diameter in Men and Women and the Relation to Body and Neck Size, 2006. ; preuzeto 1.4.2020.

[17] https://support.functionbay.com/en/faq/single/87/difference-hyperelastic-material-elastic-material-recurdyn ; preuzeto 14.04.2020.

[18] Schiavone, A., Zhao, L.G.,: A computational study of stent performance by considering vessel anisotropy and residual stresses, 2015.

[19] https://www.plivazdravlje.hr/aktualno/clanak/16063/Krvni-tlak.html ; preuzeto 31.03.2020.

[20] Abaqus User's guide and theoretical manual, Version 6.8, Hibbitt, Karlsson & Serensen, Inc., 2008.

[21] 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

[22] Al-Mubarek, N., Iyer, S., S., New, G., Roubin, G., S., Vitek, J., J.: Carotid Artery Stenting: Technical Consideratons, American Journal of Neuroradiology, 2000. ; preuzeto 20.4.2020.

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

PRILOZI

I. CD-R disc