

Ispitivanje upotrebljivosti stentova promjenjivih promjera izrađenih od polimera s memorijom oblika

Šegon, Ana Marija

Master's thesis / Diplomski rad

2023

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:235:643621>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-03-15**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Ana Marija Šegon

Zagreb, 2023.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Mentori:

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

Student:

Ana Marija Šegon

Zagreb, 2023.

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

Zahvaljujem se mentorici doc.dr.sc. Lani Virag na pružanoj pomoći, podijeljenom znanju i potpori tijekom pisanja diplomskog rada.

Također bi se zahvalila svojoj obitelji što su mi bili velika podrška kroz ovaj dugi period studiranja.

Zahvaljujem se prijateljima i kolegama koji su učinili studiranjem ljepšim, lakšim i zabavnijim.

Ana Marija Šegon



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
Povjerenstvo za diplomske ispite studija strojarstva za smjerove:
Procesno-energetski, konstrukcijski, inženjersko modeliranje i računalne simulacije i brodostrojarSKI

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa: 602 - 04 / 23 - 6 / 1	
Ur.broj: 15 - 23 -	

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Ana Marija Šegon** JMBAG: 0035208893

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Ispitivanje upotrebljivosti stentova promjenjivih promjera izrađenih od polimera s memorijom oblika**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Feasibility analysis of shape memory polymer stents with variable diameter**

Opis zadatka:

Ateroskleroza je najčešća kardiovaskularna bolest, a tijekom njezinog razvoja dolazi do zadebljanja i oštećenja stijenke krvnih žila stvaranjem različitih aterosklerotskih promjena, najčešće plaka. Kirurško liječenje se svodi ili na otvoreni pristup ili na endovaskularni pristup. Endovaskularni pristup se često kombinira s ugradnjom stenta. Stentovi se, prema načinu ugradnje, dijele na one koje se šire balonom (npr. metalni stentovi) i samoekspandirajuće (izrađeni od legura ili polimera s memorijom oblika). Samoekspandirajući stentovi unose manje oštećenja na stijenku tijekom ugradnje, ali je s druge strane poznato da polimerni stentovi imaju lošija mehanička svojstva od metalnih. Ipak, s razvojem materijala i aditivnih tehnologija, moguće je izraditi kompleksnije geometrije stentova ili čak oblike stenta prilagoditi svakom pacijentu zasebno. Primjerice, kako bi se osiguralo da polimerni stent ima dovoljnu radijalnu čvrstoću, moguće je izraditi stent koji nema konstantni promjer, nego ima veći promjer na mjestu zadebljanja i manji na mjestu zdrave stijenke.

Kako bi se procijenila upotrebljivost stentova izrađenih od polimera s memorijom oblika s promjenjivim promjerom, u okviru ovog rada potrebno je:

- definirati pojednostavljenu geometriju karotide s aterosklerotskim plakom;
- modelirati stent konstantnog promjera i nekoliko geometrija stenta promjenjivog promjera;
- razviti numeričku proceduru za modeliranje ugradnje stenta izrađenog od polimera s memorijom oblika u karotidnu arteriju koristeći hiperelastični materijalni model za opis materijala stijenke i stenta;
- analizirati upotrebljivost stentova promjenjivog promjera koristeći naprezanja u stentu kao kriterij;
- komentirati učinkovitost predloženih stentova prema zaostaloj stenozu.

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

Zadatak zadan: Datum predaje rada: Predviđeni datumi obrane:
4. svibnja 2023. 6. srpnja 2023. 17. – 21. srpnja 2023.

Zadatak zadao: Predsjednik Povjerenstva:
Doc.dr.sc. Lana Virag Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	II
POPIS TABLICA.....	IV
POPIS OZNAKA	V
SAŽETAK.....	VI
SUMMARY	VII
1. Uvod	1
1.1. Kardiovaskularni sustav	1
1.2. Karotidna arterija	3
1.3. Aterosklerotski plak	4
2. Stent.....	6
2.1. Metode ekspanzije stentova	6
2.2. Materijali stenta.....	7
2.3. Dizajn stenta.....	9
2.4. Načini proizvodnje stenta.....	10
2.5. Polimeri s memorijom oblika.....	11
2.5.1. <i>Shape memory</i> ciklus	11
2.5.2. SMP stentovi.....	12
3. Modeliranje stenozne karotidne arterije i stenta.....	14
3.1. Karotidna arterija	14
3.2. Stent	15
3.2.1. Konvencionalni stent	16
3.2.2. <i>Favus-O</i> stent	19
4. Numeričke simulacije	22
4.1. Postavljanje numeričke simulacije.....	23
5. Rezultati.....	27
5.1. Konvencionalni stent.....	27
5.1.1. Utjecaj vrste plaka.....	28
5.1.2. Utjecaj oblika stenta.....	29
5.1.3. Optimizacija stenta.....	36
5.2. <i>Favus-O</i> stent	40
5.2.1. Utjecaj oblika <i>Favus-O</i> stenta.....	41
5.2.2. Utjecaj radijusa zakrivljenosti šesterokuta kod <i>Favus-O</i> stenta	43
6. Zaključak	46
LITERATURA.....	48
PRILOZI.....	51

POPIS SLIKA

Slika 1.	Kardiovaskularni sustav kod čovjeka, [2]	1
Slika 2.	Luk aorte s ograncima, [4]	2
Slika 3.	Dimenzije krvnih žila, [6]	3
Slika 4.	Shematizirani model glavnih komponenti zdrave elastične arterije sastavljene od tri sloja, [8].....	4
Slika 5.	Faze nastanka plaka, [5]	5
Slika 6.	Balonom ekspanirajuća angioplastika, [11]	6
Slika 7.	Prikaz stentiranja samoekspanirajućim stentom, [11].....	7
Slika 8.	Dotter stent, [10].....	8
Slika 9.	(a) Link/bridge stent; (b) RVE/RCU stent [9].....	9
Slika 10.	Načini proizvodnje stenta,[10]	10
Slika 11.	<i>Shape memory</i> efekt kod polimera, [17]	12
Slika 12.	Igaki-Tamai stent, [18].....	12
Slika 13.	Model karotidne arterije s aterosklerotskim plakom izrađen u programskom paketu <i>SolidWorks 2020</i>	14
Slika 14.	Razvijena geometrija plašta.....	15
Slika 15.	Model konvencionalnog stenta konstantnog vanjskog radijusa $R_{st} = 2,05$ mm	16
Slika 16.	Model stenta s užim promjerom za područje plaka.....	17
Slika 17.	Model stenta sa širim promjerom za područje plaka.....	17
Slika 18.	Cjeloviti model stenta s užim (gore) i širim (dolje) promjerom na sredini stenta.	18
Slika 19.	Modeli varijanti stentova koji više prate geometriju plaka i stijenke.....	19
Slika 20.	Model sačastog stenta konstantnog vanjskog radijusa $R_{st} = 2,05$ mm	20
Slika 21.	Model stenta s užim promjerom za područje plaka sačaste geometrije	20
Slika 22.	Model stenta sa širim promjerom za područje plaka sačaste geometrije	21
Slika 23.	Cjeloviti model stenta užeg i šireg promjerom za područje plaka sačaste geometrije	21
Slika 24.	Rubni uvjeti	25
Slika 25.	Model stijenke s plakom i stent diskretiziranih pomoću C3D8H konačnim elementima	25
Slika 26.	Koraci numeričke procedure ugradnje stenta	26
Slika 27.	Čvor 15 za ispis rezultata redukcije stenozе	27
Slika 28.	Naprezanja u stentu konstantnog promjera (lijevo) i naprezanja u stijenci (desno) u ovisnosti o vrsti plaka.....	28
Slika 29.	Ovisnost naprezanja i zaostale stenozе o vrsti plaka za stent konstantnog promjera	29
Slika 30.	Utjecaj oblika na naprezanja u stentu u ovisnosti o vrsti plaka: kalcificirani (gore), celularni (sredina), hipocelularni (dolje); suženi stent (lijeva strana), prošireni stent (desna strana).....	30
Slika 31.	Utjecaj oblika na naprezanja u stijenci u ovisnosti o plaku: kalcificirani (gore), celularni (sredina), hipocelularni (dolje); suženi stent (lijeva strana), prošireni stent (desna strana).....	30

Slika 32.	Dijagram naprezanja i zaostale stenoze za kalcificirani plak	32
Slika 33.	Dijagram naprezanja i zaostale stenoze za celularni plak	33
Slika 34.	Dijagram naprezanja i zaostale stenoze za hipocelularni plak	35
Slika 35.	Dijagram naprezanja i zaostale stenoze za područje užeg stenta	35
Slika 36.	Naprezanja za pojedine varijante u ovisnosti o vrsti plaka	37
Slika 37.	Naprezanja u optimiranom stentu za kalcificirani (1), celularni (2) i hipocelularni (3) plak	38
Slika 38.	Naprezanja u hipocelularnom plaku nakon ugradnje optimiziranog (A) i ne optimiranog (B) stenta.....	38
Slika 39.	Naprezanja u stentu promjenjivog oblika (lijevo) i naprezanja u stijenci (desno) za hipocelularni plak	42
Slika 40.	Dijagram naprezanja i zaostale stenoze za saćastu geometriju stenta.....	43
Slika 41.	Naprezanja u stentu za različite radijuse zakrivljenosti saća	44
Slika 42.	Utjecaj radijusa zakrivljenosti saća na maksimalna naprezanja i zaostalu stenozu	44

POPIS TABLICA

Tablica 1. Kategorije i vrijednosti krvnog tlaka prema [7]	3
Tablica 2. Dimenzije varijanti stentova.....	18
Tablica 3. Materijalni parametri za definiranje modela stijenke pomoću HGO modela s predistezanjem, [30]	23
Tablica 4. Materijalni parametri plaka opisanog s Neo-Hookovim modelom, [23]	23
Tablica 5. Naprezanja u stentu, radijalni pomak i zaostala stenoza za kalcificirani plak	31
Tablica 6. Zaostala naprezanja, radijalni pomak i zaostala stenoza za celularni plak	33
Tablica 7. Zaostala naprezanja, radijalni pomak i zaostala stenoza za hipocelularni plak	34
Tablica 8. Naprezanja i zaostala stenoza za varijacije stenta s $R_{st,p} = 1,60$ mm u ovisnosti o plaku	36
Tablica 9. Usporedba smanjenja naprezanja u hipocelularnom plaku za različite varijante stenta.....	37
Tablica 10. Usporedba smanjenja naprezanja i zaostale stenoze pojedinih geometrija stentova za kalcificirani plak	39
Tablica 11. Usporedba smanjenja naprezanja i zaostale stenoze pojedinih geometrija stentova za celularni plak.....	39
Tablica 12. Usporedba smanjenja naprezanja i zaostale stenoze pojedinih geometrija stentova za hipocelularni plak	40
Tablica 13. Naprezanja u sačastom stentu, radijalni pomak i zaostala stenoza za hipocelularni plak	41
Tablica 14. Usporedba smanjenja naprezanja i zaostale stenoze sačaste geometrije stenta za hipocelularni plak	45

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
C_{10}	MPa	hiperelastična materijalna konstanta
D	Pa^{-1}	parametar stlačivosti
\mathbf{E}	-	tenzor velikih deformacija
\mathbf{F}	-	Gradijent deformiranja
G	MPa	modul smičnosti
G^c	-	predistezanje kolagenskih vlakana
G_z^c	-	aksijalno predistezanje elastina
G_9^c	-	cirkularno predistezanje elastina
$I_{1,4,6}$	-	prva invarijanta desnog Cauchy-Greenovog tenzora
k_1	MPa	hiperelastična materijalna konstanta krutosti i volumena kolagena
k_2	-	hiperelastična materijalna konstanta krutosti i volumena kolagena
r_u	mm	polumjer žile bez plaka
$r_{u,p}$	mm	polumjer žile s plakom
S_{11}	MPa	radijalno naprezanje
S_{22}	MPa	cirkularno naprezanje
S_{33}	MPa	aksijalno naprezanje
W	MPa	funkcija energije deformacija
κ	-	hiperelastična materijalna konstanta
μ	MPa	modul smičnosti
ν	-	Poissonov koeficijent
$\mathbf{\sigma}$	MPa	Cauchyev tenzor naprezanja

SAŽETAK

Ateroskleroza je jedna od najčešćih kardiovaskularnih bolesti, a tijekom njezinog razvoja dolazi do zadebljanja i oštećenja stijenke krvnih žila stvaranjem različitih aterosklerotskih promjena, najčešće plaka. Liječenje se može provesti kirurškim ili endovaskularnim pristupom. Endovaskularni pristup često uključuje ugradnju stenta. Stentovi se, prema načinu ugradnje, dijele na one koje se šire balonom (npr. metalni stentovi) i samoekspandirajuće (izrađeni od legura ili polimera s memorijom oblika). Samoekspandirajući stentovi uzrokuju manje oštećenja stijenke prilikom ugradnje, ali je s druge strane poznato da polimerni stentovi imaju lošija mehanička svojstva od metalnih. Međutim, razvoj novih i unapređenje postojećih materijala i tehnologija izrade omogućuje izradu složenijih geometrija stentova, pa tako i prilagođavanje oblika stenta svakom pacijentu posebno. Primjerice, da bi se osigurala dovoljna radijalna čvrstoća polimernog stenta, moguće je izraditi stent koji ima promjenjiv promjer, umjesto često korištene ravne mrežaste cjevčice.

U sklopu ovog diplomskog rada definirana je pojednostavljena geometrija karotide s aterosklerotskim plakom kako bi se procijenila upotrebljivost stentova izrađenih od polimera s memorijom oblika i promjenjivim promjerom stenta. Razvijen je numerički postupak ugradnje stenta u karotidnu arteriju, koristeći hiperelastične modele za opisivanje materijala stijenke i stenta. Analizirana je upotrebljivost stentova s promjenjivim promjerom koristeći naprezanja u stentu kao kriterij, te je ocijenjena učinkovitost predloženih stentova s obzirom na smanjenje stenoze nakon ugradnje.

Ključne riječi: numerička analiza, stent, stenoza, hiperelastični materijal

SUMMARY

Atherosclerosis is one of the most common cardiovascular diseases, characterized by thickening and damage to the blood vessel walls due to the formation of various atherosclerotic changes, most commonly plaques. Treatment can be performed through surgical or endovascular approaches. The endovascular approach often involves the implantation of a stent. Stents are divided based on the method of implantation, into those that expand with a balloon (e.g., metal stents) and self-expanding stents (made of shape memory alloys or polymers). Self-expanding stents cause less damage to the vessel wall during implantation, but it is known that polymer stents have inferior mechanical properties compared to metal stents. However, the development of new and improved materials and manufacturing technologies allows for the production of more complex stent geometries, including customized stent shapes for individual patients. For example, to ensure sufficient radial strength of a polymer stent, it is possible to create a stent with a variable diameter instead of the commonly used straight mesh tube.

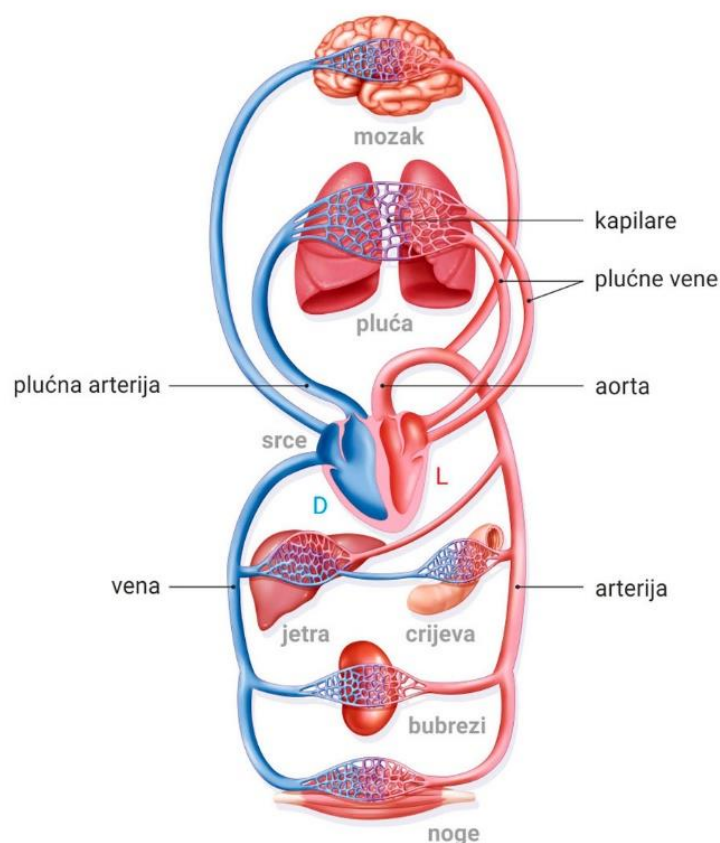
In this thesis, a simplified geometry of the carotid artery with an atherosclerotic plaque was defined to assess the usability of shape memory polymer stents with a variable diameter. A numerical procedure for stent implantation in the carotid artery was developed using hyperelastic models to describe the material behavior of the vessel wall and stent. The usability of stents with a variable diameter was analyzed using stress in the stent as a criterion, and the effectiveness of the proposed stents in reducing stenosis after implantation was evaluated.

Keywords: numerical analysis, stent, stenosis, hyperelastic material

1. Uvod

1.1. Kardiovaskularni sustav

Kardiovaskularni sustav je sustav organa čija je glavna funkcija prenositi tvari iz i u stanice. Glavni dijelovi sustava jesu srce, krv i žile. Kardiovaskularni sustav kod čovjeka spada u zatvoreni tip što znači da se krv zadržava unutar sustava krvnih žila koji se sastoji od arterija, vena i kapilara. Kardiovaskularni sustav, prikazan na slici 1, može se podijeliti na sistemski i plućni sustav, [1].

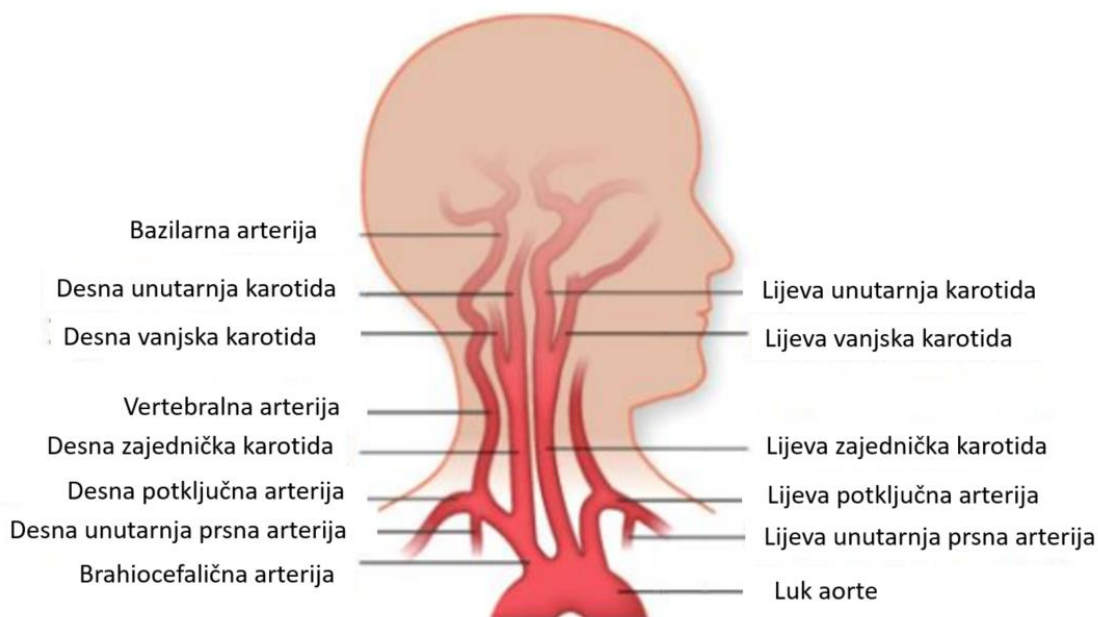


Slika 1. Kardiovaskularni sustav kod čovjeka, [2]

Kontrakcijom srca omogućuje se protok krvi kroz oba navedena sustava. Sistemski ili veliki kardiovaskularni sustav počinje aortom (glavnom i najvećom žilom sustava), u koju lijeva srčana klijetka ubacuje arterijsku krv (označeno crveno na slici 1). Krv zatim odlazi u arterije, koje se granaju te krajnjim ograncima arterija dopijeva u kapilare. Kapilare su najuže krvne žile s vrlo propusnom stijenkom. Ovdje dolazi do propuštanja kisika i hranjivih tvari koji su potrebni stanicama, dok ugljikov dioksid i proizvodi staničnog metabolizma ulaze u kapilare te se

krvlju prenose do organa koji će ih izlučiti. Krv zatim ulazi u venule, potom u vene, spajajući se u sve veće i veće žile (prikazano plavo na slici 1). Sistemske krvne sudove završava gornjom i donjom šupljom venom te krv ulazi u desnu pretklijetku i desnu klijetku. Desna srčana klijetka početak je plućnog ili malog krvožilnog sustava. Njome se ubacuje krv u plućnu arteriju. Krv zatim prolazi kroz plućne kapilare čime se izmjenjuju kisik i ugljični dioksid u krvi, te time venska krv postaje arterijska te plućnim venama odlazi u lijevu pretklijetku i naposljetku u lijevu klijetku gdje se krv bogata kisikom raspoređuje po tijelu [3].

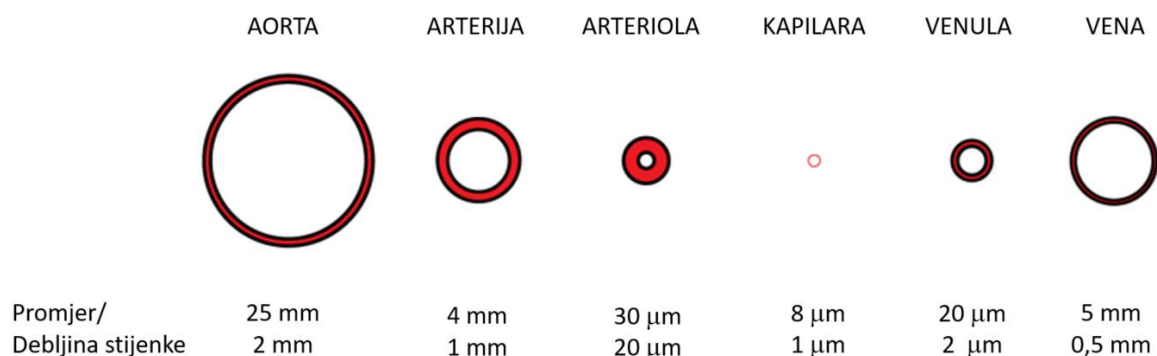
Arterije ili žile kucavice imaju čvrstu i debelu stijenku koja je građena od elastičnih i mišićnih niti. Njihov zadatak jest proširiti tlačni val, koji je nastao kontrakcijom lijeve srčane klijetke. Zatim se tlačni val proširi ostatkom tijela i time opskrbljuje tkiva i organe krvlju. Kao što je već spomenuto glavna arterija krvožilnog sustava jest aorta, a iz njezinog luka izlaze tri velike grane: brahiocefalično deblo (*truncus brachiocephalicus*), lijeva zajednička karotidna arterija (*arteria carotis communis sinistra*) i lijeva potključna arterija (*arteria subclavia sinistra*) koje su prikazane na slici 2.



Slika 2. Luk aorte s ograncima, [4]

Brahiocefalično deblo dijeli se na desnu zajedničku karotidnu arteriju i desnu potključnu arteriju. Zajedničke karotidne arterije dijele se na unutarnju, čiji je zadatak opskrbiti najveći dio mozga krvlju te oči, i vanjsku, koja opskrbljuje vratne organe, lice, nosnu i ušnu šupljinu, ždrijelo, grkljan i uho. Potključne arterije glavne su arterije ruke, [3].

Veličine promjera s debljinama stijenke za pojedinu krvnu žilu prikazane su na slici 3. Može se primijetiti da vene imaju tanju stijenku od arterija jer su vene opterećene nižim krvnim tlakom. Također, središnji sloj (*media*) je tanji od vanjskog sloja te je omjer elastina i kolagena manji u usporedbi s arterijom. Zbog toga su vene puno kruće. [5]



Slika 3. Dimenzije krvnih žila, [6]

Unutrašnja površina krvne žile opterećena je krvnim tlakom. Prema tablici 1, vrijednost normalnog krvnog tlaka je manja od 120/80 mmHg. Prva vrijednost naziva se sistolički krvni tlak, što predstavlja tlak pod kojim srce izbacuje krv u arterijski sustav svojim otkucajem. Druga vrijednost se naziva dijastolički tlak i ona predstavlja niži tlak krvi u periodu između dva otkucaja srca. U tom periodu srce odmara, [7]. Za potrebe ovog diplomskog rada koristit će se srednja vrijednost normalnog tlaka koja iznosi 100 mmHg.

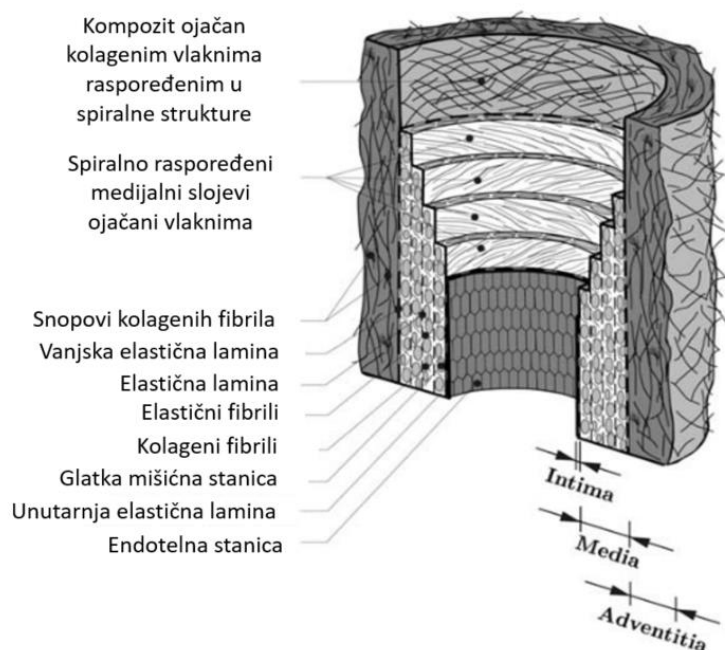
Tablica 1. Kategorije i vrijednosti krvnog tlaka prema [7]

Kategorija krvnog tlaka	Sistolički tlak	Dijastolički tlak
	[mmHg]	[mmHg]
Nizak	< 90	< 60
Normalan	90 – 120	60 – 80
Povišeni	120 – 140	80 – 90
Visoki	> 140	> 90

1.2. Karotidna arterija

Arterije se sastoje od tri glavna tkivna sloja: *Tunica intima*, *Tunica media* i *Tunica adventitia*, kao što je prikazano na slici 4. *Tunica intima* je prvi sloj endotelnih stanica koje oblažu unutarnju stranu lumena krvne žile i pretežito je građen od kolagena koji se kontinuirano obnavlja. *Tunica media* je središnji sloj koji se sastoji od koncentričnih lamina elastina i slojeva spiralno poredanih glatkih mišića. *Tunica adventitia* je vanjski sloj kojeg grade uzdužno

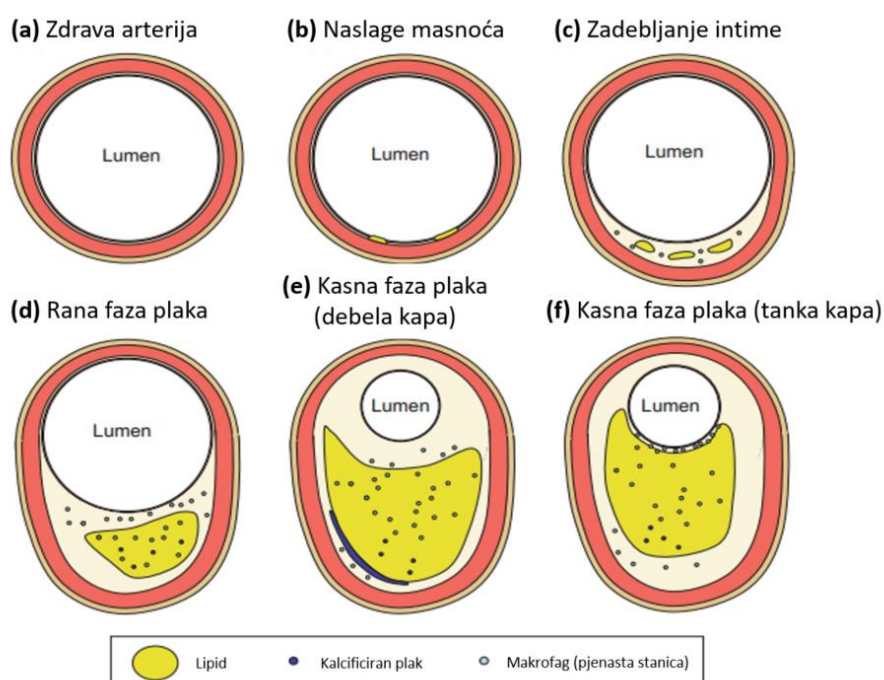
poredana vlakna kolagena i elastina koja postepeno prelaze u okolno vezivno tkivo organa kroz koji žila prolazi, [8].



Slika 4. Shematizirani model glavni komponenti zdrave elastične arterije sastavljene od tri sloja, [8]

1.3. Aterosklerotski plak

Ateroskleroza jedna je od kardiovaskularnih bolesti, a prilikom njezinog razvoja dolazi do progresivnog sužavanja arterija. Zdrave arterije su fleksibilne, elastične i imaju glatku unutarnju stijenkicu. Starenjem, ali i stilom života, dolazi do postepenog nakupljanja lipidnih stanica, masti, kalcija i drugih vlaknastih tvari koje formiraju plak. Proces formiranja plaka može se vidjeti na slici 5. Nastale naslage plaka sužavaju lumen, unutarnji promjer arterije, čime se narušava normalan protok krvi kroz stijenkicu žile. Kako su karotidne arterije zadužene za opskrbu mozga krvlju, njihovim sužavanjem može doći do stvaranja tromba čime može nastupati moždani udar. Nakupljanje plaka utječe na svojstva žile. Dolazi do smanjenja elastičnosti, tj. žila postaje kruća [5].



Slika 5. Faze nastanka plaka, [5]

Postoji nekoliko vrsta liječenja ateroskleroze, ovisno o količini nakupljenog plaka, s ciljem smanjenja rizika od moždanog udara. Liječenje može biti odrađeno konzumiranjem lijekova poput lijeka za razrjeđivanje krvi, snižavanje kolesterola ili pak lijekom za regulaciju krvnog tlaka. Liječenje može biti odrađeno i kirurški, otvorenom operacijom karotidnom endarterektomijom (otvorena operacija uklanjanja plaka), karotidnom angioplastikom (stentiranje) ili ugradnjom prenosnice, uređaja koji preusmjerava protok tako da se zaobiđe područje blokirano plakom.

Karotidna angioplastika spada u najmanje invazivnu endovaskularnu proceduru koja se izvodi ugradnjom stenta, male cjevaste strukture koja se koristi za proširenje stijenke krvne žile i povećavanje lumena krvnih žila, na područje plaka. Cilj je obnova normalnog protoka krvi koji je bio ometan plakom kako bi se smanjile šanse moždanog udara.

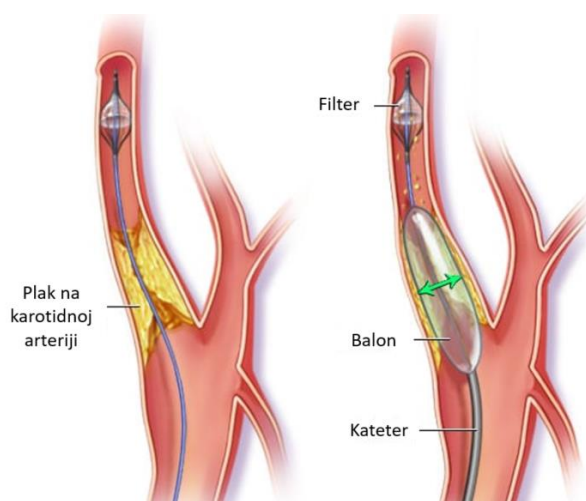
2. Stent

Struktura stenta izravno utječe na mehanička svojstva, poput raspodjele elastično-plastičnog naprezanja nakon što je stent stisnut prije ugradnje u krvnu žilu, radijalne krutosti i aksijalne fleksibilnosti nakon ekspanzije stenta, umora pod utjecajem periodičnog krvnog tlaka. Stentove se može podijeliti u kategorije ovisno o metodi ekspanzije, materijalu izrade, dizajnu te načinu izrade stenta.

2.1. Metode ekspanzije stentova

Način ekspanzije utječe na točnost pozicioniranja i mehaničke performanse stentova. Trenutno se primjenjuju dvije metode ekspanzije stenta: ekspanzija balonom ili samoekspandirajući.

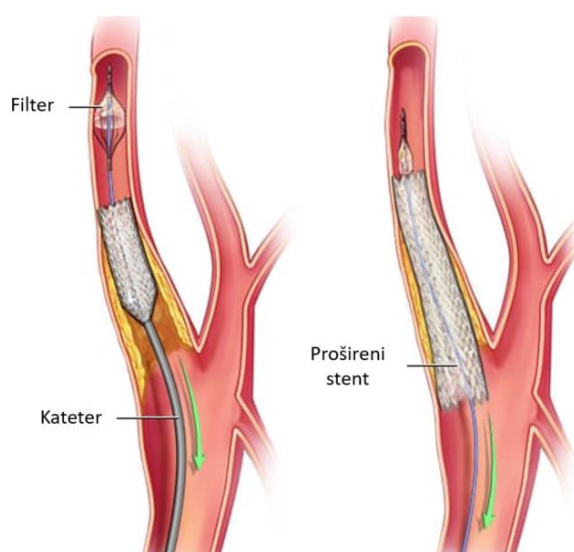
Balonom ekspandirajući stentovi proizvode se u promjeru koji stane u omotač katetera i proširuje se na odgovarajući promjer, nešto veći od promjera krvne žile, pomoću balona. Time se stent dovodi u stanje plastičnih deformacija i takav ostaje pozicioniran unutar žile. Proces se sastoji od nekoliko koraka, slika 6. Prvo se u arteriju stavlja mala cijev. Zatim se kateter s vrhom balona provlači kroz cijev do mjesta gdje se nalazi plak. Stent s početnim promjerom nalazi se oko balona. Puhanjem balona dolazi do širenja stenta, te dolazi do guranja plaka u radijalnom smjeru čime se omogućava normalan protok krvi. U ovom koraku potrebno je postići dovoljne plastične deformacije u materijalu kako bi se dugoročno osiguralo pozicioniranje stenta i spriječilo ponovno sužavanje lumena. Postupak završava uklanjanjem katetera i balona iz žile [9], [10].



Slika 6. Balonom ekspandirajuća angioplastika, [11]

Samoekspandirajući stentovi su stentovi koji imaju sposobnost samoproširenja. Ugrađuju se tako da se prvo dovode u komprimirano, deformirano stanje vanjskim utjecajem. Nakon

pravilnog pozicioniranja, koje u slučaju samoekspandirajućih stentova može biti otežano, stent se oslobađa katetera i postepeno se proširuje dok ne poprimi svoj konačni oblik, slika 7. Osnovne karakteristike su manja čvrstoća u cirkularnom smjeru čime se stvara manji otpor na radijalnu tlačnu silu te izrazita fleksibilnost. Mogu se savijati, prilagođavati i pružati optimalno prijanjanje na stijenke krvnih žila i plaka čime se sprječavaju pomaci i migracije stenta nakon njegove implementacije. Zbog navedenih boljih karakteristika poželjno ih je ugrađivati na zakrivljena područja krvnih žila. Prilikom postavljanja, stijenka arterije je manje opterećena što povećava sigurnost i uspješnost ove metode. No, postoje određeni izazovi i nedostaci, poput veće mogućnosti restenoze u usporedbi s balonskim načinom ugradnje. Tromboza i alergijske reakcije i dalje su prisutni neovisno o načinu ugradnje stenta [9], [10].

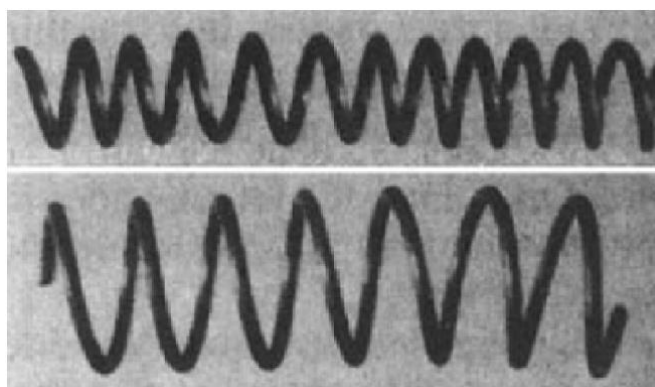


Slika 7. Prikaz stentiranja samoekspandirajućim stentom, [11]

2.2. Materijali stenta

Podjela stentova može se vršiti prema materijalu koji se koristi za izradu stenta, pri čemu postoje tri generacije stentova. Prva generacija su stentovi od metala (eng. *Bare Metal Stent*, BMS), druga generacija su metalni stentovi s polimernim premazom iz kojih se postepeno otpušta lijek (eng. *Drug Eluting Stent*, DES) i treća su biorazgradivi stentovi kojima je cilj razgraditi se nakon dovoljnog oporavka arterije (eng. *Biodegradable Stent*, BDS) [9].

BMS stentovi su izrađeni od metala i metalnih legura. Prvu strukturu koja se može nazvati stentom izradio je Dotter 1969. godine koristeći nehrđajući čelik obložen NiTi legurom, oblikovan u spiralu (slika 8). Spiralna struktura pokazala je veliku fleksibilnost, ali slabu radijalnu krutost, što znači da nije pružala dovoljnu pritisnu silu na stijenke krvne žile. No, prva klinička primjena stenta za liječenje koronarne bolesti srca dogodila se tek 1987. godine.



Slika 8. Dotter stent, [10]

BMS stentovi imaju dobru radijalnu krutost i smanjeni elastični povrat materijala tako smanjujući stope restenoze, odnosno ponovnog sužavanja žile. Međutim, istraživanja su pokazala da BMS stentovi još uvijek imaju visoku stopu restenoze od 20 – 30 % u kasnijim fazama ugradnje. Ipak, zahvaljujući napretku u dizajnu i načinima izrade stentova, karakteristike BMS stentova su se značajno poboljšale te se i dalje široko primjenjuju [9].

Potreba za smanjenjem restenoze potaknula je pojavu nove generacije stentova – stentova koji postepeno otpuštaju lijekove (eng. *Drug eluting stent*, DES). DES su stentovi koji se i dalje izrađuju od metala, ali su premazani biokompatibilnim materijalom unutar koji se nalazi lijek. Dakle, sastoje se od metalne strukture (najčešće nehrđajući čelik, kobalt-krom legure, NiTi legure s pamćenjem oblika) i polimernog dijela koji koristi PPLA, PDLLA, PCL, PGA ili njihove kopolimere. Dodavanje polimera utječe na karakteristike stenta. Uporabom takvih stentova restenoza se smanjila na 5 – 10 %. Međutim, nakon što se premaz lijeka na površini stenta razgradi, ostaje metalna struktura u tijelu koja može izazvati upalne reakcije i povećati rizik od ponovne pojave ateroskleroze u kasnijim fazama [9].

Najnovija, treća generacija stentova, su biorazgradivi stentovi koji su nastali kao rješenje koje će eliminirati metalne konstrukcije u tijelu kod ugradnje BMS i DES stentova. Ideja je bila dizajnirati stent koji će se koristiti za proširenje lumena krvne žile u ranim fazama implementacije, a zatim se apsorbirati ili razgraditi u kasnijim fazama. Materijali koji se najčešće koriste su biorazgradivi polimeri ili biorazgradive metalne legure koje se razgrađuju korozijom. Međutim, biorazgradivi stentovi imaju nedostatke kao što su loša mehanička svojstva, veliki elastični povrat i brzo mehaničko slabljenje. Matrica stenta od magnezijeve legure se prebrzo razgradi, stentovi od legure željeza ometaju slikanje magnetskom rezonancijom (MRI) i nejednoliko se razgrađuje. Mehanička svojstva mogu se poboljšati

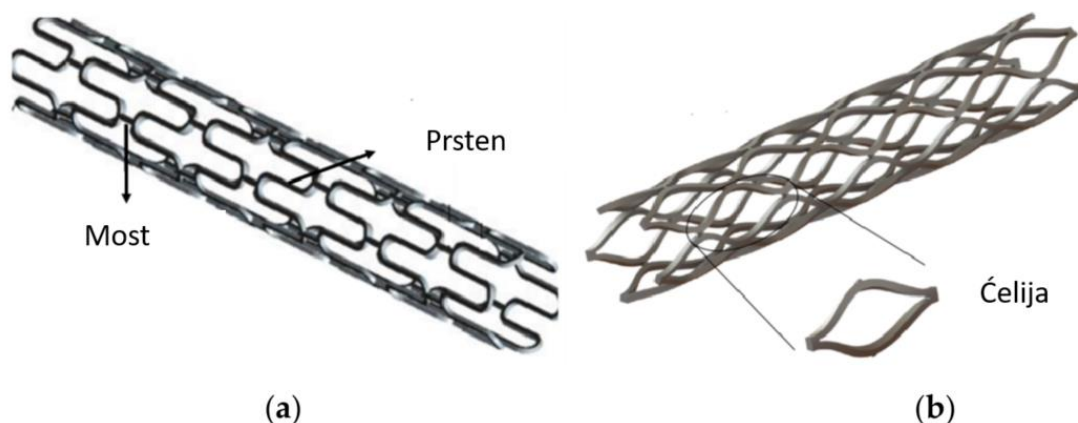
redizajniranjem strukture stentova s ciljem poboljšanja radijalne krutosti, aksijalne fleksibilnosti i sl., [9].

2.3. Dizajn stenta

Prilikom dizajniranja stenta važno je promotriti određene parametre koji utječu na uspješnost ugradnje stenta. Jedan od najvažnijih je ravnomjerno širenje stenta prilikom ekspanzijskog procesa, što je bitno kako bi se izbjeglo oštećenje stijenke žile, te uspostava dovoljne radijalne sile kojom stent utječe na stijenku žile kako bi se spriječio elastični povrat stenta.

Za bolje performanse, od stenta se zahtjeva velika radijalna krutost, kao i fleksibilnost, no veličine tih parametara su u obrnuto proporcionalnom odnosu [12]. Fleksibilnost je potrebna kako bi stent došao do pozicije u stijenki koja je sužena plakom, dok je radijalna krutost potrebna nakon ugradnje stenta kako bi se izbjegla restenoza, tj. ponovno sužavanje lumena stijenke. Koncentracije naprezanja i zamor materijala su također parametri koji utječu na uspješnost dizajna stenta. Reduciranje koncentracije naprezanja može se postići smanjenjem debljine struta stenta ili gušćom raspodjelom istih [13]. Geometrijski parametri uključuju duljinu strutova, površinu i oblik presjeka struta, kao i kut između strutova [10]. Promjena navedenih parametara utječe se na mehaničko ponašanje stenta.

Prema [9], geometrijski dizajn stentova dijeli se u dvije skupine ovisno o jedinicama gradnje. Prva skupina jesu *Link/bridge* stentovi, prikazani na slici 9 (a), koji su građeni od prstenova povezanih tzv. mostovima čija je funkcija poboljšati aksijalnu fleksibilnost stenta. Druga skupina jest RVE/RUC (eng. *Representative volume elements/representative unit cell*) stentovi, prikazani na slici 9 (b), koji su građeni od reprezentativnih ćelijskih jedinica koje su međusobno povezane.



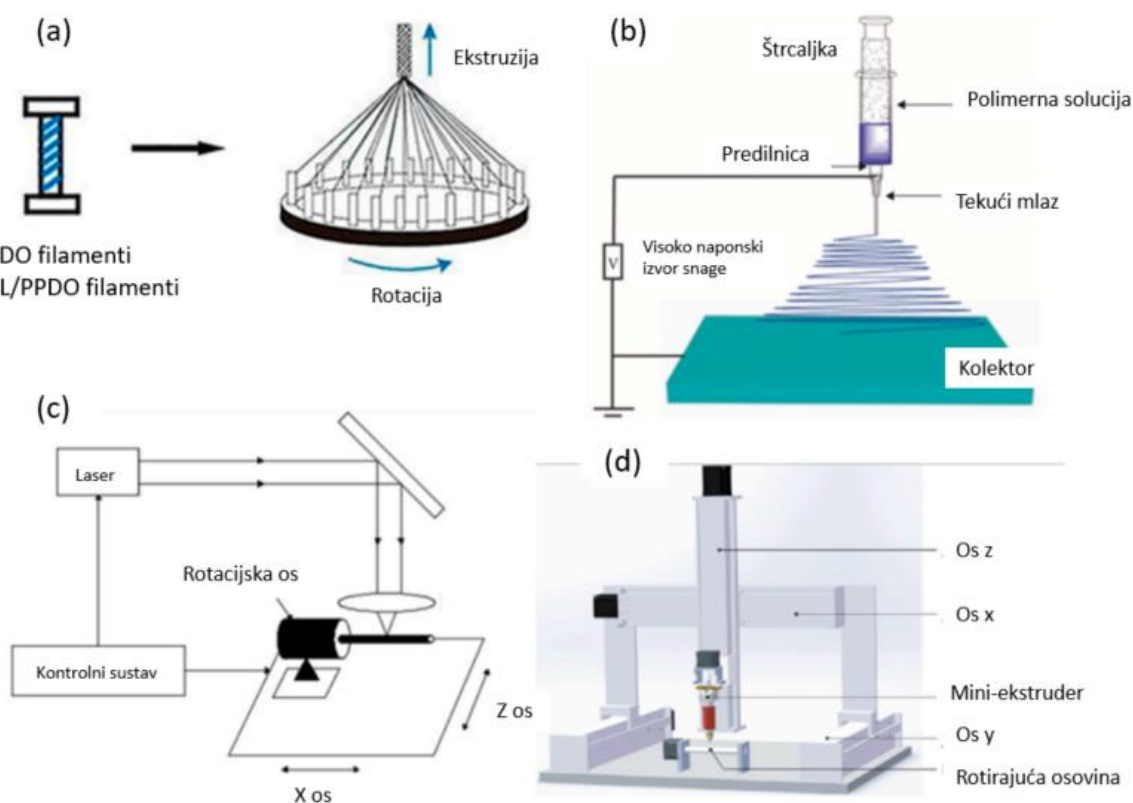
Slika 9. (a) Link/bridge stent; (b) RVE/RUC stent [9]

2.4. Načini proizvodnje stenta

Iako su materijalna svojstva i geometrijske karakteristike ključne za uspješnost stenta, također treba uzeti u obzir i proces proizvodnje. Glavne tehnike izrade stenta jesu tzv. 'tehnika pletenja', tehnika rezanja laserom, *electrospinning* i aditivna proizvodnja. [10].

Tehnika pletenja, prikazana na slici 10 (a), podrazumijeva omatanje žice oko nosača, nakon čega se žica pleće duž osi rotacije prema pripremljenoj putanji kako bi se izradila rešetkasta struktura stenta. Stentovi izrađeni ovom tehnologijom ograničeni su na jednostavnije oblike s lošom radijalnom krutosti. Tehnika pletenja pogodnija je za izradu kompatibilnih stentova od polimera s memorijom oblika [10].

Electrospinning je metoda u kojoj se uporabom električnog polja generiraju vlakna iz tekuće otopine polimera. Prema slici 10 (b), prvo se stvara nabijeni mlaz polimerske otopine pomoću električnog polja, nakon čega otapalo isparava ostavljajući nabijeno vlakno koje se može električno savijati ili skupljati na metalnoj podlozi. Ovaj način nije prikladan za pripremu složenih struktura stenta [12].



Slika 10. Načini proizvodnje stenta,[10]

Najčešće korištena tehnika izrade stentova jest rezanje laserom (slika 10 (c)), a glavna prednost postupka jest mogućnost proizvodnje krhkih praznih cijevi s malom debljinom i točnim

obrisima. Unatoč iznimnoj preciznosti i točnosti, lasersko rezanje spada u termičke procese pa tako može dovesti do strukturalnih problema poput zaostalih naprezanja u materijalu, mikropukotina ili zona pogođenih toplinom. Također treba naglasiti da je ovo tehnologija oduzimanja materijala, čime se stvara velika količina otpadnog materijala. Naknadno se površina treba obraditi čime se dodatno povećava cijena stentova [14].

Alternativa laserskom rezanju jest aditivna proizvodnja. Aditivnom proizvodnjom nanose se slojevi materijala jedan na drugi kako bi se stvorio stent. Ovaj način proizvodnje omogućuje izradu prilagođenih stentova pacijentu i smanjenje troškova proizvodnje u usporedbi s konvencionalnim načinima izrade. Sustav 3D ispisa, prikazan na slici 10 (d), temelji se na vijčanoj ekstruziji i sastoji se od 3 glavne komponente: sustava koji se pokreće u x - y - z smjeru, rotacijske osi i malog vijčanog ekstrudera [10], [14].

2.5. Polimeri s memorijom oblika

Polimeri postaju privlačni materijali u industriji medicinskih uređaja zbog svoje raznolikosti i svestranosti. Imaju manju gustoću i veću fleksibilnost u usporedbi s metalima, lako se proizvode, jeftini su i imaju niže troškove obrade. Također, mogu se površinski modificirati raznim metodama u svrhu povećanja hemokompatibilnosti.

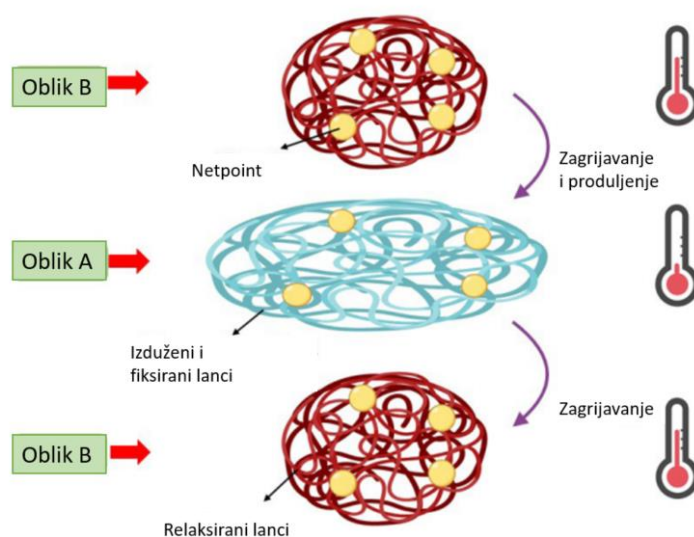
Jedna od posebno zanimljivih vrsta polimera za izradu kardiovaskularnih stentova jesu polimeri s pamćenjem oblika (eng. *Shape Memory polymers*, SMP). SMP su pametni materijali koji mogu promijeniti svoj oblik iz privremenog u trajni oblik pod utjecajem vanjskog utjecaja. Njegova jedinstvena svojstva predstavljaju veliki potencijal u biomedicinskom inženjerstvu [15].

Najčešći načini aktivacije SMP-a jesu toplina, elektricitet, magnetsko polje, vlaka, mikrovalovi ili svjetlost. U biomedicinskim primjenama najčešće korištena je aktivacija toplinom ili otapanjem.

2.5.1. Shape memory ciklus

Shape memory mehanizam može se objasniti teorijom energije i molekularne strukture. Efekt memorije oblika smatra se entropijskim fenomenom. U trajnom obliku, molekularne strukture su stabilne i entropija poprima najveću vrijednost. Manje stabilno stanje s nižom entropijom jest deformirano stanje molekularnih lanaca. To entropijsko stanje je kinetički „zaključano“ dok se materijal hladi ispod temperature T_{trans} i nova konfiguracija lanaca je fiksirana. Zagrijavanjem iznad temperature T_{trans} , povećava se mobilnost molekula što rezultira

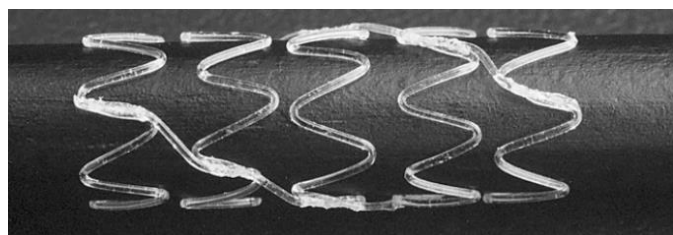
ispuštanjem deformacijske energije i povratak u početno stanje s najvišom entropijom i najnižom energijom [16]. Proces je prikazan na slici 11.



Slika 11. *Shape memory* efekt kod polimera, [16]

2.5.2. *SMP stentovi*

Zbog svojih karakteristika, razvijaju se kardiovaskularni stentovi s polimernim materijalom koji ima svojstvo pamćenja oblika. Aktivacijom *shape memory* efekta vlagom ili promjenom temperature, krvna žila se može zaštititi od oštećenja. Kako je kod metalnih stentova problem loša bio kompatibilnost, te velika šansa restenoze i tromboze, SMP materijal za izradu stenta postaje privlačan kandidat. Jedan od prvih biorazgradivih stentova s memorijom oblika bio je Igaki-Tamai stent, prikazan na slici 12. Stent je građen od poli-L-laktične kiseline (PLLA), koja može povratiti svoj oblik u roku od 20 minuta na 37° [17].



Slika 12. Igaki-Tamai stent, [17]

Biswas i suradnicu [18] razvili su biorazgradivi poliuretan/ dvodimenzionalni nanohibridni SMP s pločicama za pamćenje oblika za izradu samoproširivih stentova. Primijećeno je smanjenje kristaličnosti u nanohibridnim SMP zbog snažnih sila između polimernih lanaca i nanogline, što je rezultiralo značajnim povećanjem fleksibilnosti i čvrstoće. Poboljšana je i termalna stabilnost, što ih čini pogodnima za biomedicinske primjene pri fiziološkoj temperaturi [16].

Liu i suradnicu [19], simulirali su i modelirali ekspanziju SMP stenta. Rezultati su pokazali da stent izrađen od polimera s memorijom oblika može imati stabilnu ekspanziju unutar tijela. Osim toga, primjenom viših temperatura oporavka i nižim stopama zagrijavanja može se postići veća ekspanzija [16].

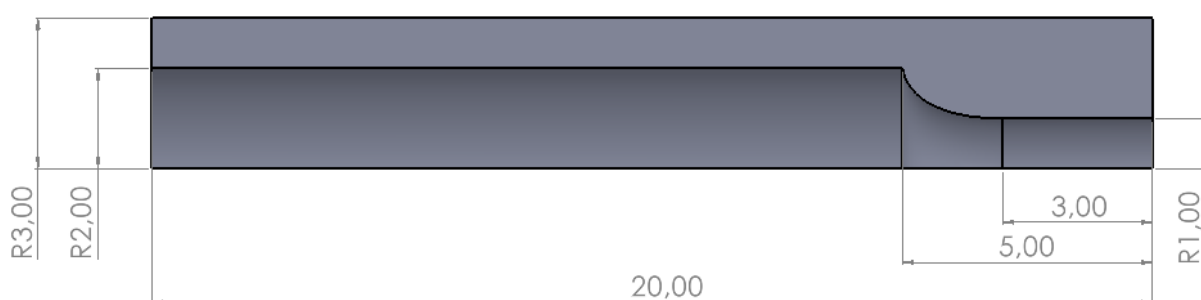
Jia i suradnici [20], razvili su biorazgradive samoproširive stentove temeljene na PLA-u izrađene 3D printanjem. Pripremljeni stent dao je zadovoljavajuće rezultate glede zadržavanja komprimiranog oblika koji je pogodan za implementaciju. Stent je mogao zadržati privremeni komprimirani oblik pri sobnoj temperaturi te se proširiti na svoj početni oblik zagrijavanjem nakon implementacije. Korištenje novijih tehnologija izrade, poput 3D ispisa uz istovremeno iskorištavanje svojstva samoproširenja biorazgradivog PLA-a, može dati odlične rezultate u liječenju kardiovaskularnih bolesti ugradnjom stenta [16].

3. Modeliranje stenozne karotidne arterije i stenta

U sklopu zadatka definirana je pojednostavljena geometrija karotide s aterosklerotskim plakom. Analizirat će se učinkovitosti stentova s promjenjivim promjerom za dvije vrste stentova, konvencionalni i sačasti. Svi modeli izrađeni su pomoću računalnog programa *SolidWorks 2020*.

3.1. Karotidna arterija

Model karotidne arterije s aterosklerotskim plakom prikazan je na slici 13. Unutarnji promjer arterije iznosi 4 mm, debljina stijenke je 1 mm, a duljina promatranog modela arterije iznosi 40 mm [21]. Plak se nalazi na sredini 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, prema idealiziranoj geometriji iz [22].



Slika 13. Model karotidne arterije s aterosklerotskim plakom izrađen u programskom paketu *SolidWorks 2020*

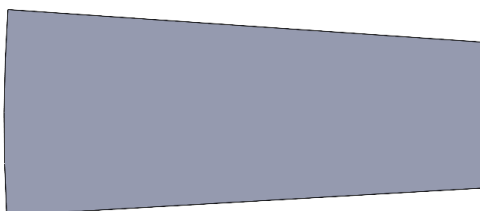
Kako bi se skratile i pojednostavile numeričke simulacije modela, s obzirom na to da geometrija i opterećenja zadovoljavaju simetriju u cirkularnom i aksijalnom smjeru, izrađena je 1/8 modela karotidne arterije s aterosklerotskim plakom, prikazana na slici 13. Uzimajući to u obzir, duljina arterije tada iznosi 20 mm, a duljina plaka 5 mm. Stijenka i plak modelirani su kao jedan dio, koji će kasnije biti podijeljen u programskom paketu *Abaqus 6.14*. kako bi se mogli zadati materijalni parametri svakog dijela zasebno.

3.2. Stent

Kod stentova s jednolikim promjerom, vanjski promjer određen je promjerom zdrave arterije, odnosno mora biti nešto veći pa iznosi 4,1 mm. Debljina struta jedna je od važnijih dimenzija koja definira geometriju stenta, te se njena debljina kroz razvoj mijenjala i uvelike utjecala na učinkovitost stenta. Debljina struta varira od najviše 140 μm pa čak do samo 50 μm . Provedene su analize čime je dokazno da smanjenjem debljine struta smanjuje se šansa za restenozu ili trombozu [23]. Najčešća debljina struta koja je trenutno u komercijalnoj uporabi jest oko 100 μm . To je debljina koja će se koristiti prilikom modeliranja svih stentova u sklopu ovog diplomskog rada.

Potrebno je definirati geometrije stentova s konstantnim promjerom, za svaku od promatranih geometrija ćelija zasebno, kako bi se mogla provesti analiza učinkovitosti stentova s promjenjivim promjerom. U ovome radu promatrat će se geometrija s ponavljajućim uzorkom zatvorenog tipa ćelije. Kao što je ranije spomenuto odabrane su dvije geometrije tzv. konvencionalna i sačasta geometrija ćelije.

Geometrija stenta izrađena je u programskom paketu *SolidWorks 2020* koristeći *Sheet metal* modul. Izrađena je četvrtina presjeka cijevi vanjskog polumjera 2,05 mm s debljinom 0,1 mm koja je određena debljinom struta. Zatim se uporabom opcije *Unfold* razvije u plašt sa zakrivljenim rubovima, što se može vidjeti na slici 14.

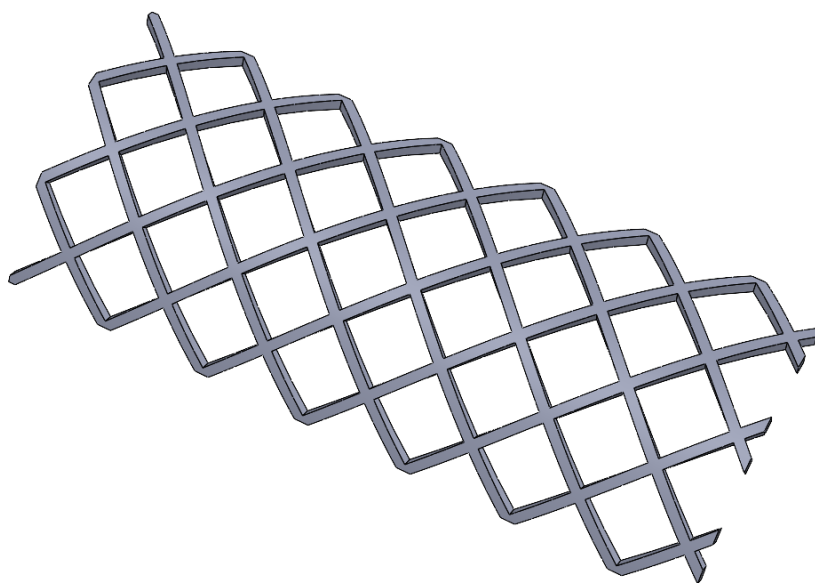


Slika 14. Razvijena geometrija plašta

Udaljavanjem od centra zakrivljenosti povećava se veličina ponavljajućeg uzorka. Ovakav način izrade odabran je radi održavanja uvjeta simetrije u cirkularnom smjeru stenta i kako bi se vidio učinak promjene promjera stenta s jednakom gustoćom strutova na sredini plaka. Naredbom *Circular Sketch Pattern* zarotira se iscrtana geometrija po cijelom plaštu i odabrano je da se geometrija preslika 4 puta. Tako iscrtan uzorak se odstrani pomoću naredbe *Extruded Cut* čime se dobiva željena mrežasta struktura stenta te se opcijom *Fold* vraća u početni oblik i time se dobiva izrađeni model.

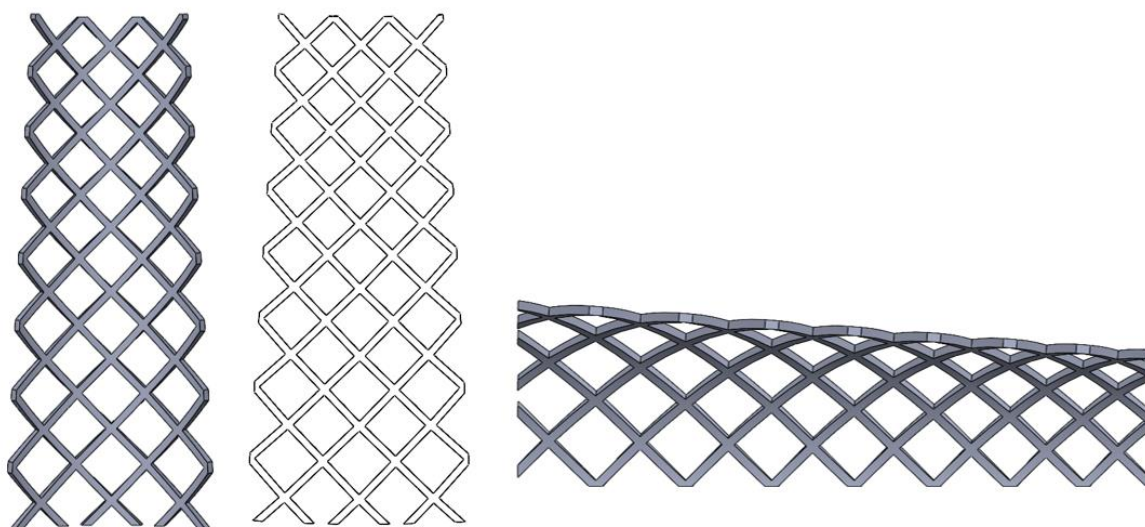
3.2.1. Konvencionalni stent

Za konvencionalni stent odabrana je geometrija s ponavljajućim uzorkom zatvorenog tipa ćelije izvedbe, prema [9], čime se osigurava veća radialna sila i prekrivanje plaka, no fleksibilnost stenta je smanjena. Ovakav tip ćelijske izvedbe je najčešće korišten prilikom izrade stentova sa zatvorenim ćelijskom izvedbom samoekspandirajućih stentova. Model konvencionalnog stenta konstantnog vanjskog promjera prikazan je na slici 15.



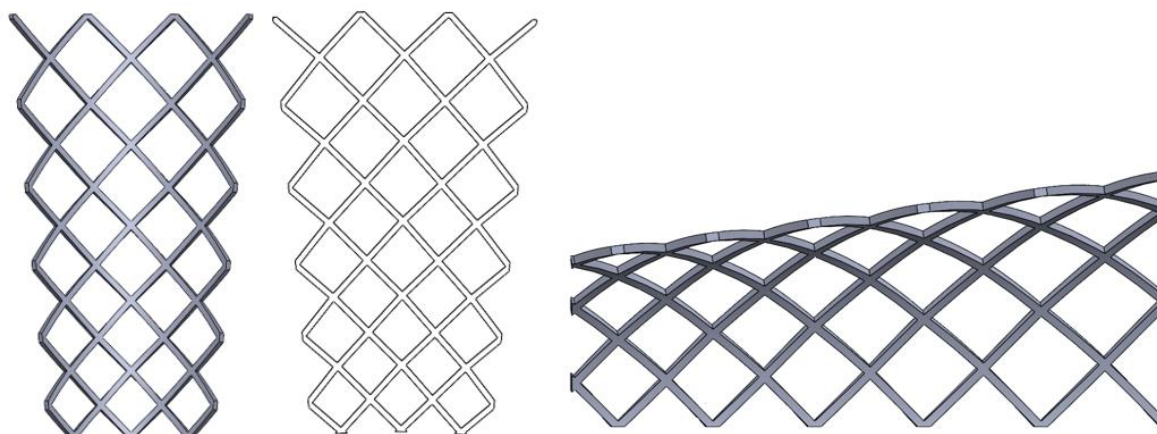
Slika 15. Model konvencionalnog stenta konstantnog vanjskog radijusa $R_{st} = 2,05$ mm

Pri modeliranju stentova promjenjivog promjera treba uzeti u obzir nekoliko ograničenja. Kako se za izradu numeričke simulacije koristi osminski model arterije s plakom, model stenta također mora zadovoljiti simetriju u cirkularnom i aksijalnom smjeru stenta. Kako bi se razmatrala učinkovitost stenta promjenjivog promjera, duljina stenta je ista za sve modele i iznosi 14 mm u nedeformiranom stanju. Prilikom izrade modela varirani su promjeri stenta na dijelu koji se naliže na plak, dok je vanjski radijus koji se naliže na zdravu žilu konstantnog iznosa $R_{zd} = 2,05$ mm. Modelirano je 4 varijante tzv. užeg i šireg stenta ovisno o promjeru na području plaka u odnosu na promjer na području zdrave žile. Promjeri se na svakom stentu kontinuirano mijenjaju od najmanjeg do najvećeg promjera.



Slika 16. Model stenta s užim promjerom za područje plaka

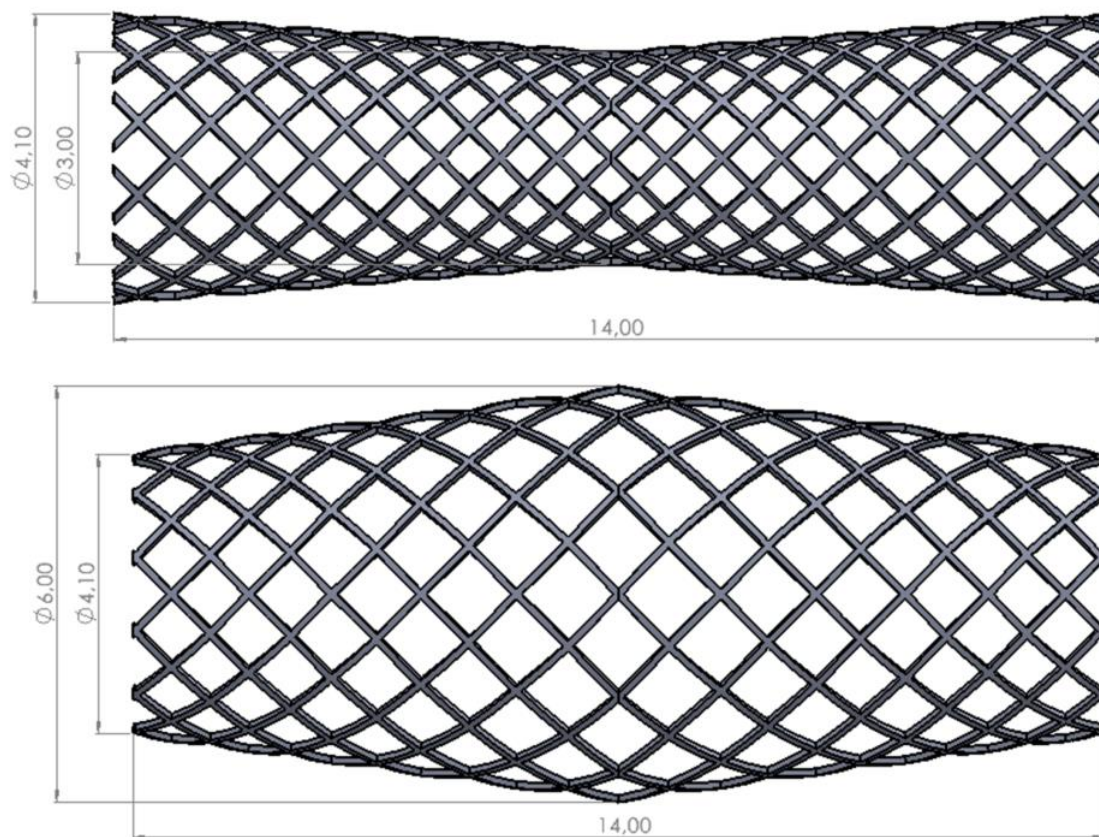
Na slici 16 prikazan je jedan od modela s užim promjerom na sredini stenta, u ovom slučaju najuži modeliran s vanjskim radijusom od 1,50 mm. Na isti princip modelirane su još 3 varijante stenta s najužim promjerom od 1,60, 1,70 i 1,80 mm.



Slika 17. Model stenta sa širim promjerom za područje plaka

Na slici 17 prikazan je model sa širim promjerom stenta za područje plaka, u ovom slučaju radijus iznosi 3,00 mm. Izrađene su još 3 varijante sa širim polumjerima od 2,30 mm, 2,50 mm i 2,75 mm. Područje od 1,80 do 2,30 mm izuzeto je iz promatranja zbog nemogućnosti izrade modela pomoću *Sheet metal* modula programskog paketa *SolidWorks 2020*. Ponavljajuća ćelija je četverokut koji se smanjuje prilikom modeliranja užeg stenta i povećava kod modeliranja šireg stenta čime se osigurava simetrija stenta u cirkularnom smjeru. Završetak stenta, odnosno dio koji se naslanja na zdravi dio žile, nema nikakve uvjete simetrije pa je on različit za svaku

varijantu stenta radi održavanja jednake duljine stenta. Cjeloviti prikazi modela stentova prikazani su na slici 18.



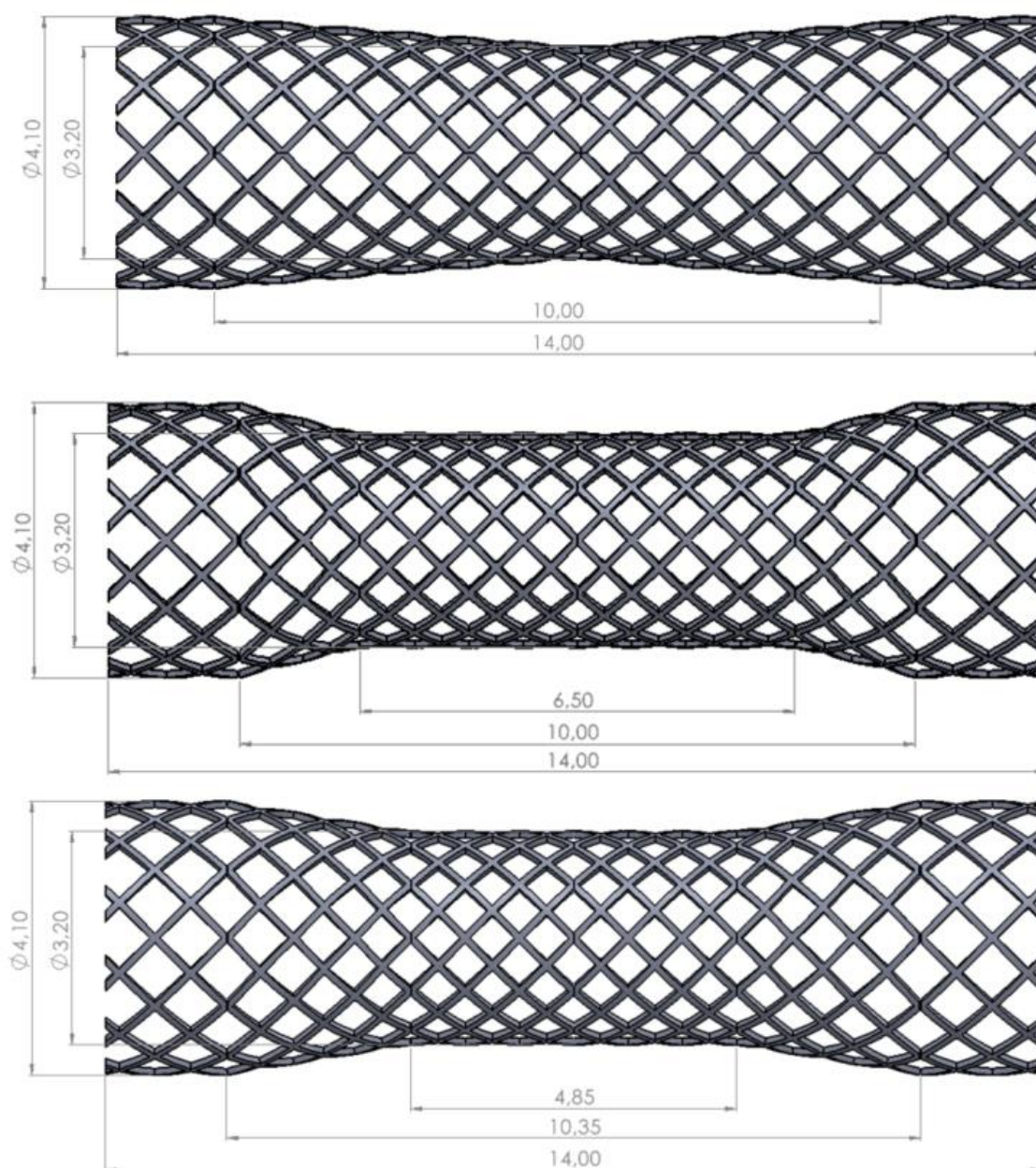
Slika 18. Cjeloviti model stenta s užim (gore) i širim (dolje) promjerom na sredini stenta

Također, modelirani su stentovi koji više prate geometriju plaka i stijenke. Modelirane su tri varijante prema tablici 2 gdje je l_1 duljina središnjeg dijela stenta s konstantnim polumjerom $R_{st,p} = 1,60$ mm, l_2 predstavlja duljinu na kojoj se polumjer mijenja kontinuirano od 1,60 mm do 2,05 mm te duljina l_3 koja je duljina krajnjih dijelova stenta s konstantnim vanjskim polumjerom od 2,05 mm koji se oslanja na zdravi dio stijenke.

Tablica 2. Dimenzije varijanti stentova

	l_1 [mm]	l_2 [mm]	l_3 [mm]
Varijanta 1	-	5,00	2,00
Varijanta 2	3,25	1,75	2,00
Varijanta 3	2,425	2,75	1,825

Na slici 19 prikazani su cjeloviti modeli varijanti stentova izrađenih prema dimenzijama prikazanih u tablici 2.

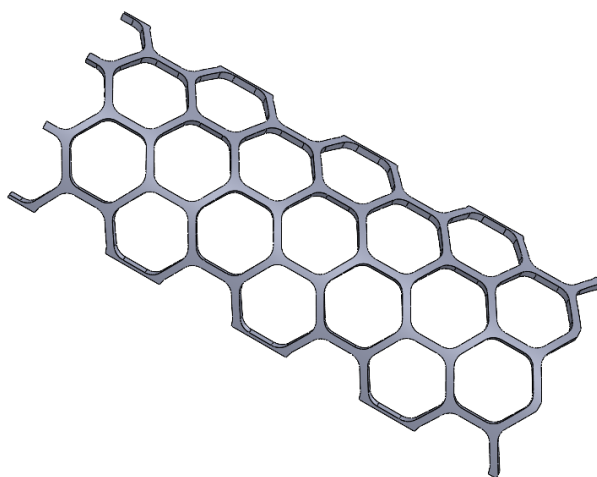


Slika 19. Modeli varijanti stentova koji više prate geometriju plaka i stijenke

3.2.2. Favus-O stent

Prema [24], poznato je da različite strukture inspirirane prirodom osiguravaju odlična mehanička svojstva potrebna za njihove uloge poput ptičjeg gnijezda, pčelinjih saća, paukove mreže i sl. Modeliranje geometrije ćelija stenta zatvorene strukture nadahnute prirodom pokazalo se učinkovitim sa stanovišta zaostale stenozе u karotidnoj arteriji s aterosklerotskim

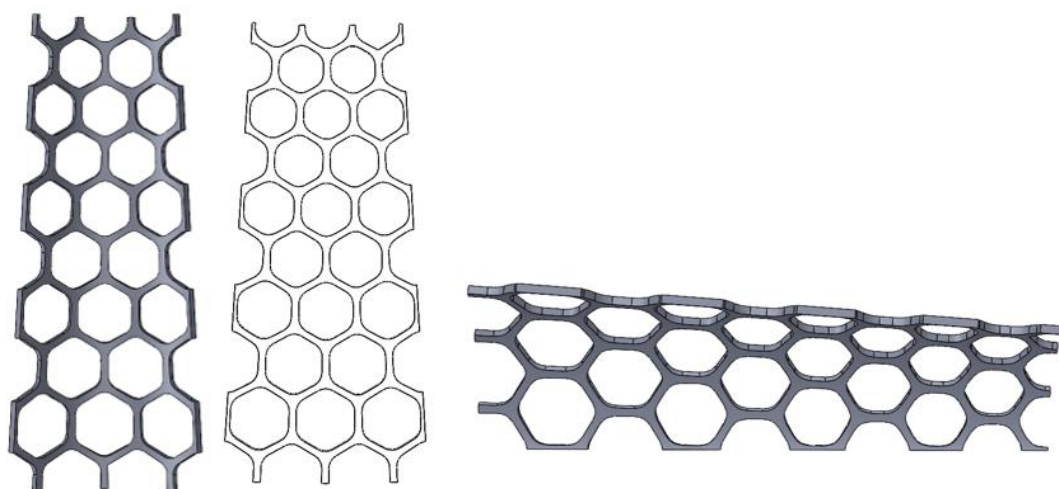
plakom prema [25]. Najučinkovitija se pokazala šesterokutna pčelinja saća s radijusima zakrivljenosti. Najpoznatija primjena ovakvih struktura jest za izradu zrakoplovnih dijelova reducirane mase gdje složene kompozitne sendvič konstrukcije osiguravaju visoku krutost i čvrstoću [26]. Dimenzionirana geometrija stenta konstantnog promjera prikazana je na slici 20.



Slika 20. Model saćastog stenta konstantnog vanjskog radijusa $R_{st} = 2,05$ mm

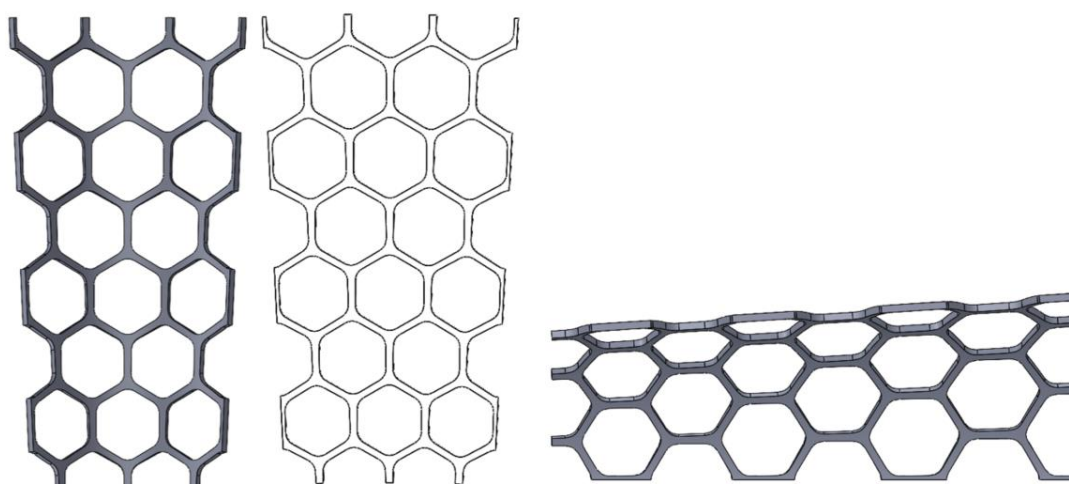
Modelirano je nekoliko varijanti tzv. užeg i šireg stenta ovisno o promjeru na području plaka u odnosu na promjer na području zdrave žile. Promjeri se na svakom stentu kontinuirano mijenjaju od najmanjeg do najvećeg promjera.

Za stent promjenjivog promjera odabrane su 4 varijante s užim promjerom na sredini stenta gdje je varijanta s najmanjim polumjerom $R_{st,p} = 1,50$ mm prikazana na slici 21.



Slika 21. Model stenta s užim promjerom za područje plaka saćaste geometrije

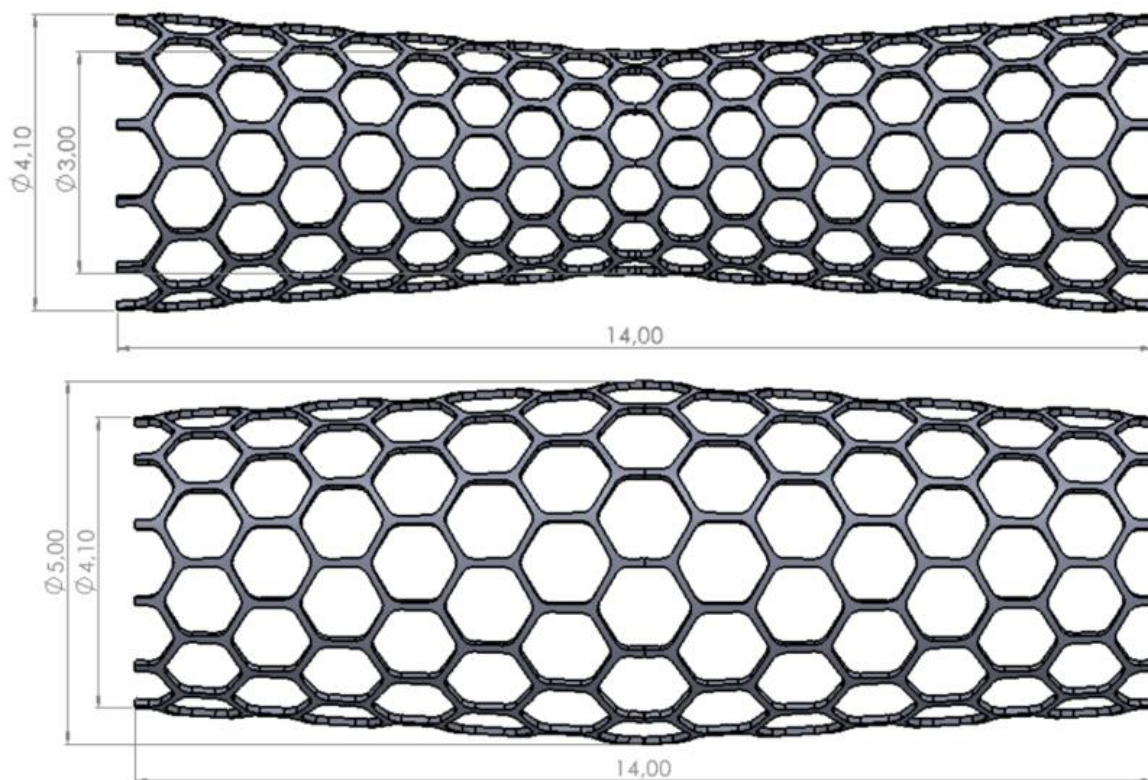
Za stent promjenjivog promjera također su odabrane 4 varijante sa širim promjerom, no kako su samo dva modela odradili simulacijski proces do kraja, na slici 22 je prikazan stent s najvećim radijusom $R_{st,p} = 2,50$ mm za koji je numerička procedura izvršena.



Slika 22. Model stenta sa širim promjerom za područje plaka sačaste geometrije

Ponavljajuća ćelija je šesterokut koji se smanjuje prilikom modeliranja užeg stenta i povećava kod modeliranja šireg stenta čime se osigurava simetrija stenta u cirkularnom smjeru. Završetak stenta, odnosno dio koji se naslanja na zdravi dio žile, nema uvjete simetrije pa je on različit za svaku varijantu stenta radi održavanja jednake duljine stenta.

Cjeloviti modeli s dimenzijama promjera i duljine prikazani su na slici 23.



Slika 23. Cjeloviti model stenta užeg i šireg promjerom za područje plaka sačaste geometrije

4. Numeričke simulacije

Prema [27], čvrsta tijela dijele se na elastična, plastična, viskoelastična i viskoplastična, a ovisno o utjecaju smjera opterećenja na mehanička svojstva, na izotropna i anizotropna. Također, ovisno o vezi između naprezanja i deformacija materijali se mogu ponašati linearno ili ne-linearno elastično. U sklopu ovog diplomskog rada koristit će se hiperelastični materijalni modeli kako bi se opisalo ne-linearno elastično ponašanje materijala s velikim deformacijama. Arterije, osim što imaju složenu strukturu, karakteriziraju se svojstvima hiperelastičnosti, anizotropnosti i rezidualnih naprezanja. *Intima* (unutarnji sloj) ima najmanje predistezanje u usporedbi s *adventitiom* i *mediom* u kojima se javljaju znatno veće zaostale deformacije. Ovo se može objasniti sastavom pojedinih slojeva arterije, gdje su *intima* pretežito sastoji od kolagena koji se kontinuirano obnavlja. *Adventitia* i *media* pretežito su građene od elastina koji nastaje u prenatalnom stanju kada njegova proizvodnja prestaje što rezultira većim predistezanjem u odnosu na kolagen.

U ovom radu koriste se *Neo-Hookeov* model i *Holzappel-Gasser-Ogdenov* (HGO) model za opisivanje hiperelastičnog ponašanja materijala. *Neo-Hookeov* model se koristi za opisivanje izotropnog ponašanja materijala plaka i stenta, dok se HGO model koristi za opisivanje anizotropnog ponašanja materijala stijenke arterije. Glavna razlika između ova dva modela je funkcija energije deformacije koja određuje vezu između tenzora naprezanja i deformacija hiperelastičnih materijala. Tako prema [28], konačni izraz za tu vezu je:

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

gdje je $\boldsymbol{\sigma}$ Cauchyev tenzor naprezanja, \mathbf{E} Lagrangeov tenzor velikih deformacija i W funkcija energije deformacije, te \mathbf{F} gradijent deformiranja. Za nestlačivi *Neo-Hookeov* materijalni model, funkcija energije deformacije je:

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

gdje je C_{10} parametar materijala, a I_1 prva invarijanta desnog Cauchy-Greenovog tenzora. *Holzappel-Gasser-Ogden* (HGO) model je prošireni *Neo-Hookeov* model s anizotropnim članom:

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

gdje su k_1 i k_2 dodatni materijalni parametri krutosti kolagenskih vlakana, a I_4 i I_6 su projekcije desnog Cauchy-Greenovog tenzora deformiranosti na smjerove (kolagenih) vlakana. U ovom radu pretpostavlja se da su vlakna usmjerena pod kutom od $\pm 45^\circ$ u odnosu na aksijalnu os u

aksijalno-cirkularnoj ravnini. U (2) i (3) izostavljeni su parametri stlačivosti D i κ koji predstavlja disperziju vlakana. U ovom slučaju, ovi parametri su postavljeni na nulu zbog pretpostavke nestlačivosti i pretpostavke o odsutnosti disperzije.

4.1. Postavljanje numeričke simulacije

Nakon što se .step datoteke arterije i stenta uvedu u *Abaqus*, prvo je potrebno u *Part* modulu izvršiti računalno ispravljanje geometrije pomoću funkcije *Geometry Edit*. Nakon toga potrebno je particionirati model arterije na plak i zdravi dio arterije.

U modulu *Property*, materijali se definiraju prema tablici 3 i tablici 4 te se dodjeljuju odgovarajućim dijelovima stijenke i plaka. Parametri koji se zadaju su predistezanje elastina (aksijalno i cirkularno) te predistezanje kolagenskih vlakana. Materijalni parametri žile odabrani su tako da modelirana geometrija odgovara snimljenoj geometriji krvne žile (odnosno *in vivo* geometriji). Korištenjem UMAT rutine s predistezanjem bolje se opisuje stvarno ponašanje žile, koja opterećena normalnim krvnim tlakom ima zanemarivi radijalni pomak.

Tablica 3. Materijalni parametri za definiranje modela stijenke pomoću HGO modela s predistezanjem, [29]

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

Materijal stenta je biokompatibilna i hemokompatibilna smola za 3D printanje [30] koja ima modul savijanja 1500 MPa koji se prema [27] i [28], uslijed jednakosti Laméove konstante μ i modula smičnosti G , može zadati kao koeficijent C_{10} prema izrazu:

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

Poissonov koeficijent približno je jednak 0,5 zbog nestlačivosti [28], pa time se dolazi do materijalne konstante C_{10} *printodont GR-20 MJF* koja iznosi 250,167 MPa.

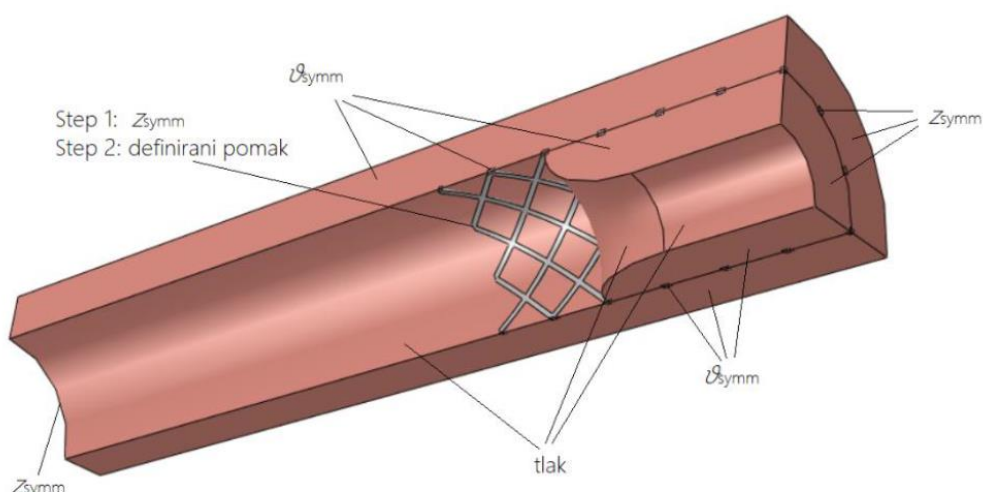
Tablica 4. Materijalni parametri plaka opisanog s Neo-Hookovim modelom, [22]

<i>Neo-Hooke</i>	Stent	Plak		
		Kalcificirani	Celularni	Hipocelularni
C_{10}	250,167	0,057	0,172	0,308
D	0	0	0	0

Prema tablici 4 primjetno je da se plak modelira ovisno o svome sastavu, što rezultira kalcificiranim, celularnim (plak s fibrinskom kapom) i hipocelularnim (svježim plakom s tankom ne-fibrinskom kapom) [5]. Kalcificirani plak je najmanje kruti plak, pa stoga stent uzrokuje najmanje naprezanja na stijenku. Pojava restenoze također ovisi o krutosti plaka, pa tako povećanjem krutosti plaka smanjuje se rizik od restenoze.

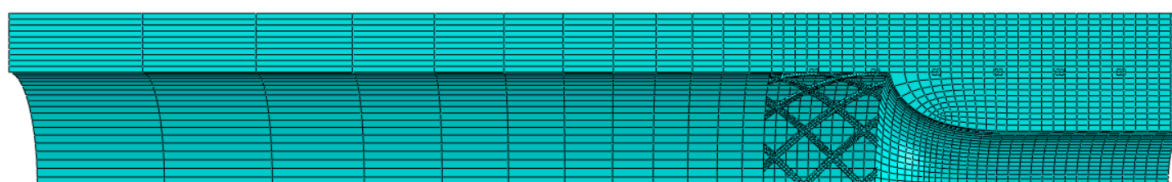
Nakon što su definirana i pridružena materijalna svojstva, u modulu *Assembly* unose se arterija i stent, a u *step* modulu određuje se broj koraka za izvođenje simulacije. U ovom modulu adekvatno je opisan proces ugradnje SMP stenta prema [25]. Prvo se definira stanje stenta prije ugradnje, odnosno njegovo nedeformirano stanje. Zatim se provodi zagrijavanje i aksijalno razvlačenje stenta kako bi se postiglo komprimirano stanje. Nakon toga se simulira proces oporavka stenta iz deformiranog u njegovo prvotno stanje, koje zapravo predstavlja završni ciklus implementacije stenta u kojemu stent gura nakupine plaka na stijenci i proširuje lumen arterije. Unutrašnjost stijenke arterije je opterećena normalnim krvnim tlakom od 100 mmHg (0,0133 MPa) u svim koracima analize koji se zadaje u modulu *Load* kao *Pressure*.

Potrebno je zadati rubne uvijete za svaki korak. U prvom koraku zadaju se rubni uvjeti simetrije na stent i arteriju s plakom prema slici 24 i tlak na stijenku. U takvim uvjetima postiže se ravnoteža, pa je potrebno zadati veliki početni inkrement odnosno u ovom slučaju zadan je 1. U drugom koraku primjenjuje se rubni uvjet pomaka od 5 mm na površini stenta, što predstavlja aksijalno rastezanje stenta s početnim korakom 0,02. U trećem koraku uklanja se aksijalni pomak, te se dodaje kontakt između unutrašnje stijenke arterije s plakom i vanjske površine stenta s početnim inkrementom od 0,01. Kontakt je definiran u modulu *Interaction* s normalnim i tangencijalnim ponašanjem s koeficijentom trenja 0,25. U svim koracima koristi se *Nlgeom* zbog nelinearnog materijala i velikih pomaka, dok su opterećenja i rubni uvjeti zadani u modulu *Load* i prikazani su na slici 24.



Slika 24. Rubni uvjeti

U modulu *Mesh*, model arterije s plakom i model stenta diskretiziraju se pomoću C3D8H heksaedarskim konačnim elementima uz korištenje *Sweep* metode. C3D8H predstavljaju trodimenzijske heksaedarske konačne elemente s 8 čvorova s hibridnom formulacijom. Hibridna formulacija koristi se pri rješavanju nekompresibilnosti, odnosno nestlačivog ponašanja materijala zadanog s parametrom D koji je u ovom slučaju $D = 0$ (tablica 3 i 4) kako bi se osigurala nestlačivost tijekom procesa deformiranja. Svaki čvor konačnog elementa ima tri stupnja slobode, translacije u smjeru osi koordinatnog sustava.

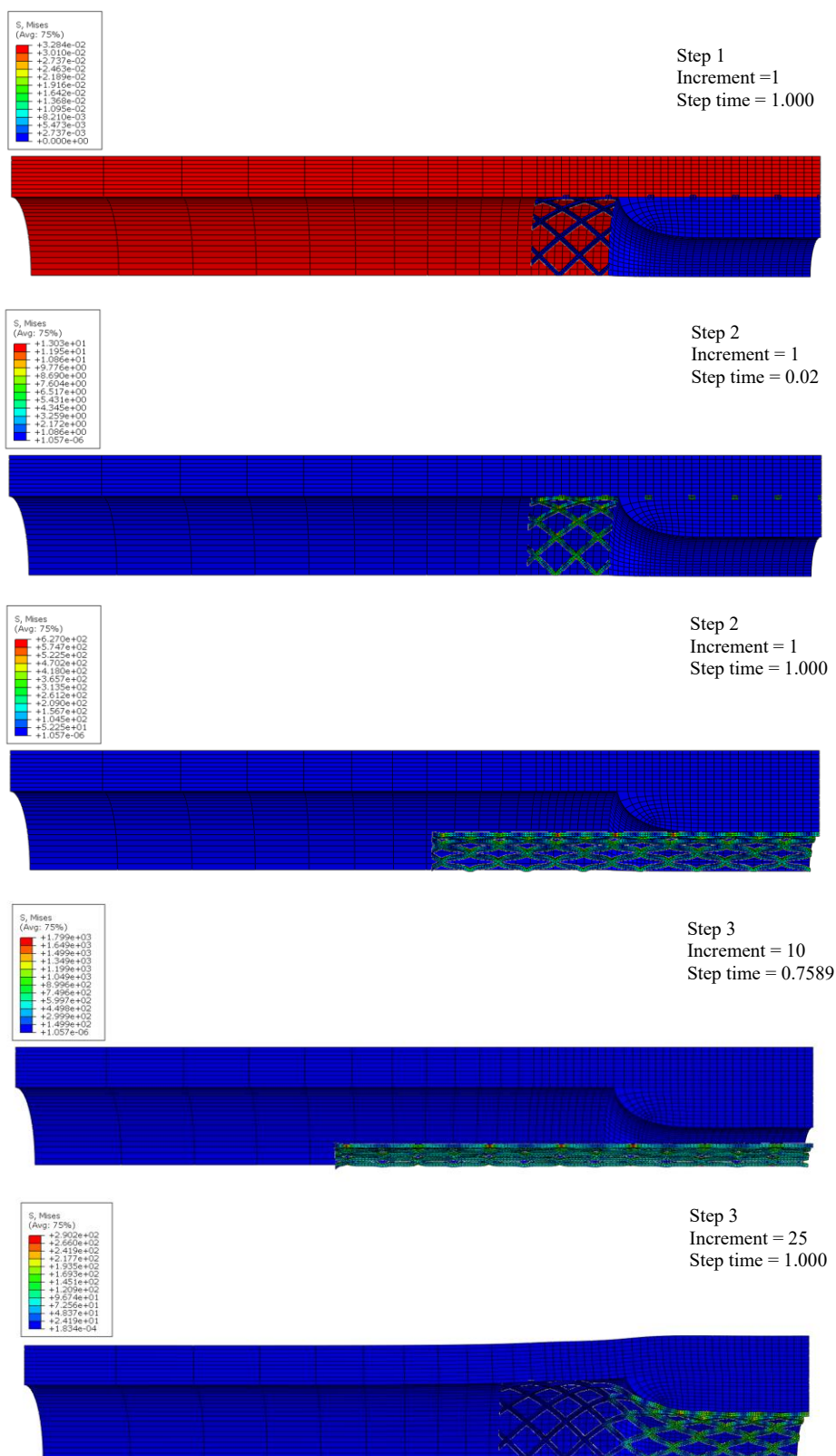


Slika 25. Model stijenke s plakom i stent diskretiziranih pomoću C3D8H konačnim elementima

Model arterije s plakom diskretiziran je na 14320 konačnih elemenata uz *Sweep* metodu i *Medial axis* algoritam zadavanja mreže. Zdrava stijenka diskretizirana je tako da mreža bude gušća u blizini područja s plakom dok udaljavanjem od plaka, mreža konačnih elemenata se prorjeđuje (slika 25). Model stenta diskretiziran je *Sweep* metodom.

Koraci procedure prikazani su na slici 26 gdje se prvo prikazuje uspostava ravnoteže, zatim početak i kraj aksijalnog rastezanja stenta. Treći korak prikazuje nalijeganje stenta na stijenku i plak, a prvi kontakt s plakom ostvaruje se u 10. inkrementu. Nakon toga stent širi plak i ugradnja stenta završava oblikom stenta na zadnjoj slici.

Numerička procedura prikazana je na slici 26 za ugradnju konvencionalnog stenta konstantnog promjera na hipocelularnom plaku. Numerička procedura ista je za sve analizirane modele neovisno o geometriji stenta i krutosti plaka.



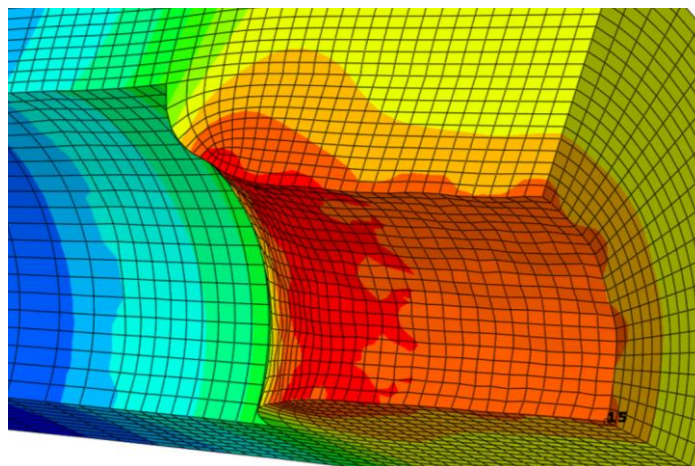
Slika 26. Koraci numeričke procedure ugradnje stenta

5. Rezultati

Primjenom numeričke procedure iz prethodnog poglavlja dobiveni su rezultati simulacija modeliranih stentova konstantnih i promjenjivih promjera. Rezultati i analiza učinkovitosti razmatraju se za svaku od modeliranih geometrija zasebno u odnosu na model stenta s konstantnim vanjskim promjerom iznosa 4,10 mm. Uspoređivat će se zaostala naprezanja unutar stenta, za koje je poželjno da budu što manja, te će se učinkovitost stenta odmjeriti pomoću zaostale stenoze koja se računa prema izrazu:

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

gdje $r_{u,p}$ predstavlja unutarnji polumjer krvne žile s plakom, a r_u zdravi polumjer krvne žile bez plaka. Unutarnji polumjer krvne žile s plakom bit će promatran za isti čvor 15 prikazan na slici 27:



Slika 27. Čvor 15 za ispis rezultata redukcije stenoze

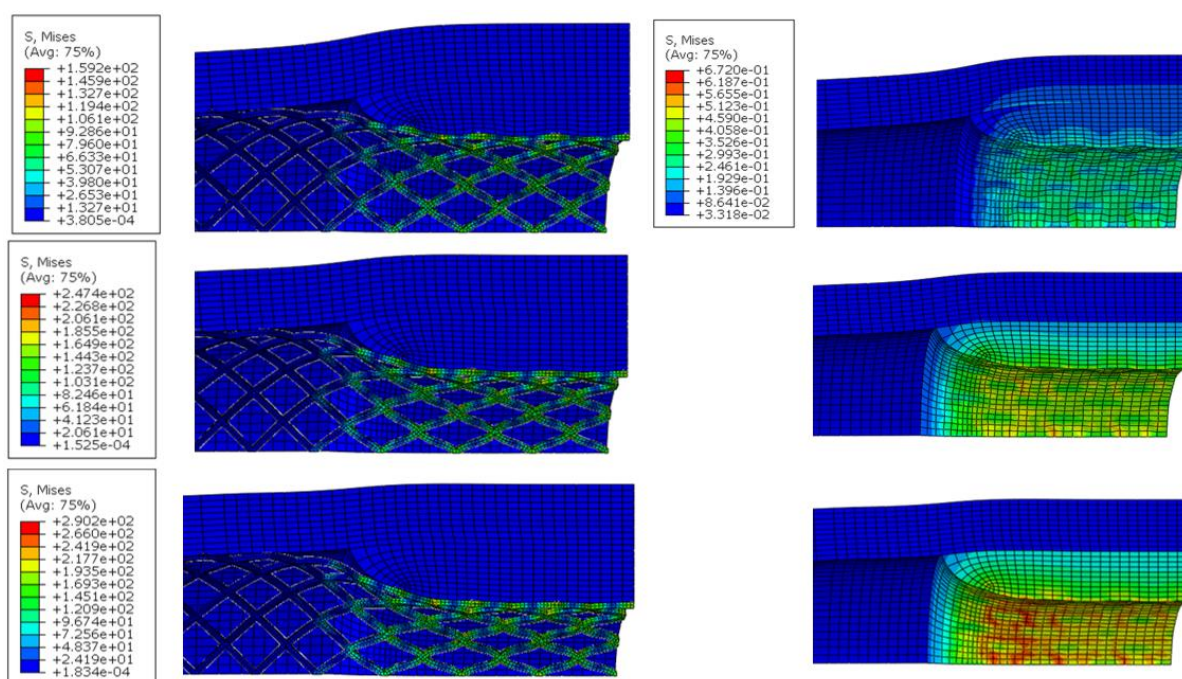
U prvom dijelu bit će analiziran konvencionalni stent i njegovo djelovanje na svaku vrstu plaka posebno. U drugom dijelu bit će prikazani rezultati analiza stenta sa sačastom geometrijom ćelija na najkrućem hipocelularnom plakom.

5.1. Konvencionalni stent

Konvencionalni stent s promjenjivim promjerom bit će uspoređen sa stentom konstantnog vanjskog radijusa $R_{v,stent} = 2,05$ mm. Promotrit će se utjecaj vrste plaka, promjene oblika i optimizacije geometrije na kritičnim područjima na promjene naprezanja unutar stenta te naposljetku ocijeniti uporabljivost predloženih stentova sa zaostalom stenozom kao kriterij.

5.1.1. Utjecaj vrste plaka

Kao što je ranije spomenuto, postoje tri vrste plaka koje se razlikuju po svojim mehaničkim svojstvima. Najkruči od njih, hipocelularni plak, može podnijeti veća naprezanja u usporedbi s celularnim i kalcificiranim plakom, što se može vidjeti na slici 28 desno. Na slici 28 lijevo prikazana su naprezanja u stentu konstantnog promjera u ovisnosti o plaku, redom za kalcificirani (slika 28 gore), celularni (slika 28 sredina) i hipocelularni (slici 28 dolje) plak. Najveća zaostala naprezanja u stentu zabilježena su upravo kod hipocelularnog plaka što se može pridodati njegovoj krutosti, dok se najmanja zaostala naprezanja javljaju kod kalcificiranog plaka.

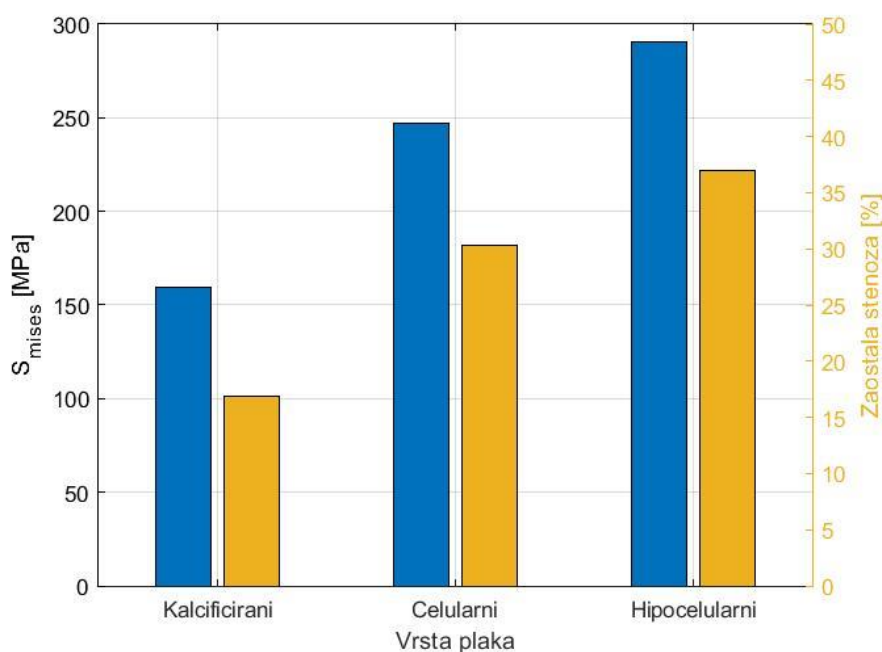


Slika 28. Naprezanja u stentu konstantnog promjera (lijevo) i naprezanja u stijenci (desno) u ovisnosti o vrsti plaka

Smanjenjem naprezanja zaostale deformacije unutar stenta su manje, pa se na slici 28 lijevo može primijetiti da ćelije stenta poprimaju sličniji izgled svom prvotnom, nedeformiranom obliku.

Kako se krutost plaka mijenja, mijenja se i učinkovitost stenta glede zaostale stenoze. Na slici 29 žuti stupci prikazuju veličinu zaostale stenoze za stent konstantnog promjera u ovisnosti o vrsti plaka. Zaostala stenoza za kalcificirani plak iznosi oko 17% dok je za hipocelularni plak čak dvostruko veća ugradnjom istog stenta. Iako se učinkovitost stenta smanjuje s povećanjem krutosti plaka, odnosno zaostala stenoza ostaje veća, i naprezanja u stentu rastu s povećanjem krutosti plaka. Sa slike 29 može se zaključiti da je hipocelularni plak najnepovoljniji slučaj za

ugradnju stenta, kao i da je kod odabira optimalnog dizajna stenta za pojedinog pacijenta bitno znati sastav aterosklerotskog plaka.

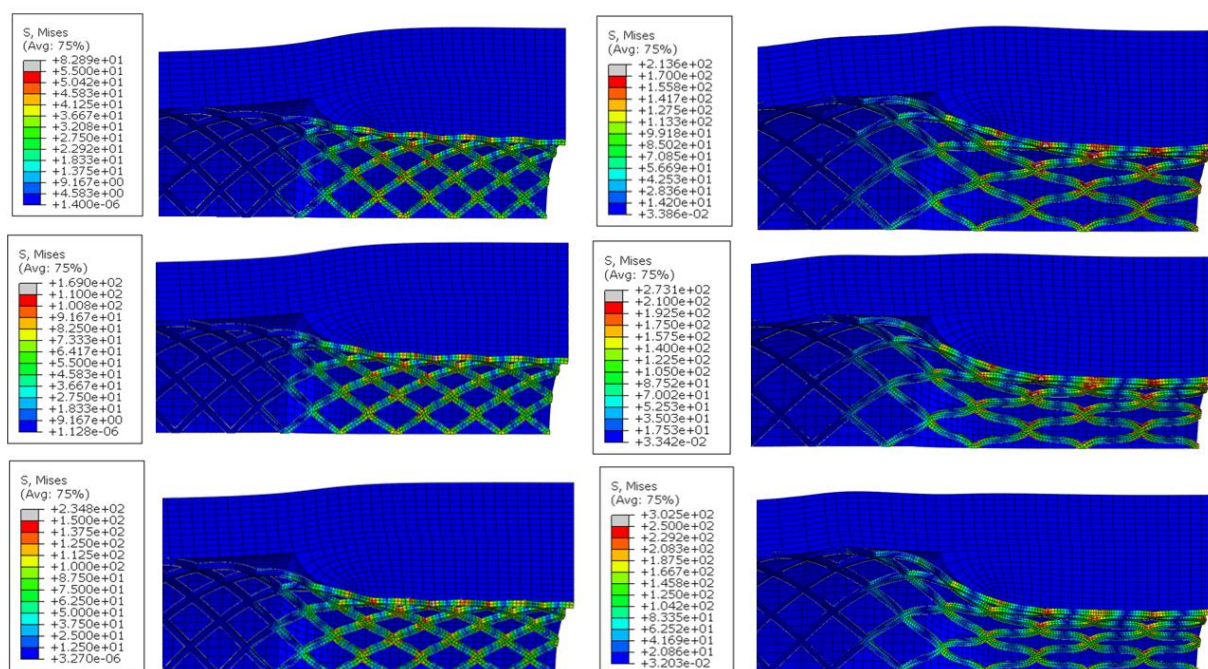


Slika 29. Ovisnost naprezanja i zaostale stenozne o vrsti plaka za stent konstantnog promjera

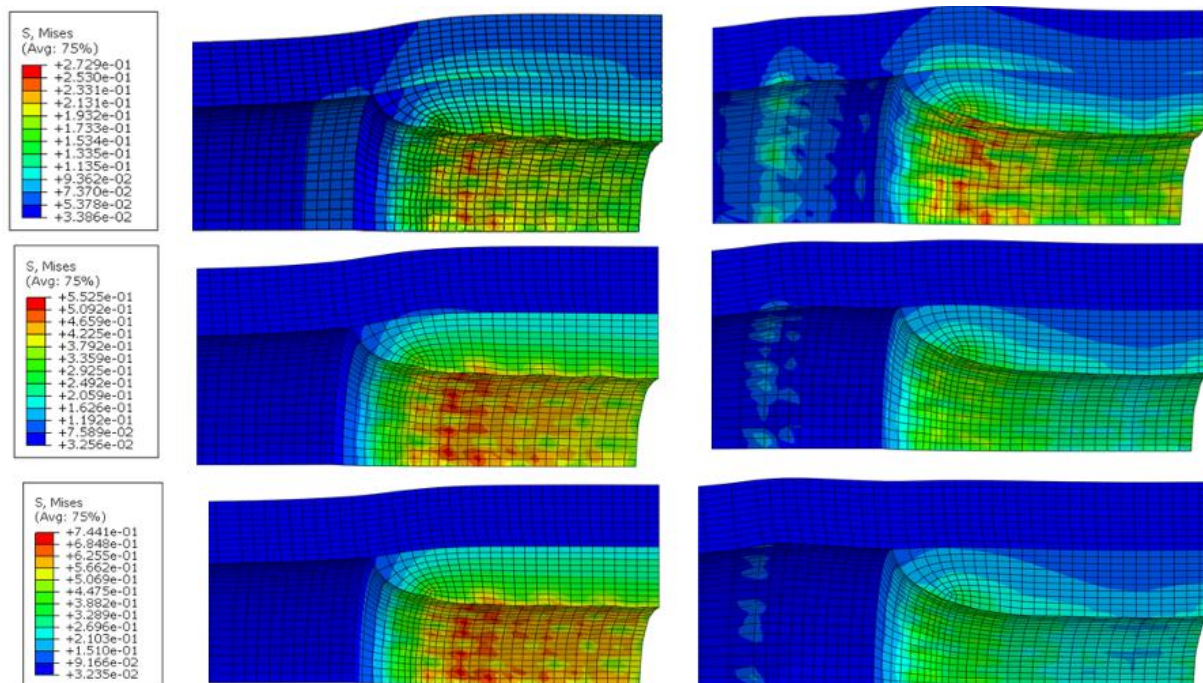
Ugradnjom stenta konstantnog promjera dolazi do povećanja zaostalih naprezanja u stentu, naprezanja na stijenu s plakom te zaostale stenozne s povećanjem krutosti plaka.

5.1.2. Utjecaj oblika stenta

Stentovi promjenjivog promjera modelirani su tako da se mogu podijeliti u dvije skupine: modeli čiji je promjer uži na sredini stenta nego na krajevima i modeli čiji je promjer širi na sredini stenta nego na krajevima (slika 18). Njihov učinak ugradnje može se vidjeti na slici 30 gdje lijeva strana predstavlja tzv. uži stent, a desna strana tzv. širi stent te njihovu ovisnost o vrsti plaka. Na slikama su prikazani stentovi s najmanjim modeliranim radijusom $R_{st,p} = 1,50$ mm i najvećim modeliranim radijusom $R_{st,p} = 3,00$ mm. Ono što se može primijetiti je da su naprezanja kod užeg stenta manja nego kod šireg stenta neovisno o vrsti plaka. Stent šireg radijusa ima veće zaostale deformacije, pa tako i veća zaostala naprezanja. Također gustoća strutova u nedeformiranom obliku je manja (slika 17) u usporedbi s gustoćom strutova užeg stenta (slika 16) što ga čini manje krutim od užeg stenta. Njegova povećana elastičnost može se vidjeti i u načinu prijanjanja stenta na žilu s plakom (slika 30 desno) u odnosu na užu stent koji je puno krući i lošije se oslanja u području između plaka i stijenke (slika 30 lijevo).



Slika 30. Utjecaj oblika na naprezanja u stentu u ovisnosti o vrsti plaka: kalcificirani (gore), celularni (sredina), hipocelularni (dolje); suženi stent (lijeva strana), prošireni stent (desna strana)



Slika 31. Utjecaj oblika na naprezanja u stijenci u ovisnosti o plaku: kalcificirani (gore), celularni (sredina), hipocelularni (dolje); suženi stent (lijeva strana), prošireni stent (desna strana)

Naprezanja na plaku i stijenci su veća kod užeg stenta (slika 31 lijevo), čak dvostruko za celularni i hipocelularni plak u odnosu na širi stent (slika 31 desno). Naprezanja za kalcificirani plak (slika 31 gore) sličnih su vrijednosti i u oba slučaja dolazi do povećanja naprezanja u samoj stijenci. Također se može primijetiti da zbog geometrije šireg stenta, neovisno o plaku, dolazi do stvaranja naprezanja na dijelu zdrave žile što nikako nije poželjno.

Tablica 5 prikazuje rezultate naprezanja konvencionalnog stenta gdje se uspoređuju maksimalno (S_{mises}), radijalno (S_{11}), cirkularno (S_{22}) i aksijalno (S_{33}) zaostalo naprezanje u stentu, radijalni pomak čvora 15 (naznačenog na slici 27) te zaostala stenoza nakon ugradnje stenta za kalcificirani plak pri čemu je $R_{st,p}$ vanjski radijus stenta u neopterećenom stanju koji se pozicionira na polovici plaka.

Tablica 5. Naprezanja u stentu, radijalni pomak i zaostala stenoza za kalcificirani plak

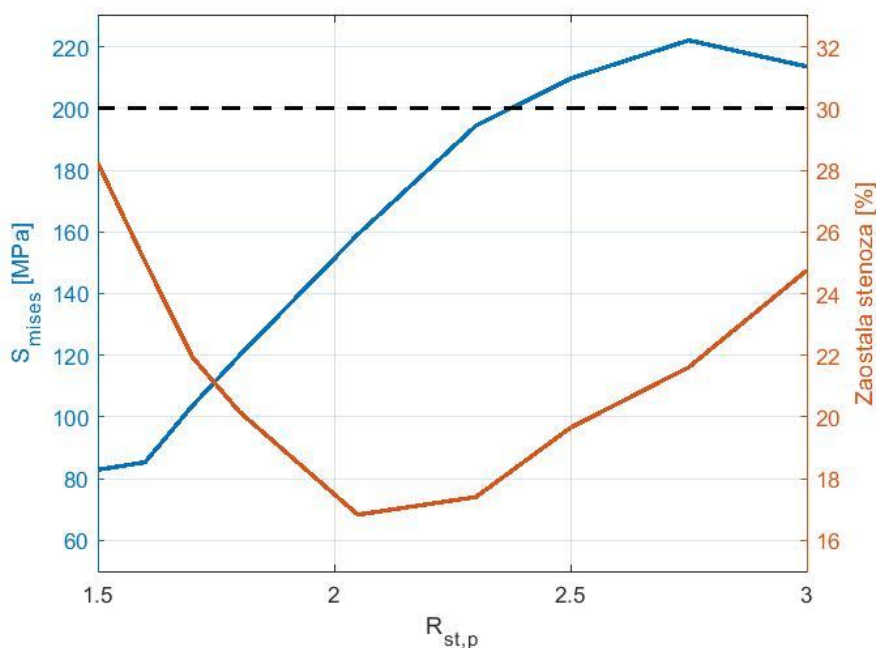
$R_{st,p}$ [mm]	S_{mises} [N/mm ²]	S_{11} [N/mm ²]	S_{22} [N/mm ²]	S_{33} [N/mm ²]	U_1 [mm]	Zaostala stenoza [%]
1,50	82,89	30,45	27,15	68,96	0,435307	28,2347
1,60	85,34	29,69	33,47	71,89	0,499273	25,0364
1,70	103,6	46,12	37,84	89,02	0,561115	21,9443
1,80	120,0	40,72	42,71	95,82	0,596701	20,1650
2,05	159,2	65,98	54,64	125,7	0,663294	16,8353
2,30	194,4	67,22	73,67	173,6	0,651848	17,4076
2,50	209,7	89,03	92,60	178,0	0,606937	19,6532
2,75	222,1	97,86	93,85	145,8	0,567750	21,6125
3,00	213,6	86,27	121,4	166,5	0,504894	24,7553

Žutom bojom su označeni rezultati konvencionalnog stenta konstantnog vanjskog radijusa $R_{st,p} = 2,05$ mm dok su zelenom bojom označeni najpovoljniji rezultati za zaostalu stenozu i naprezanja u stentu.

Rezultati maksimalnog naprezanja i zaostale stenozе u ovisnosti o $R_{st,p}$ za kalcificirani plak prikazani su u dijagramu na slici 32. Plava linija prikazuje promjenu naprezanja u ovisnosti o promjeni oblika gdje se vidi pad naprezanja za užu stent i rast naprezanja za širi stent u odnosu na stent konstantnog promjera. Zaostala stenoza je minimalna pri ugradnji stenta konstantnog promjera (crvena linija), dok za užu stent zaostala stenoza strmije raste s promjenom radijusa za

razliku od šireg stenta. Crna iscrtkana linija prikazuje 30% zaostale stenozе što je dovoljan postotak za uspostavu normalnog protoka krvi kroz žilu prema [31]. S dijagrama na slici 32 može se zaključiti da svi stentovi, neovisno o obliku, zadovoljavaju zadani uvjet stenozе.

Prema tome idealno je izabrati stent koji ima optimalnu kombinaciju napreznja u stentu i zaostale stenozе, što bi u ovom slučaju odgovaralo stentu najužeg radijusa 1,75 mm.



Slika 32. Dijagram napreznja i zaostale stenozе za kalcificirani plak

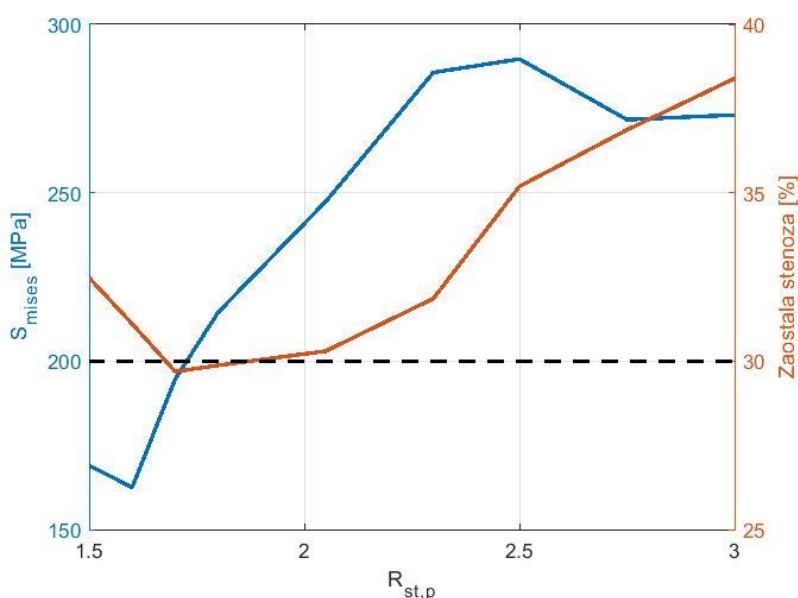
No, kako je uvjet zaostale stenozе zadovoljen neovisno o obliku stenta, u zadovoljavajući raspon bi se mogli uzeti i stentovi manjeg radijusa od optimalnog sa stajališta da se zaostala napreznja u tom području smanjuju.

Tablica 6 prikazuje rezultate napreznja konvencionalnog stenta gdje se uspoređuju maksimalno (S_{mises}), radijalno (S_{11}), cirkularno (S_{22}) i aksijalno (S_{33}) zaostalo napreznje u stentu, radijalni pomak čvora 15 (naznačenog na slici 27) te zaostala stenozа nakon ugradnje stenta za celularni plak. Žutom bojom naznačeni su rezultati konvencionalnog stenta konstantnog vanjskog radijusa $R_{st,p} = 2,05$ mm dok su zelenom bojom označeni najpovoljniji rezultati za zaostalu stenozu i napreznja u stentu.

Tablica 6. Zaostala naprezanja, radijalni pomak i zaostala stenoza za celularni plak

$R_{st,p}$ [mm]	S_{mises} [N/mm ²]	S_{11} [N/mm ²]	S_{22} [N/mm ²]	S_{33} [N/mm ²]	U_1 [mm]	Zaostala stenoza [%]
1,50	169,0	56,98	53,73	140,3	0,350524	32,4738
1,60	162,5	59,40	62,29	131,7	0,377887	31,1057
1,70	194,7	87,24	68,79	166,3	0,406023	29,6885
1,80	214,5	72,86	74,81	177,4	0,402503	29,8749
2,05	247,4	107,9	84,90	208,1	0,394057	30,2972
2,30	285,7	95,50	101,5	253,7	0,342840	32,8580
2,50	289,7	124,3	106,3	244,8	0,296267	35,1867
2,75	271,7	122,5	119,4	182,9	0,262683	36,8659
3,00	273,1	103,3	141,7	214,9	0,232124	38,3938

Na slici 33 prikazan je dijagram naprezanja i zaostale stenoze dobivenih za celularni plak. Linija naprezanja (plava) izgleda veoma slično liniji dobivenoj za kalcificirani plak (Slika 32) s većim vrijednostima naprezanja, što je i očekivano s obzirom na mehanička svojstva plaka.



Slika 33. Dijagram naprezanja i zaostale stenoze za celularni plak

Dijagram zaostale stenoze zadovoljava postavljeni uvjet od 30% u veoma malom području užeg oblika stenta. U tom području se nalazi optimalna vrijednost naprezanja i zaostale stenoze, što

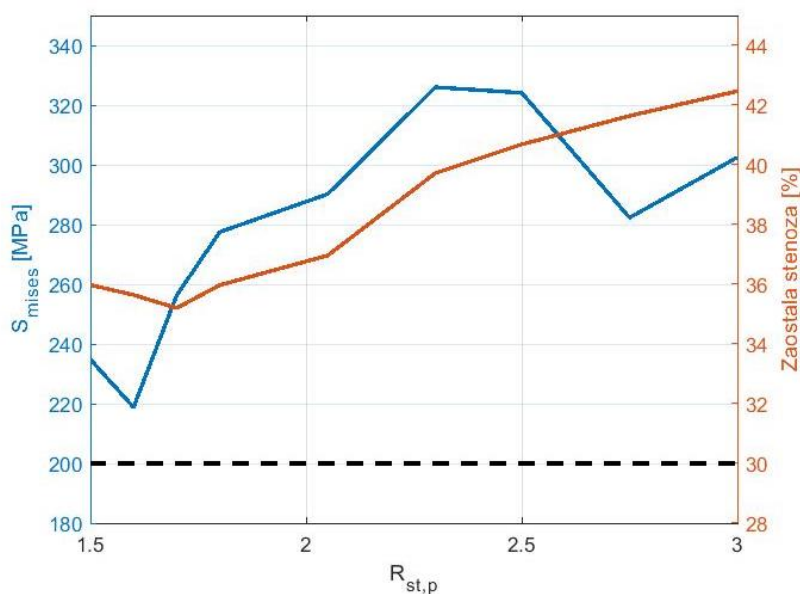
odgovara stentu najužeg radijusa 1,70 mm. Prihvatljivo područje jest unutar 0,1 mm gdje se vidi da za manji radijus naprezanja i dalje padaju na štetu zaostale stenoze dok je za veći radijus zaostala stenoza još uvijek unutar dopuštenog područja na štetu povećanja zaostalih naprezanja. Zaostala stenoza postepeno raste s porastom promjera.

U tablici 7 nalaze se rezultati naprezanja maksimalnog (S_{mises}), radijalnog (S_{11}), cirkularnog (S_{22}) i aksijalnog (S_{33}) zaostalog naprezanja u konvencionalnom stentu, radijalni pomak čvora 15 (naznačenog na slici 27) te zaostala stenoza nakon ugradnje stenta za hipocelularni plak. Žutom bojom naznačeni su rezultati konvencionalnog stenta konstantnog vanjskog radijusa $R_{st,p} = 2,05$ mm dok su zelenom bojom označeni najpovoljniji rezultati za zaostalu stenozu i naprezanja u stentu.

Tablica 7. Zaostala naprezanja, radijalni pomak i zaostala stenoza za hipocelularni plak

$R_{st,p}$ [mm]	S_{mises} [N/mm ²]	S_{11} [N/mm ²]	S_{22} [N/mm ²]	S_{33} [N/mm ²]	U_1 [mm]	Zaostala stenoza [%]
1,50	234,8	77,29	73,29	194,7	0,280453	35,9774
1,60	218,8	80,17	81,35	188,6	0,287146	35,6427
1,70	256,3	114,9	88,1	218,1	0,295958	35,2021
1,80	277,5	93,83	95,48	230,8	0,280545	35,9728
2,05	290,2	132,1	101,3	252,3	0,260735	36,9633
2,30	326,0	108,3	112,6	289,9	0,205538	39,7231
2,50	324,1	142,9	115,1	273,7	0,186322	40,6839
2,75	280,3	132,2	129,0	198,4	0,167224	41,6388
3,00	302,5	109,9	148,5	242,5	0,150670	42,4665

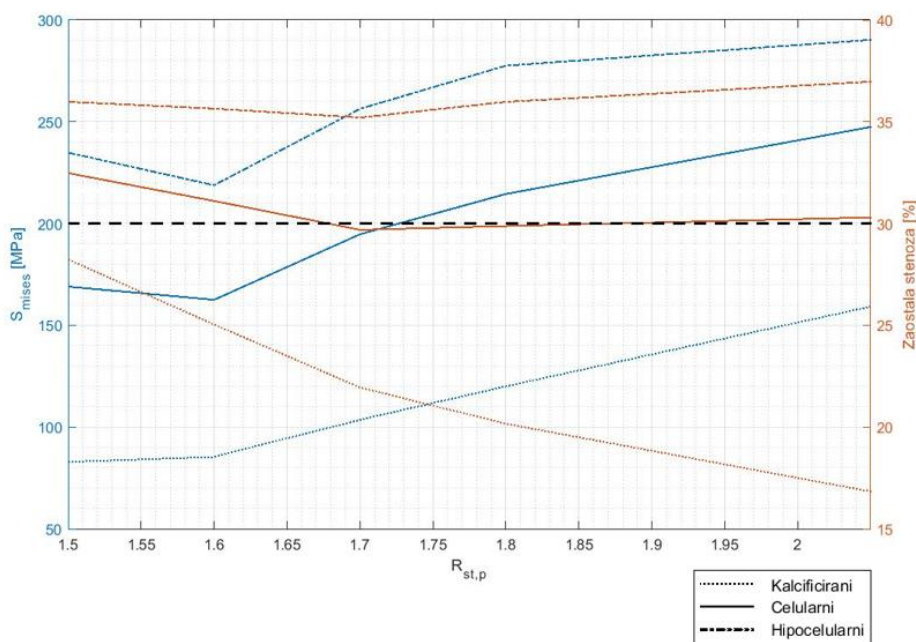
Slika 34 prikazuje naprezanja i zaostalu stenozu u ovisnosti o promjeni oblika stenta dobivenih za ugradnju stenta s hipocelularnim plakom. Linija naprezanja (plava) slična je liniji naprezanja za celularni plak (slika 33). Linija zaostale stenoze nalazi se iznad dopuštene vrijednosti u cijelosti, što znači da niti jedan stent nije osigurao dovoljno proširenje lumena za uspostavu normalnog protoka krvi. Zaostala stenoza doživljava svoj minimum u području užeg radijusa na sredini stenta i polagano raste s proširenjem stenta.



Slika 34. Dijagram naprežanja i zaostale stenoze za hipocelularni plak

Optimalna vrijednost za hipocelularni plak nalazi se u blizini vrijednosti $R_{st,p} = 1,70$ mm, ali prihvatljivo područje je do 1,60 mm gdje se uz pad naprežanja zaostala stenoza minimalno povećala.

Na slici 35 prikazana su naprežanja i zaostala stenoza za sve vrste plakova prilikom ugradnje užih varijanti stentova.



Slika 35. Dijagram naprežanja i zaostale stenoze za područje užeg stenta

Plavom bojom prikazana su naprezanja, dok je zaostala stenoza označena crvenom bojom. Vrsta plaka prikazana je određenim stilom linija prema legendi na slici. Može se zaključiti da se minimalno naprezanje, neovisno o plaku, nalazi u području oko 1,60 mm. Povećanje zaostale stenozije je minimalno u usporedbi s optimalnim radijusom od 1,70 mm za celularni i hipocelularni plak, dok je vrijednost zaostale stenozije za kalcificirani plak u dozvoljenom području. Time je odabran stent najužeg radijusa $R_{st,p} = 1,60$ mm za daljnja razmatranja utjecaja s optimiziranim oblikom i geometrijom stenta.

5.1.3. Optimizacija stenta

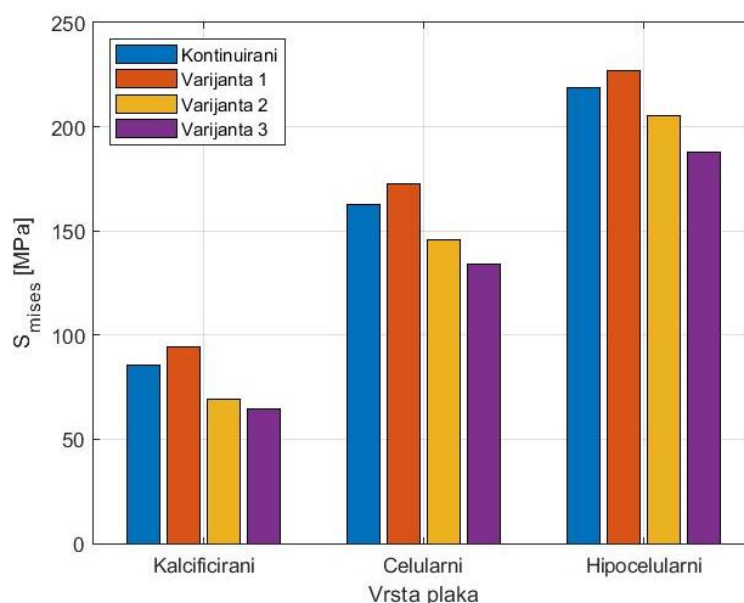
Odabrane su tri varijante stenta koje više prate geometriju plaka. Ono što je zajedničko svim varijantama jest radijus stenta na zdravom dijelu žile koji iznosi 2,05 mm. Modeliranje pojedinih varijanti objašnjeno je na ranije u tekstu i prikazano je na slici 19. U tablici 8 uspoređene su vrijednosti zaostalih maksimalnih naprezanja pojedinih varijanti izrade stenta u odnosu na stent s kontinuiranom promjenom radijusa cijelom duljinom (žuta boja).

Tablica 8. Naprezanja i zaostala stenoza za varijacije stenta s $R_{st,p} = 1,60$ mm u ovisnosti o plaku

	S_{mises} [N/mm ²]			Zaostala stenoza [%]		
	Kalc.	Cel.	Hipocel.	Kalc.	Cel.	Hipocel.
Kontinuirani	85,34	162,5	218,8	25,0363	31,1057	35,2021
Varijanta 1	94,50	172,6	226,9	25,1359	31,2370	35,8043
Varijanta 2	69,04	145,6	205,6	24,6126	30,2658	34,6713
Varijanta 3	64,52	133,8	188,0	24,8298	30,5008	34,8840

Zelenom bojom označeni najpovoljniji rezultati sa stajališta zaostale stenozije i naprezanja u stentu. Promjene u zaostaloj stenoziji su minimalne neovisno o vrsti plaka (tablica 8), a najmanja zaostala stenoza pojavljuje se kod Varijante 2.

Na slici 36 može se vidjeti isti trend povećavanja ili smanjenja naprezanja s obzirom na kontinuirani model (plavo). Može se vidjeti da varijante s konstantnim promjerom na području plaka (Varijanta 2 – žuta i Varijanta 3 – ljubičasta) daju bolje rezultate tj. naprezanja se smanjuju neovisno o plaku.



Slika 36. Naprezanja za pojedine varijante u ovisnosti o vrsti plaka

Promatrana su naprezanja u plaku koja nastaju ugradnjom određene varijante stenta, čije su vrijednosti prikazane u tablici 9 za hipocelularni plak. Ova pojava je neočekivana s obzirom na to da se naprezanja u stentu povećavaju s povećanjem proširenja lumena za istu vrstu plaka. Prilikom ugradnje varijante 3, naprezanja u plaku smanjila su se za 10,81%. Ova pojava primijećena je za sve vrste plakova.

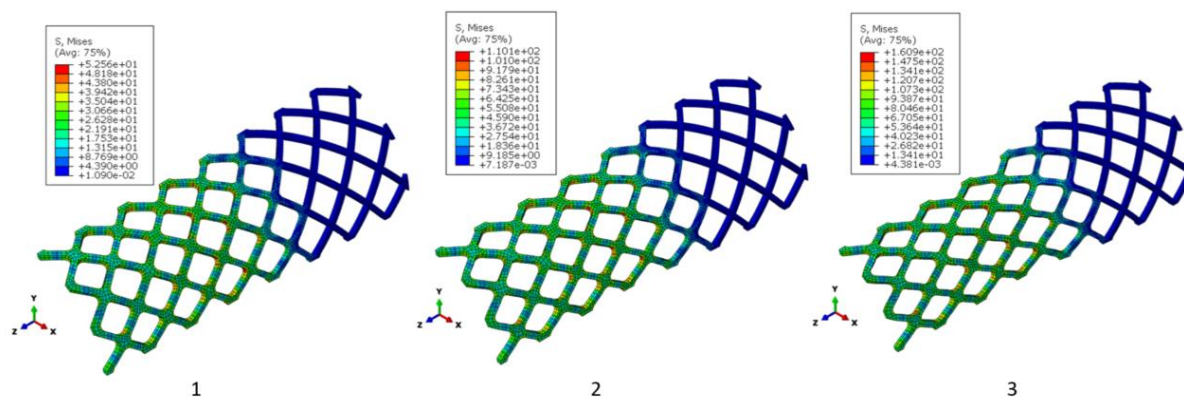
Tablica 9. Usporedba smanjenja naprezanja u hipocelularnom plaku za različite varijante stenta

	S_{mises} u plaku [N/mm ²]	ΔS_{mises} [%]
Kontinuirani	0,7549	-
Varijanta 1	0,6900	8,60
Varijanta 2	0,7299	3,31
Varijanta 3	0,6733	10,81

Optimizacija stenta može se provesti i dodavanjem materijala na kritičnim područjima poput područja križanja strutova koja su se pokazala kao područja koncentracije naprezanja. U odabranom modelu za dalju optimizaciju (kontinuirani model s najužim polumjerom vrijednosti $R_{st,p} = 1,60$ mm) dodan je materijal u obliku radijusa zakrivljenosti 0,1 mm (opcija *Filet* u programskom paketu *SolidWorks 2020*). Materijal je dodan samo na područja koja dolaze u

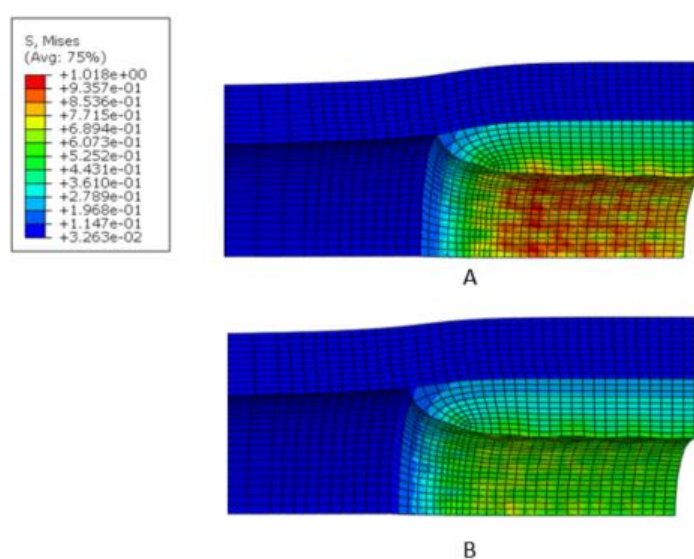
kontakt s plakom. Time model postaje krući pa je svakako potrebno provjeriti može li se model dovoljno radijalno suziti kako bi ušao u područje zadebljana plakom.

Na slici 37 prikazana su zaostala naprezanja optimizirane geometrije stenta s kontinuiranom promjenom promjera ovisno o krutosti plaka. Može se primijetiti smanjenje maksimalnog zaostalog naprezanja naspram ne optimizirane geometrije.



Slika 37. Naprezanja u optimiranom stentu za kalkificirani (1), celularni (2) i hipocelularni (3) plak

Dodavanjem materijala smanjilo se naprezanje na kritičnim dijelovima te se vrijednosti naprezanja mogu usporediti sa skaliranim vrijednostima na slici 30 lijevo. Time je potvrđeno da se naprezanja mogu skalirati na niže vrijednosti od kritičnih. Promotri li se utjecaj optimizacije geometrije na promjenu naprezanja unutar stijenke i plaka može se, prema Slika 38, zaključiti da su se naprezanja povećala (slika 38 A) u usporedbi s ne optimiranom geometrijom (slika 38 B) što je posljedica većeg povećanja lumena stijenke.



Slika 38. Naprezanja u hipocelularnom plakom nakon ugradnje optimiziranog (A) i ne optimiranog (B) stenta

U sljedećim tablicama prikazane su vrijednosti smanjenja maksimalnog naprezanja te zaostale stenoze za različite geometrije izrade stenta u usporedbi s tradicionalnom izradom stenta konstantnog promjera gdje su smanjenja naprezanja i zaostale stenoze prikazana u postotnim iznosima. Zelenom bojom označene su najpovoljnije vrijednosti naprezanja i zaostale stenoze.

Tablica 10. Usporedba smanjenja naprezanja i zaostale stenoze pojedinih geometrija stentova za kalcificirani plak

Geometrija stenta	S_{mises} [MPa]	ΔS_{mises} [%]	Zaostala stenoza [%]	Δ Zaostala stenoza [%]
Konstantni 2,05	159,2	-	16,8353	-
1,6 - kontinuirano	84,34	47,02	25,0364	+ 8,2011
Varijanta 3	69,52	56,33	24,8298	+ 7,9945
Optimizirana varijanta 3	35,46	77,73	22,3398	+ 5,5045

Za kalcificirani plak, maksimalna naprezanja u stentu, u usporedbi sa stentom konstantnog promjera, smanjuju se za 47% promjenom oblika, dodatnih 10% ako se oblik prilagodi izgledu plaka, te dodatnih 20% ako se prilagođena geometrija optimizira dodavanjem materijala na kritičnim područjima. Tako optimizirana varijanta ima 77,37% manje naprezanje u odnosu na tradicionalnu izradu stenta.

Zaostala stenoza povećana je u odnosu na stent konstantnog promjera, no prilagođavanjem i optimiranje geometrije, ta se razlika smanjuje. Tada povećanje zaostale stenoze optimizirane varijante 3 iznosi 5,5045%.

Tablica 11. Usporedba smanjenja naprezanja i zaostale stenoze pojedinih geometrija stentova za celularni plak

Geometrija stenta	S_{mises} [MPa]	ΔS_{mises} [%]	Zaostala stenoza [%]	Δ Zaostala stenoza [%]
Konstantni 2,05	247,4	-	30,2976	-
1,6 - kontinuirano	162,5	34,32	31,1057	+ 0,8081
Varijanta 3	133,8	45,92	30,5008	+ 0,2032
Optimizirana varijanta 3	81,43	67,09	25,6498	4,3502

Kod celularnog plaka, maksimalna naprezanja u stentu, u usporedbi sa stentom konstantnog promjera, smanjuju se za 34% promjenom oblika, dodatnih 10% ako se oblik prilagodi izgledu

plaka, te dodatnih 20% ako se prilagođena geometrija optimizira dodavanjem materijala na kritičnim područjima. Tako optimizirana varijanta ima 67,09% manje naprezanje u odnosu na tradicionalnu izradu stenta.

Zaostala stenoza neznatno se povećala promjenom oblika za odabrani radijus, no optimiziranjem oblika i geometrije zaostala stenoza je za 4,3502% manja u odnosu na zaostalu stenozu ugradnjom konstantnog promjera.

Tablica 12. Usporedba smanjenja naprezanja i zaostale stenozе pojedinih geometrija stentova za hipocelularni plak

Geometrija stenta	S_{mises} [MPa]	ΔS_{mises} [%]	Zaostala stenoza [%]	Δ Zaostala stenoza [%]
Konstantni 2,05	290,2	-	36,9633	-
1,6 - kontinuirano	218,8	24,60	35,2021	1,7612
Varijanta 3	188,0	35,22	34,8839	2,0794
Optimizirana varijanta 3	125,1	56,89	28,8894	8,0739

Kod najkrućeg, hipocelularnog plaka, maksimalna naprezanja u stentu, u usporedbi sa stentom konstantnog promjera, smanjuju se za 25% promjenom oblika, dodatnih 10% ako se oblik prilagodi izgledu plaka, te dodatnih 20% ako se prilagođena geometrija optimizira dodavanjem materijala na kritičnim područjima. Tako optimizirana varijanta ima 56,89% manje naprezanje u odnosu na tradicionalnu izradu stenta.

Zaostala stenoza smanjila se za 8,0739% u odnosu na stent konstantnog promjera.

Time se zaključuje da oblik stenta, kao i optimizacija njegove geometrije, neovisno o vrsti plaka, utječe na smanjenje zaostalih naprezanja u usporedbi sa stentom konstantnog promjera, dok zaostala stenoza se smanjuje za kruće plakove, celularni i hipocelularni plak.

5.2. Favus-O stent

Prema [25] dimenzioniran je bionički nadahnuti stent čije ćelije poprimaju sačasti oblik. Takvom geometrijom stenta dobili su se povoljni rezultati s gledišta povećanja lumena arterije u slučaju hipocelularnog plaka u usporedbi s konvencionalnom geometrijom ćelija. Utjecaj promjenjivog stenta na maksimalno zaostalo naprezanje i zaostalu stenozu promatrat će se samo za najkrući plak. Analizirat će se utjecaj oblika na uspješnost ugradnje stenta koja će biti uspoređena sa stentom konstantnog promjera sačaste geometrije ćelija. Također promotrit će se utjecaj radijusa zakrivljenosti ćelija sača na uspješnost ugradnje stenta.

5.2.1. Utjecaj oblika Favus-O stenta

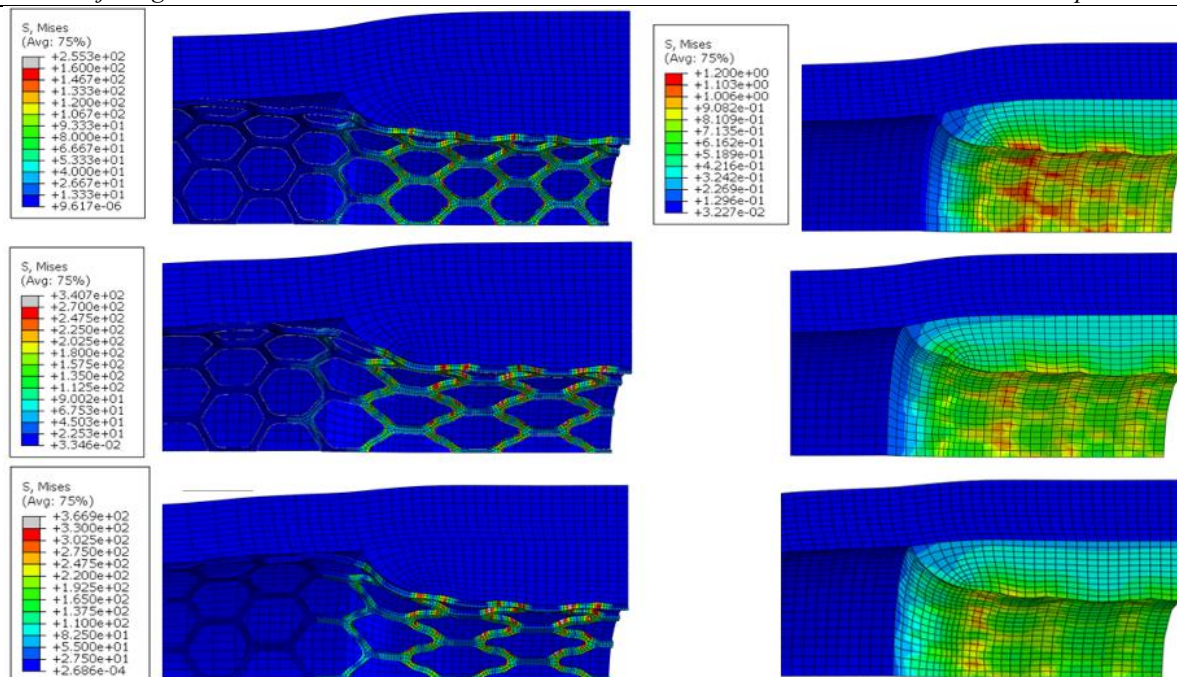
Promatrani oblici stenta modelirani su na isti princip kao i kod konvencionalnog stenta. Oblici se tako dijele na uže stentove (slika 21) i šire stentove (slika 22). Rezultate dobivenih maksimalnih napreznja, kao i postotak zaostale stenoze, prikazani su u tablici 13.

Žutom bojom naznačeni su rezultati konvencionalnog stenta konstantnog vanjskog radijusa $R_{st,p} = 2,05$ mm dok su zelenom bojom označeni najpovoljniji rezultati za zaostalu stenozu i napreznja u stentu.

Tablica 13. Napreznja u sačastom stentu, radijalni pomak i zaostala stenoza za hipocelularni plak

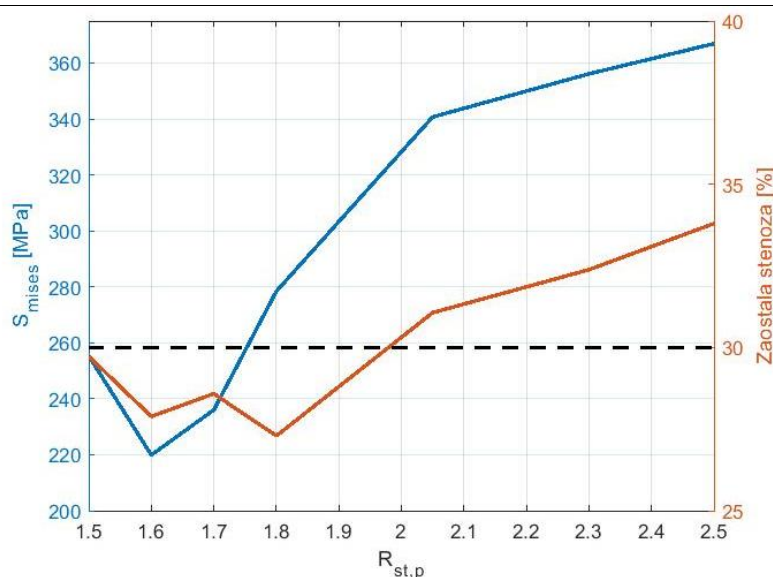
$R_{st,p}$ [mm]	S_{mises} [N/mm ²]	S_{11} [N/mm ²]	S_{22} [N/mm ²]	S_{33} [N/mm ²]	U_1 [mm]	Zaostala stenoza [%]
1,50	255,3	43,59	58,45	211,0	0,405526	29,7237
1,60	219,9	48,39	61,33	90,1	0,442239	27,8881
1,70	236,0	57,46	73,72	112,4	0,428334	28,5833
1,80	278,4	61,19	82,42	134,1	0,454181	27,2910
2,05	340,7	80,96	95,42	180,6	0,378694	31,0653
2,30	356,1	89,02	94,41	227,9	0,352363	32,3819
2,50	366,9	98,94	98,74	239,1	0,324074	33,7963

Prema slici 39 mogu se usporediti zaostala napreznja u stentu (slika 39 lijevo) te napreznja u plaku (slika 39 desno). Napreznja se mijenjaju po istome principu kao i kod konvencionalne geometrije, stentovi užeg promjera imaju manja zaostala napreznja i deformacije u stentu za razliku od širih stentova koji zbog velikih zaostalih deformacija imaju veća napreznja u usporedbi sa stentom konstantnog promjera.



Slika 39. Naprezanja u stentu promjenjivog oblika (lijevo) i naprezanja u stijenci (desno) za hipocelularni plak

Na slici 40 prikazani su rezultati maksimalnog naprezanja i zaostale stenozе u odnosu na $R_{st,p}$ za hipocelularni plak primjenom stentova sačaste geometrije. Plava linija prikazuje promjenu naprezanja u ovisnosti o promjeni oblika gdje se vidi pad naprezanja za uži stent do minimalne vrijednosti za $R_{st,p} = 1,60$ mm i rast naprezanja za širi stent u odnosu na stent konstantnog promjera. Zaostala stenozа je minimalna za stent s $R_{st,p} = 1,80$ mm (crvena linija) i povećava se za šire stentove. Crna iscrtkana linija prikazuje 30% zaostale stenozе što je dovoljan postotak kako bi se protok krvi mogao normalizirati.



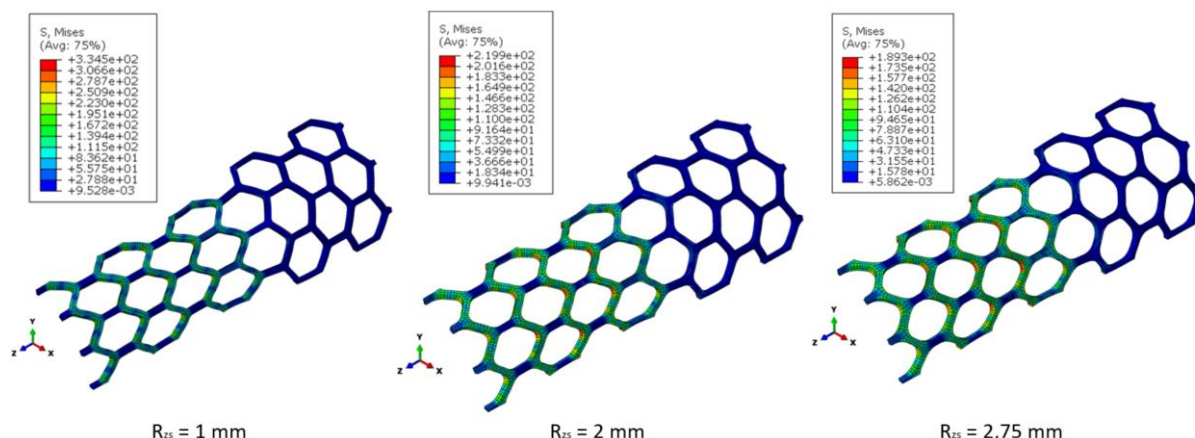
Slika 40. Dijagram napreznja i zaostale stenoze za sačastu geometriju stenta

Na sjecištu linija može se očitati optimalna vrijednost radijusa $R_{st,p} = 1,72$ mm. Kako se linija zaostale stenoze za uže stentove većinom nalazi ispod crtkane linije, zadovoljili su uvjet uspostave normalnog protoka krvi kroz stijenku. Time je odlučeno da će se daljnja optimizacija provoditi za stent radijusa $R_{st,p} = 1,60$ mm kako se u njemu javljaju minimalna zaostala napreznja s minimalnom razlikom zaostale stenoze u odnosu na optimalnu vrijednost.

Usporede li se grafovi na slici 34 i slici 40, koji prikazuju promjene napreznja i stenoze u ovisnosti o promjeni promjera za konvencionalni i *Favus-O* prilikom ugradnje stenta u stijenku s hipocelularnim plakom, može se primijetiti da sa stanovišta zaostale stenoze uži *Favus-O* stentovi zadovoljavaju uvjet dovoljnog proširenja lumena za uspostavu za razliku od užih konvencionalnih stentova.

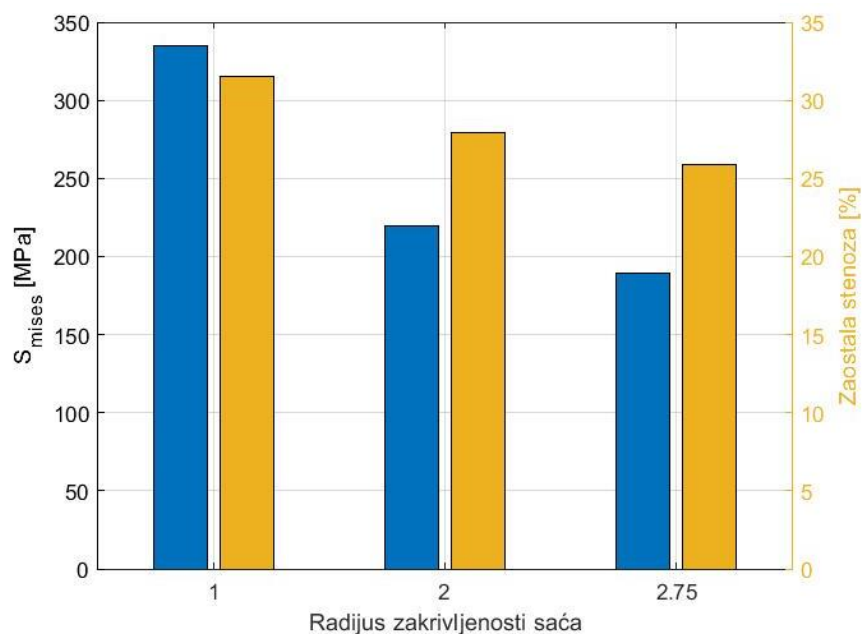
5.2.2. Utjecaj radijusa zakrivljenosti šesterokuta kod *Favus-O* stenta

Kako se za konvencionalni stent dodavanje materijala radijusom zakrivljenosti pokazalo kao dobar korak, promotrit će se utjecaj promjene radijusa zakrivljenosti sačaste strukture promatranog stenta. Promjena zakrivljenosti za stent sačastog oblika odabranog radijusa $R_{st,p} = 1,60$ mm s promjenom napreznja prikazana je na slici 41.



Slika 41. Naprezanja u stentu za različite radijuse zakrivljenosti saća

Povećavanjem radijusa zakrivljenosti saća, zaostala naprezanja se smanjuju. Zbog pozicije najvećih zaostalih naprezanja upravo na područjima zakrivljenosti saća, takvi rezultati su i očekivani. Povećanjem radijusa zakrivljenosti, geometrija stenta je kruća, pa svakako treba provjeriti može li se stent dovoljno radialno suziti za ugradnju u suženu žilu. Utjecaj povećanja radijusa zakrivljenosti saća na postotak zaostale stenoze prikazan je na slici 42 žutim stupcima. Zaostala stenoza opada povećanjem radijusa zakrivljenosti saća, pa tako za najveći radijus zakrivljenosti zaostala stenoza iznosi oko 26 %.



Slika 42. Utjecaj radijusa zakrivljenosti saća na maksimalna naprezanja i zaostalu stenozu

U tablici 14 prikazan je utjecaj promjene oblika stenta, kao i utjecaj optimizacije stenta povećavanjem radijusa zakrivljenosti saća u odnosu na stent konstantnog promjera gdje su zelenom bojom označeni najpovoljniji rezultati naprezanja u stentu i zaostale stenoze.

Tablica 14. Usporedba smanjenja naprezanja i zaostale stenoze saćaste geometrije stenta za hipocelularni plak

Saćasta geometrija stenta	S_{mises} [MPa]	ΔS_{mises} [%]	Zaostala stenoza [%]	Δ Zaostala stenoza [%]
Konstantni 2,05	340,7	-	31,0653	-
$R_{st,p} = 1,60$ mm	219,9	35,46	27,8881	3,1772
Optimizirani $R_{st,p} = 1,60$	189,3	44,44	25,8688	5,1965

Promjenom oblika stenta, naprezanja se smanjuju za 35% u odnosu na tradicionalnu izvedbu konstantnog promjera, dok se zaostala stenoza smanjuje za otprilike 3%. Danjom optimizacijom, povećavanjem radijusa zakrivljenosti saća, zaostalo maksimalno naprezanje smanjeno je za 45%, a zaostala stenoza za 5% u odnosu na stent konstantnog promjera.

6. Zaključak

Ateroskleroza je jedna od bolesti kardiovaskularnog sustava u kojoj se nakupljaju masne stanice na intimi krvne žile. U slučaju visokog stupnja suženja lumena, liječenje zahtjeva ugradnju stenta (metalne ili polimerne mrežice). Zadatak stenta je obnoviti normalan protok krvi koji se poremetio stvaranjem plaka. Razvojem novih i unapređivanjem postojećih materijala i tehnologija izrade omogućilo je izradu složenijih geometrija stentova, pa tako i prilagođavanje oblika stenta svakom pacijentu posebno. Primjenom novih materijala, poput polimera s memorijom oblika, smanjile su se komplikacije povezane s implementacijom stentova. Iako polimerni stentovi imaju manju radijalnu čvrstoću u odnosu na tradicionalno korištene metalne stentove, pokazali su se korisni sa stajališta biokompatibilnosti, jeftinije proizvodnje, bržeg oporavka pacijenta i slično. U ovom radu, promotrila se učinkovitost stenta promjenom njegova oblika, tj. umjesto tradicionalne izrade stenta s konstantnim promjerom, modelirani su i promatrani stentovi promjenjivih promjera.

Utvrđeno je da promjena promjera ima smisla ako se promjer sužava na području gdje se nalazi plak jer takvom izvedbom u završnom stadiju stentiranja primijećene su manje deformacije pa time i manja zaostala naprezanja u stentu naspram širih stentova, koji su u završnom stadiju stentiranja imali veće zaostale deformacije pa tako i naprezanja. Kako se naprezanja u stentu smanjuju, dolazi do povećanja naprezanja u stijenci i plaku, što je posljedica većeg širenja lumena užih stentova u usporedbi sa širim. Prikazan je utjecaj vrste plaka na učinkovitost stentiranja gdje je utvrđeno da povećanje krutosti plaka jako smanjuje uspješnost smanjivanja zaostale stenoze.

Za konvencionalni stent se pokazalo da suženje središnjeg dijela stenta na radijuse do 1,60 – 1,70 mm dovodi do optimalnog iznosa i za stenozu i za naprezanja u stentu neovisno o plaku. No, prilikom ugradnje stenta u stijenu suženu hipocelularnim plakom niti takvi modeli nisu doveli do zadovoljavajućeg smanjenja zaostale stenoze za uspostavu normalnog protoka krvi.

Nadalje, način na koji se smanjuje promjer stenta na mjestu plaka je izuzetno bitan. Pokazane su varijante stenta koje bolje „prate geometriju“ plaka, što je imalo pozitivan utjecaj na smanjenje naprezanja u stentu.

Ugradnja *Favus-O* stenta izvedena je na stijenci suženoj hipocelularnim plakom. Utvrđeno je da sužavanjem središnjeg dijela stenta sa sačastom geometrijom ćelija dolazi do dovoljnog proširenja lumen, pa time i uspostave normalnog krvnog protoka uz smanjenje naprezanja u stentu u usporedbi sa stentom konstantnog promjera iste geometrije ćelija.

Dodatnom optimizacijom geometrije dodavanjem materijala na kritičnim mjestima, poput križanja strutova kod konvencionalnog stenta ili povećanja radijusa zakrivljenosti šesterokutnih oblika kod *Favus-O* stenta, povećava se krutost stenta čime se može ograničiti mogućnost dovoljnog aksijalnog rastezanja stenta i otežati ugradnju u prostor sužen plakom. No, dodavanjem materijala samo na mjestima gdje stent dodiruje plak, uzimajući u obzir da je radijus stenta na tom dijelu manji, omogućuje stentu da se dovoljno radijalno suzi kako bi se uspješno ugradio. Nakon stentiranja, primjećuju se manja naprezanja unutar stenta, pa tako i poboljšana učinkovitost stenta s obzirom na smanjenje stenoze.

Međutim, prilikom razmatranja rezultata učinkovitosti stenta s obzirom na zaostalu stenozu, treba imati na umu da će postojati preostala stenoza ovisno o smanjenju promjera, što znači da se promjer žile neće vratiti u prvobitno stanje čak ni kada bi se stent vratio u svoje prvotno stanje.

LITERATURA

- [1] “Krvožilni_sustav.” https://hr.wikipedia.org/wiki/Krvo%C5%BEilni_sustav (accessed Jun. 27, 2023).
- [2] “Krvožilni sustav.” <https://edutorij.e-skole.hr/share/proxy/alfresco-noauth/edutorij/api/proxy-guest/3b8a4b4e-84b0-4580-aa6f-e38efe028ed9/biologija-8/m04/j01/index.html> (accessed Jun. 27, 2023).
- [3] “Krvni optok.” <https://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?ID=34315> (accessed Jun. 27, 2023).
- [4] T. D. Almomani *et al.*, “The Influence of Internal Carotid Artery Off-plane Angle on the Hemodynamics of Blood Flow in the Carotid Artery. Prosthetic Heart Valves View project,” 2019.
- [5] P. R. Hoskins, P. V. Lawford, and B. J. Doyle, *Cardiovascular Biomechanics*. Springer International Publishing, 2017. doi: 10.1007/978-3-319-46407-7.
- [6] B. Müller *et al.*, “High-resolution tomographic imaging of microvessels,” in *Developments in X-Ray Tomography VI*, SPIE, Aug. 2008, p. 70780B. doi: 10.1117/12.794157.
- [7] “Blood pressure.” <https://www.bloodpressureuk.org/your-blood-pressure/understanding-your-blood-pressure/what-do-the-numbers-mean/> (accessed Jun. 30, 2023).
- [8] G. A. Holzapfel, T. C. Gasser, and R. W. Ogden, “A New Constitutive Framework for Arterial Wall Mechanics and a Comparative Study of Material Models,” 2000.
- [9] C. Pan, Y. Han, and J. Lu, “Structural design of vascular stents: A review,” *Micromachines*, vol. 12, no. 7. MDPI AG, Jul. 01, 2021. doi: 10.3390/mi12070770.
- [10] F. Ahadi, M. Azadi, M. Biglari, M. Bodaghi, and A. Khaleghian, “Evaluation of coronary stents: A review of types, materials, processing techniques, design, and problems,” *Heliyon*, vol. 9, no. 2. Elsevier Ltd, Feb. 01, 2023. doi: 10.1016/j.heliyon.2023.e13575.
- [11] “Carotid angioplasty and stenting.” <https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/carotid-angioplasty-and-stenting/about/pac-20385111> (accessed Jun. 30, 2023).
- [12] K. Mori and T. Saito, “Effects of stent structure on stent flexibility measurements,” *Ann Biomed Eng*, vol. 33, no. 6, pp. 733–742, Jun. 2005, doi: 10.1007/s10439-005-2807-6.

- [13] F. Auricchio, A. Constantinescu, M. Conti, and G. Scalet, "Fatigue of Metallic Stents: From Clinical Evidence to Computational Analysis," *Ann Biomed Eng*, pp. 1–15, 2015, doi: 10.1007/s10439-015-1447-8.
- [14] A. M. Sousa, A. M. Amaro, and A. P. Piedade, "3D Printing of Polymeric Bioresorbable Stents: A Strategy to Improve Both Cellular Compatibility and Mechanical Properties," *Polymers (Basel)*, vol. 14, no. 6, p. 1099, Mar. 2022, doi: 10.3390/polym14061099.
- [15] T. Govindarajan and R. Shandas, "A survey of surface modification techniques for next-generation shape memory polymer stent devices," *Polymers*, vol. 6, no. 9. MDPI AG, pp. 2309–2331, 2014. doi: 10.3390/polym6092309.
- [16] S. Orouji Omid, Z. Goudarzi, L. Momeni Kangarshahi, A. Mokhtarzade, and F. Bahrami, "Self-expanding stents based on shape memory alloys and shape memory polymers," *Journal of Composites and Compounds*, vol. 2, no. 3, pp. 92–98, May 2020, doi: 10.29252/jcc.2.2.5.
- [17] H. Tamai *et al.*, "Initial and 6-Month Results of Biodegradable Poly-l-Lactic Acid Coronary Stents in Humans," 2000. [Online]. Available: <http://www.circulationaha.org>
- [18] A. Biswas, A. P. Singh, D. Rana, V. K. Aswal, and P. Maiti, "Biodegradable toughened nanohybrid shape memory polymer for smart biomedical applications," *Nanoscale*, vol. 10, no. 21, pp. 9917–9934, 2018, doi: 10.1039/C8NR01438H.
- [19] R. Liu, S. McGinty, F. Cui, X. Luo, and Z. Liu, "Modelling and simulation of the expansion of a shape memory polymer stent," *Eng Comput (Swansea)*, vol. 36, no. 8, pp. 2726–2746, Oct. 2019, doi: 10.1108/EC-10-2018-0462.
- [20] Jia H, Gu S-Y, and Chang K, "3D printed self-expandable vascular stents from biodegradable shape memory polymer," *Advances in Polymer Technology*, vol. 37, no. 8, pp. 3222–3228, 2018.
- [21] Palačić J, "Numerička analiza utjecaja stenta na stijenku krvne žile." [Online]. Available: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:778295>
- [22] A. Karimi, M. Navidbakhsh, S. Faghihi, A. Shojaei, and K. Hassani, "A finite element investigation on plaque vulnerability in realistic healthy and atherosclerotic human coronary arteries," *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 227, no. 2, pp. 148–161, Feb. 2013, doi: 10.1177/0954411912461239.
- [23] A. Leone *et al.*, "Ultrathin Struts Drug-Eluting Stents: A State-of-the-Art Review," *Journal of Personalized Medicine*, vol. 12, no. 9. MDPI, Sep. 01, 2022. doi: 10.3390/jpm12091378.

- [24] “Innovation management in Bionics / Menadžment inovacija u bionici”, doi: 10.13140/RG.2.2.16790.45121.
- [25] M. Mijatović, “Analiza učinkovitosti bionički nadahnutih karotidnih stentova izrađenih od polimera s memorijom oblika.” [Online]. Available: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:439984>
- [26] S. Šimunić, “Primjena naprednih kompozitnih materijala u konstrukciji zrakoplova.” [Online]. Available: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:119:874233>
- [27] I. Alfirević, *Linearna analiza konstrukcija*, 2nd ed. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2011.
- [28] I. Alfirević, *Uvod u tenzore i mehaniku kontinuuma*. Zagreb: Golden marketing, 2003.
- [29] Rukljač D, “Analiza utjecaja predistezanja na povećanje naprezanja u arteriji nakon ugradnje stenta.” [Online]. Available: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:246087>
- [30] “Dental/polymers/3d-printing-resins/92/printodent-gr-20-mjf.” <https://www.pro3dure.com/en/products/dental/polymers/3d-printing-resins/92/printodent-gr-20-mjf> (accessed Jun. 30, 2023).
- [31] J. Kang *et al.*, “Residual stenosis after carotid artery stenting: Effect on periprocedural and long-term outcomes,” *PLoS One*, vol. 14, no. 9, Sep. 2019, doi: 10.1371/journal.pone.0216592.

PRILOZI

I. CD-R disc