

Numerička analiza čvrstoće kompozitne proteze potkoljenice proizvedene aditivnim tehnologijama

Papaik, Martina

Master's thesis / Diplomski rad

2022

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:235:307131>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-03-08**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Martina Papaik

Zagreb, 2022.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Mentor:

Izv. prof. dr. sc. Darko Ivančević

Student:

Martina Papaik

Zagreb, 2022.

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

Zahvaljujem svome mentoru izv. prof. dr. sc. Darku Ivančeviću na savjetima, strpljenju, nesebičnoj pomoći i vremenu koje je ustupio tijekom procesa izrade ovoga diplomskog rada.

Zahvaljujem također svojim prijateljima koji su ovo poglavlje moga života obogatili nezaboravnim uspomnama za cijeli život.

Naposljetku, želim zahvaliti svojoj obitelji, roditeljima i sestrama Petri i Ivani čije strpljenje, ljubav i potpora nikada nisu izostali. Koji su u teškim i prijelomnim trenucima bili moj putokaz, a u prekrasnim vremenima moja najveća podrška i oslonac. Bez Vas ne bih postigla sve što jesam. Vama posebno hvala!

Martina Papaik



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



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

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

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa: 602 - 04 / 22 - 6 / 1	
Ur.broj: 15 - 1703 - 22 -	

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Martina Papaik**

JMBAG: 0035212034

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Numerička analiza čvrstoće kompozitne proteze potkoljenice proizvedene aditivnim tehnologijama**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Numerical stress analysis of additively manufactured composite lower leg prosthesis**

Opis zadatka:

Razvoj tehnologija za aditivnu proizvodnju vlaknima ojačanih kompozita je trenutno u velikom zamahu. Primjenom aditivnih tehnologija mogu se proizvesti i topološki optimirane geometrije konstrukcija. Time se može postići znatna ušteda mase, pogotovo kada se tako optimirana konstrukcija proizvede vlaknima ojačanim kompozitima. Zbog toga su aditivne tehnologije proizvodnje zanimljive za izradu proteza potkoljenica. Tako izrađene proteze svojim oblikom i mehaničkim svojstvima materijala omogućuju bolje performanse u usporedbi s protezama proizvedenim tradicionalnim načinima proizvodnje. Zadatak diplomskog rada je numerička analiza čvrstoće kompozitne proteze potkoljenice izrađene aditivnim tehnologijama.

U okviru rada potrebno je:

- provesti pregled literature o tehnologijama proizvodnje i materijalima prikladnim za aditivnu proizvodnju kompozitnih materijala pogodnih za proteze potkoljenice
- numeričku analizu čvrstoće i topološku optimizaciju provesti primjenom *Abaqus*[®] programa
- opisati mogućnosti i postavke topološke optimizacije u programu *Abaqus*[®] te utjecaj pojedinih parametara na rezultat optimizacije
- izraditi numerički model na temelju kojega će se provesti topološka optimizacija proteze potkoljenice
- detaljno opisati odabir rubnih uvjeta i opterećenja korištenih za topološku optimizaciju proteze te nužna pojednostavljenja korištena u tom postupku
- izraditi detaljan numerički model za dinamičku analizu topološki optimirane geometrije, s mehaničkim svojstvima aditivno proizvedenih kompozitnih materijala.

U radu je potrebno navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:

Datum predaje rada:

Predviđeni datumi obrane:

29. rujna 2022.

1. prosinca 2022.

12. – 16. prosinca 2022.

Zadatak zadao: r

D. Ivančević
Izv. prof. dr. sc. Darko Ivančević

Predsjednik Povjerenstva:

Tanja Jurčević Lulić
Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	III
POPIS TABLICA.....	V
POPIS OZNAKA	VI
SAŽETAK.....	VII
SUMMARY	VIII
1. UVOD – TEORIJSKI DIO.....	1
1.1. Proteze potkoljenice	1
1.1.1. Definicija.....	1
1.1.2. Povijesni razvoj.....	3
1.1.3. Podjela.....	8
1.2. Kompozitne konstrukcije	10
1.2.1. Osnove kompozitnih materijala	10
1.2.1.1. Nylon 11 [18].....	11
1.2.1.2. Nylon 12 [18].....	13
1.2.1.3. Termoplastični poliuretan – TPU.....	15
1.3. Optimizacija konstrukcija	17
1.3.1. Topološka optimizacija	17
1.3.2. Algoritam djelovanja topološke optimizacije	18
1.3.3. Metode i pristupi topološke optimizacije.....	19
1.4. Aditivna proizvodnja.....	22
1.4.1. Definicija i primjena	22
1.4.2. Koraci provedbe aditivne proizvodnje.....	25
1.4.3. Postupci aditivne proizvodnje za izradu proteza potkoljenice.....	26
2. NUMERIČKI MODEL – TOPOLOŠKA OPTIMIZACIJA	28
2.1. Definiranje numeričkog modela.....	28
2.1.1. Polazna geometrija.....	28
2.1.2. Topološka optimizacija modificirane geometrije potkoljenice i rezultati	31

2.1.2.1.	Rubni uvjeti i opterećenja – modul Load.....	32
2.1.2.2.	Definiranje mreže konačnih elemenata – modul Mesh.....	33
2.1.2.3.	Modul Optimization.....	34
2.1.2.4.	Prikaz rezultata – modul Job i modul Visualization	35
2.1.3.	Mogućnosti i postavke topološke optimizacije.....	36
3.	NUMERIČKI MODEL – DINAMIČKA ANALIZA	39
3.1.1.	Definiranje numeričkog modela.....	39
3.1.2.	Definiranje materijala	40
3.1.3.	Definiranje mreže konačnih elemenata.....	40
3.1.4.	Rubni uvjeti i opterećenje	43
3.1.5.	Kompozitni materijali – kriteriji popuštanja.....	44
3.1.5.1.	Tsai – Hill kriterij.....	45
3.1.5.2.	Tsai – Wu kriterij	45
3.1.6.	Prikaz i analiza rezultata	46
3.1.6.1.	Rezultati dinamičke analize	52
4.	ZAKLJUČAK.....	56
	LITERATURA.....	57
	PRILOZI.....	61

POPIS SLIKA

Slika 1.	Vrste amputacija donjih ekstremiteta [2]	2
Slika 2.	Osnovni dijelovi endoskeletne proteze potkoljenice [3]	3
Slika 3.	Fragment antičke vaze iskopan u blizini Pariza 1862. – prvi dokazi korištenja umjetnih proteza [4]	4
Slika 4.	a) Skice i patent Ambroise Parea iz 1561. ; b) Skice i patent Verduina iz 1696. [4]	5
Slika 5.	Proteza James Potta iz 1901. [5]	6
Slika 6.	Proteza potkoljenice sa modularnim sustavom ležišta [6]	6
Slika 7.	Prikaz atletskog trkača sa sprinterskom protezom [7].....	7
Slika 8.	Pasivna i aktivna proteza potkoljenice [9]	9
Slika 9.	Egzoskeletna i endoskeletna proteza potkoljenice [12,13]	10
Slika 10.	Struktura kompozitnog materijala [15]	11
Slika 11.	Kemijska struktura <i>Nylon</i> 11 [18]	12
Slika 12.	3D fizički modeli izrađeni od Poliamida 11 [20].....	13
Slika 13.	Kemijska struktura <i>Nylon</i> 12 [18]	13
Slika 14.	Krivulja naprezanje - deformacija PA11 i PA12 nakon vlačnog ispitivanja [18].	14
Slika 15.	3D fizički modeli izrađeni od Poliamida 12 [22].....	15
Slika 16.	3D fizički modeli izrađeni od TPU-a [26].....	16
Slika 17.	Primjer topološke optimizacije [29]	18
Slika 18.	Način optimiranja topologijom [31].....	19
Slika 19.	Optimizirani raspored materijala [33]	20
Slika 20.	Usporedba proizvoda nastalog konvencionalnim i aditivnim postupkom proizvodnje [38, 39]	23
Slika 21.	Opravdanost korištenja aditivne proizvodnje [37]	24
Slika 22.	Primjena aditivne proizvodnje u industrijskoj praksi [31, 32, 36]	24
Slika 23.	Aditivna proizvodnja prikazana u koracima [37].....	25
Slika 24.	Shematski prikaz SLS postupka s primjerom iz prakse [37].....	26
Slika 25.	Shematski prikaz FDM postupka s primjerom iz prakse [37].....	27
Slika 26.	Shematski prikaz MJ postupka s primjerom iz prakse [37]	27
Slika 27.	Polazna geometrija	28
Slika 28.	Referentne dimenzije ležišta u [mm] i modela potkoljenice u [cm] [40].....	29
Slika 29.	Duljine pojedinih dijelova ljudskog tijela kao funkcija visine – h [41]	29

Slika 30.	Usporedba početne i modificirane geometrije.....	30
Slika 31.	Osnovne dimenzije pojednostavljene geometrije potkoljenice u [mm]	30
Slika 32.	3D prikaz numeričkog modela proteze potkoljenice.....	31
Slika 33.	Referentni koordinatni sustav [43]	32
Slika 34.	Prikaz opterećenja i rubnih uvjeta	33
Slika 35.	Tetraedarski konačni element drugog reda (C3D10) [44].....	33
Slika 36.	Mreža konačnih elemenata proteze potkoljenice	34
Slika 37.	Topološki optimirana proteza potkoljenice	35
Slika 38.	Naprezanja prema Von Mises-u u [MPa].....	36
Slika 39.	Utjecaj korekcijskog faktora p	37
Slika 40.	Utjecaj vrijednosti funkcije ograničenja [%].....	38
Slika 41.	Utjecaj broja konačnih elemenata u mreži	38
Slika 42.	Numerički model za dinamičku analizu	39
Slika 43.	3D ljuskasti konačni elementi [47].....	41
Slika 44.	Mreža konačnih elemenata proteze s prikazom elementa koji ju grade [47]	41
Slika 45.	Mreža konačnih elemenata modela podloge i stopala s prikazom elementa koji ju grade [47]	42
Slika 46.	Mreža konačnih elemenata sklopa	43
Slika 47.	Prikaz rubnih uvjeta i opterećenja – dinamička analiza	43
Slika 48.	Koordinatni sustav.....	46
Slika 49.	Rezultati raspodjele naprezanja prema von Misesu [MPa] topološki optimirane proteze potkoljenice	48
Slika 50.	Rezultati topološki optimirane proteze potkoljenice: Tsai – Hill kriterij popuštanja [-].....	49
Slika 51.	Rezultati topološki optimirane proteze potkoljenice: Tsai – Wu kriterij popuštanja [-].....	50
Slika 52.	Rezultati pomaka u smjeru djelovanja opterećenja [mm]	51
Slika 53.	Rezultat dinamičke analize – raspodjela naprezanja prema von Misesu [MPa] ...	52
Slika 54.	Raspodjela naprezanja prema Von Misesu [MPa] u vremenskoj ovisnosti	53
Slika 55.	Vremenska ovisnost energije elastične deformacije	53
Slika 56.	Iznos Tsai – Hill kriterija u ovisnosti o debljini stjenke u trenutku $t = 0,18$ s	54
Slika 57.	Iznos Tsai – Wu kriterija u ovisnosti o debljini stjenke u trenutku $t = 0,18$ s.....	54
Slika 58.	Vertikalni pomak proteze u ključnim trenucima [mm]	55

POPIS TABLICA

Tablica 1. Mehanička svojstva <i>Nylon</i> 11 [19].....	12
Tablica 2. Mehanička svojstva <i>Nylon</i> 12 [21].....	14
Tablica 3. Mehanička svojstva TPU-a [24].....	16
Tablica 4. Mehanička svojstva <i>Nylon</i> 12 [42].....	31
Tablica 5. Mehanička svojstva polimernog 3D tiskanog kompozita ojačanog ugljičnim vlaknima [46]	40
Tablica 6. Utjecaj rasporeda slojeva na rezultate simulacije.....	47

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
E	GPa	Youngov modul
E_0	GPa	Youngov modul izotropnog materijala
$E(\rho_e)$	GPa	Youngov modul elementa e
E_1	GPa	longitudinalni modul elastičnosti
E_2	GPa	transverzalni modul elastičnosti
F	N	vanjske sile na modelu
F, G, H, L, M, N	$1/\text{GPa}^2$	parametri čvrstoće za Tsai-Hill kriterij
F_i, F_{ij}	$1/\text{GPa}, 1/\text{GPa}^2$	parametri čvrstoće za Tsai-Wu kriterij
F_{\max}	N	maksimalna reakcijska sila podloge
g	m/s^2	gravitacijsko ubrzanje
G_{12}	GPa	modul smicanja u ravnini 1-2
G_{23}	GPa	modul smicanja u ravnini 2-3
K_e	N/m	matrica krutosti elementa e
K_{SIMP}	N/m	globalna krutost konstrukcije
M_{opt}	kg	ciljana masa konstrukcije u optimizaciji
N	-	ukupan broj konačnih elemenata za opis konstrukcije
S	MPa	smična čvrstoća
t	s	vrijeme
\mathbf{V}	m/s	vektor brzine podloge
X	GPa	čvrstoća u pravcu vlakana
X_c	GPa	tlačna čvrstoća u pravcu vlakana
X_t	GPa	vlačna čvrstoća u pravcu vlakana
Y	GPa	čvrstoća okomito na pravac vlakana
Y_c	MPa	tlačna čvrstoća okomito na pravac vlakana
Y_t	MPa	vlačna čvrstoća okomito na pravac vlakana
ν	-	Poissonov koeficijent
p	-	korekcijski faktor
ρ	kg/m^3	gustoća
$\rho_{(e)}$	-	varijabla gustoće elementa e
ρ_{min}	-	minimalna vrijednost varijable gustoće
u_e	m	čvorni pomak elementa e
v_e	m^3	volumen elementa e

SAŽETAK

Kako je tema ovog diplomskog rada Numerička analiza čvrstoće kompozitne proteze potkoljenice proizvedene aditivnim tehnologijama, u uvodnom dijelu dana je kratka teorijska podloga o samoj definiciji, povijesti izrade proteza potkoljenica i podjeli trenutno dostupnih komercijalnih proteza. Također, pri razvoju modela bilo je nužno koristiti programe za topološku optimizaciju konstrukcije, stoga je opisan i sažet pregled rada navedenog matematičkog algoritma. Razvoj topološki optimiranih i vlaknima ojačanih kompozitnih konstrukcija sve više zaobilazi primjenu tradicionalnih postupaka proizvodnje i pribjegava upotrebi aditivne proizvodnje. Iz tog razloga su predstavljene tehnologije i materijali za aditivnu proizvodnju kompozitnih materijala pogodnih za proteze potkoljenice.

Drugi dio rada sadržava numeričku simulaciju predstavljenu topološkom optimizacijom izvedenom na prethodno konstruiranom numeričkom modelu. Predložen je polazni pojednostavljeni model sa detaljno opisanim rubnim uvjetima i opterećenjima, te mogućnostima i utjecajima pojedinih parametara na rezultat optimizacije s ciljem minimiziranja mase. Naposljetku za tako topološki optimiran model provedena je dinamička analiza u *Abaqus/Standard*[®] programu koristeći mehanička svojstva aditivno proizvedenog kompozitnog materijala. Na kraju rada prikazan je autorov osvrt na temu i rezultate analize.

Ključne riječi: proteza potkoljenice, topološka optimizacija, kompozitni materijali, aditivna proizvodnja, *Abaqus/Standard*[®], dinamička analiza

SUMMARY

As the topic of this thesis is Numerical analysis of the strength of composite lower leg prostheses produced by additive technologies, the introductory part gives a short theoretical background on the definition itself, the history of lower leg prostheses manufacturing and the classification of currently available commercial prostheses. Also, during the development of the model, it was necessary to use software for the topological optimization of the structure. Therefore, a brief overview and summary of the operation of the mentioned mathematical algorithm is described. The development of topologically optimized and fiber-reinforced composite structures is increasingly bypassing the application of traditional production methods and resorting to the use of additive manufacturing. For this reason, technologies and materials for additive manufacturing of composite materials suitable for lower leg prostheses are presented.

The second part of the thesis consists of a numerical simulation represented by a topological optimization performed on a previously designed numerical model. An initial simplified model is suggested with a detailed description of the boundary conditions and loads, as well as the possibilities and influences of individual parameters on the optimization result with the aim of mass minimization. Finally, for such a topologically optimized model, a dynamic analysis was performed in the *Abaqus/ Standard*[®] program using mechanical properties of the additively produced composite material. At the end of the thesis, the author's review of the topic and the results of the analysis is presented.

Key words: lower leg prosthesis, topological optimization, composite materials, additive manufacturing, *Abaqus/ Standard*[®], dynamic analysis

1. UVOD – TEORIJSKI DIO

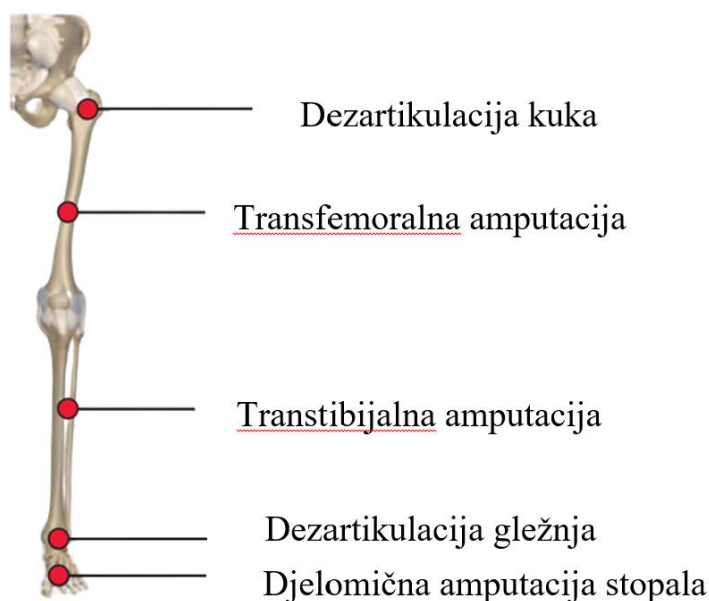
1.1. Proteze potkoljenice

Kako bi se otvorila nova pitanja i mogućnosti u razvijanju općenitog napretka, pa u ovom slučaju i područja konstruiranja proteza potkoljenica potrebno je imati izrazitu teorijsku podlogu koja sagledavanjem iz različitog kuta gledanja doprinosi usavršavanju kreativne imaginacije koja kasnije doprinosi napretku u području konstruiranja. Zbog toga je u ovom diplomskom radu pod naslovom „Numerička analiza čvrstoće kompozitne proteze potkoljenice proizvedene aditivnim tehnologijama“ ta teorijska podloga dana kroz nekoliko poglavlja koja opisuju pojam proteze kroz njenu definiciju, kratak povijesni razvoj, općenitu podjelu i primjenu u praksi.

1.1.1. Definicija

Poznato je da je pokretanje čovjeka jedna od primarnih aktivnosti, a uspravni stav i dvonožni hod jedno su od temeljnih obilježja ljudske vrste. U svakodnevnom životu nerijetko se susrećemo sa ljudima koji su zbog različitih životnih neprilika bili primorani amputirati određeni dio tijela ili je taj dio tijela nedostajao pri rođenju. Prema [1] uzroci amputacije uključuju vaskularne i krvožilne bolesti (70%), traume (23%), tumor (4%) i kongenitalna stanja (3%). Gubitak ekstremiteta ne samo da uzrokuje tjelesni hendikep, već dovodi i do društvenih, psiholoških i ekonomskih učinaka na pojedinca, njegovu obitelj i društvo. Kako bi se takvim pojedincima vratila pokretljivost, prevladao gubitak i sposobnost upravljanja dnevnim aktivnostima razvila se posebna grana struke, protetika, koja ujedinjuje inženjerski i medicinski aspekt djelovanja. Protetika (*eng. Prosthetics*) je pojam koji se odnosi na konstrukcije projektirane u svrhu da nadomjeste funkciju ili dio uda koji nedostaje. Osim funkcije, proteze se također koriste za poboljšanje estetskog izgleda, primjerice nakon uklanjanja uda kao posljedice liječenja raka, dijabetesa ili neke teške infekcije. Iako se moderne proteze za područja ruku, stopala i lica vrlo često proizvode, tehnološki razvoj se prema [1] najviše usmjerio u unaprjeđenje proteza donjih ekstremiteta kao najčešće upotrebljivanih u praksi. Amputacije se općenito kategoriziraju u dvije glavne skupine: amputaciju gornjih i donjih ekstremiteta. Kao što sami nazivi sugeriraju amputacije izvedene iznad kuka nazivaju se amputacijama gornjih udova, a one ispod kuka amputacijama donjih ekstremiteta. Kako će se

u ovom radu glavni fokus staviti na proučavanje konstruiranja proteza potkoljenica, na slici 1 prikazane su vrste amputacija donjih udova.



Slika 1. Vrste amputacija donjih ekstremiteta [2]

Od amputacija donjih ekstremiteta 40% otpada na izvođenje transfemoralne amputacije, 50% je transtibijalna, a 10% se odnosi na deartikulaciju kuka [1]. Proteza donjih ekstremiteta (eng. *lower – limb prosthesis*) odnosi se na umjetni nadomjestak noge koji se postavlja nakon nezgode ili amputacije u svrhu vraćanja kvalitete života. Proteza potkoljenice je podvrsta proteze donjih ekstremiteta ugrađena nakon transtibijalne amputacije. Proteza potkoljenice sastoji se od uobičajenih komponenti koje mogu varirati ovisno o razini složenosti konstrukcije i posebno izrađenog ležišta za njezino pričvršćivanje na reziduum¹. Slika 2 prikazuje osnovne komponente od kojih su sastavljene endoskeletne proteze potkoljenice. Fleksibilno ležište omogućuje prilijevanje proteze na zaostali reziduum, koljenični zglob ostvaruje fleksiju proteze, mehanička potkoljenica prenosi težinu sa ležišta na mehanički spoj stopala i gležnja, te naposljetku skočni zglob i stopalo amortiziraju udarce i pružaju stabilnost. Također, među inicijalnim dijelovima nalazi se još i silikonska gel navlaka koja se koristi kao barijera između ležišta proteze i reziduuma, kako bi se zaštitio osjetljivi dio kože. Prema informacijama Hrvatskog fonda za zdravstveno osiguranje, ovisno o životnoj dobi i aktivnosti, svaki korisnik ima pravo svake godine zamijeniti ležište i dijelove na protezi, a svake tri godine pacijent ima pravo zatražiti novu potkoljenu protezu na teret fonda [2]. Iskustvo je pokazalo da reziduum, zbog novonastalih mehaničkih podražaja, može reagirati procesima aktivnog oblikovanja što

¹ Reziduum (med.) – trajna posljedica neke ozljede ili bolesti

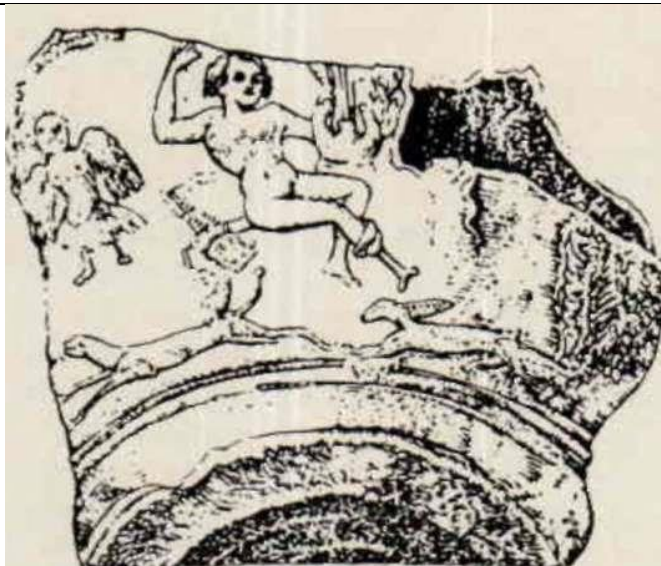
kod nositelja proteze može izazvati bol, nelagodu i sekundarne traume. Upravo kako bi se izbjeglo propadanje mišićnog tkiva koje uzrokuje gore navedene čimbenike nastoji se ubrzo nakon završetka operativnog zahvata započeti sa postupkom izrade proteze. Taj proces može početi najkasnije mjesec dana ili najduže do pola godine nakon operacije ovisno o razlogu amputacije. [1,2]



Slika 2. Osnovni dijelovi endoskeletne proteze potkoljenice [3]

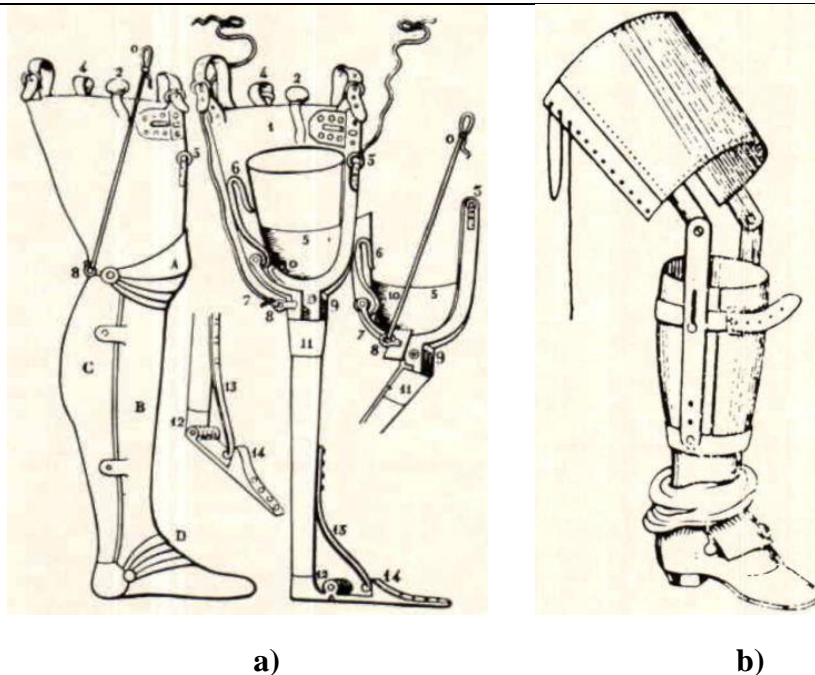
1.1.2. Povijesni razvoj

Povijesti umjetnih proteza može se reći da je stara kao i povijest čovječanstva, budući da se pretpostavlja da je čovjek svojim inventivnim umom uvijek pronalazio načine kako pronaći rješenje za svoje nesavršenosti. Podatak o tome gdje i kada je proizvedena prva proteza nije poznat, no prema [4] prvi zapisi se javljaju već oko 1500. do 800. pr. Kr. gdje se u indijskoj literaturi, knjizi znanja Veda, navodi korištenje umjetnih nogu. Umjetnu protezu u doba antike kao na slici 3, predstavljao je drveni klin koji bi se pričvrstio za dio noge ispod koljena. Takav način primitivne kirurgije primjenjivao se na privilegirane klase ili na one koji su sami bili sposobni izraditi svoju protezu. Da korištenje umjetnih udova datira u tako duboku povijest i ne čudi s obzirom na endemske bolesti i neljudsko sakaćenje koje je prakticirano u to doba.



Slika 3. Fragment antičke vaze iskopan u blizini Pariza 1862. – prvi dokazi korištenja umjetnih proteza [4]

Moderna vremena sa sobom su dovela otkrića koja su zadala bitne principe koji se i dan danas upotrebljavaju prilikom proizvodnje proteza. U 16.st došlo je do velikog napretka u izradi proteza ali također i u kirurškom liječenju. Najviše zasluga svakako za to imaju Ambroise Pare i nizozemski kirurg Verduin. Pare je svojim istraživanjima unaprijedio kiruršku tehniku amputacije, poboljšao liječenje rana i dizajnirao prve „moderne“ proteze. Proteza se sastojala od pokretnog koljena, tarzalnog dijela stopala te brave za koljeno. Sama konstrukcija je bila izrazito teška no njegove ideje i crteži kao što prikazuje slika 4 prikaz a), nepobitno slične protezama koje su i danas u uobičajenoj upotrebi. Verduin se također bavio konstruiranjem umjetnih udova. Njegov izum na prikazu b) sastojao se od bakrenog ležišta na drvenom stopalu i dvije bočne čelične šipke, zglobno pričvršćene na zglobu koljena. Kako se otprilike sredinom dvadesetog stoljeća proširila upotreba opće anestezije s njom se povećala i potražnja za protezama koje su bile nužne nakon sve većeg broja civilnih industrijskih nesreća. Nijedna vrsta umjetnog uda u to vrijeme nije dopuštala bočne pomake, no povećana sigurnost i stabilnost nositelja već je bio dovoljan korak unaprijed. [4]



Slika 4. a) Skice i patent Ambroise Parea iz 1561. ; b) Skice i patent Verduina iz 1696. [4]

Kao i većina većih prekretnica u medicini koje su nastale kao produkt rata, tako je i Prvi svjetski rat doprinio osnivanju posebnih amputacijskih centara u kojima se ranjenima pružala kirurška i protetička njega. Kirurg i protetičar stajali bi kraj pacijentovog kreveta kako bi odredili optimalna mjesta amputacije i način liječenja nakon operativnog zahvata. Svjetski ratovi zahtijevali su novi napredak u protetskoj tehnologiji. Pravi napredak u mehanici protetičkih udova postavio je u drugoj polovici prošlog stoljeća James Potts. Potts-ova konstrukcija sa slike 5 izrađen od kombinacije drva i kože, sastojao se od zglobnih dijelova koji su se oslanjali na tetive mačjeg crijeva simulirajući pokret hodanja kada se nožni prst podigne. Konstrukcija se kasnije unaprijedila dodavanjem opruge na petu. Iako je tada takav izum predstavljao prekretnicu, sama protetika je bila teška i materijal kao koža teško je održavati s tim više jer upija znoj. U tom razdoblju izumljeni su brojni patenti i isprobani brojni mehanički uređaji. Njima su se prevladavali nedostaci starijih patenata poput neudobnosti i neuglednog slijeganja proteze na preostali dio uda, te su se počeli upotrebljavati materijali poput aluminija koji su puno laganiji i samim time pogodniji za primjenu. [4,5]



Slika 5. Proteza James Potta iz 1901. [5]

Do većih napredaka u protetici nije se dolazilo sve do poslije Drugog svjetskog rata kada je američka vlada osigurala sredstva vojnim tvrtkama za poboljšanje oblika i funkcije protetike. To je dovelo do razvoja mnogih laganih alternativnih materijala koji su se uveli kako bi zamijenili drvo i kožu poput polimera, aluminijskih, polikarbonata, smole i kompozitnih materijala. Od daljnjeg interesa i poboljšanja u području proizvodnje mehaničkih udova bilo je uvođenje hidrauličkih i pneumatskih uređaja, te razvoj prilagođenih silikonskih uložaka koji su osigurali individualizirano i higijensko prijanjanje. Prema [6], jedan takav primjer prikazan je na slici 6.



Slika 6. Proteza potkoljenice sa modularnim sustavom ležišta [6]

Zahvaljujući strasti pionira protetike, danas je čovječanstvo bliže nego ikad repliciranju pune funkcije biološkog uda. Promatrajući sadašnjost susrećemo se sa proizvodima koji su replika opružne prirode bioloških nogu, a čije su performanse izvrsne. Primjerice kao što prikazuje

slika 7, konstruirane su do danas i posebne proteze za bavljenje ekstremnim fizičkim aktivnostima poput sprinta koje se mogu koristiti rekreativno ili u profesionalnom sportu. Svojstva takvih mehaničkih uređaja toliko su uznapredovala da se sportski autoriteti prilikom sportskih natjecanja ponekad pitaju da li njihovim korištenjem dobivaju nepravednu prednost.



Slika 7. Prikaz atletskog trkača sa sprinterskom protezom [7]

Prateći povijesni razvoj i uspoređujući ga sa današnjim stanjem proteze donjih ekstremiteta svoja vrhunska svojstva i funkcionalnosti duguju uporabi najnovijih sustava i tehnologija. Razvoj tehnologija poput robotike, 3D aditivne proizvodnje uveli su inovacije kojima korisnik može individualizirati protezu odabirom modernog estetskog tekstila i boja. Osim toga razvoj neuroprotetike i potpuno realiziranih uređaja kojima upravlja mozak imaju potencijal dovesti do budućih napredaka u polju protetike. Tijekom ispitivanja koja su započela 2011. istraživači sa sveučilišta u Pittsburghu proučavali su tehnologiju sučelja mozak – računalo, koja koristi kirurški implantirane elektrode za slanje signala iz mozga do protetskog uda. Zbog toga se uz termin proteza u današnje vrijeme često vežu pojmovi kao što su biokompatibilnosti, bionika, autonomija, umjetna inteligencija, industrijska tajna i sl. Svi ti navedeni pojmovi rezultat su neprekinutog financiranja zdravstva i ulaganja u razvoj proteza od strane vlada pojedinih država. Povijest nije samo jednom pokazala da ulaganjem u vlastita istraživanja pojedinac daje doprinos svijetu koji jednog dana može promijeniti kvalitetu nečijeg življenja. Stoga, znanstvenim istraživanjem i tehnologijom u usponu čovječanstvo nije nikada bilo bliže ostvarenju sna o potpunoj nadoknadi uda koji nedostaje.

1.1.3. Podjela

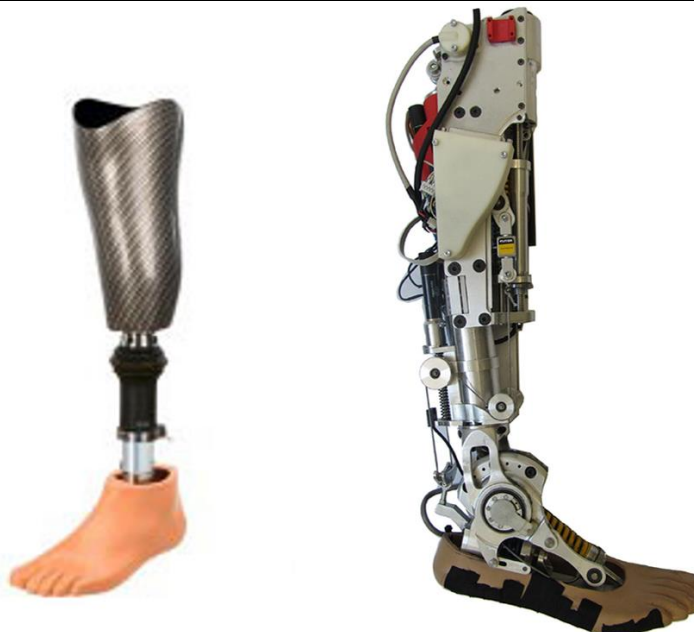
Sadašnjim razvojem proteza donjih ekstremiteta one se mogu klasificirati u više kategorija s obzirom na karakteristike koje se međusobno uspoređuju. Primjerice ako se osvrnemo više prema medicinskoj terminologiji ta podjela bi se u osnovi odnosila na način primjene ili vrstu amputacije. S inženjerske strane iz [8], kao prva podjela može se navesti ona s obzirom na klase elektronskih komponenti koje se nalaze unutar same proteze:

- pasivne – pokret hoda simulira se korištenjem pasivnih elemenata poput opruge i prigušivača, njihovom primjenom samo se djelomično vraća sposobnost prirodnog hoda, ne generiraju energiju niti se aktivno prilagođavaju korisniku no zbog cjenovne isplativosti ne rijetko se koristi kao rješenje;
- aktivne – pokret hoda simulira se korištenjem aktuatora koji pomoću senzora pokreće protezu oponašajući pokret gležnja u fazama hoda prilagođen korisniku, generiraju energiju i većinskim djelom vraćaju sposobnost prirodnog hoda.

Grafički prikaz gore navedene podjele prikazan je na slici 8. Većina trenutno dostupnih komercijalnih proteza pri svom radu oslanja se na elastične elemente poput mehaničke opruge za pasivnu apsorpciju i skladištenje energije. Negativna strana takvih uređaja je nažalost u tome što oni nisu sposobni aktivno generirati snagu, za razliku od biološkog mišića donjih udova koji proizvodi do 80% mehaničkog rada pri hodu. Također, nemaju sposobnost aktivnog prilagođavanja korisniku ili okolišu koji ga okružuje, što uzrokuje potencijalnu neudobnost i asimetriju hoda kod osoba s amputacijom.

Sljedeća veća podjela prema [10] odnosi se na način primjene te se temeljem toga dijeli na:

- egzoskeletne – tvrde, laminarne proteze koje pružaju vanjsku potporu za prenošenje mase;
- endoskeletne – cjevaste konstrukcije za unutarnju potporu na koje se vežu sklopovi koljeničnog zgloba, skočnog zgloba i stopala.



Slika 8. Pasivna i aktivna proteza potkoljenice [9]

Najvećim dijelom se zbog čvrstoće konstrukcije i potpore koju pruža egzoskeletna proteza koristi u estetske svrhe, a materijal od kojih je građena najčešće je neki tvrdi polimer s visokom otpornošću ili drvo. Takav tip proteze se također naziva i konvencionalnim tipom. Komponente od kojih je građena iz [10] prvo se poravnaju i privremeno povežu jedna s drugom radi probe. Sve izmjene ako su potrebne rade se tijekom probne montaže jer nakon završne obrade moguće su samo manje statičke promjene. Naposljetku slijedi proces laminacije koji daje dodatnu čvrstoću protezi dok istovremeno stvara željenu estetsku površinu. Ipak, takva vrsta proteza ima i neke nedostatke poput velike mase i vremena izrade koje je puno duže uspoređujući ga s vremenom izrade endoskeletnih proteza. Endoskeletne proteze s obzirom na puno više prednosti imaju bolju prihvatljivost kod korisnika. Za razliku od egzoskeletnih imaju povećanu udobnost nošenja koja je popraćena manjom masom i puno većim rasponom pokreta. Korisniku je vrlo lako skinuti i postaviti protezu, te zbog modularnih zglobova koje posjeduje omogućena je jednostavna prilagodba u bilo kojem trenutku za sve razine amputacije. Prema [11] vrijeme potrebno za montažu endoskeletne proteze je puno kraće i može varirati od nekoliko dana a u posebnim slučajevima i nekoliko sati od prvog dolaska u ambulantu. Najčešće posjeduju skeletnu titansku konstrukciju koja je prekrivena mekim sintetičkim materijalom. Navedena podjela prikazana je na slici 9.



Slika 9. Egzoskeletna i endoskeletna proteza potkoljenice [12, 13]

1.2. Kompozitne konstrukcije

Kompozitni materijali prema [14], bez obzira na svoju strukturu i sastav, proizvode se da bi se poboljšala ili uskladila postojeća svojstva materijala. Da bi se postigla nova svojstva kakva pojedini konstituenti ne posjeduju, takvi materijali često se koriste u proizvodnji medicinskih uređaja i pomagala. Kako je u numeričkom dijelu zadatka model proteze definiran mehaničkim svojstvima kompozitnog materijala u ovom poglavlju će se u kratkim crticama predstaviti osnove, svojstva i građa polimernih materijala kao podvrste kompozitnih materijala koji se najčešće koriste u medicini, te razlog i načine primjene pojedinih polimernih materijala u medicinske svrhe.

1.2.1. Osnove kompozitnih materijala

Razvoju novih kompozitnih materijala (eng. *Composite*) pridodan je veliki interes od strane inženjerske struke. Prema definiciji, kompozitni materijal se u suštini može smatrati umjetnim spojem dvaju ili više materijala različitih ili istih svojstava s ciljem dobivanja materijala poboljšanih svojstava poput male gustoće, čvrstoće, otpornosti na koroziju, krutosti i slično. Gradivne jedinice kompozita sa slike 10 su kontinuirana faza, matrica i diskontinuirana faza, punilo.

MATRICA + OJAČANJE (vlakna, čestice) = KOMPOZIT



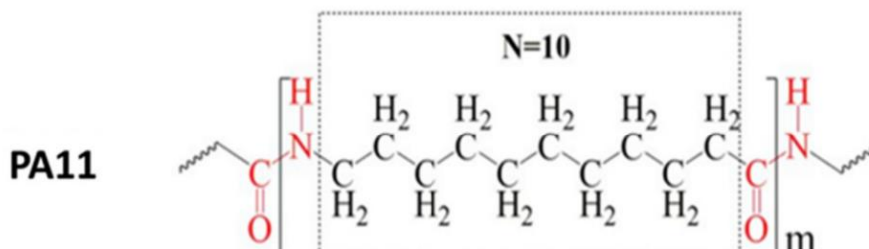
Slika 10. Struktura kompozitnog materijala [15]

Punilo u teorijskoj praksi može doći u dva oblika, kao vlakno ili kao čestica. Kompozitni materijala prikladnih za proizvodnju proteza građeni su od vlakana, te kao spadaju u skupinu kompozita ojačanih vlaknima. Više slojeva matrice i vlakna čini slojeviti kompozit, laminat. Zbog njihovih povoljnih mehaničkih i estetskih svojstava i zbog razvoja novih tehnologija proizvodnje, ponajviše aditivnih tehnologija koje omogućuju proizvodnju takvih struktura, neprestano se teži na razvitku poboljšanih struktura matrice i vlakana. Matrica unutar kompozita ima zadaću da štiti vlakno od vanjskih utjecaja, da prenosi opterećenje na vlakna i da ih povezuje, te da formira vanjski oblik kompozitne konstrukcije. Uz [16] neki od najčešće korištenih materijala za izradu matrice su nezasićena poliester smola, epoksi smola i vinilester. Vlakno pak daje čvrstoću materijalu i osnovni je nosivi element. Vlakna u kompozitu za proizvodnju proteza mogu biti prirodna, staklena ili ugljična. Raspored vlakana i različitosti u volumenu vlakana omogućuje variranje u karakteristikama materijala. Kako korištenje proteza zahtijeva odgovarajuće prijanjanje uz zahvaćeni ostatak ekstremiteta, za proteze donjih udova nastale 3D ispisom uobičajeno je koristiti obloge od termoplastičnih i termostabilnih polimera. Prema [17] Nylon 11, Nylon 12 i TPU su postali uobičajeni materijali za proizvodnju kompozitne proteze potkoljenice proizvedene aditivnim tehnologijama. Zbog njihove jedinstvene kombinacije svojstava kao što su izvrsna izdržljivost, mehanička čvrstoća, otpornost na visoke temperature i jednostavnost obrade, potražnja za proizvodima načinjenih od polimernih matrica značajno je porasla. Stoga će se u nastavku rada svaki od materijala korištenih u aditivnoj proizvodnji proteza potkoljenica detaljnije opisati.

1.2.1.1. Nylon 11 [18]

Nylon je pojam koji predstavlja određene vrste termoplastičnih polimera koji spadaju u grupu poliamida. Širok raspon poliamida se proizvodi i prodaje pod različitim trgovačkim imenima gdje broj uz naziv označava broj atoma ugljika u monomeru diamina. *Nylon 11*, koji se ponekad naziva i Poliamid 11 (PA11), je nerazgradiva poliamidna bioplastika koja se dobiva sintezom

iz obnovljivih izvora poput biljnog ulja. Kako aditivna proizvodnja prelazi sa izrade prototipova na proizvodnju dijelova za krajnju upotrebu, PA11 se sve više odabire kao materijal izbora zbog svojih vrhunskih mehaničkih svojstava, jednostavnosti upotrebe, fleksibilnosti dizajna, biokompatibilnosti i održivosti. Kemijska struktura navedenog poliamida prikazana je na slici 11, gdje N predstavlja broj metilenskih skupina između amidnih skupina.



Slika 11. Kemijska struktura Nylon 11 [18]

Iako Nylon 11 posjeduje izrazita mehanička svojstva prikazana tablicom 1, sa šest različitih kristalnih faza jedna od kritičnijih značajki navedenog polimera je niska apsorpcija vlage koja posredno uzrokuje relativno nisku temperaturu obrade (185 °C). Usprkos tome, ovaj polimer je izuzetno korišten u proizvodnji dijelova visoke geometrijske složenosti. Zbog širokog raspona između temperature taljenja i temperature kristalizacije tijekom zagrijavanja ima izvrsnu mogućnost ispisa u 3D tehnikama proizvodnje koja rezultira visokom otpornosti na udarce i fleksibilnost. Takva svojstva materijala su izrazito bitna jer oni doprinose tome da se medicinski proizvod može izraditi po narudžbi za određenog pacijenta prema specifičnim karakteristikama projektiranja upućenim od strane doktora medicine.

Tablica 1. Mehanička svojstva Nylon 11 [19]

Gustoća $\left[\frac{\text{g}}{\text{cm}^3}\right]$	1,03-1,05
Youngov modul [MPa]	335
Vlačna čvrstoća [MPa]	52
Modul savijanja [GPa]	0,9
Talište [°C]	180 – 190

Iako mu je tržišna cijena nešto skuplja od cijene Nylon 12, zbog svoje visoke čvrstoće i UV otpornosti svakodnevno se koristi u aditivnoj proizvodnji za dobivanje krućih i podatnijih dijelova konstrukcije. Njime se proizvode precizni proizvodi koji uključuju dijelove s tankim zakrivljenim površinama, unutarnje spojeve te proizvode koji su izloženi silama savijanja. Cilj

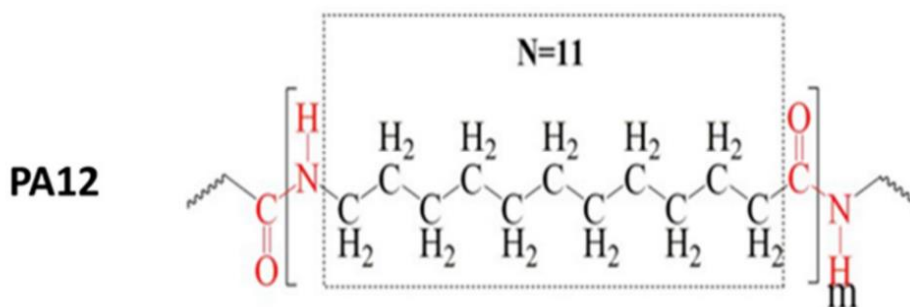
takvih konstrukcija je dobiti optimalnu raspodjelu materijala i različita mehanička svojstva pojedinog segmenta konstrukcije. Neki od proizvoda dobivenih aditivnom proizvodnjom korištenjem PA11 prikazani su na slici 12.



Slika 12. 3D fizički modeli izrađeni od Poliamida 11 [20]

1.2.1.2. Nylon 12 [18]

Kemijska struktura na slici 13 pripada materijalu *Nylon 12*. To je termoplastični poliamid na bazi ulja, polukristalne strukture. S obzirom na uvjete kristalizacije ovaj monomer može doći u različitim kristalnim oblicima.



Slika 13. Kemijska struktura *Nylon 12* [18]

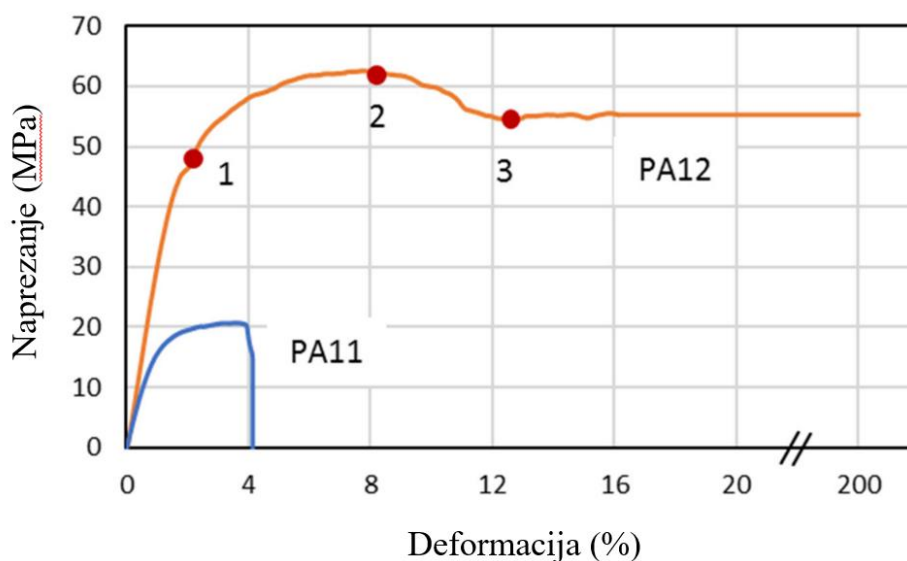
PA12 posjeduje izvanredna mehanička svojstva, kao što su visoka tvrdoća i vlačna čvrstoća, otpornost na zamor i udar te nizak koeficijent trenja. Također, uspoređujući ga sa ostalim poliamidima posjeduje najniže talište i izrazito nisku sposobnost upijanja vlage. Zbog relativno dugog lanca ugljikovodika, njegova gustoća je vrlo niska. Na temelju te karakteristike ovaj biokompatibilan materijal jedan je od najčešće korištenih materijala prilikom 3D ispisa u

raznim industrijama, posebice za izradu protetskih proizvoda. Razlog tome, ako ga uspoređujemo sa prethodnim materijalom, su njegova izrazita svojstva dana tablicom 2 koja doprinose visokoj čvrstoći pri dugotrajnom nošenju. Prilikom 3D ispisa tankih konstrukcija, poliamid 12 se ponaša fleksibilno.

Tablica 2. Mehanička svojstva Nylon 12 [21]

Gustoća $\left[\frac{\text{g}}{\text{cm}^3}\right]$	1,01
Youngov modul [MPa]	1935
Vlačna čvrstoća [MPa]	50
Modul savijanja [GPa]	0,4
Talište [°C]	178 – 180

Iako nema točnog odgovora koji je materijal bolji prilikom primjene u svrhe izrade 3D medicinskih proteza, slika 14 prikazuje odnos deformacije materijala Nylon 11 i Nylon 12 s obzirom na jednake uvjete opterećenja. Iz toga je izveden zaključak da je nakon elastične deformacije PA12 pokazao duktilno ponašanje.



Slika 14. Krivulja naprezanje - deformacija PA11 i PA12 nakon vlačnog ispitivanja [18]

Oba prethodno navedena polimera prilikom primjene u aditivne svrhe dostupna su u obliku praha ili filameta za tehnologije 3D ispisa poput SLS, MultiJet Fusion ili FDM. Ako se želi postići duži životni vijek dijelova, visoka otpornost i lakši ispis, upotreba najlonskog filameta odličan je izbor kao alternativa polikarbonatu. Unatoč tome, najpoznatiji proces 3D ispisa je SLS, koji koristi poliamid u obliku praha. U usporedbi sa filamentom, prah upija manje vlage i

lakše se obrađuje nakon ispisa. Također, najlon u prahu posjeduje svojstvo biokompatibilnosti što je izrazito važno za proizvode poput proteza, jer dolaze u direktan kontakt s kožom. Kako primjena Nylon 12 izgleda u praksi prikazuje slika 15.



Slika 15. 3D fizički modeli izrađeni od Poliamida 12 [22]

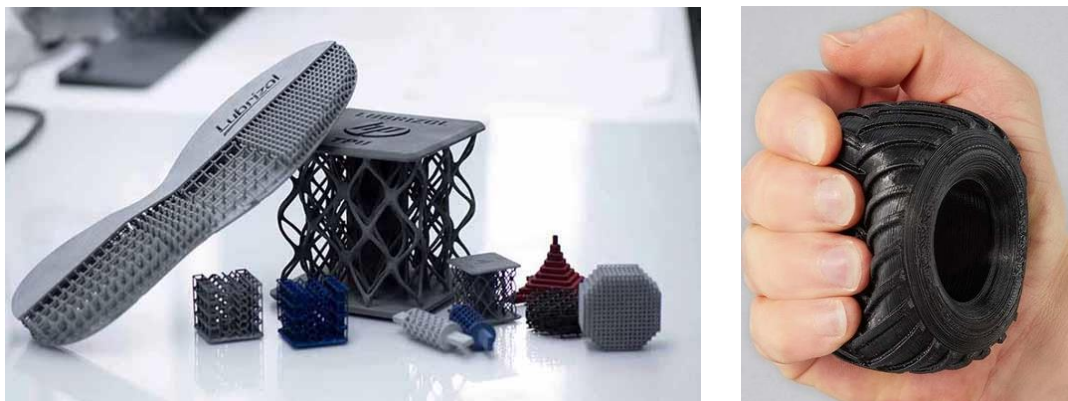
1.2.1.3. Termoplastični poliuretan – TPU

Konstruiranje proizvoda s elastičnim svojstvima oduvijek je bio izazov za inženjere upravo zbog toga što svojstva materijala definiraju ispravnu funkcionalnost proizvoda. Uvođenjem aditivne proizvodnje kao postupka izrade i korištenje materijala poput TPU, stvorila se sposobnost konstruiranja elastičnih dijelova s raznim varijacijama u obliku i debljini stjenke. Termoplastični poliuretan (TPU) je prema definiciji iz [23] polimerni materijal koji objedinjuje svojstva elastomera i termoplastičnih polimera. Navedeni materijal ima visoku duktilnost, fleksibilnost, dobru biokompatibilnost i izvrsnu otpornost na abraziju. Neke od njegovih glavnih mehaničkih svojstava navedeni su tablicom 3. Svojstva u tablici imaju donje i gornje granice s obzirom da tablica objedinjuje podatke vezane uz različite tipove filamenata i TPU praha. Također, poput elastomera ima visoku mogućnost oblikovanja taljenjem, te mogućnost da se nakon hlađenja materijal naknadno tali. Upravo zbog posjedovanja navedenih svojstava sve popularnija je proizvodnja funkcionalnih TPU dijelova za primjene u raznim područjima industrije poput zrakoplovstva, strojarstva, proizvodnje medicinskih uređaja ili sportske opreme.

Tablica 3. Mehanička svojstva TPU-a [24]

Gustoća [$\frac{g}{cm^3}$]	1,28 – 1,66
Youngov modul [GPa]	0,621 – 5,50
Vlačna čvrstoća [MPa]	52,4 – 79,3
Modul savijanja [GPa]	0,52 – 4,5
Talište [°C]	221 – 243

Kako brza izrada prototipova sve više napreduje, na tržištu se nudi sve više vrsta TPU praha i filamenata. Učinak TPU praha koji se koristi pri aditivnoj proizvodnji kroz niz istraživanja kao i ono iz [25] dovelo je do zanimljivih konstatacija vezanih uz mehanička svojstva njima tiskanih predmeta. Štoviše, zajednički zaključak u svim provedenim studijama je bio da mehanička svojstva aditivno proizvedenih TPU dijelova znatno ovise o kvaliteti praha, te veličini i toplinskom ponašanju čestice. Usprkos svim prednostima, neki od nedostataka koji se mogu javiti prilikom primjene termoplastičnog poliuretana su vrlo spora brzina ispisa koja ne rijetko dovodi do većih poteškoća u finalnoj obradi površine nakon ispisa. Baš kao i prethodni materijali TPU je također higroskopan. Slika 16. grafički prikazuje dijelove izrađene primjenom termoplastičnog poliuretana.

**Slika 16. 3D fizički modeli izrađeni od TPU-a [26]**

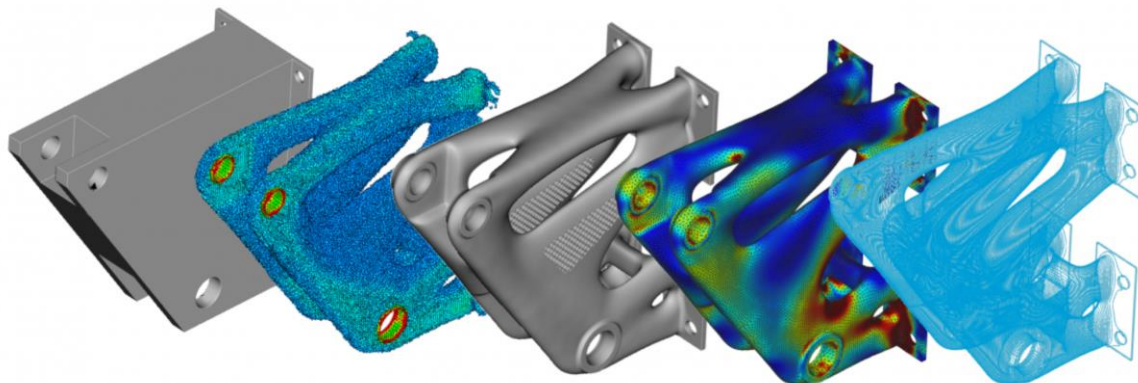
1.3. Optimizacija konstrukcija

Ovim poglavljem cilj je upoznati se sa pojmom optimizacije koja će se kasnije provesti u konstrukcijskoj razradi. Prema [27] optimizacija konstrukcije podrazumijeva upotrebu numeričkih tehnika optimizacije za projektiranje materijalno i funkcijsko učinkovitih konstrukcija. Procesom iteracije dovodi se do inovativnih rješenja za konstrukcijske komponente. Kako će se u numeričkom dijelu rada koristiti programski alat *Abaqus Tosca* za provedbu optimizacije, način na koji program funkcionira biti će detaljnije opisan. *Abaqus Tosca* nudi dva moguća pristupa optimizacije konstrukcije, topološku optimizaciju i optimizaciju oblika. Kako je zadatak izveden isključivo za potrebe provedbe topološke optimizacije, ista će u nastavku biti detaljnije teoretski opisana.

1.3.1. Topološka optimizacija

Topološka optimizacija (engl. *topology optimization*) prema [27], kao podvrsta optimizacije konstrukcije, podrazumijeva matematički algoritam koji za zadatak ima prilagoditi raspored i strukturu materijala unutar definiranog prostora za zadana pravila koja postavlja konstruktor. Uzimajući u obzir geometrijske granice poput smanjene krutosti i mase, smanjenog omjera volumena materijala i faktora sigurnosti, topologija koristi metodu konačnih elemenata (engl. *finite element method*) za procjenu performansi konstrukcije. Softver za inteligentno konstruiranje mjeri svojstva i definira distribuciju materijala s obzirom na zadani model pomoću algoritma. Cilj rješavanja takvih matematičkih algoritama je u suštini traženje maksimalnih odnosno minimalnih vrijednosti koji će za ulazne čimbenike kao što su vanjske sile, uvjeti opterećenja, rubni uvjeti, ograničenja i svojstva materijala zadovoljiti zadanu funkciju i ponuditi najfunkcionalnija rješenja uz smanjenje performansi. Konstrukcijski proizvod istog područja namjene nakon optimizacije predstavlja najbolju izvedbu koja nadilazi maštu konstruktora. Topološka optimizacija učinkovit je alat koji se koristi u raznim područjima struke poput automobilske industrije, medicinskog inženjerstva i zrakoplovstva. Na slici 17. prikazan je proces optimiranja nosača prije i nakon primjene topologije čija geometrija bi bila jednostavna za izraditi aditivnim postupkom proizvodnje. Jedna od velikih prednosti prema [28] ove vrste optimizacije je ta da ne postoje ograničenja što se tiče geometrije sve dok su zadovoljena ograničenja ulaznih vrijednosti. To bi značilo da izgled same konstrukcije može znatno varirati što se tiče oblika i geometrije. Optimizacija geometrije i topologije konstrukcijskog rasporeda ima veliki utjecaj na performanse konstrukcije i značajno smanjuje troškove, masu i vrijeme izrade. Zbog toga u posljednjem desetljeću znatno se proširio interes

za upotrebu topološke optimizacije koja se sada već neizostavno koristi kao idejna inspiracija u ranoj fazi razvoja proizvoda.

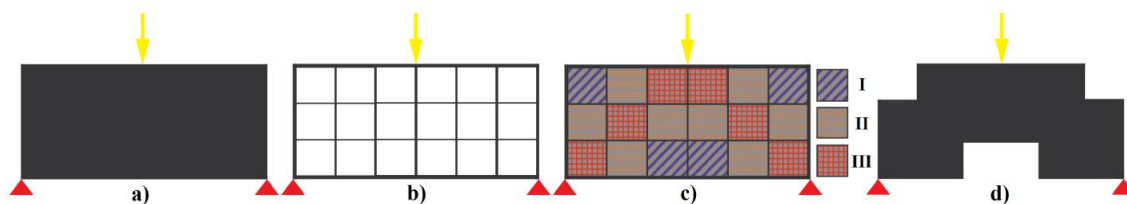


Slika 17. Primjer topološke optimizacije [29]

1.3.2. Algoritam djelovanja topološke optimizacije

Kako bi se najbolje shvatio iterativni način djelovanja topološke optimizacije na slici 18. prikazan je grafički primjer definiranog volumena koji se nakon optimiranja topologijom mijenja s obzirom na stalna ograničenja, zadane rubne uvjete i opterećenje koji su konstantni. Definirani volumen može u praksi biti već postojeći proizvod sa zadanim volumenom koji se treba rekonstruirati ili kao u ovom primjeru može predstavljati kvadar koji predstavlja grube dozvoljene mjere u koje se željena buduća konstrukcija mora uklopiti. Prvi prikaz a) na slici 18. prikazuje zadanu geometriju nosača na dva nepomična oslonca koji je opterećen na sredini koncentriranim opterećenjem. Nakon toga prikaz b) na istoj slici prikazuje domenu zadanog kontinuuma diskretiziranu pomoću mreže međusobno povezanih konačnih elemenata. Kako se opisuje u literaturi [30] stanje u svakom elementu kao što je to primjerice polje naprezanja, deformacija, pomaka opisano je pomoću interpolacijskih funkcija. Iznos navedenih funkcija određuje energetska stanje elementa te na osnovu iznosa energije deformiranja određuje se važnost elementa u čitavoj mreži. Mreža konačnih elemenata sa navedenim energetskim razredima dana je na prikazu c). Razred I. predstavlja elemente sa najnižim iznosom energije deformiranja, što u konačnici znači da ti elementi imaju najmanji utjecaj na funkcionalnost zadane geometrije te kao takvi prvi se mogu ukloniti prilikom optimizacije. Razred III. predstavlja elemente najveće energije deformiranja i elemente koji su najvažniji za očuvanje stabilnosti i krutosti konstrukcije te se oni prilikom optimizacije zadržavaju. Razred II.

predstavlja one elemente čija se energija deformiranja nalazi između krajnjih vrijednosti. Posljednji prikaz d) prikazuje zadani nosač nakon postupka topološke optimizacije. Naravno nastala struktura može ali i ne mora predstavljati konačnu strukturu za razvoj, te ovisno o zahtjevima proizvođača može se podvrgnuti daljnjem iterativnom procesu. U daljnjem optimiranju veća važnost se daje elementima razreda II. te se gleda dali će se takvi elementi zadržavati, odnosno uklanjati ukoliko je potrebno smanjiti lokalne koncentracije naprezanja ili masu.

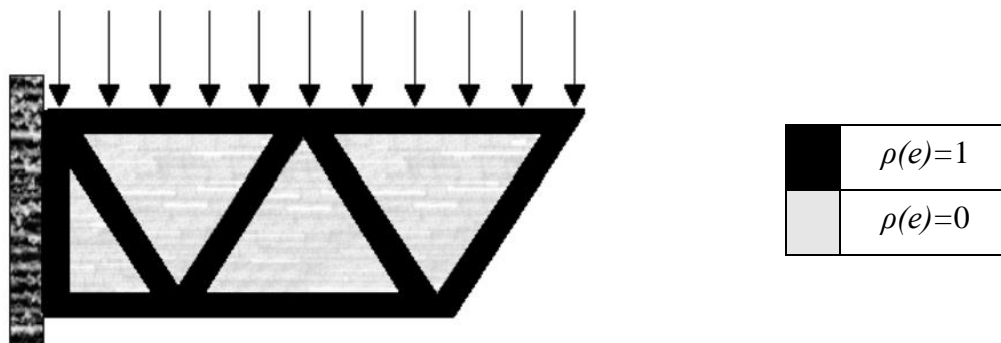


Slika 18. Način optimiranja topologijom [31]

1.3.3. Metode i pristupi topološke optimizacije

U znanstvenoj literaturi [32] postoje brojne metode izvođenja topološke optimizacije od kojih su napoznatije metode *Solid Isotropic Material with Penalization (SIMP)* i metoda topološke optimizacije *Rational Approximation of Material Properties (RAMP)* metoda. RAMP se u praksi koristi češće za slučajeve kada na objekt odnosno konstrukciju djeluje kontinuirano opterećenje nastalo uslijed djelovanja vanjskih uvjeta poput tlaka, snijega, vjetrova itd. Usprkos tome najčešće korištena metoda topološke optimizacije je SIMP metoda zbog toga će u nastavku biti opširnije opisana.

SIMP metoda je jednostavan homogenizacijski pristup smanjenja složenosti konstrukcije korištenjem varijable gustoće ρ . Naime, svaki element u mreži konačnih elemenata je opisan kao materijal kojemu se pripisuje binarna numerička vrijednost varijable gustoće između 0 i 1 ovisno o važnosti pripadnog elementa za integritet cijele konstrukcije. Na slici 19. prikazan je optimizirani raspored materijala za zadani slučaj opterećenja. Elementi u mreži na slici 19. kojima je pripadna vrijednost varijable gustoće jednaka $\rho(e)=1$ predstavljaju konstrukcijski bitne elemente i obojani su crnom bojom, svi ostali elementi imaju vrijednost gustoće određenu relativnom funkcijom čije rješenje ne može biti manje od 0. Ukoliko je vrijednost gustoće elementa jednaka 0 taj konačni element ima vrijednost gustoće $\rho(e) = \rho_{min}$ te se uklanja iz volumena i na taj način pospješuje smanjenju mase.



Slika 19. Optimizirani raspored materijala [33]

Stoga, prateći literaturu [33] i [34], relativna funkcija gustoće može varirati između minimalne vrijednosti $\rho_{\min} = 0$ i 1 što omogućuje dodjeljivanje međuvrijednosti za elemente koji su porozni. Kako se relativna gustoća materijala može kontinuirano mijenjati, s time se mijenja i iznos Youngovog modula. Za svaki element u mreži odnos između koeficijenta relativne gustoće materijala $\rho(e)$ i Youngovog modula materijala E_0 izračunat je prema zakonu potencije:

$$E_{(\rho_e)} = \rho_e^p \cdot E_0. \quad (1)$$

Korekcijski faktor p smanjuje utjecaj elemenata sa srednjom vrijednosti gustoće na ukupnu krutost. Na taj način zadržavaju se elementi čija je srednja vrijednost gustoće bliže 1, a oni koji svojom vrijednošću se približavaju minimalnoj vrijednosti ρ_{\min} bivaju uklonjeni. Numerički eksperimenti pokazuju da je vrijednost korekcijskog faktora $p = 3$ optimalna. Smanjenjem modula elastičnosti materijala elementa smanjuje se njegova krutost. Prema SIMP metodi ukupna krutost je modulirana prema izrazu:

$$K_{SIMP(\rho)} = \sum_{e=1}^N [\rho_{\min} + (1 - \rho_{\min})\rho_e^p] \cdot [K_e]. \quad (2)$$

U izrazu je K_e – matrica krutosti elementa; ρ_{\min} – minimalna relativna gustoća; ρ_e – relativna gustoća elementa; p – korekcijski faktor; N – ukupan broj konačnih elemenata u zadanom volumenu. Krutost se u općem slučaju koristi kao maksimalna funkcija. Ako se cijeli sustav promatra kao minimizacijska funkcija u obzir se uzima podatljivost. Podatljivost, kao obrnuto proporcionalna vrijednost krutosti predstavlja sumu energija deformiranja svih pojedinih elemenata u konstrukciji. Što je podatljivost manja, odnosno što je matematička vrijednost sume energija deformacije unutar topološke optimizacije manja to su pomaci manji i krutost

konstrukcije veća. Izraz kojim se program služi prilikom pronalaska takve vrijednosti prikazan je izrazom 3:

$$\min C(\{\rho\}) = \sum_{e=1}^N (\rho_e)^p \cdot [u_e]^T \cdot [K_e] \cdot [u_e], \quad (3)$$

gdje je $[u_e]$ – vektor čvornih pomaka elementa, a $\{\rho\}$ – vektor relativne gustoće svih elemenata.

Tijekom svake iteracije optimizacije moraju se poštivati ograničenja na ciljanu masu ili ravnotežu unutarnjeg i vanjskog opterećenja. Ako ograničimo kontinuum s ciljanom masom izraz (3) prelazi u sljedeći izraz:

$$\sum_{e=1}^N \{v_e\}^T \cdot \rho_e \leq M_{opt}; \quad (4)$$

v_e – elementarni volumen, M_{opt} – ciljana masa.

Ravnotežu unutarnjeg i vanjskog opterećenja s obzirom na nastala naprezanja također se mogu ograničiti te tada izraz (3) prelazi u izraz (5):

$$[K\{\rho\}]\{u\} = \{F\}; \quad (5)$$

slijedi da je $[K\{\rho\}]$ – globalna matrica krutosti promjenjiva na osnovu vektora relativnih gustoća, $\{u\}$ – vektor pomaka, a $\{F\}$ – vektor pripadajućih vanjskih sila na modelu.

1.4. Aditivna proizvodnja

Aditivna proizvodnja prema [35] usredotočena na izradu proteza započela je u Washingtonu razvojem prve 3D isprintane protetičke ruke. Nedugo zatim napredovao je i razvoj proteza donjih ekstremiteta, gdje su se tvrtke poput *SHC Design* i *Art4Leg* usredotočile na proizvodnju proteza potkoljenice i umjetničkih navlaka koje se postavljaju na standardnu konstrukciju proteze. Proizvodnja optimiziranih i kompozitnih dijelova iz prethodna dva poglavlja ne bi se razvila niti bi se isplatila u tolikoj mjeri bez poznavanja tehnologije izrade proizvoda 3D ispisom. Stoga, u sljedećem poglavlju navedeni su neki od standardnih postupaka aditivne tehnologije koje se koriste za razvoj medicinskih pomagala, njihove osnove i razlozi zašto se koriste u industrijskoj praksi.

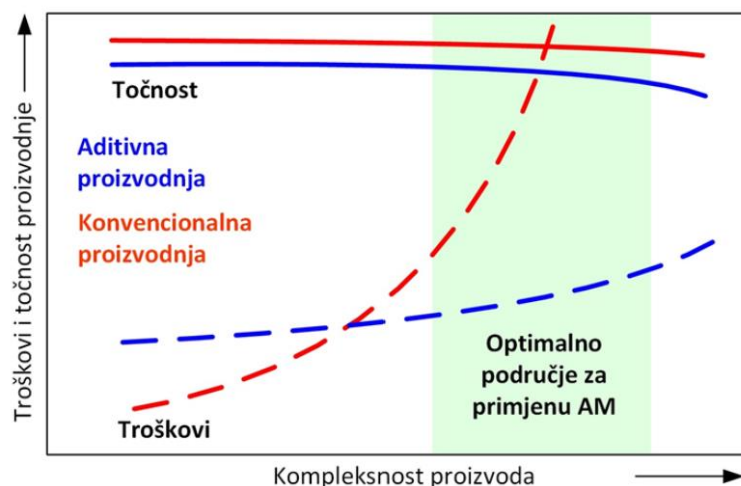
1.4.1. Definicija i primjena

Kako je opisano u [17] već od 1960. godine znanstvenici i istraživači diljem svijeta počeli su se interesirati za razvoj računalno potpomognutog projektiranja (CAD) protetike, koja će u kratkom vremenu izrade korisniku ponuditi cjenovno pristupačan proizvod visoke kvalitete. Ovi prethodno navedeni zahtjevi nametnuti od strane tržišta i međusobne konkurencije, na inženjere su stvorili veliki pritisak u pogledu zadovoljavanja funkcija i konstrukcijskih ciljeva. Sve konvencionalne tehnologije izrade proizvoda zahtijevaju dugotrajno i jezgrovito planiranje alata, mjesta proizvodnje, kalupa te načina oblikovanja. Upravo iz toga razloga razvila se tehnologija brzog razvoja proizvoda. Pokušaj razvoja konstrukcije iz [36] koja će u što kraćem vremenu biti izrađena sastoji se od uporabe računalnih programa za proces planiranja, modeliranja i realistične vizualizacije, te samog postupka aditivne proizvodnje (*engl. additive manufacturing*) koja se temelji na metodi slaganja materijala sloj po sloj u svrhu dobivanja finalnog objekta. Kako se u medicinskoj industriji ponajprije teži smanjenju mase i zadovoljenju funkcionalnosti koja će pospješiti udobnost korisniku. Štoviše prema [37], prilikom provedbe procesa razvoja omogućeno je više iteracija tijekom razvoja proteze te je na osnovu detektiranja kritičnih točaka omogućeno pravovremeno poboljšanje uporabnih svojstava poput čvrstoće ili izdržljivosti. Zbog toga nije čudno što se u tolikoj mjeri koristi aditivna proizvodnja za konstruiranje fizičkih modela proteza potkoljenica. Na slici 20. dana je grafička usporedba proteze potkoljenice načinjene konvencionalnim postupcima i aditivno proizvedene proteze.



Slika 20. Usporedba proizvoda nastalog konvencionalnim i aditivnim postupkom proizvodnje [38, 39]

U praksi, prema [36] aditivna proizvodnja može poslužiti kao postupak brze izrade alata i kalupa, postupak brze izrade prototipova ili postupak brze i izravne proizvodnje proizvoda. Ono što je zajedničko svim ovim načinima je činjenica da pojam brzo ne rezultira uvijek istim vremenskim razdobljem već njegova prolongacija može varirati od nekoliko sati do par dana. Također, navedeni postupcima može se dobiti proizvod koji posjeduje promjenjive debljine stjenke, zahtjevnu geometriju, personalizirani dio, različite materijale na pojedinim slojevima te naposljetku različite mase i veličine. Koliki je zapravo konačni doseg izrade konstrukcija generativnom proizvodnjom, na inženjerima je tek da otkriju. Trenutno stanje u proizvodnoj industriji dalje u većoj mjeri koristi konvencionalne postupke proizvodnje s obzirom da finalne konstrukcije još uvijek daju bolje rezultate u vidu mehaničkih i kemijskih svojstava. Slika 21. prikazuje trenutnu opravdanost korištenja aditivne proizvodnje.



Slika 21. Opravdanost korištenja aditivne proizvodnje [37]

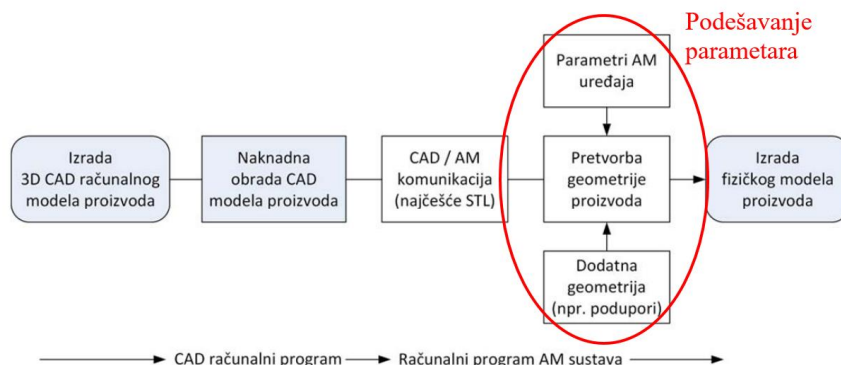
Ono na čemu se konstantno radi prilikom razvoja slojevite proizvodnje je poboljšanje postojećih uređaja koji se koriste prilikom aditivne proizvodnje i istraživanje novih materijala koji će dovesti do proizvodnje dijelova poboljšanih svojstava koji bi konačno mogli zamijeniti konvencionalne postupke izrade. Činjenica je da ono što u budućnosti daje veliku prednost AM je to da se primjenom slojevite proizvodnje na tržište plasira pouzdaniji proizvod, visoke funkcionalnosti i razine detalja čiji se marketinški materijali mogu unaprijed pripremiti i time ostvariti tržišnu prednost. Kolika je zapravo popularnost i primjena aditivne proizvodnje prikazuje slika 21. na kojoj su prikazani primjeri proizvoda iz raznih industrija.



Slika 22. Primjena aditivne proizvodnje u industrijskoj praksi [31, 32, 36]

1.4.2. Koraci provedbe aditivne proizvodnje

Kako se odvija cjelokupni proces od ideje do finalnog proizvoda prikazuje slika 23. i opisano je u [37]. Faze tijeka izrade ukratko su navedene u nastavku.



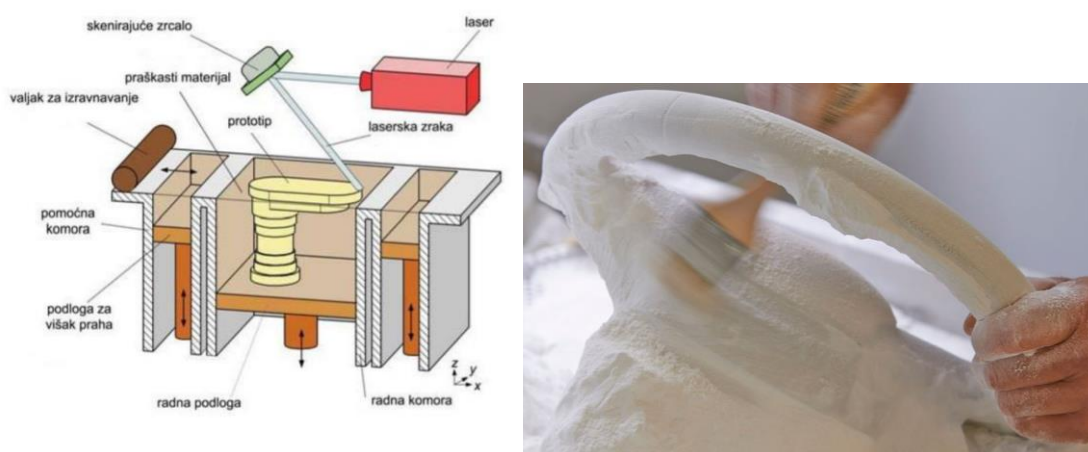
Slika 23. Aditivna proizvodnja prikazana u koracima [37]

- Izrada 3D CAD računalnog modela – korištenje računalnih programa u svrhu modeliranja ili provedba reverzibilnog inženjerstva primjenom računalnih alata za upravljanje strojevima za skeniranje u svrhu dobivanja konačnog modela izratka. Skeniranjem se dobiva samo vanjska okosnica objekta stoga je potrebno dodatnim koracima definirati unutrašnjost volumena.
- Naknadna obrada CAD modela proizvoda – potrebno je voditi računa i prilagoditi model vrsti opterećenja, materijalu od kojeg je načinjen te funkciji koju će obavljati
- CAD/AM komunikacija – 3D digitalni model se zapisuje najčešće u .STL formatu datoteke koja informacije o procesnim podacima i CAD modelu prevodi i pohranjuje kao 3D objekt
- Podešavanje parametara – za uspješnu realizaciju aditivne proizvodnje potrebno je voditi računa o podešavanju mnoštvo parametara poput orijentacije proizvoda, debljini stjenke, podešavanje potpore za dijelove koji nisu povezani sa radnom podlogom, osiguravanje zračnosti između međusobno pomičnih dijelova, itd.
- Izrada fizičkog modela proizvoda – cijeli CAD model se najprije u digitalnoj datoteci „reže“ na slojeve koji sadrže ulazne podatke za daljnju provedbu izrade proizvoda. Svaki sloj se najprije definira u XY ravnini radne podloge te se zatim slažu jedan na drugi u smjeru osi Z. Debljina sloja ovisno o vrsti i brzini izrade može varirati od 0,1 do 1,5 mm.

1.4.3. Postupci aditivne proizvodnje za izradu proteza potkoljenice

U ovom poglavlju, također korištenjem literature [37] ukratko su opisani i grafički prikazani neki od najčešćih postupaka aditivne proizvodnje za izradu proteza potkoljenice:

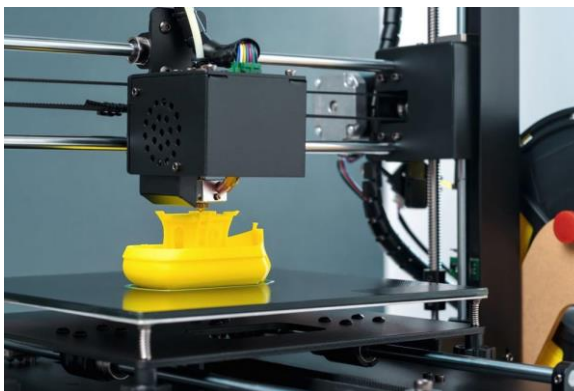
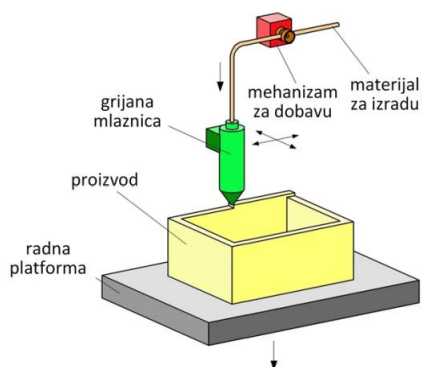
- **Postupci laserskog sraščivanja** (eng. *Selective Laser Sintering - SLS*) - najrašireniji postupak za izradu proteza na slici 24. temelji se na upotrebi lasera kao izvora unosa topline koji na visokoj temperaturi djeluje na čestice praha na radnoj plohi koje tali i međusobno povezuje sa prethodnim postojećim slojem. Debljina sloja iznosi maksimalno 0,05 mm. Radna ploha se nakon unosa energije u materijal i izrade sloja spušta za debljinu sloja te nakon što prođe valjak za izravnavanje stvara se novi sloj. Snaga lasera koji se primjenjuje u najvećoj mjeri ovisi o debljini sloja i vrsti materijala i varira s obzirom da li se izrađuje kontura ili jezgra sloja. Nižom brzinom i manjom snagom izrađuje se kontura modela, a za jezgru je potrebna veća snaga i viša brzina laserske zrake. Višak neiskorištenog praha može se ponovno upotrijebiti u novom postupku izrade.



Slika 24. Shematski prikaz SLS postupka s primjerom iz prakse [37]

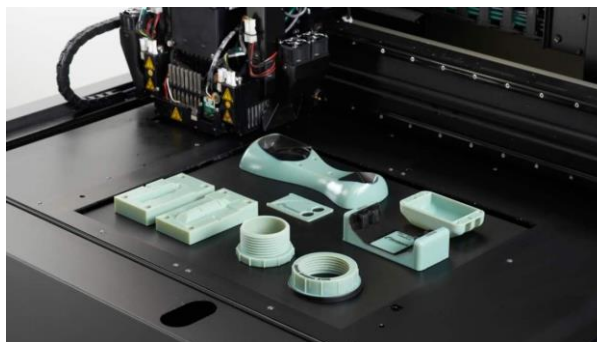
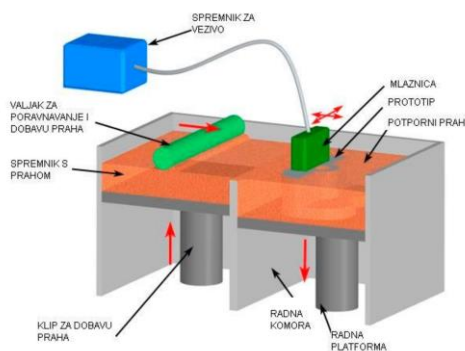
- **Postupci ekstrudiranja** (eng. *Fused Deposition Modelling - FDM*) - zbog jednostavnosti održavanja printera i niskih troškova ulaganja, ovaj postupak se smatra najpopularnijim u praksi i primjenjuje se u studentskoj i rekreativnoj namjeni. Temelji se na ekstrudiranju i taljenju polimerne žice koja prolazi kroz troosnu pomičnu mlaznicu. Kao na slici 25. tanke niti slažu se sloj po sloj na radnu plohu te se u više prolaza mlaznice ostvaruje kompaktnost strukture. Debljina sloja iznosi minimalno 0,1 mm, te kao u prethodnom postupku manja

debljina sloja rezultira boljom kvalitetom površine. Naknadnim hlađenjem na sobnoj temperaturi i obradom model se učvršćuje.



Slika 25. Shematski prikaz FDM postupka s primjerom iz prakse [38]

- **Postupci tiskanja materijala** (eng. *Material Jetting - MJ*) – postupak sa slike 26. se temelji na pomicanju sustava za dobavu veziva ili ljepila koji se ekstrudira na sloj praha koji se iz spremnika pomoću valjka nivelira na pomičnu platformu. Spremnik s vezivom pomičan je po X i Y osi dok se spremnik s radna platforma kreće po Z osi. Sljedeća razina radne plohe u odnosu na prethodni sloj razlikuje se za debljinu sloja. Debljina sloja iznosi minimalno 0,08 mm. Kada je izradak gotov višak praha koji se nalazi na modelu može se reciklirati i ponovno upotrijebiti u sljedećem postupku tiskanja proizvoda.



Slika 26. Shematski prikaz MJ postupka s primjerom iz prakse [39]

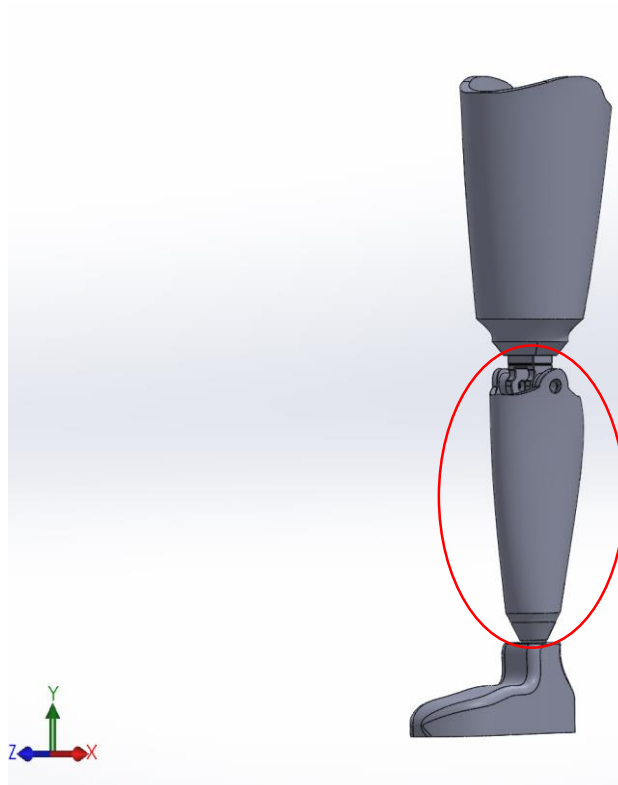
2. NUMERIČKI MODEL – TOPOLOŠKA OPTIMIZACIJA

2.1. Definiranje numeričkog modela

Kako je već zadano tekстом diplomskog zadatka u radu je potrebno provesti numeričku analizu čvrstoće i topološku optimizaciju kompozitne konstrukcije proteze potkoljenice za izradu aditivnim tehnologijama primjenom *Abaqus* programa. Kako bi se cjelokupna razrada mogla provesti, kao predkorak potrebno je izraditi polaznu geometriju u vidu 3D modela na kojoj se kasnije definiraju opterećenja, rubni uvjeti i materijal, te kriteriji čvrstoće za dobivanje topološki optimirane geometrije. Tako dobivena geometrija će poslužiti za dinamičku analizu proteze potkoljenice sa mehaničkim svojstvima kompozita ojačanog kontinuiranim vlaknima.

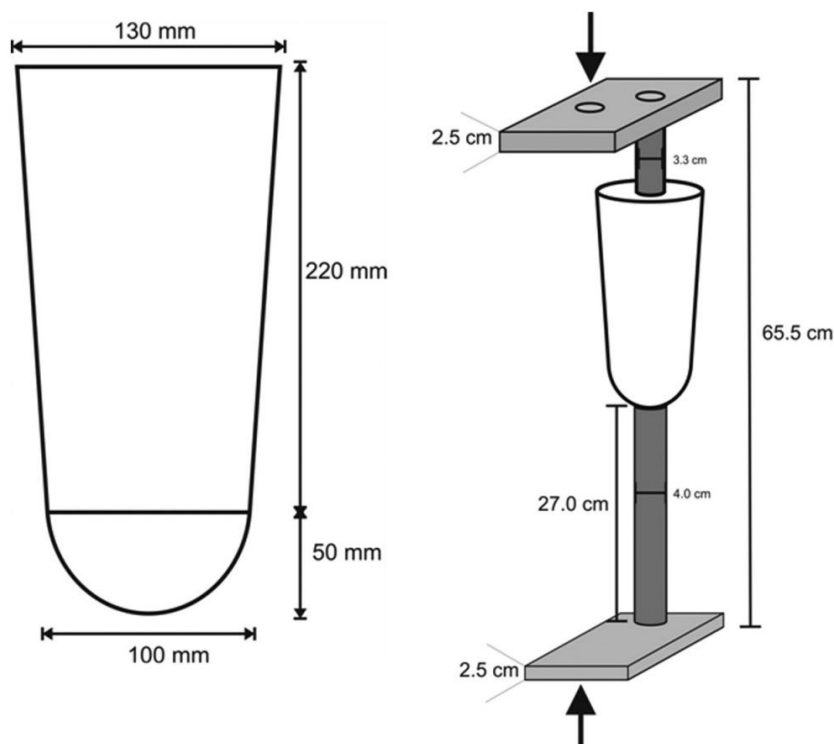
2.1.1. Polazna geometrija

Na slici 27. prikazan je polazni trodimenzionalni model endoskeletne proteze potkoljenice. Središnji, posebno istaknut dio, predstavlja krajnji volumen odnosno maksimalnu geometriju u kojoj novonastala proteza potkoljenice nakon optimizacije mora biti omeđena. Proteza sa slike izrađena je uporabom „*SolidWorks 2022*“ programskog rješenja za računalno potpomognutu konstrukciju.



Slika 27. Polazna geometrija

S obzirom da konkretne dimenzije proizvođača koji se bave proizvodnjom i konstrukcijskom razradom kompozitnih proteza gotovo je nemoguće pronaći u literaturi, način na koji je izvedena polazna geometrija i pripadne joj dimenzije sa slike 27 je sljedeći. Mjere za izradu ležišta koji pristanja na zaostali dio noge nakon amputacije preuzete su iz rada pod nazivom „*Prosthetic limb sockets from plant – based composite materials*“ [40]. Sa slike 28. se također može odrediti i duljina potkoljenice.



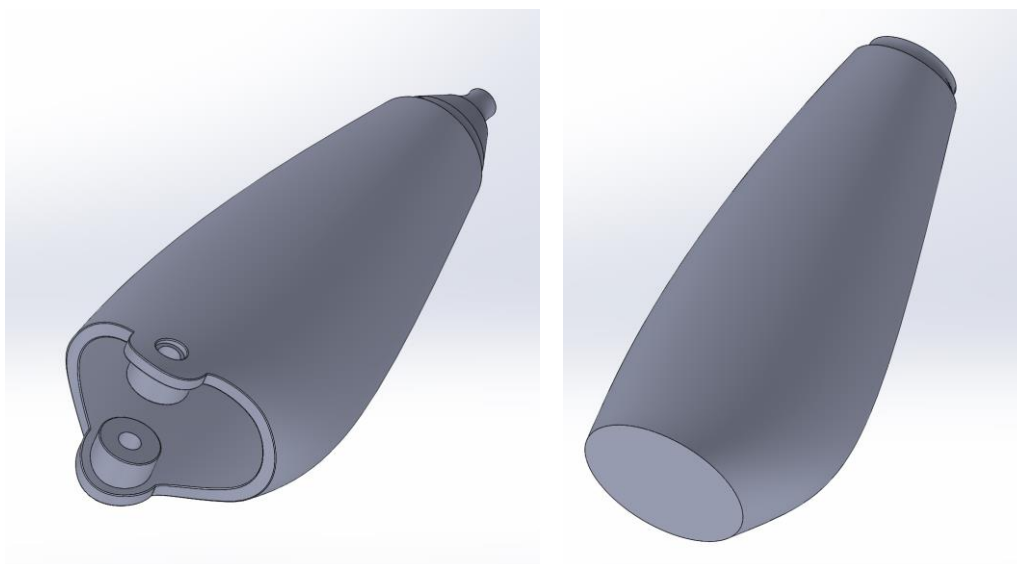
Slika 28. Referentne dimenzije ležišta u [mm] i modela potkoljenice u [cm] [40]

Na temelju slike 29. prikazana je tablica iz znanstvenog rada „*Harmonijska raspodjela mase dijelova ljudskog tijela*“ [41] pomoću koje je lako odrediti ukupnu visinu h na temelju poznatog podatka o duljini potkoljenice. Kada je jednom poznat podatak o pripadnoj visini, a radi se o visini 180 cm, sve ostale duljine dijelova ljudskog tijela poput stopala, koje se također koristilo pri izradi polazne geometrije, određuju se uvrštavanjem iznosa pripadne visine u prethodno određene jednadžbe. Sama konstrukcija proteze izrađena je svojevrijedno.

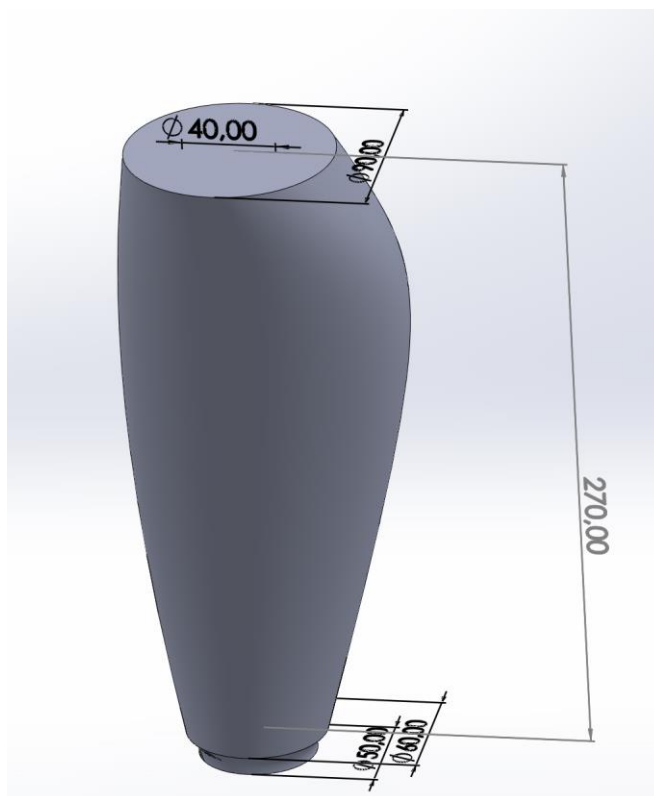
Duljina ruke = $(25/64) h$	Duljina nadlaktice = $(5/32) h$
Duljina podlaktice = $h/8$	Duljina šake = $(7/64) h$
Duljina noge = $(7/32) h$	Duljina natkoljenice = $(9/32) h$
Duljina potkoljenice = $(7/32) h$	Duljina stopala = $(1/8) h$

Slika 29. Duljine pojedinih dijelova ljudskog tijela kao funkcija visine – h [41]

Za provedbu numeričke analize modelirana je najprije pojednostavljena geometrija potkoljenice sa svojstvima poliamida Nylon 12. Slika 30. predstavlja početnu geometriju i modificirani model potkoljenice koji je kao .STEP datoteka uveden u računalni program *Abaqus/Standard*[®]. Osnovne dimenzije modificirane proteze nalaze se na slici 31. Dobiveni rezultati nakon provedbe topološke optimizacije poslužit će kao inovativna geometrija za konstruiranje optimirane konfiguracije uz uvođenje svojstava 3D tiskanih kompozita.



Slika 30. Usporedba početne i modificirane geometrije



Slika 31. Osnovne dimenzije pojednostavljene geometrije potkoljenice u [mm]

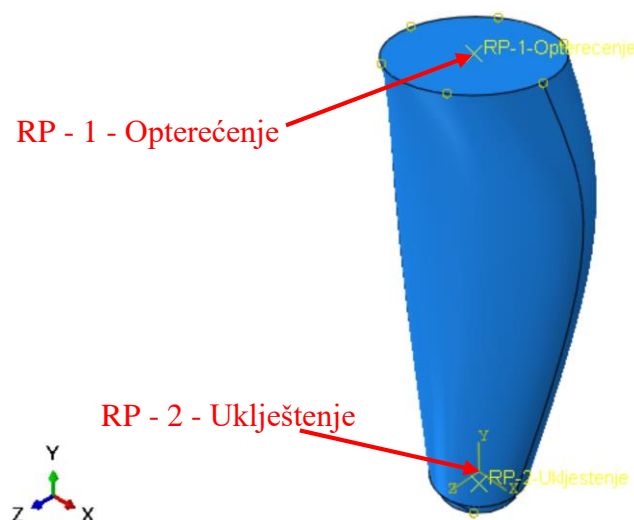
Modificirana geometrija potkoljenice modelirana za potrebe topološke optimizacije konstruirana je uz pojednostavljenja iz jednog dijela, a za materijal je prema [42] odabran termoplastični poliamid Nylon 12, sa svojstvima vidljivim u tablici 4.

Tablica 4. Mehanička svojstva Nylon 12 [42]

Modul elastičnosti, E [MPa]	1400
Poissonov koeficijent, ν [-]	0,41
Gustoća, ρ [$\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$]	1010

2.1.2. Topološka optimizacija modificirane geometrije potkoljenice i rezultati

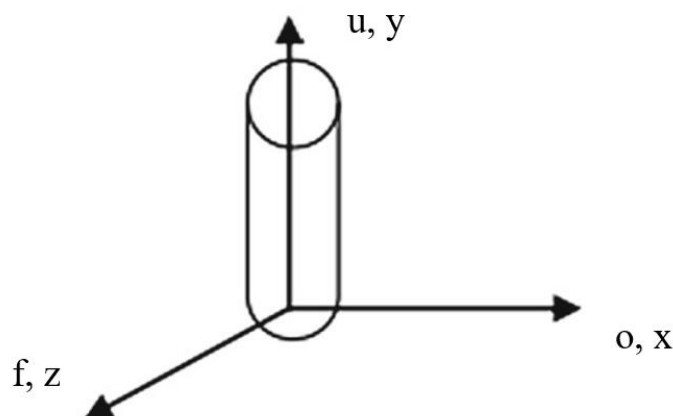
Analiza započinje uvođenjem numeričkog .STEP modela na temelju kojega je provedena topološka optimizacija u *Abaqus* 6.14 - 4 programu. Najprije je potrebno modificiranom modelu potkoljenice dodati mehanička svojstva izotropnog materijala navedena u poglavlju rada 2.1.1. Svojstva materijala su zadana u modulu *Property*, izborniku *Edit Material* gdje se njihov iznos uvodi u polje *Mechanical – Elasticity – Elastic*. Zatim je sama konstrukcija u modulu *Assembly* dodana kao *Dependent*, što znači da će se mreža konačnih elemenata postaviti na samom modelu neovisno o položaju u sklopu. Također, veza između raspodjele opterećenja koje djeluju u točki na čitavu konstrukciju definirana je preko referentnih točaka, te se dodaje u modulu *Interaction – Create Constraint – Rigid Body*. Na taj način su gibanja gornje i donje površine, odnosno čvorova i elemenata na njima upravljane kretanjem jednog referentnog čvora krutog tijela na sredini. Tijekom simulacije, položaji čvorova i elemenata koji su dio krutog tijela ostaju konstantni. Na slici 32. dan je trodimenzionalni prikaz modificirane konstrukcije proteze uveden u program.



Slika 32. 3D prikaz numeričkog modela proteze potkoljenice

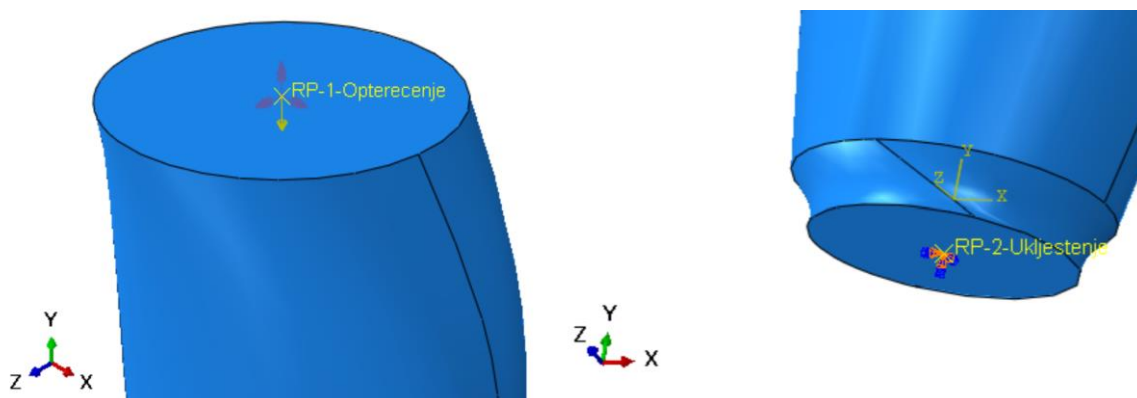
2.1.2.1. Rubni uvjeti i opterećenja – modul Load

Rubni uvjeti i opterećenja koje se koriste pri analizi temeljena su prema međunarodnom standardnom ispitivanju ISO 10328:2006 kojem su definirana dva uvjeta opterećenja proteze potkoljenice. Prema [43] opterećenja se dijele na dva uvjeta. Prvi kada su nožni prsti u doticaju s tlom što predstavlja krajnji slučaj kada stopalo se odjeljuje od poda. Drugi slučaj je udar pete koji se smatra početnim kontaktom stopala sa tlom. Prema ISO 10328:2006 također pri analizi koristi se koordinatni referentni sustav prikazan na slici 33., gdje smjer osi u predstavlja uzdužnu os potkoljenice. Referentni koordinatni sustav se u numeričkom dijelu zadatka preveo u koordinatni sustav x - y - z i kao takav se upotrebljavao u daljnjoj analizi.



Slika 33. Referentni koordinatni sustav [43]

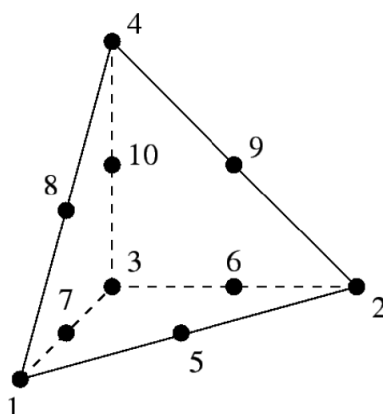
Priprema modela za topološku optimizaciju zahtjeva definiranje opterećenja i ograničenja koji su preuzeti iz znanstvenog rada [42] i grafički prikazane na slici 34. U radu se analizirao krajnji slučaj odjeljivanja stopala od poda, te u tom trenutku potkoljenica je opterećena momentom uvijanja i momentima savijanja oko osi x , y i z osi iznosa 50 Nm. Opterećenja na potkoljenicu zadana su preko gornje ravnine i njihova hvatišta se nalaze u referentnoj točki RP-1- Opterećenje. Također, u istoj ravnini djeluje normalna komponenta sile iznosa 3220 N duž y osi. Donja ravnina se za najgori mogući scenarij prema istim standardima može pretpostaviti kao fiksna, odnosno na nju se postavlja rubni uvjet uklještenja koji se zadaje preko referentne točke RP-2- Uklještenje.



Slika 34. Prikaz opterećenja i rubnih uvjeta

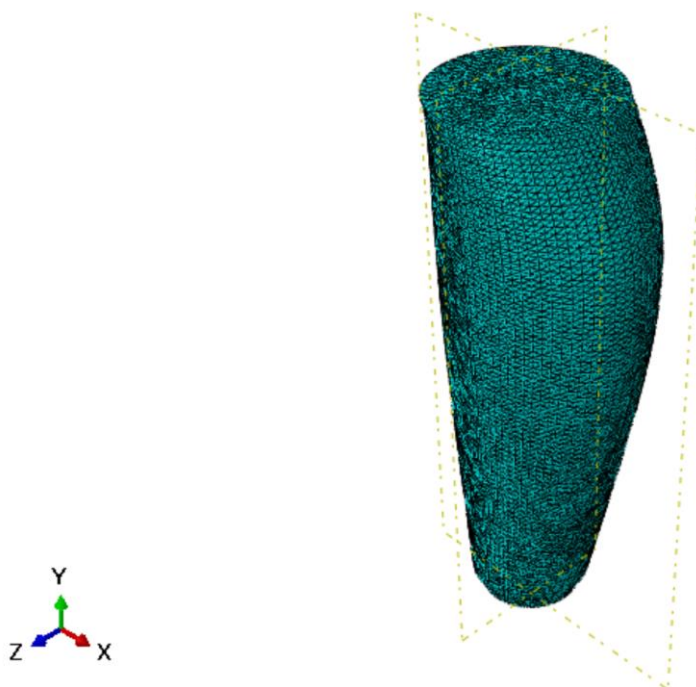
2.1.2.2. Definiranje mreže konačnih elemenata – modul Mesh

Posljednji korak u definiranju numeričkog modela je stvaranje mreže konačnih elemenata. S obzirom da se numeričke analize u ovom radu vrše na složenoj geometriji za verifikacijske elemente koriste se 3D tetraedarski konačni elementi programskog paketa *Abaqus 6.14 - 4*. [44] Isključivo se radi o tetraedarskim elementima drugog reda (C3D10) jer njihovom primjenom se dobivaju zadovoljavajući rezultati numeričke analize provedene na nepravilnim geometrijama. Programski paket prethodno nudi opciju automatskog stvaranja mreže, iz tog razloga je korišten navedeni element. Element C3D10 kao što prikazuje slika 35. građen je od četiri stranice i 10 čvorova. U svakom čvoru postoje 3 komponente pomaka u smjeru Kartezijevih koordinatnih osi stoga C3D10 posjeduje 30 stupnjeva slobode gibanja.



Slika 35. Tetraedarski konačni element drugog reda (C3D10) [44]

Radi mogućnosti postizanja točnijih rezultata i urednije mreže konačnih elemenata model proteze je po duljini podijeljen na dvije cjeline koristeći opciju *Partition Cell - Define Cutting Plane* što je vidljivo iz slike 36. Dakle u modulu *Mesh* odabirom opcije *Assign Mesh Controls* kao *Element Shape* odabran je *Tet*. Kako bi se ustvrdila pravilna konvergencija rezultata nakon nekoliko promjena gustoće mreže i broja konačnih elemenata koje ju grade utvrđeno je da mreža koja se sastoji od 339194 tetraedarskih elemenata drugog reda (C3D10) s 470258 čvorova daje najprihvatljivije rezultate. U tom slučaju kao globalna veličina konačnih elemenata definirana je veličina od 3 mm.



Slika 36. Mreža konačnih elemenata proteze potkoljenice

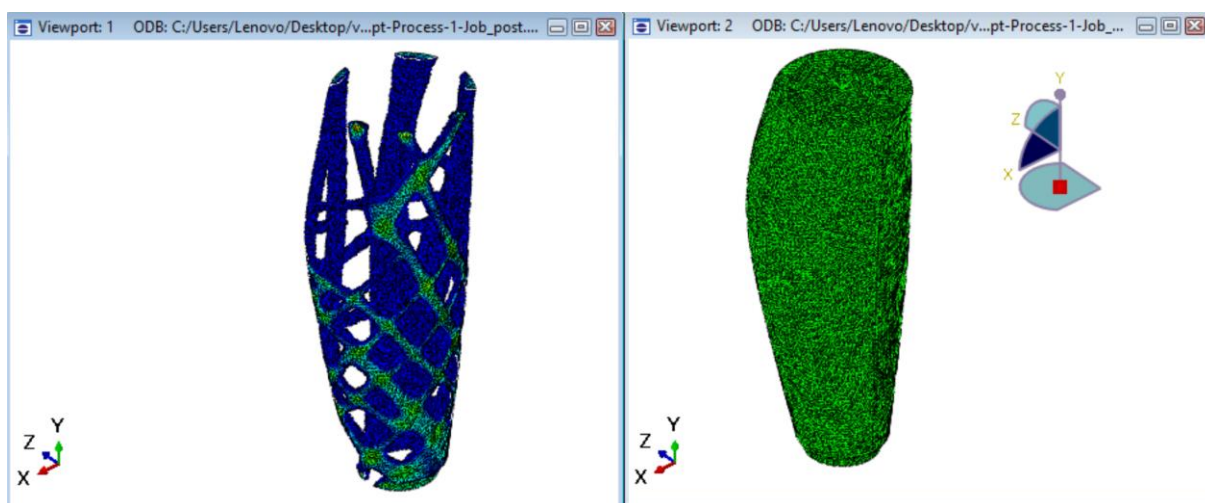
2.1.2.3. Modul Optimization

Topološka optimizacija proteze potkoljenice provedena je u istom programu *Abaqus 6.14 – 4* upotrebom modula za optimizaciju *Tosca*. Stoga u modulu *Optimization* potrebno je prilikom definiranja *Optimization Task* odabrati polaznu geometriju. Kao polazna geometrija koristila se ona opisana u poglavlju 2.1.1. uz materijalni model, rubne uvjete i opterećenja iz prethodnog odjeljka. Kao osnovni i glavni cilj optimizacije željela se postići znatna ušteda materijala i mase. Uz to, potrebno je bilo definirati raspodjelu materijala unutar volumena standardne konstrukcije, s time da se zadovolje opterećenja i rubni uvjeti koji su zadani zadatkom. Rezultat koji će se naposljetku dobiti optimizacijom produkt je zadavanja specifikacijskih varijabli. Specifikacijske varijable mogu se zadati na cijeli model ili na posebno određene dijelove geometrije poput provrta ili zaobljenja. Kako bi se zadale varijable u sučelju se odabire naredba „*Create Design*

Response“. U ovom slučaju kao varijable su odabrane energija deformiranja i volumen. Korištenjem naredbe „*Create Objective Function*“ u proces optimizacije uvodi se funkcija cilja. Kako se u navedenom primjeru želi postići povećana krutost konstrukcije uz minimizaciju mase, to sa sobom povlači potrebu zadavanja funkcije cilja minimiziranu energiju deformiranja. Nakon zadavanja funkcije cilja potrebno je u proces optimizacije uvesti i ograničenje koje predstavlja gornju vrijednost početnog volumena. Minimalna vrijednost energije deformiranja zajedno sa gornjom vrijednosti ograničenja daje željenu maksimalnu razliku zadane funkcije. Ograničenja funkcije uvodimo korištenjem naredbe „*Create Constraint*“. U navedenom primjeru zahtjev ograničenja od 0,1 označava da prilikom optimizacije konstrukcija zadržava 10% početnog volumena.

2.1.2.4. Prikaz rezultata – modul Job i modul Visualization

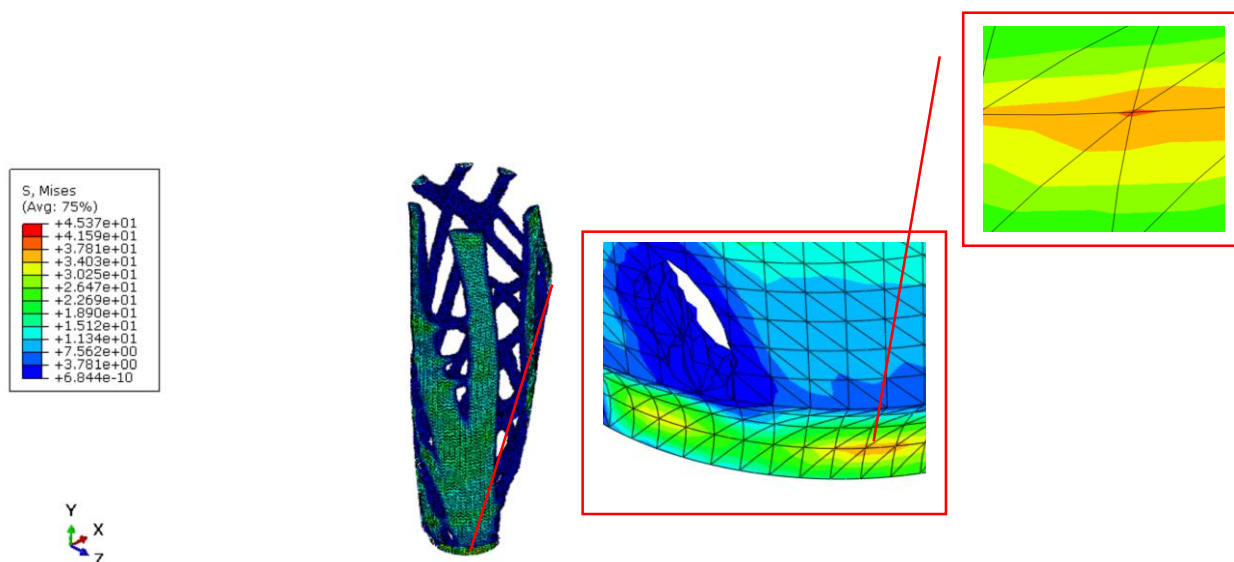
Naposljetku za provedbu optimizacije u modulu „*Job*“ potrebno je odabrati naredbu „*Create Optimization Process*“. U novootvorenom prozoru potrebno je unijeti broj ciklusa optimizacije, koji je u ovom slučaju definiran na 50 ciklusa, te je moguće odabrati koliko često zapisivati rezultate analize u izlaznoj datoteci za svaki pojedini ciklus. Rezultat topološki optimirane proteze potkoljenice prikazan je na kraju analize u modulu *Visualization*, a u ovome radu na slici 37.



Slika 37. Topološki optimirana proteza potkoljenice

Štoviše, rezultati dobiveni analizom topološki optimirane proteze i raspodjela napreznja prema Von Misesu na slici 38., prikazuju da je iznos maksimalnog napreznja 45 MPa i on se javlja na donjem suženom dijelu proračunske geometrije koji u stvarnosti predstavlja mjesto skočnog zgloba odnosno dodirne površine proteze potkoljenice i proteze stopala. To bi značilo da to mjesto predstavlja mjesto nastanka prvih pukotina, odnosno na tom mjestu konstrukcija bi najprije popustila. Unatoč tome, ako se maksimalno napreznje usporedi sa podatkom iz [41] gdje je navedeno da granica razvlačenja materijala Nylon 12 iznosi 60 MPa, naposljetku se rezultira sa zadovoljavajućim faktorom sigurnosti od 1,33 stoga je rezultat prihvatljiv za

nastavak rada. Ovako dobivena optimizirana geometrija koristit će se u nastavku za izradu detaljnog numeričkog modela za dinamičku analizu topološki optimiranog modela s mehaničkim svojstvima aditivno proizvedenih kompozitnih materijala.



Slika 38. Naprezanja prema Von Mises-u u [MPa]

2.1.3. *Mogućnosti i postavke topološke optimizacije*

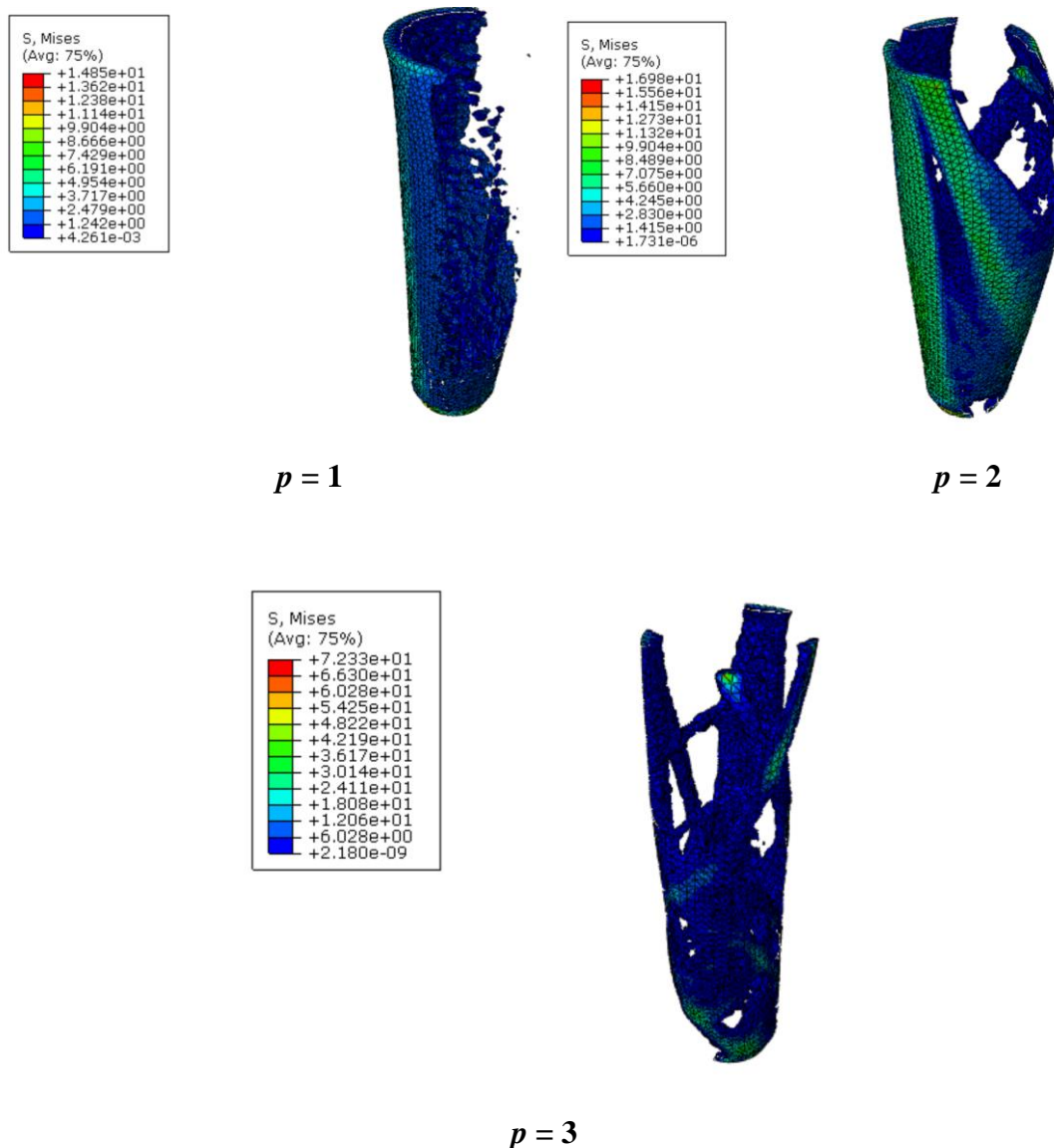
S obzirom na termine spomenute u prethodnom poglavlju i one opisane u poglavlju 1.3. ,u ovom poglavlju ispitat će se utjecaj postavki i mogućnosti topološke optimizacije uz uvjet ostvarenja minimalne energije deformiranja sa smanjenjem volumena početne geometrije, koje su prethodile dobivanju konačne optimirane konstrukcije.

Mogućnosti topologije koje će se međusobno uspoređivati i potkrijepiti grafičkim primjerom su sljedeće:

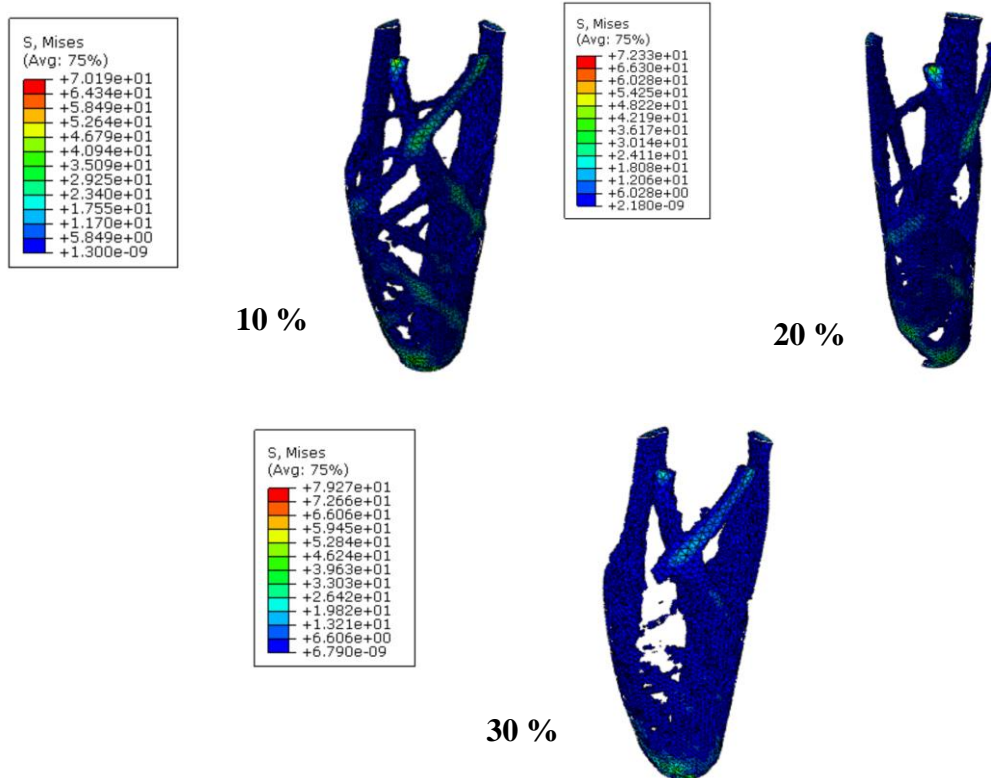
- Utjecaj korekcijskog faktora p – preporučene vrijednosti faktora preuzete iz [45] i u analizi su uspoređene u rasponu od 1 do 3. Sa slike 39. vidljivo je da povećanjem korekcijskog faktora, povećava se točnost usmjeravanja na elemente sa relativnom gustoće blizu 1, te se veći broj elemenata uklanja prilikom optimizacije. Stoga uz odabrani korekcijski faktor $p = 3$ i najbolje rezultate prešlo se na ispitivanje ostalih parametara.
- Utjecaj vrijednosti funkcije ograničenja – se smatra zadani postotak početnog volumena od kojeg volumen konačne konstrukcije mora biti manji ili jednak. Vrijednosti usporedbe su izabrane proizvoljno i iznose redom 10 %, 20 % i 30 %. Zbog velikog broja izlaznih informacija koje zauzimaju više radne memorije na računalu, sve

simulacije u ovoj usporedbi ograničene su na 30 ciklusa optimizacije u kojemu se rezultati analize u izlaznoj datoteci zapisuju za svaki drugi pojedini ciklus. Također proces utjecaja vrijednosti funkcije ograničenja proveo se na mreži čija globalna veličina konačnih elemenata iznosi 5 mm. Slika 40. potkrepljuje činjenicu da je najbolji rezultat dobiven uz ograničenje od 10% koje predstavlja gornju vrijednost početnog volumena.

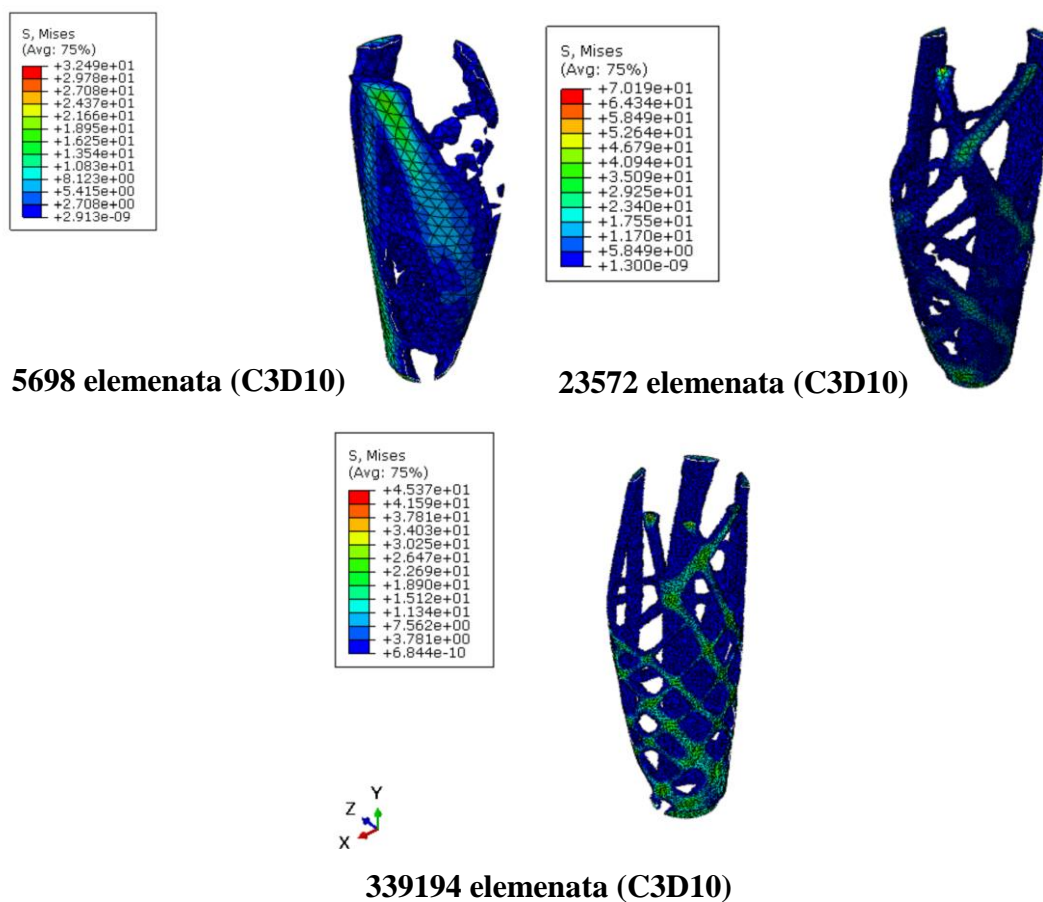
- Broj konačnih elemenata u mreži – predstavlja globalna veličina konačnih elemenata koja se u primjeru mijenjala u iznosima 10, 5 i 3 mm, a vrijednosti su izabrane proizvoljno. Vidljivo je iz grafičkog prikaza 41. da se povećanjem gustoće mreže konačnih elemenata postigao najbolji rezultat. Kvaliteti rezultata naposljetku je pridonijela i činjenica da se broj ciklusa sa 30 povećao na 50.



Slika 39. Utjecaj korekcijskog faktora p



Slika 40. Utjecaj vrijednosti funkcije ograničenja [%]



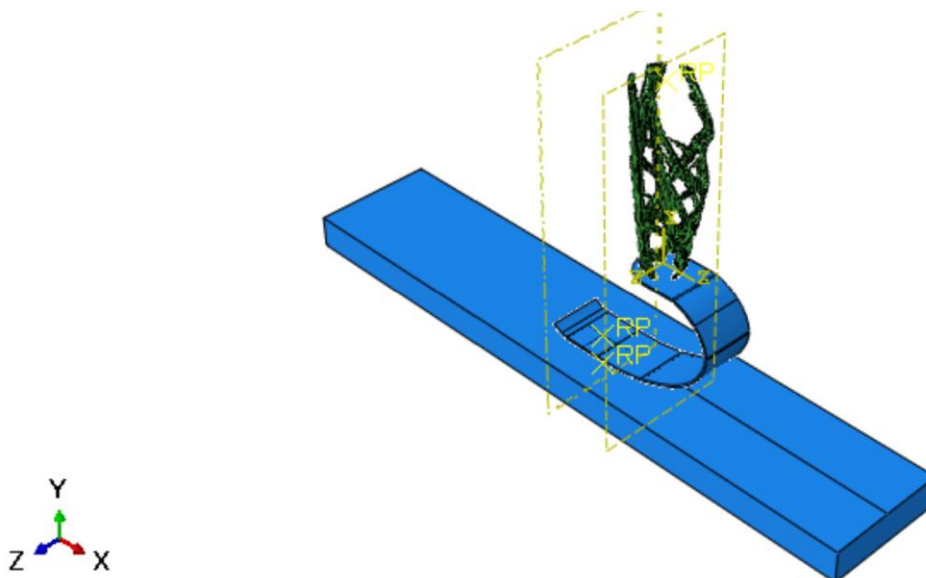
Slika 41. Utjecaj broja konačnih elemenata u mreži

3. NUMERIČKI MODEL – DINAMIČKA ANALIZA

Ovo poglavlje rada obuhvaća izradu i detaljan opis numeričkog modela za dinamičku analizu topološki optimiranog modela potkoljenice sa mehaničkim svojstvima aditivno proizvedenih kompozitnih materijala. Kao i topološka optimizacija modela potkoljenice, dinamička analiza također je provedena u programskom paketu *Abaqus* 6.14 – 4.

3.1.1. Definiranje numeričkog modela

Prvi korak pri provođenju dinamičke analize u računalnom programu je uvođenje trodimenzionalnog modela proteze koji je, prethodno topološki optimiran. Zbog potrebe definiranja rubnih uvjeta i opterećenja uz sam model potkoljenice, modelirana je i uvedena u program i geometrija stopala koja je pomoću krute veze povezana s protezom. Također, zbog lakšeg provođenja analize geometrija stopala se pojednostavnila u odnosu na sliku 27. Naime, najprije se u modulu „*Assembly*“ pravilno pozicioniraju sve komponente dinamičke analize koje grade sklop. Uz protezu i pojednostavljeni model stopala, numeričkom modelu pridodana je i podloga koja u analizi preuzima opterećenja koja su vezana na potkoljenicu. Kruta veza između stopala i proteze ostvarena je u modulu „*Interaction*“ naredbom „*Tie constraint*“ gdje je kao glavna površina definirana vanjska stjenka cilindra stopala, a prateća površina je označena na donjoj vanjskoj površini proteze. U istom tom modulu definirana je dodirna površina bez trenja između stopala i podloge. Prikaz čitavog sklopa na kojemu je provedena dinamička analiza nalazi se na slici 42.



Slika 42. Numerički model za dinamičku analizu

3.1.2. Definiranje materijala

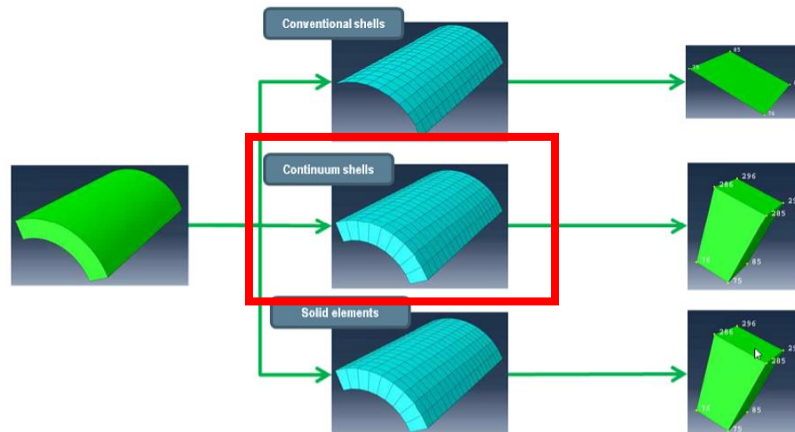
Kako je već spomenuto u poglavlju 1.2., za aditivnu proizvodnju proteza potkoljenica najčešće se koriste kompozitni materijali sa poliamidnom matricom ojačanom staklenim, ugljičnim ili Kevlar vlaknima. Uz činjenicu da je iznos vlačne čvrstoće dijelova nastalih aditivnom proizvodnjom veći što je volumni udio vlakana viši, u nastavku tablicom 6. su dana mehanička svojstva ortotropnog materijala sačinjenog od polimerne matrice ojačane ugljičnim vlaknima koja su se koristila pri mehaničkoj analizi potkoljenice i u kriterijima popuštanja kompozitnog materijala.

Tablica 5. Mehanička svojstva polimernog 3D tiskanog kompozita ojačanog ugljičnim vlaknima [46]

ρ [kg/m ³]	1600
E_1 [GPa]	52
E_2 [GPa]	4
ν_{12} [-]	0,33
G_{12} [GPa]	2
G_{13} [GPa]	2
G_{23} [GPa]	1,6
X_t [MPa]	700
X_c [MPa]	-320
Y_t [MPa]	48
Y_c [MPa]	-100
S [MPa]	73

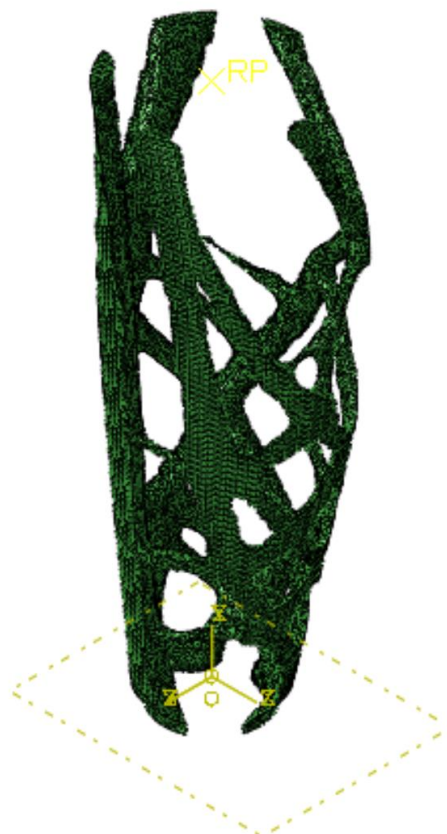
3.1.3. Definiranje mreže konačnih elemenata

Kompozitne tankostijene konstrukcije kao što to prikazuje slika 43. mogu se modelirati na nekoliko načina, no u ovoj analizi kako bi se osiguralo detaljno modeliranje višeslojnih kompozita sloj po sloj odabran je „*Continuum shell*“ način gdje se model definira mrežom trodimenzionalnih ljuskastih elemenata.



Slika 43. 3D ljuskasti konačni elementi [47]

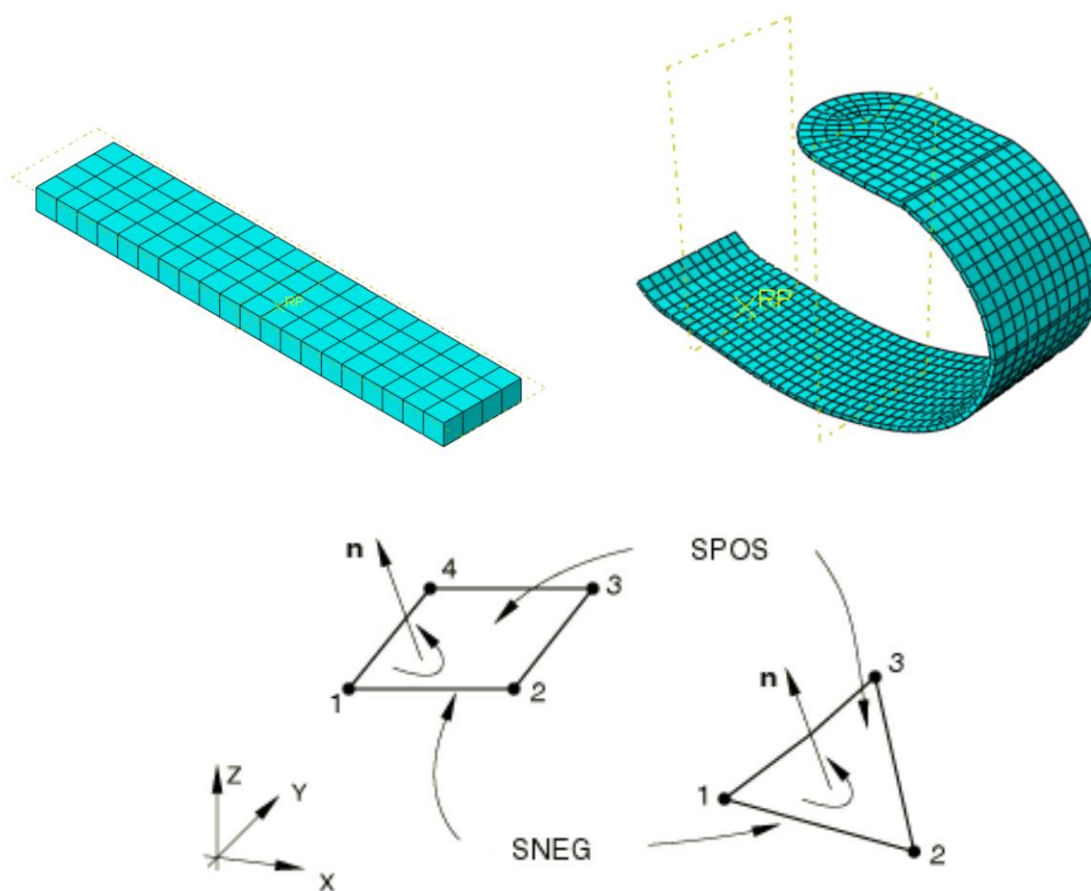
Navedeni elementi su specifični po tome što izgledom sličje trodimenzionalnim čvrstim tijelima no ograničeni su samo translacijskim stupnjevima slobode. Slika 44. prikazuje model proteze potkoljenice definiran trokutastim ljuskastim elementima S3. Mreža ukupno sadrži 53674 elemenata s 26787 čvorova.



Slika 44. Mreža konačnih elemenata proteze s prikazom elementa koji ju grade [47]

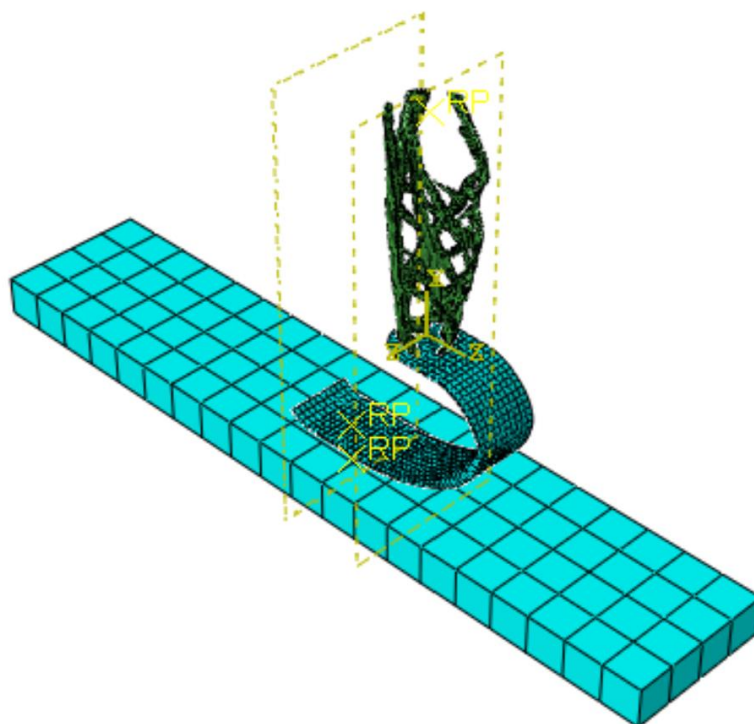
Imajući na umu da je model proteze definiran ljuskastim elementima, modeli stopala i podloge također su se u modulu „Part“ naredbom „shell from solid“ definirani kao ljuskasta

geometrija. No kako se u dinamičkim analizama u kojima je model sastavljen od više komponenti koriste kruti elementi za opisivanje geometrije, mreža konačnih elemenata na modelu stopala i podloge definirana je od krutih dvodimenzijskih četverokutnih elemenata R3D4 i R3D3. Mreža geometrije podloge sa slike 45. je jednostavna i sastoji se od 208 elemenata R3D4 s 210 čvorova. Model stopala je nešto složeniji i sastoji se od ukupno 1198 krutih dvodimenzijskih linearnih četverokutnih elemenata R3D4 i 16 krutih dvodimenzijskih linearnih trokutastih elemenata R3D4. Ukupno mrežu stopala sa slike 45 grade 1214 elemenata sa 1208 čvorova. Također prema [47], još jedan od prednosti korištenja krutih elemenata u definiranju mreže je taj da se može ostvariti kontakt s deformabilnim elementima koji u ovom slučaju grade mrežu proteze.



Slika 45. Mreža konačnih elemenata modela podloge i stopala s prikazom elemenata koji ju grade [47]

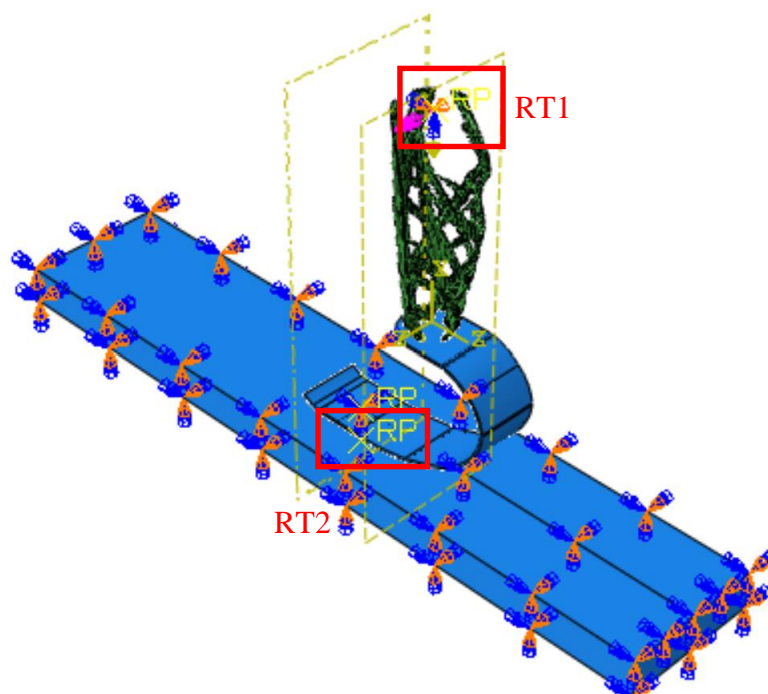
Slika 46. u konačnici daje grafički prikaz mreže konačnih elemenata čitavog sklopa.



Slika 46. Mreža konačnih elemenata sklopa

3.1.4. Rubni uvjeti i opterećenje

Postavljanje rubnih uvjeta i opterećenja na model prikazuje slika 47.



Slika 47. Prikaz rubnih uvjeta i opterećenja – dinamička analiza

Naime, na sklopu su posebno istaknute dvije referente točke, označene crvenom bojom. Prva referenta točka RT1 je preko naredbe „*Rigid body*“ u modulu „*Instance*“ vezana na gornju površinu proteze. U toj točki je definirano hvatište vektora sile u smjeru osi y te kutna brzina proteze oko osi z koja se preko krute veze ravnomjerno raspoređuje po modelu potkoljenice koji se jedini deformira. Iznos sile s najvećom magnitudom koju tijelo prenosi definiran u referentnoj točki RT1 je vertikalna sila reakcije tla u y - smjeru glavnog koordinatnog sustava. Kako u sklopu rada se nije provodilo eksperimentalno utvrđivanje opterećenja proteze potkoljenice, numerički podaci koji su korišteni u analizi preuzeti su iz znanstvenih radova. Prema [48], subjekt čiji su podaci preuzeti teži 77,51 kg što pomnoženo sa gravitacijskom silom težom ($g = 9,81 \frac{m}{s^2}$) daje približnu silu iznosa $F = 760$ N. Maksimalna sila opterećenja koja djeluje u referentnoj točki RT1 se dobila na sljedeći način. Navedena sila opterećenja je s vremenom vezana preko dijagrama koji je aproksimiran parabolom oblika:

$$f(t) = -290t^2 + 58t. \quad (6)$$

Globalni maksimum funkcije na čitavom području definicije, određuje se deriviranjem funkcije po vremenu. Iz toga proizlazi da parabola u vremenu $t = 0,1$ ima maksimum u 2,9. Konačno, maksimalan iznos sile je dobiven umnoškom koeficijenta 2,9 i sile F , te iznosi $F_{max} = 2204$ N. Druga referentna točka RP2 je poslužila za zadavanje ograničenja pomaka, rubnih uvjeta brzine i rotacije. Referentna točka se nalazi sa donje strane podloge no kako je krutim vezama podloga vezana za protezu rubni uvjeti ograničenja pravilno će se prenijeti i na protezu. Također, na čitavu podlogu je zadan rubni uvjet u kojem je omogućena samo translacija podloge u smjeru x osi. Također prema [48] frekvencija uzorkovanja ploče sile iznosi 2500 Hz što znači da je reakcijska podloga izračunala silu svakih $\frac{1}{2500} = 0,0004$ s. Taj podatak je bitan jer je on u dinamičkoj analizi postavljen za početni vremenski korak integracije. Kao minimalan korak integracije definiran je iznos 10^{-8} s, s ukupnim brojem intervala koji je zadan na 1000.

3.1.5. Kompozitni materijali – kriteriji popuštanja

Nakon definiranja materijala, rubnih uvjeta i opterećenja kroz analizu se promatrala i optimalna orijentacija i raspored vlakana koji će najbolje zadovoljiti kriterije popuštanja kompozitnog materijala sa prethodno navedenim mehaničkim svojstvima i opterećenjem koji se postavljaju za jedan određeni sloj. S obzirom da se u radu koristi materijal čiji kompozitni slojevi imaju različita vlačna i tlačna mehanička svojstva, pri definiranju materijala koriste se pet osnovnih parametara čvrstoće: X_c, X_t – tlačna i vlačna čvrstoća u pravcu vlakana, Y_c, Y_t –

tlačna i vlačna čvrstoća u pravcu okomitom na vlakna i S – smična čvrstoća. S obzirom da kompozitna građa nije jednostavna već varira od broja slojeva i slučajeva koji uzrokuju popuštanja poput pucanja matrice ili vlakna, delaminacije, izvlačenja vlakna, u nastavku će se opisati dva najkorištenija kriterija popuštanja pomoću kojih se odabiru povoljne kompozitne konstrukcije, a to su: Tsai – Hill kriterij i Tsai – Wu kriterij.

3.1.5.1. Tsai – Hill kriterij

Tsai – Hill kriterij vrednuje način popuštanja višeslojnog kompozitnog materijala uz uvjet iz [49] te za 3D stanje naprezanja glasi:

$$(G + H)\sigma_1^2 + (F + H)\sigma_2^2 + (F + G)\sigma_3^2 + 2H\sigma_1\sigma_2 - 2G\sigma_1\sigma_3 - 2F\sigma_2\sigma_3 + 2L\tau_{23}^2 + 2M\tau_{13}^2 + 2N\tau_{12}^2 < 1 \quad (7)$$

Ili ukoliko se radi o ravninskom stanju naprezanja u jednom sloju izraz tada prelazi u:

$$\frac{\sigma_1^2}{X^2} - \frac{\sigma_1\sigma_2}{X^2} + \frac{\sigma_2^2}{Y^2} + \frac{\tau_{12}^2}{S^2} < 1 \quad (8)$$

U prijevodu, ukoliko izraz sa lijeve strane nakon uvođenja parametara čvrstoće materijala (F , G , H , L , M i N) bude ili je manji od jedinice, neće doći do popuštanja. Parametre čvrstoće analitički dobivamo preko razmatranja jednoosnih stanja naprezanja primjerice uz uvjet $\sigma_1 \neq 0$, $\sigma_{ij} = 0$ sve ostale komponente naprezanja jednake su nuli. Znanstveno je dokazano da u slučajevima višeosnog stanja naprezanja ovaj kriterij generalno daje bolje rezultate [49].

3.1.5.2. Tsai – Wu kriterij

Tsai – Wu kriterij kao kriterij popuštanja kompozitnih materijala za 3D stanje naprezanja opisan je prema indeksnom kriteriju [49]:

$$F_i\sigma_i + F_{ij}\sigma_i\sigma_j = 1, \quad i, j = 1, 2, 3 \quad (9)$$

Kao takav, ovaj kriterij ne indicira način popuštanja već samo stanje naprezanja pri kojemu dolazi do popuštanja, vrlo je jednostavan za primjenu jer je opisan samo jednim izrazom i uvijek daje dva rješenja jedno s pozitivnim a drugo sa negativnim predznakom.

Ukupan zapis se sastoji od 43 člana, no uz uvođenje pojednostavljenja da vrijedi $F_{12} = F_{21}$, pojednostavljenja za ravninsko stanje naprezanja u kojem vrijedi da je $\sigma_3 = \sigma_4 = \sigma_5 = 0$ i ako

uzmemo u obzir da predznak smičnog naprezanja ne smije utjecati na rezultat kriterija pa zbog toga $F_6 = F_{16} = F_{26} = 0$ dobivamo da vrijedi:

$$F_1\sigma_1 + F_2\sigma_2 + F_6\sigma_6 + F_{11}\sigma_1^2 + F_{22}\sigma_2^2 + F_{66}\sigma_6^2 + 2F_{12}\sigma_1\sigma_2 + 2F_{16}\sigma_1\sigma_6 + 2F_{26}\sigma_2\sigma_6 = 1 \quad (10)$$

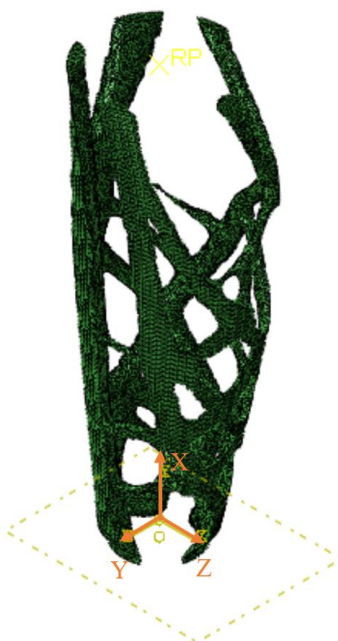
Parametri F_i i F_{ij} u praksi ovise o čvrstoći sloja stoga njihove se vrijednosti kao i u prošlom kriteriju određuju se iz jednoosnog stanja naprezanja. Analogno tome, nakon sređivanja izraz koji se koristi u široj praksi glasi:

$$F_1\sigma_1 + F_2\sigma_2 + F_{11}\sigma_1^2 + F_{22}\sigma_2^2 + F_{66}\sigma_6^2 + \sqrt{F_{11}F_{22}}\sigma_1\sigma_2 = 1. \quad (11)$$

3.1.6. Prikaz i analiza rezultata

Kako su u prethodnom poglavlju opisali kriteriji popuštanja koji se u praksi koriste za detekciju popuštanja jasno je nadovezati da će prikaz i analiza rezultata temeljiti se na međusobnoj usporedbi istih. Treba napomenuti da se utjecaj opterećenja i rubnih uvjeta, te rezultati promatrani različitim kriterijima popuštanja na ovako zadani materijalni model najprije konstatirao statičkom analizom. To je učinjeno iz razloga da se što preciznije zadaje dinamička simulacija koja sama po sebi je dugotrajna i zauzima dosta resursa na računalu.

Naredbom „*Section*“, model proteze je definiran kao *Shell* i *Composite*, koji se sastoji od ukupno 5 slojeva debljine 1 mm. Orijentacija materijala referirala se na novo zadani koordinatni sustav.



Slika 48. Koordinatni sustav

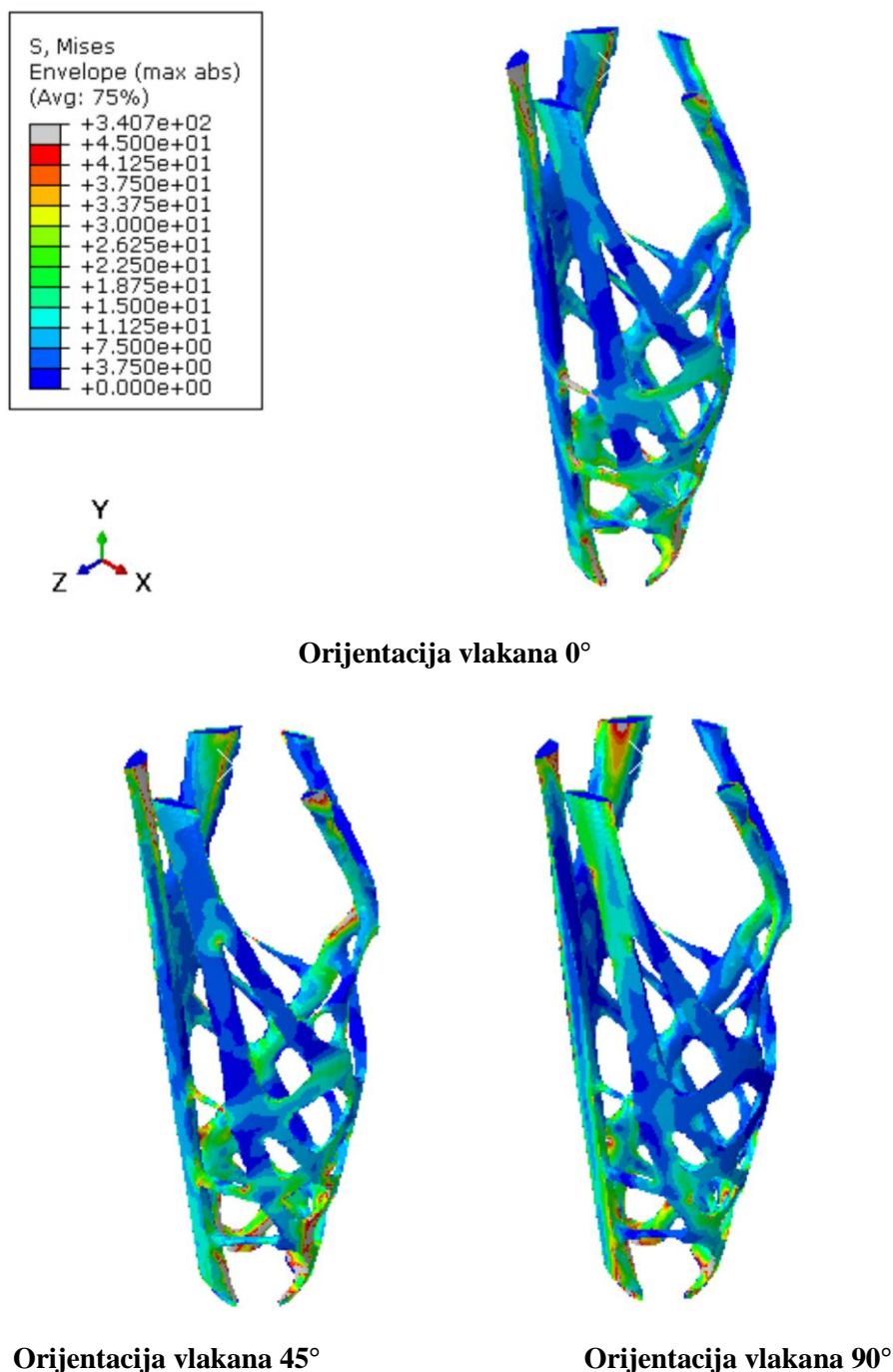
Da bi se što preciznije pristupilo samoj dinamičkoj analizi, u obzir se uzeo utjecaj rasporeda slojeva na rezultat simulacije. Samo opterećenje i rubni uvjeti zadani su kako je to opisano u poglavlju 3.1.4., osim što se prilikom definiranja materijalnog modela varirala orijentacija vlakana. Usporedba je provedena redom na sljedećim rasporedima slojeva: $[0_5][45_5][90_5]$. Svaki sloj je debljine 1 mm, tako da je ukupna debljina iznosa 5 mm. Rezultati raspodjele naprezanja prema von Misesu i kriterija popuštanja najprije su prikazani tablicom 6.

Tablica 6. Utjecaj rasporeda slojeva na rezultate simulacije

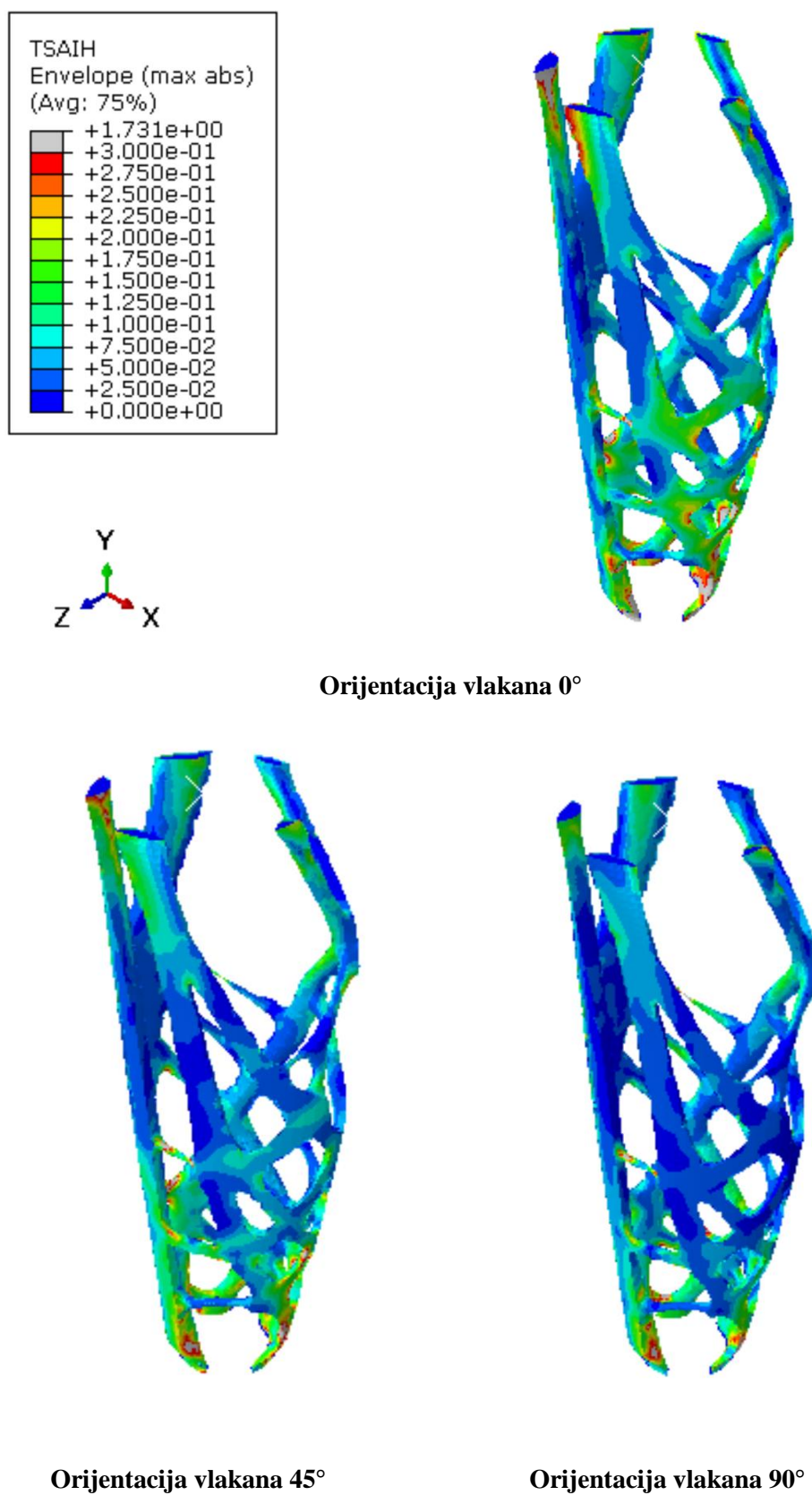
Raspored slojeva	Tsai - Hill	Tsai - Wu	Naprezanja prema von Misesu [MPa]	Pomaci u smjeru opterećenja [mm]	Masa [kg]
$[0_5]$	1,731	1,637	340,7	1,37	0,675
$[45_5]$	0,778	0,804	187,9	1,05	0,675
$[90_5]$	0,853	0,749	239,2	0,72	0,675

Najprije što se iz rezultata u tablici može primijetiti je činjenica da vrijednost kriterija popuštanja pri orijentaciji vlakana $[0_5]$ prelazi 1. Nakon više varijacija debljine sloja, prednost se dala maksimalnom iskorištenju materijala, nauštrb rezultata koji detektiraju popuštanje. No iz analize je vidljivo da se te vrijednosti javljaju lokalizirano samo oko rubnih uvjeta koji su zadani na donjoj površini proteze te se kao takvi mogu zanemariti. Pri orijentaciji vlakana $[45_5]$ i $[90_5]$ kriteriji popuštanja kompozitnog materijala su zadovoljeni. Vrijednosti maksimalnih naprezanja u tablici se javljaju samo lokalno u distordiranim elementima, a pravilna raspodjela naprezanja vidljiva je na slici 49. Numeričkim simulacijama je također utvrđeno da raspored skupina slojeva nema značajnu ulogu pri povećanju i smanjenju maksimalnih von Mises naprezanja. Naposljetku, zanimljivo je bilo istaknuti i vrijednost mase koja je ostvarila najnižu vrijednost pri orijentaciji vlakna 0° . Iznos mase modela proteze nakon topološke optimizacije iznosi 1,206 kg, stoga oduzimanjem iznosa mase koji je dobiven pri orijentaciji vlakana pri 0° dobivena je razlika u masi 0,531 kg. Taj iznos prikazan u postotcima rezultirao bi ukupnim smanjenjem mase od 44 %. Smanjenjem mase konstrukcije mogu se ostvariti pozitivni iskoraci. Primjerice, redukcijom mase najprije se može utjecati na uštede troškova materijala, olakšani transport i naposljetku jednostavniju i bržu obradu. Rezultati pomaka ukazuju da se najveći pomaci javljaju na stražnjem dijelu proteze i to pri orijentaciji vlakna 0° .

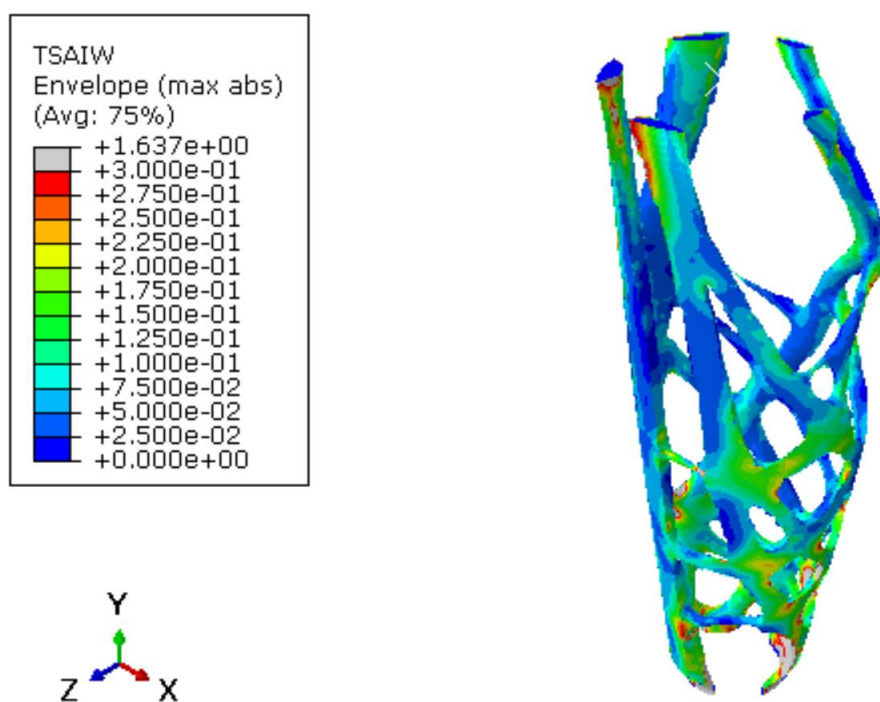
Vizualizacija rezultata danih u tablici prikazuju redom slike 49, 50, 51 i 52. Radi preglednije vizualizacije, unutar opcije „Results“ korišten je prikaz „Envelope“ koji ujedinjuje maksimalne apsolutne vrijednosti po debljini stjenke za sve pripadne slojeve i opcija „Scale Factor“ u iznosu od 10. Također, kako bi se izbjegli rezultati koji značajno odskaku radi koncentracije naprezanja, unutar prozora „Contour Plot Options“ definirane su gornja i donja granica naprezanja na 45 MPa i 0 MPa, koje su jednake i fiksirane za sve fizikalne modele.



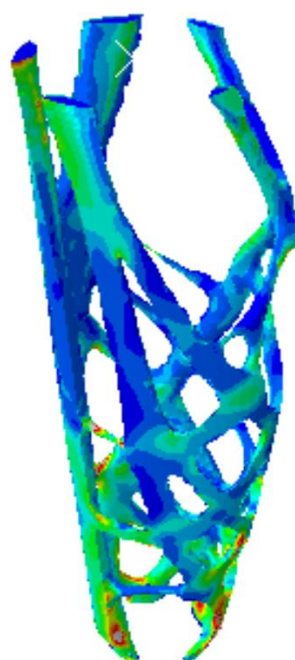
Slika 49. Rezultati raspodjele naprezanja prema von Misesu [MPa] topološki optimirane proteze potkoljenice



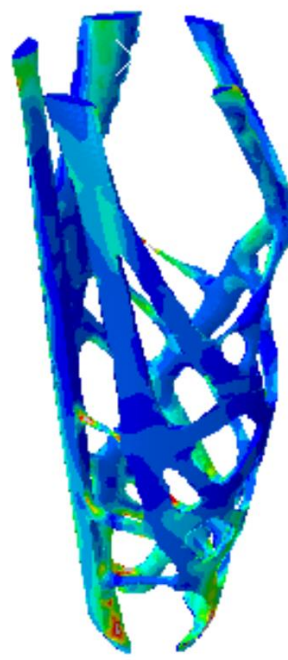
Slika 50. Rezultati topološki optimirane proteze potkoljenice: Tsai – Hill kriterij popuštanja [-]



Orijentacija vlakana 0°

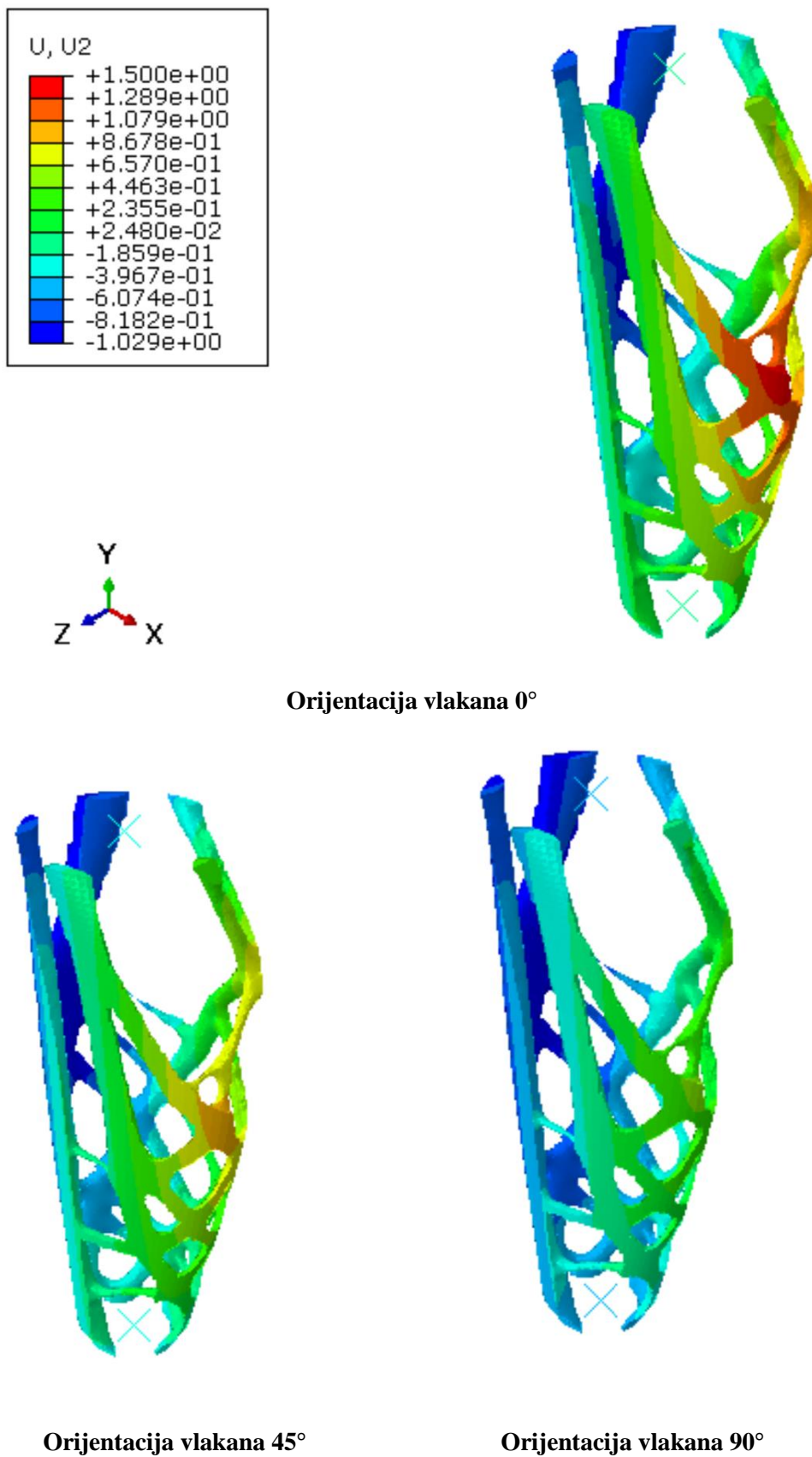


Orijentacija vlakana 45°



Orijentacija vlakana 90°

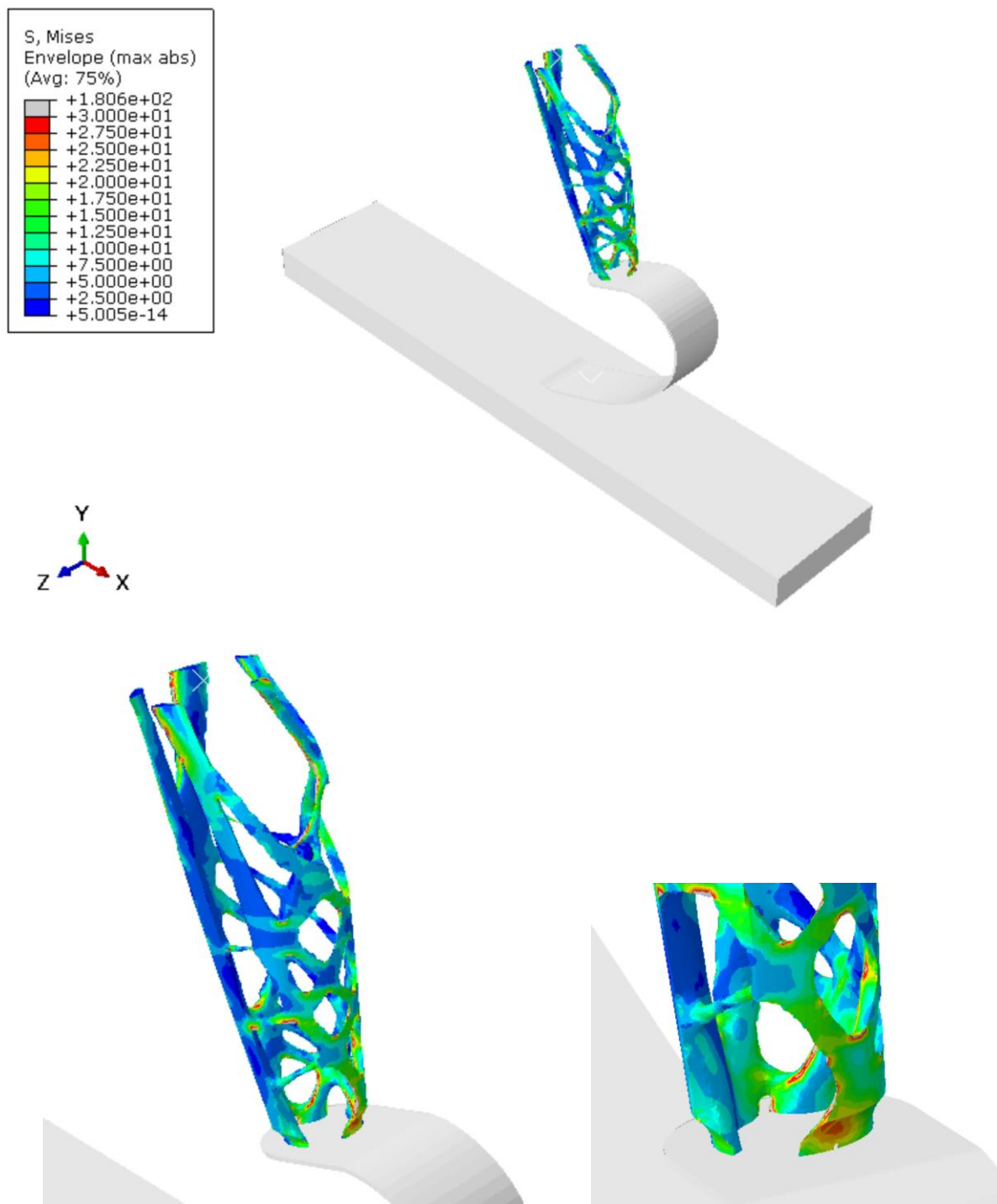
Slika 51. Rezultati topološki optimirane proteze potkoljenice: Tsai – Wu kriterij popuštanja [-]



Slika 52. Rezultati pomaka u smjeru djelovanja opterećenja [mm]

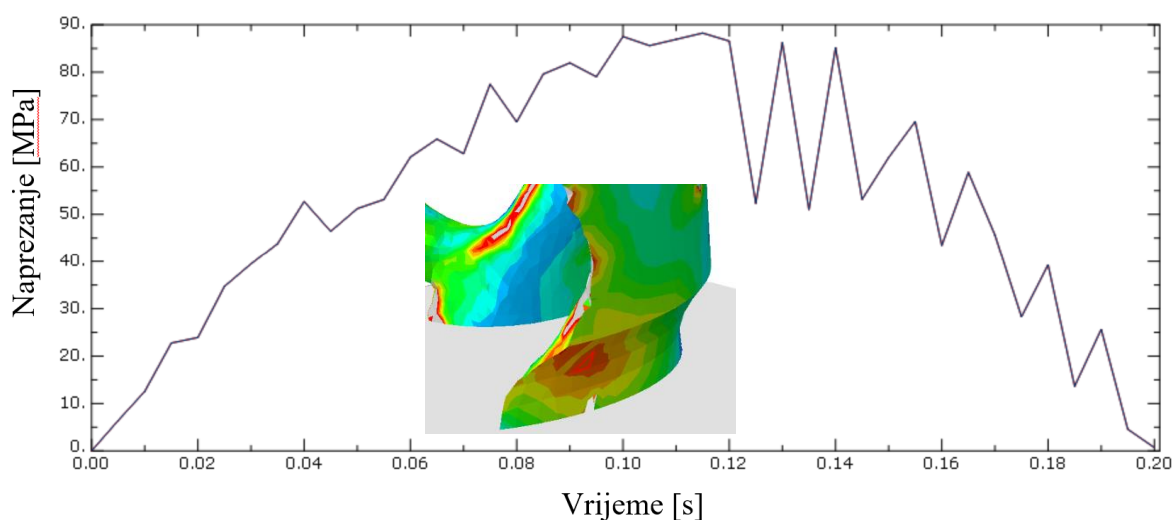
3.1.6.1. Rezultati dinamičke analize

Naposljetku provedena dinamička analiza dala je sljedeće rezultate naprezanja prema von Misesu sa slike 53. Također, radi preglednije vizualizacije, unutar opcije „Results“ korišten je prikaz „Envelope“. Na slici je dodatno prikazano mjesto odnosno element sa kojega su se očitali podaci sa grafa u nastavku. Podaci koji su navedeni u nastavku dobiveni su na kraju simulacije.



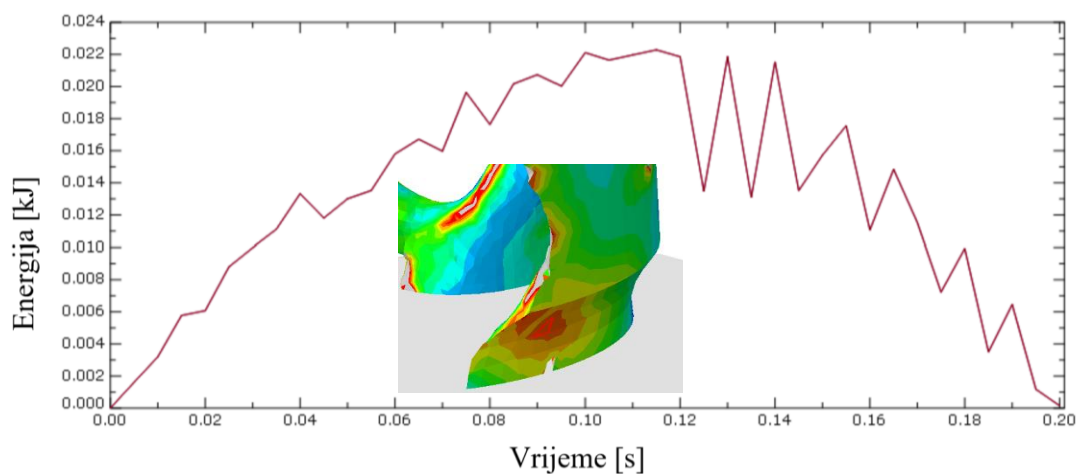
Slika 53. Rezultat dinamičke analize – raspodjela naprezanja prema von Misesu [MPa]

Ako se zanemare lokalna distordirana područja unutar legende koja su obojana sivom bojom, maksimalna naprezanja se javljaju na donjem stražnjem dijelu proteze gdje maksimalno von Mises naprezanje iznosi 89 MPa. To je bilo i za očekivati jer je upravo taj sloj u dodiru sa podlogom krutog tijela. Na slici 54 je prikazana raspodjela ekvivalentnog von Mises naprezanja u ovisnosti o vremenu kroz cijeli vremenski period na stražnjem donjem području proteze. Iz slike dijagrama je vidljivo da maksimalno naprezanje nastupa u trenutku $t = 0,117$ s.



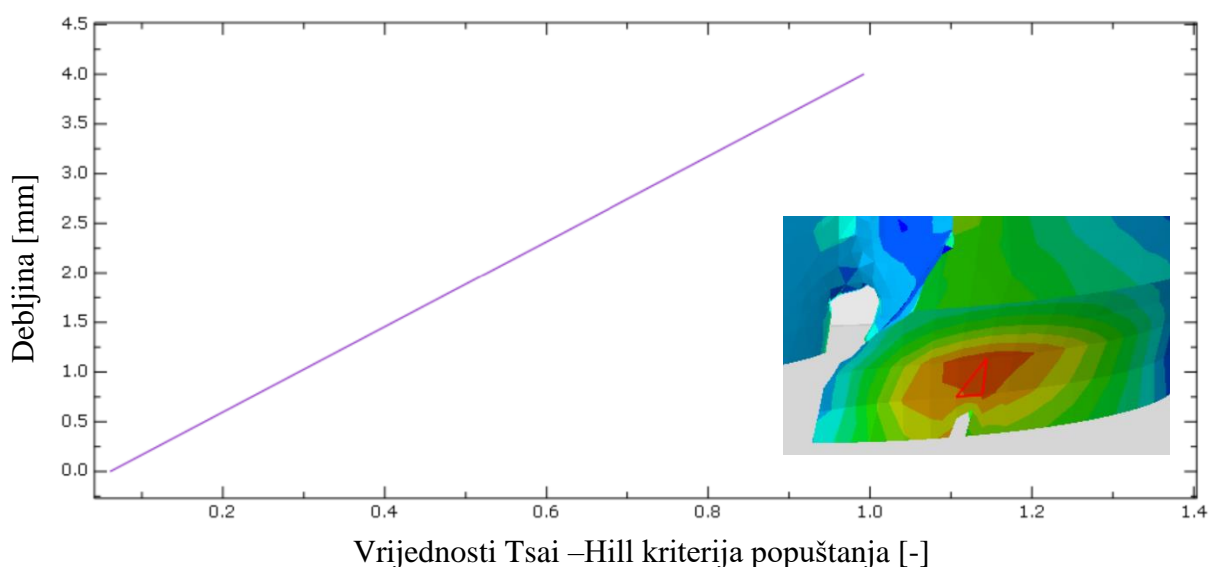
Slika 54. Raspodjela naprezanja prema Von Misesu [MPa] u vremenskoj ovisnosti

Još jedan zanimljiv parametar za promatranje je energija elastične deformacije. Maksimalna energija javlja se u protezi prilikom odvajanja stopala od podloge, a pošto se radi o krutoj vezi ista količina energije prenesena je i na model proteze. Slika 55 prikazuje raspodjelu elastične deformacije kroz cijeli vremenski period, a maksimalna energije elastične energije iznosi 0,022 kJ.



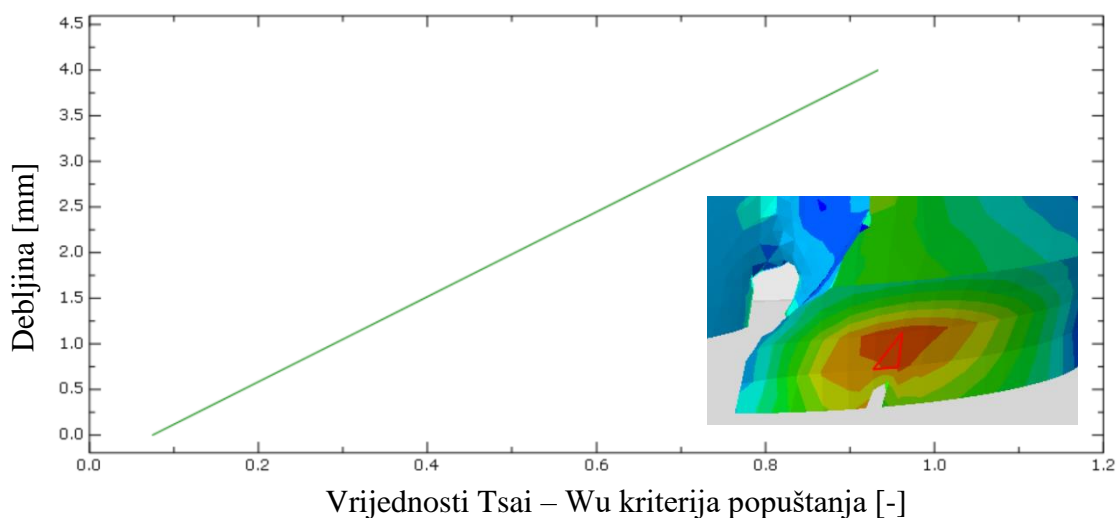
Slika 55. Vremenska ovisnost energije elastične deformacije

Kriteriji popuštanja su također provjereni u simulaciji. Vrijednost Tsai – Hill kriterija popuštanja u maksimalnoj izvedbi za mali iznos 1,02 prelazi 1, odnosno to bi značilo da je u promatranom elementu došlo do popuštanja. Slika 56. prikazuje iznos Tsai-Hill kriterija po debljini kritičnog elementa na protezi u trenutku $t = 0,18$ s. Iako se to nije dodatno radilo u obimu ovoga rada, da bi se izbjegao prikazani rezultat bilo bi potrebno detaljnije modelirati rubne uvjete ali i samu kinematiku gibanja. Treba uzeti u obzir da su vrijednosti kinematike odnosno samih sila koje djeluju na protezu preuzete iz znanstvene literature koja je analizirana pri trčanju.



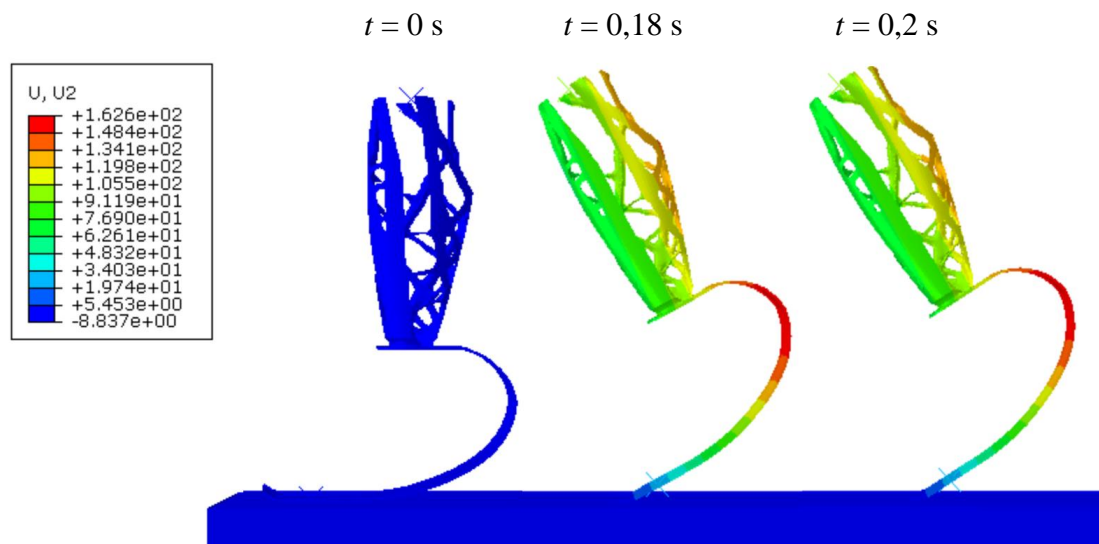
Slika 56. Iznos Tsai – Hill kriterija u ovisnosti o debljini stjenke u trenutku $t = 0,18$ s

Provjerom Tsai – Wu kriterija popuštanja po debljini istog kritičnog elementa ustanovljeno je da sloj proteze zadovoljava kriterij. Slika 57. prikazuje iznos Tsai-Wu kriterija po debljini kritičnog elementa koji iznosi 0,92 u trenutku $t = 0,18$ s.



Slika 57. Iznos Tsai – Wu kriterija u ovisnosti o debljini stjenke u trenutku $t = 0,18$ s

Na samome kraju kako bi se što bolje opisali rezultati dinamičke simulacije, uspoređeni su vertikalni pomaci proteza U_2 u početnom, krajnjem i trenutku kada je $t = 0,18$ s. Na slici 58 je prikazan vertikalni pomak u početnoj fazi ($t = 0$ s), u fazi s vrijednošću ($t = 0,18$ s) te u posljednjoj fazi ($t = 0,2$ s), u odrazu s podloge. Maksimalne vrijednosti vertikalnog pomaka postignute su za $t = 0,2$ s i prikazane su u legendi.



Slika 58. Vertikalni pomak proteze u ključnim trenucima [mm]

Ono što je bitno napomenuti da su vrijednosti vertikalnog pomaka očitane u krajnjoj gornjoj točki proteze gdje je prvobitno zadana sila koja djeluje na samu protezu. Sa slike 58 se može iščitati da vertikalni pomak u krajnjoj fazi iznosi 91 mm. Taj rezultat kazuje da je ova izvedba vrlo elastična, te je izrazita apsorpcija udara tijekom trčanja. Ovaj iznos također je posljedica vrlo tanke debljine stjenke koja iznosi svega 5 mm. Stoga zaključak je da je krutost ovako definirane konstrukcije mala, no kako je podatljivost recipročna vrijednost krutosti razumno je očekivati da će podatljivost iste biti velika pa se može reći da konstrukcija dobiva na fleksibilnosti.

4. ZAKLJUČAK

Optimizacija topologije i aditivna proizvodnja se koriste u raznim industrijama u rasponu od automobilske i zrakoplovne industrije do biomedicinske upotrebe. Najveća prednost njihovog korištenja je mogućnost izrade geometrija koje ne posjeduju ograničenja koja su prisutna kod konvencionalnih postupaka proizvodnje. Ovim radom ispitana je izvedivost spajanja mehaničkih svojstava aditivno proizvedenog kompozitnog materijala s optimiziranom topologijom modela proteze potkoljenice. Koristeći programski paket *Abaqus 6.14 - 4*, u skladu sa specifikacijama ispitivanja ISO-10328:2006, najprije je početni geometrijski pojednostavljeni model, variranjem različitih postavki i mogućnosti topološke optimizacije modificiran kako bi se smanjilo korištenje materijala za 90% uz očuvanje kriterija čvrstoće. Ono što je proizašlo iz tako statički opterećenog termoplastičnog poliamidnog modela je smanjenje mase pojednostavljene geometrije iznosa 1,34 kg na 1,206 kg.

Zatim je tako optimizirana proteza bila predmet daljnje numeričke analize, najprije statičke gdje su se unutar materijalnog modela varirale vrijednosti postavnog kuta vlakana koja izgrađuju zadani kompozitni materijal. Iz rezultata je najprije vidljivo da je uz početnu minimizaciju mase, masa konstrukcije dodatno se smanjila, što bi u protivnom dovelo do značajnih ušteda s obzirom na troškove materijala i obradu koji grade sami model. Negativna strana statičkog rezultata statičkog modela je debljina ljuske od svega 5 mm koja se zadala ekvivaletno opterećenju na uštrb kriterija čvrstoće i pomaka koji se javljaju u modelu. Daljnje poboljšanje bi moglo ići u smjeru razvoja svojstava materijala kompozita namijenjenog 3D ispisu što sličnijim svojstvima jednosmjernih (UD) kompozita.

Dinamičkim analiza se provela na kompozitnoj varijanti proteze čije je usmjerenje vlakana pod 0° . Tako zadanom simulacijom je utvrđeno da razmatrani model ima vrlo visok povrat elastične energije što konstrukciju čini dosta fleksibilnom i smanjuje maksimalna naprezanja koja se javljaju u modelu. Ono negativno što je proizašlo iz ove analize je činjenica da se cijeli model počeo ponašati kao listna opruga gdje je zbog ekvivaletnog naprezanja i kinematike došlo do popuštanja konstrukcije primjenom Tsai – Wu i Tsai – Hill kriterija. Činjenica je da su se prilikom analize koristili dosta konzervativni kriteriji popuštanja, pa bi poboljšanju rezultata u budućnosti dovela i primjena novijih i pouzdanijih kriterija poput Puck-ovog kriterija koji prilikom izrade ovoga rada nije bio integriran unutar računalnog programa *Abaqus*.

LITERATURA

- [1] P. Kishore Kumar, M. Charan, and S. Kanagara: Trends and challenges in lower limb prostheses, IEEE Potentials, 19–23, 2017
- [2] Mark R. Pitkin: Biomechanics of Lower Limb Prosthetics, Tufts University School of Medicine, Springer, 2006.
- [3] <https://mobilephysiotherapyclinic.net/amputation-of-lower-limb/> ,
Članak: Amputation Of Lower Limb: Indication, Type, Physiotherapy treatment, 2.10.2022.
- [4] [Historical Development of Lower-Extremity Prostheses | O&P Virtual Library \(oandplibrary.org\)](https://oandplibrary.org/),
Članak: Historical Development of Lower – Extremity Protheses, 4.10.2022.
- [5] <https://www.collectorsweekly.com/articles/war-and-prosthetics/>,
Članak: War and Prosthetics: How Veterans Fought for the Perfect Artificial Limb, 4.10.2022.
- [6] <https://www.abilitypo.com/patient-services/prosthetics/below-knee-socket-technology/>, Članak: Below-Knee Socket Technology Prosthetics, 4.10.2022.
- [7] <https://www.businessinsider.com/how-paralympic-athletes-run-2012-8>,
Članak: How Paralympic athletes run, 4.2.2022.
- [8] Klein J.: Control Design and Implementation of an Active Transtibial Prosthesis, Master's thesis, Marquette University, 2009.
- [9] <https://dportho.co.za/services/limb-prosthetics/> ,
Članak: Limb prosthetics, 5.10.2022.
- [10] <https://www.pongratzop.com/services/lower-limb-prosthesis/> , Članak: Lower Limb Prosthesis in Phoenix, 5.10.2022.
- [11] Ashok K., Pradeep K.: Endoskeletal prosthesis: A new era for amputee, Med J Armed Forces India. 2001.
- [12] <http://www.ortopedija-buco.hr/proteze-za-potkoljenicu> , 5.10.2022.
- [13] <https://ortopedica.ro/en/product/modular-below-knee-prosthesis/>, Članak: Modular below knee prosthesis, 5.10.2022.
- [14] Macan J.: Kompozitni materijali, Fakultet kemijskog inženjerstva i tehnologije, Zagreb 2020.

- [15] <https://www.yumpu.com/xx/document/read/4283716/kompozit-engl-composite-matrica-ojaaeanje-vlakna-aestice->, 7.10.2022.
- [16] Quintero – Quiroz C., Zsulich Perez V., Materials for lower limb prosthetic and orthotic interfaces and sockets: Evolution and associated skin problems, Centro de Bioingeniería, Universidad Pontificia Bolivariana, Colombia, 2017.
- [17] Wang Y., Tan Q., Pu F., Boone D., Zhang M.; A Review of the Application of Additive Manufacturing in Prosthetic and Orthotic Clinics from a Biomechanical Perspective, School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing, China, 2020.
- [18] Bahrami M., Abenojar J., Martinez Casanova M.A., Comparative Characterization of Hot-Pressed Polyamide11 and 12: Mechanical, Thermal and Durability Properties, Universidad Pontificia Comillas, Madrid, Spain, 2021.
- [19] https://en.wikipedia.org/wiki/Nylon_11, 10.10.2022.
- [20] <https://formlabs.com/eu/blog/nylon-11-sls/>, 10.10.2022.
- [21] https://en.wikipedia.org/wiki/Nylon_12#Properties, 10.10.2022.
- [22] <https://www.tctmagazine.com/additive-manufacturing-3d-printing-news/polymer-additive-manufacturing-news/formlabs-nylon-12-gf-fuse-1-sls-3d-printer/>, 10.10.2022.
- [23] Križetić K., Utjecaj oblika ispune na pritisnu čvrstoću 3D ispisanih proizvoda, Završni rad, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2021.
- [24] <https://matweb.com/search/datasheet.aspx?matguid=2fe782a31c4b4bed984b49651762b086&ckck=1>, 11.10.2022.
- [25] Xu T., Shen W., Lin X., Xie Y. M., Mechanical Properties of Additively Manufactured Thermoplastic Polyurethane (TPU) Material Affected by Various Processing Parameters Polymers, Centre for Innovative Structures and Materials, School of Engineering, RMIT University, Melbourne, Australia, 2020.
- [26] <https://www.3dpeople.uk/tpu-fdm> , 12.10.2022.
- [27] Abaqus Analysis User's Manual (6.11), Članak: Structural optimization: overview, 14.10.2022.
- [28] Mansour M.; Topology optimisation for generative design of below knee prosthetic, 14.10.2022.

- [29] <https://ntopology.com/blog/topology-optimization-in-a-world-of-fields-and-implicit-geometry/> ,
Članak: Topology optimization in a world of fields and implicit geometry,
14.10.2022.
- [30] Rao, J. S., Kiran, S., Chandra, S., Kamesh, J. V., Padmanabhan, M. A.: Topology Optimization of Aircraft Wing, Driving innovation with enterprise simulation, HTC 08, Strasbourg, France, 2008.
- [31] Drašner S.; Konstrukcija nosivog tijela bespilotne letjelice, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2019.
- [32] https://en.wikipedia.org/wiki/Topology_optimization , Članak: Topology optimization, 14.10.2022.
- [33] Antonova V., Alekseev S., Tarasov A., Scheglova N., Klyavin O., Borovkov A.: Analysis and use of SIMP method in optimization of a car hood design, Saint Petersburg, Russia, 2019.
- [34] https://help.solidworks.com/2019/english/solidworks/cworks/c_simp_method_topology.htm , Članak: SIMP Method for Topology Optimization, 14.10.2022.
- [35] <https://now.aapmr.org/lower-limb-prosthetics/>, Članak: Lower Limb Prosthetics, 20.10.2022.
- [36] Godec, D., Šercer, M.: Aditivna proizvodnja, Udžbenici Sveučilišta u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2015.
- [37] https://www.fsb.unizg.hr/atlantis/upload/newsboard/24_04_2018_28943_Aditivna_proizvodnja_s_polimerima_2018.pdf, Skripta: Aditivna proizvodnja s polimerima, 20.10.2022.
- [38] <https://www.prostheticrehabclinic.co.za/understanding-prosthetics/leg-prostheses/> , 20.10.2022.
- [39] <https://newatlas.com/exo-prosthetic-leg-3d-printing/35297/>, 20.10.2022.
- [40] Campbell A.I., Schaschke C., Sexton S., Kinsman H., Prosthetic limb sockets from plant-based composite materials, Article in Prosthetics and Orthotics International, 2012.
- [41] O. Muftić, T. Jurčević Lulić, B. Godan, Harmonijska raspodjela dijelova mase tijela, Znanstveni rad, Zagreb, 2010.

- [42] <https://www.emerald.com/insight/content/doi/10.1108/RPJ-06-2021-0136/full/pdf?title=towards-3d-printing-of-a-monocoque-transtibial-prosthesis-using-a-bio-inspired-design-workflow>, Članak: 3D printing of a monocoque transtibial prosthesis using a bio – inspired design workflow, 22.10.2022.
- [43] Jansari T., Deiab I., Comparative study of a topologically optimized lower limb prosthesis, *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*, 2019.
- [44] ABAQUS, Abaqus Documentation: Version 6.14. 2014, Dassault Systemes: 3DS Paris Campus, 10 rue Marcel Dassault, 78140 Vélizy-Villacoublay, FRANCE
- [45] Ščap D., Jokić A.: Optimiranje mehaničkih konstrukcija – teorijske osnove i primjena, Fakultet strojarstva i brodogradnje, 2014.
- [46] Kramarić S., Numerička analiza čvrstoće kompozitnih zrakoplovnih konstrukcija proizvedenih aditivnim tehnologijama, Diplomski rad, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2021.
- [47] Abaqus Analysis User's Guide:
<http://license.mech.northwestern.edu:2080/v6.13/books/usb/default.htm?startat=pt06ch30s03ael23.html>, 12.11.2022.
- [48] Wunderlich E.R., Tongen A., The Biomechanics of Walking and Running, *Clinics in Sports Medicine*, 12.11.2022.
- [49] Smojver I.: Mehanika kompozitnih materijala, Zagreb 2007.

PRILOZI

I. CD-R disc