

Numerička analiza čvrstoće kompozitne i topološki optimirane proteze potkoljenice

Vinčić, Petra

Master's thesis / Diplomski rad

2021

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture / Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:262929>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-17**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Petra Vinčić

Zagreb, 2021.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Mentor:

Doc. dr. sc. Darko Ivančević, mag. ing. aeroing.

Student:

Petra Vinčić

Zagreb, 2021.

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

Zahvaljujem se svojem mentoru doc.dr.sc. Darku Ivančeviću na razumijevanju, strpljenju i izvrsnom mentorstvu.

Iznimno se zahvaljujem svojoj obitelji na psihičkoj i materijalnoj podršci tijekom cijelog studija. Također se zahvaljujem svojem dečku Marijanu na motivaciji, ohrabrivanju i podršci od prve godine studiranja. Veliko hvala i svim ostalim prijateljima i kolegama koji su mi uljepšali sve ove godine studiranja.

I would also like to thank eCon Engineering Ltd. for providing me with Ansys licence in order to learn how to use it and write my master's thesis.

Petra Vinčić



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, brodstrojarski i inženjersko modeliranje i računalne simulacije

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

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Petra Vinčić** Mat. br.: 0035194862

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Numerička analiza čvrstoće kompozitne i topološki optimirane proteze potkoljenice**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Numerical strength analysis of a composite and a topology optimised lower leg prosthesis**

Opis zadatka:

Kompozitni materijali se koriste za izradu proteza zbog svojih izvrsnih specifičnih mehaničkih svojstava kao i zbog mogućnosti određivanja krutosti konstrukcije varijacijom orijentacije kompozitnih slojeva. U budućnosti bi se proteze mogle izrađivati aditivnim tehnologijama proizvodnje kojima bi se mogle postići topološki optimirane geometrije te bolje karakteristike proteze u usporedbi s kompozitnim protezama proizvedenim tradicionalnim tehnologijama. Zadatak rada je usporedba mehaničkog odziva kompozitne i topološki optimirane proteze potkoljenice primjenom numeričke analize čvrstoće.

U okviru diplomskog rada potrebno je:

- napraviti pregled dostupne literature o primjeni aditivnih tehnologija u proizvodnji proteza,
- korištenjem dostupnog numeričkog modela kompozitne proteze potkoljenice provesti analize čvrstoće uz varijaciju rasporeda kompozitnih slojeva,
- primjenom dodataka za topološku optimizaciju u programima za numeričku analizu *Abaqus*[®] ili *Ansys*[®] odrediti optimirane geometrije proteze,
- odrediti kritične načine opterećenja i rubne uvjete s obzirom na koje će se provesti topološka optimizacija,
- koristiti mehanička svojstva materijala koji se koriste za proizvodnju proteza kao i materijala koji se koriste u postupcima proizvodnje aditivnim tehnologijama poput kompozita s kratkim vlaknima,
- numeričku analizu provesti kao statičku ili dinamičku po potrebi.


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

Zadatak zadan:
12. studenoga 2020.

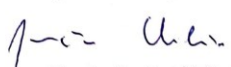
Datum predaje rada:
14. siječnja 2021.

Predvideni datum obrane:
18. – 22. siječnja 2021.

Zadatak zadao:


Doc. dr. sc. Darko Ivančević

Predsjednica Povjerenstva:


Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	III
POPIS TABLICA.....	V
POPIS OZNAKA	VI
SAŽETAK.....	VII
SUMMARY	VIII
1. UVOD.....	1
2. KOMPOZITNI MATERIJALI ZA PROTEZE	3
2.1. Vlakna	3
2.1.1. Ugljična vlakna	4
2.1.2. Staklena vlakna	5
2.1.3. Kevlar vlakna	6
2.2. Matrice	7
2.2.1. Duromerne matrice	7
2.2.2. Plastomerne matrice	8
2.3. Kriteriji popuštanja kompozita.....	9
2.3.1. Tsai-Hill kriterij	10
2.3.2. Tsai-Wu kriterij.....	11
2.3.3. Hashin-ov kriterij	12
3. SPECIJALIZIRANE PROTEZE ZA TRČANJE	14
3.1. Povijest proteza za trčanje.....	14
3.2. Reakcijska sila podloge.....	16
3.3. Komercijalno dostupne proteze za trčanje	17
4. ADITIVNE TEHNOLOGIJE ZA IZRADU PROTEZA.....	20
4.1. Fused Deposition Modeling	20
4.2. Selective Laser Sintering	21
4.3. Stereolitografija.....	22
4.4. Korištenje aditivnih tehnologija u izradi proteza	23
5. NUMERIČKA ANALIZA	25
5.1. 3D Model proteze.....	25
5.2. Kompozitne proteze	26
5.2.1. Materijalni model.....	26
5.2.2. Numerički model	27
5.2.3. Slojevi kompozita	28
5.2.4. Rubni uvjeti i opterećenja	31
5.3. Topološki optimirane proteze	32
5.3.1. Materijalni model.....	32
5.3.2. Numerički model	34
5.3.3. Rubni uvjeti i opterećenje	35
5.3.4. Topološka optimizacija	36

5.4. Rezultati	39
5.4.1. Prva varijanta kompozitne proteze.....	39
5.4.2. Druga varijanta kompozitne proteze	42
5.4.3. Topološki optimizirane proteze	44
5.5. Usporedba rezultata.....	45
6. ZAKLJUČAK.....	48
LITERATURA.....	49
PRILOZI.....	51

POPIS SLIKA

Slika 1. 3D printane proteze: a) FirStep, Mecuris [3], b) Niagara Foot, Protosthetics [4]	2
Slika 2. Utjecaj promjera vlakna d na čvrstoću σ_r [8]	3
Slika 3. Kontinuirana ugljična vlakna [11]	4
Slika 4. Usporeba ljudske vlasi i ugljičnog vlakna promjera $6 \mu\text{m}$ [12]	5
Slika 5. Staklena vlakna: a) kontinuirana [15], b) kratka [14]	6
Slika 6. Kevlar vlakna [16]	7
Slika 7. Usporedba mehanizma trčanja s linearnom oprugom [18]	14
Slika 8. Patent SACH proteze iz 1987. [20]	15
Slika 9. Proteza: a) Flex-Foot [3], b) Cheetah, Ossur [21]	16
Slika 10. Reakcijska sila podloge [22]	17
Slika 11. Prikaz izrade predmeta FDM-om [26]	21
Slika 12. Princip rada SLS tehnologije [26]	22
Slika 13. Polimerizacija fotopolimera [27]	22
Slika 14. Postupak izrade predmeta stereolitografijom [26]	23
Slika 15. Modificirana verzija proteze Niagara Foot [29]	24
Slika 16. Proteza noge izrađena od PLA materijala [30]	24
Slika 17. 3D model proteze [7], dimenzije su u [mm]	25
Slika 18. Shema projekta u Ansys Workbench	27
Slika 19. Ljuska modela proteze	27
Slika 20. Mreža ljuske i njena kvaliteta [-]	28
Slika 21. Prikaz smjera vlakana i smjera slaganja slojeva kompozita	29
Slika 22. Postavljanje gornje plohe 3D modela	30
Slika 23. Debljina [mm] kompozitne proteze nakon uklanjanja slojeva pomoću <i>Cut-Off</i> pravila	30
Slika 24. Rubni uvjet i opterećenje kompozitne proteze	31
Slika 25. Model za topološku optimizaciju: a) mreža elemenata, b) kvaliteta mreže [-]	35
Slika 26. Rubni uvjeti i opterećenje za proteze izrađene 3D printanjem	35
Slika 27. Onyx proteza: a) ekvivalentna naprezanja [MPa], b) pomaci u smjeru y osi [mm] .	36
Slika 28. Proteza od PLA ojačanom kratkim ugljičnim vlaknima: a) ekvivalentna naprezanja [MPa], b) pomaci u smjeru y osi [mm]	37
Slika 29. Topološka optimizacija: a) bez ograničenja, b) isključen dio proteze gdje se spaja s ležištem	37
Slika 30. Topološki optimizirane proteze: a) SS316L, b) AISi7Mg0,6, c) Ti64ELI	38
Slika 31. Prva varijanta proteze: Popuštanje kompozita po Tsai-Hillu [-]	39
Slika 32. Prva varijanta proteze: popuštanje po elementima	40
Slika 33. Prva varijanta kompozitne proteze: Usporedba Tsai-Hill, Tsai-Wu i Hashin kriterija popuštanja [-]	40
Slika 34. Mjesto postavljanja točke SamplingPoint.1	40
Slika 35. Prva varijanta: Naprezanja u prvom sloju [MPa]	41
Slika 36. Iznos Tsai-Hill kriterija popuštanja po debljini u kritičnoj točki [-]	41
Slika 37. Druga varijanta kompozitne proteze: Popuštanje kompozita po Tsai-Wu, Tsai-Hill i Hashin kriteriju [-]	42
Slika 38. Druga varijanta kompozitne proteze: Usporedba Tsai-Hill, Tsai-Wu i Hashin kriterija popuštanja [-]	43
Slika 39. Druga varijanta kompozitne proteze: Iznos kriterija popuštanja po debljini u točki [-]	43
Slika 40. Druga varijanta kompozitne proteze: Hashin kriterij – popuštanje matrice [-]	44

Slika 41. Topološki optimizirana proteza nakon popravaka u <i>Space Claim</i> -u	44
Slika 42. Veliki broj stranica koje čine geometriju topološki optimizirane proteze	44
Slika 43. Vertikalni pomaci [mm] – kompozitne proteze	45
Slika 44. Usporedba pomaka [mm] proteza izrađenih 3D printanjem	46
Slika 45. Faktor sigurnosti kod 3D printanih proteza [-]	47

POPIS TABLICA

Tablica 1. Usporedba mehaničkih svojstava vlakana, matrica i kompozita [9].....	9
Tablica 2. Parametri čvrstoće i deformacija [8]	10
Tablica 3. Primjeri proteza prema K kategorijama [9].....	18
Tablica 4. Komercijalno dostupne proteze za trčanje [24].....	19
Tablica 5. Mehanička svojstva ugljik/epoksi UD (230 GPa) PrePreg	26
Tablica 6. Mehanička svojstva Onyx ESD materijala [33]	32
Tablica 7. Mehanička svojstva polilaktične kiseline ojačane kratkim ugljičnim vlaknima [34]	33
Tablica 8. Mehanička svojstva nehrđajućeg čelika SS316L [35]	33
Tablica 9. Mehanička svojstva legure aluminija AISi7Mg0,6 [35]	34
Tablica 10. Mehanička svojstva legure titanija Ti64ELI [36]	34
Tablica 11. Usporedba rezultata topološke optimizacije	38

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
E	GPa	modul elastičnosti
F, G, H, L, M, N	GPa	parametri čvrstoće za Tsai-Hill kriterij
F_i, F_{ij}	GPa	parametri čvrstoće za Tsai-Wu kriterij
g	m/s ²	ubrzanje sile teže
m	kg	masa
R	N	reakcijska sila podloge
R_e	MPa	granica tečenja
R_m	MPa	vlačna čvrstoća
$R_{p0.2}$	MPa	konvencionalna granica tečenja
S	GPa	smična čvrstoća
X	GPa	čvrstoća u pravcu vlakana
X_c	GPa	tlačna čvrstoća u pravcu vlakana
X_t	GPa	vlačna čvrstoća
Y	GPa	čvrstoća okomito na pravac vlakana
Y_c	GPa	tlačna čvrstoća okomito na pravac vlakana
Y_t	GPa	vlačna čvrstoća okomito na pravac vlakana
α	-	koeficijent utjecaja smičnog naprezanja za Hashinov kriterij
ρ	g/cm ³	gustoća
ν	-	Poissonov koeficijent
σ	Pa	tenzor naprezanja
σ_i	Pa	komponenta tenzora naprezanja

SAŽETAK

U ovom radu provedena je numerička analiza čvrstoće specijalizirane proteze za trčanje pri čemu su razmatrane dvije varijante proteza. Prva je kompozitna, a druga je izrađena 3D printanjem i topološki optimizirana. Za numerički proračun čvrstoće i topološku optimizaciju korišten je program Ansys. U prvom poglavlju dan je kratki uvod o uzrocima amputacije nogu te o visokoj cijeni istih za ljude iz zemalja u razvoju. U drugom poglavlju objašnjeno je što su kompozitni materijali te načini popuštanja kompozitnih materijala. Treće poglavlje daje kratki uvid u povijest proteza za trčanje. Također, navedene su kategorije proteza i neke komercijalno dostupne proteze. U četvrtom poglavlju navedene su najčešće korištene aditivne tehnologije te su prikazane proteze izrađene 3D printanjem. Peto poglavlje sadrži numeričku analizu dvije kompozitne proteze i pet proteza izrađenih 3D printanjem. Također, prikazani su rezultati kriterija popuštanja te je provedena usporedba rezultata vertikalnih pomaka i faktora sigurnosti.

Ključne riječi: specijalizirana proteza za trčanje, kompozitna proteza, 3D printanje, topološka optimizacija

SUMMARY

In this paper, a numerical analysis of a specialized running prosthesis was performed, where two variants of the prosthesis were considered. The first is composite prosthesis and the second is made by 3D printing and topologically optimized. *Ansys* was used for numerical strength calculation and topological optimization. The first chapter gives a brief introduction about the causes of foot amputations and their high price for people from developing countries. The second chapter explains composite materials and damage criteria. The third chapter gives a brief insight into the history of running specific prosthesis. Also, categories of leg prosthesis and some commercially available running prosthesis are listed. The fourth chapter lists the most commonly used additive technologies and presents prostheses made by 3D printing. The fifth chapter contains a numerical analysis of two composite prostheses and five prostheses made by 3D printing. Also, the results of the damage criteria are presented and a comparison of the results of vertical displacements and safety factors is performed.

Keywords: running specific prosthesis, composite prosthesis, 3D printing, topology optimisation

1. UVOD

Gubitak noge predstavlja veliki problem za čovjeka i znatno utječe na kvalitetu života. Amputacija noge je neizbježna ukoliko se bolest koja je zahvatila nogu ne može izliječiti i ugrožava čovjekov život. Neki od uzroka amputacije noge su poremećaji cirkulacije krvi, infekcije, urođene malformacije udova te nesreće. Najčešći uzrok amputacija u razvijenim zemljama je periferna arterijska bolest gdje je smanjen dovod kisika u nogama putem krvi. S razvojem antibiotika amputacije uzrokovane infekcijama su postale iznimno rijetke. Broj amputacija uzrokovanih nesrećama se u razvijenim zemljama sve više smanjuje zbog napretka u medicini [1].

Amputacija ne utječe samo na fizičko nego i na psihičko zdravlje čovjeka. Iz tog razloga je od iznimne važnosti da kvalitetne proteze budu dostupne svim ljudima kojima su potrebne. U razvijenim zemljama troškovi izrade proteze uglavnom su pokriveni iz zdravstvenog osiguranja, no stanovnici zemalja u razvoju si ne mogu priuštiti proteze izrađene od kompozitnih materijala s ugljičnim vlaknima. Otprilike 80% osoba s amputiranim udom živi u zemljama u razvoju. Svjetska Zdravstvena Organizacija (eng. *World Health Organisation – WHO*) je 2013. godine procijenila da od 30 milijuna ljudi koji imaju amputiran ud otprilike njih 95% nema pristup protezama. Trošak izrade proteze u zemljama u razvoju se kreće od 125 do 1875 američkih dolara dok je prosječna godišnja plaća oko 300 američkih dolara. Kako bi svi ljudi s amputiranim udom mogli priuštiti protezu preporuča se smanjivanje troškova izrade na 3% godišnjeg prihoda pojedinca [2].

Izrada proteze može trajati tjednima ili mjesecima ovisno o vrsti proteze i načinu izrade. Razvojem aditivnih tehnologija i materijala vrijeme izrade proteze može se znatno smanjiti. 3D printeri postaju sve dostupniji, a izbor materijala za 3D printanje postaje sve veći. Također, korištenjem 3D printera se može smanjiti i trošak izrade proteze što može omogućiti dostupnost proteza osobama lošijeg imovinskog stanja. Trenutno komercijalno dostupne 3D printane proteze su FirStep iz Mecurisa [3] i Niagara Foot [4] koje pripadaju u kategoriju ESR proteza - (eng. *Energy Storage and Return*). Navedene proteze prikazane su na Slika 1. Pregledom literature pronađeno je nekoliko istraživanja o izradi proteza potkoljenica za svakodnevnu upotrebu aditivnim tehnologijama [5][6], međutim nije pronađena analiza 3D printane specijalizirane proteze za trčanje (eng. *running specific prosthesis – RSP*).



Slika 1. 3D printane proteze: a) FirStep, Mecuris [3], b) Niagara Foot, Protosthetics [4]

Cilj ovog rada je provesti numeričku analizu čvrstoće kompozitne proteze izrađene konvencionalnim metodama i topološki optimirane proteze izrađene aditivnim tehnologijama, odnosno 3D printanjem. U ovom radu biti će provedena numerička analiza dostupne specijalizirane proteze potkoljenice za trčanje [7].

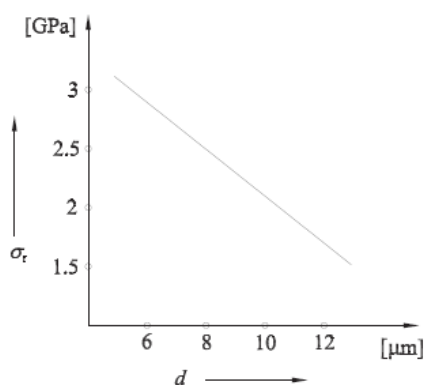
2. KOMPOZITNI MATERIJALI ZA PROTEZE

Kompozitni materijali se sastoje od dva osnovna konstituenta: vlakna i matrice. Oni čine slojeve koji su međusobno povezani i na taj način tvore višeslojni kompozit koji se naziva laminat. Osnovni nosivi element kompozita su vlakna koja mu daju čvrstoću, a matrica drži vlakna zajedno te prenosi na njih opterećenje. Također, matrica određuje ponašanje kompozita s obzirom na vanjske utjecaje te čini njegovu vanjsku formu [8].

Kompoziti ojačani ugljičnim i staklenim vlaknima postali su uobičajeni materijal u proizvodnji ESR proteza. Njihova svojstva osiguravaju stabilnu i laganu konstrukciju koja omogućuje akumulaciju, skladištenje i oslobađanje energije tijekom hodanja čime se povećava učinkovitosti hoda. Odabir vlakana, njihovog oblika, vrste, masenog udjela te oblik proteze utječu na učinkovitost hoda kao omjera oslobođene energije i akumulirane energije [9].

2.1. Vlakna

Najčešće korištena vlakna za izradu proteza su staklena, ugljična i aramidna vlakna [9]. Sadržaj vlakana u kompozitu je uglavnom između 60 i 70%. Uz uobičajena duga vlakna također postoje i kratka vlakna, *whiskers*, sfere, nano vlakna itd. Materijali niskog atomskog broja i male gustoće (ugljik, aluminij, silicij, bor itd.) imaju snažne međuatomske sile koje im daju izvrsna mehanička svojstva. Ti materijali nemaju izraženo plastično tečenje poput metala nego se lom vlakana događa uslijed integralnog efekta djelovanja mikroskopskih pukotina. Broj mikroskopskih pukotina se smanjuje što je manji promjer vlakna u odnosu na njegovu duljinu (Slika 2.) [8].



Slika 2. Utjecaj promjera vlakna d na čvrstoću σ_r [8]

2.1.1. Ugljična vlakna

Najčešće korištena vlakna za izradu kompozitnih proteza su ugljična vlakna. Lagana su poput kevlar vlakana te su vrlo kruta. Zbog svoje visoke čvrstoće zadržavaju oblik pod vlačnim kao i pod tlačnim opterećenjem. Ugljična vlakna karakterizira visoka specifična čvrstoća (omjer čvrstoće i mase), dobro prigušivanje vibracija i otpornost na trošenje. Ova svojstva su izrazito bitna za izradu proteza. Proteza noge mora biti lakša od zdrave noge jer se smanjenjem težine proteze smanjuje potrošnja energije mišića potrebnih za pokretanje nogu [9]. Nedostatak ugljičnih vlakana je to što su zbog visoke krutosti krhki te imaju slabu otpornost na udarna opterećenja [10].

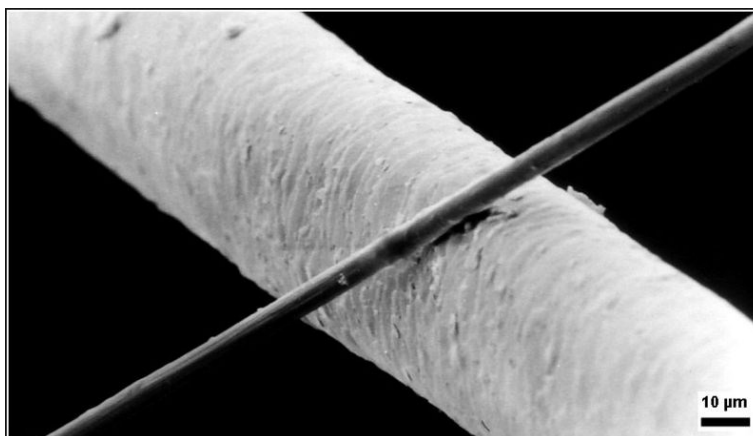
Ugljična vlakna su se isprva dobivala iz rayona. Tim postupkom se dobivao mali postotak ugljika, a dobivena vlakna su imala slaba mehanička svojstva pa se taj postupak ubrzo prestao koristiti. Danas je većina ugljičnih vlakana izrađena iz poliakrilonitril vlakana (PAN) ili procesom karbonizacije (eng. *pitch*) iz raznih smola. Vlakna dobivena iz smole imaju do 80% ugljika, a promjera su od 10-11 μm . U usporedbi s PAN vlaknima imaju veći modul elastičnosti i manju vlačnu i tlačnu čvrstoću. Također su više porozna što ima veliki utjecaj na njihovu čvrstoću. PAN postupkom se dobivaju vlakna koja sadržavaju do 50% ugljika, a promjera su 5-10 μm [8]. Slika 3. prikazuje kontinuirana ugljična vlakna, dok je na Slika 4. prikazana usporedba ljudske vlasi i ugljičnog vlakna promjera 6 μm .

Ugljična vlakna se prema osnovnim mehaničkim karakteristikama dijele na:

- HM (eng. *high modulus*) - ugljična vlakna visokog modula elastičnosti,
- IM (eng. *intermediate modulus*,) - ugljična vlakna umjerenog modula elastičnosti,
- HS (eng. *high strength*) - ugljična vlakna visoke čvrstoće,
- UHM (eng. *ultra high modulus*) - vlakna vrlo visokog modula elastičnosti [8].



Slika 3. Kontinuirana ugljična vlakna [11]



Slika 4. Usporeba ljudske vlasi i ugljičnog vlakna promjera 6 μm [12]

Mehanička svojstva ugljičnih vlakana mogu se dodatno poboljšati zagrijavanjem vlakana do određenih temperatura. Zagrijavanje u rasponu od 1500-2000°C dolazi do tzv. karbonizacije te se dobiva materijala visoke vlačne čvrstoće (5650 MPa). Ako se ugljično vlakno zagrije u rasponu od 2500-3000°C (grafitizacija) može se dobiti veći modul elastičnosti (531 GPa) [11].

2.1.2. Staklena vlakna

Između ugljičnih, staklenih i kevlar vlakana, staklena vlakna su najjeftinija, no imaju najveću gustoću i slabija mehanička svojstva. Najveća prednost staklenih vlakana je izdržljivost i fleksibilnost jer mogu podnijeti duplo veća tlačna naprezanja od vlačnih [10]. Dobivaju se iz silicijevog dioksida (SiO_2), a zbog niske cijene često se koriste se kod manje opterećenih konstrukcija [8]. Staklena vlakna se često koriste kao ojačalo polimera kako bi se dobio vrlo čvrst i relativno lagan kompozitni materijal poznat kao stakloplastika (eng. *glass reinforced polymer – GRP*) [13]. Slika 5. prikazuje kontinuirana i kratka staklena vlakna.

Staklena vlakna se mogu znatno razlikovati po mehaničkim svojstvima pa se zato dijele na:

- A-staklo – prva proizvedena vlakna, rijetko se koriste,
- C-staklo – vlakna s poboljšanom otpornosti kiseline i lužine,
- E-staklo – najčešće korištena vlakna sa poboljšanom otpornosti na blaže kemikalije i vlagu,
- S-staklo – vlakna povećane čvrstoće i modula elastičnosti, koriste se kod mehanički zahtjevnijih konstrukcija [8].



Slika 6. Kevlar vlakna [16]

2.2. Matrice

Funkcija matrice:

- prenošenje opterećenja na vlakno,
- zaštita kompozita od vanjskih utjecaja,
- formiranje oblika kompozita,
- odvajanje vlakana kako bi se spriječilo širenje pukotina u materijalu.

Matrice mogu biti polimerne (plastomeri i duromeri), ugljične, metalne, keramičke itd. Svojstva kompozita poput uzdužne tlačne čvrstoće, poprečne vlačne čvrstoće te posmične čvrstoće u međuslojevima uvjetovana su matricom. Temperatura prelaska u kruto stanje (eng. *glass transition temperature* – GTT) označava temperaturu pri kojoj dolazi do prelaska iz viskoznog u kruto stanje matrice. Ukoliko se kompozit upotrebljava pri temperaturama višim od GTT, dolazi do snižavanja svojstava matrice. Na GTT negativno utječe prisutnost vlage u kompozitu [8].

2.2.1. Duromerne matrice

Duromerne matrice su polimerne matrice niske cijene, dobro oplakuju vlakna te se mogu proizvesti pri niskim temperaturama. Pri zagrijavanju duromera dolazi do stvaranja jakih ireverzibilnih kemijskih veza među polimernim lancima te pri ponovnom zagrijavanju one se ne mijenjaju. Duromere nije moguće reciklirati već ih je moguće samo usitniti.

Najčešće korištene duromerne matrice su epoksidne smole (eng. *epoxy resin*) koje pripadaju amorfnim polimerima. Amorfnim polimerima su karakteristični po tome što su pri visokim temperaturama u gumenoj fazi, dok su pri nižim temperaturama u staklastoj fazi. Epoksidne smole imaju izvrsna mehanička svojstva i dobru kemijsku postojanost te toplinsku i dimenzijsku stabilnost. Koriste se s raznim vlaknima zbog dobre adhezivnosti, a pri visokim temperaturama zadržavaju dobra mehanička svojstva. Nedostatak epoksidnih matrica je osjetljivost na vlagu, viša cijena naspram poliestera, spora polimerizacija te relativno niska najviša temperatura primjene. Često im se dodaju elastomeri kako bi im se poboljšala svojstva poput otpornosti na vlagu i toplinske stabilnosti [8].

2.2.2. *Plastomerne matrice*

Plastomeri se mogu podijeliti na kristalične i amorfne. Amorfnim plastomerima imaju isprepletene polimerne lance koji se pri visokim temperaturama raspadaju te polimer postaje viskozni fluid. Osjetljivi su na pužanje i zamor te u određenoj mjeri i na neka otapala. Međutim, naspram kristaliničnih plastomera manje su osjetljivi na udarna opterećenja te manje upijaju vlagu. Kristalinični plastomeri u usporedbi s amorfnim imaju bolju otpornost na goriva, hidraulične fluide [8].

U usporedbi s duromernim matricama, temperature i tlakovi na kojima se plastomeri polimeriziraju su znatno viši. Velika prednost plastomera je to što se mogu popraviti zagrijavanjem ili zavarivanjem. Također, mogu biti proizvedeni vrlo brzo jer nije potrebno dugo održavati povišenu temperaturu. Vrlo su žilavi, a pri lomu se može uočiti znatna deformacija [8].

Jedan od najčešće korištenih plastomera je polietereeterketon (PEEK) koji pripada u grupu kristaliničnih plastomera. Ističe se dobrim mehaničkim svojstvima, otpornošću na toplinu te na razna otapala i kiseline (izuzetak sumporna kiselina). Međutim, cijena proizvodnje naspram duromera je vrlo visoka [8].

Tablica 1. prikazuje svojstva najčešće korištenih vlakana, matrica i kompozita u izradi proteza. Može se uočiti da su vlačna čvrstoća i modul elastičnosti matrica nekoliko puta manji od istih vrijednosti kompozita kojeg tvore. To je zato što su vlakna, kao što je već navedeno, osnovni nosivi element kompozita.

Tablica 1. Usporedba mehaničkih svojstava vlakana, matrica i kompozita [9]

	Gustoća ρ [g/cm ³]	Vlačna čvrstoća R_m [MPa]	Modul elastičnosti E [GPa]
VLAKNA			
Staklena vlakna	2,5-2,6	1350-4900	60-90
Ugljična vlakna	1,6-2	2800-5490	230-588
Aramidna vlakna	1,44-1,47	2900-3450	59-179
MATRICE			
Poliester matrica	1,1-1,4	45-85	1,3-4,5
Epoksidna smola	1,2-1,4	40-85	2,1-5,5
KOMPOZIT			
Staklena vlakna/ poliester	2,0	1250	48
Ugljična vlakna/ epoksidna smola	1,5	1050	180
Aramidna vlakna/ epoksidna smola	1,4	1250	76

2.3. Kriteriji popuštanja kompozita

Kompozitni materijali se sastoje od najmanje dva konstituenta te sadrže nekoliko slojeva zbog čega nemaju izotropna svojstva. Popuštanje kompozita može se dogoditi na nekoliko različitih načina poput loma matrice, pucanja vlakana, izvlačenja vlakana ili delaminacije. Zbog toga je puno teže odrediti gdje će materijal popustiti jer se mora uzeti u obzir i vlakna i matricu koji imaju različite uloge u kompozitnom materijalu.

Najpoznatiji kriteriji popuštanja danas su:

- kriterij maksimalnih naprezanja,
- kriterij maksimalnih deformacija,

- Tsai-Hill kriterij,
- Tsai-Wu kriterij,
- Puck-ov kriterij ,
- Hashin-ov kriterij [8].

Naprezanja u kompozitu su definirana u glavnom materijalnom koordinatnom sustavu, a kriteriji popuštanja se odnose na pojedinačni sloj. Kako bi se proveo kriterij popuštanja potrebno je poznavati sljedeće parametre čvrstoće ili parametre deformacija prikazane u tablici 2 [8].

Tablica 2. Parametri čvrstoće i deformacija [8]

Parametri čvrstoće	Parametri deformacija
X_t - vlačna čvrstoća u pravcu vlakna	X_{et} - dopuštena vlačna deformacija u pravcu vlakna
X_c - tlačna čvrstoća u pravcu vlakna	X_{ec} - dopuštena tlačna deformacija u pravcu vlakna
Y_t - vlačna čvrstoća okomito na pravac vlakna	Y_{et} - dopuštena vlačna deformacija okomito na pravac vlakna
Y_c - tlačna čvrstoća okomito na pravac vlakna	Y_{ec} - dopuštena tlačna deformacija okomito na pravac vlakna
S - smična čvrstoća	S_ϵ - dopuštena kutna deformacija

U sljedeća dva podpoglavlja opisani su Tsai-Hill i Tsai-Wu kriteriji popuštanja koji će se koristiti u daljnjoj analizi kompozitne proteze.

2.3.1. Tsai-Hill kriterij

Tsai-Hill kriterij se koristi u slučaju troosnog stanja naprezanja. Do popuštanja kompozita neće doći ukoliko je zadovoljena sljedeća jednadžba:

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

gdje su parametri F , G , H , L , M i N definirani iz čvrstoće materijala [8]. Vrijednosti ovih parametara se mogu izračunati ako se pretpostavi slučaj jednoosnog stanja naprezanja, odnosno da je

$$\sigma_1 \neq 0, \text{ uz } \sigma_{ij} = 0. \quad (2)$$

Ponavljanjem postupka za ostale komponente tenzora naprezanja te daljnim sređivanjem jednadžbi dobije se Tsai-Hill kriterij za jedan sloj u ravninskom stanju naprezanja [8]:

$$\frac{\sigma_1^2}{X^2} - \frac{\sigma_1\sigma_1}{X^2} + \frac{\sigma_2^2}{Y^2} + \frac{\tau_{12}^2}{S^2} < 1. \quad (3)$$

2.3.2. Tsai-Wu kriterij

Tsai-Wu kriterij poznat je kao tenzorski ili kvadratični kriterij popuštanja. Tenzorski zapis Tsai-Wu kriterija glasi [8]:

$$F_i\sigma_i + F_{ij}\sigma_i\sigma_j = 1, \quad \text{uz } i, j = 1, 6. \quad (4)$$

Gdje su F_i i F_{ij} parametri koji u sebi sadrže čvrstoću kompozita. Ako se uzme u obzir ravninsko stanje naprezanja tada će ostati samo indeksi s brojevima 1, 2 i 6 pa se Tsai-Wu kriterij zapisuje kao [8]

$$F_1\sigma_1 + F_2\sigma_2 + F_6\sigma_6 + F_{11}\sigma_1^2 + F_{22}\sigma_2^2 + F_{66}\sigma_6^2 + 2F_{12}\sigma_1\sigma_2 + 2F_{16}\sigma_1\sigma_6 + 2F_{26}\sigma_2\sigma_6 = 1. \quad (5)$$

Ukoliko se pretpostavi da je $\sigma_1 \neq 0$ uz $\sigma_{ij} = 0$ tada je najveća vrijednost te komponente jednaka X_t ili X_c . Dobivene su jednadžbe

$$\begin{aligned} F_1X_t + F_{11}X_t^2 &= 1, \\ F_1X_c + F_{11}X_c^2 &= 1. \end{aligned} \quad (6)$$

Iz čega se dobivaju jednadžbe za F_1 i F_{11} koji glase:

$$\begin{aligned} F_1 X_t + F_{11} X_t^2 &= 1, \\ F_1 X_c + F_{11} X_c^2 &= 1. \end{aligned} \quad (7)$$

$$\begin{aligned} F_1 &= \frac{1}{X_t} + \frac{1}{X_c}, \\ F_{11} &= -\frac{1}{X_t X_c}. \end{aligned} \quad (8)$$

Nadalje, ponavlja se isti postupak za $\sigma_2 \neq 0$ kako bi se dobili parametri F_2 i F_{22} koji glase:

$$\begin{aligned} F_2 &= \frac{1}{Y_t} + \frac{1}{Y_c}, \\ F_{22} &= -\frac{1}{Y_t Y_c}. \end{aligned} \quad (9)$$

Također, uz $\sigma_6 \neq 0$ se dobiva parametar F_{66} koji glasi:

$$F_{66} = \frac{1}{S^2}. \quad (10)$$

Parametar F_6 je jednak 0 zato što bi u suprotnom lijeva strana izraza ovisila o σ_6 što nije moguće. Parametar F_{12} se računa iz dvoosnog testa, a najčešći izraz za izračun tog parametra glasi [8]

$$F_{12} = -\frac{1}{2} \sqrt{F_{11} F_{22}}. \quad (11)$$

Pomoću tog izraza se dobije konačni izraz za Tsai-Wu kriterij popuštanja [8]

$$F_1 \sigma_1 + F_2 \sigma_2 + F_{11} \sigma_1^2 + F_{22} \sigma_2^2 + F_{66} \sigma_6^2 + \sqrt{F_{11} F_{22}} \sigma_1 \sigma_2 = 1. \quad (12)$$

2.3.3. Hashin-ov kriterij

Hashin-ov kriterij radi razliku između vlakana i matrice, za razliku od prethodna dva kriterija. Prepostavke ovog kriterija su [17]:

1. Popuštanje kompozitnog materijala ojačanog vlaknima događa se ili u vlaknima ili u matrici. Početak pukotine lokalni je fenomen.
2. Kompozit u svakoj točki ima jednaka svojstva.

3. Popuštanje kompozita uzrokuju samo ravninska naprezanja.

Hashin-ov kriterij za različite načine popuštanja glasi [17]:

1. Popuštanje vlakana uslijed vlačnog naprezanja za $\sigma_{11} > 0$

$$\left(\frac{\sigma_{11}}{X_t}\right)^2 + \alpha \left(\frac{\tau_{12}}{S_t}\right)^2 < 1. \quad (13)$$

2. Popuštanje vlakana uslijed tlačnog naprezanja za $\sigma_{11} < 0$

$$\left(\frac{\sigma_{11}}{X_c}\right)^2 < 1. \quad (14)$$

3. Popuštanje vlakana uslijed tlačnog naprezanja $\sigma_{22} > 0$

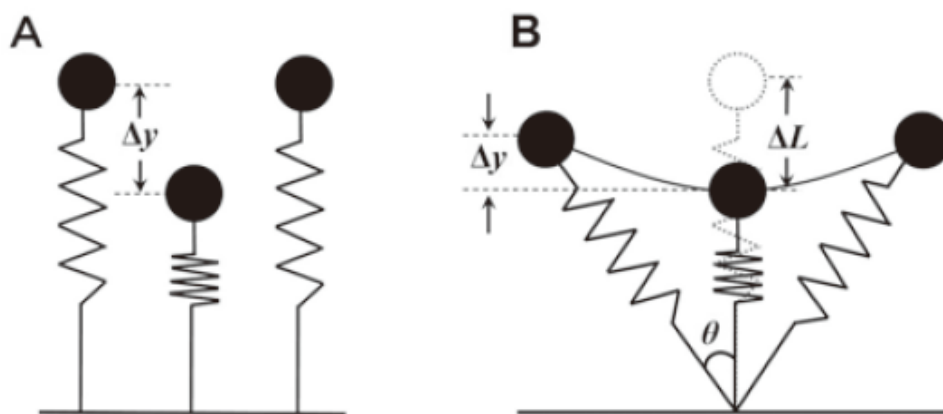
$$\left(\frac{\sigma_{22}}{Y_t}\right)^2 + \left(\frac{\tau_{12}}{S_t}\right)^2 < 1. \quad (15)$$

4. Popuštanje matrice uslijed vlačnog naprezanja uz $\sigma_{22} < 0$

$$\left(\frac{\sigma_{22}}{2S_t}\right)^2 + \left[\left(\frac{Y_c}{2S_t}\right)^2 - 1\right] \frac{\sigma_{22}}{Y_c} + \left(\frac{\tau_{12}}{S_t}\right)^2 < 1. \quad (16)$$

3. SPECIJALIZIRANE PROTEZE ZA TRČANJE

Noge se tijekom hodanja, skakanja i trčanja ponašaju poput opruga, što mora vrijediti i za proteze za trčanje. Od početnog dodira sa podlogom pohranjuje se značajna mehanička energija u elastičnim strukturama noge trkača koja se nalazi u kontaktu s podlogom. Akumulirana energija se otpušta kako bi se u drugoj polovici kontakta noge s podlogom (eng. *midstance*) noga produžila. Mehanika trčanja može se objasniti na temelju linearne opruge koja na sebi pridržava masu tijela. Na slici Slika 7. lijevo prikazan je mehanizam opruge pri vertikalnom skakanju, a desno je prikazan mehanizam opruge pri hodanju ili trčanju. Prva opruga prikazuje početni trenutak dodira noge s podom, a treća opruga prikazuje trenutak prije nego se noga podigne s poda. Δy označava vertikalni pomak težišta tijela, dok ΔL označava dužinu za koju se proteza skraćuje [18].

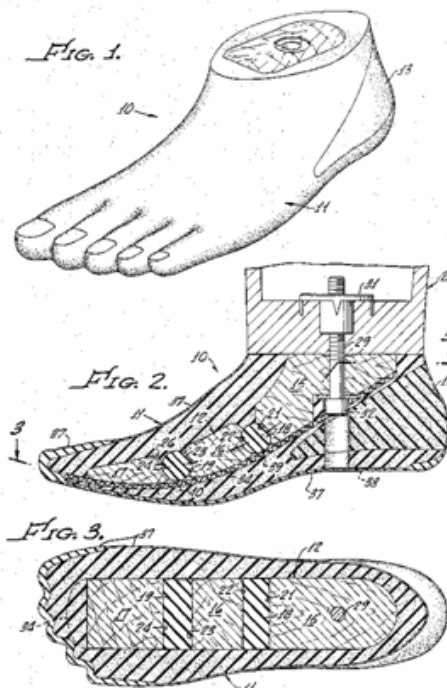


Slika 7. Usporedba mehanizma trčanja s linearnom oprugom [18]

3.1. Povijest proteza za trčanje

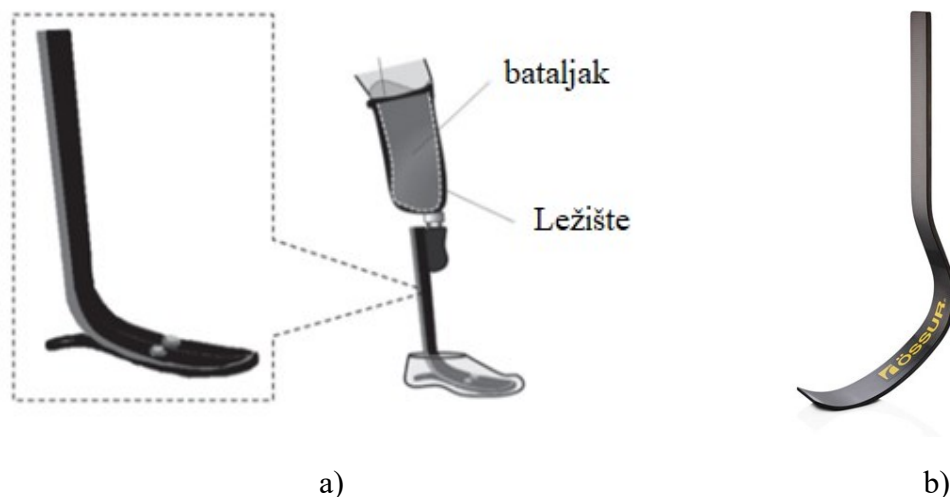
Nakon što je 50-ih godina prošlog stoljeća u SAD-u izrađeno tzv. SACH stopalo (eng. *Solid Ankle and Cushioned Heel*), idućih 20 do 30 godina nije bilo velikih promjena u dizajnu niti u materijalima koji su se koristili za izradu proteza. Slika 8. prikazuje patent SACH protezu iz 1987. godine. 1980-ih godina s napretkom u izradi kompozitnih materijala dolazi do poboljšanja kvalitete proteza. Ugljična vlakna osigurala su protezama čvrstoću, izdržljivost i malu masu [19].

U.S. Patent Mar. 24, 1987 Sheet 1 of 2 4,652,266



Slika 8. Patent SACH proteze iz 1987. [20]

Van Phillips, američki izumitelj proteza, 1984. godine izradio je Flex-Foot protezu (Slika 9.a)) od kompozita s ugljičnim vlaknima [19]. Zbog nesreće prilikom skijanja na vodi izgubio je nogu kada je imao 21 godinu i od tada je pokušavao izraditi protezu s kojom bi mogao trčati. Jedinstveni oblik Cheetah proteze (Slika 9.b)) omogućuje joj savijanje kako bi oponašala ligamente stopala i miškulaturu. Zbog segmenta u obliku slova C, kinetička energija iz koraka korisnika distribuira se i osigurava vertikalno kretanje naprijed u trenutku kada nožni prst napusti podlogu i pokreće korisnika prema naprijed, simulirajući normalan ljudski hod. Cheetah protezi nedostaje peta i može se prilagoditi za individualne potrebe trčanja svakog sportaša. Cheetah protezu namijenio je elitnim sportašima, a danas ju i sam koristi [21].



Slika 9. Proteza: a) Flex-Foot [19], b) Cheetah, Ossur [21]

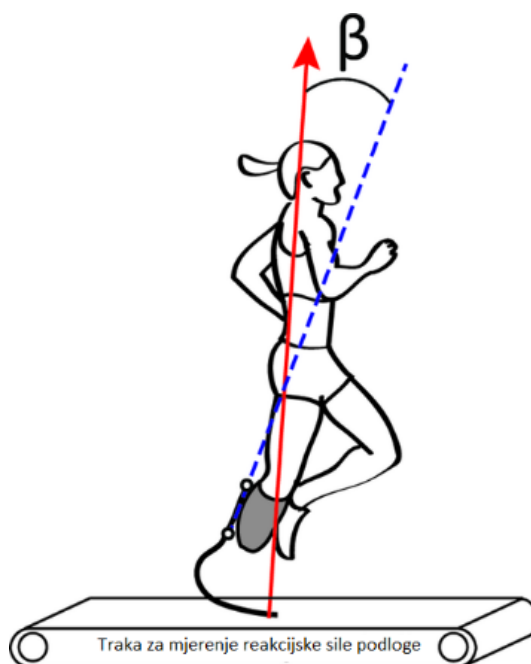
Flex-Foot proteza prvi put se koristila 1988. na Paraolimpijskim igrama. Četiri godine kasnije neke proteze nisu više sadržavale petu. Prva specijalizirana proteza za trčanje Flex-Sprint 1 razvijena je uklanjanjem pete i mijenjanjem rasporeda slojeva ugljičnih vlakna kako bi bila dovoljno kruta za održavanje oblika slova J. Zbog proteza za trčanje izrađenih od ugljičnih vlakna skraćen je svjetski rekord trčanja na 100 m u klasi T44 (transtibijalne amputacije) za otprilike 1,5 s u razdoblju od 1988 do 1998 godine [19].

3.2. Reakcijska sila podloge

Koristeći specifične proteze za trčanje (RSP), osobe s amputacijom donjih ekstremiteta približile su se brzini trčanja elitnih neozlijeđenih trkača. Kontroverza oko toga pružaju li RSP prednost u trčanju potaknula je na šira istraživanja o reakcijskim silama podloge i brzini trčanja.

Vertikalna reakcijska sila podloge (eng. *vertical ground reaction force* - vGRF) vrlo je važan faktor za određivanje najveće brzine trčanja. Brüggemann et. al. usporedio je iznose vGRF između dvostrukog amputiranog transtibijalnog sportaša i pet zdravih trkača pri trčanju brzinom 9,2 m/s. Otkriveno je da je vGRF značajno viša kod zdravih sportaša nego kod dvostrukog amputiranog sportaša. Također, nekoliko studija izvijestilo je da trkače proteze smanjuju stvaranje sile i time vjerojatno ograničavaju brzinu trčanja. Dok specijalizirane proteze za trčanje smanjuju vrijeme zamaha i kontakta s površinom, ograničavaju stvaranje vertikalne

reakcijske sile podloge tijekom trčanja [19]. Slika 10. prikazuje kako reakcijska sila podloge djeluje pod određenim kutom što će se uzeti u obzir u numeričkoj analizi proteze.



Slika 10. Reakcijska sila podloge [22]

3.3. Komercijalno dostupne proteze za trčanje

Tablica 3. Primjeri proteza prema K kategorijama [9] sadrži podjelu proteza noge po K kategorijama. K0 označava da se pacijent nije sposoban kretati sa ili bez tuđe pomoći i proteza mu ne može poboljšati kvalitetu života. K1 predstavlja kategoriju koja označava da je pacijent sposoban kretati se po ravnim površinama, najčešće samo u vlastitom domu, dok K2 označava da je sposoban hodati po neravnim površinama i stepenicama. K3 predstavlja sposobnost pacijenta da prijeđe većinu prepreka u svom okruženju i da mu ponekad treba proteza za veću tjelesnu aktivnost. K4 je kategorija za pacijente kojima je potrebna proteza koja može izdržati velika naprezanja i koja je otpornija na udarce. U ovu kategoriju pripadaju i specijalizirane proteze za trčanje [23]. Također, u tablici je moguće primijetiti da je većina ponuđenih proteza izrađena od kompozita s ugljičnim vlaknima.

Tablica 3. Primjeri proteza prema K kategorijama [9]

Vrsta proteze	K-level	Efikasnost %	Produkt	Materijal
Kovencionalna: SACH	K1	25%	SACH foot (RRF, Ossur, Otto Bock)	Drvo, plastika ili guma
Energy Storing and Return (ESR)	K2	30-50	Equilibrium® (RRF)	Ugljična/staklena vlakna
			Terion 1C1® (Otto Bock)	Staklena vlakna
			BK- Bundle® (Ossur)	Staklena vlakna
	K3	45-60	Roadflexion® (RRF)	Ugljična vlakna
			TLM Food® (Otto Bock)	Ugljična vlakna
			Re-Flex Shock® (Ossur)	Ugljična vlakna
	K4	55-70	Roadwalking® (RRF)	Ugljična vlakna
			Triton 1C61® (Otto Bock)	Ugljična vlakna
			Vari-Flex® (Ossur)	Ugljična vlakna



Flex-Run



Cheetah Xtreme



Ottobock 1E90 Sprinter



Blatchford BladeXT

Tablica 4. Komercijalno dostupne proteze za trčanje [24]

4. ADITIVNE TEHNOLOGIJE ZA IZRADU PROTEZA

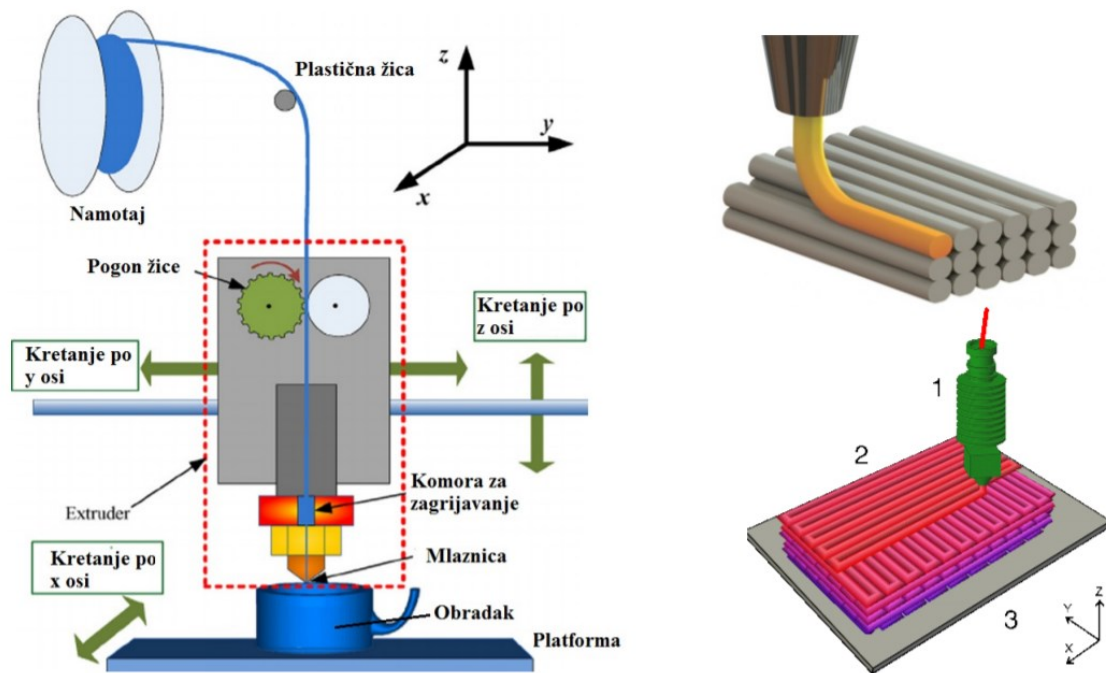
Aditivna proizvodnja je vrsta proizvodne tehnologije u kojemu se dodaje material kako bi se dobio željeni proizvod. Takva vrsta proizvodnje je također poznata pod nazivom 3D printanje. Kako bi se proizvod mogao proizvesti potrebno je prvo napraviti CAD model u jednom od za to predviđenih programa. CAD model je moguće napraviti i pomoću 3D skeniranja (naravno i doradom modela) ili samim modeliranjem u programu. Prije proizvodnje model se podjeli na više ravnina kako bi se materijal mogao nanositi sloj po sloj [25].

Aditivna proizvodnja razlikuje se od tradicionalnih proizvodnih tehnika kao što su lijevanje i strojna obrada svojom sposobnošću izrade složenih oblika s vrlo malo neiskoristivog materijala. Iako se ova tehnika uglavnom koristi za izradu prototipa (eng. *rapid prototyping*), interes za izradom dijelova 3D printanjem sve više raste. Međutim, kako bi se ova tehnologija izrade još više proširila potrebno je još više uložiti u izradu 3D printera i njihovih materijala.

Ovisno o samom načinu proizvodnje, odnosno nanošenja materijala, aditivna proizvodnja se uglavnom dijeli na tri kategorije. To su FDM (eng. *Fused Deposition Modeling*), SLS (eng. *Selective Laser Sintering*) i SLA (eng. *Stereolithography*). U daljnjim podpoglavljima su dani kratki opisi sve tri kategorije [25].

4.1. Fused Deposition Modeling

Fused Deposition Modeling (Slika 11.) je najčešći i najrasprostranjeniji način korištenja aditivnog postupka proizvodnje. Kod tog postupka proizvod ili model se podjeli na više ravnina te se materijal nanosi sloj po sloj. Materijal se uglavnom dovede u polutekuće stanje kako bi se slojevi mogli međusobno povezati. Ovisno o tome kakva je geometrija modela ili proizvoda, moguća je potreba za stvaranjem potporne konstrukcije kako bi se obradak uopće mogao izraditi. Trenutačno se za FDM koriste samo plastomeri poput ABS, PC, PLA, PA i mješavine bilo koja dva plastomera. FDM se uglavnom koristi za izradu koncepata i prototipa zbog slabijih mehaničkih svojstava. Samim time postoji velika potreba za poboljšavanjem čvrstoće plastomera kako bi se poboljšala njihova mehanička svojstva. Jedna od metoda je dodavanje materijala koji će povećati čvrstoću materijala, poput ugljičnih vlakana. Time se stvara kompozitni materijal čija je matrica građena od plastomera, a vlakno od ugljičnih vlakana. Ugljična vlakna služe za preuzimanje opterećenja, a matrica plastomera kako bi zaštitila vlakna i rasporedila opterećenje na vlakna [26].

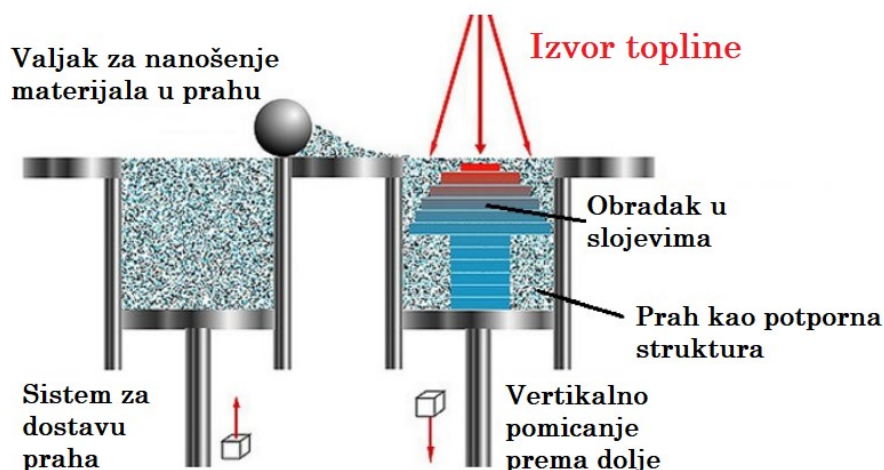


Slika 11. Prikaz izrade predmeta FDM-om [26]

Također je važno spomenuti i jednu vrstu FDM-a, pod nazivom FFF (eng. *Fused Filament Fabrication*). Ta metoda je važna jer se pomoću nje printaju kompozitni materijali koji su važan dio ovoga rada. Kompozitni materijal se sastoji od matrice, najčešće polimeri ABS ili PLA, a vlakna su uglavnom od kratkih ugljičnih vlakana.

4.2. Selective Laser Sintering

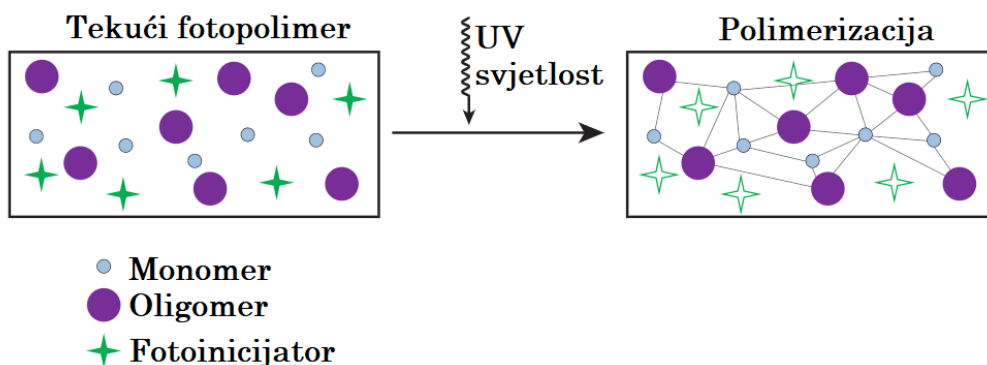
Selective Laser Sintering (SLS) se zasniva na primjeni visoke temperature na lokalnom području kako bi se materijal koji se nalazi u obliku praha otopio i međusobno povezao. Prah se može dostavljati valjkom ili kroz mlaznice u sklopu laserske glave. Nakon što se izradi jedan sloj, dodaje se prah te se proces ponavlja [26].



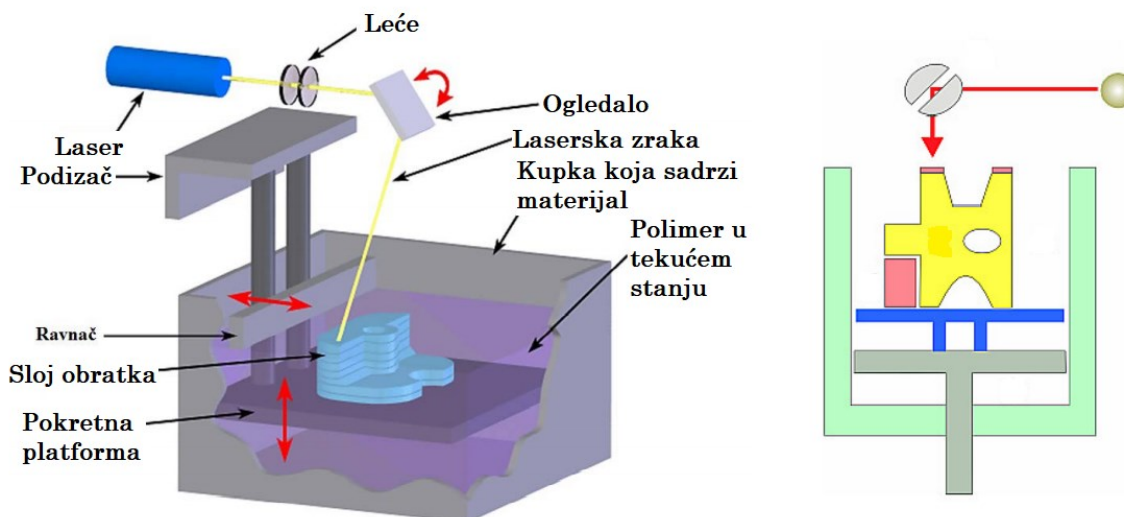
Slika 12. Princip rada SLS tehnologije [26]

4.3. Stereolitografija

Stereolitografija (SLA) je postupak u kojem se pomoću svjetlosti očvršćuje sam materijal, odnosno fotopolimer. Time se stvara tanki sloj materijala. Dodavanje drugog sloja se odvija spuštanjem platforme na kojoj se nalazi obradak. Prilikom ovog postupka česta je i upotreba potporne konstrukcije (također ovisno o geometriji tijela) kako bi se proces mogao uspješno završiti. Fotopolimeri su polimeri koji mijenjaju svoja svojstva nakon što su izloženi svjetlosti, a često je to UV svjetlost ili vidljivi dio elektromagnetskog spektra [26]. Ta promjena je prikazana na slici Slika 13.



Slika 13. Polimerizacija fotopolimera [26][27]



Slika 14. Postupak izrade predmeta stereolitografijom [26]

4.4. Korištenje aditivnih tehnologija u izradi proteza

Proteze i ortoze su proizvodi koji se koriste kako bi se nadomjestile biomehaničke potrebe ljudi. Tradicionalni način proizvodnje iziskuje puno vremena, rada te velik utrošak materijala. Prednost aditivne tehnologije je što može riješiti sve te probleme. Međutim, aditivne tehnologije još uvijek nisu u potpunosti primijenjene u svrhu izrade proteza i ortoza. Kako bi se koristile za izradu proteza moraju zadovoljiti mehaničke uvjete i u isto vrijeme osigurati jednaku ili bolju udobnost proteze. Korištenjem aditivnih tehnologija mogao bi se smanjiti otpad nastao od viška materijala te bi se uveliko smanjilo vrijeme izrade proteze [28].

Kao što je navedeno u uvodnom poglavlju, trenutno na tržištu postoje dvije 3D printane proteze FirStep iz Mecurisa [3] i Niagara Foot [4] koje pripadaju u kategoriju ESR proteza. Međutim, pregledom literature pronađeno je još nekoliko istraživanja o korištenju aditivnih tehnologija pri izradi proteza noge.

Na Slika 15. prikazana je modificirana verzija već spomenute proteze Niagara Foot. Izrađena je FDM postupkom od ABS-a. Međutim, pri opterećenju od 850N došlo je do oštećenja materijala [29].

Također, 2015. su Yap i Renda [30] pokušali napraviti jeftinu protezu potkoljenice za osobe lošijeg imovinskog statusa. Izradili su ju na kućnom printeru od PLA materijala (eng. *polyactid acid*). Izračunali su da bi trošak izrade tim materijalom bio oko 7,38 australskih dolara. Na slici Slika 16. je prikazan drugi prototip, a konačna verzija još nije objavljena.



Slika 15. Modificirana verzija proteze Niagara Foot [29]



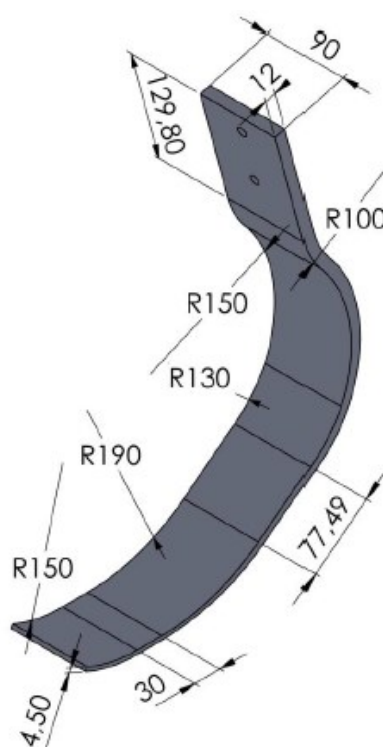
Slika 16. Proteza noge izrađena od PLA materijala [30]

5. NUMERIČKA ANALIZA

Numerička analiza specijalizirane proteze za trčanje [7] provedena je u računalnom programu *Ansys Workbench*. Izrađene su dvije proteze s ugljičnim vlaknima i epoksidnom smolom s različitim rasporedom slojeva. Provedena je statička analiza te su provedena tri kriterija popuštanja: Tsai-Wu, Tsai-Hill te Hashin-ov kriterij. Također, izrađeno je pet topološki optimiranih proteza od materijala koji se koriste za 3D printanje te je također provedena statička analiza. Nakon numeričke analize uspoređeni su dobiveni rezultati svih sedam proteza.

5.1. 3D Model proteze

3D model proteze (preuzet iz [7]) izrađen je prema patentu pod nazivom „Method for positioning a bracket-fixable running foot for lower limb prosthesis“ [31]. Karakterističan oblik proteze u obliku slova J omogućava pohranu i povrat energije (ESR proteza) pri većim fizičkim aktivnostima. Predviđeno je da protezu ovih dimenzija koriste osobe visine 180-190 cm i težine oko 80 kg. Opterećenje proteze potrebno prilagoditi ovom podatku.



Slika 17. 3D model proteze [7], dimenzije su u [mm]

5.2. Kompozitne proteze

5.2.1. Materijalni model

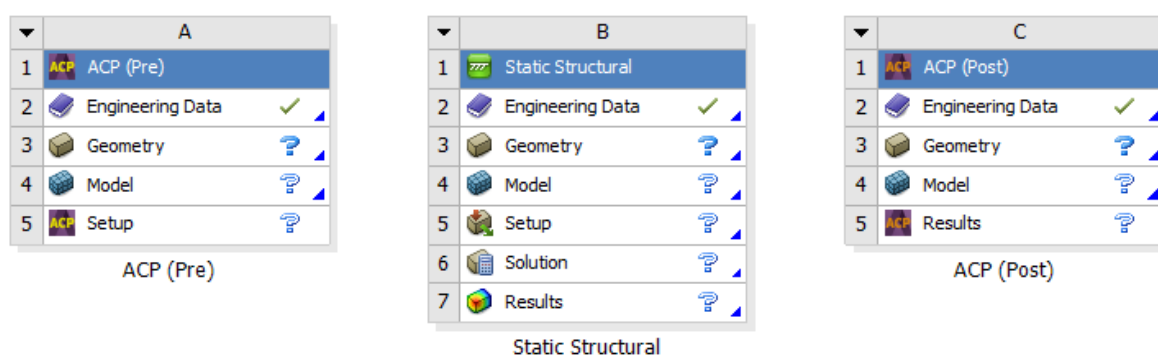
U 2. poglavlju ovog rada navedeno je da se za izradu kompozitnih proteza najčešće koriste ugljična, kevlar i staklena vlakna te polimerna ili epoksidna matrica. Uzevši u obzir cijenu i svojstva odlučeno je da će se za izradu kompozitnih proteza u ovom radu koristiti ugljična vlakna s matricom od epoksidne smole. Računalni program *Ansys* ima predefinirane materijale i stoga je iz njegove knjižnice preuzet materijal Epoxy Carbon UD (230 GPa) PrePreg (ugljik/epoksi unidirekcional preimpregnirani). Njegova svojstva su navedena u Tablica 5.

Tablica 5. Mehanička svojstva ugljik/epoksi UD (230 GPa) PrePreg

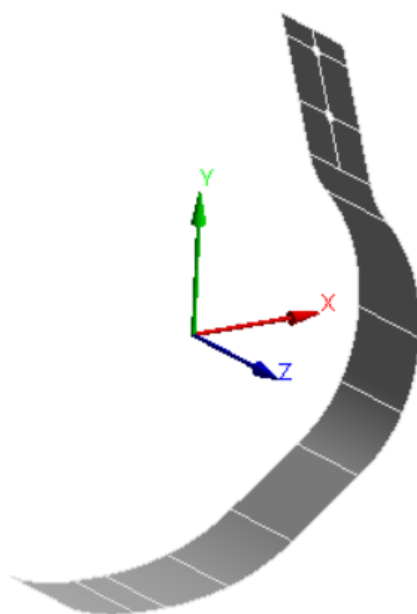
ρ [kg/m ³]	1490
E_1 [GPa]	121
E_2 [GPa]	8,6
ν_{12} [-]	0,27
ν_{23} [-]	0,4
G_{12} [GPa]	4,7
G_{23} [GPa]	3,1
X_t [GPa]	2,231
Y_t [GPa]	0,029
X_c [GPa]	-1,082
Y_c [GPa]	-0,1
S_{12} [GPa]	0,06
S_{23} [GPa]	0,032

5.2.2. Numerički model

Na Slika 18. prikazan je projekt unutar *Ansys Workbench*-a. *ACP (Pre)* se koristi za definiranje slojeva kompozita, u modulu *Static Structural* se zadaju opterećenja i rubni uvjeti te se dobivaju rezultati, dok se u modulu *ACP(Post)* obavlja post-procesuiranje kompozita (deformacije, opterećenja, kriteriji popuštanja itd.). Kako bi se u modulu *ACP (Pre)* mogla izraditi kompozitna konstrukcija potrebno je 3D model pretvoriti u ljusku. Učitan je geometrija modela u obliku .IGS datoteke. U programu *SpaceClaim* koji se koristi za crtanje geometrije modela u *Ansysu* izdvojena je stražnja strana modela koja će se dalje koristiti kao ljuska (Slika 19.).

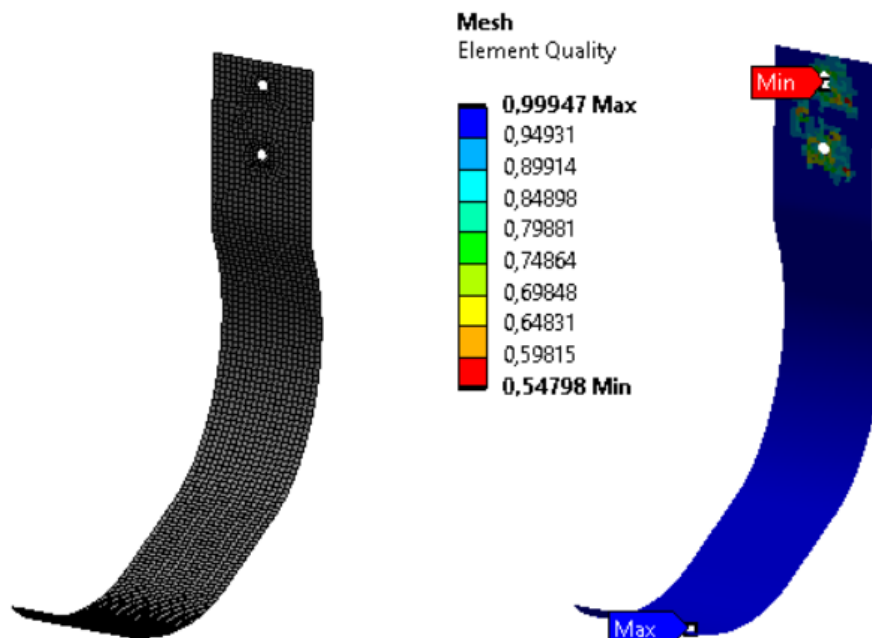


Slika 18. Shema projekta u Ansys Workbench



Slika 19. Ljuska modela proteze

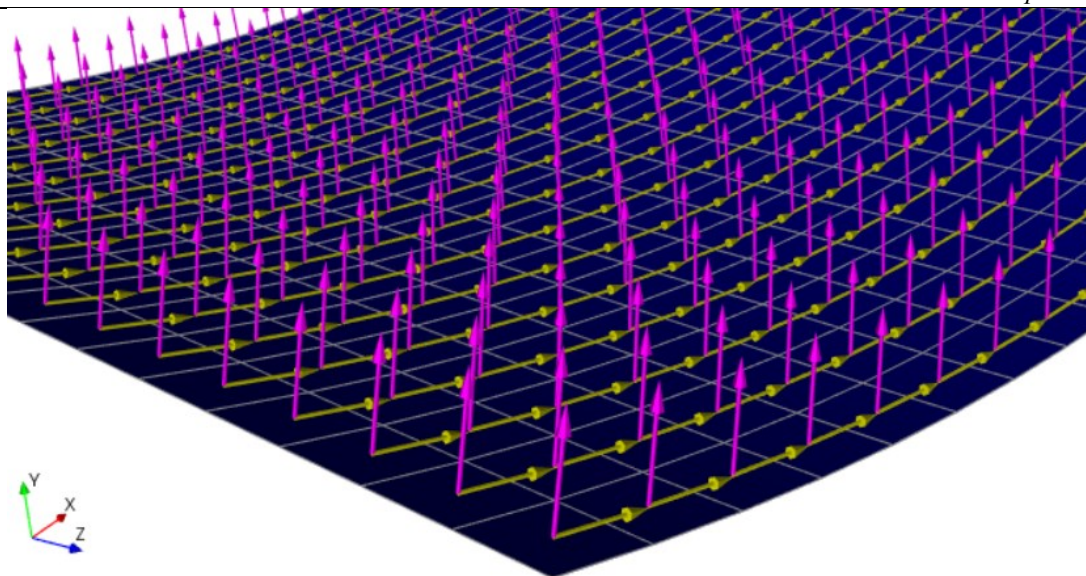
Nakon učitavanja ljuske u *Model* zadaje joj se tzv. „dummy“ debljina i materijal jer će se oni kasnije zadati u *ACP(Pre)*. Automatski generirana mreža sadrži elemente veličine otprilike 8 mm, no zbog dobivanja kvalitetnije mreže ta je veličina smanjena na 5 mm. Na slici Slika 20. vidi se da je mreža vrlo dobre kvalitete. Sastoji se od 2831 čvora te 2660 elemenata (SHELL181).



Slika 20. Mreža ljuske i njena kvaliteta [-]

5.2.3. Slojevi kompozita

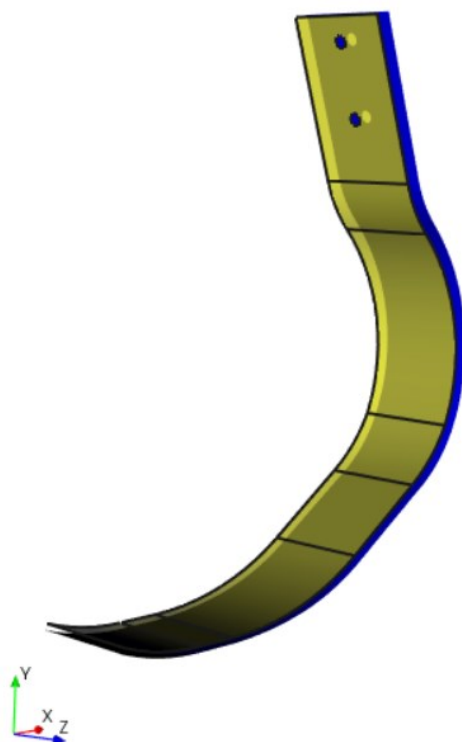
Nakon što se izradi mreža, u modulu *ACP (Pre)* potrebno je zadati rozete te orijentaciju prema kojoj će se postavljati slojevi kompozita. Na protezu su postavljene dvije rozete pomoću kojih je određen smjer vlakana (žuta strijelica) te je postavljen smjer slaganja slojeva (roza strijelica) pomoću *OSS*-a (eng. *Oriented Selections Set*).



Slika 21. Prikaz smjera vlakana i smjera slaganja slojeva kompozita

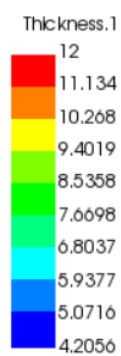
5.2.3.1. Prva varijanta kompozitne proteze

Prva varijanta kompozitne proteze sastoji se od 96 slojeva (svaki je debljine 0.125 mm) kompozita s orijentacijom vlakana pri 0°C. Postavljanjem sloja na sloj, proteza poprima jednoličnu debljinu u iznosu od 12 mm. Kako bi proteza poprimila oblik predviđenog 3D modela proteze koristi se pravilo za uklanjanje (Cut-Off Rule) pomoću gornje plohe 3D modela proteze (Slika 22). Svi slojevi koji se nalaze iznad gornje plohe se uklanjaju te se dobiva debljina jednaka onoj 3D modela proteze. Slika 23. prikazuje novu debljinu kompozita koja odgovara debljini modela proteze.



Slika 22. Postavljanje gornje plohe 3D modela

ACP Model
01/18/21 00:45
Thickness
Element-Wise
Unit: mm
Max: 12
Min: 4.2056



Slika 23. Debljina [mm] kompozitne proteze nakon uklanjanja slojeva pomoću *Cut-Off* pravila

5.2.3.2. Druga varijanta kompozitne proteze

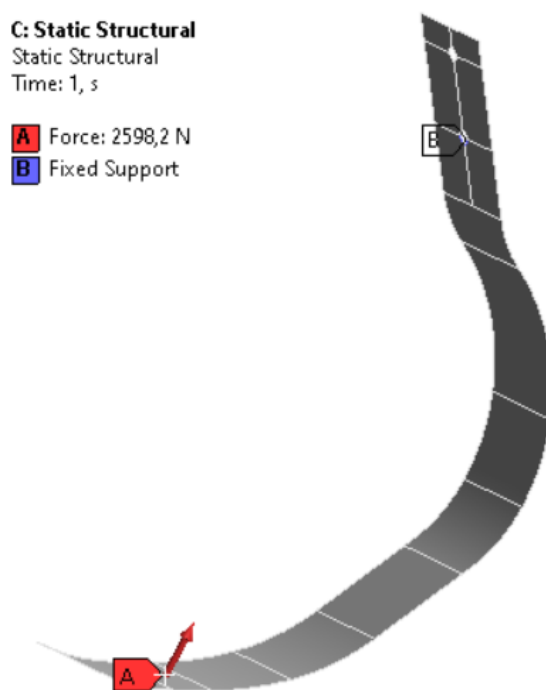
Raspored slojeva u drugoj varijanti je $\pm 30^\circ$ te je broj slojeva je također 96. I ovdje je potrebno nakon postavljanja slojeva pomoću *Cut-Off* pravila ukloniti dio slojeva.

5.2.4. Rubni uvjeti i opterećenja

Kako bi se provela statička analiza potrebno je zadati rubne uvjete i opterećenja. Pregledom literature [32] je pronađen podatak da pri trčanju od 6 m/s reakcijska sila podloge R je tri puta veća od težine osobe M . Također, ta sila je zakrenuta od osi y prema nozi za otprilike 25° . Taj kut odgovara onom na slici 10. Ukoliko je masa osobe 80 kg, tada se reakcijska sila podloge računa na način:

$$R = 3 \cdot m \cdot g = 3 \cdot 80 \cdot 9,81 = 2354,4 \text{ N} \quad (17)$$

Postavljen je rubni uvjet na mjesto gdje se proteza spaja s ležištem pomoću vijka. Na tom mjestu su spriječeni pomaci u smjeru sve tri osi.



Slika 24. Rubni uvjet i opterećenje kompozitne proteze

5.3. Topološki optimirane proteze

5.3.1. Materijalni model

Materijali ojačani vlaknima koji se mogu 3D printati su anizotropni, a njihova svojstva su samo djelomično objavljena na stranicama njihovih proizvođača. Također, svojstva 3D printanih materijala ovise o smjeru vlakana, temperaturi izrade, ispunjenosti materijala, poroznosti materijala itd. Za izradu topološki optimizirane proteze u ovom radu su korišteni materijali sa pretpostavkom da su izotropni s obzirom da je potpuna mehanička svojstva vrlo teško pronaći.

5.3.1.1. Onyx ESD

Onyx (Markforged) je materijal za 3D printanje koji se sastoji od najlona ojačanog kratkim mikro ugljičnim vlaknima. 1,4 puta je čvršći od ABS-a, a može se ojačati i s drugim vlaknima. U Tablica 6. prikazana su svojstva Onyx-a koja su korištena u ovom radu.

Tablica 6. Mehanička svojstva Onyx ESD materijala [33]

E [GPa]	4,2
R_E [MPa]	52
R_L [MPa]	50
ρ [g/cm ³]	1,2
ν [-]	0,35

5.3.1.2. Polilaktična kiselina (PLA) ojačana kratkim ugljičnim vlaknima

Svojstva PLA ojačane kratkim ugljičnim vlaknima iz Tablica 7. su dobivena eksperimentalnim ispitivanjem [34]. Uzorci su izrađeni pomoću FFF (eng. *Fused Deposition Modeling*), a maseni udio vlakana je 15%.

Tablica 7. Mehanička svojstva polilaktične kiseline ojačane kratkim ugljičnim vlaknima [34]

E [GPa]	7,541
R_e [MPa]	53,4
R_m [MPa]	53,4
ρ [g/cm ³]	1,1
ν [-]	0,4

5.3.1.3. *Nehrđajući čelik SS316L*

Nehrđajući čelik SS316L je legura željeza, kroma, molibdena i nikla koja se koristi za 3D printanje. Dolazi u obliku praha, a dijelove je moguće izraditi SLM ili DMLS (eng. *Direct Metal Laser Sintering*) tehnologijom. Proizvođač nije naveo iznos Poissonovog koeficijenta pa je pretpostavljen u iznosu od 0,3 (standardna vrijednost za čelik). Svojstva materijala su navedena u tablici Tablica 8.

Tablica 8. Mehanička svojstva nehrđajućeg čelika SS316L [35]

E [GPa]	185
R_e [MPa]	530
R_m [MPa]	640
ρ [g/cm ³]	7,9
ν [-]	0,3

5.3.1.4. *Legura aluminija AISi7Mg0,6*

Ova legura aluminija sadrži aluminij, silicij i magnezij. Materijal je lagan i izdržljiv i ima dobar omjer mase i čvrstoće. Također se može izraditi pomoću SLM i DMSL tehnologija. S obzirom da proizvođač nije naveo granicu tečenja, pretpostavljeno je da ona iznosi 80% vlačne čvrstoće materijala (Tablica 9). Također, pretpostavljen je Poissonov koeficijent u iznosu od 0,33.

Tablica 9. Mehanička svojstva legure aluminija AISi7Mg0,6 [35]

E [GPa]	73
$R_{p0.2}$ [MPa]	368
R_m [MPa]	460
ρ [g/cm ³]	2,7
ν [-]	0,33

5.3.1.5. Legura titanija Ti64ELI

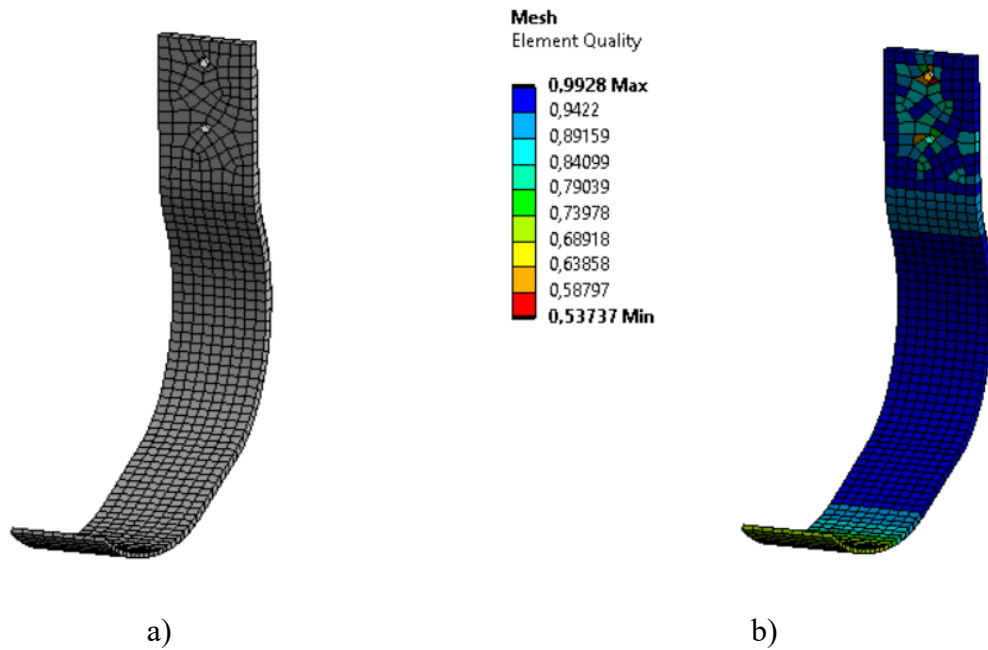
Ova legura se sastoji od titanija, aluminija i vanadija u većinskom dijelu [36]. Ima odlična mehanička svojstva (Tablica 10.), otporan je na koroziju, lagan te biokompatibilan. Za ovaj materijal nije dana vrijednost Poissonovog koeficijenta pa je isti pretpostavljen u iznosu od 0,33.

Tablica 10. Mehanička svojstva legure titanija Ti64ELI [36]

E [GPa]	108
$R_{p0.2}$ [MPa]	1125
R_m [MPa]	1260
ρ [g/cm ³]	4,41
ν [-]	0,33

5.3.2. Numerički model

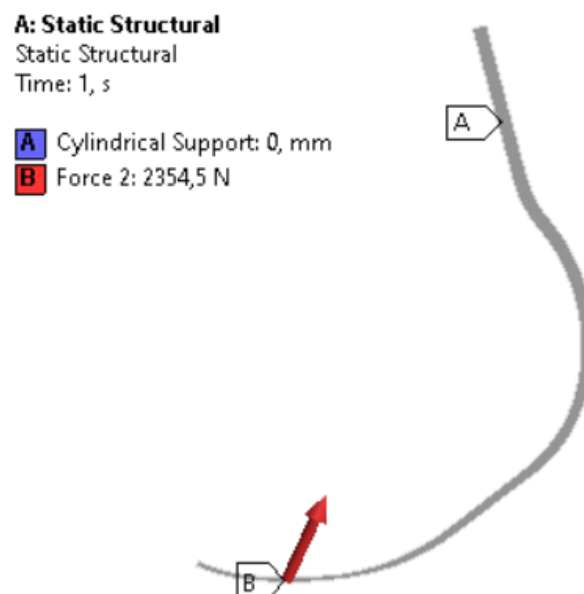
Nakon odabira materijala za izradu proteze potrebno je izraditi mrežu modela. Za izradu mreže korištena je *Multizone* metoda uz *Hexa* tip mreže. Postavljena je visoka kvaliteta mreže, a prijelaz je spor. Ukupan broj čvorova je 5078, dok je elemenata ukupno 663. Tip elemenata je SOLID186.



Slika 25. Model za topološku optimizaciju: a) mreža elemenata, b) kvaliteta mreže [-]

5.3.3. Rubni uvjeti i opterećenje

Isto kao i kompozitne proteze, topološki optimirane proteze će biti opterećene silom iznosa 2354,4 N zakrenutom za 25°C [32]. Na donji provrt je postavljen rubni uvjet spriječenih pomaka u smjeru svih osi.

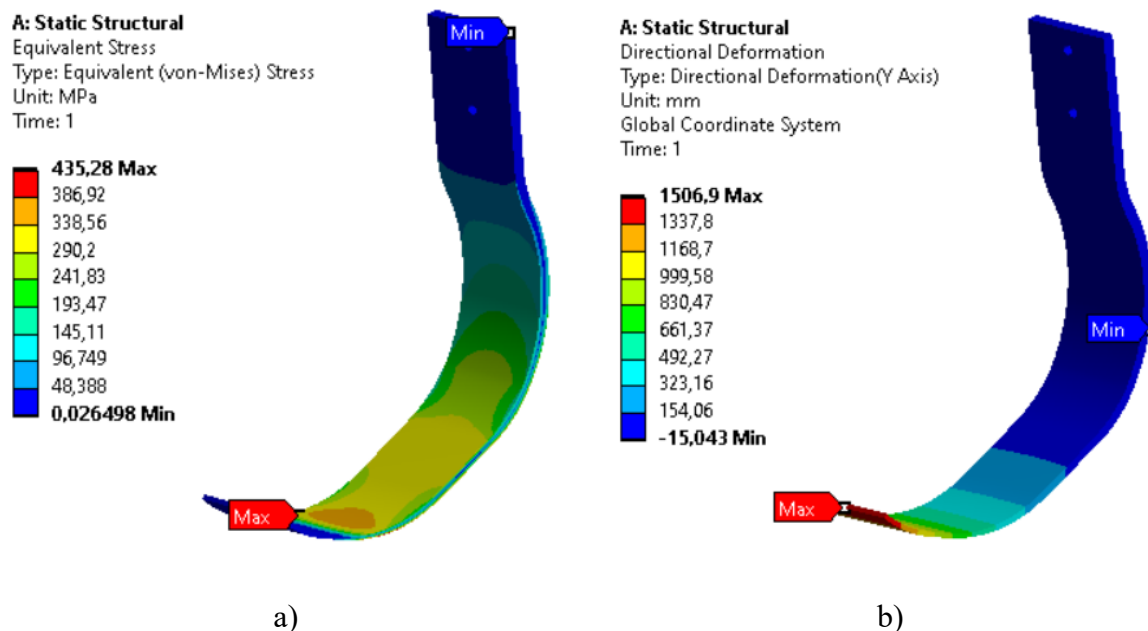


Slika 26. Rubni uvjeti i opterećenje za proteze izrađene 3D printanjem

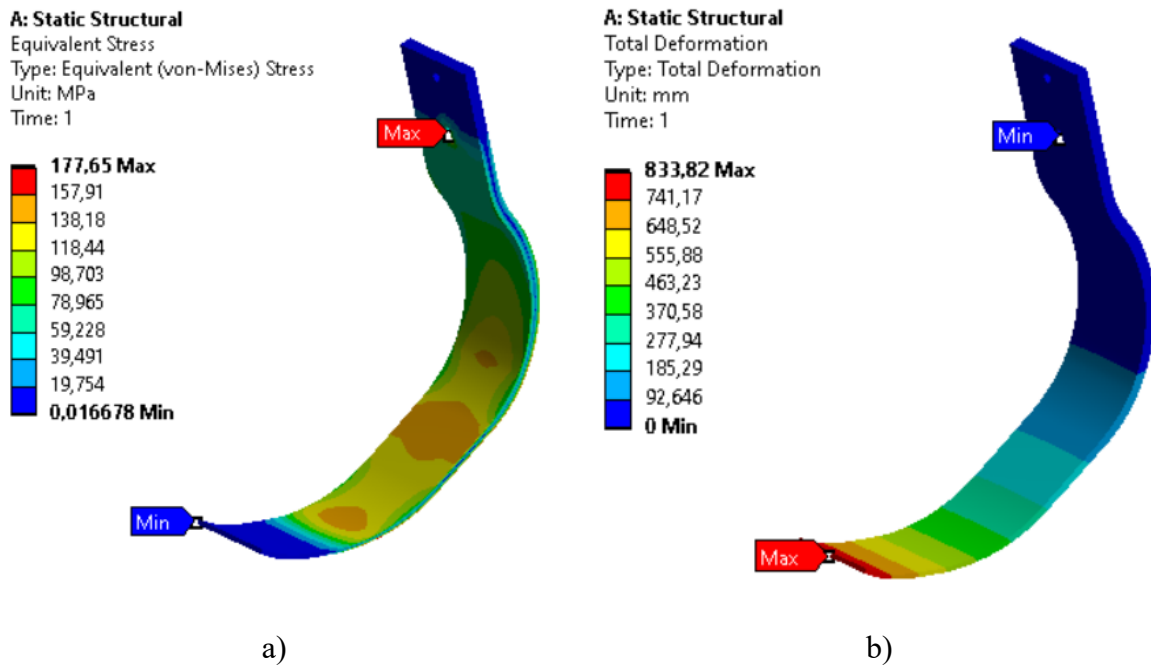
5.3.4. Topološka optimizacija

Nakon što se postave rubni uvjeti i opterećenje, potrebno je provesti analizu naprezanja kako bi se pomoću modula *Topology Optimisation* mogla provesti topološka optimizacija modela. Maksimalna naprezanja se javljaju na mjestu kontakta proteze s podlogom (gdje je zadana sila) i u središnjem dijelu proteze. Na slikama Slika 27. i Slika 28. su prikazana ekvivalentna naprezanja po von Misesu za proteze izrađene od Onyx-a i PLA ojačane kratkim ugljičnim vlaknima. Maksimalna naprezanja koja se javljaju su nekoliko puta veća od vlačne čvrstoće ovih materijala te stoga daljnja topološka optimizacija neće uključivati proteze od Onyx-a i polilaktične kiseline ojačane vlaknima. Također, vertikalni pomaci su nefizikalni (1500 mm) zbog male krutosti materijala.

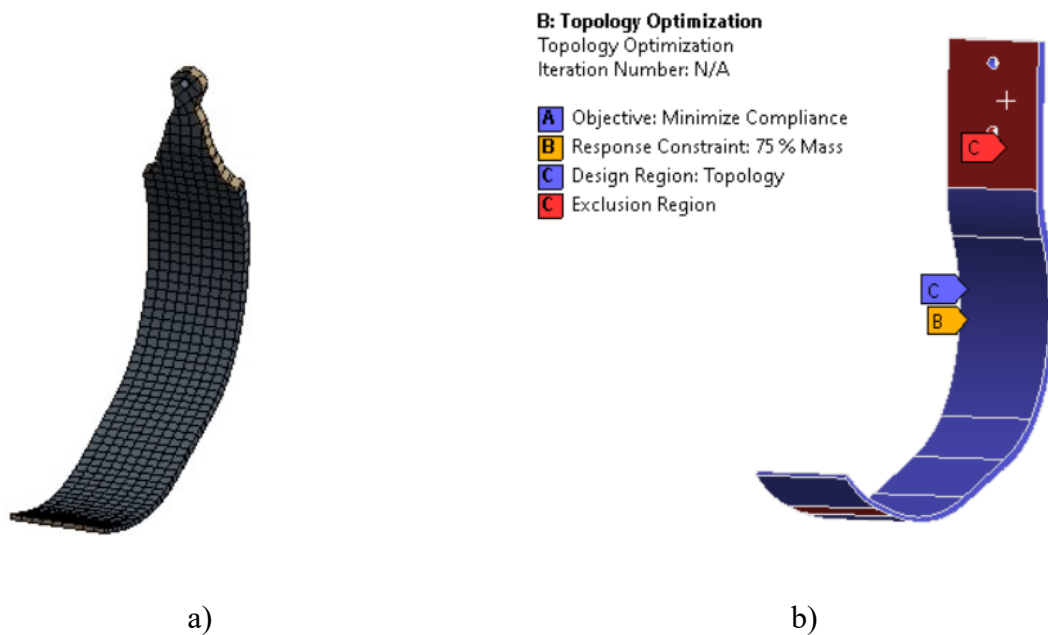
Topološka optimizacija dalje će biti provedena s obzirom na masu modela. Zadat će se uvjet da se zadrži 75% mase. Važno je napomenuti da se dio gdje se proteza spaja s ležištem pomoću vijaka mora isključiti iz topološke optimizacije (Slika 29). Također, isključen je i donji dio proteze gdje je proteza u kontaktu s podlogom (automatski postavljeno).



Slika 27. Onyx proteza: a) ekvivalentna naprezanja [MPa], b) pomaci u smjeru y osi [mm]

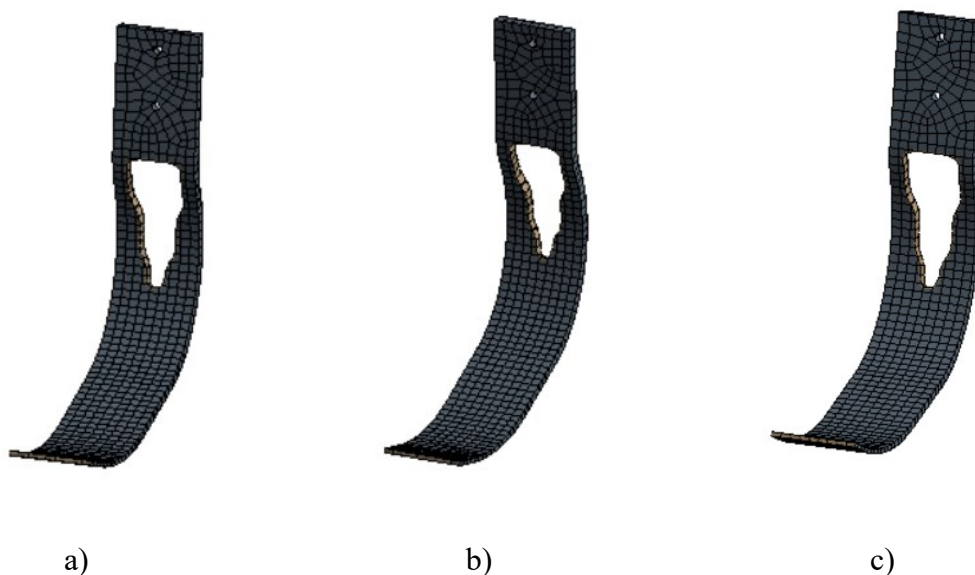


Slika 28. Proteza od PLA ojačanom kratkim ugljičnim vlaknima: a) ekvivalentna naprezanja [MPa], b) pomaci u smjeru y osi [mm]



Slika 29. Topološka optimizacija: a) bez ograničenja, b) isključen dio proteze gdje se spaja s ležištem

Na slici Slika 30. prikazane su topološki optimizirane proteze izrađene od nehrđajućeg čelika SS316L, legure aluminija AISi7Mg0,6 i titanijeve legure Ti64ELI. Tablica 11. prikazuje početne mase proteza i njihovu masu nakon optimizacije.



Slika 30. Topološki optimizirane proteze: a) SS316L, b) AISi7Mg0,6, c) Ti64ELI

Tablica 11. Usporedba rezultata topološke optimizacije

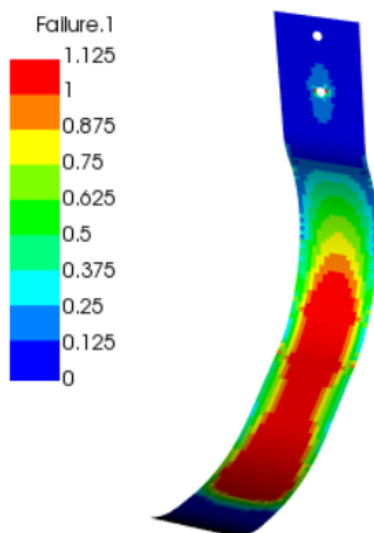
Materijal	SS316L	AISi7Mg0,6	Ti64ELI
Početna masa [kg]	4,4341	1,5154	2,4752
Trenutna masa [kg]	3,6818	1,264	2,0645
Postotak od početne mase [%]	83,035	83,408	83,408

Nakon smanjenja mase modela potrebno je dobivenu geometriju modela pregledati i ispraviti u *Space Claim*-u. U novom modulu *Static Structural* analizirat će se pomaci i naprezanja po von Misesu.

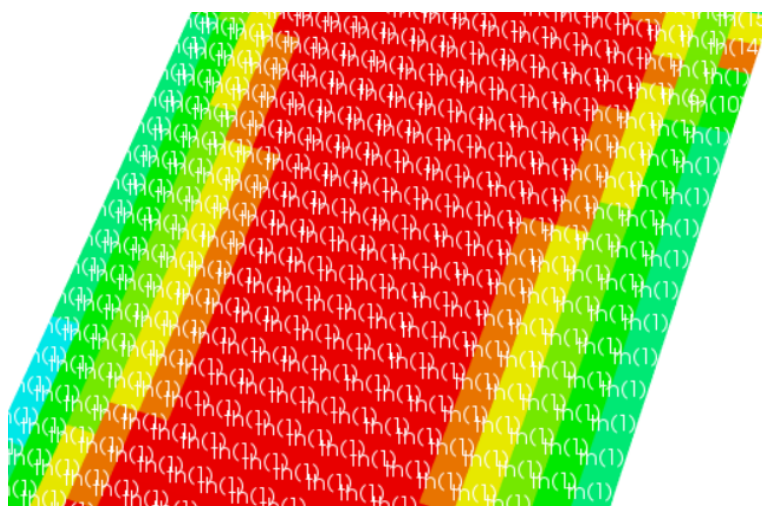
5.4. Rezultati

5.4.1. Prva varijanta kompozitne proteze

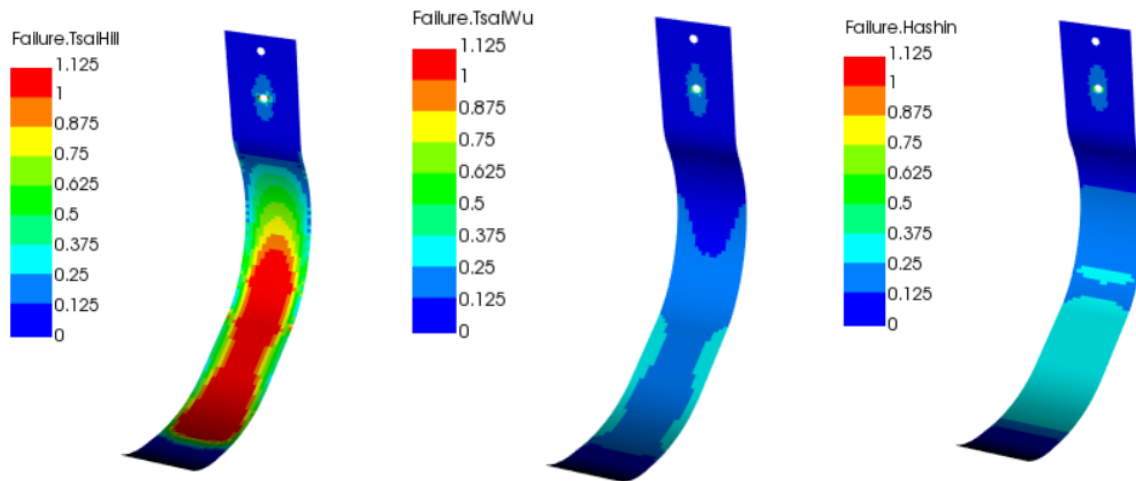
Na slici 31. je prikazan kriterij popuštanja prve varijante kompozitne proteze. Prikazani su svi kriteriji (Tsai-Wu, Tsai-Hill, Hashin) odjednom. Najkritičniji je prema Tsai-Hillu prvi sloj (Slika 32.). Na slici 33. prikazani su svi kriteriji popuštanja pojedinačno. Vidljivo je da samo Tsai-Hill predviđa popuštanje kompozita. Tsai-Wu i Hashin-ov kriterij popuštanja kompozita ne predviđaju popuštanje prve varijante kompozitne proteze (**Error! Reference source not found.**). Najveće vrijednosti su 0,375 što je manje od 1 i stoga po ovim kriterijima ne bi trebalo doći do popuštanja.



Slika 31. Prva varijanta proteze: Popuštanje kompozita po Tsai-Hillu [-]

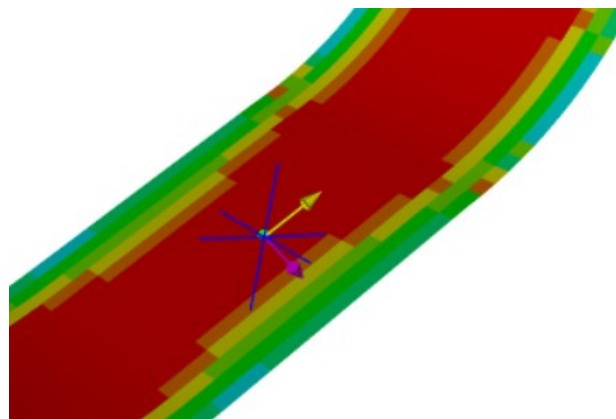


Slika 32. Prva varijanta proteze: popuštanje po elementima



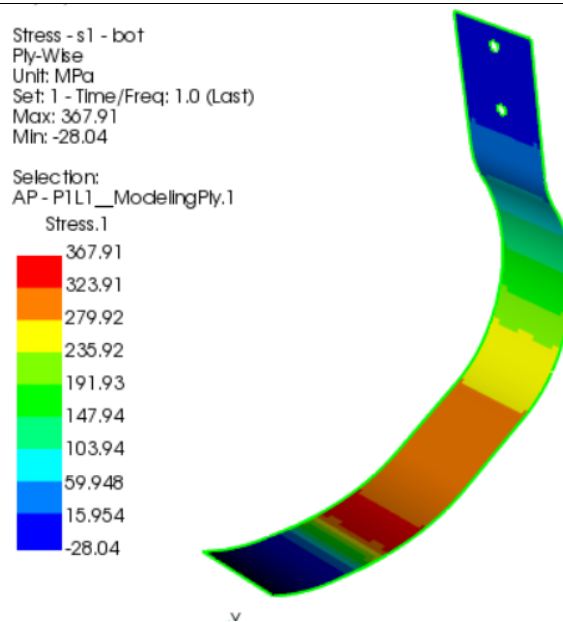
Slika 33. Prva varijanta kompozitne proteze: Usporedba Tsai-Hill, Tsai-Wu i Hashin kriterija popuštanja [-]

U središte proteze je postavljena točka SamplingPoint.1 (Slika 34.) kako bi se provjerile vrijednosti kriterija popuštanja po debljini.



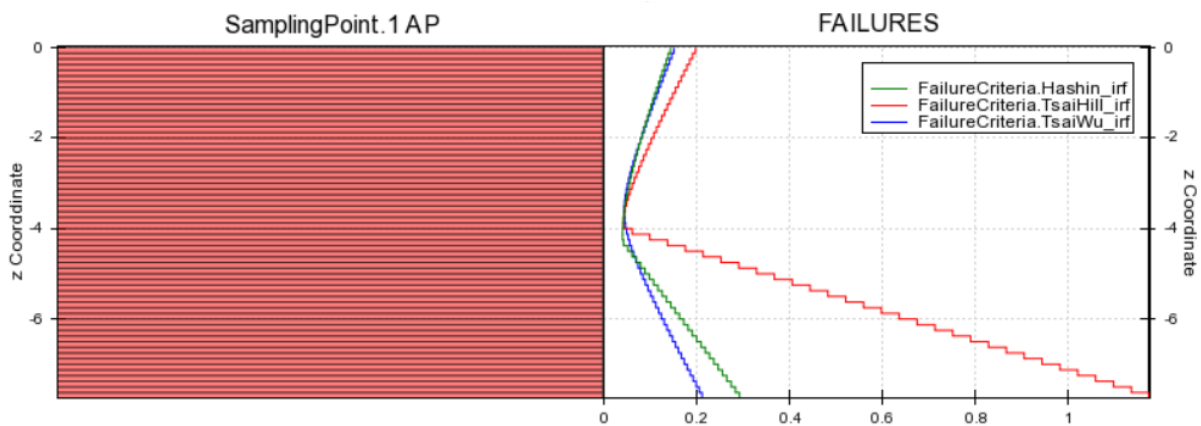
Slika 34. Mjesto postavljanja točke SamplingPoint.1

Slika 35. pokazuje naprezanja u prvom sloju proteze za koji Tsai-Hill kriterija predviđa da će popustiti. Maksimalna naprezanja iznose 367.91 MPa, dok su minimalna jednaka -28,04 MPa.



Slika 35. Prva varijanta: Naprezanja u prvom sloju [MPa]

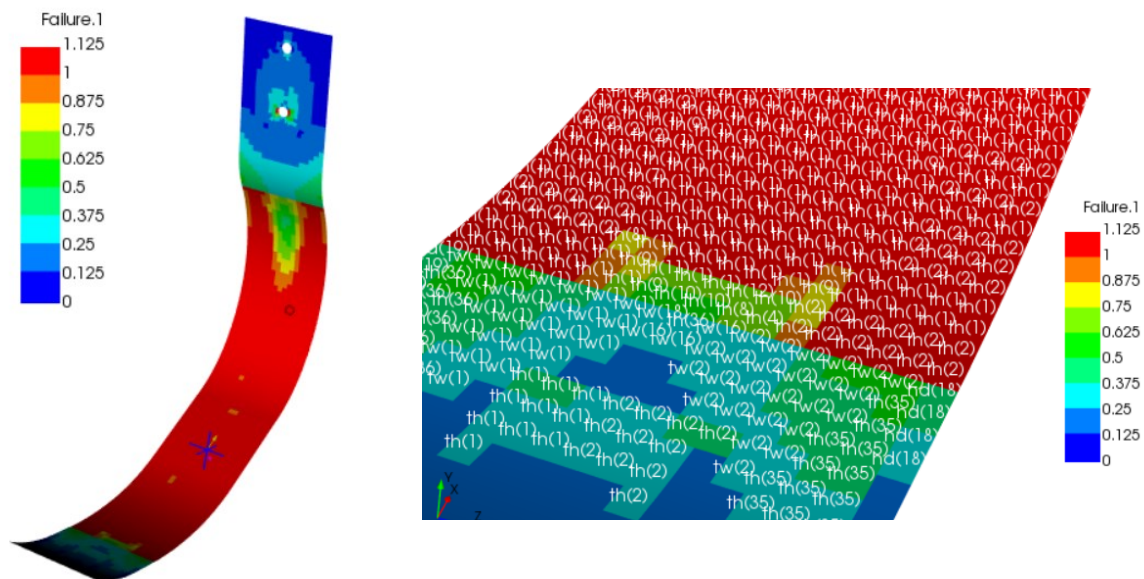
Na slici 36. također je vidljivo da samo Tsai-Hill kriterij predviđa popuštanje kompozita. Od slojeva u sredini kompozita vrijednosti Tsai-Hilla naglo kreću rasti. S obzirom da druga dva kriterija ne predviđaju popuštanje, zanemarit će se rezultati dobiveni Tsai-Hill kriterijem.



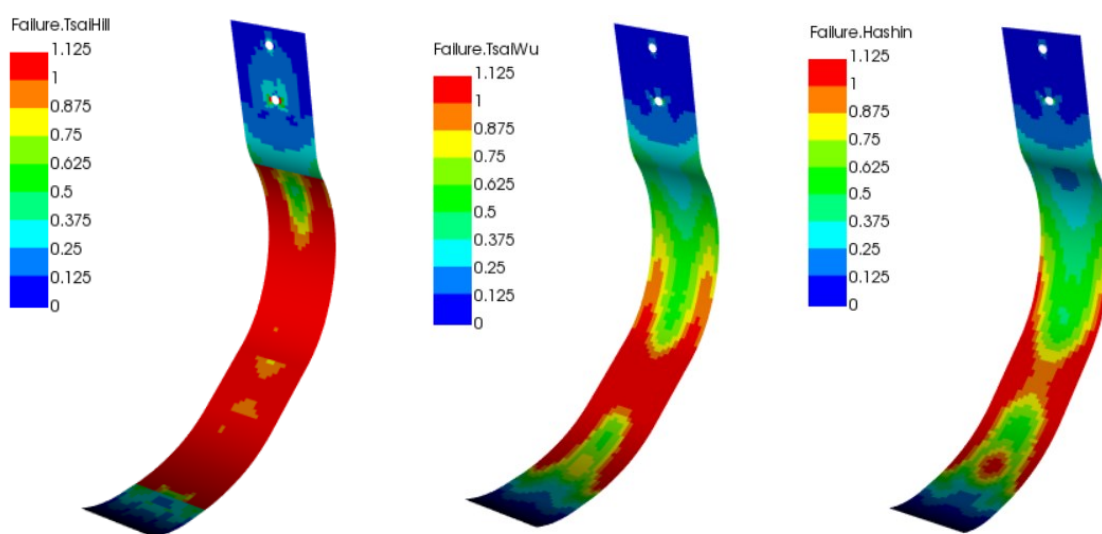
Slika 36. Iznos Tsai-Hill kriterija popuštanja po debljini u kritičnoj točki [-]

5.4.2. Druga varijanta kompozitne proteze

Druga proteza se također sastoji od 96 slojeva, međutim raspored slojeva je $\pm 30^\circ$. Slika 37. Druga varijanta kompozitne proteze: Popuštanje kompozita po Tsai-Wu, Tsai-Hill i Hashin kriteriju [-]Slika 37. uključuje sva tri kriterija: Tsai-Wu, Tsai-Hill te Hashin. Na slici desno su prikazani kriteriji popuštanja po elementu te je vidljivo da su Tsai-Hill vrijednosti najveće. Može se primijetiti da se najviše prikazuju brojevi 1 i 2 što označava sloj u kojem dolazi do popuštanja. Slika 38. prikazuje sva tri kriterija popuštanja odvojeno.

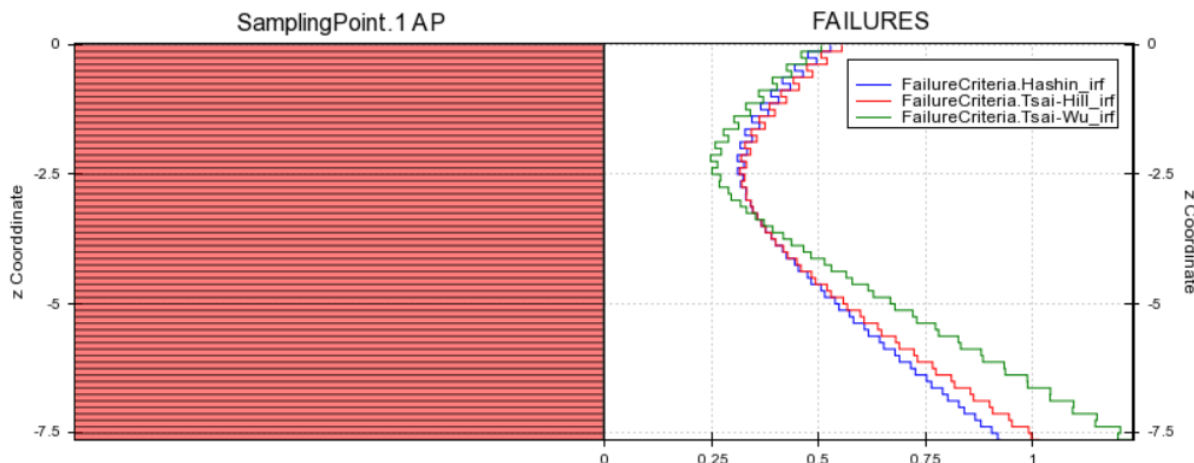


Slika 37. Druga varijanta kompozitne proteze: Popuštanje kompozita po Tsai-Wu, Tsai-Hill i Hashin kriteriju [-]



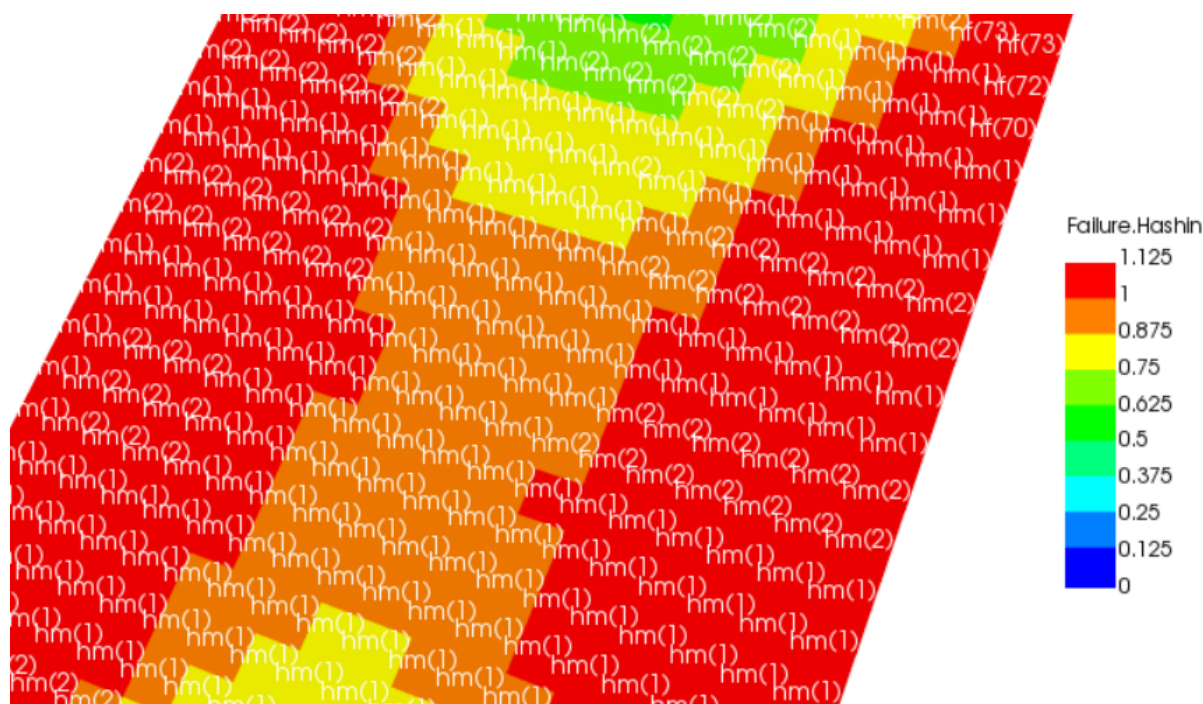
Slika 38. Druga varijanta kompozitne proteze: Usporedba Tsai-Hill, Tsai-Wu i Hashin kriterija popuštanja [-]

Desno na slici 39. je također prikazana točka SamplingPoint.1 pomoću koje su prikazane vrijednosti kriterija popuštanja po debljini kompozita. Nalazi se u središtu proteze. U toj točki samo je vrijednost Hashin kriterija je ispod 1. Ako se pogleda slika 36. vidi se da Hashin predviđa popuštanje uz rubove proteze.



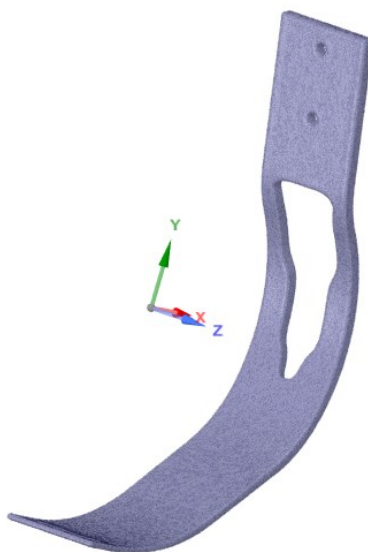
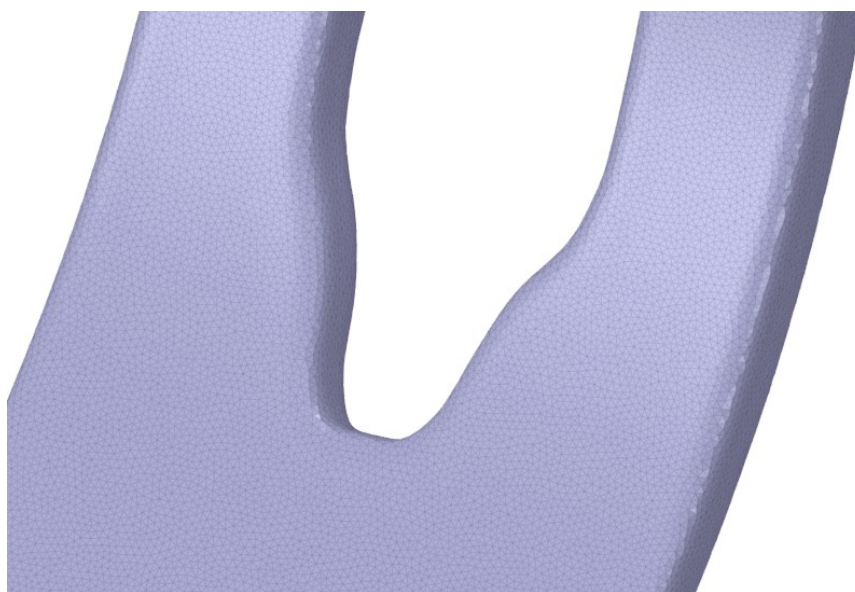
Slika 39. Druga varijanta kompozitne proteze: Iznos kriterija popuštanja po debljini u točki [-]

Prema Hashin kriteriju trebalo bi doći do popuštanja matrice, kao što je prikazano na sici 40. Slovo *m* označava popuštanje matrice, a slovo *f* popuštanje vlakana.



Slika 40. Druga varijanta kompozitne proteze: Hashin kriterij – popuštanje matrice [-]**5.4.3. Topološki optimizirane proteze**

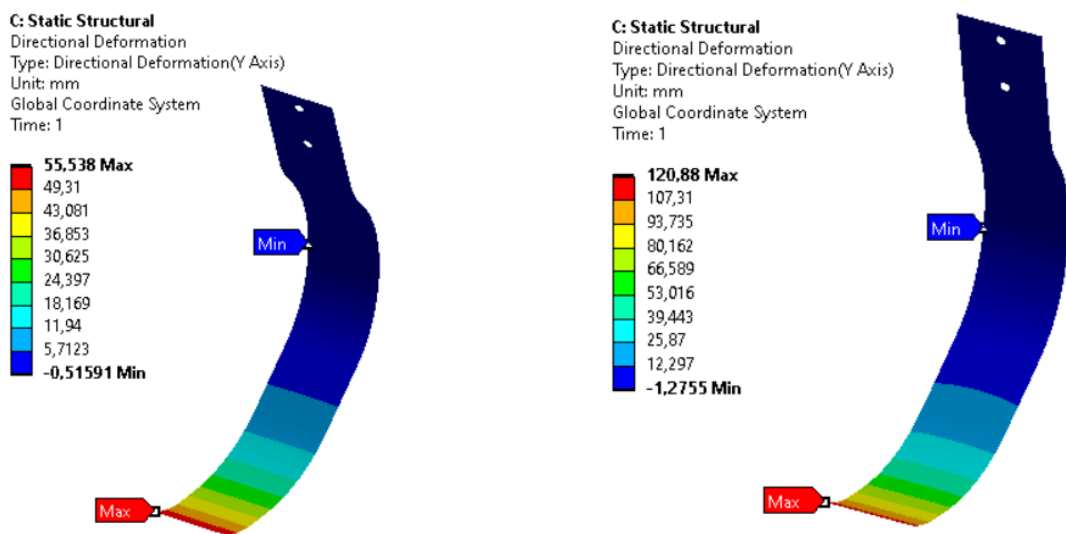
Nakon što je napravljena topološka optimizacija proteza, potrebno ih je u programu Space Claim popraviti. Space Claim je napravio vrlo detaljnu geometriju sa velikim brojem izrazito malih stranica. Zbog kompleksnosti geometrije nije bilo moguće izraditi mrežu modela koristeći računalo koje se do sada koristilo. Za usporedbu rezultata koristit će se vrijednosti napreznja i deformacija nastalih prije topološke optimizacije.

**Slika 41. Topološki optimizirana proteza nakon popravaka u *Space Claim*-u****Slika 42. Veliki broj stranica koje čine geometriju topološki optimizirane proteze**

5.5. Usporedba rezultata

Usporedbom vertikalnih pomaka između kompozitnih proteza (Slika 43.) i proteza izrađenih aditivnim tehnologijama (Slika 44.) vidljivo je da su najveći pomaci nastali kod proteza izrađenih od materijala ojačanim kratkim vlaknima (Onyx i PLA+CF). Njihova mehanička svojstva su puno manja od ostalih materijala pa je ovakav ishod bio očekivan. Vlačna čvrstoća Onyx-a je 48 MPa, a nehrđajućeg čelika 640 MPa. Najmanji pomaci iznosa 34,3 mm nastali su kod proteze od nehrđajućeg čelika. Materijal je vrlo čvrst, no zbog malih deformacija nošenje ovakve proteze ne bi bilo udobno. S obzirom da se energija od udarca u podlogu ne bi potrošila na deformaciju proteze, pacijentu bi vjerojatno bilo bolno hodati i trčati s ovom protezom.

Ako se usporede vertikalni pomaci kompozitnih proteza može se primijetiti da su pomaci kod proteze s rasporedom slojeva $\pm 30^\circ$ više nego duplo veći od pomaka kod proteze s rasporedom slojeva pri 0° .

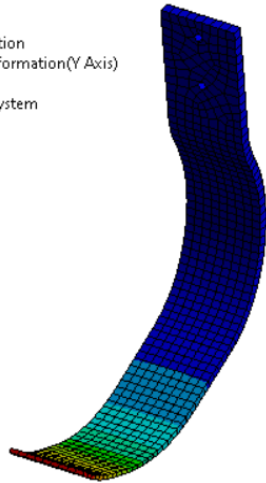
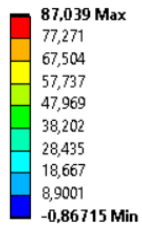


a) Prva varijanta kompozitne proteze

b) Druga varijanta kompozitne proteze

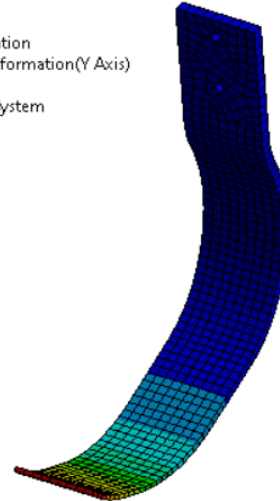
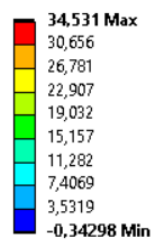
Slika 43. Vertikalni pomaci [mm] – kompozitne proteze

A: Static Structural
 Directional Deformation
 Type: Directional Deformation(Y Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1



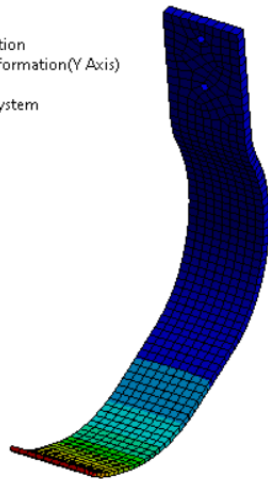
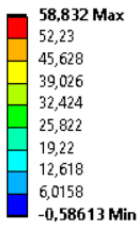
Aluminijeva legura AlSi7Mg0,6

A: Static Structural
 Directional Deformation
 Type: Directional Deformation(Y Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1



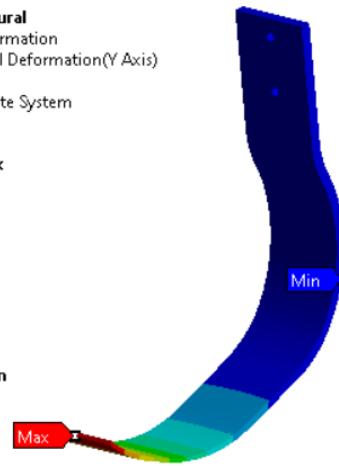
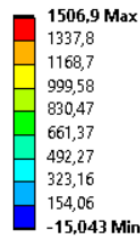
Čelik SS316L

A: Static Structural
 Directional Deformation
 Type: Directional Deformation(Y Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1



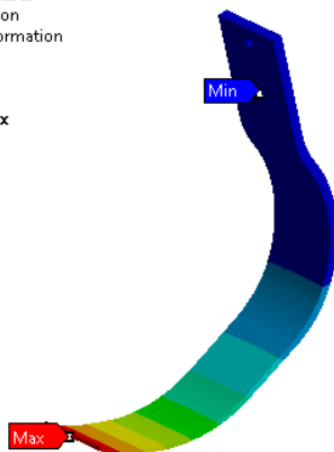
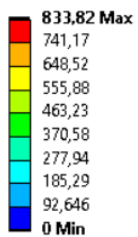
Ti64ELI

A: Static Structural
 Directional Deformation
 Type: Directional Deformation(Y Axis)
 Unit: mm
 Global Coordinate System
 Time: 1



Onyx

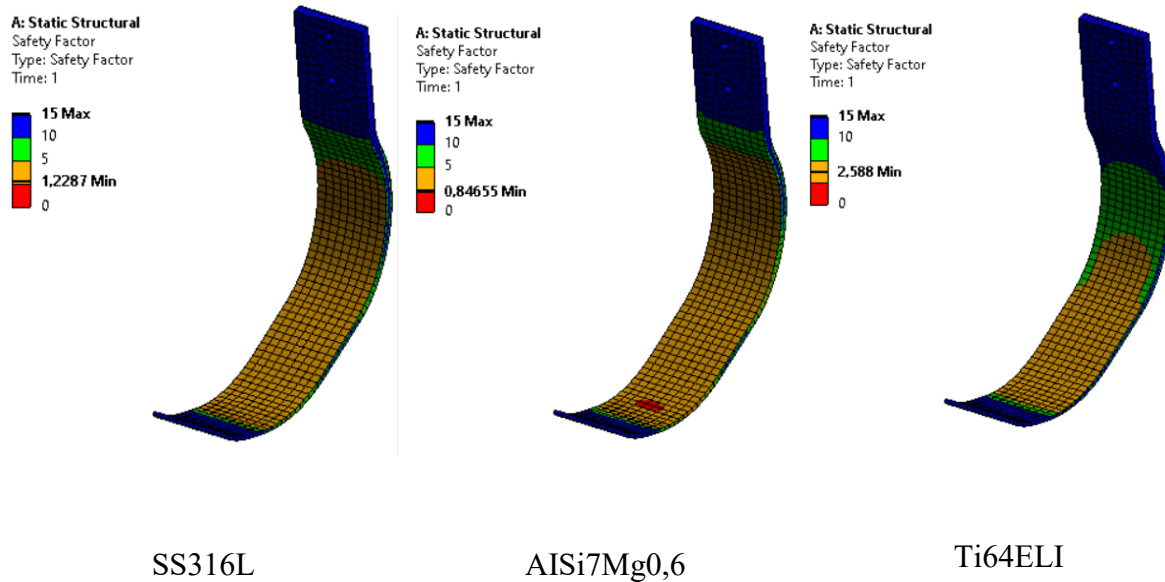
A: Static Structural
 Total Deformation
 Type: Total Deformation
 Unit: mm
 Time: 1



PLA ojačana kratkim ugljičnim vlaknima

Slika 44. Usporedba pomaka [mm] proteza izrađenih 3D printanjem

Ako se uspoređi faktor sigurnosti (Slika 45.) kod 3D printanih proteza, može se uočiti da aluminijska legura ne bi izdržala ovo opterećenje. Najmanje vrijednosti se nalaze u području opterećenja reakcijske sile podloge. S druge strane, faktor sigurnosti titanijske legure je vrlo dobar. Faktor sigurnosti je omjer vlačne čvrstoće i najvećeg naprežanja.



Slika 45. Faktor sigurnosti kod 3D printanih proteza [-]

6. ZAKLJUČAK

Iako je zbog napretka medicine i povećanja kvalitete života sve manje mogućih uzroka za neizbježnom amputacijom noge, potreba za kvalitetno izrađenim protezama sve više raste. Osobe iz zemalja u razvoju si često ne mogu priuštiti kvalitetne proteze jer im je cijena veća od godišnjih prihoda. Zbog toga je potrebno pronaći jeftiniji način izrade proteza. Izrada aditivnim tehnologijama može biti vrlo jeftina ovisno o materijalu koji se koristi. Proteklih nekoliko godina 3D printeri se sve češće koriste za izradu raznih predmeta, a izbor materijala postaje sve veći. Moguće je izraditi čvrste i kvalitetne predmete od metala ili jeftine prototipe od različitih polimera.

Proteza potkoljenice koja je analizirana u ovom radu pripada skupini specijaliziranih proteza za trčanje. Cilj je bio usporediti kompozitne proteze sa 3D printanim protezama. Mehanička svojstva materijala za 3D printanje je bilo teško pronaći jer se radi o anizotropnim materijalima. Također, njihova svojstva ovise o vrsti tehnologije, smjeru printanja, temperaturi printanja itd. Zbog toga je postavljena pretpostavka da su materijali izotropni. Odabrana su dva materijala ojačana s kratkim ugljičnim vlaknima (Onyx i polilaktična kiselina s ugljičnim vlaknima) te tri legure metala (čelika, titanija i aluminija). Za izradu kompozitnih proteza odabran je kompozitni materijal od ugljičnih vlakana i epoksidne smole.

U statičkoj analizi za opterećenje je postavljena reakcijska sila podloge koja je tri puta veća od težine korisnika proteze. Takvo opterećenje nisu mogle izdržati proteze izrađene od Onyxa i polilaktične kiseline. Također, kod njih su zabilježeni najveći pomaci, dok su najmanji pomaci su zabilježeni kod proteze izrađene od čelika. S druge strane, pomaci prve varijante kompozitne proteze (orijentacija vlakana pri 0°) i pomaci proteze od titanijeve legure su vrlo slični. Kod kompozitne proteze s orijentacijom vlakana $\pm 30^\circ$ po svim kriterijima dolazi do popuštanja materijala. Tsai-Hill kriterij predviđa popuštanje kompozitne proteze s orijentacijom vlakana pri 0° u prvom sloju, no s obzirom da Tsai-Wu i Hashin kriteriji imaju niske vrijednosti, vjerojatno neće doći do popuštanja.

Kao potencijalni materijal za izradu proteza 3D printanjem preostaje titanijeva legura. Međutim, titanij je vrlo skup materijal i pretpostavka je da bi ovakve proteze bile nedostupne osobama iz zemalja u razvoju. Preostaje istražiti cijenu 3D printanja titanija te provesti dinamičku analizu proteze za trčanje.

LITERATURA

- [1] <https://www.ottobock-export.com/en/> 2.12.2020.
- [2] Laferrier J.Z., Groff A., Hale S., Sprunger N.A.: A Review of Commonly Used Prosthetic Feet for Developing Countries: A Call for Research and Development, Journal of Novel Physiotherapies, 2018.
- [3] <https://www.mecuris.com/?lang=en> 2.12.2020.
- [4] <https://protosthetics.com/niagara-foot/> 2.12.2020.
- [5] Yap j., Renda G.: Low-cost 3D-printable Prosthetic Foot, Swinburne University of Technology, Australija, 2015.
- [6] Rochlitz B., Pammer D.: Design and Analysis of 3D Printable Foot Prosthesis, Periodica Polytechnica, Mechanical Engineering, kolovoz 2017.
- [7] Filipović, T.: Numerička analiza kompozitne proteze za trčanje, Sveučilište u Zagrebu, 2018.
- [8] Smojver I.: Mehanika kompozitnih materijala, Zagreb 2007.
- [9] Mziaduszevska M., Wekwejt M.: Composites in energy storing prosthetic feet, Gdańsk University of Technology, Faculty of Mechanical Engineering, Department of Materials Engineering and Bonding, Gdańsk, Poland, 2018.
- [10] Dale A., Berry C.P.: Composite Materials for Orthotics and Prosthetics, Orthotics and Prosthetics 1986., br. 40, str. 35-43
- [11] Fiorillo L.: Endo and Exoskeleton: New Technologies on Composite Materials
- [12] https://en.wikipedia.org/wiki/Carbon_fibers 17.12.2020.
- [13] https://en.wikipedia.org/wiki/Glass_fiber 17.12.2020.
- [14] <https://shop.breddermann-kunsthärze.de/chopped-glass-fibre-hp-gs6.html?language=en>
- [15] <https://en.wikipedia.org/wiki/Kevlar> 17.12.2020.
- [16] <https://www.sternandstern.com/fibers/kevlar-fiber/> 17.12.2020.
- [17] Finzir I.: Analiza čvrstoće pojednostavljene konstrukcije krila opterećene inercijskim silama, Završni rad, Sveučilište u Zagrebu, 2016.
- [18] Beck. O., Taboga P., Grabowski A. M.: Prosthetic model, but not stiffness or height, affects the metabolic cost of running for athletes with unilateral transtibial amputations, Department of Integrative Physiology, University of Colorado, Boulder, Colorado, 2016.
- [19] Hobara, H.: Running-specific prostheses: The history, mechanics, and controversy, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST), 2014.
- [20] <https://bpk201project.wordpress.com/about/prosthetic-comparisons/> 14.12.2020

- [21] <https://suiter.com/the-patent-behind-the-iconic-flex-foot-prosthetic/> 14.12.2020.
- [22] Baum B., Hobara H., Kim Y. H., Shim J. K.: Amputee Locomotion: Ground Reaction Forces During Submaximal Running With Running-Specific Prostheses, Journal of Applied Biomechanics, 2016.
- [23] <http://www.austpar.com/portals/gait/html/KClass.html> 4.1.2021.
- [24] <https://www.thelondonprosthetics.com/prosthetic-solutions/lower-limb/specific-activity/cheetah-xtend-xtreme-flex-run/> 4.1.2021
- [25] Sauer M. J.: Evaluation of the Mechanical Properties of 3D Printed Carbon Fiber Composites, South Dakota State University, 2018
- [26] <http://mf.unibl.org/upload/documents/Predmeti%202016/Proizvodne%20tehnologije/Vjezba%2007%20ADITIVNE%20TEHNOLOGIJE%20I%20RAPID%20PROTOTYPIN G.pdf> 17.12.2021.
- [27] https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/3/39/Photo-polymer_scheme1.svg 17.12.2020.
- [28] Y. Wang, Q. Tan, F. Pu, D. Boone, M. Zhang, A review of the application of additive manufacturing in prosthetic and orthotic clinics from a biomechanical perspective, Engineering (2020)
- [29] Rochlitz B., Pammer D.: Design and Analysis of 3D Printable Foot Prosthesis, Periodica Polytechnica, Mechanical Engineering, kolovoz 2017.
- [30] Yap J., Renda G.: Low-cost 3D-printable prosthetic foot, Swinburne University of Technology, Australija, 2015.
- [31] Bonacini D.: Method for positioning a bracket-fixable running foot for lower limb prosthesis, European Patent Office 2011., Bulletin 2011/39.
- [32] Beck. O., Taboga P., Grabowski A. M.: Characterizing the Mechanical Properties of Running-Specific Prostheses, University of Colorado, 2016.
- [33] <https://markforged.com/> 5.1.2021.
- [34] Luiz Ferreira RT, Amatte IC, Dutra TA, Bürger D, Experimental characterization and micrography of 3D printed PLA and PLA reinforced with short carbon fibers, Composites Part B (2017)
- [35] <https://www.sculpteo.com/en/>
- [36] <https://cdn2.hubspot.net/hubfs/5154612/Material%20documentation/DMLS%20titanium/EOS-Titanium-Ti64ELI.pdf> 5.1.2021.

PRILOZI

- I. CD-R disc
- II. Tehnička dokumentacija