

Prijedlog konstrukcijskog rješenja proteze kod djelomične amputacije stopala

Sente, Denis

Master's thesis / Diplomski rad

2023

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:570374>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-04-02**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Denis Sente

Zagreb, 2023.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Mentori:

Prof. dr. sc. Aleksandar Sušić, dipl. ing.

Student:

Denis Sente

Zagreb, 2023.

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

Zahvaljujem se svojem mentoru Dr. sc. Aleksandru Sušiću, dipl. ing. na pomoći i savjetima oko izrade diplomskog rada te na obogaćenom znanju stečenog tijekom studiranja, a ujedno i u proširenju svojih vidika.

Posebno se zahvaljujem svojoj majci Lindi te bratu Antoniu na iznimno velikoj moralnoj i financijskoj podršci tokom studiranja te što su vjerovali u mene.

Ujedno se zahvaljujem svim kolegama i prijateljima koji su bili uz mene, bez kojih studiranje ne bi bilo isto.

Denis Sente



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 / 23 - 6 / 1	
Ur.broj: 15 - 23 -	

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Denis Sente** JMBAG: 0035209175

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Prijedlog konstrukcijskog rješenja proteze kod djelomične amputacije stopala**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Proposal of design solution for partial foot prosthesis**

Opis zadatka:

Proteza za pacijente s djelomičnom amputacijom stopala dizajnirana je za vraćanje funkcije poluge prednjeg dijela stopala, nadomještanje izgubljene funkcije mišića i uspostavljanje stabilne, dinamičke ravnoteže.

Veliki je broj rješenja proteza za djelomične amputacije stopala, no obzirom da postoje različite djelomične amputacije stopala, među njima postoje značajne razlike. To znači da pristup konstrukciji rješenja treba provesti uvažujući razlike u novonastalom biomehaničkom stanju stopala, kao i čitavom lokomotornom sustavu čovjeka. Ključni izazov je konstrukcijskim rješenjem čim cjelovitije omogućiti kretanje korisniku, održati funkciju prisutnih anatomskih struktura uz istodobno pravilan ortopedski odnos s drugim elementima lokomotornog sustava. Naravno, riječ je primarno o funkcionalnim protezama, koje je daleko složenije riješiti konstrukcijski nego estetske. U prvom redu je neophodno poznavati biomehaničke funkcionalnosti neuromiofascijalnih i skeletnih struktura, kao i pripadne stupnjeve slobode pokreta, a potom i ograničenja konstrukcijskih rješenja, ovisno o vrsti djelomične amputacije.

U radu je potrebno:

- Prikazati razlike među djelomičnim amputacijama stopala s osvrtom na biomehaničke razlike.
- Analizirati tržište postojećih konstrukcijskih rješenja pripadnih vrsti djelomične amputacije.
- Izabrati vrstu djelomične amputacije za koju se izrađuje prijedlog konstrukcijskog rješenja.
- Utvrditi konstrukcijske zahtjeve, ograničenja i očekivane uvjete korištenja rješenja proteze.
- Izvršiti konstrukcijsku razradu te generirati najmanje tri konkurentna prijedloga.
- Izlučiti konačni prijedlog konstrukcijskog rješenja proteze kod djelomične amputacije stopala uz neophodna obrazloženja i raspravu prednosti takve proteze.
- Za konačni prijedlog konstrukcijskog rješenja proteze provesti MKE analizu.

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

Zadatak zadan:

Datum predaje rada:

Predviđeni datumi obrane:

4. svibnja 2023.

6. srpnja 2023.

17. – 21. srpnja 2023.

Zadatak zadao:

prof. dr. sc.  Aleksandar Sušić

Predsjednik Povjerenstva:

prof. dr. sc.  Tanja Jurčević Lulić

SADRŽAJ

POPIS SLIKA	III
POPIS TABLICA.....	VI
POPIS OZNAKA	VII
SAŽETAK.....	VIII
SUMMARY	IX
1. UVOD.....	1
2. OSNOVE GRAĐE STOPALA	3
2.1. Orijentacija na tijelu.....	3
2.2. Uvod u anatomiju stopala	5
2.2.1. Kosti stopala.....	5
2.2.2. Zglobovi stopala.....	7
2.2.3. Mišići stopala i potkoljenice	9
2.2.4. Fascije stopala	11
2.2.5. Jastučići masnog tkiva stopala	13
3. BIOMEHANIČKA ANALIZA DJELOMIČNIH AMPUTACIJA STOPALA	14
3.1. Biomehanika normalnog, zdravog stopala.....	14
3.2. Neusklađenosti i vrste parcijalnih amputacija	19
3.2.1. Biomehanička analiza disartikulacije prstiju stopala	25
3.2.2. Biomehanička analiza „zračne“ amputacije stopala	25
3.2.3. Biomehanička analiza transmetatarzalne amputacije stopala	26
3.2.4. Biomehanička analiza djelomične amputacije stopala po Lisfrancu	27
3.2.5. Biomehanička analiza djelomične amputacije stopala po Chopartu.....	28
4. ANALIZA TRŽIŠTA PROTEZA ZA DJELOMIČNU AMPUTACIJU STOPALA.....	30
4.1. Kozmetički nadomjesci.....	30
4.1.1. Silikonski nadomjesci	30
4.1.2. Ulošci sa ispunama	32
4.2. Proteze u kombinaciji sa ortozama	33
4.2.1. Proteze stopala sa ortozom gležnja	34
4.2.2. Proteza stopala sa ljuskastom ortozom	38
5. KONCEPTUALIZACIJA PROTEZE ZA DJELOMIČNU AMPUTACIJU STOPALA. 40	
5.1. Tehnički upitnik	40
5.2. Očekivani uvjeti korištenja, konstrukcijski zahtjevi i ograničenja	41
5.3. Definicija cilja.....	45
5.4. Funkcijska dekompozicija.....	45
5.5. Morfološka matrica	47
5.6. Generirani koncepti.....	49
5.6.1. Referentni proizvod	49
5.6.2. Koncept 1	50
5.6.3. Koncept 2	51
5.6.4. Koncept 3	52
5.6.5. Koncept 4	53

5.7. Vrednovanje i odabir koncepata	54
6. KONSTRUKCIJSKO OBLIKOVANJE PROTEZE ZA DJELOMIČNU AMPUTACIJU STOPALA PO LISFRANCU	59
6.1. Definirani prostor proteze za parcijalnu amputaciju stopala.....	59
6.2. Karakteristike proteze za parcijalnu amputaciju stopala po Lisfrancu	62
6.3. Odabir materijala proteze za parcijalnu amputaciju stopala po Lisfrancu.....	64
6.3.1. Konačni odabir materijala.....	70
6.4. Konstrukcijsko oblikovanje proteze za parcijalnu amputaciju stopala po Lisfrancu.....	72
7. ANALIZA NAPREZANJA PROTEZE ZA DJELOMIČNU AMPUTACIJU STOPALA PO LISFRANCU METODOM KONAČNIH ELEMENATA.....	86
7.1. Analiza naprezanja tlačno opterećenog naslona za stopalo	86
7.1.1. Analiza naprezanja pete pri udaru o podlogu	88
7.1.2. Analiza naprezanja pritiska djelomično amputiranog stopala o naslon.....	92
8. ZAKLJUČAK.....	97
LITERATURA.....	100
PRILOZI.....	107

POPIS SLIKA

Slika 1. Prikaz estetske proteze iz doba starog Egipta [1]	1
Slika 2. Prikaz glavnih osi i ravnina na tijelu [4]	3
Slika 3. Prikaz kretnji na području donjih ekstremiteta [5].....	5
Slika 4. Popis kostiju i zglobova stopala [8]	8
Slika 5. Prikaz anatomskih elemenata potkoljenice i stopala sa lateralne strane [3]	10
Slika 6. Prikaz anatomskih elemenata potkoljenice i stopala sa medijalne strane [3]	11
Slika 7. Smještaj glavnih plantarnih jastučića masti stopala [16]	13
Slika 8. Prikaz Windlass mehanizma [20]	15
Slika 9. Prikaz pronacije, supinacije i neutralnog položaja stopala [21].....	16
Slika 10. Prikaz mjerenja kuta uzdužnoga svoda na stopalu [34].....	19
Slika 11. Prikaz disartikulacije prstiju stopala prije amputacije (a) i potom amputacije (b) [37].	20
Slika 12. Prikaz <i>ray</i> amputacije palca prije amputacije (a) i nakon amputacije (b) [38]	21
Slika 13. Prikaz transmetatarzalne amputacije stopala po Sharp-Jägeru [41].....	22
Slika 14. Prikaz transmetatarzalne amputacije stopala po Sharp-u [42]	22
Slika 15. Prikaz djelomične amputacije stopala po Lisfrancu [41].....	23
Slika 16. Prikaz djelomične amputacije stopala po Chopartu [41]	23
Slika 17. Prikaz početnog i krajnjeg stadija amputacije stopala po Pirogoff-u [46].....	24
Slika 18. Prikaz poboljšane metode amputacije stopala po Boyd-u u fazama [47]	24
Slika 19. Prikaz odnosa mišićne uravnoteženosti pojedine djelomične amputacije stopala [23] .	29
Slika 20. Estetski silikonski nadomjesci [57].....	31
Slika 21. Prikaz položaja ispunne uloška [60]	32
Slika 22. Baza kalupa iz etilen vinil acetata za uložak sa ispunom [63].....	33
Slika 23. Silikonska proteza za djelomično amputirano stopalo [64]	34
Slika 24. Prikaz pojave smičnih naprezanja na stopalo i potkoljenicu (lijevo); Prikaz problema krute konstrukcije pri oslanjanju pete na povišenu podlogu (desno) [23]	35
Slika 25. Prikaz centra rotacije NEURO SWING dinamičkog elementa (lijevo); Prikaz omogućavanja fleksije stopala pri oslanjanju pete na povišenu podlogu (desno) [23]	36
Slika 26. Komponente NEURO SWING dinamičkog elementa [66]	37
Slika 27. Primjer proteze za djelomičnu amputaciju stopala sa ukomponiranim NEURO SWING dinamičkim elementom [67]	37
Slika 28. Primjer proteze za djelomičnu amputaciju stopala po Chopartu [68].....	39
Slika 29. Funkcijska dekompozicija proteze za djelomičnu amputaciju stopala	46
Slika 30. Odabrane funkcije funkcijske dekompozicije proteze za djelomičnu amputaciju stopala	46
Slika 31. Referentni proizvod [71]	49
Slika 32. Skica koncepta 1	50
Slika 33. Skica koncepta 2	51
Slika 34. Skica koncepta 3	52
Slika 35. Skica koncepta 4	53
Slika 36. Poboljšani koncept 1	56
Slika 37. Poboljšani koncept 4	57
Slika 38. Prikaz antropometrijskih točaka stopala [74].....	60
Slika 39. Digitalni prikaz pritiska stopala pri povišenom uzdužnom svodu (a), normalnom uzdužnom svodu (b) i sniženom uzdužnom svodu (c) [79]	64
Slika 40. Grafički prikaz odnosa gustoće i čvrstoće kompozitnih (lijevo) i polimernih materijala (desno) [80]	65

Slika 41. Grafički prikaz odnosa čvrstoće i cijene kompozitnih (lijevo) i polimernih materijala (desno) [80]	65
Slika 42. Grafički prikaz odnosa čvrstoće i cijene metalnih materijala [80]	66
Slika 43. Grafički prikaz odnosa čvrstoće i žilavosti pojedine skupine materijala [80]	67
Slika 44. Grafički prikaz odnosa čvrstoće i maksimalne radne temperature polimernih materijala [80]	67
Slika 45. Grafički prikaz odnosa reciklabilnosti i cijene kompozitnih (lijevo) i polimernih materijala (desno) [80]	68
Slika 46. Grafički prikaz odnosa reciklabilnosti i cijene metalnih materijala [80].....	69
Slika 47. Grafički prikaz potrebne uložene energije za proizvodnju materijala i cijene kompozitnih materijala [80]	69
Slika 48. Model naslona za stopalo	73
Slika 49. Masa naslona za stopalo.....	74
Slika 50. Prikaz rotacijskog mehanizma sa vanjske bočne strane.....	75
Slika 51. Prikaz rotacijskog mehanizma sa unutarnje bočne strane.....	75
Slika 52. Presjek rotacijskog mehanizma u sagitalnoj ravnini.....	76
Slika 53. Presjek rotacijskog mehanizma u frontalnoj ravnini.....	77
Slika 54. Masa rotacijskog mehanizma.....	78
Slika 55. Model niske potkoljениčne ljuske sa pjenastom ispunom.....	78
Slika 56. Masa niske potkoljениčne ljuske sa pjenastom ispunom.....	79
Slika 57. Idejni model rotacijskih mehanizama	80
Slika 58. Prikaz presjeka manjeg rotacijskog mehanizma	81
Slika 59. Prikaz presjeka većeg rotacijskog mehanizma.....	81
Slika 60. Sveukupna masa rotacijskih mehanizama.....	82
Slika 61. Prikaz predloženog konstrukcijskog rješenja proteze za djelomičnu amputaciju stopala po Lisfrancu.....	83
Slika 62. Prikaz konfiguracije proteze za djelomičnu amputaciju stopala po Lisfrancu pri fazi odmicanja stopala od tla	84
Slika 63. Sveukupna masa predloženog konstrukcijskog rješenja proteze za djelomičnu amputaciju stopala po Lisfrancu.....	85
Slika 64. Prikaz particija modela.....	86
Slika 65. Prikaz iznosa gustoće modela naslona za stopalo	87
Slika 66. Prikaz iznosa modula elastičnosti i Poissonova koeficijenta modela naslona za stopalo	87
Slika 67. Prikaz definiranja veličine inkrementa inicijalnog koraka	88
Slika 68. Prikaz površine ekvivalentnog opterećenja pritiska pete pri udaru s podlogom.....	89
Slika 69. Prikaz površine rubnog uvjeta na površini pete	89
Slika 70. Prikaz proizvoljne mreže tetraedarskih konačnih elemenata	90
Slika 71. Prikaz maksimalnih naprezanja naslona za stopalo pri udaru pete o podlogu.....	90
Slika 72. Grafički prikaz konvergencije vrijednosti maksimalnih naprezanja naslona za stopalo pri udaru pete o podlogu.....	91
Slika 73. Prikaz maksimalnog ukupnog zakreta pete pri udaru	91
Slika 74. Grafički prikaz konvergencije vrijednosti kutnog zakreta naslona za stopalo pri udaru pete o podlogu	92
Slika 75. Prikaz površine ekvivalentnog opterećenja pritiska djelomično amputiranog stopala na naslon.....	93
Slika 76. Prikaz površine rubnog uvjeta naslona za stopalo pri pritisku djelomično amputiranog stopala.....	93
Slika 77. Maksimalna naprezanja naslona za stopalo pri pritisku djelomično amputiranog stopala	94

Slika 78. Grafički prikaz konvergencije vrijednosti maksimalnih naprežanja naslona za stopalo pri pritisku djelomično amputiranog stopala.....	94
Slika 79. Prikaz definiranog limita.....	95
Slika 80. Prikaz maksimalnih pomaka naslona za stopalo.....	96
Slika 81. Grafički prikaz konvergencije vrijednosti maksimalnog pomaka naslona za stopalo pri pritisku djelomičnog amputiranog stopala	96

POPIS TABLICA

Tablica 1. Raspon kretnji glavnih zglobova donjih ekstremiteta pri fazama hoda [23].....	17
Tablica 2. Raspon maksimalnih kretnji zglobova stopala [3],[27],[28],[29],[30]	18
Tablica 3. Tehnički upitnik [69].....	40
Tablica 4. Ograničenja u razvoju proteze i razlozi.....	44
Tablica 5. Definicija cilja [69]	45
Tablica 6. Morfološka matrica	47
Tablica 7. Matrica odlučivanja za predodabir koncepata.....	54
Tablica 8. Matrica ocjenjivanja koncepata.....	58
Tablica 9. Oznake i vrijednosti mjera stopala [74]	61
Tablica 10. Svojstva izabranog kompozitnog materijala [82],[83].....	70
Tablica 11. Svojstva izabranog polimernog materijala [86]	71
Tablica 12. Osnovna mehanička svojstva izabranog metalnog materijala [87].....	72

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
A	%	Istezljivost materijala
A_b	%	Istezljivost materijala pri lomu
E	MPa	Modul elastičnosti
E_f	MPa	Fleksijski modul elastičnosti
F_h	N	Ekvivalentna sila na peti
F_p	N	Ekvivalentna sila podloge
$F_{pret.}$	N	Pretpostavljena sila
G	MPa	Modul smičnosti
g	m/s ²	Gravitacijsko ubrzanje
R_m	MPa	Vlačna čvrstoća
$R_p 0,2$	MPa	Granica proporcionalnosti
S	-	Faktor sigurnosti
T_{max}	°C	Maksimalna radna temperatura
T_{min}	°C	Minimalna radna temperatura
σ_c	MPa	Tlačna naprezanje
$\sigma_{c,dop.}$	MPa	Dopušteno tlačno naprezanje
σ_f	MPa	Fleksijsko naprezanje
σ_{max}	MPa	Maksimalno naprezanje
σ_t	MPa	Vlačno naprezanje
ρ	kg/m ³	Gustoća
τ	MPa	Smično naprezanje

SAŽETAK

Proteze za djelomičnu amputaciju stopala su prijeko potrebne za nadomještanje izgubljene funkcije poluge prednjeg dijela stopala te izgubljene funkcije mišića čime je umanjen biomehanički disbalans, uspostavljena stabilna, dinamička ravnoteža te naposljetku omogućeno normalno kretanje korisnika. S obzirom da postoji više vrsta djelomičnih amputacija stopala, među njima postoje razlike u novonastalom biomehaničkom stanju stopala, ali i lokomotornog sustava, koje moraju biti uvažene pri konstrukcijskoj razradi kako bi što cjelovitije bilo omogućeno normalno kretanje korisnika. Postoji veliki broj konstrukcijskih rješenja proteza za pojedinu djelomičnu amputaciju stopala, no nadomještanje izgubljene funkcije poluge prednjeg dijela stopala kao i omogućavanje normalnog kretanja korisnika je omogućeno u određenom stupnju.

Cilj ovoga rada je prikazati predloženo konstrukcijsko rješenje proteze za izabranu djelomičnu amputaciju stopala s kojom je moguće u potpunosti nadomjestiti izgubljenu funkciju poluge prednjeg dijela stopala kojom se postiže normalno kretanje korisnika.

U ovome radu je obrađena osnovna građa funkcionalnih anatomskih elemenata stopala te je obuhvaćena biomehanika zdravog stopala. Kako postoje neusklađenosti uzrokovane raznim faktorima, izrađena je podjela djelomičnih amputacija stopala nad kojima je izvršena biomehanička analiza sa naznakom na međusobne biomehaničke razlike. Analizom tržišta su predstavljeni pojedini primjeri postojećih proizvoda proteza za djelomičnu amputaciju stopala prema funkcionalnosti proizvoda te su ustanovljene prednosti i nedostaci proizvoda. Pri koncipiranju su izrađeni tehnički upitnik i definicija cilja te su određeni očekivani uvjeti korištenja, konstrukcijski zahtjevi i ograničenja za izabranu vrstu djelomične amputacije stopala. Nadalje, izrađeni su te vrednovani i ocijenjeni koncepti, a prema najbolje, prema kriterijima, ocjenjenom konceptu je izvršena konstrukcijska razrada proteze za izabranu vrstu djelomične amputacije stopala, gdje je prikazano i konačno predloženo konstrukcijsko rješenje proteze sa opisom poboljšane funkcionalnosti. Vršanjem analize naprezanja proteze metodom konačnih elemenata u softverskom paketu Abaqus je ustanovljena nosivost proteze za izabranu vrstu djelomične amputacije stopala.

Rezultati ovog rada ukazuju na mogućnost izrade proteze za izabranu vrstu djelomične amputacije stopala koja omogućuje nadomještanje izgubljene funkcije poluge prednjeg dijela stopala.

Ključne riječi: djelomična amputacija stopala, biomehaničke razlike, predloženo konstrukcijsko rješenje, Abaqus

SUMMARY

Prostheses for partial amputation of the foot are necessary to replace the lost function of the lever of the forefoot and the lost muscle functions, which reduces biomechanical imbalance, establishes a stable, dynamic balance and ultimately enables normal movement of the user. Given that there are several types of partial amputations of the foot, among them there are differences in the newly established biomechanical state of the foot, but also of the locomotor system, which must be taken into account during the engineering design process in order to enable the normal movement of the user as completely as possible. There is a large number of designed solutions of prostheses for individual partial amputation of the foot, but the replacement of the lost function of the lever of the forefoot as well as enabling normal movement of the user is possible to a certain degree.

The aim of this thesis is to present the proposed designed solution of the prosthesis for the selected partial amputation of the foot with which it is possible to completely replace the lost function of the lever of the forefoot which achieves normal movement of the user.

This thesis deals with the basic structure of functional anatomical elements of the foot and includes the biomechanics of a healthy foot. As there are mismatches caused by various factors, a division of partial amputations of the foot was made and on which a biomechanical analysis was performed with an indication on mutual biomechanical differences. The market analysis presents some examples of existing products of prostheses for partial amputation of the foot according to the functionality of the product and the advantages and disadvantages of the product were established. During the conception, a technical questionnaire and a definition of the target were made and the expected conditions of use, structural requirements and restrictions for the selected type of partial amputation of the foot were determined. Furthermore, concepts were made, evaluated and graded, and according to the best, by criteria, graded concept was the engineering design of the prosthesis for the selected type of partial amputation of the foot carried out, where the final proposed design of the prosthesis with a description of improved functionality was presented. By performing a prosthesis stress analysis by finite element method in the Abaqus software package, the bearing capacity of the prosthesis for the selected type of partial amputation of the foot was established.

The results of this work indicate the possibility of making a prosthesis for the selected type of partial amputation of the foot, which allows to replace the lost function of the lever of the front of the foot.

Key words: partial amputation of the foot, biomechanical differences, proposed designed solution, Abaqus

1. UVOD

U današnje vrijeme postoji veliki broj proizvođača kojima je fokus na izradi protetičkih konstrukcija koje nadomještaju izgubljene funkcije amputiranih dijelova tijela, pogotovo udova, kako bi bio olakšan svakodnevni život unesrećenim osobama. Izrada proteza nije jednosmjerna ulica gdje kraj ulice predstavlja izlaz i konačno rješenje, već je skup kompleksnih procesa razvijanja rješenja uz korištenje potrebnog znanja iz raznih područja za realizaciju konačne konstrukcije u kojima putevi ka konačnom rješenju su mogući odvijanjem iterativnim razvojnim procesom.

Na raznim arheološkim nalazištima su pronađene razne vrste nadomjestaka te kako su ljudi prije par tisućljeća izrađivali svoje vrste protetičkih nadomjestaka i time si olakšavali život. Na slici 1. je prikazan jedan od pronađenih protetičkih nadomjestaka nožnog palca u starom Egiptu starosti otprilike 3000 godina.



Slika 1. Prikaz estetske proteze iz doba starog Egipta [1]

Kako je kroz povijest dobiveno sve više novih saznanja iz raznih prirodoslovnih područja, time su poboljšane i funkcionalnosti protetičkih i kozmetičkih nadomjestaka, a sve veća primjena je započela još u 20. stoljeću nakon prvog svjetskog rata. Sredinom 20. stoljeća je konstruiranje težilo što bliskijem oponašanju funkcija amputiranih dijelova tijela, pretežito udova, kojima je u konačnici uvjetovala i pojava prvih biomehatroničkih sustava, krajem 20. stoljeća, i time prvih protetičkih sustava gležnja i stopala s kojima je omogućeno prigušivanje udaraca o podlogu putem sustava [2].

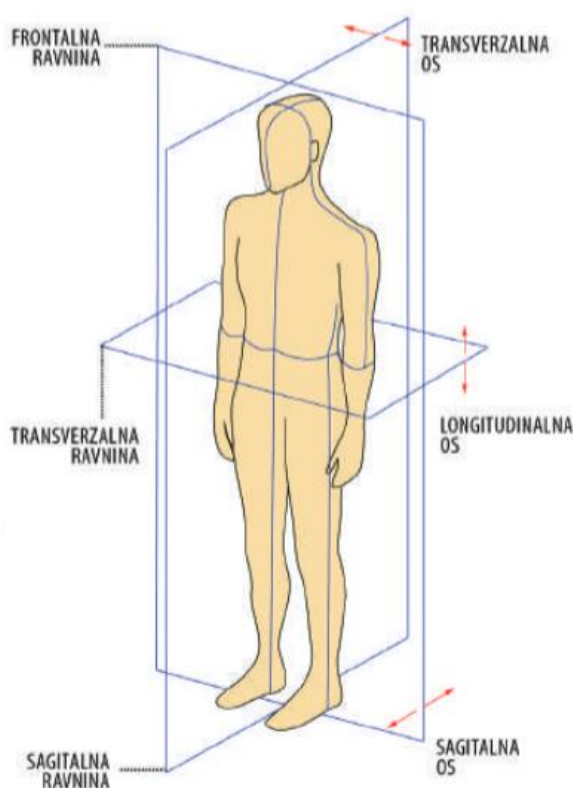
Većina današnjih proteza stopala je podijeljena s obzirom na glavne aktivnosti poput trčanja i hodanja, jer su drugačiji statički i dinamički uvjeti korištenja u pitanju te se sve više ulaže u poboljšavanju performansi i izdržljivosti postojećih proteza kako bi bio omogućen duži vijek trajanja.

2. OSNOVE GRAĐE STOPALA

Kako bi bila opisana točna i jednoznačna informacija na tijelu, upotrebljavaju se precizno definirani stručni termini koji daju anatomske opis [3]. U svrhu lakšeg shvaćanja, u ovome radu su korišteni kroatizirani termini anatomske nomenklature kako bi bilo olakšano shvaćanje.

2.1. Orijentacija na tijelu

Orijentacija o položaju na tijelu je opisana putem definiranih osi i ravnina, koje su međusobno okomite, te je moguće nadodati i opise smjera za bolji opis položaja. Trenutno su definirane tri glavne ravnine i tri glavne osi kojima je dani opis položaja na tijelu. Osi su podijeljene na okomitu (longitudinalnu), sagitalnu i vodoravnu (transverzalnu) os. Okomita os teče uzduž od glave do tabana i okomita je na podlogu, sagitalna os prolazi od straga prema naprijed kroz stražnju i prednju stranu tijela, a vodoravna os prolazi poprečno s lijeva nadesno i obratno. Glavne ravnine su podijeljene na frontalnu, sagitalnu i vodoravnu (transverzalnu) ravninu. Frontalna ravnina dijeli tijelo na prednji i stražnji dio, sagitalna ravnina dijeli tijelo na lijevu i desnu stranu, a vodoravna ravnina teče poprečno kroz tijelo i dijeli tijelo na gornji i donji dio. Osim tih triju glavnih ravnina, definirana je zasebno i medijana ravnina, jedna od sagitalnih ravnina, koja dijeli tijelo na dvije zrcalne polovice (antimere) [3]. Na slici 2. su prikazane ravnine i osi tijela.



Slika 2. Prikaz glavnih osi i ravnina na tijelu [4]

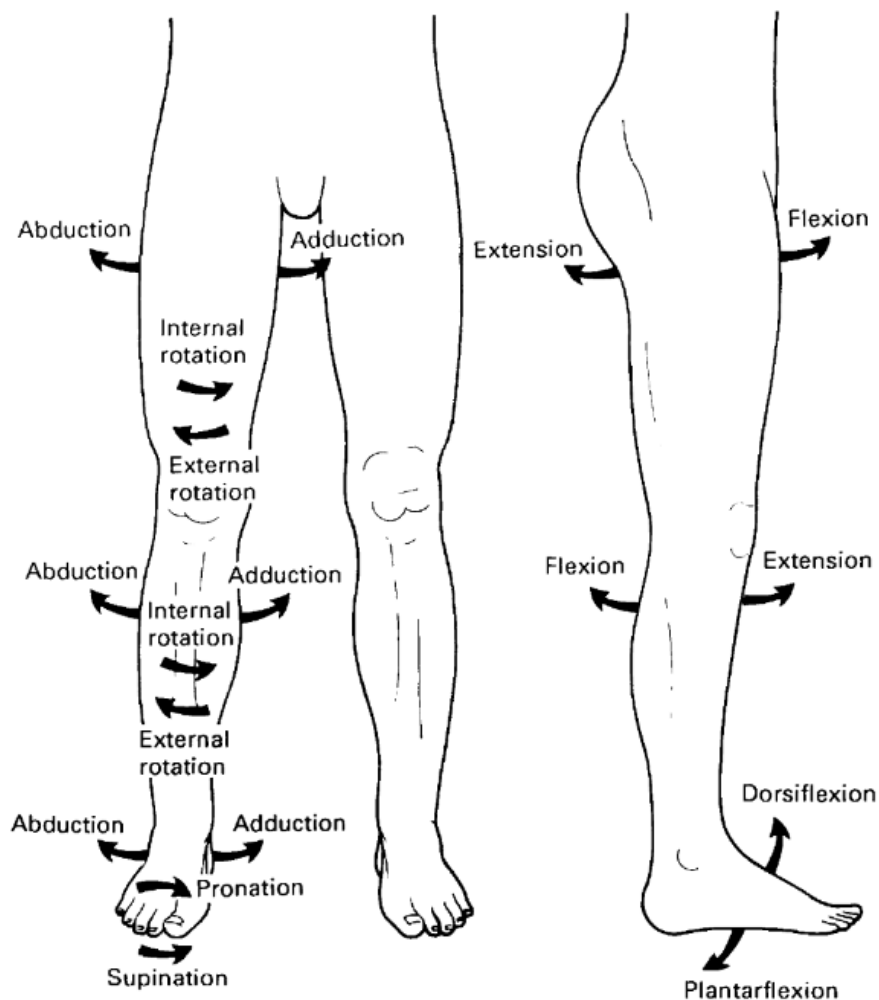
Opisi smjera su odabrani tako da su valjani bez obzira na položaj čovjeka u prostoru te se pojedini opisi smjera razlikuju ovisno o dijelu tijela koji je opisan [3]. Općenito za udove, u ovom slučaju za donje ekstremitete, upotrebljavaju se sljedeći definirani termini koji pridonose korektnome opisu anatomije prema [3]:

- Distalno - usmjereno prema kraju uda, tj. prema prstima;
- Proksimalno - usmjereno prema trupu ili da je smješteno bliže trupu;
- Plantarno - usmjereno prema tabanu;
- Dorzalno – usmjereno prema hrptu stopala;
- Fibularno – usmjereno prema lisnoj kosti, prema malome nožnomu prstu;
- Tibijalno – usmjereno prema goljeničnoj kosti, prema nožnom palcu;
- Medijalno – usmjereno prema medijanoj ravnini, prema sredini;

Osim opisivanja smjera su zasebno definirani i termini za smjerove kretanja zglobova tijela. Za zglobove udova, u ovom slučaju za donje ekstremitete, upotrebljavaju se, prema [3], sljedeći definirani termini koji pridonose korektnome opisu kretanja zglobova tijela:

- Fleksija – pregibanje uda oko poprečne osi;
- Ekstenzija – istezanje uda oko poprečne osi;
- Inverzija – uvrtnje stopala, pri čemu se podiže medijalni rub stopala;
- Everzija – uvrtnje stopala, pri čemu se spušta medijalni rub stopala;
- Adukcija – primicanje uda tijelu;
- Abdukcija – odmicanje uda od tijela;
- Unutarnja rotacija – unutarnje okretanje uda oko dulje osi;
- Vanjska rotacija – vanjsko okretanje uda oko dulje osi;
- Supinacija – pokret koji uključuje adukciju, inverziju i dorzalnu fleksiju stopala;
- Pronacija – pokret koji uključuje abdukciju, everziju i plantarnu fleksiju stopala;

Osim prethodno navedenih smjerova kretnji korištene su i složenice poput plantarne fleksije i dorzalne fleksije koje istovremeno daju opis i smjer kretnje stopala [3]. U nekim literaturnim navodima su korišteni termini poput plantarne i dorzalne ekstenzije, čija upotreba neće biti korištena u ovome radu kako ne bi došlo do zabune, jer su u većini slučajeva upotrebljavani termini dorzalne i plantarne fleksije. Na slici 3. su prikazani smjerovi kretnji donjih ekstremiteta od kojih se najviše razmatraju kretnje u području stopala.



Slika 3. Prikaz kretnji na području donjih ekstremiteta [5]

2.2. Uvod u anatomiju stopala

Stjecanjem uspravnoga hoda, čovjeku je iz stopala za hvatanje i penjanje nastalo stopalo za hodanje i trčanje: nazadna tvorba prstiju, gubitak mogućnosti opozicije palca, povećanje nožja (do 50% duljine stopala) i izgradnja poprečnoga i uzdužnoga svoda koji gibljivo prenose težinu tijela pri opterećenjima. Stopalo, kao organ za oslonac, ima zadaću prijenosa tjelesne težine i omogućuje kretanje, a prema potkoljenici je postavljeno pravokutno. U prijelaznom se području (u ravnini gležnja) nalaze oba nožna zgloba koji omogućuju kretnje te skupa s krutim zglobnim vodom preostalog stopala omogućuju optimalno prilagođavanje tlu kao podlozi [3].

2.2.1. *Kosti stopala*

Kostur stopala se dijeli u medijalni i lateralni niz, gdje medijalni (tibijalni) niz čine gležnajska kost (lat. *os talus*), čunasta kost (lat. *os naviculare*), tri klinaste kosti (lat. *ossa cuneiformia*), kosti donožja I.-III. (lat. *ossa metatarsalia*), i kosti prstiju I.-III., (lat. *ossa digitorum pedis*), dok lateralni (fibularni) niz čine petna kost (lat. *os calcaneus*), kockasta kost (lat. *os cuboideum*), kosti donožja

IV.-V. i kosti prstiju IV.-V. Distalno su nizovi blizu jedan drugome, dok proksimalno leže jedan preko drugoga. Zbog toga nastaju uzdužni i poprečni svodovi stopala koji pri opterećenjima gibljivo nose težinu tijela [3].

Osim toga, kostur stopala se dijeli u tri dijela [3]:

1. Kost nožja (lat. *ossa tarsi [tarsalia]*)

Kosti nožja su kratke kosti koje su zbog velikog opterećenja snažno oblikovane. Trabekule spužvaste kosti, koje se nalaze ispod debelog sloja kortikalne kosti, imaju trajektorijalnu građu, koje ukazuju na optimalno prenošenje sila tokom obavljanja radnji. Proksimalni dio nožja čine samo dvije kosti, gležanjska i petna kost, koje leže jedna preko druge te samo gležanjska kost ima zglobni kontakt sa kostima potkoljenice, lisnom i goljeničnom kosti (gornji nožni zglob). Sa donje strane se povezuje sa petnom kosti te sprijeđa sa čunastom kosti (donji nožni zglob). Gležanjska kost je važna, jer prenosi teret tijela s potkoljenice na suptalarni kostur stopala. Petna kost je ujedno i najveća kost stopala te stražnji dio kosti služi kao hvatište Ahilovoj tetivi. Proksimalni dio nožja čini tzv. Chopartovu zglobnu liniju koja obuhvaća zglobove smještenih između proksimalnog i distalnog dijela nožja [3].

Distalni dio nožja čine tri klinaste kosti i kockasta kost koje se nalaze jedna do druge te čunasta kost koja se nalazi na medijalnom rubu stopala između gležanjske kosti i tri klinaste kosti. Klinaste kosti, kako i sam naziv izriče, imaju klinasti oblik te se njihove baze kosti razlikuju. Klinasta medijalna kost ima bazu koja je usmjerena plantarno, dok su baze intermedijalne i lateralne klinaste kosti usmjerene dorzalno, a razlog tome je što takav raspored pojačava poprečni svod stopala. Sa proksimalne strane, klinaste kosti su povezane sa čunastom kosti, a sa distalne strane sa kostima donožja I.-III. putem ligamenata. Kockasta kost sa distalne strane sadrži dvije zglobne površine za povezivanje sa četvrtom i petom kosti donožja. Svi zglobovi između distalnog dijela nožja i kostiju donožja čine tzv. Lisfrancovu zglobnu liniju [3].

2. Kost donožja (lat. *ossa metatarsalia*)

Sastoji se od pet kostiju gdje se razlikuje tijelo, baza i glava kostiju. Tijelo je u plantarnom pravcu konkavno savijeno. Tijelo kostiju donožja ima trokutasti presjek, a srednji odsječci su uzdužno zavrnuti [3] te sveukupna konfiguracija podsjeća na antičke rimske lukove koji su smatrani čvrstom i stabilnom strukturom. Same baze kostiju donožja artikuliraju proksimalno zglobnim površinama s čunastom i kockastom kosti (iznimka je peta metatarzalna kost) te su metatarzalne kosti II.-V. još u međusobnom zglobnom kontaktu povezane ligamentima. Potrebno je napomenuti da je prva kost donožja najjača, ali i najkraća, dok je druga kost donožja najdulja, a glavni razlog leži u prijenosu opterećenja u stopalu [3].

3. Kostii prstiju (lat. *ossa digitorum pedis*)

Koštana građa nožnih prstiju jednaka je prstima šake te se razlikuju osnovni, srednji i krajnji članak. Čovjek sveukupno sadrži 14 kostiju članaka prstiju gdje palac je jedini prst koji sadrži dva članka, dok ostali prsti sadrže tri. Na krajnjem članku se nalazi distalno-plantarna hrapava površina za pričvršćenje vezivnog tkiva vršaka prstiju koje je od iznimne važnosti pri hodu. Gornji i donji nožni zglob su izuzetno bitni za kretanje, a sastavljeni su od kostiju, ligamenata i tetiva mišića [3].

2.2.2. Zglobovi stopala

Gornji nožni zglob (isto zvan i skočni zglob) podrazumijeva međusobno povezanu strukturu goljenične i lisne kosti te gležanjske kosti putem pojedinih ligamenata [3]. Prednji i stražnji tibiofibularni ligamenti zajedno sa medijalnim (deltoidnim) i lateralnim ligamentnim sustavima čine tzv. sindesmozu, što je naziv za zglob u kojem su koštani elementi međusobno povezani ligamentima, vezivnim tkivom ili čvrstom membranom [6]. Osim toga, po obliku zglobnih tijela je gornji nožni zglob (lat. *articulatio talocruralis*) ujedno i kutni zglob sa sigurnim koštanim i ligamentnim vodom. Glavnu stabilnost gornjeg nožnog zgloba vode lateralne i medijalne ligamentne strukture, jer njihova prednja vlakna osiguravaju zglob pri plantarnoj fleksiji, dok su stražnja vlakna nategnuta pri dorzalnoj fleksiji. Pritom, srednja vlakna sprječavaju prelamanja stopala prema medijalno, odnosno lateralno. Osim toga, medijalni ligamenti sprječavaju everziju gležnja i lateralni pomak gležanjske kosti, dok lateralni ligamenti sprječavaju inverziju gležnja i prednji pomak gležanjske kosti [3].

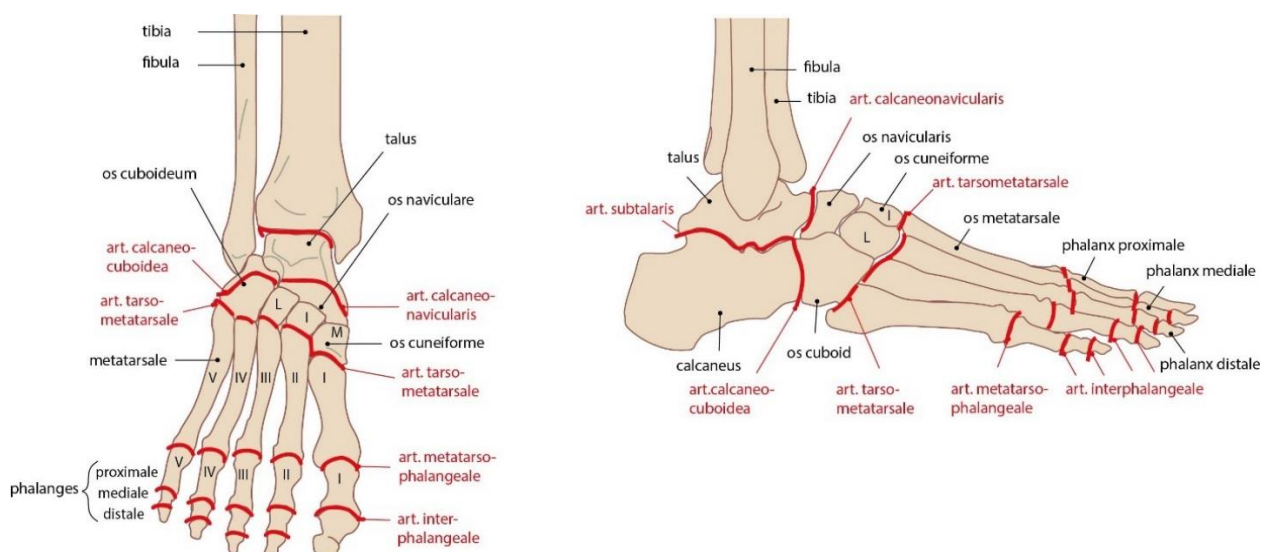
Donji nožni zglob čine dva zasebna zgloba: suptalarni (lat. *articulatio subtalaris*) i talokalkaneonavikularni (lat. *articulatio talocalcaneonavicularis*) zglob. U suptalarnom zglobu artikuliraju gležanjska i petna kost, a na rubovima samih zglobnih površina se nalazi čahura koja pripomaže u jačanju samoga zgloba, obložena sinovijalnom membranom koja se pričvršćuje na zglobnu hrskavicu smještenu između zglobnih ploha gležanjske i petne kosti [7]. Glavni ligamenti koji sudjeluju u izvršavanju funkcije stabiliziranja suptalarnog zgloba uključuju medijalne i lateralne talokalkanealne ligamente (lat. *lig. talocalcaneum*) i interosealni ligament (lat. *lig. interosseum*), koji daju većinu čvrstoće suptalarnom zglobu. Ujedno se smatra da interosealni ligamenti (ligamenti koji povezuju susjedne kosti) s obzirom na svoj položaj, djeluju poput elastičnog graničnika, a također da su najvažniji u širenju zglobne vilice tijekom dorzalne fleksije u gležnju. U talokalkaneonavikularnom zglobu artikuliraju u prednjoj komori gležanjska, petna i čunasta kost. Osim zglobnih ploha na gležanjskoj, petnoj i čunastoj kosti, tu se nalazi i hrskavicom obloženo zglobno tijelo koje čini plantarni kalkaneonavikularni ligament (lat. *lig. calcaneonaviculare plantare*), sveza koja povezuje petnu sa čunastom kosti i zajedno s njome

oblikuje konkavno zglobno tijelo za uzgobljenje glave gležnjske kosti. Bitna činjenica je da taj ligament podupire uzdužni svod stopala. Općenito, donji nožni zglob je vrsta tzv. obrtnog kuglastog zgloba, gdje se stražnji dio stopala može okrenuti prema unutra (inverzija) te prema vani (everzija), a ograničenost samih pokreta je uzrokovano vlaknima ligamenata [3].

Osim gornjeg i donjeg nožnog zgloba, među preostalim zglobovima kosti nožja spadaju: zglob kockaste i petne kosti, zglob klinaste i čunaste kosti, međuklinasti zglobovi te zglob klinaste i kockaste kosti. S obzirom da su zglobne veze kostiju distalnog nožja definirane kao amfiartroze koje dopuštaju manji opseg kretnji (limitiranje pokretljivosti), a zbroj tih malih kretnji u pojedinačnim zglobovima omogućuje prilagođavanje stopala tlu. Osim toga, skupa s kretnjama u Chopartovu zglobu i u Lisfrancovoj zglobnoj liniji su moguće okretajne kretnje prednjeg dijela stopala prema njegovom stražnjem dijelu – pronacija i supinacija. Zglobovi nožja i donožja ili tarzometatarzalni zglobovi tvore, već prethodno navedenu, Lisfrancovu zglobnu liniju te ti zglobovi dopuštaju kretnje u maloj mjeri poput plantarne fleksije i dorzalne fleksije distalnih dijelova stopala te sudjeluju pri izvrtanju prednjega dijela stopala. Te kretnje osiguravaju dorzalni, plantarni i tarzometatarzalni ligamenti [3].

Zglobovi između kostiju donožja se referiraju na zglobne površine koje se nalaze na bazama metatarzalnih kostiju II.-V. na koje se vežu dugi plantarni ligamenti koji mjerodavno sudjeluju u održavanju uzdužnoga svoda stopala [3].

Preostali zglobovi na stopalu su zglobovi između kostiju donožja i prstiju koji imaju posebno važnu ulogu, zajedno sa određenim tetivnim i fascijalnim strukturama, u čovjekovom hodu te zglobovi između samih članaka prstiju u kojima se odvijaju kutne kretnje [3]. Na slici 4. su prikazane kosti i linije zglobova stopala.



Slika 4. Popis kostiju i zglobova stopala [8]

2.2.3. Mišići stopala i potkoljenice

Kako su ligamenti pasivni stabilizatori, mišići i tetive se smatraju aktivnim stabilizatorima. Mišići stopala ima u velikom broju, među kojima dva sa gornje strane stopala služe kao ekstenzori prstiju stopala te 10 mišića tabana koji sudjeluju u abdukciji, adukciji te fleksiji prstiju, a istovremeno podupiru svodove stopala [3]. Osim mišića stopala, pri pokretanju stopala sudjeluju mišići i tetive potkoljenice, jer služe kao dinamički stabilizatori gležnja, kojeg štite tijekom pokreta. Prema smještaju, mišići potkoljenice se dijele na tri skupine [9]:

1. Prednja skupina mišića potkoljenice

Tvore je tri mišića: prednji goljenični mišić (lat. *m. tibialis anterior*), dugi mišić za ispružanje prstiju (lat. *m. extensor digitorum longus*) i dugi mišić za ispružanje palca (lat. *m. extensor hallucis longus*) smješten između prethodna dva. Ovi mišići vrše pokrete dorzalne fleksije stopala i ispružanje prstiju te vrše everziju i inverziju stopala [9].

2. Lateralna skupina mišića potkoljenice

Tvore je dva mišića koji polaze sa lateralne plohe lisne kosti: dugi lisni mišić (lat. *m. peroneus longus*) i kratki lisni mišić (lat. *m. peroneus brevis*). Tetive oba mišića obilaze lateralni maleol (postranično produljenje goljenične kosti sa vanjske strane tijela) pri čemu se tetiva kratkog lisnog mišića hvata na petu metatarzalnu kost, a tetiva dugog lisnog mišića prelazi preko stopala s donje strane i hvata se na prvu metatarzalnu i klinastu kost. Oba mišića vrše plantarnu fleksiju i pronaciju stopala, pri čemu dugi lisni mišić podupire i poprečni svod stopala [9].

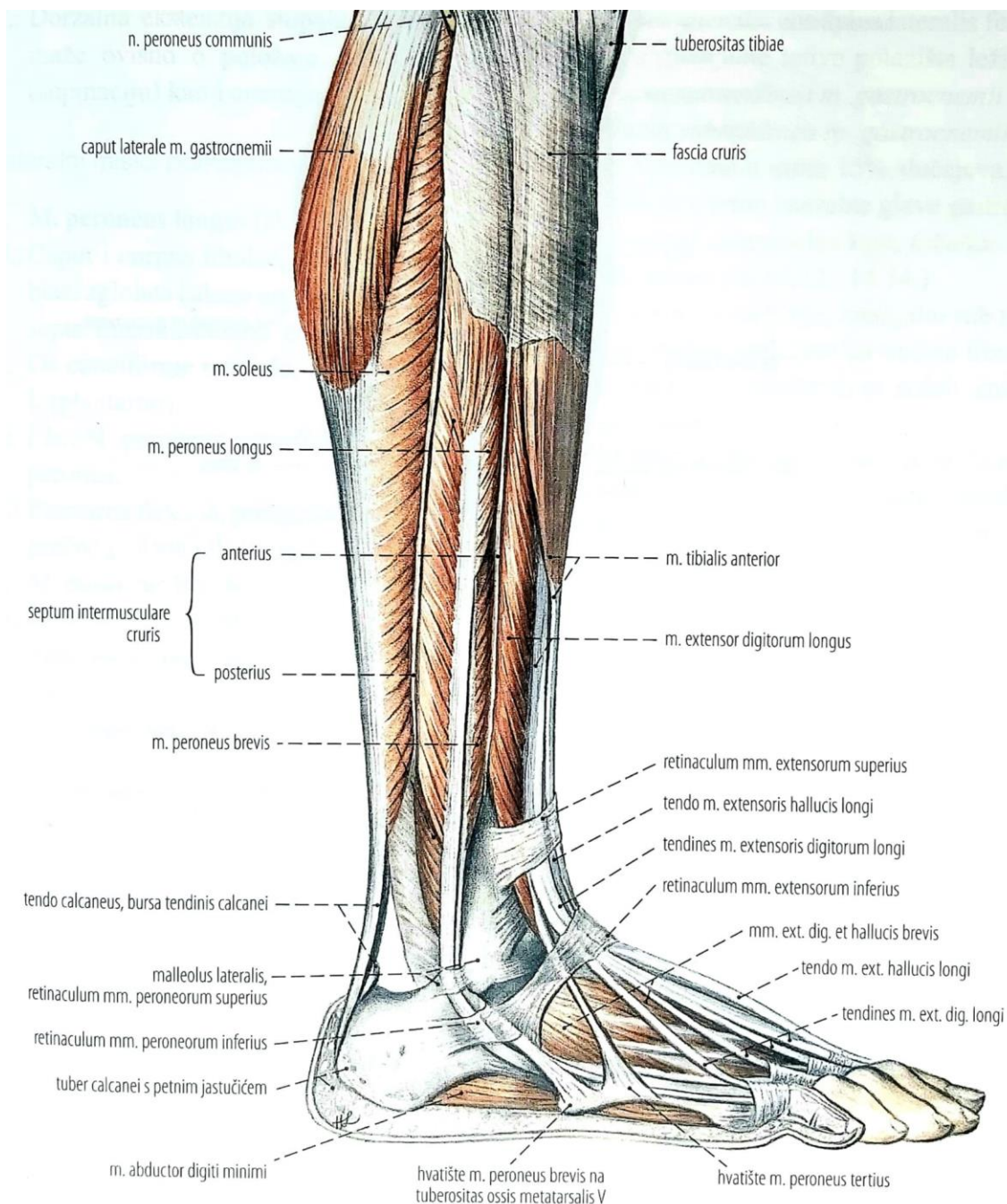
3. Stražnja skupina mišića potkoljenice

Tu se razlikuju površinski i duboki sloj mišića potkoljenice. U Površinskom sloju se nalazi troglavi mišić potkoljenice (lat. *m. triceps surae*), kojeg tvore trbušasti lisni mišić (lat. *m. gastrocnemius*) i ispod njega široki lisni mišić (lat. *m. soleus*). Trbušasti lisni mišić je dvoglavi mišić koji polazi sa dvije glave (medijalna i lateralna) iznad kvrgi bedrene kosti, dok široki lisni mišić polazi sa stražnje strane kostiju potkoljenice. Sve tri glave tricepsa formiraju završnu tetivu (Ahilovu tetivu) koja se hvata na stražnju stranu petne kosti. Trbušasti lisni mišić ima ulogu fleksora zgloba koljena, dok široki lisni mišić vrši plantarnu fleksiju i inverziju stopala. Još se može svrstati i mali plantarni mišić (lat. *m. plantaris*) koji se smatra odcjepljenjem lateralne glave od trbušastog mišića, a ima ulogu u sprječavanju uklještenja krvnih žila sa stražnje strane goljenične kosti pri fleksiji zgloba koljena [9].

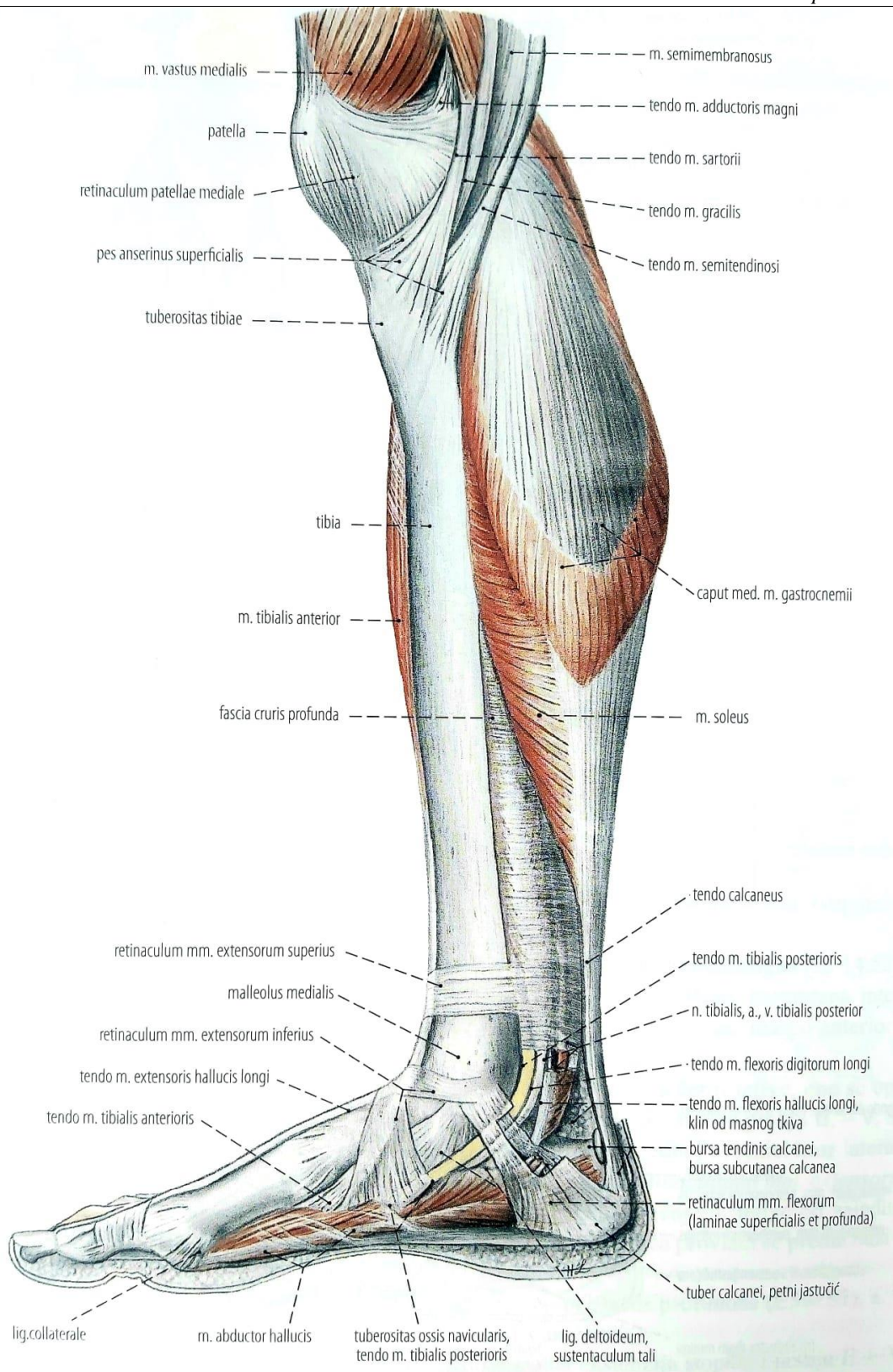
U dubokom sloju se nalaze tri mišića koja polaze sa stražnje strane kostiju potkoljenice: dugi mišić za pregibanje prstiju (lat. *m. flexor digitorum longus*), dugi mišić za pregibanje palca (lat. *m. flexor hallucis longus*) i stražnji goljenični mišić (lat. *m. tibialis posterior*). Mišići za pregibanje prstiju i

palca uz plantarnu fleksiju prstiju i palca vrše i supinaciju stopala. Tetiva stražnjeg goljeničnog mišića, zajedno sa tetivama mišića za pregibanje prstiju i palca zaobilazi medijalni maleol (postranično produljenje goljenične kosti sa unutarnje strane tijela) i hvata se sa donje strane čunaste i klinastih kostiju gdje mišić vrši plantarnu fleksiju i supinaciju stopala, a usput zateže poprečni i uzdužni svod stopala [9].

Na slici 5. i slici 6. su prikazani pojedini mišići, tetive i pojedine ovojnice potkoljenice i stopala, dok detaljniji prikazi građe stopala su dostupni na [10].



Slika 5. Prikaz anatomskih elemenata potkoljenice i stopala sa lateralne strane [3]



Slika 6. Prikaz anatomskih elemenata potkoljenice i stopala sa medijalne strane [3]

2.2.4. Fascije stopala

Fascija je ovojnica, struktura vezivnog tkiva koja okružuje mišiće, grupu mišića, krvne žile i živce povezujući neke strukture, a istovremeno dozvoljavajući drugim strukturama da glatko klize jedna

preko druge [11]. No, to je samo jedna od definicija koja nije smatrana potpuno preciznom te se mnogobrojnim pokušajima stvaranja konsenzusa dao dogovor o podjeli fascije sa anatomskog stajališta te sa funkcionalnog stajališta [12]. Sa funkcionalnog stajališta, fascija je definirana kao svako tkivo koje sadrži značajke sposobne za reagiranje na mehaničke podražaje. Pritom se daje značaj fascijalnom kontinuumu koji je rezultat evolucije savršene sinergije između različitih tkiva, sposobnih podržati, podijeliti, prodrijeti i povezivati svih okruga tijela, od epiderme do kosti, uključujući sve funkcije i organske strukture. Kontinuum stalno prenosi i prima mehanometaboličke informacije koje mogu utjecati na oblik i funkciju cijelog tijela [13]. Sa anatomskog stajališta postoji više vrsta fascija te su građom slične ligamentima, tetivama i aponeurozama (slojevi ravnih širokih tetiva), jer su sve građene od iste tvari, a njihova međusobna razlika je u funkcijama. Tkivo fascija je građeno od vezivnog tkiva u kojem se pronalaze gusto zbijeni svežnjevi kolagenskih vlakana usmjerenih valovito i paralelno sa smjerom pokreta mišića. Zbog takve građe, fascije su fleksibilne strukture sposobne podnijeti velike jednosmjerne sile pri napetosti sve dok se valoviti uzorak vlakana ne ispravi silom povlačenja. Fascija kao i druga meka tkiva ima promjenjiv stupanj elastičnosti koji joj omogućuje da izdrži deformaciju kada su sile i pritisak primijenjeni, jer se može oporaviti i vratiti u početni oblik, a jedan od razloga leži ne samo u elastičnim svojstvima, već i u viskoelastičnim svojstvima vezivnog tkiva. Od svih organa u ljudskom tijelu, fascija je jedna od struktura u kojem je najviše prisutno osjetilnih receptora te su u njoj ugrađeni živčani završetci i mehanoreceptori [11]. Zajedno sa mišićima čini skupni miofascijalni ili prema nekim navodima i neuromiofascijalni podsustav.

Stopalo sadrži prema smještaju dvije glavne ovojnice, tj. fascije: dorzalnu i plantarnu fasciju. Dorzalna fascija stopala se sastoji od površinskoga i dubokoga lista, gdje je površinski list srastao iznad gležnjeva kao i iznad medijalnog i lateralnog ruba stopala, dok duboki list prekriva kosti nožja i čahurno-ligamentne strukture, kao i metatarzalne kosti donožja [3].

Plantarna fascija (aponeuroza) je smještena ispod kože na tabanu i od kože je odijeljena slojem masnog tkiva (jastučići masnog tkiva), a sadrži tri dijela: srednji, medijalni i lateralni. Srednji dio je najvažniji, a radi se o snažnoj trokutastoj tetivnoj ploči koja polazi s izbočine petne kosti i usmjerena je prema naprijed te ima važnu biomehaničku ulogu. Baza trokuta se u području glava metatarzalnih kostiju dijeli na pet izdanaka koji pokrivaju tetive mišića za pregibanje prstiju, a naposljetku se hvataju za početne članke prstiju [14]. Iznad mišića palca i malog prsta je plantarna fascija tanja [3].

Osim dorzalne i plantarne fascije, ostale ovojnice obavijaju tetive stopala koje se nalaze na tetivama ekstenzora, na hvatišnim tetivama tri duboka fleksora te tetivama dugih i kratkih fleksora

prstiju II.-V. [3]. Spomenute su, jer također pridonose funkcijama poput pravilne opskrbe hranjivim tvarima putem krvnih žila, kretanjama mišića te optimalnom prijenosu sila [3].

2.2.5. *Jastučići masnog tkiva stopala*

Ljudski masni jastučić je složena struktura vezivnog i masnog tkiva smještena na bočnoj i donjoj strani stopala, kojeg karakterizira konfiguracija saća u kojoj fibrozni septum omata masne odjeljke. Fibrozni septum se uglavnom sastoji od kolagena i elastina i pruža ograničenje deformaciji masnih komora. Glavna uloga jastučića je disipacija energije udarnih opterećenja putem deformiranja masnih komora, a sama disipacija energije je moguća radi karakteristične geometrijske konfiguracije jastučića. Prema smještaju, jedan dio masnog tkiva potječe ispod plantarne aponeuroze i petne kosti, a proteže se prema koži u obliku slova “U” ili zareza, dok drugi dio potječe također ispod plantarne aponeuroze te obavija poprečni svod stopala. Ostali manji jastučići su uobičajeno smješteni ispod distalnih članaka prstiju [15]. Na slici 7. je prikazan položaj smještenih glavnih jastučića s masnim tkivom na stopalu.



Slika 7. Smještaj glavnih plantarnih jastučića masti stopala [16]

3. BIOMEHANIČKA ANALIZA DJELOMIČNIH AMPUTACIJA STOPALA

Biomehanika proučava utjecaj djelovanja vanjskih i unutarnjih mehaničkih sila na živi organizam, pri čemu mehaničke sile nastaju kao rezultat funkcije organizma (disanje, napetost mišića,...) ili mogu djelovati na organizam izvana [17]. Kako je čovjek izložen svakodnevnim aktivnostima, lokomotorni sustav je taj koji omogućuje obavljanje određene radnje ili aktivnosti te ima mogućnost uspostavljanja fine motorike određenih mišića, ali njihova koordinacija zahtijeva posebne vježbe. Osim toga, kako bi lokomotorni sustav mogao uspostaviti ravnotežno stanje mora postojati određeni stupanj sinergije među anatomskim elementima predodređeni funkcijama.

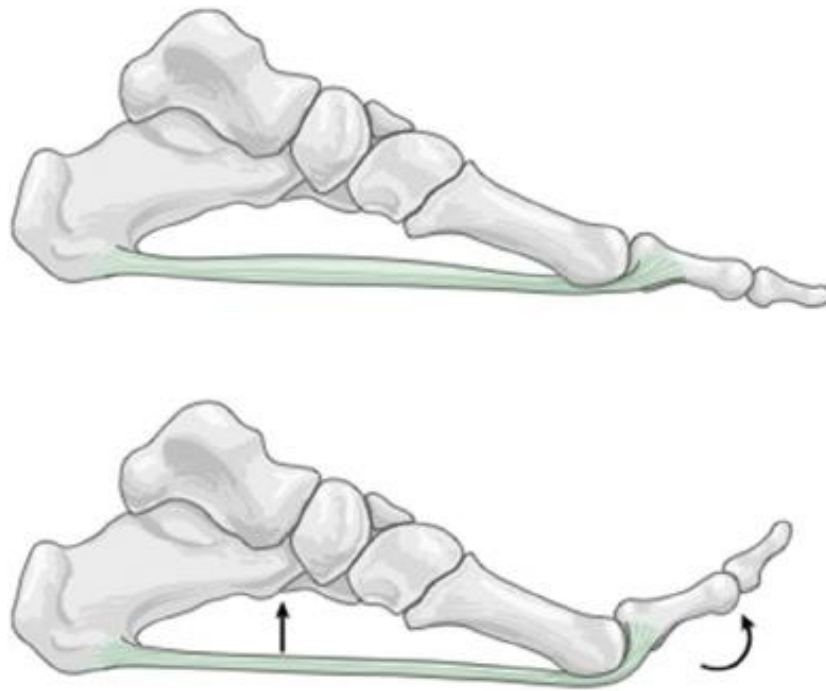
3.1. Biomehanika normalnog, zdravog stopala

Kako stopalo služi kao organ za oslonac te omogućuje kretanje, sama biomehanika stopala je kompleksno područje s obzirom da stopalo sadrži veći broj zglobova te skeletnih mišića, tetiva, ligamenata i fascija. Biomehanika normalnog, zdravog stopala se može podijeliti na statičke i dinamičke komponente, gdje statičke komponente uključuju kosti, ligamente, fascije te skladnost zglobnih površina, dok dinamičke komponente uključuju artrokinematiku kostiju te funkcije mišića [18].

Pojedine statičke komponente, ligamenti i kosti stopala, služe kao pasivna potpora pri održavanju svodova stopala, jer zajedničko poravnanje i skladnost metatarzalnih i tarzalnih kostiju su kritični za uspostavljanje uzdužnoga i poprečnoga svoda. Ovaj zajednički odnos također je važan za normalnu artrokinematiku stopala i gležnja. Međutim, glavnu zadaću preuzimanja opterećenja i naprezanja vrši plantarna fascija (plantarna aponeuroza) radi tzv. Windlass mehanizma te zajedno sa plantarnim ligamentima, kratkim mišićima tabana i stražnjim tibijalnim mišićem osiguravaju uzdužni svod stopala [18]. Pri dorzalnoj fleksiji prstiju stopala se stežu plantarni ligamenti zajedno sa plantarnom fascijom, pri čemu se onemogućuje dodatno primicanje petne kosti te učvršćuju koštano-ligamentne strukture kostiju nožja i donožja, a kao posljedica dolazi do laganog podizanja uzdužnog svoda stopala koji pogoduje u daljnjoj stabilizaciji stopala i generiranju pokreta supinacije [19]. Prethodni proces se naziva, već prethodno spomenuti Windlass mehanizam, prikazan na slici 8., i od bitnog je značaja pri normalnom hodu čovjeka, jer naizmjenično lagano podizanje i spuštanje uzdužnog svoda u hodu dovodi do spremnosti na nailazeća udarna opterećenja stopala te se time lakše prigušuju udarci (disipacija energije) i omogućuje prilagodljivost stopala podlozi.

Radi velikog broja zglobova, dinamika stopala i gležnja sadrži kompleksne radnje, pri čemu su stopalo i gležanj funkcionalno slični otvorenom ili zatvorenom kinematičkom lancu koji ovisi o

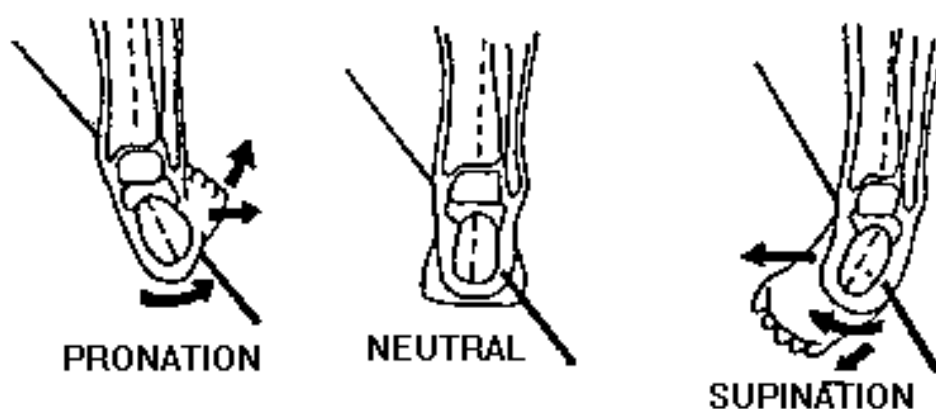
položaju stopala. Među kompleksnim pokretima stopala su svrstani pronacija i supinacija koji obavljaju trodimenzionalno gibanje stopala putem zglobova gležnja i stopala, a prisutni su pri ciklusu hoda čovjeka [18].



Slika 8. Prikaz Windlass mehanizma [20]

Pronacija se javlja pri fazi oslanjanja u hodu te priprema stopalo na apsorpciju udarca, prilagođavanju podlozi te postizanju ravnoteže. Pri samom “udarcu” pete o podlogu se javlja tlačna sila, iznosa otprilike 80% težine osobe, usmjerena vertikalno od podloge. Kako bi se na siguran način prenijela tlačna sila težine pri fazi oslanjanja, distribucija tlačne sile ovisi o samome poravnanju goljenične, gležanjske i petne kosti te se dio sile distribuira na metatarzalne kosti [18]. Za bolju apsorpciju udaraca, dodatno pripomažu i jastučići masnog tkiva sa plantarne strane stopala koji sudjeluju u ravnomjernoj i optimalnoj distribuciji tlačne sile koja je omogućena radi specifične građe jastučića. Osim tlačne sile se pojavljuju dvije smične sile od kojih jedna djeluje na gornjem nožnom zglobu (između goljenične i gležanjske kosti), a druga na suptalarnom zglobu uzrokovana unutarnjom rotacijom između gležanjske i petne kosti pri čemu dolazi do pomicanja petne kosti u lateralnom smjeru (smicanje). Takva rotacija je opisana nazivom “pretvarač okretnog momenta donjeg nožnog zgloba“ [18]. Potrebno je naglasiti da pri fazi oslanjanja u hodu nema rotacije, točnije, nema rotacije ili je u iznimno malim mjerama između goljenične i gležanjske kosti, jer gležanjska kost prati goljeničnu, radi ligamentnih struktura koje ih vežu, te unutarnjom rotacijom potkoljenice uspostavljaju pronaciju.

Supinacija se javlja na kraju faze oslanjanja u hodu nakon odvajanja prstiju od podloge. Naime, mišići potkoljenice kao i mišići tabana prije samoga odvajanja prstiju od podloge sudjeluju u stabilizaciji zglobova u Chopartovoj zglobnoj liniji te međuzglobova distalnih kostiju nožja, a vanjskom rotacijom donjeg nožnog zgloba se stvara smična sila, ovoga puta u suprotnom smjeru u odnosu na pokret pronacije, što i ima smisla, dok pomoću Windlass mehanizma se uspostavlja tzv. propulzija stopala putem prstiju kojim se stopalo u odguruje [18]. Time suptalarni zglob vrši inverziju i adukciju petne kosti kao reakcija na propulziju prstiju radi skladištene energije plantarne fascije i tetiva na prstima, gležanjaska kost vrši plantarnu fleksiju te se uspostavlja pokret supinacije (nakon odvajanja prstiju od podloge). Na slici 9. su prikazani položaji stopala pri prethodno navedenim kretnjama.



Slika 9. Prikaz pronacije, supinacije i neutralnog položaja stopala [21]

Potrebno je spomenuti da pri hodu sudjeluje većina ljudskog lokomotornog sustava te da su prijašnje kretnje opisane samo za područje stopala. U hodu osobe se najviše aktiviraju mišići stopala, potkoljenice, natkoljenice, mišići zgloba kuka te mišići stražnjice. Mišići zgloba kuka su ujedno i najvažniji, jer inicijalno pokreću donje ekstremitete putem pokretanja zdjelice na koju su vezani mišići aduktori natkoljenice i kuka, kao i mišići stražnjice koji osiguravaju stabilnost pelvisa pri oslanjanju jednog stopala o podlogu pri hodanju. Osim prethodno navedenih mišićnih skupina, dodatno sudjeluju mišići leđa, posebice skupina mišića u blizini kralježnice (lat. *m. erector spinae*) koji sudjeluju u kontroliranom pokretanju tijela zbog bogate inervacije spinalnim živcima kojima se potiče rad susjednih leđnih mišića, te abdominalni mišići, tj. cjelokupni abdominalni zid koji sinergijski s leđnim mišićima omogućuju pravilnu posturu tijela [22]. Dakle, veliki broj skupina mišića sinergijski sudjeluje u pravilnom iniciranju i upravljanju pokreta pri čemu neke skupine nisu ni smještene na području donjih ekstremiteta što ukazuje kako je ljudski lokomotorni sustav idealno povezana kompleksna cjelina. U tablici 1. su dani rasponi kretnji zglobova koljena, kuka i stopala pri određenim fazama u hodu.

Tablica 1. Raspon kretnji glavnih zglobova donjih ekstremiteta pri fazama hoda [23]

Zglob/Faza hoda	Faza oslanjanja noge		Faza njihanja noge	
	Rana faza	Kasna faza	Rana faza	Kasna faza
Kuk	10-20° fleksija	Fleksija u ekstenziju do 20°	Ekstenzija u fleksiju do 15°	15-20° fleksija
Koljeno	10-15° fleksija	5-10° fleksija	Povećanje fleksije na 40-60°	Ekstenzija koljena – Smanjenje fleksije do 5°
Gležanj	Do 5° plantarne fleksije	10-15° dorzalna fleksije	5-15° plantarne fleksije	Neutralna pozicija

Raspon kretnji stopala ovise od osobe do osobe, jer na njih utječe velik broj faktora poput masa osobe, starost, zdravlje osobe, razina aktivnosti, itd. Plantarna fleksija i dorzalna fleksija stopala se najviše pripisuju gornjem nožnom zglobu [24], no same kretnje su prisutne kod zglobova između članaka prstiju te između zglobova proksimalnih članaka prstiju i kostiju donožja (metatarzofalangealni zglobovi) [3]. Kod ostalih zglobova se javlja u iznimno malim rasponima, pogotovo kod suptalnog zgloba, ili uopće ne pridonose fleksijskim kretnjama. U Lisfrancovoj zglobnoj liniji se mogu zbivati dorzalna i plantarna fleksija, u manjem rasponu, iz razloga što metatarzalne kosti (I., II. i III.) sudjeluju u održavanju uzdužnog svoda medijalne strane stopala te je njihova pokretljivost uveliko ograničena ligamentima, dok sa druge strane, lateralne metatarzalne kosti (IV. i V.) imaju veći raspon pokretljivosti radi boljeg prilagođavanja podlozi, ali u općem slučaju lateralna strana pridonosi prigušivanju udaraca pri hodanju ili drugim aktivnostima [3].

Inverzija i everzija su najviše izraženi u suptalnom zglobu te su manje izraženi u zglobovima distalnog nožja i donožja (Chopartova i Lisfrancova zglobna linija i međuzglobovi) radi ligamenata [24]. Ove dvije kretnje su jedan od znakova pravilne pasivne i aktivne stabilizacije stopala, a najčešće se javljaju pri supinaciji i pronaciji stopala i radi unutarnje/vanjske rotacije noge.

Abdukcija i adukcija su najviše izraženi prilikom supinacije i pronacije stopala, a odražavaju se kao rezultat zajedničkih kretnji fleksije/ekstenzije i everzije/inverzije stopala. Najviše su izraženi u suptalnom zglobu radi položaja zglobnih ploha petne kosti, jer normala plohe zgloba u odnosu na transverzalnu ravninu leži pod kutom iznosa od 42°, a u odnosu na sagitalnu ravninu leži pod kutom od 16° [25]. Pri rotaciji toga zgloba se uzrokuje ne samo inverzija/everzija, nego i

spomenuta adukcija/abdukcija. Jedan od razloga položaja zglobnih ploha zglobova leži u optimalnoj raspodjeli sila i uravnoteženosti pokreta kako bi se potrošnja energije svela na minimum.

Raspon pojedinih kretnji stopala je zavisan ne samo o “trenutnom” položaju stopala, već o položaju cijele noge. Na raspon kretnji stopala najviše utječe položaj zgloba koljena, jer pojedini mišići potkoljenice, poput trbušastog lisnog mišića, su klasificirani kao višezglobni mišići, tj. njihove tetive se povezuju na više zglobova (poput koljena), a njihova ovisnost je dokazana prema [26]. U tablici 2. su dani maksimalni rasponi kretnji pojedinih zglobova stopala u odnosu na glavne ravnine.

Tablica 2. Raspon maksimalnih kretnji zglobova stopala [3],[27],[28],[29],[30]

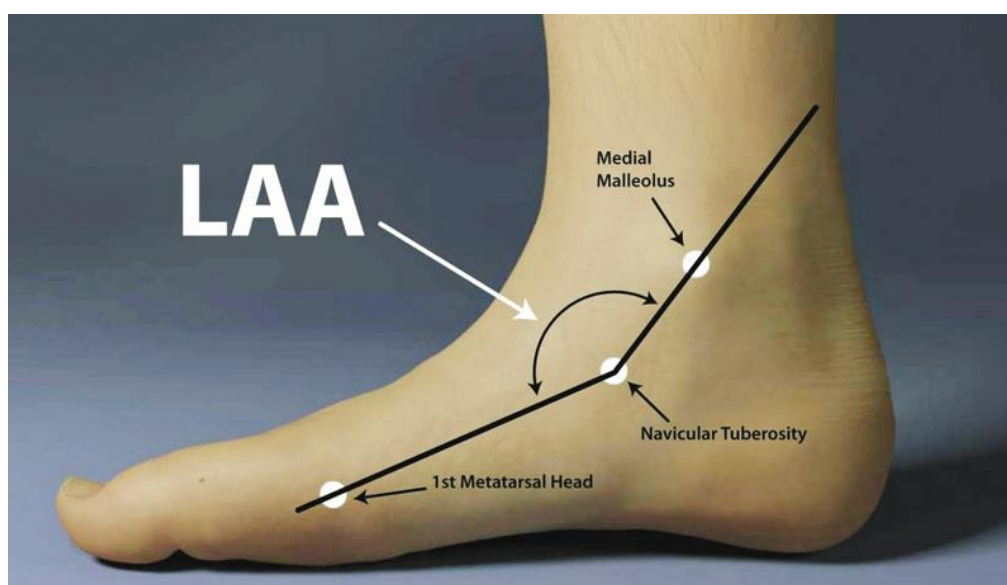
Zglob/kretnja	Plantarna fleksija	Dorzalna fleksija	Inverzija	Everzija	Abdukcija/adukcija
Gornji nožni zglob	40°-50°	20°-30°	U manjoj mjeri ¹	U manjoj mjeri	-
Suptalarni zglob	U manjoj mjeri	U manjoj mjeri	25°-30°	5°-10°	Abdukcija: do 10° Adukcija: do 25°
Chopartova zglobna linija	U manjoj mjeri	U manjoj mjeri	8°-10°	Do 3°	U manjoj mjeri
Lisfrancova zglobna linija	Do 5°	Do 10°	2°	2°	Abdukcija: 12° Adukcija: 5°
Metatarzofalangealni zglobovi	50°-60°	30°-40°	-	-	Do 5° (razlikuje se za pojedini zglob)
Zglobovi članaka nožnih prstiju	35°-80°	-	-	-	U manjoj mjeri

Optimalna distribucija sila ne ovisi samo o mišićima te koštano-ligamentnim strukturama, već i o sveukupnom miofascijalnom sustavu. Kako se komponente fascija smatraju biomehaničkim elementima, radi njihovih svojstava se uzima u obzir da se ponašaju kao tzv. “anatomske pračke” [31]. Naime, prema mnogim ispitivanjima se dobilo saznanja kako miofascijalni sustav zasebno

¹ U manjoj mjeri označava raspon kretnji do maksimalno 1°

utječe na prijenos i preuzimanje sila u tijelu te da mora imati dodatani utjecaj na biomehaniku tijela [32],[33]. Kako bi se odigrala pravilna biomehanička uloga miofascijalnog sustava, potreban je pravilan prijenos sila pri kretanjama kako bi se osigurala uravnoteženost istih sila, jer kada su vektori sile uravnoteženi u svom relativnom doprinosu prema kretanjama, oni osiguravaju optimalan položaj kostiju i zglobova tijekom dinamičkog kretanja. Nasuprot tome, vektori neuravnotežene sile koji proizlaze iz promijenjene napetosti miofascijalnih struktura, mogu stvoriti neusklađenost i potencijalno pridonijeti gubitku stabilnosti tijekom statičkih ili dinamičkih zadataka [31].

Kao dodatani pokazatelj normalne građe i funkcionalnosti stopala se uvela mjera kuta medijalnoga uzdužnoga svoda stopala MLAA (eng. *Medial Longitudinal Arch Angle*). MLAA je robusna monoplanarna mjera s višom razinom pouzdanosti, dobrim dogovorom unutar mjere za klasifikaciju stopala i širim granicama klasifikacije stopala. Crta se povlači od središta medijalnog maleola do kvrge sa medijalne strane čunaste kosti, a druga linija se povlači od spomenute kvrge čunaste kosti do glave prve metatarzalne kosti. Tupi kut između linija poznat je kao LAA (eng. *Longitudinal Arch Angle*), gdje je normalni raspon LAA mjere između 131° i 152° . Smatra se da stopalo s niskom LAA mjerom ima niski luk što je smatrano niskim uzdužnim svodom stopala, a kut veći od 152° se smatra visoko lučnim te je odražen povišenim uzdužnim svodom stopala [34]. Na slici 10. je prikazana mjera LAA.



Slika 10. Prikaz mjerenja kuta uzdužnoga svoda na stopalu [34]

3.2. Neusklađenosti i vrste parcijalnih amputacija

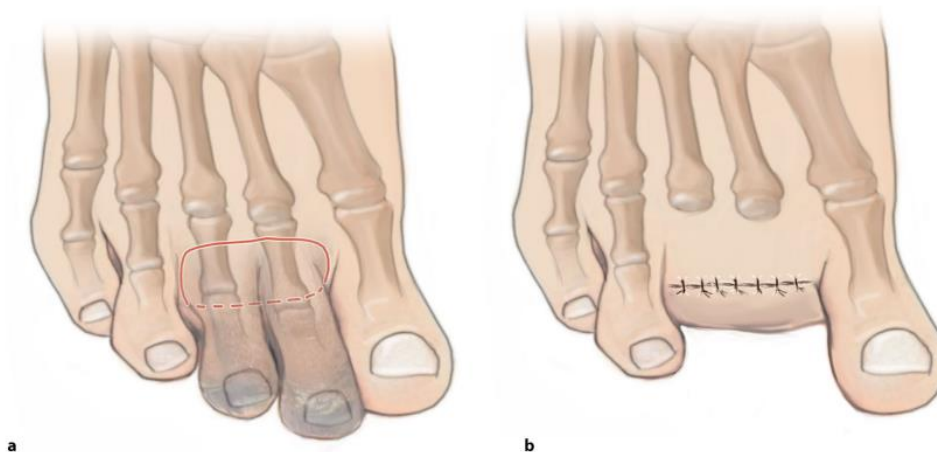
Neusklađenosti mogu biti uzrokovane lakšim ozljedama pri raznim sportskim aktivnostima, pri čemu se mogu uključiti lagano razgibavanje ili odmaranje skupine tkiva i zglobova, koji su

povrijeđeni (npr. pri lakšem uganuću gležnja), sa toplim ili hladnim oblozima, ali mogu biti i uzrokovane težim ozljedama koje uključuju pucanja ligamenata ili tetiva koji smanjuju pravilnu biomehaniku stopala. Najteži oblici neusklađenosti su uglavnom uzrokovani ili nesrećama gdje je cijeljenje stopala skoro pa nemoguće (traumatični događaji) ili bolestima poput ateroskleroze, dijabetesa te raznih infekcija. Pri najtežim oblicima neusklađenosti stopala je osobama, u visokom postotku vjerojatnosti, potrebna parcijalna ili potpuna amputacija stopala kako bi se spriječio daljnji razvitak degenerativnih promjena na ostale kosti i tkiva, a o samoj vrsti amputacije ovise i stanje osobe i njenog trenutnog trajnog oštećenja stopala. Amputacijom dijela stopala se umanjuje određeni broj stupnjeva slobode kojima mogu uslijediti velike promjene ne samo u gibanju i biomehanici, nego i sa fizioloških i psihičkih aspekta.

U djelomične amputacije stopala spadaju [35]:

1. Disartikulacija prstiju stopala

Obuhvaća amputaciju jedan ili više nožnih prstiju, pri čemu amputacija može obuhvaćati ili zglobove između članaka prsta ili je izvršena do metatarzofalangealnog zgloba. Amputacija jednog, više ili svih prstiju ne uzrokuje veće probleme pri hodanju [36], no onemogućuje pravilno trčanje radi manjka stabilizacije stopala, jer osoba može šepati pri pokušaju trčanja, ali sveukupna mišićna uravnoteženost i dalje postoji zbog funkcionalne poluge prednjeg dijela stopala. Na slici 11. je prikazana disartikulacija drugog i trećeg nožnog prsta.

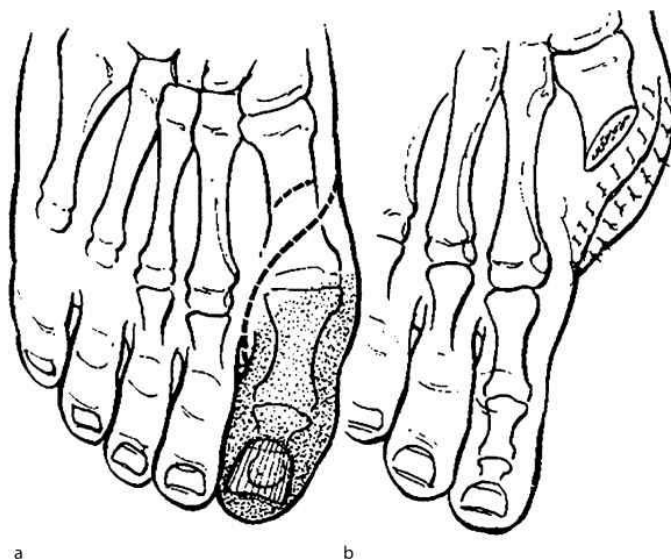


Slika 11. Prikaz disartikulacije prstiju stopala prije amputacije (a) i potom amputacije (b) [37]

2. “Zračna” amputacija stopala

Obuhvaća amputaciju cjelokupnog prsta te djelomičnog dijela metatarzalne kosti istog prsta [36]. Prema stranoj literaturi su naziva “zračna” amputacija (eng. *ray amputation*) iz razloga što svaka metatarzalna kost i prst su usmjereni u jednom smjeru poput zrake. Tu je stvar zakomplicirana, pogotovo pri amputaciji medijalnog dijela stopala, jer utječu na stabilnost te sveukupnu

biomehaniku stopala, dok sa lateralne strane (četvrta i/ili peta metatarzalna kost i prst/-i) se amputacija prikazuje kao pogodna za osobe no ima svoje posljedice [36]. Na slici 12. je prikazana tzv. zračna amputacija palca.

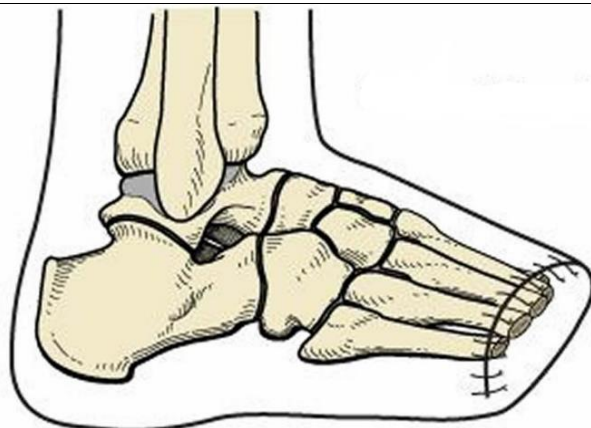


Slika 12. Prikaz ray amputacije palca prije amputacije (a) i nakon amputacije (b) [38]

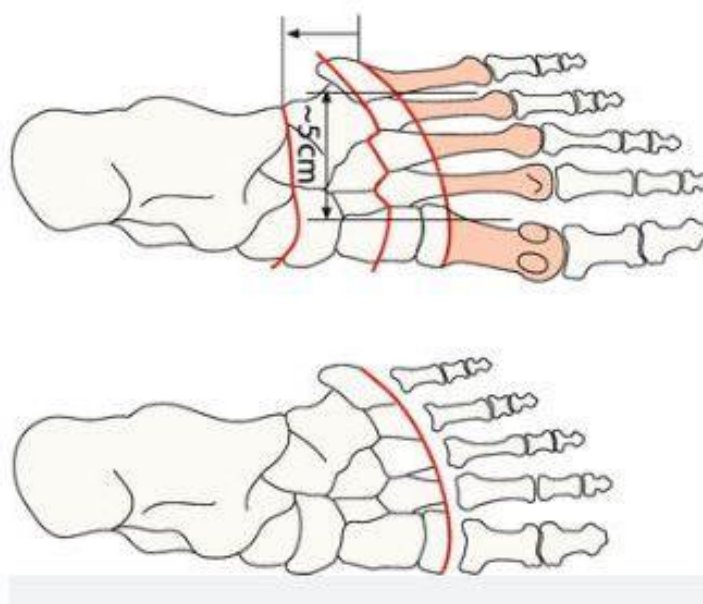
3. Transmetatarzalna amputacija stopala

Obuhvaća uklanjanje većeg ili manjeg dijela svih metatarzalnih kostiju i prstiju, dijelova plantarnih mišića, tetiva stopala i raspoređivanje tetiva potkoljenice koje sudjeluju u plantarnoj i dorzalnoj fleksiji stopala. Dio tetiva mišića fleksora i ekstenzora potkoljenice se u općim slučajevima zajedno povezuju, a najbolja solucija predstavlja povezivanje istih tetiva na kosti, ali samo ako je takav postupak moguće izvesti, a ujedno je preporučljivo i produljivanje Ahilove tetive kako bi se spriječilo nepravilno uvrtnje stopala [39],[40].

Uklanjanje distalnih glava metatarzalnih kostiju sa manjim udjelom trupa, kostiju prstiju te ostalih nadovezanih anatomskih struktura, kao što je prikazano na slici 13., se naziva amputacija po Sharpu ili distalna transmetatarzalna amputacija stopala, dok uklanjanje većeg dijela trupa i distalnih glava metatarzalnih kostiju, kostiju prstiju te ostalih nadovezanih anatomskih struktura, prikazano na slici 14., se naziva amputacija po Sharp-Jäger-u ili proksimalna transmetatarzalna amputacija stopala [23].



Slika 13. Prikaz transmetatarzalne amputacije stopala po Sharp-Jägeru [41]



Slika 14. Prikaz transmetatarzalne amputacije stopala po Sharp-u [42]

4. Lisfrancova disartikulacija stopala

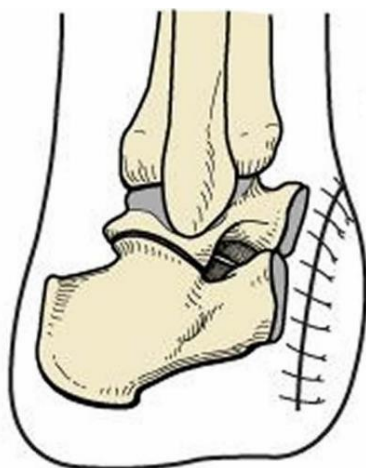
Obuhvaća uklanjanje svih metatarzalnih kostiju, kostiju prstiju (Lisfrancova zglobna linija) koji rezultiraju i uklanjanjem pojedinih tetivnih hvatišta, a za posljedicu umanjuju funkcije pojedinih mišića. Osim toga, postoji naznaka o pojavi nepravilne inverzije i everzije stopala, zbog uklonjenih pojedinih tetivnih hvatišta. Kao i kod prethodne vrste amputacije, tetive mišića fleksora i ekstenzora potkoljenice se najčešće povezuju zajedno [39],[40]. Naziv dobiva po utemeljitelju ovoga tipa amputacije, a radi se o francuskom kirurgu Jacques Lisfranc de Saint-Martin-u koji je imao visok utjecaj na kirurgiju početkom 19. stoljeća, a bio je i Napoleonov vojni kirurg [43]. Na slici 15. su prikazani preostali anatomske elementi pri ovom tipu djelomične amputacije stopala.



Slika 15. Prikaz djelomične amputacije stopala po Lisfrancu [41]

5. Chopartova disartikulacija stopala

Obuhvaća uklanjanje svih kostiju od distalnog dijela nožja (klinaste kosti, čunasta i kockasta kost) kao i ostalih distalnih kostiju stopala, pri čemu preostaju samo petna i gležanjaska kost. Unatoč kirurškim pokušajima balansiranja mišića, glavni problem s ovom razinom amputacije je deformacija plantarne fleksije i inverzije s mogućim naknadnim slomom kože, dok se prijenosi tetiva mogu uzeti u obzir kako bi se pomoglo u uravnoteženju stopala [40],[44]. Naziv dobiva po utemeljitelju ovoga tipa djelomične amputacije, a radi se o francuskom kirurgu krajem 18. stoljeća, Francois Chopart-u, koji je smatrao da se ovakvim kirurškim postupkom može omogućiti normalni prijenos težine pacijenta na preostalo stopalo [45]. Na slici 16. su prikazani preostali anatomski elementi pri ovom tipu djelomične amputacije stopala.

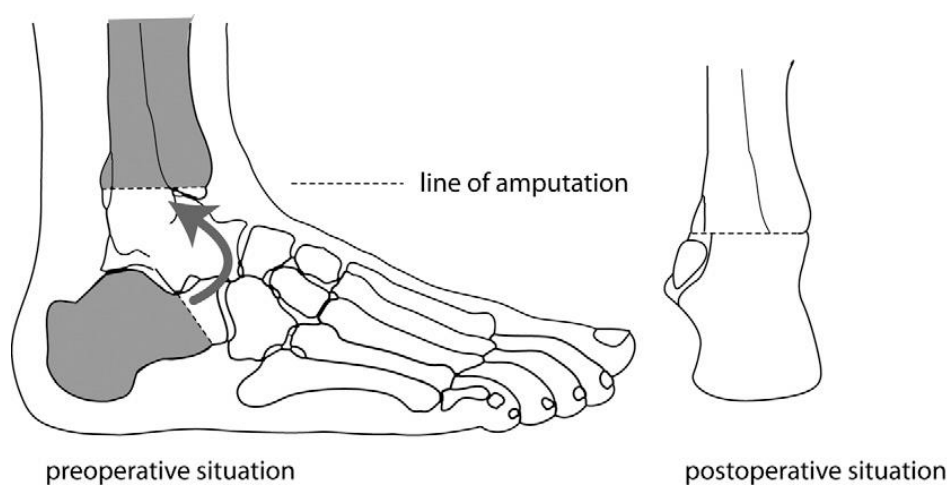


Slika 16. Prikaz djelomične amputacije stopala po Chopartu [41]

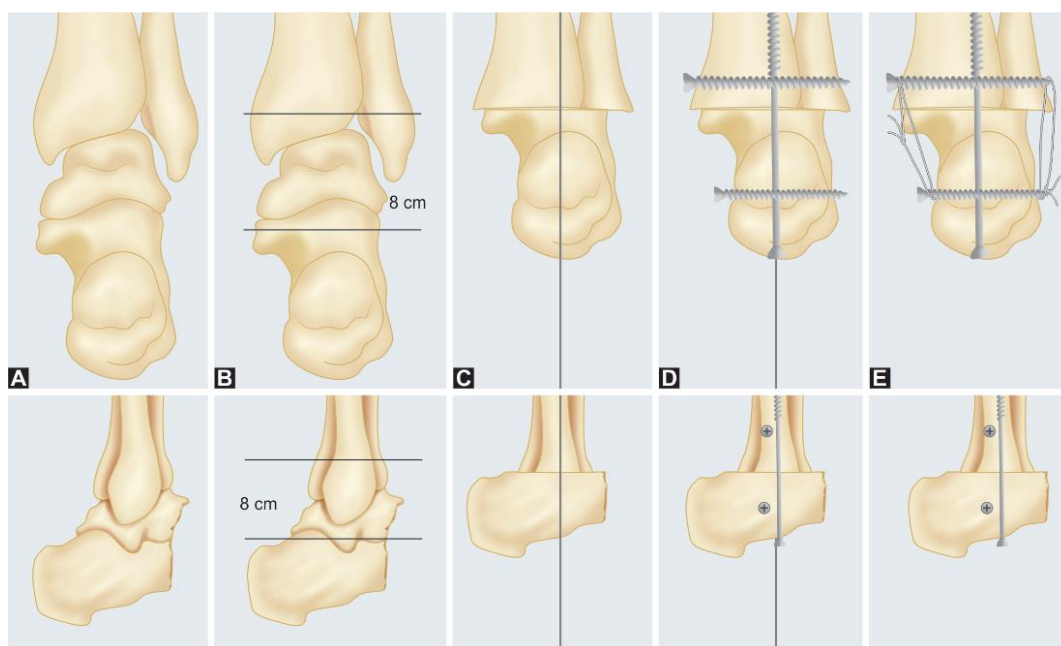
6. Amputacije petne kosti

Među amputacijama petne kosti spadaju amputacije po Boyd-u i po Pirogoff-u. Amputacije po Boyd-u i po Pirogoff-u se smatraju djelomičnim amputacijama stopala, ali u stvarnosti

predstavljaju varijacije disartikulacije gležnja (amputacija po Syme-u). S amputacijama po Boyd-u i po Pirogoff-u je pošteđen samo dio petne kosti, a preostala gležanjnska i petna kost su spojeni s distalnom potkoljenicom kako bi se dodatno produžio ud i smanjila razlika u duljini udova. Po Boyd-u se pošteđuje gornju polovicu petne kosti, dok po Pirogoff-u stražnji dio petne kosti [40]. Ove vrste amputacija se iznimno rijetko izvode i najčešće nisu poželjne te se najčešće izvodi potpuna disartikulacija gležnja i stopala (Syme). U ovom radu se neće razmatrati biomehanički aspekti navedenih amputacija iz razloga što imaju iznimno malen utjecaj na lokomotorne karakteristike od preostalih anatomskih elemenata stopala. Na slici 17. je prikazan početni i krajnji stadij operacije po Pirogoff-u te koje kosti stopala jedino preostaju, a na slici 18. je prikazana amputacija po Boydu u fazama.



Slika 17. Prikaz početnog i krajnjeg stadija amputacije stopala po Pirogoff-u [46]



Slika 18. Prikaz poboljšane metode amputacije stopala po Boyd-u u fazama [47]

3.2.1. Biomehanička analiza disartikulacije prstiju stopala

Disartikulacija jednog ili više prstiju stopala ne predstavlja ogromni problem zdravlja, ali itekako može utjecati na biomehaniku hoda [40]. Disartikulacija palca može imati postoperativne probleme, jer postoje naznake o smanjenoj stabilnosti stopala pri hodanju i mogućim budućim poremećajima u hodu s obzirom da palac preuzima najveći udio opterećenja pri fazi odmicanja prstiju od podloge i to čak za dvostruku vrijednost od svih prstiju zajedno kako bi se efektivno izvela tzv. propulzija prstiju, odnosno stopala [48]. Jedan od razloga je u smanjenju efikasnosti Windlass mehanizma koji (već prije spomenuto) poboljšava dodatnu stabilizaciju uzdužnih svodova. Prema [49] su se ustanovile i velike razlike u opterećenjima na glavi prve metatarzalne kosti, što i ima smisla, jer palca stopala nema pa time kost (koja spaja palac) preuzima udio opterećenja koje je namijenjeno za palac. Osim toga, dodatno povećanje opterećenja je prisutno i u ostalim prstima s naglaskom na veću razliku u drugom i trećem prstu stopala.

Disartikulacija drugog i/ili trećeg nožnog prsta također utječe na biomehaniku hoda, jer se (kao i kod disartikulacije palca) smanjuje stabilnost hoda te postoji mogućnost nepovoljnog povećanja opterećenja poprečnog svoda što može izazvati dodatne komplikacije u hodu te pojavu neželjenih degenerativnih promjena. Drugi i treći nožni prsti prenose veći udio opterećenja od četvrtog i petog nožnog prsta pa su time i mnogo bitniji u hodu.

Disartikulacija lateralno smještenih prstiju stopala, amputacija četvrtog i/ili petog nožnog prsta, ne zapostavlja stabilizaciju stopala, no prisutne su male promjene u raspodjeli opterećenja koje izazivaju manje utjecaje na sveukupnu biomehaniku hoda. Bitno je spomenuti da svi prsti imaju udio u prijenosu opterećenja i uspostavljanja normalnog hoda u čovjeka, ali navedena disartikulacija nema prekomjerni utjecaj s obzirom na prethodne dvije.

Disartikulacijom svih prstiju se i dalje može uspostaviti dobra ravnoteža stopala radi dovoljno duge poluge stopala kojom se dopuštaju definirane kretnje stopala čime se i osigurava stabilnost stopala, dok je jedini nedostatak stvaranje elastičnog mehanizma propulzije stopala o podlogu pri hodanju koji može poremetiti pravilnost hoda zbog manje aktivnosti ne samo fascijalnog sustava, već i mišića fleksora koljena i kuka u manjem vremenskom intervalu.

3.2.2. Biomehanička analiza „zračne“ amputacije stopala

Najčešće izdvojena obuhvatna zona ovog tipa amputacije obuhvaća lateralni dio stopala, tj. petu metatarzalnu kost i prst, a čak u nekim slučajevima se može ukomponirati i sa četvrtom metatarzalnom kosti i prstom, jer ne utječu na velike biomehaničke promjene u odnosu na lateralni dio stopala [36]. Jedan od problema ovog tipa amputacije na lateralnoj strani stopala je što zdravo ljudsko stopalo sadrži tri glavne točke naslanjanja koje čine površinu oslanjanja pružajući potpunu

stabilnost, a jedna od njih se nalazi u ravnini distalne glave pete metatarzalne kosti. Glavni problem ne leži u stabilnosti, već u optimalnoj raspodjeli opterećenja stopala, jer “zračnom” amputacijom lateralne strane stopala (npr. pete metatarzalne kosti i prsta) se mijenja položaj točke oslanjanja koja mijenja prethodno naviknuta opterećenja kostiju i ostalih struktura, a sama raspodjela opterećenja po svakoj kosti su vidljiva i prema [50] koja upućuju na specifičnost pritiska plantarne površine stopala ispod metatarzalnih glava. Nije pretežito pogodno izvoditi ovaj tip amputacije za više prstiju (do tri prsta), zbog smanjenja površine stopala što istovremeno smanjuje stabilnost te uzrokuje biomehanički disbalans najviše među aktivnosti stražnjih i prednjih mišića potkoljenice [40]. Osim toga, pojedini ogranci plantarne fascije se djelomično odstranjuju te moraju povezati na ostatak metatarzalne kosti kako bi pridonijeli svojoj ulozi, no promjenom inicijalnog hvatišta se mogu uzrokovati razlike u napetosti te moguću neuravnoteženost vlačnih sila na pojedinom ogranku koji mogu generirati nepravilni položaj stopala radi postizanja ravnoteže u silama.

3.2.3. Biomehanička analiza transmetatarzalne amputacije stopala

Znanstvenici su pokazali da osobe s transmetatarzalnom amputacijom imaju kraći momentni krak za 40-50% u usporedbi s normalnim stopalom. To teoretski zahtijeva povećanje sile reakcije tla za 40-50 % kako bi se stvorio zadani moment plantarne fleksije, što bi povećalo lokalizirani tlak na distalnoj strani amputiranog stopala. Najčešća biomehanička komplikacija povezana s ovim tipom amputacije je nepravilno uvrtnje stopala s podudarnim razlikama u hodu koje proizlazi iz uklonjene vanjske muskulature i unutarnjih promjena tetiva s time da postoji odstupanje neuravnoteženosti u odnosu na uklanjanje proksimalnih ili distalnih glava metatarzalnih kostiju poput slabe funkcionalnosti poluge stopala [51]. Amputacija samo distalnih baza kostiju ostavlja male anatomske promjene metatarzalnih kostiju, a time i male promjene neuravnoteženosti među mišićima fleksora, dok uklanjanjem većine metatarzalnih kostiju do proksimalnih baza uzrokuje veći disbalans među napetosti mišića [52].

Tijekom faze njihanja u hodu, prednja mišićna skupina potkoljenice sudjeluje u dorzalnoj fleksiji stopala na zglobu gležnja i suprotstavlja se silama plantarne fleksije za razmak od tla. Prednja mišićna skupina također pomaže u usporavanju prednjeg stopala pri udaru pete kroz ekscentrične kontrakcije kako bi bilo spriječeno udaranje prednjeg stopala na tlo. Međutim, sa svim dugim tetivama ekstenzora koje prelaze zglob gležnja, stražnja mišićna skupina potkoljenice dobiva prednost s mehaničke strane. To prisiljava stopalo u ravnotežni položaj na zglobu gležnja i ne samo da je stopalu sada teže postići razmak od tla nakon odmicanja stopala bez pomoći mišića fleksora kuka, već se kontaktna faza u hodu može značajno promijeniti. Sile supinacije stražnjeg goljeničnog mišića i troglavog mišića potkoljenice povlače stopalo vanjskom rotacijom na

suptalarnom zglobu. Time se prednji goljenični mišić zaustavlja na medijalnoj strani i djeluje relativno bez suprotstavljanja, jer su tetive mišića dugih pregibača presječene, pri čemu kratki lisni mišić ne može sam suzbiti silne sile supinacije što uzrokuje nepravilnost pokreta u suptalarnom zglobu i uspostavlja dominantnost plantarne fleksije u odnosu na dorzalnu fleksiju. S obzirom na to da se unutarinja muskulatura i dio plantarne fascije također uklanjaju tijekom ovog tipa amputacije, stopalo gubi svoj učinak krute poluge tijekom kraja faze oslanjanja u hodu [52].

Zbog mišićne neravnoteže, smanjene pokretljivosti zglobova, nepravilnosti i spomenutih promjena hoda, mnogi mjerljivi parametri hoda se mijenjaju i mogu postati patološki. Zbog smanjene površine plantarnog dijela stopala nakon amputacije, očekivan je značajan porast ukupne sile koja djeluje na plantarni dio stopala. Kako bi nadoknadilo ravnotežni položaj stopala, tijelo provodi mnoge mehanizme ne samo u stopalu, već i u koljenu i kuku. Kada stopalo ne može izvesti normalan pokret dorzalne fleksije kroz fazu oslanjanja u hodu, goljenična kost se ne može primicati s prednje strane preko gležnjske kosti. Jedan mehanizam kompenzacije događa se s ranim podizanjem pete, što teoretski može izazvati hodanje prstima, a fleksijski mišići kuka se time moraju aktivirati ranije i povući nogu naprijed tijekom zamaha, umjesto da se oslanjaju na zamah koji se više ne može generirati, povećavajući time potrošnju energije [52].

3.2.4. *Biomehanička analiza djelomične amputacije stopala po Lisfrancu*













Slična biomehanička analiza vrijedi pri Lisfrancovoj amputaciji stopala u odnosu na prethodnu, uz određene preinake koje daju razumne biomehaničke razlike. Polužni krak stopala je još kraći u odnosu na transmetatarzalnu amputaciju, što se odlikuje teoretski dodatnim povećanjem sile reakcije tla, u odnosu na prethodnu vrstu amputacije, kako bi se stvorio zadani moment stopala, što bi dodatno povećalo lokalizirani tlak na distalnoj strani amputiranog dijela. S obzirom da se odsijecaju određena tetivna hvatišta (npr. tetivno hvatište kratkog lisnog mišića) umanjuje se dodatna sposobnost plantarne fleksije stopala te zadaju dodatni problem za kratki lisni mišić ne samo sa suzbijanjem sila sa plantarne strane stopala, već postoji manjak kontrole oko inverzije stopala što uzrokuje nepravilni početni položaj stopala. Sa dorzalne strane samo što i ne postoji kretnja dorzalne fleksije, s obzirom da se tetive dugih ekstenzora prstiju, koje su presječene, raspodjeljuju i počinju usmjeravati oko donje ovojnice mišića ekstenzora u blizini Chopartove zglobne linije te je omogućena plantarna fleksija najviše u ravnini gornjeg nožnog zgloba. Osim toga, radi presijecanja tetiva sa dorzalne strane stopala dolazi do veće dominantnosti tetiva sa plantarne strane u odradi pokreta kojima se dodatno narušava biomehanika hoda, pri čemu je najčešće riječ o nepravilnoj inverziji stopala kao i kod prethodne amputacije te se stopalo koristi poprilično sličnim kompenzacijskim mehanizmom. Plantarna aponeuroza (fascija) se još dodatno

skraćuje te povezuje na distalni dio reza kako bi se omogućila, u zajedničkoj suradnji sa pojedinim mišićima potkoljenice, donekle moguća plantarna fleksija preostalog dijela stopala. Time se može uvidjeti kako plantarna fleksija dominira nad dorzalnom fleksijom pri ovom tipu amputacije koja je u bliskom ekvivalentnom mišićnom omjeru sa prethodnom vrstom amputacije iako se dodatno umanjuje raspon kretnji.

3.2.5. Biomehanička analiza djelomične amputacije stopala po Chopartu

S obzirom da ovaj tip amputacije ostavlja petnu i gležanjску kost kao preostale kosti stopala, rijetko kad se izvodi ovakav tip amputacije, jer ne pridonosi ikakvim kretnjama amputiranog dijela stopala, osim oslanjanja pete, radi najvećeg udjela uklonjenih mišića, tetiva i ostalih anatomskih elemenata stopala. Jedini funkcionalni dijelovi koji preostaju su peta te tetive lateralnih mišića potkoljenice koje pripomažu u donekle mogućoj plantarnoj fleksiji stopala, dok dorzalna fleksija teoretski uopće nije moguća. Nemogućnost stvaranja fleksije je posljedica kratkog kraka poluge stopala u kojem sudjeluju mišići potkoljenice koji se mogu odraziti u slabljenju zbog neaktivnosti uzrokujući atrofiju mišića.

No, prema novim saznanjima i novim kirurškim zahvatima se mogu uravnotežiti preostale tetive lateralnih mišića potkoljenice i stegnuti ih pod određenim kutom, čime se omogućuje vrlo mali domet dorzalne fleksije. Prednost takvog zahvata omogućuje čak, nakon oporavka i cijeljenja rane, pravilno stajanje osobe na preostaloj peti bez proteze, radi pravilnog uvrtanja stopala, što se može odlikovati u pravilnosti biomehanike parcijalno amputiranog stopala [53]. Naravno, cjelokupna težina tijela bi se rasporedila na petu koja bi bila preopterećena, u smislu stajanja ili hodanja, što nije cilj, ali daje malu slobodu pri konstruiranju proteze stopala s obzirom na mogućnosti preostalog dijela stopala. Na slici 19. su prikazane duljine poluge stopala te stupnjevi mišićne ravnoteže, odnosno neravnoteže između plantarnih i dorzalnih fleksora potkoljenice.

Type	Amputation	Forefoot Lever	Muscular Imbalance	Distribution of Force
	not amputated	 long	 balanced	 full muscle strength
1	metatarsophalangeal transmetatarsal (Sharp)	 long	 balanced	 limited muscle strength
2	transmetatarsal (Sharp-Jäger) transmetatarsal (Lisfranc)	 medium	 plantar flexors (PF) dominate	 low muscle strength
3	transtarsal (Bona-Jäger) transtarsal (Chopart)	 short	 plantar flexors (PF) dominate	 no muscle strength

Slika 19. Prikaz odnosa mišićne uravnoteženosti pojedine djelomične amputacije stopala [23]

4. ANALIZA TRŽIŠTA PROTEZA ZA DJELOMIČNU AMPUTACIJU STOPALA

Svaka tvrtka koja želi postići konkurentnost na tržištu, mora posjedovati proizvod ili uslugu koja će zadovoljavati željenu potrebu ciljanih korisnika. Kako bi se proces razvoja odvijao bez povećih problema, prva glavna stavka prije razvijanja nekog proizvoda ili usluge podrazumijeva prepoznavanje prilike na tržištu. Prepoznavanjem prilike na tržištu, tvrtka se postavlja u poziciju mogućnosti razvoja novog proizvoda ili familije proizvoda kojom osigurava svoju kompetitivnost, a istovremenim uklanjanjem nedostataka na prethodnim proizvodima može postići i veće zadovoljstvo korisnika [54].

Cilj analize tržišta je prikazati pojedine vrste konstrukcijskih rješenja proteza za određenu parcijalnu amputaciju stopala, čije karakteristike su sadržane unutar postojećih proizvoda te njihove mogućnosti i ograničenja. Dodatni naglasak se stavlja na prednosti i nedostatke sa biomehaničke strane pri uporabi protetičkih nadomjestaka, odnosno postojećih proizvoda. Kako je broj proizvođača koji sudjeluju u izradi proteza stopala porastao u zadnjih par desetljeća, kritični cilj u području konstruiranja protetičkih naprava je unaprijediti protezu gležnja i stopala ili djelomičnog stopala kojima se može oponašati dinamiku bioloških zglobova i tkiva, čime se doprinosi ne samo pravilnoj konstrukcijskoj realizaciji i konačnom zadovoljstvu korisnika, već i postizanju konkurentnosti na tržištu.

4.1. Kozmetički nadomjesci

Potrebno je napomenuti da sljedeći proizvodi podrazumijevaju nadomjeske, jer ne mogu predstavljati proteze u širem smislu riječi.

4.1.1. Silikonski nadomjesci

Najčešći nadomjesci pri ovim vrstama amputacija stopala su silikonski umetci koji zamjenjuju nožne prste, a izrađuju se najčešće putem postupka kalupljenja kako bi se svakom korisniku omogućile točne izmjere pri izradi nedostajućeg prsta ili prstiju. Postoji veliki broj tvrtki koji se bavi izradom ovakvog tipa nadomjestaka koji koriste specifičnu vrstu silikona koja je namijenjena u medicinske svrhe, a podvrgava se raznim strogim ispitivanjima prema ISO standardima poput testa toksičnosti materijala (ISO 10993) kako se ne bi ugrozilo zdravlje korisnika koji će upotrebljavati nadomjestak [55]. Norme koje određena tvrtka mora dodatno ispuniti za mogućnost proizvodnje ovakve vrste nadomjestaka su ISO 13485:2016 i ISO 9001:2015 čime tvrtka dokazuje sposobnost upravljanja kvalitetom proizvoda [56]. Medicinski silikoni (LSR – eng. *Liquid Silicone Rubber*) se koriste radi svojstva biokompatibilnosti čime se ne narušava zdravlje osobe te su kemijski i biološki inertni te hidrofobni čime ne izazivaju lijepljenje materijala na ranu. Pritom

su termički stabilni pri visokim temperaturama i otporni na UV zračenje čime ih se svrstava u materijale otporne na temperaturnu degradaciju. Od mehaničkih svojstava se odlikuju u visokoj vlačnoj i rasteznoj čvrstoći te iznimnoj istežljivosti (za određene konfiguracije se mogu produljiti do 10 puta od nominalne duljine) te osim elastičnih svojstava sadrže svojstvo viskoelastičnog ponašanja tvari čime su prikladni za izradu u kalupima kompleksne geometrije zbog mogućnosti popunjavanja prostora te bliskom oponašanju odziva ljudskog tkiva. Gustoća tkiva i LSR-a je skoro pa jednaka što je poželjno svojstvo te se nadomjesci daju lako održavati u smislu čišćenja [47]. Na slici 20. su prikazani silikonski umetci za amputirane prste, pri čemu su umjetni prsti ispunjeni do kontakta sa ranom.



Slika 20. Estetski silikonski nadomjesci [57]

S obzirom na estetska svojstva, silikonima se mogu dodavati pigmenti za ostvarivanje što sličnije boje kože kako bi se korisnik nadomjeska mogao osjećati ugodnije [58]. Pojedina istraživanja su dokazala psihološku ulogu estetike te kako ljudski izgled nadomjeska ili proteze stvarno utječe na osjećaj ugodnosti kod korisnika.

Sa funkcionalne strane, prethodni nadomjesci (slika 20.) ne sadrže ikakvu biomehaničku ulogu pri obavljanju hoda bosog stopala zbog mogućeg pomicanja nadomjeska, no mogu upotpuniti prostor nedostajućeg prsta, ili prstiju, ako su u pitanju tenisice, cipele, itd. čime se omogućuje donekle pravilan prijenos opterećenja kroz stopalo, iako je proces prijenosa upitan, te pravilne funkcije poluge stopala zbog ograničenosti prostora u pojedinoj obući, a ne funkcionalnosti proizvoda. Jedan od manjih problema je mogućnost otvaranja rane nakon rehabilitacije radi međusobnog trenja između silikonskog nadomjeska i kože pri njihovim smičnim kretanjama, jer se silikonski nadomjesci ne lijepe za kožu, već se nalaze uz kožu gdje pri kretanju mogu izazvati smične sile na području rane kao i dodatna tlačna opterećenja na ranu, ali glavni uzrok tome se odražava u nekvalitetnoj proizvodnji nadomjeska.

Što se tiče cijene ovakvoga proizvoda, varira od svake tvrtke zasebno, no kreću se u omjeru 1200\$ za jedan prst, dok za više prstiju mogu postići cijenu i do 3500\$ [59], što je poprilično visoka cijena s obzirom koje funkcionalne mogućnosti ostvaruju nadomjesci za prste.

4.1.2. Ulošci sa ispunama

Postoji velika većina ispuna koje imitiraju nedostajuće prste, no za željenu svrhu postizanja normalnog hoda se izrađuju ulošci sa ispunama u točnim mjerama. Najčešće su izrađeni iz polimernih materijala gdje se ističu polipropilen, polietilenska pjena Plastazote, poliuretanska pjena Myolite, elastični polimer etilen vinil acetat (EVA) te drugi. Na slici 21. je prikazan smještaj ispune u odnosu na prikazane amputirane prste stopala. Za ovakve uloške se prema proizvođaču [60] koristi kombinacija Plastazote i Myolite pjena za popunjavanje prostora nedostajućih prstiju te etilen vinil acetat za izradu glavnog kalupa na kojemu se stopalo oslanja, prikazano na slici 22.



Slika 21. Prikaz položaja ispune uloška [60]

Pjenasti materijali pridonose viskoelastičnom odzivu stopala kako bi bila omogućila apsorpcija udaraca te ih je moguće izrađivati u kalupima određene geometrije, a dodatna prednost je da se radi o netoksičnim materijalima za kožu, prikladnih za proizvodnju uložaka [61]. Problem je što su takvi materijali puno lakši u odnosu na ljudska tkiva pa ne mogu realizirati funkciju pravilnog prijenosa opterećenja, jer se materijal previše deformira pri zadanom opterećenju, npr. pri hodanju ili trčanju (faza odvajanja prstiju) te time ne pridonose biomehaničkim poboljšanjima u hodu.. Etilen vinil acetat (EVA) se najčešće koristi kao baza uloška, jer sadrži relativno dobru otpornost na trošenje kako bi se omogućio što dulji vijek trajanja te sadrži elastična svojstva koja doprinose u apsorpciji udaraca, što se vidi i u njejoj uporabi za proizvodnju raznih vrsta tenisica za trčanje. Osim toga, ulošci sa navedenim materijalima se daju lako čistiti [62].

Jedan od problema koji se dodatno uočava je kontakt područja amputiranih prstiju (rana) sa ispunom. Naime, ovdje se može generirati trenje na tom području koje može iritirati ranu i naposljetku je otvoriti, ali u usporedbi sa silikonima podrazumijevaju bolje rješenje za područje

rane. Najčešće su ovakvi ulošci sa popunama namijenjeni za osobe oboljele od dijabetesa kojima je prethodila amputacija prsta ili prstiju.



Slika 22. Baza kalupa iz etilen vinil acetata za uložak sa ispunom [63]

4.2. Proteze u kombinaciji sa ortozama

Veliki broj korisnika koristi silikonske proteze u današnje vrijeme, kao i kod prethodno navedenih amputacija, zbog lakog prilagođavanja stopala podlozi. Za ostale djelomične amputacije stopala mora biti isključivo izrađena do ravnine gležnja, no postoje i varijacije na temu gdje se kombiniraju sa ortozama kako bi se smanjio utjecaj pretjeranih pokreta djelomično amputiranih stopala. Jedna od prednosti silikonske proteze koje su obuhvatne do gležnja je što mogu oponašati svodove stopala kako bi se doprinijelo pravilnim pokretima stopala, dok istovremeno pokušavaju vratiti funkciju nedostajuće poluge stopala, a usput mogu (ali i ne moraju) sadržati i tanku pločicu unutar kalupa za stopalo, izrađenu ugljičnim vlaknima u polimernoj matrici ili epoksidnoj smoli, kao dodatno ojačanje proteze. Osim toga, silikonske proteze učvršćuju preostalo stopalo putem trenja koje osigurava nepoželjno gibanje između stopala i silikonske proteze.

Glavni nedostatak ovakve proteze je što nije namijenjena za visoka opterećenja te duge vremenske periode opterećenja, zbog nepravilnog prijenosa sila na stopalo, jer proteza ne nadomješta u potpunosti glavni momentni krak poluge stopala. Cijena ovakve proteze može dosegnuti i do 5500\$ s obzirom da se radi po mjeri pojedinog korisnika, a na slici 23. je prikazana silikonska proteza za korisnike sa povećanim smanjenjem stopala pri amputaciji (transmetatarzalna, Lisfrancova i Chopartova disartikulacija stopala) obuhvaćena do gležnja.

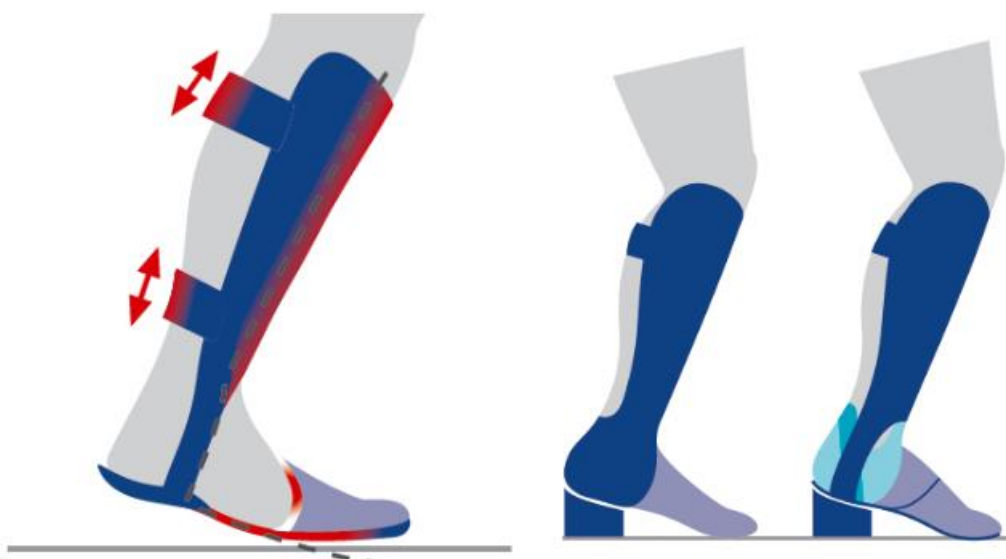


Slika 23. Silikonska proteza za djelomično amputirano stopalo [64]

4.2.1. Proteze stopala sa ortozom gležnja

Jedna od najčešćih konstrukcijskih izvedbi za parcijalne amputacije stopala uključuju protezu stopala koja je zajedno povezana sa ortozom gležnja kako bi se kompenzirale uklonjene funkcije stopala. Većina ortoza za ovakvu uporabu se izrađuju iz kompozitnih materijala koji uključuju ugljična vlakna u polimernoj matrici ili epoksidnoj smoli te sadrže dobra mehanička svojstva čime osiguravaju dugi vijek trajanja. Ortoza gležnja najčešće obuhvaća lateralni i prednji dio potkoljenice kako bi se osigurali dodatni nepotrebni pokreti gležnja (pretjerana rotacija gornjeg nožnog zgloba pri dorzalnoj fleksiji), iako time predstavlja dvosjekli mač, te sa donje lateralne strane se nastavlja na protezu na koju se stopalo oslanja. Sa gornje strane ortoze su uglavnom postavljene čičak trake kojima se ortoza osigurava od pomicanja tako da čičak trake obavijaju područje ispod zgloba koljena (oko 10 cm ispod zgloba). Na protetičkom dijelu, gdje se stopalo oslanja, se u općem slučaju dodaje silikonska proteza stopala koja zajedno s ortozom čini cjelokupnu konstrukciju [65]. Negativne strane ovakvog konstrukcijskog rješenja su najčešće priložene radi ortoznog dijela konstrukcije, jer lateralni spoj sa donjom protezom predstavlja krutu konstrukciju, koja ne dopušta rotaciju gornjeg nožnog zgloba, osim minimalne rotacije zbog deformiranja distalnog dijela proteze u hodu, pa se potkoljenica i preostalo stopalo gibaju poput krutog tijela, dok deformiranje provedeno na distalnom dijelu proteze, zajedno sa silikonskom protezom, može inicirati pojavu smičnih sila između silikonske proteze i rane stopala gdje se vršila amputacija te dodatnih nepoželjnih tlačnih opterećenja na području rane, a pritom se mogu pojaviti smična opterećenja i na čičak trakama stvarajući nelagodu pri uporabi. Zbog nemogućnosti rotacije zgloba, pri udarcu pete o podlogu u fazi hodanja se ne može zbivati dovoljna apsorpcija udarca što

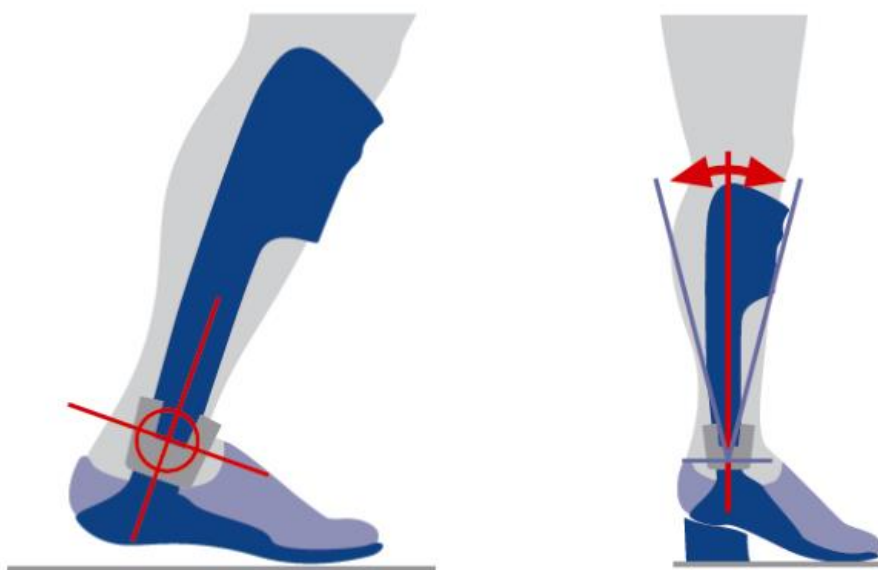
može uzrokovati dodatna tlačna opterećenja, jer i sama proteza iz kompozitnog materijala je previše kruta da dopusti disipaciju energije putem viskoelastičnog povrata. Takvim pristupom spajanja ortoze i proteze se ni ne dopušta slobodno kretanje stopala pri dorzalnoj, odnosno plantarnoj fleksiji koje iako ograničeno zbog amputacije ima velik utjecaj na prilagođavanje podlozi, niti pravilnoj fleksiji zgloba koljena te fleksiji i ekstenziji zgloba kuka u fazi njihanja radi potrebe odrađivanja, još prethodno spomenutih, kompenzacijskih mehanizama za prilagodbu što tjera tijelo na veću potrošnju energije radi neuravnoteženosti. Osim krutosti konstrukcije se kod pojedinih proizvođača javlja potreba za izradu dodatne obuće po mjeri s obzirom da nije moguće zadovoljiti pojedine dimenzije proteze obuće korisnika te je korisnik time primoran nositi dodijeljenu obuću, što bi moglo izazvati negativni psihološki utjecaj za pojedine korisnike. Na slici 24. su prikazane skice koje ukazuju na nedostatke ovakve konstrukcije.



Slika 24. Prikaz pojave smičnih napreznja na stopalo i potkoljenu (lijevo); Prikaz problema krute konstrukcije pri oslanjanju pete na povišenu podlogu (desno) [23]

Prethodni problem je naveden iz razloga što ortoze onemogućuju potrebnu rotaciju gornjeg nožnog zgloba koji je bitan pri hodaњу za uspostavljanje dorzalne i plantarne fleksije za prilagodbu stopala prema podlozi i disipaciji energije udarca. Naime, navedeni problem je riješen od strane tvrtke FIOR&GENTZ uvođenjem dinamičkog elementa NEURO SWING na spoju proteze i tibijalne ljuske koji omogućuje aktivaciju poluge stopala te daje mogućnost odrade plantarne i dorzalne fleksije. Rotacija dinamičkog elementa se odvija u istoj ravnini gornjeg nožnog zgloba, tj. istoj osi rotacije, jer ne smije postojati ekscentar kojim se narušava pokretljivost gornjeg nožnog zgloba. Međutim, kako bi se spriječila pretjerana rotacija dorzalne fleksije, uvedeni su stopirajući elementi koji zaustavljaju dorzalnu fleksiju za predodređeni kut (5° - 15°), jer svaka parcijalna amputacija

stopala sadrži ograničenje na raspon postojećih kretnji te ako su premašena, vrlo vjerojatno neće uzrokovati probleme za protezu, ali će bitno utjecati na fiziološko stanje preostalog stopala, jer preostale presječene i prespojene tetive neće moći podnijeti novu vrstu preopterećenja uzrokovano rotacijom zgloba. Nadalje, glavni elementi NEURO SWING sustava uključuju prednapregnute opruge točno definirane krutosti kako bi bio definiran raspon kutnog zakretanja gornjeg nožnog zgloba, a prema ulozi se radi o otpornim elementima kojima se omogućuje pravilna stabilnost u fazi oslanjanja, prilagodljivost različitoj visinskoj razlici podloge i time pravilnijoj izvedbi fleksije i ekstenzije koljena kao i kuka u hodu [23], kako je prikazano skicama na slici 25.



Slika 25. Prikaz centra rotacije NEURO SWING dinamičkog elementa (lijevo); Prikaz omogućavanja fleksije stopala pri oslanjanju pete na povišenu podlogu (desno) [23]

Na slici 26. je prikazan mehanizam dinamičkog elementa NEURO SWING koji radi na principu tlačenja prednapregnute opruge pri rotaciji mehanizma putem metalnih izbočina donjeg dijela proteze čime se uspostavlja otpor za daljnju rotaciju proteze. Na gornji i donji dio proteze su postavljeni čelični dijelovi koji se povezuju na kompozitni materijal putem vijaka te oponašaju gornji nožni zglob. Na donjem metalnom nastavku se nalaze dvije zaobljene izbočine na koje se naslanjaju, sa gornje strane izbočina, prednapregnute opruge. Nakon što se poveže glavno kućište mehanizma sa protezom putem vijaka, unutar svakog provrta se umeće po jedna prednapregnuta opruga (pozicija 3) te sa gornje strane pričvrsti sa maticom (pozicija 1) i postavnim vijkom protiv daljnjeg primicanja elemenata (pozicija 2). Ovakvo jednostavno rješenje doista pridonosi ne samo kvaliteti konstrukcijskog poboljšanja, već i kvaliteti života osobama sa parcijalnom amputacijom stopala. Osim toga, potrebno je napomenuti da postoje varijacije na temu u svezi dinamičkog

elementa te da je izrađen (od iste tvrtke) i prvi hidraulički pogonjen dinamički element za postizanje rotacije proteze.



Slika 26. Komponente NEURO SWING dinamičkog elementa [66]

Na slici 27. je prikazana proteza za parcijalnu amputaciju stopala koja obuhvaća i NEURO SWING dinamički mehanizam.



Slika 27. Primjer proteze za djelomičnu amputaciju stopala sa ukomponiranim NEURO SWING dinamičkim elementom [67]

4.2.2. Proteza stopala sa ljuskastom ortozom

Ovaj tip proteze sadrži ukomponiranu ortoznu ljusku namijenjenu za kruto povezivanje potkoljenice i preostalog dijela stopala sa ljuskom kako bi se spriječila smična opterećenja na distalnoj strani stopala na području rane. Većinom je ovakav tip proteze napravljen za održavanje statičke funkcije stopala pri Chopartovoj disartikulaciji gdje su fleksijski pokreti iznimno limitirani, kako bi se održala stabilnost gležnja pri fazi oslanjanja stopala. Naravno, takva funkcija može prouzrokovati dodatnu atrofiju mišića zbog njihove neaktivnosti što postavlja pitanje je li takva proteza uopće funkcionalna ili potrebna. Naravno da svaka proteza ima svoju ulogu, jer ne bi bila dopuštena njihova proizvodnja zbog raznih regulativa i standardiziranih preduvjeta.

Najčešće se izrađuju iz kompozitnih materijala, tj. s ugljičnim vlaknima u epoksidnoj smoli kako bi se održala krutost konstrukcije te osigurala nepomičnost preostalog stopala, dok donji dio distalnog nastavka sadrži elastični ili viskoelastični materijal kako bi se osiguralo deformiranje pri hodu. Dokazano je kako ovaj tip proteze pomaže u stvaranju nedostajuće poluge stopala zbog krute nožne poluge distalnog dijela proteze te kalupa u koju se postavlja preostalo stopalo koje je osigurano od pomaka. Osim toga, ljuska koja se izrađuje po mjeri, može sadržati ili pjenastu ili elastičnu podlogu sa niskim utjecajem na trenje na samome dnu kalupa koje omogućuje ugodnost pri korištenju, a istovremeno može služiti u apsorpciji udarca pete o podlogu te ne pospješuje otvaranje rane nakon rehabilitacije. Učvršćenje i stvaranje stabilnosti se ostvaruje već poznatim čičak trakama koje se obavijaju ispod zgloba koljena te pojedine varijacije uključuju čičak traku koja se obavija oko Ahilove tetive. Na slici 28. je pokazan primjer proteze namijenjena za Chopartovu disartikulaciju stopala.



Slika 28. Primjer proteze za djelomičnu amputaciju stopala po Chopartu [68]

5. KONCEPTUALIZACIJA PROTEZE ZA DJELOMIČNU AMPUTACIJU STOPALA

5.1. Tehnički upitnik

Kako se skoro svaki razvoj proizvoda temelji na prepoznatoj prilici za razvoj, odnosno uočavanje rupe u tržištu koju se želi ispuniti, potrebno je procijeniti i preispitati rizik razvoja kako bi bio utemeljen definirani cilj novog proizvoda te što se želi njime postići. Koriste se razne metode za jednoznačno definiranje cilja razvoja proizvoda te je najčešće putem metode tehničkog upitnika, unaprijed definiranih pitanja, preispitana usmjerenost pravilne realizacije novog proizvoda te procjenjuje mogućnost razvoja od strane razvojnog tima. Na temelju analize tržišta i korisničkih potreba je moguće utvrditi nedostatke postojećih proizvoda, čime se stvara prilika za poboljšanje, no potrebno je utvrditi konstrukcijske zahtjeve s kojima se razvojni tim susreće kako bi se utvrdile glavne i sporedne specifikacije novog proizvoda u fazi konceptualne razrade [54].

U tablici 3. je prikazan tehnički upitnik iz predloška prema [69].

Tablica 3. Tehnički upitnik [69]

Što je stvarni problem koji treba riješiti?
Potrebno je osmisliti konstrukciju koja će osigurati potpuni povratak funkcije poluge prednjeg dijela stopala u djelomično amputiranom stopalu kako bi se mogla uspostaviti stabilna i dinamička ravnoteža.
Koja implicitna očekivanja i želje je potrebno uključiti u razvoj?
Produljeni vijek trajanja proizvoda, ugodnost korištenja te lako održavanje su oduvijek bile vrsta standardnog očekivanja od strane korisnika. Potrebno je uzeti u obzir da se proteza može lako postaviti ili odstraniti od strane korisnika te da sadrži jednostavnost, a sadržana estetika da je primjenjiva za dijelove proteze koji ne sudjeluju u glavnom funkcijskom izvršavanju.
Jesu li pretpostavljene potrebe korisnika, funkcionalni zahtjevi i ograničenja zaista realni?
Pretpostavljene potrebe korisnika su realne, dok određeni funkcionalni zahtjevi i ograničenja se najčešće znaju razlikovati ovisno o parcijalnoj amputaciji stopala, jer su drugačiji biomehanički utjecaji u pitanju.
U kojim smjerovima postoje mogućnosti za kreativni razvoj i inventivno rješavanje problema?
Postoji mogućnost istodobnog kombiniranja određenih statičkih i dinamičkih funkcija kojima bi se uspostavila multifunkcionalnost proteze.

Ima li limita na kreativnost u razvoju?
Većina limita na kreativnost u razvoju određenih proteza najviše ovisi o općim funkcionalnim i konstrukcijskim zahtjevima, no tu ulogu dodatno upotpunjuju vrijeme potrebno za evaluaciju novih rješenja te istraživački trošak kojeg tvrtka mora poduprijeti i podnijeti.
Koje karakteristike/svojstva proizvod nužno mora imati?
Proteza mora osigurati funkciju poluge prednjeg dijela stopala kako bi se inicirali pravilni pokreti stopala te mora osigurati nepotrebne pomake poput klizanja između pojedinih dijelovima proteze i djelomično amputiranog stopala. Mora imati malu masu, sadržati način nad kojim se vrši apsorpcija udaraca te zadovoljavati ergonomske uvjete.
Koje karakteristike/svojstva proizvod sigurno ne smije imati?
Proteza ne smije sadržavati materijale koji u direktnom kontaktu sa kožom izazivaju alergijske reakcije ili iritiraju područje te ne smije biti neprecizno izrađena u smislu dimenzija s obzirom da se izrađuju po mjeri korisnika.
Koji se aspekti razvoja mogu i trebaju kvantificirati u ovom trenutku?
Za razvoj se moraju najviše kvantificirati masa, dimenzije i materijali proteze sa biomehaničke strane, te vrijeme razvoja kao i mogućnosti izrade prototipova sa financijske strane.
Jesu li razvojni zadaci postavljeni na prikladnoj razini apstrakcije?
Trenutni razvojni zadaci su postavljeni na prikladnoj razini apstrakcije, jer omogućuju pojedinim kreativnim načinima rješavanje problema te upotpunjavanje mogućih želja korisnika u novim proizvodima.
Koji su tehnička i tehnološka ograničenja naslijeđena iz prethodnog iskustva sa sličnim proizvodom?
Trenutna ograničenja su najviše vezana uz dimenzije i masu proteze iz biomehaničkih razloga te cijena proteze koja je prouzročena zbog korištenja pojedinih proizvodnih postupaka s kojima je moguće izraditi protezu.

5.2. Očekivani uvjeti korištenja, konstrukcijski zahtjevi i ograničenja

Kako bi se odredili precizno definirani konstrukcijski zahtjevi i ograničenja proteze, potrebno je prvo navesti očekivane uvjete korištenja proteze za djelomičnu amputaciju stopala razmatranjem što više mogućih situacija uporabe s kojima bi se susretala proteza, a samu podjelu očekivanih uvjeta korištenja proteze je moguće izvršiti s obzirom na sustav korisnik-proteza te sustav okolina-proteza.

Sustavom korisnik-proteza se daje uvid na međusobni odnos između korisnika i proteze, a on se najčešće razmatra u vidu pojavnih oblika i načina opterećenja te ergonomskih zahtjeva. S obzirom da je hodanje najčešća ljudska aktivnost, potrebno je s mehaničke strane obratiti pozornost na položaj reakcijske sile podloge, tj. cikličkog pritiska podloge s kojom će se proteza susretati. Taj pritisak se ujedno javlja na području poprečnog i lateralnog svoda kod zdravog stopala te površina oslanjanja stopala zapravo podrazumijeva ujedno i optimalni prijenos opterećenja pri pritisku stopala o podlogu pa se time mora približno isti način provesti i na protezu, iako je tu potrebno pripaziti na biomehaničke razlike za pojedinu parcijalnu amputaciju stopala. Naravno, hodanje podrazumijeva aktivnost ne samo u horizontalnoj ravnini, već i pri pojedinim prostornim nagibima terena/podloge gdje se zbiva promjena pritiska na protezu. Osim hodanja te prostornih nagiba podloge se mora uzeti u obzir da će pojedini korisnici upotrebljavati stepenice/stube u stambenim objektima putem kojih se iniciraju veći pritisci na distalni dio stopala i petu zbog prenašanja cjelokupne težine tijela na jedno stopalo, a usput se obavlja podizanje ili spuštanje tijela s obzirom na visinu stepenica/stuba. Pri silaženju niz stepenica/stuba se mogu pojaviti i laki oblici cikličkih udarnih opterećenja te je potrebno prigušiti takav oblik opterećenja na protezi, iako pojedina obuća ima u sebi sadržanu funkciju prigušivanja cikličkih udarnih opterećenja. Međutim, ne pojavljuju se samo pritisak i udarna opterećenja na protezi, nego se stvaraju i momenti, cikličke prirode, inicirani od strane prednje i stražnje poluge stopala proteze pa je stoga proteza opterećena i na fleksiju u trenucima korištenja.

Sa ergonomske strane je potrebno uzeti u obzir da će korisnik koristiti više različitih vrsta obuće, npr. tenisice i čizme, što ukazuje na pojavu različitih mogućnosti i ograničenja vezana uz dimenzije proteze, koje se moraju provesti prema antropometrijskim mjerama korisnika, jer uvjetuju lako postavljanje unutar ili vađenje van parcijalno amputiranog stopala sa protezom u odnosu na obuću. U svakom slučaju, uspješno zadovoljavanje takvog uvjeta bi podrazumijevao pogodnost odstranjivanja dodatne potrebe oko izrade *custom made* obuće.

U sustavu okolina-proteza najviše se ističu vremenski uvjeti poput kiše, magle, sunca, snijega, koji ukazuju da će se proteza susretati u okolini sa vlagom, temperaturnim razlikama i UV zračenjem na koje mora biti otporna kako bi se očuvala određena mehanička svojstva. Naravno, geografska okolina (veći grad, naselje, selo) također igra ulogu, jer jedan od najvećih neprijatelja s kojim se može susresti proteza su sitne čestice prašine ili prljavština koje se mogu slijepiti na protezu.

Kako bi se provelo početno oblikovanje potrebno je odrediti konstrukcijske zahtjeve prema funkcionalnim svojstvima proizvoda u zajedničkoj suradnji sa očekivanim uvjetima korištenja kako bi bila specificirala arhitektura proizvoda, no svaka konstrukcija je predodređena

ograničenjima koja se moraju uzeti u obzir kako bi se spriječio krivi razvojni smjer koji može rezultirati većim troškovima samoga razvoja te tvrtku postavlja u neželjenu financijsku poziciju [54]. Nakon razmatranja funkcionalnih svojstava/karakteristika postojećih proizvoda, sljedeći konstrukcijski zahtjevi su obuhvaćeni za početnu konstrukcijsku razradu:

1. Potrebno je upotrijebiti materijale viskoelastičnog karaktera kako bi bila omogućena disipacija energije i time ublažio utjecaj udarnih sila na definiranim kontaktnim površinama proteze sa stopalom;
2. Potrebno je upotrebljavati materijale koji neće izazvati alergijske reakcije na koži;
3. Potrebno je osigurati korištenje termički stabilnih materijala, otpornih na UV zračenje i atmosferilije kako bi se spriječila degradacija materijala i pojava korozije te omogućio dulji vijek trajanja proteze;
4. Potrebno je osigurati dinamičku izdržljivost proteze koristeći materijale visoke dinamičke čvrstoće kako bi bili osigurani uvjeti korištenja te iznenadna visoka dinamička opterećenja;
5. Potrebno je koristiti materijale male mase kako bi se izbjegla biomehanička neuravnoteženost pri aktivnostima;
6. Potrebno je osigurati dovoljnu zračnost između proteze i stopala kako bi korisnik mogao lako postaviti ili odvojiti protezu od parcijalno amputiranog stopala;
7. Potrebno je osigurati povezanost između proteze i parcijalno amputiranog stopala kako proteza ne bi ispadala izvan preostalog stopala pri korištenju;
8. Potrebno je konstruirati protezu na način da se omogući lako sklapanje ili rastavljanje dijelova;
9. Potrebno je konstruirati protezu na način da se omogući što veća reciklabilnost dijelova;
10. Potrebno je konstruirati protezu korištenjem ergonomskog dizajna kako bi se spriječio dodatni utjecaj tlačnih i smičnih sila na stopalo, posebice na području rane te omogućilo korištenje proteze sa raznom obućom (tenisice, čizme, cipele, itd.);
11. Potrebno je konstruirati protezu na način da se dopuštaju određene rotacije preostalih zglobova stopala;
12. Potrebno je konstruirati protezu na način da oponaša približno blizu zdravo stopalo na način da se omogući funkcioniranje poluge prednjeg dijela stopala u potpunosti;

U tablici 4. su prikazana ograničenja te razlozi zbog kojih ograničuju pojedine aspekte razvoja proizvoda.

Tablica 4. Ograničenja u razvoju proteze i razlozi

OGRANIČENJA U RAZVOJU PROTEZE	RAZLOZI
Masa proteze	Prema [70] se nalaže da je masa cjelokupnog stopala iznosa otprilike 1,4-1,5% mase tijela, dok kod parcijalnih amputacija se taj postotak još dodatno umanjuje. Povećanom masom proteze se uzrokuje biomehanički disbalans između napetosti mišića i miofascijalnog sustava pojedine noge koji mogu uzrokovati probleme sa fiziološke strane čovjeka.
Dimenzije proteze	Dimenzije proteze moraju obuhvaćati dostatnu duljinu za vršenje funkcije poluge prednjeg dijela stopala, no istovremeno se ne smije postići dodatna visina stopala, jer se stvara neujednačenost visina među nogama koja može utjecati na stvaranje poremećaja u zglobovima kukova koji su tada u međusobno neuravnoteženom položaju.
Kretnje djelomično amputiranog stopala	Pojedine kretnje djelomično amputiranog stopala poput pojedinih rotacija zglobova su umanjene nakon amputacije te je potrebno obratiti pozornost na uvođenje rotacijskih ograničenja proteze kako se ne bi naškodilo djelomično amputiranom stopalu u smislu neuravnoteženosti fizioloških procesa.
Postojeća sigurnost	Proteza mora imati definiran vijek trajanja, a u svrhu postizanja sigurnosti mora koristiti iznimno čvrste i dinamički izdržljive materijale te mora osigurati stabilnost pri korištenju.
Ergonomski uvjeti	Mora se osigurati udobnost putem preciznih antropometrijskih mjera korisnika kako bi se postigla učinkovita uporaba proteze.
Cijena	Niža cijena proteze će odgovarati ciljanoj grupi korisnika i omogućiti bolju plasiranost na tržištu.

5.3. Definicija cilja

Nakon što su određeni očekivani uvjeti korištenja, konstrukcijski zahtjevi i ograničenja, moguće je odrediti definiciju cilja projekta, prikazano u tablici 5., prema predlošku [69], a pritom je potrebno ukazati na činjenicu da se konstrukcijska razrada vrši za djelomičnu amputaciju stopala po Lisfrancu iz razloga što je potrebno oblikovati protezu koja će spriječiti nepravilno uvrtnje stopala, a istovremeno postiže potpunu funkcionalni mehanizam poluge prednjeg dijela stopala

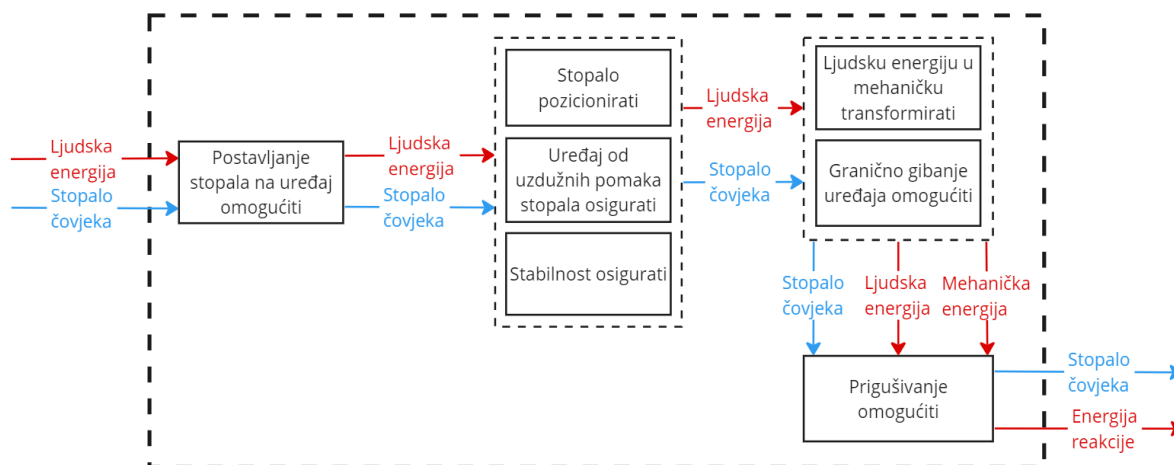
Tablica 5. Definicija cilja [69]

Naziv projekta:	Predloženo konstrukcijsko rješenje proteze za parcijalnu amputaciju stopala po Lisfrancu.
Opis proizvoda:	Proteza koja u potpunosti vraća funkciju poluge prednjeg dijela stopala uz sprječavanje nepravilnog uvrtnja za parcijalnu amputaciju stopala po Lisfrancu.
Primarno tržište:	Osobe sa parcijalnom amputacijom stopala po Lisfrancu.
Sekundarno tržište:	Osobe oboljele od dijabetesa.
Karakteristike koje se podrazumijevaju:	Proteza mora izvršavati funkciju poluge prednjeg dijela stopala te spriječiti nepravilno uvrtnje stopala uz konstrukcijske zahtjeve te navedenih ograničenja. Mora sadržati svojstvo apsorpcije udaraca na pojedinim dijelovima proteze kako se ne bi utjecalo na patološke promjene stopala te ne smije biti pretjerane mase kako se ne bi utjecalo na biomehaniku hoda.
Ciljane grupe korisnika:	Odrasle i starije osobe dobi od 18 do 99.
Pravci kreativnog razvoja:	Izrada mehanizma elastičnog povrata prstiju (umjetni Windlass mehanizam), geometrijom omogućiti protezi potencijalnu visokodinamičnu uporabu (proteza za trčanje i hodanje), omogućiti opcije oko estetike pojedinih dijelova.
Limiti projekta:	Masa i dimenzije proteze, limitirano vrijeme kreativnog rješavanja problema, cijena proteze.

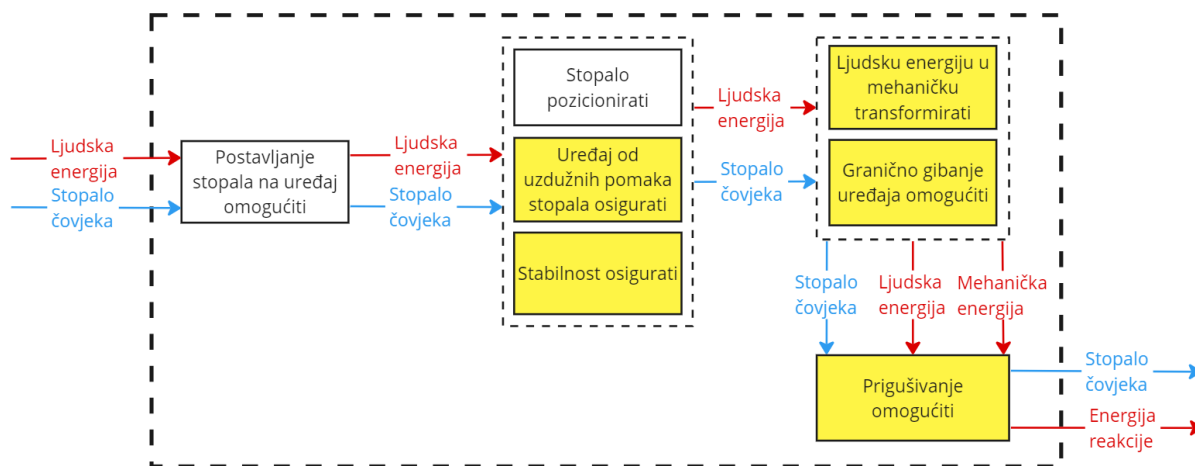
5.4. Funkcijska dekompozicija

U fazi koncipiranja je bitno odrediti koje funkcije se javljaju u novom proizvodu, no njihovo definiranje ne smije naglasiti o kojim elementima proizvoda je riječ, kako se ne bi unaprijed

ograničile mogućnosti kreativne razrade novoga proizvoda [54]. U tu svrhu su na slici 29. prikazane funkcije, sa apstraktnog stajališta, koje novi proizvod mora vršiti kako bi upotpunilo zahtjeve. Na slici 30. su prikazane odabrane funkcije, žutom bojom, s kojima se vrši izrada morfološke matrice.



Slika 29. Funkcijska dekompozicija proteze za djelomičnu amputaciju stopala



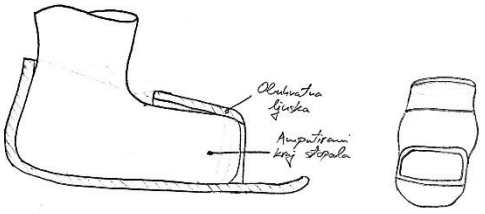
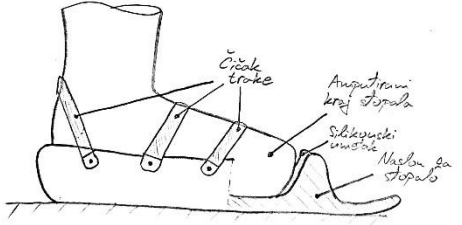
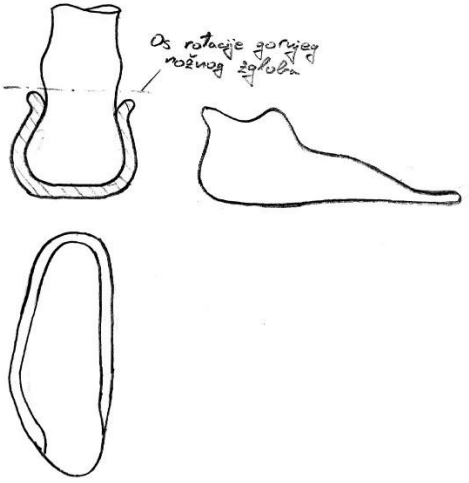
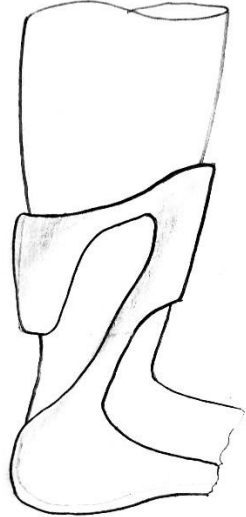
Slika 30. Odabrane funkcije funkcijske dekompozicije proteze za djelomičnu amputaciju stopala

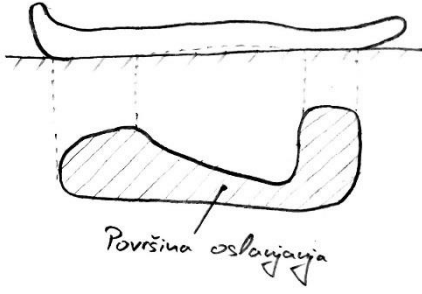
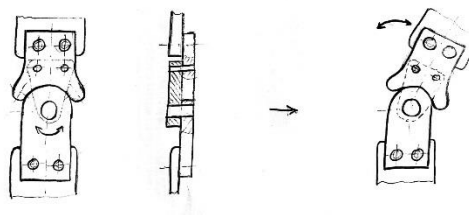

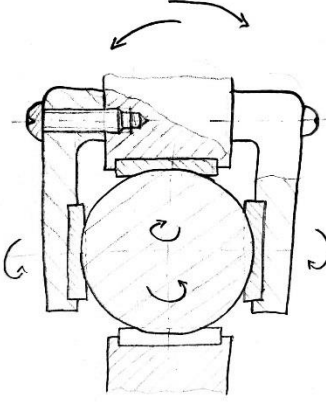
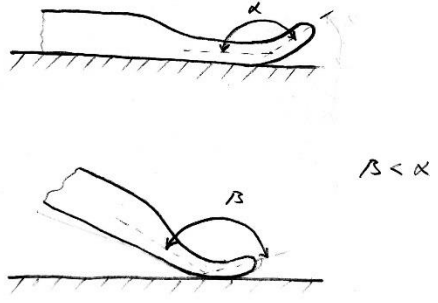
Pritom treba napomenuti da funkcije “Uređaj od uzdužnih pomaka stopala osigurati” i “Granično gibanje uređaja omogućiti” nisu u zajedničkoj korelaciji, jer se prva funkcija odnosi na osiguravanje relativnih pomaka između stopala i proteze kako bi se umanjilo gibanje između stopala i proteze te ponovno pozicioniranje stopala. Druga funkcija se referira na granične mogućnosti koje proteza mora sadržavati, najviše iz biomehaničkih razloga kako se ne bi naškodilo djelomično amputiranom stopalu pri aktivnostima.

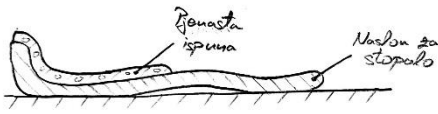
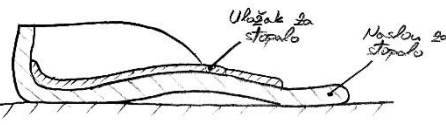
5.5. Morfološka matrica

Nakon odabranih funkcija se izrađuju parcijalna rješenja za pojedinu funkciju kako bi se izradila konačna morfološka matrica prikazana u tablici 6.

Tablica 6. Morfološka matrica

FUNKCIJA	PARCIJALNO RJEŠENJE	
<p>Uređaj od uzdužnih pomaka stopala osigurati</p>	 <p>Obuhvatna ljuska Amputirani kraj stopala</p> <p>1) Obuhvatna ljuska za stopalo</p>	 <p>Čičak trake Amputirani kraj stopala Silikonski umetak Naslon za stopalo</p> <p>2) Čičak trake</p>
	 <p>Os rotacije gornjeg nožnog zgloba</p> <p>3) Geometrija kalupa</p>	 <p>4) Niska potkoljениčna ljuska</p>

<p>Stabilnost osigurati</p>	 <p>1) Površina oslanjanja</p>	
<p>Ljudsku energiju u mehaničku transformirati /Granično gibanje uređaja omogućiti</p>	<p>Rotacija</p>	
	<p>Proksimalni dio stopala</p>	<p>Distalni dio stopala</p>
	 <p>1) Valjkasti mehanizam</p>	 <p>1) Opružni mehanizam</p>
	 <p>2) Kuglični mehanizam</p>	 <p>2) Elastični povrat smanjenom stijenkom</p>

Prigušivanje omogućiti	 <p>1) Pjenasta ispuna</p>	 <p>2) Uložci za stopalo</p>
---------------------------	---	--

Nakon izrađenih parcijalnih rješenja slijedi njihovo kombiniranje kojima se generiraju početni koncepti proteze. Potrebno je napomenuti da se mogu istodobno vršiti odabiri mehanizama i za proksimalni i distalni dio stopala radi uključivanja veće pokretljivosti proteze, ali samo ako je takav potez racionalno izvediv.

5.6. Generirani koncepti

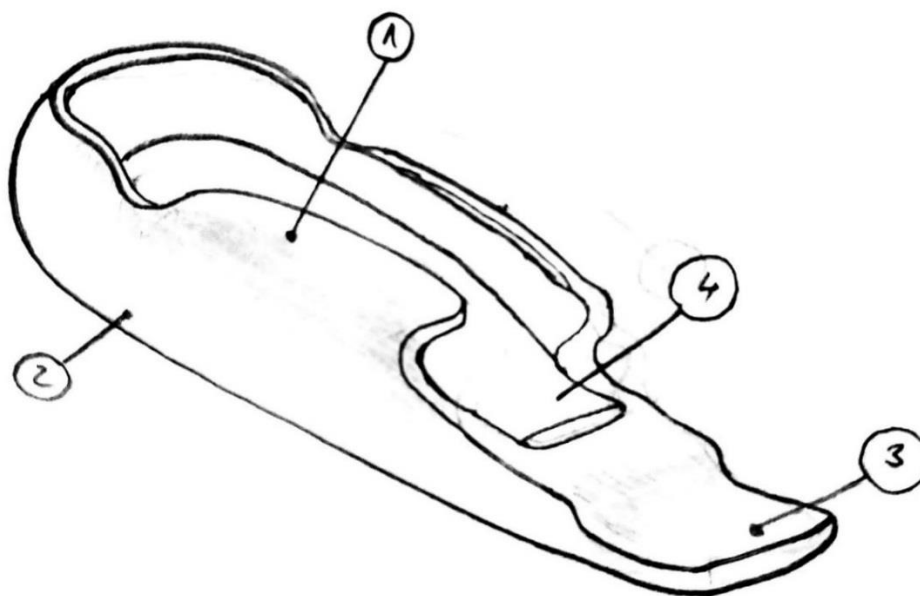
5.6.1. Referentni proizvod



Slika 31. Referentni proizvod [71]

Kao referentni primjer, prikazan na slici 31., je uzet primjerak proizvoda tvrtke FIOR&GENTZ iz razloga što sadrži određene karakteristike s kojima je moguće usporediti generirane koncepte. Kalup za stopalo je geometrijski specificiran na način da odgovara mjerama korisnika te je sa prednje strane lagano uzdignut kako bi oponašao potrebnu polugu stopala. Sa lateralne strane se povezuje kalup sa tibijalnom ljuskom putem NEURO SWING dinamičkog elementa koji omogućuje dopuštenu rotaciju plantarne i dorzalne fleksije preostalog stopala putem prednapregnutih opruga, čijom funkcionalnošću se povećava mobilnost kako proteze tako i korisnika. Postranično produljenje, nadovezano na dinamički element, se odozdo prema odozgora nastavlja u tibijalnu ljusku koja se oslanja na potkoljenicu te sadrži čičak traku za povezivanje sa potkoljenicom ispod zgloba koljena kako bi se osigurali nepotrebni pomaci, ali i realizirala plantarna fleksija.

5.6.2. Koncept 1

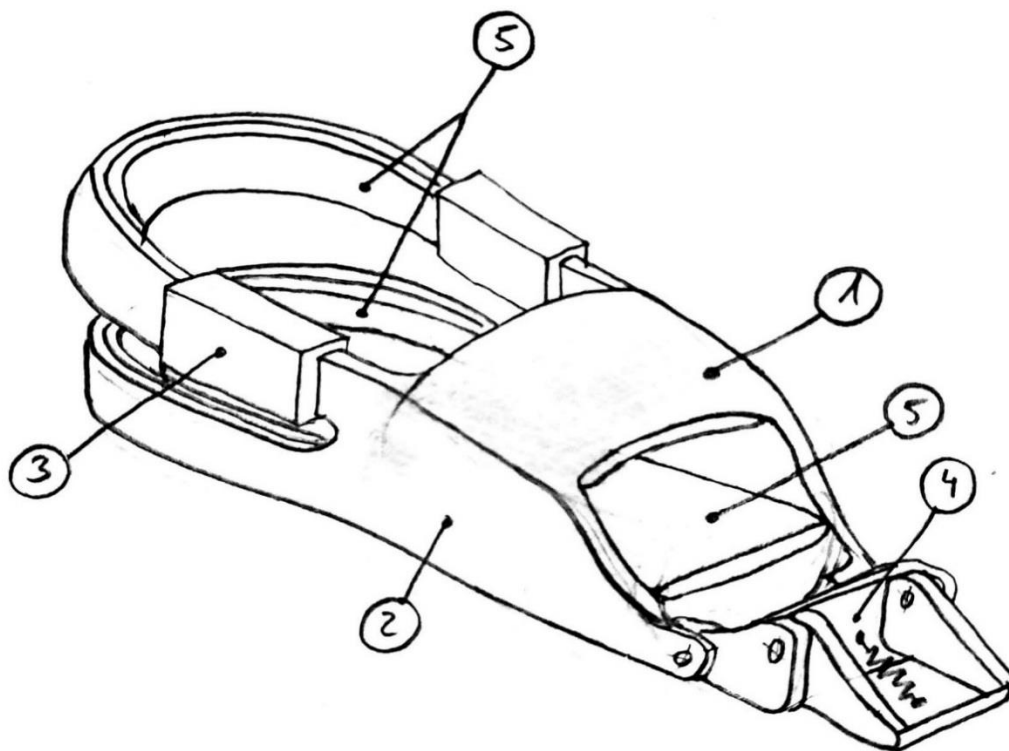


Slika 32. Skica koncepta 1

Prvi koncept, slika 32., je osmišljen na temelju geometrije proteze gdje glavni kalup proteze (1) obavlja prednji dio stopala i petu, dok u blizini amputiranog dijela stopala (područje rane) nije obavijen kao ni u blizini gornjeg nožnog zgloba radi lateralnog i medijalnog maleola potkoljenice kako se ne bi inicirala dodatna tlačna opterećenja. Osim toga, ovakvim oblikom kalupa se želi osigurati nepomičnost između proteze i stopala uz određenu zračnost. Kao što je već spomenuto, svaka proteza mora biti izrađena prema antropometrijskim mjerama korisnika pa se također uvodi

geometrija oponašanja svodova stopala (2) pri oslanjanju stopala na podlogu. Za udobniju uporabu proteze kao i prigušivanje opterećenja se koristi uložak (4) iz viskoelastičnog materijala (npr. silikon), a prednji dio proteze sadrži smanjenu stijenku (3) kako bi se uspješno oponašala funkcija poluge stopala pri aktivnostima. Glavni kalup proteze (1) mora biti izrađen iz čvrstog materijala kako bi se spriječili relativni pomaci između proteze i stopala, a mehanizmi za ostvarivanje rotacije nisu potrebni za proksimalni dio stopala, jer nema uklještenja gornjeg nožnog zgloba koji se može slobodno rotirati.

5.6.3. *Koncept 2*

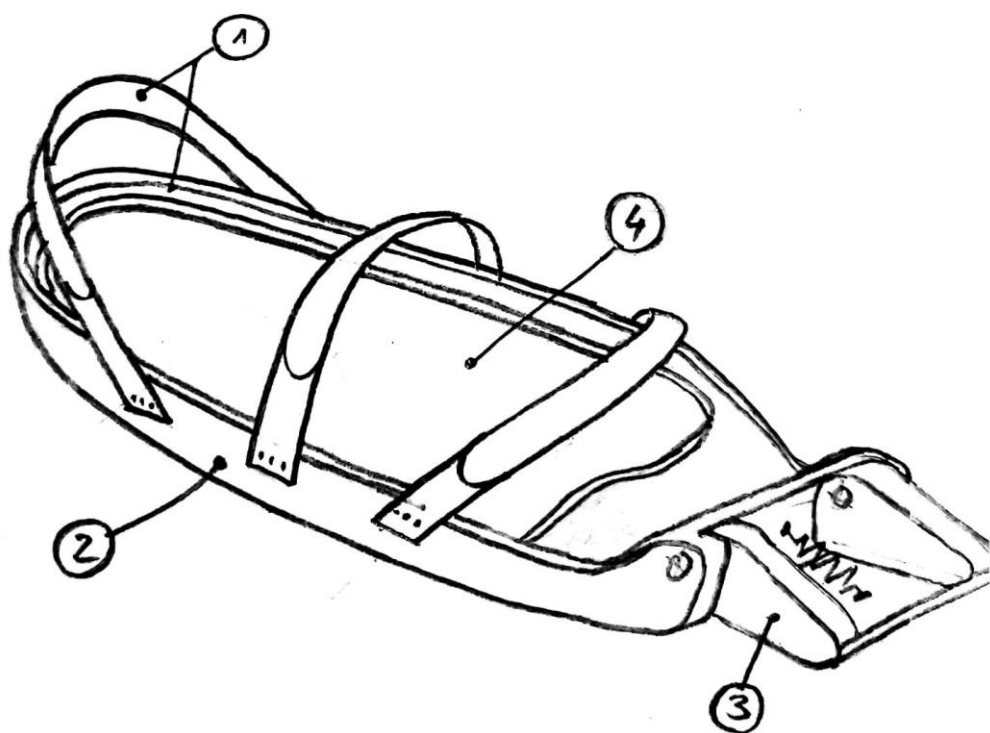


Slika 33. Skica koncepta 2

Drugi koncept, slika 33., sadrži obuhvatnu ljusku (1) za prednji dio stopala koja završava u blizini amputirane ravnine stopala. Pritom se prednji dio stopala učvršćuje sa svih strana, a peta se oslanja na donji dio proteze te na nastavak proteze sa valjkastim mehanizmom (3). Sve glavne dodirne površine stopala su obavijene pjenastom ispunom (5) kako bi se smanjio utjecaj udarnih opterećenja, a glavnu rotaciju zgloba vodi valjkasti mehanizam (3) koji omogućuje plantarnu i

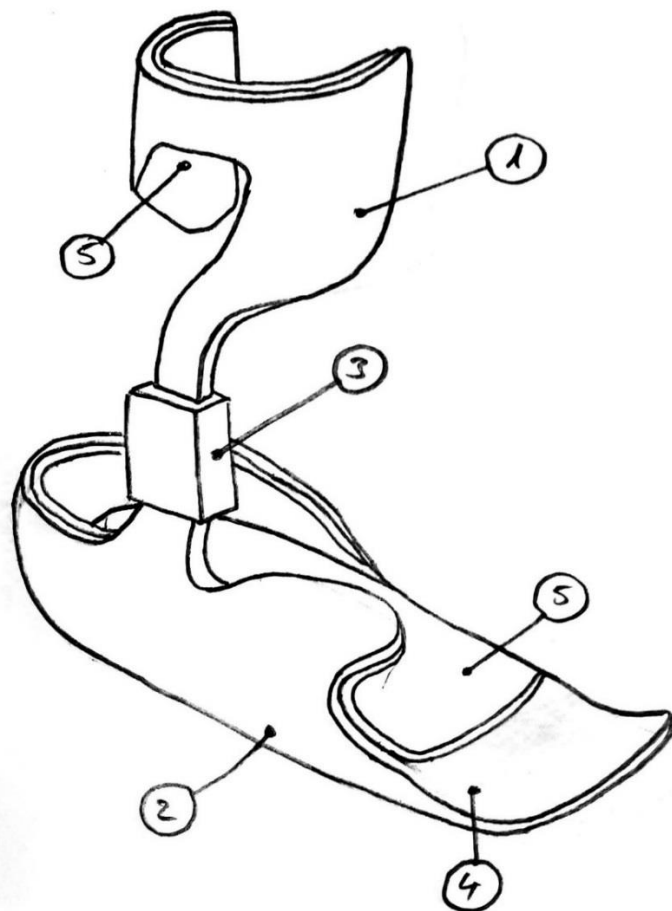
dorzalnu fleksiju do određenog stupnja (na skici su prikazana kućišta mehanizma). S obzirom da su pojedine kretnje limitirane te je proteza krute konfiguracije, sa prednje strane proteze se nalazi opružni mehanizam (4) koji oponaša prste te upotpunjuje funkciju poluge stopala. Jedan od razloga korištenja ovakvog konceptualnog mehanizma je što sa smanjenom stijenkom se pri deformiranju mogu javljati veća tlačna opterećenja sa gornje strane stopala, dok sa ovakvim mehanizmom se može uspostaviti manje tlačno opterećenje te kontrolirana rotacija prednjeg dijela proteze pri aktivnostima (oponašanje prstiju kod zdravog stopala).

5.6.4. Koncept 3



Slika 34. Skica koncepta 3

Treći koncept, slika 34., je zamišljen na način da se stopalo osigura od pomaka u odnosu na protezu putem čičak traka (1) pri čemu se stopalo oslanja na uložak iz viskoelastičnog materijala (4) za pružanje udobnosti i zaštitu od udaraca. Položaj čičak traka je uvjetovan pomacima koje stopalo odrađuje pa su čičak trake namijenjene za osiguravanje nepomičnosti između pete i proteze te između hrpta stopala i proteze. S obzirom da gornji nožni zglob nije ukliješten, upotreba rotacijskih mehanizama nije potrebna. Kao i kod prošlih koncepata, podloga za oslanjanje (2) je napravljena prema antropometrijskim mjerama te obavlja manji udio postraničnog dijela stopala. Sa prednje strane se nalazi opružni mehanizam (3) kako bi se oponašalo gibanje prstiju, a istovremeno smanjio utjecaj tlačnog opterećenja između čičak traka i hrpta stopala.

5.6.5. **Koncept 4**

Slika 35. Skica koncepta 4

Četvrti koncept, slika 35., sadži nisku potkoljeničnu ljusku (1) namijenjenu za obavijanje prednje i stražnje strane donjeg dijela potkoljenice kako bi se osigurala nepomičnost ostatka proteze. Jedna od prednosti ovakvog oblika ljuske je što se umanjuje potreba za povezivanjem čičak trakom oko potkoljenice kao kod pojedinih konceptata. Na donji nastavak ljuske se nadovezuje kuglični mehanizam (3) koji omogućuje rotaciju gornjeg nožnog zgloba kako bi se osigurala veća mobilnost proteze, a dalje se nadovezuje na naslon stopala (2) koja sadži geometrijski definiranu površinu za djelomično obavijanje prednjeg dijela djelomično amputiranog stopala kako bi se dodatno osigurali pomaci između proteze i preostalog stopala. Za omogućavanje udobnosti i svojstva prigušivanja opterećenja su namijenjene pjenaste ispune (5) koje obavijaju i ljusku (1) i naslon stopala (2) te su obuhvaćene do blizine smanjenja stijenke naslona (4). Kako bi se omogućila funkcija poluge stopala, namijenjen je prijelaz s deblje na tanju stijenku naslona stopala proteze kako bi se umanjila kompleksnost izrade proteze, a funkcionalnost poluge stopala je postojeća.

5.7. Vrednovanje i odabir koncepata

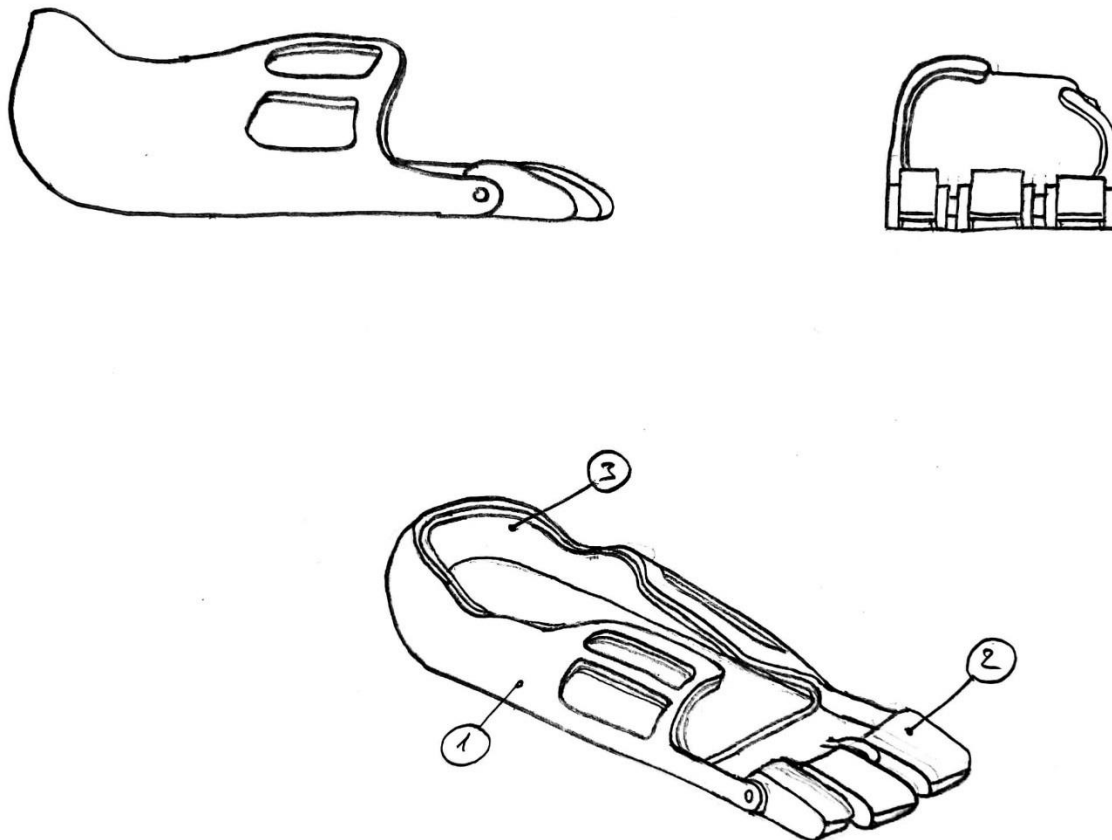
Odabir koncepata se može vršiti putem različitih metoda koje uključuju u pojedinim situacijama i vrednovanje od strane korisnika ili izradu prototipova koji će biti testirani, no većinom se vrednovanje provodi u razvojnom timu od strane ili najutjecajnijeg člana tima ili cjelokupnog razvojnog tima. S obzirom da razvojni tim sadrži više osoba, postoji određena prednost pri vrednovanju i odabiru koncepata, jer se može postići bolji konsenzus u diskusiji pojedinih točaka pri odabiru koncepata. U tu svrhu je razvijena metoda pomoću matrica odlučivanja koje uključuju predodabir i ocjenjivanje koncepata u kojima se vrednuju, rangiraju i odabiru koncepti. Najbitniji korak pri izradi matrice odlučivanja za predodabir koncepata je jednoznačni dogovor oko odabira kriterija koji su temeljeni prema potrebama korisnika, ali i potrebama tvrtke (troškovi proizvodnje, pouzdanost, itd.), dok pri ocjenjivanju koncepata je potrebno jednoznačno dogovoriti koju težinu će svaki kriterij poprimiti kako bi se prikazao fokus na bitne kriterije. U tablici 7. je prikazana matrica za predodabir koncepata sa navedenim najbitnijim kriterijima i u kojoj referentni proizvod ima potpunu neutralnost, a vrednovanje se provodi prema ocjenama od -1 do 1, gdje -1 označava lošije u odnosu na referentni proizvod, 0 označava jednako kao i referentni proizvod, a 1 označava bolje u odnosu na referentni proizvod.

Tablica 7. Matrica odlučivanja za predodabir koncepata

KRITERIJI	Referentni proizvod	Koncept 1	Koncept 2	Koncept 3	Koncept 4
Jednostavnost postavljanja	0	1	-1	0	0
Lako održavanje	0	1	-1	0	0
Funkcionalnost poluge stopala	0	0	0	1	1
Stabilnost i zaštita pri korištenju	0	-1	1	-1	1
Jednostavnost proizvodnje (proizvodne mogućnost,	0	1	-1	0	0

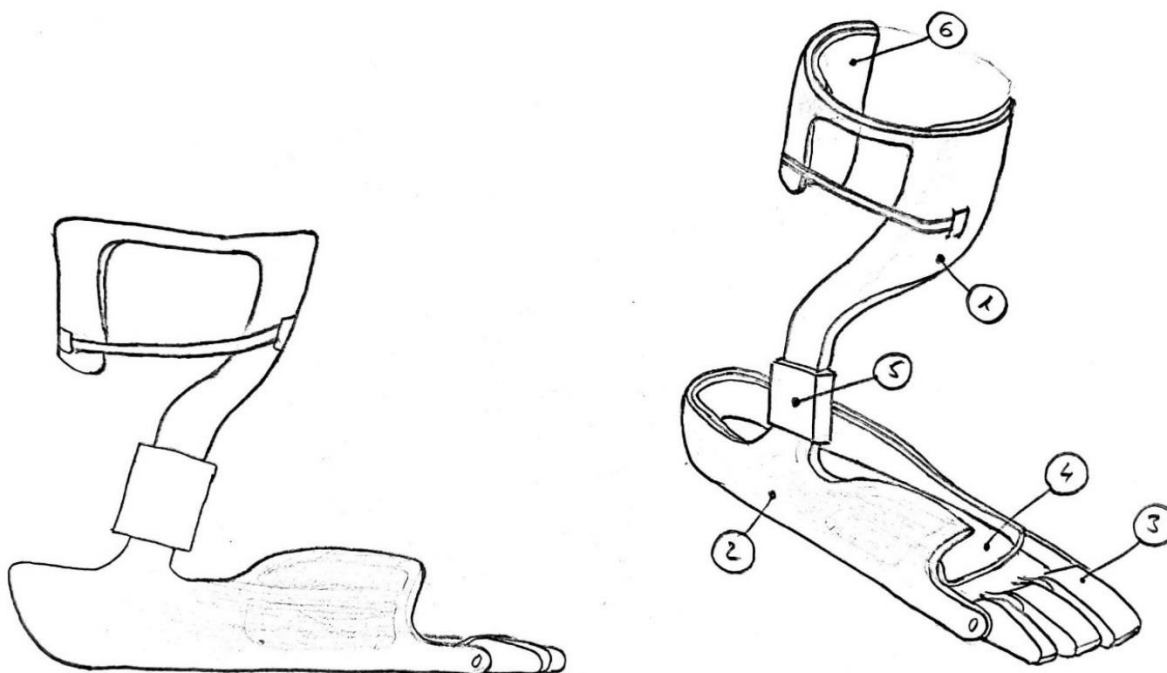
trošak proizvodnje materijal, itd.)					
Trajnost	0	0	1	0	0
Cijena	0	1	-1	1	0
Zbroj	0	3	-2	1	2
Rang	4.	1.	5.	3.	2.
Nastaviti?	NE	Poboljšati	NE	NE	Poboljšati

Nakon provedbe predodabira koncepata, može se uvidjeti da su prvi i četvrti koncept isti po konačnom zbroju te će se razmatrati njihovo vrednovanje u matrici za ocjenjivanje koncepata, ali se također njihovom analizom ustanovilo da je moguće odraditi pojedina poboljšanja koja se moraju provesti prije samoga vrednovanja. Na slici 36. je prikazan poboljšani prvi koncept koji sadrži naslon za stopalo (1) koji je sa prednje strane zaobljen sa obje postranične strane kako bi se stopalo osiguralo od pomaka, a pri hodanju ipak omogućuje manji udio deformiranja, zbog postraničnih otvora, namijenjeni za prilagodbu položaja hrpta stopala. Sa stražnje strane, kalup (1) obavija petu te je izrađen na način da omogući samostalnu rotaciju gornjeg nožnog zgloba pri dorzalnoj i plantarnoj fleksiji. Na naslon stopala (1) je postavljena pjenasta ispuna (3) koja služi za apsorpciju udaraca te obavija sve kontaktne plohe između stopala i proteze te završava prije mehanizma koji oponaša nožne prste (2). Osim prigušivanja udarnih opterećenja, omogućuje prozračnost na pojedinim dijelovima proteze zbog svoje rupičaste konfiguracije. Mehanizam prstiju (2), smješten na prednjem dijelu stopala, je namijenjen kako bi se što više oponašali pokreti supinacije i pronacije u fazi hoda, kako bi se doprinijelo što pravilnoj biomehanici pravilnog stopala.



Slika 36. Poboljšani koncept 1

Na slici 37. je prikazano poboljšanje četvrtog koncepta koji za razliku od originala (slika 34.) na niskoj potkoljeničnoj ljusti sadrži malu stezaljku za prilagođavanje pozicije stražnjeg dijela ljuste, sa prednje strane proteze sadrži mehanizam prstiju stopala (3) te se jedino razlikuje, u odnosu na početni koncept, upotreba obje vrste parcijalnih rješenja za prigušivanje. Na naslonu proteze stopala se nalazi uložak iz viskoelastičnog materijala (4) za bolje prigušivanje dok je na ljusti namijenjena pjenasta ispuna (6) zbog prozračnosti. Postranično produljenje na naslonu (2) služi za dodatnu stabilizaciju djelomično amputiranog stopala te štiti preostalo stopalo od nepravilne inverzije, dok se plantarna i dorzalna fleksija omogućuju putem mehanizma za dopuštenu rotaciju (5).



Slika 37. Poboljšani koncept 4

Glavna referenca u matrici za ocjenjivanje koncepata će biti već postojeći referentni proizvod, prema slici 31., putem kojeg će se dati naznaka koji od koncepata ima bolje ili lošije odražen kriterij. S obzirom da trajnost ne predstavlja mjerodavan kriterij za oba koncepta, neće se vršiti vrednovanje po tom kriteriju. Osim toga, kriterij funkcionalnosti poluge stopala će razmotriti uvjete poput apsorpcije udaraca te nadomještanje funkcije poluge stopala zasebno, jer skice koncepata daju bolji uvid kako se prijenos sila može zbivati te kako bi utjecao na djelomično amputirano stopalo. Prethodni uvjet vrijedi i za kriterij jednostavnosti proizvodnje, gdje će se razmatrati broj dijelova, njihova proizvodna mogućnost te procijenjeni trošak.

Ocjenjivanje će se provesti za ocjene od 1 do 5, gdje:

- a) 1 označava puno gore u odnosu na referentni proizvod;
- b) 2 označava lošije u odnosu na referentni proizvod;
- c) 3 označava jednako kao i kod referentnog proizvoda;
- d) 4 označava bolje u odnosu na referentni proizvod;
- e) 5 označava puno bolje u odnosu na referentni proizvod.

U tablici 8. je prikazana matrica ocjenjivanja koncepata sa predloženim težinskim vrijednostima svakoga kriterija te ocjenama svakog koncepta.

Tablica 8. Matrica ocjenjivanja koncepata

KRITERIJI	Težinski faktor	Referentni proizvod		Poboljšani koncept 1		Poboljšani koncept 4	
		ocjena	Ponderirana ocjena	ocjena	Ponderirana ocjena	ocjena	Ponderirana ocjena
Jednostavnost postavljanja	0,05	3	0,15	4	0,20	3	0,15
Lako održavanje	0,05	3	0,15	4	0,20	2	0,10
Funkcionalnost poluge stopala	0,30	3	0,90	4	1,20	5	1,50
Stabilnost i zaštita pri korištenju	0,20	3	0,60	3	0,60	4	0,80
Jednostavnost proizvodnje (proizvodne mogućnosti, trošak proizvodnje materijal, itd.)	0,25	3	0,75	3	0,75	3	0,75
Cijena	0,15	3	0,45	4	0,60	3	0,45
Ukupna ocjena	1,00	3,00		3,55		3,75	
Rang	-	3.		2.		1.	

Iako su ukupne ocjene poboljšanih koncepata relativno bliske vrijednosti, koncept 4 je relevantniji u smislu stabilnosti, zaštite i funkcionalnosti te se s njim ide u daljnju konstrukcijsku razradu, odnosno konstrukcijsko oblikovanje proteze za djelomičnu amputaciju stopala po Lisfrancu.

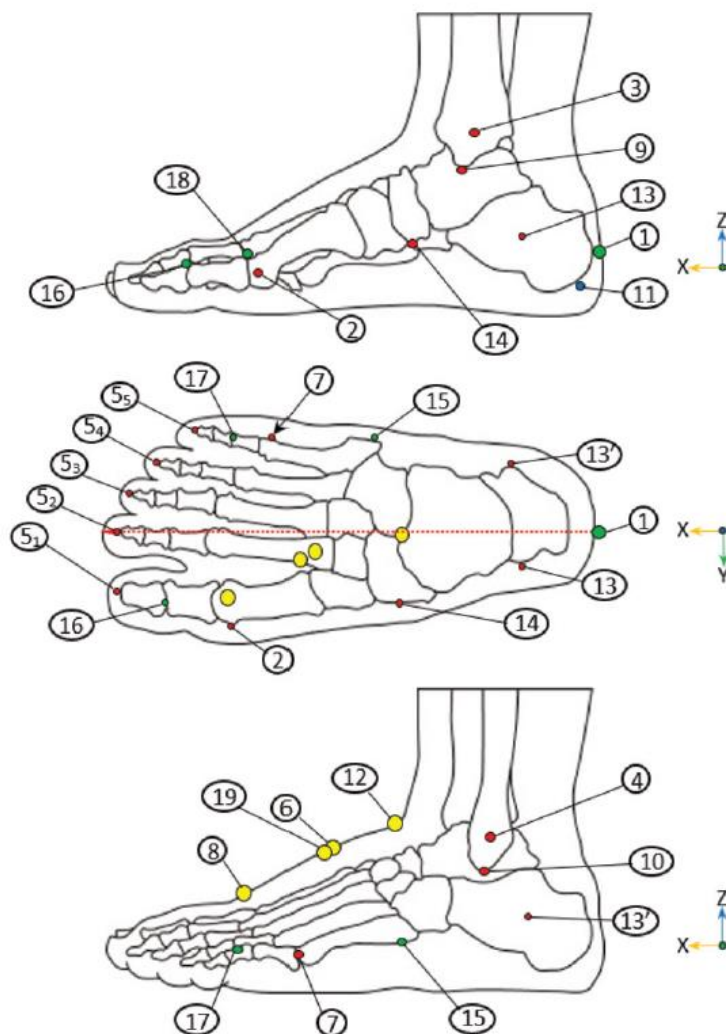
6. KONSTRUKCIJSKO OBLIKOVANJE PROTEZE ZA DJELOMIČNU AMPUTACIJU STOPALA PO LISFRANCU

Prvi korak pri konstrukcijskom oblikovanju je određivanje početnog oblika proteze, no prije samoga oblikovanja je potrebno definirati prostor u kojemu će geometrija proteze biti definirana s obzirom da postoje određena prostorna ograničenja koja proteza mora zadovoljiti. Osim prostora, definiraju se karakteristike i svojstva koja su namijenjena za protezu. Iako se prethodno navedene riječi “karakteristika” i “svojstvo” smatraju sinonimima u standardnom književnom hrvatskom jeziku, kao inženjerska terminologija se razlikuju, pogotovo u razvoju proizvoda. Karakteristika opisuje osobinu (oblik, izmjere, tolerancije, itd.), strukturu i kompoziciju elemenata proizvoda, dok se svojstva dijele na unutarnja i vanjska, gdje vanjska svojstva proizlaze iz pojedinih faza životnog ciklusa proizvoda (cijena proizvodnje, rok trajanja, način odlaganja, itd.), a unutarnja podrazumijevaju nasljedna svojstva proizvoda od materijala od kojeg je napravljen ovisno o proizvodnim postupcima (žilavost, tvrdoća, toplinska vodljivost, čvrstoća, itd.) [54].

6.1. Definirani prostor proteze za parcijalnu amputaciju stopala

Određivanje potrebnog prostora za početno definiranje geometrije proteze djelomično amputiranog stopala se može odrediti prema pojedinim standardnim mjerama, koje se specificiraju prema veličini kalupa obuće od strane proizvođača. Međutim, pojedini proizvođači protetičkih nadomjestaka i proteza vrše početne izmjere putem kalupljenja stopala kako bi se izradio referentni kruti model stopala prema kojem će se oblikovati proteza u točnim mjerama za korisnika, a kako jedan od konstrukcijskih zahtjeva zahtijeva mogućnost postavljanja proteze unutar obuće korisnika (tenisice, čizme, itd.) čime se umanjuje potreba za obućom po mjeri, glavne prostorne mjere proteze će se vršiti prema pretpostavljenim mjerama stopala s kojima se određuje sveukupna prostorna i geometrijska ograničenost za specificiranu veličinu kalupa obuće. Osim mjera, potrebno je specificirati geografsku širinu ciljanih korisnika, jer se pojedine mjere stopala razlikuju ovisno o etničkim i kulturalnim razlikama kako je vidljivo prema [72].

Prva pretpostavka koja se uvodi za definiranje prostorne ograničenosti je da se proteza za parcijalnu amputaciju stopala konstruira za osobu sa područja Europe koja ima veličinu stopala 44 prema europskoj oznaci (EU 44). S obzirom da postoji mali postotak ženske populacije koja ima navedenu veličinu stopala, izmjere će se provoditi za mušku populaciju. Treba biti oprezan, jer oznaka veličine EU 44 definira samo unutarnju duljinu obuće, a ne i širinu, jer se radi o zasebnoj oznaci. Prema [73], veličinom EU 44 je propisana unutarnja duljina obuće do 285 mm, što znači da je najveća duljina stopala u rasponu od 275 do 280 mm.



Slika 38. Prikaz antropometrijskih točaka stopala [74]

Na slici 38. je vidljivo da postoji veliki broj antropometrijskih točaka stopala koje se uzimaju u obzir. Kako bi se olakšalo klasificiranje određenih dužina, širina, visina i opsega stopala, prema [74] su određene oznake mjera za:

a) Dužinu:

1. L1 – dužina stopala: udaljenost od točke 1 do vrha najdužeg prsta;
2. L2 – dužina svoda: udaljenost od točke 1 do točke 2;
3. L3 – dužina pete do unutarnjeg gležnja: udaljenost od točke 1 do točke 3;
4. L4 – dužina pete do vanjskog gležnja: udaljenost od točke 1 do točke 4;
5. L5 – dužina pete do petog prsta: udaljenost od točke 1 do točke 5;
6. L6 – dužina pete do sfiriona: udaljenost od točke 1 do točke 9;
7. L7 – dužina pete do sfirionske fibule: udaljenost od točke 1 do točke 10;

b) Visinu:

1. H1 – Visina unutarnjeg gležnja: udaljenost od poda do točke 3;
2. H2 – Visina vanjskog gležnja: udaljenost od poda do točke 4;
3. H3 – Visina rista: udaljenost od poda do točke 6;
4. H4 – Visina sfiriona: udaljenost od poda do točke 9;
5. H5 – Visina sfirionske fibule: udaljenost od poda do točke 10;
6. H6 – Visina prstiju: maksimalna udaljenost izmjerena od poda do točke 16;
Maksimalna udaljenost izmjerena od poda do točke 17;

c) Širinu:

1. W1 – Širina stopala: udaljenost od točke 2 do točke 7;
2. W2 – Maleolarna širina: udaljenost od točke 3 do točke 4;
3. W3 – Širina srednjeg dijela stopala: maksimalna širina izmjerena s linijom kod 50% dužine stopala od točke 1 (može se smatrati i širinom rista);
4. W4 – Širina pete: udaljenost od točke 13 do točke 13';

d) Opseg:

1. G1 – Opseg glavice: opseg od stopala koji prolazi kroz točku 2, točku 8 i točku 7;
2. G2 – Opseg rista: najmanji opseg koji prolazi kroz točku 6;
3. G3 – Dugački opseg pete: opseg koji prolazi kroz točku 6 i točku 11;
4. G4 – Kratki opseg pete: minimalni opseg koji prolazi kroz točku 12 i točku 12;
5. G5 – Opseg gležnja: vodoravni opseg koji prolazi kroz točku 12.

Kako izmjerene vrijednosti stopala prema [74] odgovaraju veličini obuće oznake EU 44, vrijednosti mjera su smatrane mjerodavnima pri izradi proteze za parcijalnu amputaciju po Lisfrancu. U tablici 9. su prikazane prethodno navedene oznake mjera sa svojim iznosima.

Tablica 9. Oznake i vrijednosti mjera stopala [74]

OZNAKE MJERA	IZNOS MJERE [mm]
L1	277,5
L2	200,6
L3	68,1
L4	41,3
L5	229,6
L6	63,2

L7	50,1
H1	92,0
H2	79,2
H3	77,9
H4	65,5
H5	63,4
H6	Maksimum - palac: 39,2 [75] Maksimum - mali prst: 23 ²
W1	110,6
W2	70,8
W3	95,2
W4	68,1
G1	276,9
G2	273,0
G3	372,0
G4	353,2
G5	272,3

6.2. Karakteristike proteze za parcijalnu amputaciju stopala po Lisfrancu

Za bolje definiranje karakteristika proteze će se vršiti podjela proteze na prednji/distalni dio te stražnji/proksimalni dio, a linija podjele se nalazi u ravnini rista. Oba dijela sadrže glavne geometrijske i materijalne karakteristike, no stražnji dio posjeduje točno specificirane izmjere, u smislu geometrijskih karakteristika, prema kojima se vrši konstrukcijsko oblikovanje prema glavnim izmjerama stopala. S obzirom da postoje ograničenja oko veličine proteze, pogodno je da stražnji dio proteze poprima oblik ljuske sa debljinom stijenke do 5 mm kako ne bi bila uzrokovana dodatna visina ne samo stopala, već i noge, a time je spriječen i biomehanički disbalans među zglobovima kukova i ostalih anatomskih elemenata (neujednačena mišićna ravnoteža). Ono što je dodatno uočljivo je da prednji kraj postraničnog produljenja proteze za stabilizaciju mora završavati u ravnini rista kako se ne bi utjecalo na mogućnost stvaranja trenja u blizini rehabilitirane rane. Naravno, takvim pristupima se stvara potreba za materijalima kojima je

² Zbog nemogućnosti pronalaženja potrebnih literaturnih izvora se koristila osobna izmjera

moгуće oblikovati takvu kompleksnu geometriju proteze, a da su pritom manje mase. Mogućnost izvođenja kompleksne geometrije putem pojedinih proizvodnih postupaka, kao i postizanje male mase proteze, je moguća uporabom skupine materijala poput polimera i kompozitnih materijala koji se odražavaju niskom gustoćom u odnosu na metale, no sami konačni odabir materijala ovisi o opterećenjima koja se javljaju na protezi.

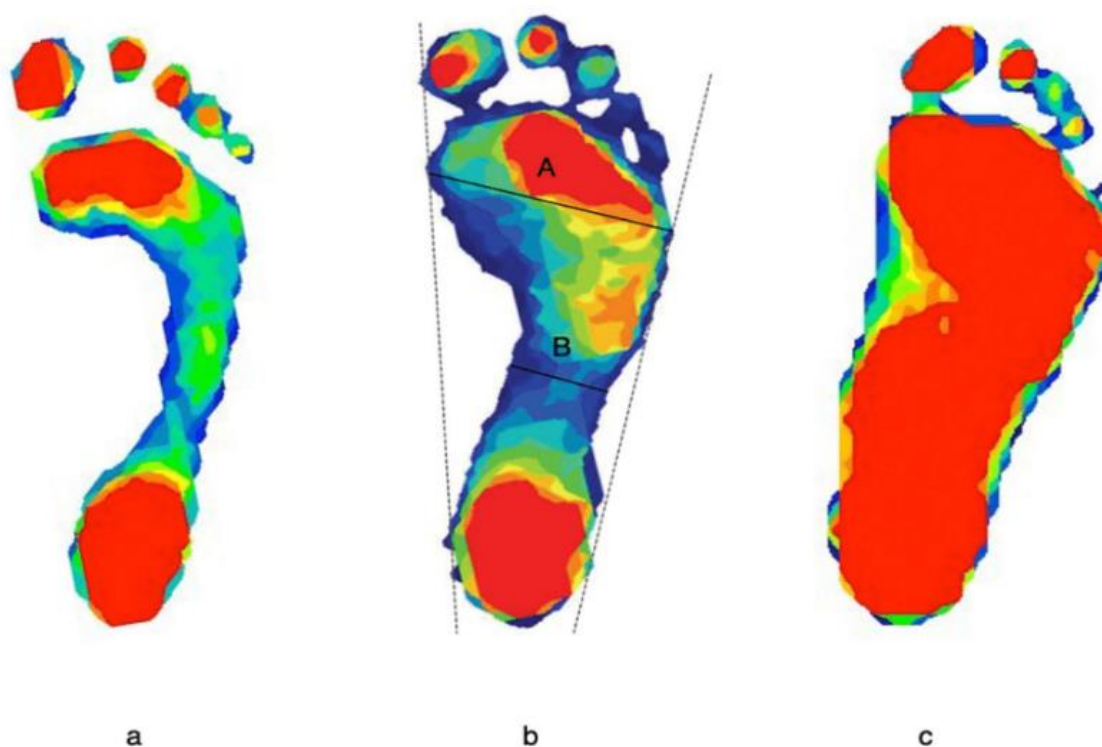
Rotacijski mehanizam koji sadrži dopušteno fleksijsko kretanje parcijalno amputiranog stopala ima strogu ograničenost oko veličine mehanizma, jer početni smještaj mehanizma mora obuhvatiti os rotacije gornjeg nožnog zgloba, a u toj blizini se nalazi i lateralni maleol fibule, tj. izbočenje vanjske postranične strane gležnja. Glavni problem prostorne ograničenosti rotacijskog mehanizma leži u smještaju mehanizma, jer se želi umanjiti potreba za obućom po mjeri, a istovremeno postići dopuštenu rotaciju. S obzirom da mehanizam mora imati dugi radni vijek, malu veličinu te je izložen okolini, izrada mehanizma bi obuhvatila korištenje metalnih materijala visoke čvrstoće koji mogu sadržavati zaštitne premaze pojedinih dijelova kako bi se dodala zaštitna funkcija te umanjila količina otpada pri recikliranju, ako se radi o reciklabilnom metalu.

Niska potkoljenična ljuska ima mogućnost geometrijske varijacije s obzirom da se sa stražnje strane nalazi ispod troglavog mišića potkoljenice, dok sa prednje strane može pružati zaštitu tibijalne kosti. Dakle, potrebno je obratiti pozornost na opseg potkoljenice u navedenom području kako bi se pravilno oblikovala ljuska, a s obzirom na samo oblikovanje ljuske, također se može razmatrati uporaba polimernih ili kompozitnih materijala kao i kod naslona za parcijalno amputirano stopalo.

Prednji/distalni dio proteze ima prednost što se parcijalna amputacija po Lisfrancu zbiva u blizini ravnine rista, otprilike desetak milimetara više prema prednjoj strani. Posebnost prostornog dijela stopala koji je odstranjen je što daje mogućnost kreativnog rješavanja problema pri izradi mehanizma koji oponašaju nedostajuće prste kako bi bilo omogućeno pravilno kretanje zdravog stopala. Jedino ograničenje koje postoji u smislu izrade distalnog dijela proteze su geometrijske karakteristike stopala te je potrebno izvođenje mehanizma prstiju pažljivim osmišljavanjem rješenja. Naravno, potrebno je izraditi mehanizam prema konstrukcijskim smjernicama, posebice prema sklapanju i rastavljanju te korištenju standardnih dijelova kako bi se olakšala izrada i održavanje.

Svojstva proteze za djelomičnu amputaciju stopala po Lisfrancu se utvrđuju ovisno o materijalima te njihovim proizvodnim mogućnostima, pojavnim oblicima opterećenja koja se javljaju od strane korisnika te uvjetima okoline u kojima će se proteza susretati. Kako se s protezom odvijaju dinamičke aktivnosti, najčešći način opterećivanja proteze podrazumijeva kombinaciju težine i

brzine hoda korisnika kojim se inicira tlak između stopala i podloge. Ustanovljeno je da brzina hoda bitno utječe na pritisak na plantarnom dijelu zdravog stopala te su međusobno proporcionalni [76], jer što je veća brzina hoda time se javlja veći pritisak na zdravom stopalu, a sile koje se pojavljuju na području kontaktnih površina stopala su 2-2,5 puta težine osobe pri hodanju [77], dok su pri trčanju pritisne sile još veće [78]. Naravno, prethodna opterećenja se javljaju na području pete te na području poprečnog svoda stopala, jer se u srednjem dijelu stopala odvija stabilizacija anatomskih elemenata sa medijalne strane, dok se sa lateralne strane stopalo oslanja na podlogu te pripomaže u prijenosu opterećenja u manjem udjelu. Time rečeno, pretpostavlja se maksimalna masa korisnika u iznosu $m = 150$ kg uz pretpostavljeni faktor sigurnosti $S = 4$. Na slici 39. je digitalni prikaz pritiska stopala na zdravom stopalu te pri pojedinoj degenerativnoj promjeni stopala.

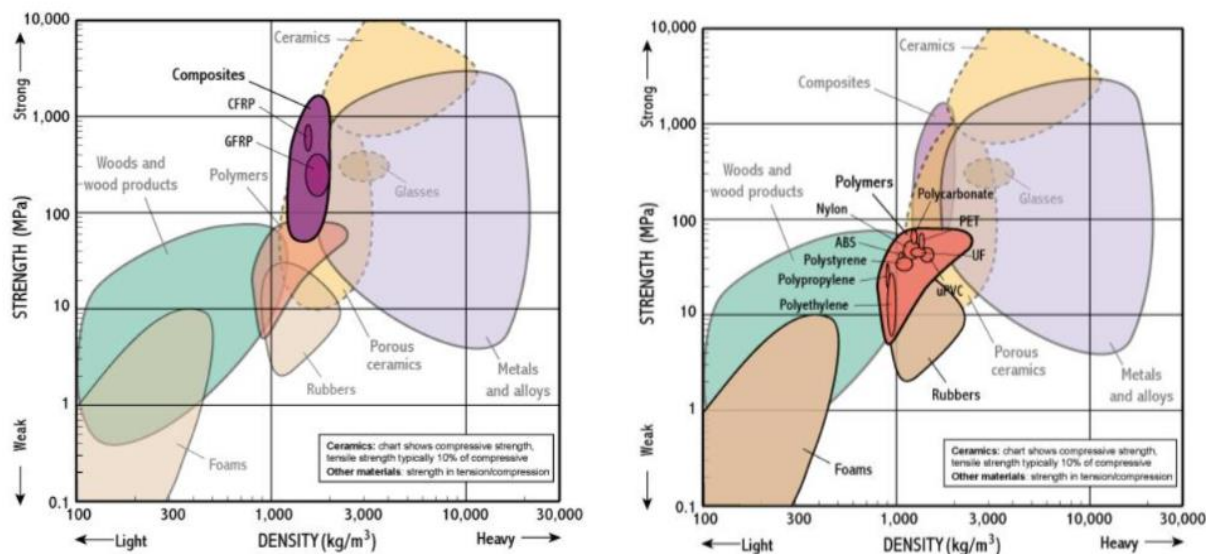


Slika 39. Digitalni prikaz pritiska stopala pri povišenom uzdužnom svodu (a), normalnom uzdužnom svodu (b) i sniženom uzdužnom svodu (c) [79]

6.3. Odabir materijala proteze za parcijalnu amputaciju stopala po Lisfrancu

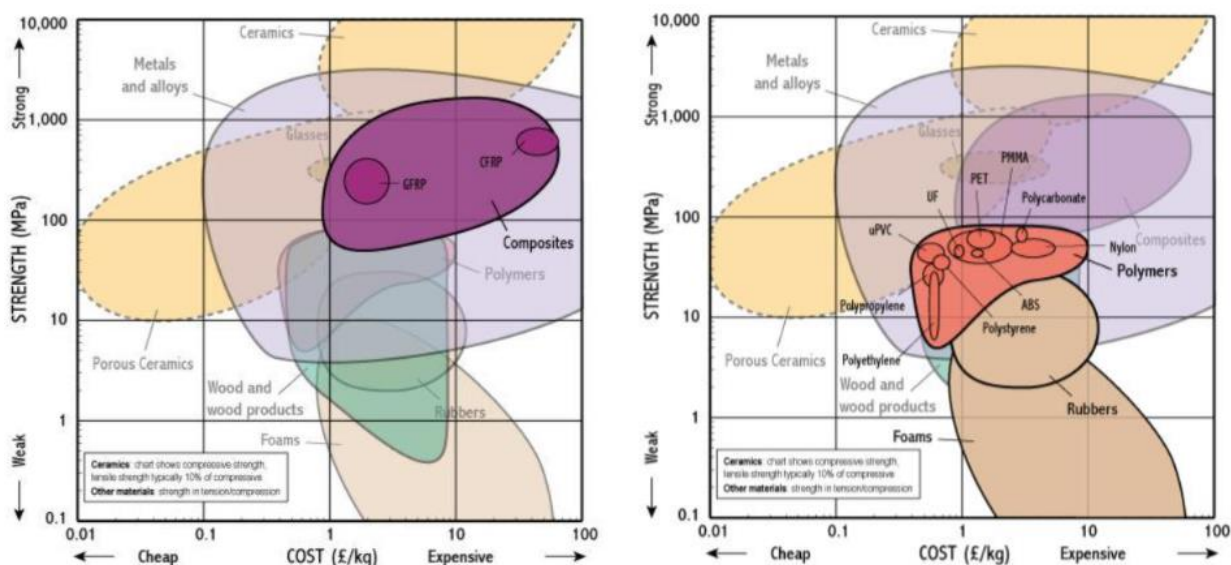
Odabir materijala se može vršiti s obzirom na razmatranje pojedinih odnosa među svojstvima te navedenog opterećenja. Bitni odnosi među svojstvima koji će se razmatrati za odabir materijala su:

1. Čvrstoća/gustoća materijala



Slika 40. Grafički prikaz odnosa gustoće i čvrstoće kompozitnih (lijevo) i polimernih materijala (desno) [80]
 S obzirom da je potrebno zadovoljiti kriterij male mase proteze uz visoku čvrstoću, na slici 40. je vidljivo da se među manjom gustoćom odlikuju polimerni i kompozitni materijali, a u odnosu na spomenuto opterećenje, najviše se može razmotriti opcija uporabe kompozitnih materijala ojačanih ugljičnim vlaknima (CFRP) radi iznimno visoke čvrstoće. Keramike se neće razmatrati kao moguća solucija s obzirom da se radi o poprilično krhkom materijalu, iako se odražavaju visokom tlačnom čvrstoćom, dok se metali najviše razmatraju za funkcionalne dijelove proteze s obzirom da pojedini metali, poput čelika, posjeduju visoku čvrstoću.

2. Čvrstoća/cijena materijala



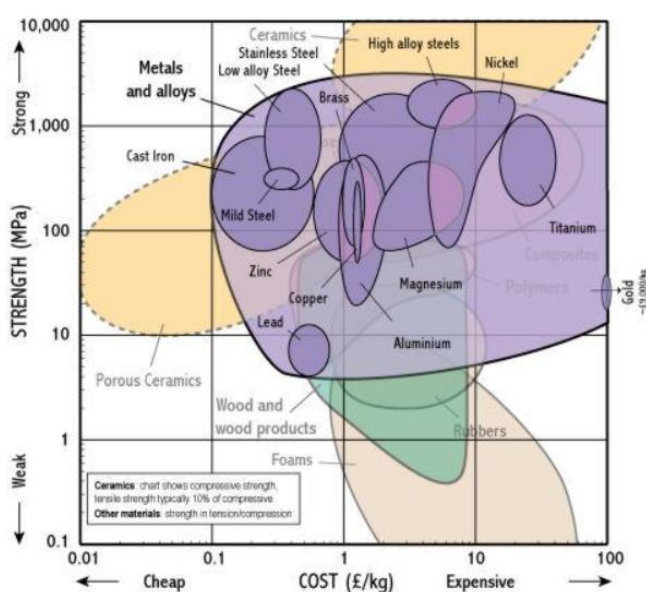
Slika 41. Grafički prikaz odnosa čvrstoće i cijene kompozitnih (lijevo) i polimernih materijala (desno) [80]

Odnos čvrstoća/cijena materijala igra bitnu ulogu ako se želi ići na jeftinije izvedbe proizvoda te je na slici 41. vidljivo da polimerni materijali cjenovno variraju, ali ne predstavljaju relativno skupu skupinu materijalu te se mogu razmatrati kao solucija za izradu pojedinih dijelova, dok je kod kompozitnih materijala sasvim druga priča, jer sama cijena najčešće ovisi o mehaničkim svojstvima koja posjeduju kompozitni materijali te proizvodnom procesu izrade materijala. Kako je i vidljivo, kompozitni materijali ojačani ugljičnim vlaknima (CFRP) su daleko skuplji u odnosu na kompozitne materijale ojačanih staklenim vlaknima (GFRP).

Sa druge strane, metali izrazito variraju po cijeni, kao što je prikazano na slici 42., npr. većina čelika ima prihvatljivu cijenu, a jedan od razloga je što se proizvode u masovnim količinama, ali uočljivo je da visokolegirani čelici su skuplji u odnosu na ostale čelike radi većeg udjela legiranih elemenata kako bi se postigla željena svojstva što zahtjeva dodatne proizvodne postupke pri proizvodnji. Većinom se mora razmatrati uporaba nehrđajućih čelika zbog prihvatljive cijene, a pritom se postignu potrebna antikorozivna svojstva s obzirom da postoji mogućnost doticaja kapljevina sa protezom (kiša, vlaga, itd.).

Iako je titan materijal manje gustoće u odnosu na čelik, čime bi se odlikovala manja masa pojedinih dijelova proteze, njegova upotreba se neće razmatrati radi visoke cjenovne razlike u odnosu na ostale metale.

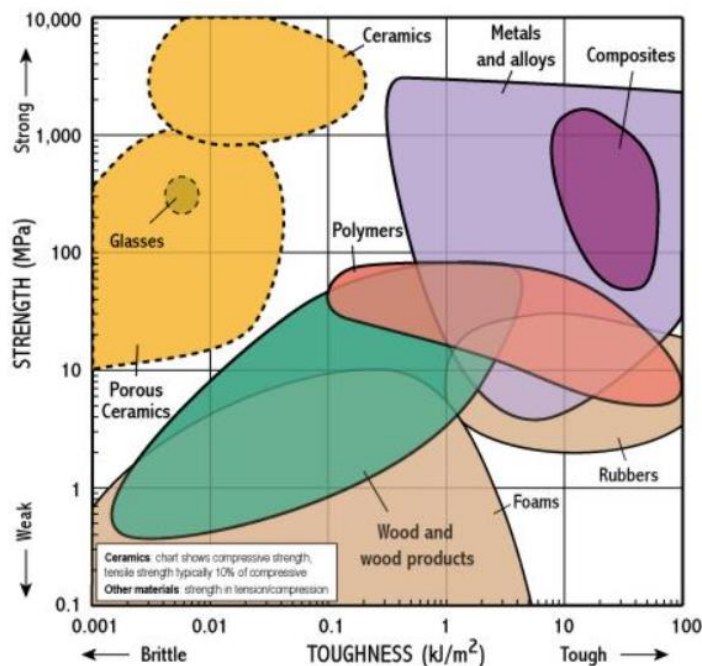
Ostale skupine materijala poput bakra, cinka, magnezija i njihovih legura se neće razmatrati pri konačnom odabiru materijala, jer se radi o mekšim materijalima te ne sadrže dostatnu čvrstoću u odnosu na čelike, dok će se aluminij uzeti u obzir zbog njegove široke primjene u industriji te lakog oblikovanja.



Slika 42. Grafički prikaz odnosa čvrstoće i cijene metalnih materijala [80]

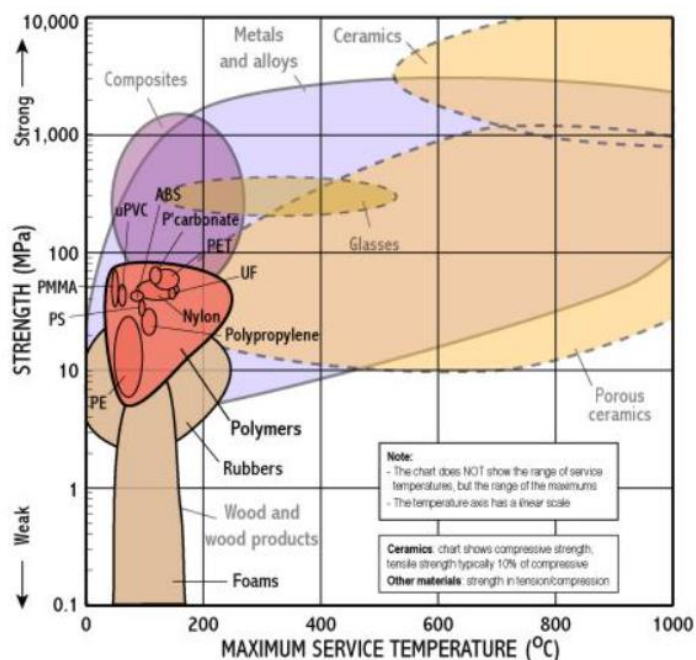
3. Čvrstoća/žilavost materijala

Pri odabiru materijala treba pripaziti je li korišteni materijali posjeduju određen stupanj žilavosti s obzirom na pojavna opterećenja kako bi se izbjegao lom proizvoda, no na slici 43. je vidljivo da kompozitni materijali kao i pojedini metali i polimerni materijali sadrže zadovoljavajući stupanj žilavosti u odnosu na keramike i drvene proizvode.



Slika 43. Grafički prikaz odnosa čvrstoće i žilavosti pojedine skupine materijala [80]

4. Čvrstoća/radna temperatura materijala



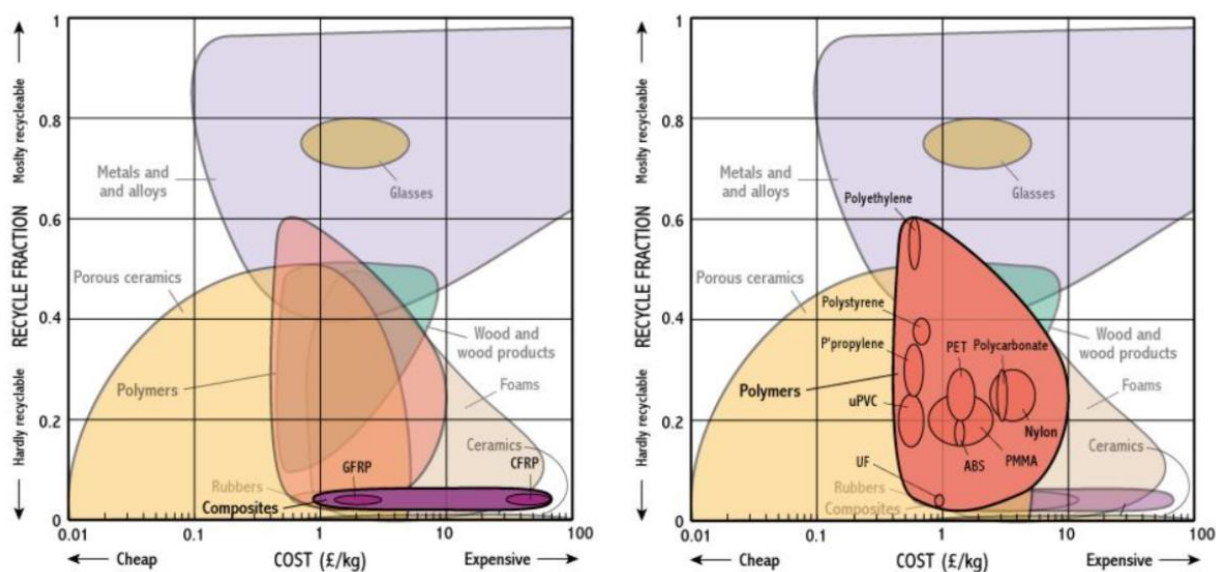
Slika 44. Grafički prikaz odnosa čvrstoće i maksimalne radne temperature polimernih materijala [80]

Jedan od konstrukcijskih zahtjeva nalaže da proteza mora biti izrađena iz termički stabilnih materijala te je na slici 44. vidljivo da maksimalna radna temperatura kompozitnih i polimernih materijala se kreće u rasponu od 50°C do 250°C što se smatra zadovoljavajućim uvjetom, iako materijale poput polietilena (PE), polimetil metakrilata (PMMA) te polivinil klorida (PVC) se trebaju izbjegavati pri konačnom odabiru materijala zbog niske radne temperature kojom se dozvoljava pojava degradacije materijala.

5. Reciklabilnost/cijena materijala

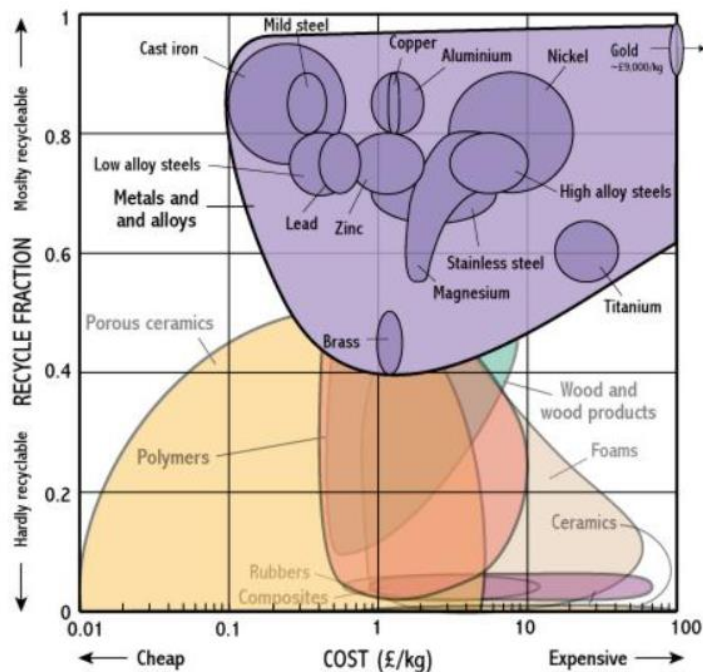
Reciklabilnost materijala je izuzetno važno svojstvo koje se mora uzeti u obzir pri konstrukcijskom oblikovanju i konačnoj izradi proizvoda kako bi bilo omogućeno ponovno korištenje materijala, no većina protetičkih uređaja i naprava uglavnom koristi materijale koji imaju niski stupanj reciklabilnosti, pogotovo pri uporabi kompozitnih materijala ojačanih ugljičnim vlaknima (zbog pogodnih mehaničkih i fizikalnih svojstava), koji su posebno problematični pri postupku odvajanja polimerne matrice i ugljičnih vlakana, jer se radi o poprilično teško izvedivom i kompleksnom procesu, a usput je i poprilično skup. Na slici 45. je vidljiva mogućnost postizanja udjela recikliranog materijala, u postotku, po pojedinoj skupini materijala u odnosu na cijenu procesa recikliranja te se može uvidjeti kako se kod kompozitnih materijala može samo mali udio reciklirati.

S druge strane, pojedini polimerni materijali se mogu više reciklirati u odnosu jedne na druge kao npr. polietilen (PE), no to ne znači da se njihov odabir mora odmah uzeti u obzir, jer je potrebno pregledati i ostale zahtjeve.



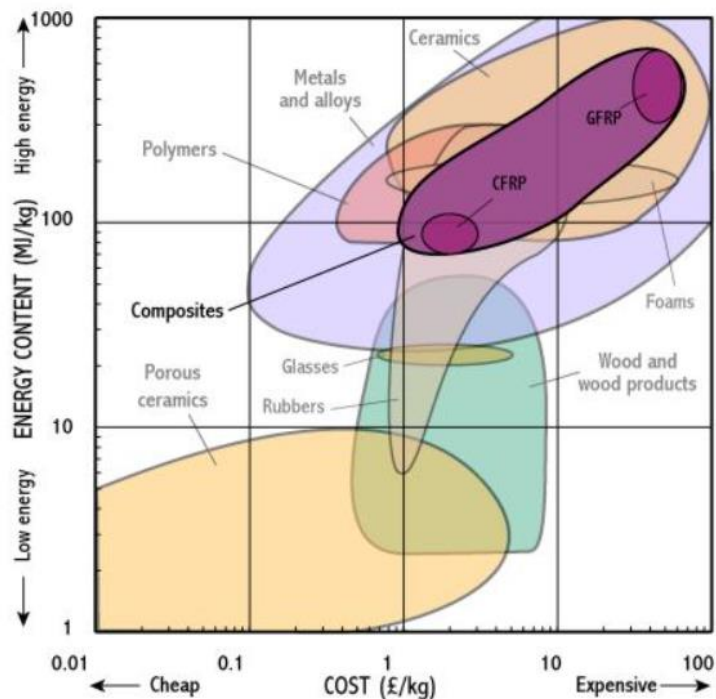
Slika 45. Grafički prikaz odnosa reciklabilnosti i cijene kompozitnih (lijevo) i polimernih materijala (desno) [80]

Pojedini metalni materijali, kako je prikazano na slici 46., se odlikuju odličnom sposobnosti recikliranja kao što su čelici i aluminij, dok se npr. bakar može u manjem udjelu reciklirati u odnosu na čelike te se neće uzeti u obzir pri odabiru materijala. Dakle, određene skupine čelika i aluminija će se uzeti u obzir pri odabiru materijala.



Slika 46. Grafički prikaz odnosa reciklabilnosti i cijene metalnih materijala [80]

6. Uložena energija pri proizvodnji/cijena materijala



Slika 47. Grafički prikaz potrebne uložene energije za proizvodnju materijala i cijene kompozitnih materijala [80]

Zadnji odnos koji se razmatra je odnos uložene energije za proizvodnju materijala po kilogramu mase te njegove cijene proizvodnje. Najviše se razmatra navedeni odnos za kompozitne materijale, jer se želi pristupiti što ekološki prihvatljivijem postupku proizvodnje materijala koji uključuje manju potrošnju energije pri proizvodnji materijala te je na slici 47. vidljivo da su kompozitni materijali ojačani ugljičnim vlaknima daleko ekološki prihvatljiviji u odnosu na kompozitne materijale ojačani staklenim vlaknima s obzirom na potrebnu uloženu energiju, a i cjenovno su prihvatljiviji u smislu proizvodnje.

6.3.1. Konačni odabir materijala

Prva skupina materijala koja se uzima u obzir su kompozitni materijali, a razmatra se najčešći izbor - epoksidna smola ojačana ugljičnim vlaknima. Odabir ovog materijala se vršio ponajviše zbog male gustoće te visoke tlačne i vlačne čvrstoće kompozitnog materijala koja je potrebna pri prijenosu dinamičkih opterećenja, ali treba biti oprezan, jer čvrstoća ovisi o rasporedu slojeva vlakana te će se razmatrati uporaba tzv. *Angle ply* slojeva označenih [0,-35,0,+35,0] prema [81], jer se odlikuju pogodnim mehaničkim svojstvima. Sama proizvodnja je moguća putem specijalnih kalupa u kojima se izrađuje proizvod, no specifične mjere mogu prouzrokovati dodatan trošak. Naravno, cjenovno su kompozitni materijali skuplji u odnosu na pojedine skupine materijala, no sveukupna cijena ovisi o masi dijela te geometriji za koju se izrađuje proizvod. S obzirom da postoje određeni problemi po pitanju recikliranja, uzima se u obzir da se pokušaju zadovoljiti ostali konstrukcijski zahtjevi, jer glavni cilj konstrukcijske razrade je zadovoljavanje što većeg broja konstrukcijskih zahtjeva i korisničkih potreba. U tablici 10. su prikazana ključna svojstva odabranog kompozitnog materijala.

Tablica 10. Svojstva izabranog kompozitnog materijala [82],[83]

SVOJSTVA EPOKSIDNE SMOLE OJAČANA UGLJIČNIM VLAKNIMA	IZNOS
Gustoća (ρ)	1600 kg/m ³
Tlačna čvrstoća (σ_c)	736 MPa
Vlačna čvrstoća (σ_t)	647,3 ± 54,6 MPa
Fleksijska čvrstoća (σ_f)	911,97 ± 52,0 MPa
Smična čvrstoća - planarno (τ)	86,7 MPa
Modul elastičnosti (E)	71,58 ± GPa
Modul smičnosti (G)	4,12 GPa

Fleksijski modul elastičnosti (E_f)	$57,57 \pm 2,58$ GPa
Istezljivost materijala (A)	$0,95 \pm 0,089$ %
Maksimalna radna temperatura (T_{max})	71 – 300 °C
Minimalna radna temperatura (T_{min})	-59 – (-10)°C

Osim prethodno navedenih svojstava potrebno je nadodati da je materijal otporan na koroziju zbog epoksidne matrice koja štiti ugljična vlakna te materijal može biti izložen agresivnoj okolini zbog svoje kemijske stabilnosti [84].

Sljedeća skupina materijala koja je razmatrana su polimerni materijali te je odabran akrilonitril butadien stiren (ABS). Radi se o polimeru široke proizvodnje koji ima visoku otpornost na kiseline i lužine te na abraziju i koroziju, a po pitanju procesa proizvodnje se mogu izraditi svakakvi oblici proizvoda, jer ABS ima mogućnost izrade proizvoda putem injekcijskog prešanja, ekstrudiranja te aditivne tehnologije zbog niske temperature tališta, a pritom su cjenovno isplativi. S obzirom da ABS ima nisku radnu temperaturu te je time podložan temperaturnoj degradaciji, najčešće se ubacuju dodaci poput temperaturnih i UV stabilizatora unutar samoga materijala, no to za posljedicu može uzrokovati manju sposobnost recikliranja materijala, jer kao čisti materijal (bez dodataka) se ABS može u potpunosti reciklirati [85].

Sa stajališta mehaničkih svojstava su jedan od čvršćih polimernih materijala u odnosu na ostale polimerne materijale, npr. polietilen, te su u tablici 11. navedena pojedina mehanička i fizikalna svojstva ABS-a.

Tablica 11. Svojstva izabranog polimernog materijala [86]

SVOJSTVA ABS-a	IZNOS
Vlačna čvrstoća (R_m)	29,6 – 48,0 MPa
Modul elastičnosti (E)	1,79 – 3,20 GPa
Fleksijski modul elastičnosti (E_f)	1,60 – 2,40 GPa
Maksimalna radna temperatura (T_{max})	80 – 95 °C
Istezljivost pri lomu materijala (A_{bp})	10 - 50 %
Gustoća (ρ)	1050 kg/m ³

Posljednja skupina materijala obuhvaća metale i tu se najviše razmatraju čelici po pitanju potrebne funkcionalnosti i čvrstoće. Opće je poznato da se čelici proizvode u masovnim količinama te da imaju primjenu u raznim industrijama, jer se proizvode u širokom spektru proizvodnih procesa, no ono što se razmatra su nehrđajući čelici s kojima bi bio zadovoljen uvjet otpornosti na koroziju.

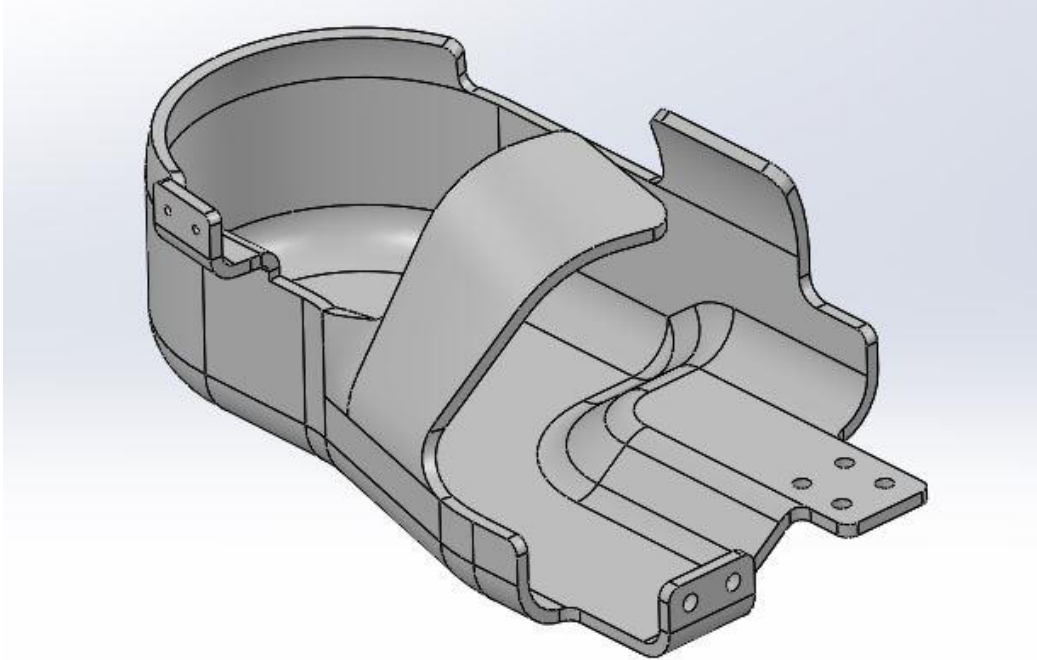
Austenitni nehrđajući čelik oznake 1.4401 prema EN 10027-2 standardu se odražava odličnom otpornošću na koroziju s obzirom da sadrži visok udio kroma koji pospješuje navedenu karakteristiku. Problem sa kromom je što se radi o toksičnom materijalu za ljudsko zdravlje te otežava proces recikliranja čelika. Osim toga, ovaj tip čelika sadrži iznimno pogodna potrebna mehanička svojstva, prikazana u tablici 12., dok je jedini problem pitanje gustoće ovog tipa čelika koja je iznosa 8000 kg/m^3 .

Tablica 12. Osnovna mehanička svojstva izabranog metalnog materijala [87]

MEHANIČKA SVOJSTVA NEHRĐAJUĆEG ČELIKA OZNAKE 1.4401	IZNOS
Vlačna čvrstoća (R_m)	515 MPa
Granica proporcionalnosti ($R_{p0,2}$)	205 MPa
Modul elastičnosti (E)	193 GPa
Istezljivost materijala (A)	40 %

6.4. Konstrukcijsko oblikovanje proteze za parcijalnu amputaciju stopala po Lisfrancu

Oblikovanje proteze za parcijalnu amputaciju stopala po Lisfrancu se provelo na način da su se oblikovala parcijalna rješenja prema morfološkoj matrici ukomponiranih u poboljšanom konceptu 4 te se predloženo konstrukcijsko rješenje proteze za parcijalnu amputaciju stopala po Lisfrancu sastoji od kalupa za oslanjanje djelomično amputiranog stopala, kugličnog rotacijskog mehanizma, mehanizma prstiju sa prednje strane te niske potkoljenične ljuste. Potrebno je naglasiti da se proteza provela za desno parcijalno amputirano stopalo te se modeliranje, tj. oblikovanje proteze provodi u softverskom programu Solidworks.



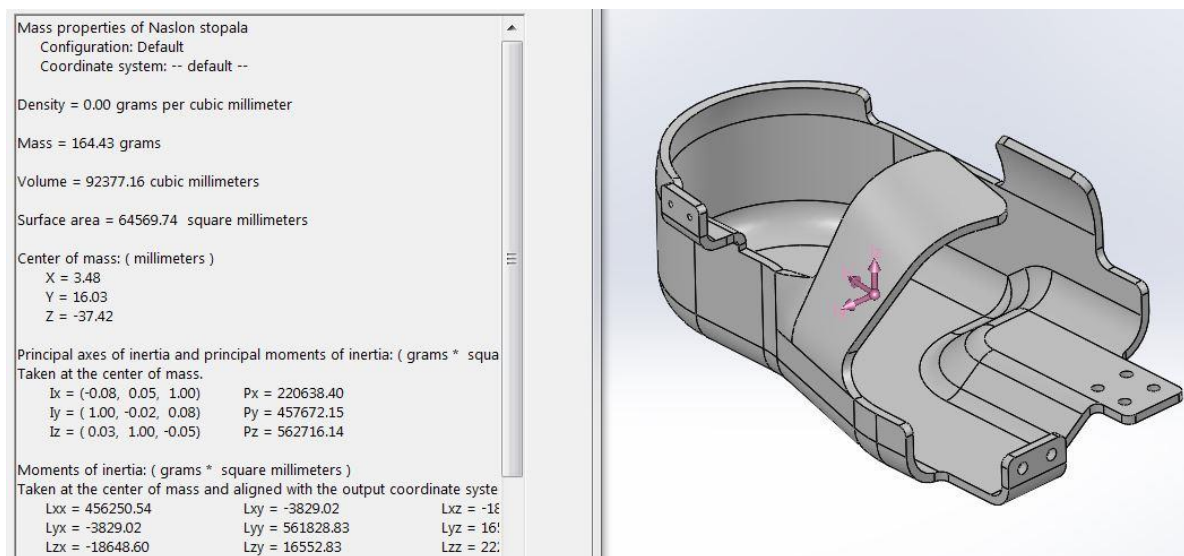
Slika 48. Model naslona za stopalo

Na slici 48. je prikazan potpuno oblikovan naslon za stopala, izrađen iz kompozitnih materijala koji se sastoji od ugljičnih vlakana u epoksidnoj smoli. Glavni razlog upotrebe ovakvog materijala leži u njegovoj visokoj tlačnoj čvrstoći koja je potrebna s obzirom da se najveća tlačna opterećenja javljaju na području pete i poprečnog svoda stopala u blizini metatarzofalangealnih zglobova, koji je odstranjen kod ove vrste parcijalne amputacije stopala, te male gustoće materijala kako bi se postigla mala masa naslona. Iako postoji problem po pitanju recikliranja materijala, treba uzeti u obzir da se zadovolji konstrukcijski zahtjev da masa dijelova mora biti mala, a masa naslona za stopalo, prikazana na slici 49., je iznosa 164,43 g. Još jedan od razloga male mase naslona za stopalo leži u debljini stijenke koja je na svakom dijelu naslona za stopalo iznosa 3 mm. Ostale glavne dimenzije naslona pokrivaju vanjsku širinu od 76 mm na području pete, dok na prednjem dijelu stopala ima maksimalnu širinu od 110 mm, a ukupna duljina naslona je iznosa 180 mm. S obzirom na prethodno navedene dimenzije, naslon za stopalo je izrađeno po pojedinim mjerama stopala kako bi se omogućilo njegovo postavljanje unutar obuće.

S obzirom da je stopalo amputirano u blizini područja nožnog rista (distalno oko desetak milimetara), sa postraničnih strana su napravljena izduženja koja osiguravaju nepomičnost preostalog distalnog dijela stopala pri nepravilnom uvrtnanju stopala te su izrađeni prema potrebnim izmjerama stopala. Na području pete naslona za stopalo je napravljen obrub, na sveukupnoj visini od 50 mm, koji osigurava izlazak pete iz naslona pri kretanju, a nedaleko od obruba se nalazi produljenje koje je udaljeno od glavne poprečne strane naslona iz razloga što mora postojati određeni prostor za postavljanje rotacijskog mehanizma, jer se u neposrednoj blizini nalazi

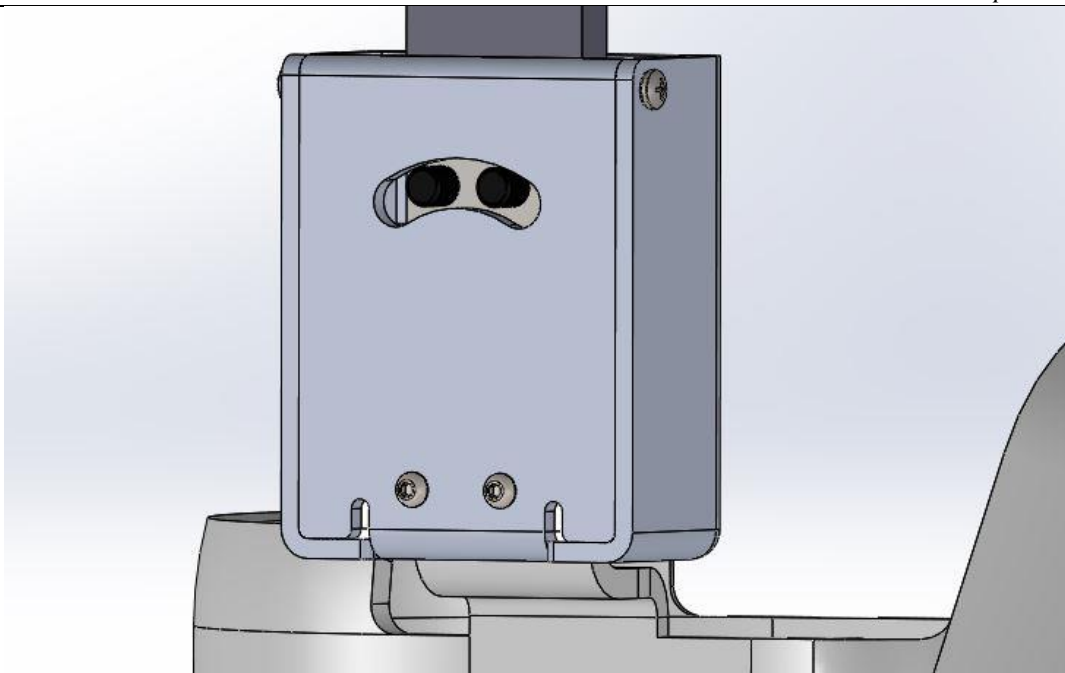
lateralni maleol. Na vrhu produljenja se nalaze dva provrta promjera 2 mm pomoću kojih se povezuje donja strana rotacijskog mehanizma sa dvama vijcima M2.

Sa prednje medijalne strane (u ovom slučaju je to lijeva strana naslona desnog stopala) je napravljeno uzvišenje koje oponaša početni dio poprečnog svoda, a povišeno je za 10 mm i usput obavlja dodatnu funkciju pravilne stabilizacije stopala. Nadalje, na samome kraju prednjeg dijela se nalaze produljeni nastavci sa provrtima promjera 4 mm koja služe za povezivanje prednjih mehanizama prstiju.

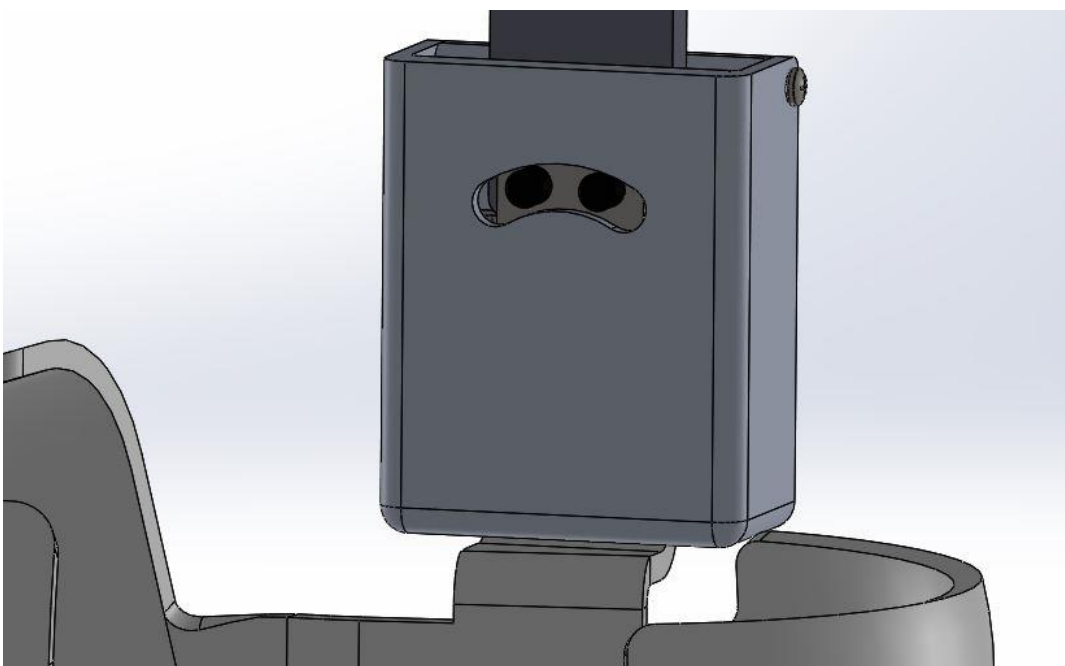


Slika 49. Masa naslona za stopalo

Rotacijski mehanizam je smješten sa vanjske bočne strane naslona (lateralna strana stopala) te pokriva visinu od 50 mm, širinu od 20 mm te duljinu od 40 mm. Normala vanjske bočne strane je zakrenuta za 8° u odnosu na sagitalnu ravninu iz razloga što se glavna os rotacije gornjeg nožnog zgloba nalazi zakrenuta za navedeni iznos, a pritom nije potrebno dodatno zakrenuti rotacijski mehanizam i za 8° u odnosu na transverzalnu ravninu, jer se os rotacije gornjeg nožnog zgloba u odnosu na transverzalnu ravninu mijenja u oba smjera tokom kretanja poput valova. Na slici 50. je prikazana vanjska bočna strana mehanizma, a na slici 51. je prikazana unutarnja bočna strana mehanizma. Kućište kao i poklopac mehanizma su izrađeni iz lima aluminija, debljine stijenke 2 mm, s obzirom da su moguće razne proizvodne mogućnosti koje su sadržane unutar aluminija. Poklopac povezuje pomoću dvaju M2 vijaka donju vanjsku bočnu stranu mehanizma sa naslonom za stopalo te sa gornje strane se povezuje s glavnim kućištem putem pojedinog M2 vijka sa prednje i stražnje strane proteze.

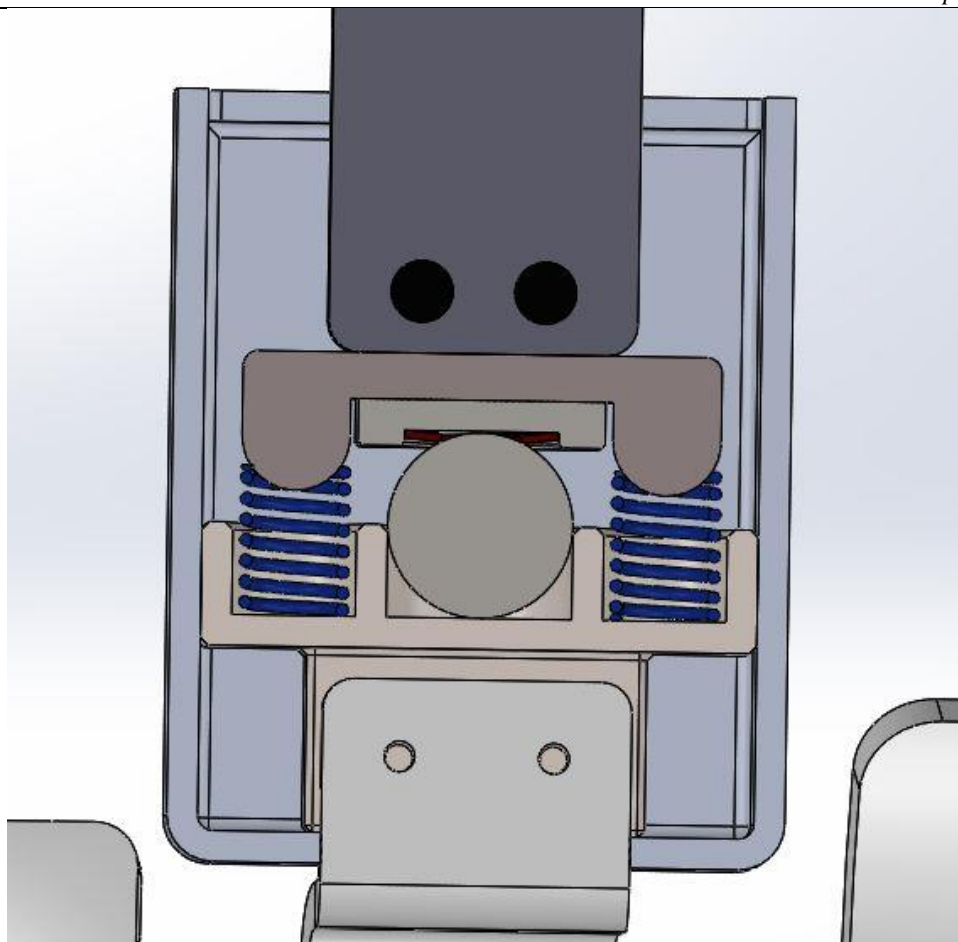


Slika 50. Prikaz rotacijskog mehanizma sa vanjske bočne strane



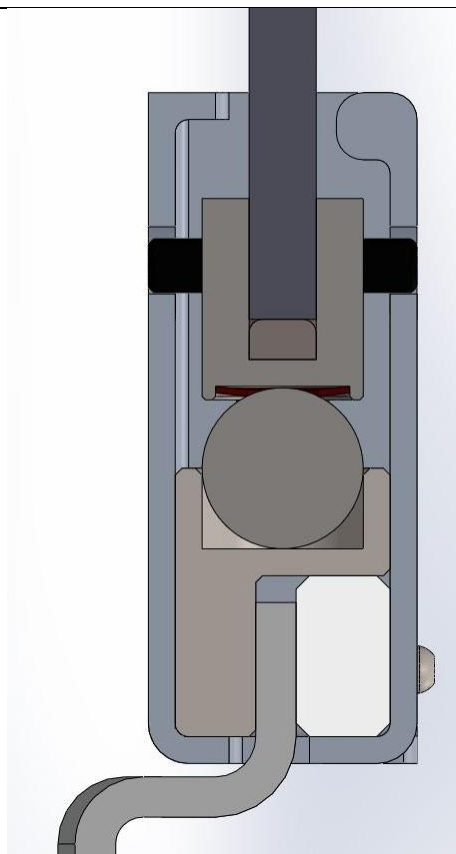
Slika 51. Prikaz rotacijskog mehanizma sa unutarnje bočne strane

Sa obje bočne strane se nalaze zaobljeni utori izrađeni u svrhu stvaranja dopuštene plantarne i dorzalne fleksije maksimalnog iznosa otprilike 10° , a zaobljeni utori su napravljeni na temelju glavnog centra rotacije koji se vrši u centru čelične kuglice, a pritom se zatici kreću po zadanoj osi rotacije. Sami utori su napravljeni za milimetar više od promjera zatika kako ne bi došlo do kočenja mehanizma, a usput postoji mala prilagodba sa niskom potkoljениčnom ljuskom.



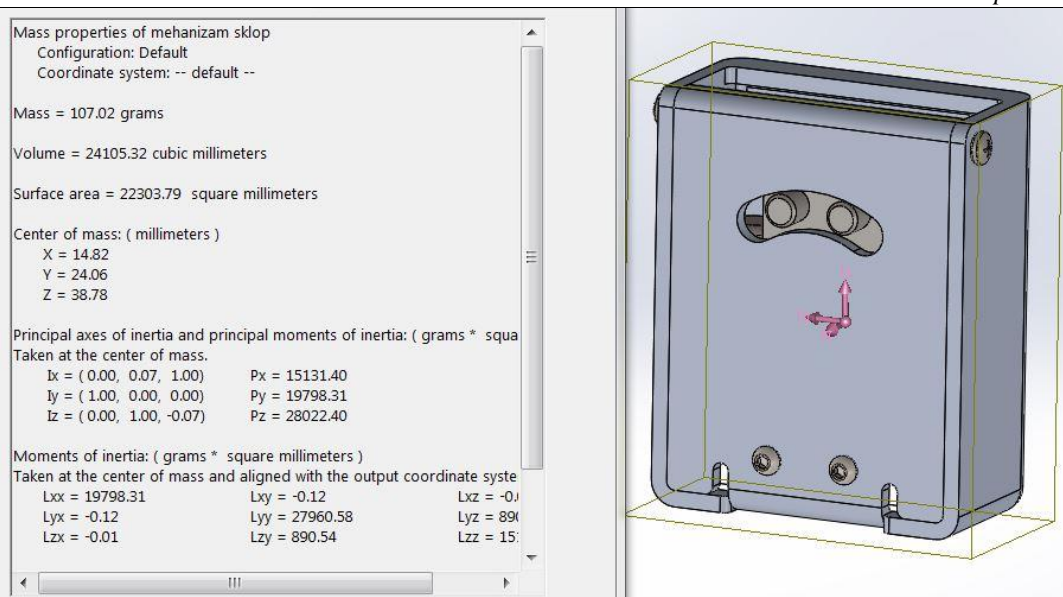
Slika 52. Presjek rotacijskog mehanizma u sagitalnoj ravnini

Na slici 52. je prikazan presjek mehanizma u ravnini bočne strane naslona za stopalo. Rotacijski mehanizam radi na način da se putem nehrđajuće čelične polirane kuglice, promjera 12 mm, vrši rotacija, dok tlačne opruge, promjera 7,1 mm, rade otpor pri dorzalnoj ili plantarnoj fleksiji stopala zbog pomaka potkoljenične ljske od strane korisnika, pri čemu su opruge u izravnom doticaju sa gornjim polukugličnim izdancima kako bi se spriječilo direktno udarno opterećenje na oprugu pri kretanju. Sa gornje strane čelične kuglice se nalazi mala tanjurasta opruga, visine 1 mm (crvena boja dijela), koja zbog boljeg tangentsnog rubnog kontakta s kuglicom pripomaže u rotaciji mehanizma te ne dopušta doticaj čelične kuglice sa gornjim čeličnim “U” profilom kako se ne bi vršio teorijski dodir u točki. S obzirom da mehanizam sadrži veći broj dijelova, pojedine komponente poput čelične kuglice, tlačnih opruga, “U” profila i tanjuraste opruge se mogu nabaviti od strane proizvođača. Osim toga svi čelični dijelovi su izrađeni iz nehrđajućeg čelika kako bi se spriječila pojava korozije u slučaju pojave vlage ili ostalih kapljevina s kojima bi se korisnik susreo. Na slici 53. je prikazan presjek mehanizma u smjeru prednje strane stopala.



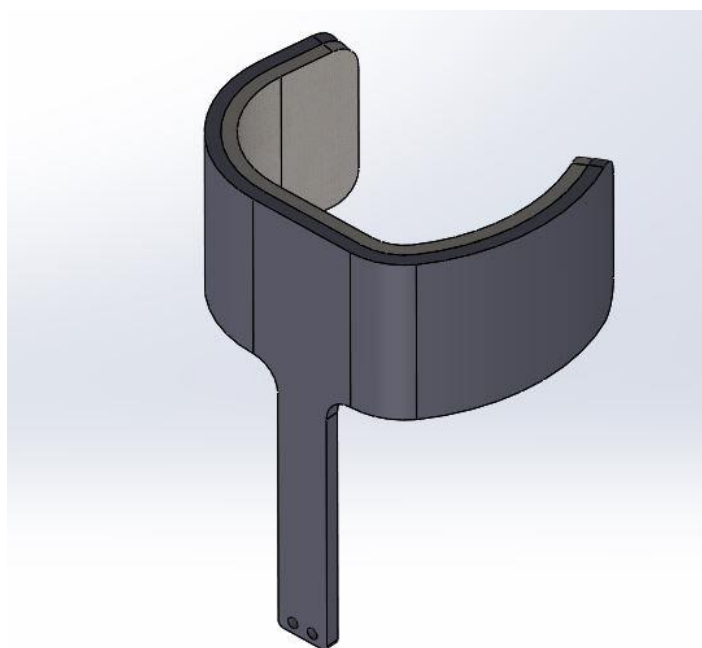
Slika 53. Presjek rotacijskog mehanizma u frontalnoj ravnini

Ono što je vidljivo na slici 53. je raspored pojedinih dijelova mehanizma te se može uočiti kako su produljenja naslona za stopalo (lijevo od bijeloga elementa) te produljenje niske potkoljenične ljuske (gornji tamno-sivi element) smješteni u istoj središnjoj ravnini kako ne bi postojao ekscentar pri prijenosu opterećenja u smislu pojave momenata fleksije u drugoj osi. Bijeli element je zapravo polimerni umetak za popunjavanje preostalog prostora, a izrađen je iz ABS-a za postizanje manje mase, dok je element koji dotiče donju stranu čelične kuglice izrađen na način da se može lakše postaviti unutar aluminijskog kućišta te je izrađen iz nehrđajućeg čelika i povezuje plastični umetak, bočno produljenje naslona za stopalo te poklopac kućišta putem prethodno navedenih dvaju M2 vijaka. Sa gornje strane se nalazi “U” profil na koji se smješta element sa polukugličnim nastavcima te naposljetku i produljenje niske potkoljenične ljuske. Osim toga, gornji spoj niske potkoljenične ljuske ima i manji udio slobode primicanja sa bočnih strana, djelomično zbog otvora sa gornje strane kućišta, čime je moguće oponašati zakrete inverzije i everzije stopala koji se javljaju u pronaciji i supinaciji. Ono što treba obratiti pozornost je što se dijelovi sa gornje strane povezuju sa zatikom, a čvrsti dosjed je namijenjen u spoju sa niskom potkoljeničnom ljuskom kako bi se olakšalo rastavljanje dijelova zbog materijala ljuske, dok je labavi spoj namijenjen pri spajanju sa bočnim stranama “U” profila. Sveukupna masa mehanizma je prikazana na slici 54. i iznosa je 107,02 g.



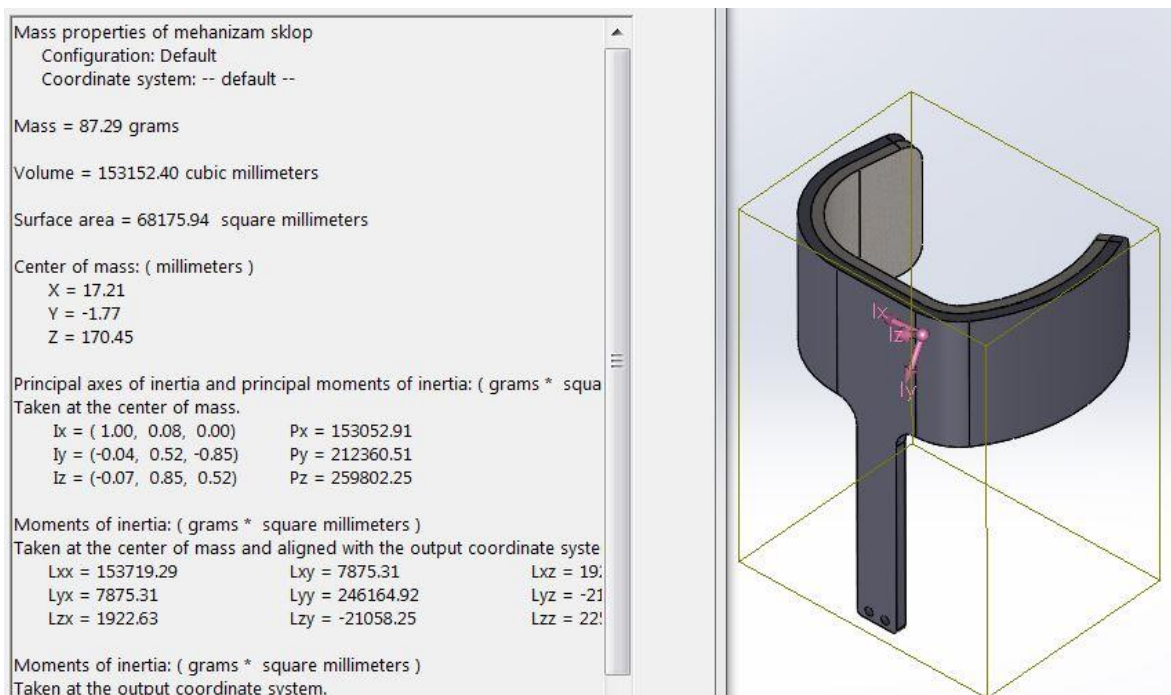
Slika 54. Masa rotacijskog mehanizma

Na slici 55. je prikazana niska potkoljenična ljuska sa pjenastom ispunom koja je izrađena na način da geometrijom omogući oslanjanje prednjeg i stražnjeg dijela potkoljenice kako bi se umanjila upotreba poput čičak traka ili remena. U unutrašnjosti ljuske se nalazi pjenasta ispuna, debljine 5 mm, koja pruža ugodnost pri korištenju, no ujedno predstavlja problem po pitanju recikliranja, jer se pojedini pjenasti materijali se teško recikliraju. Ljuska je izrađena iz ABS-a, a ne iz kompozitnih materijala kao kod pojedinih proizvođača protetičkih naprava, s kojim je moguće lako oblikovanje kompleksne geometrije, zbog velikih proizvodnih mogućnosti ABS-a od injekcijskog prešanja do uporabe aditivne tehnologije.



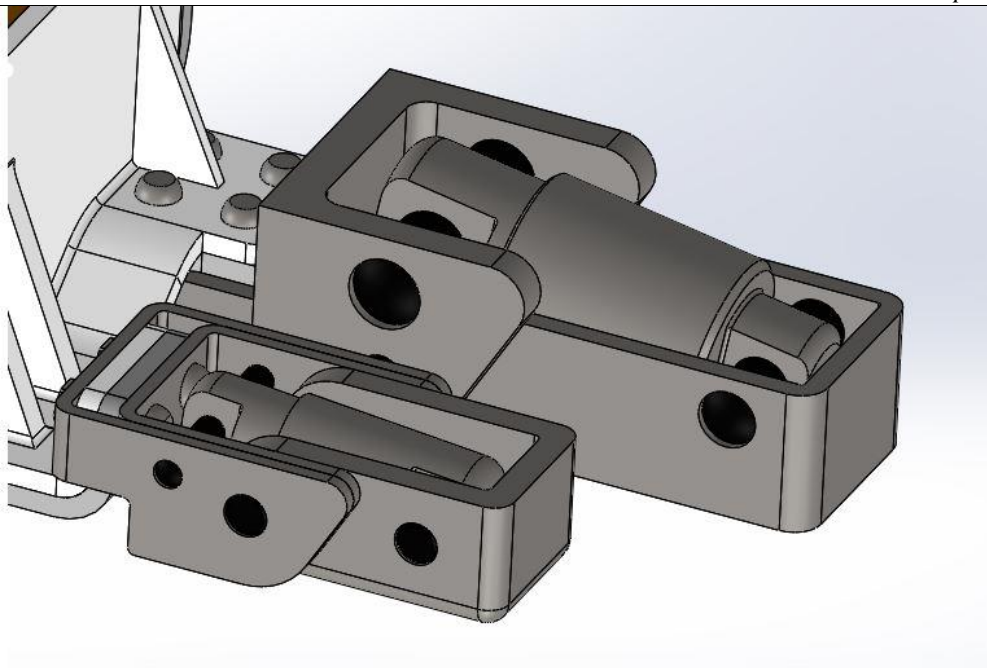
Slika 55. Model niske potkoljenične ljuske sa pjenastom ispunom

Glavne dimenzije niske potkoljениčne ljsuke obuhvaćaju bočni otvor iznosa 95 mm, debljinu stijenke ljsuke iznosa 5 mm, vertikalnu visinu bočnog izduženja iznosa 100 mm, visinu naslona ljsuke iznosa 60 mm te maksimalna bočna širina ljsuke iznosa 110 mm. Na slici 56. je prikazana sveukupna masa niske potkoljениčne ljsuke sa pjenastom ispunom u iznosu od 87,29 g..



Slika 56. Masa niske potkoljениčne ljsuke sa pjenastom ispunom

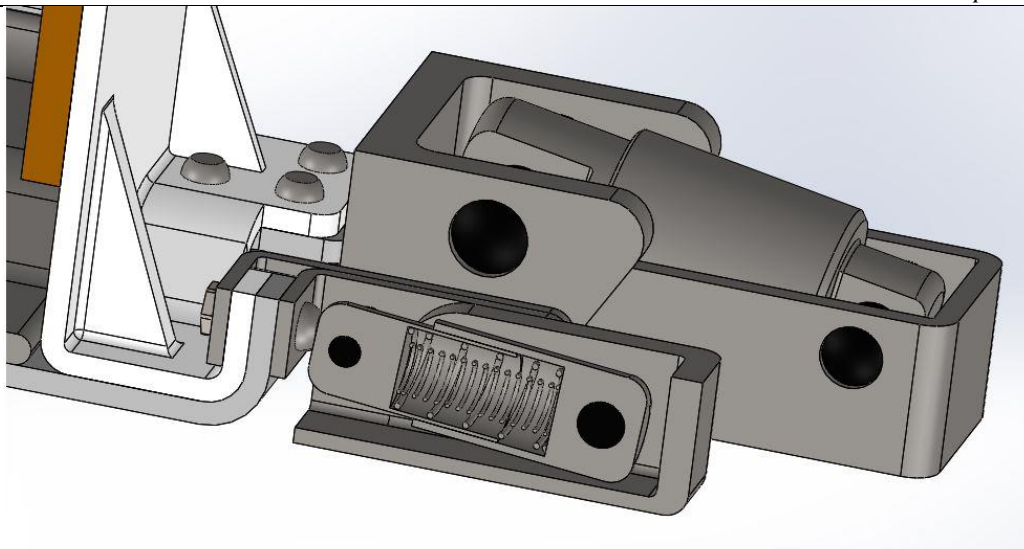
Za kraj preostaje idejni mehanizam koji oponaša fleksiju prstiju, prikazan na slici 57., te je glavna ideja da se na naslon za stopalo povežu dva zasebna mehanizma koji omogućuju opružno djelovanje pri rotaciji mehanizma. Bitna razlika koja se može uočiti je pojedina veličina mehanizma te je prednji medijalni mehanizam veći kako bi se oponašao nožni palac, s obzir da nožni palac kod zdravog stopala preuzima najveće opterećenje pri kretanju, dok je lateralni mehanizam po veličini manji kako bi se oponašali preostali prsti te omogućila dodatna potpora pri kretanju. Glavne dimenzije medijalnog mehanizma obuhvaćaju maksimalnu duljinu od 78 mm od ruba naslona, širinu iznosa 40 mm te maksimalnu visinu iznosa 30 mm, dok lateralni dio pokriva maksimalnu duljinu od 59 mm, širinu iznosa 32 mm te maksimalnu visinu iznosa 18 mm. Time je maksimalna duljina stopala sa medijalne strane iznosa 261 mm, a sa lateralne strane je iznosa 242 mm.



Slika 57. Idejni model rotacijskih mehanizama

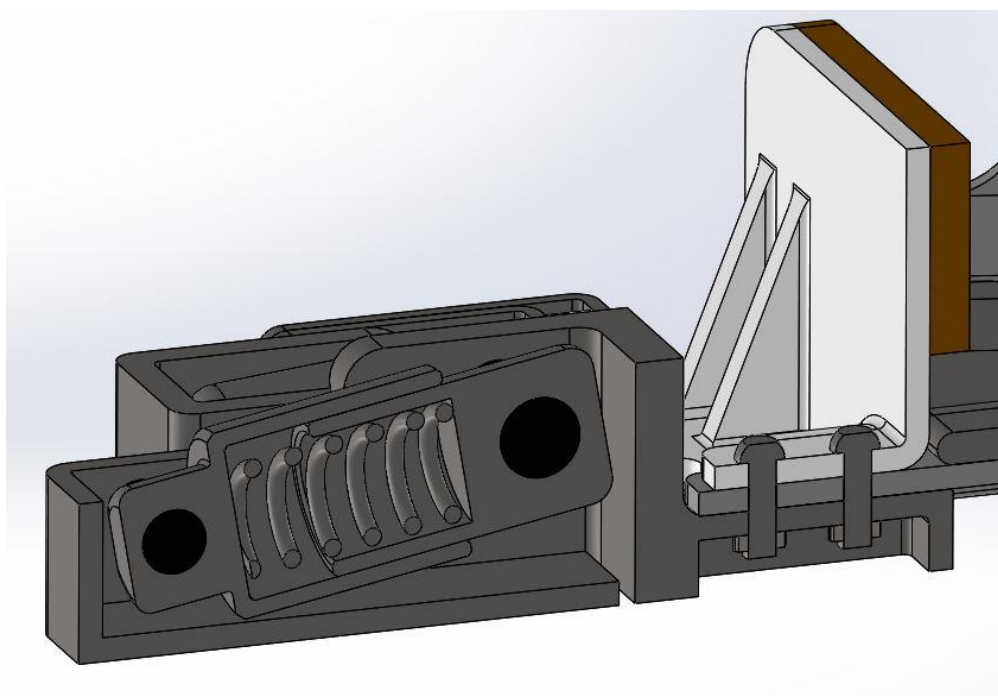
Oba mehanizma su sa stražnje strane povezani vijcima promjera 4 mm te je potrebno naglasiti da su provrti na distalnom dijelu naslona za stopalo zamišljene kao prolazne rupe s obzirom da je iznimno teško izraditi navoj na kompozitnom materijalu, a i na čeličnim ploham male debljine stijenke. Po veličini, manji mehanizam se spaja sa naslonom za stopalo putem dvaju vijaka, dok veći obuhvaća spajanje sa 4 vijaka zbog potrebne čvrstoće i stabilnosti mehanizma. Apsolutno svi dijelovi mehanizama su izrađeni iz nehrđajućeg čelika kao zahtjev na doticaj sa kapljevinama te sprječavanje pojave korozije. Ono što se može uočiti na slici 57. su crno obojani dijelovi (za bolji prikaz) koji podrazumijevaju razne zatike s kojima se povezuju dijelovi mehanizama. Spojevi zaticima sa unutarnje strane dijelova su zamišljeni kao čvrsti dosjedi, a sa vanjske strane kao labavi stezni spojevi, kako bi se spriječila pojava uklještenja sa obje strane spojeva.

Glavni opružni mehanizam za oponašanje ostalih prstiju (manji mehanizam po veličini) sadrži paralelni spoj dviju opruga, kako je prikazano na slici 58., te se sastoji od dviju čahura, gdje jedna ulazi u drugu pri gibanju mehanizma, a rotacija se vrši putem triju zatika: oba zatika koji povezuju čahure sa utorom za opruge te jedan koji vrši rotaciju prednjeg i stražnjeg dijela mehanizma. Mehanizam funkcionira na način da se pri rotaciji prednjeg i stražnjeg dijela, za određeni kut, vrši tlačno opterećenje tlačnih opruga, tj. opruge se dužinski smanjuju pri fleksiji stopala. Sveukupna sadržana energija u tlačno napregnutim oprugama se izbacuje nakon odmicanja stopala od tla pri čemu se vrši elastični povrat i time oponašaju nedostajući prsti stopala. Međutim, manji mehanizam sadrži dvije manje opruge iz razloga kako bi se povećala ekvivalentna krutost na manjoj udaljenosti.

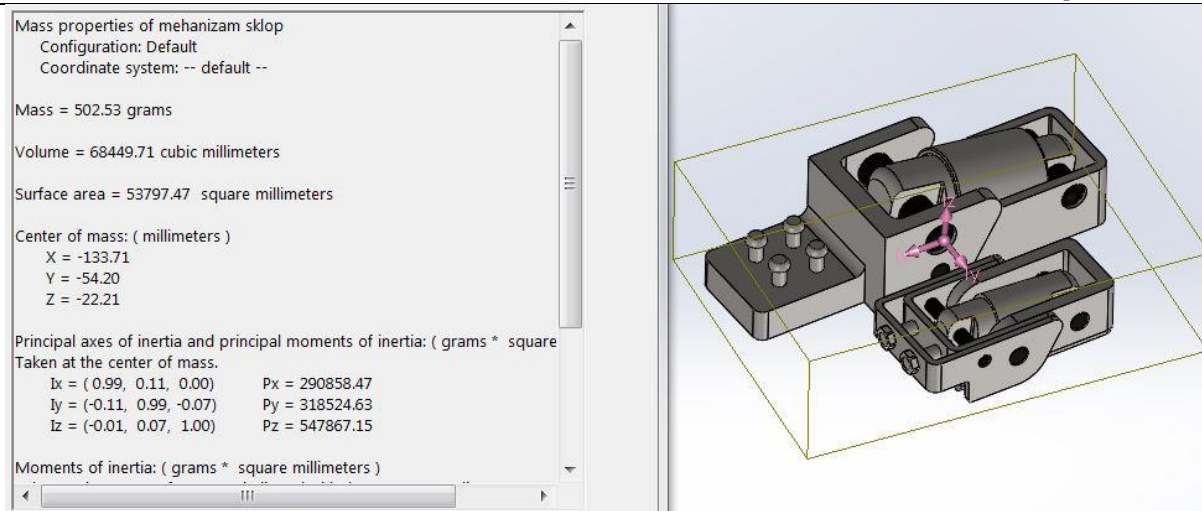


Slika 58. Prikaz presjeka manjeg rotacijskog mehanizma

Na slici 59. je prikazan opružni mehanizam koji oponaša palac stopala. S obzirom na veličinu, mehanizam sadrži dulju, veću i deblju oprugu (veći promjer žice) u odnosu na prethodno spomenuti mehanizam. Mehanizam radi na isti prethodno spomenuti princip samo je veličina opruge različita. Osim glavnih dijelova mehanizma se mogu na slici 59. vidjeti i spojevi stražnjeg dijela mehanizma sa naslonom za stopalo putem vijaka, a na slici 60. je prikazana sveukupna masa oba mehanizama u iznosu od 502,53 g. Treba naglasiti da je maksimalni kutni domet pri rotaciji oba mehanizama iznosa 60° te je kutni domet dovoljno pogodan pri hodanju koji je iznosa 30° do 40° .

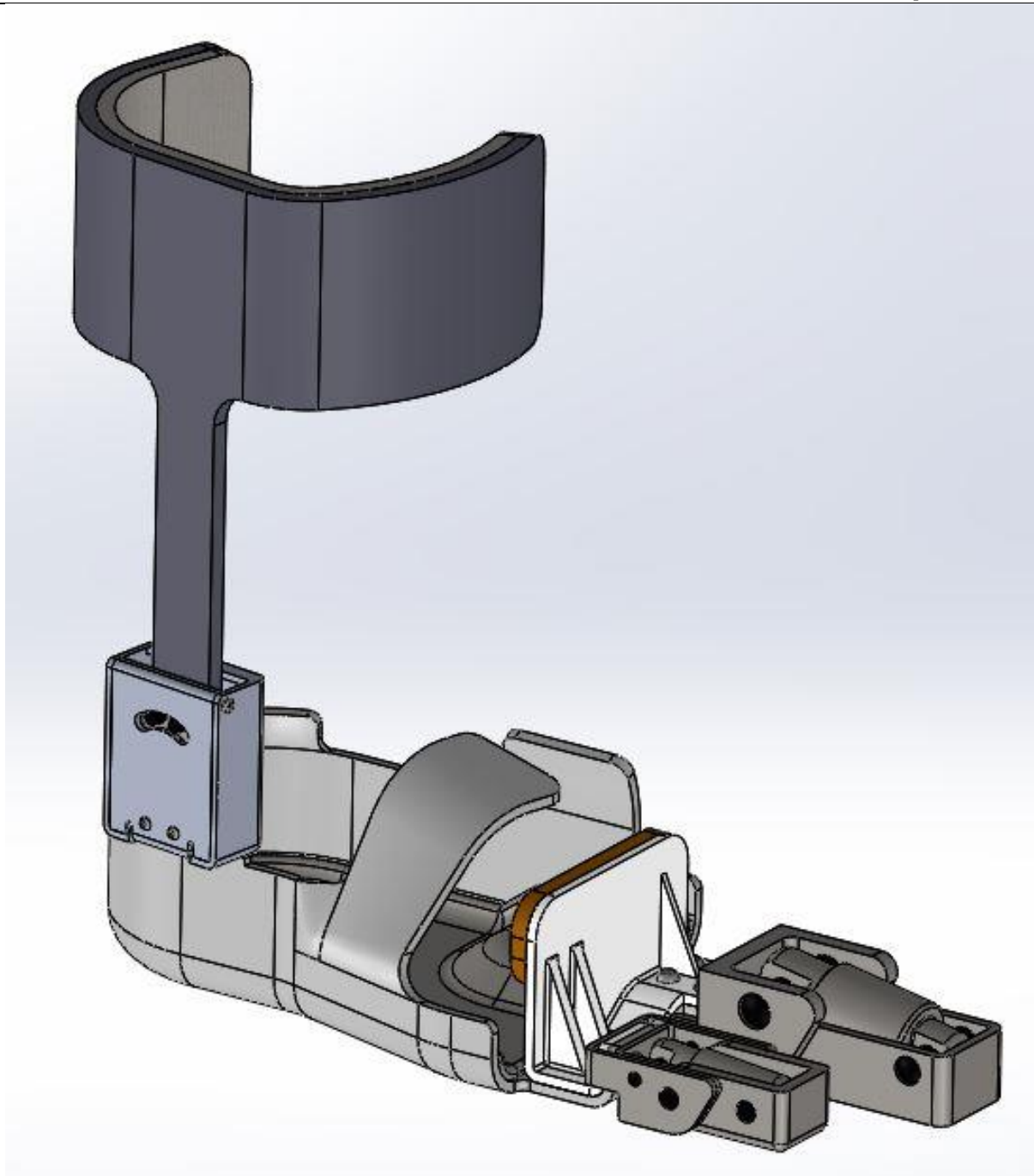


Slika 59. Prikaz presjeka većeg rotacijskog mehanizma



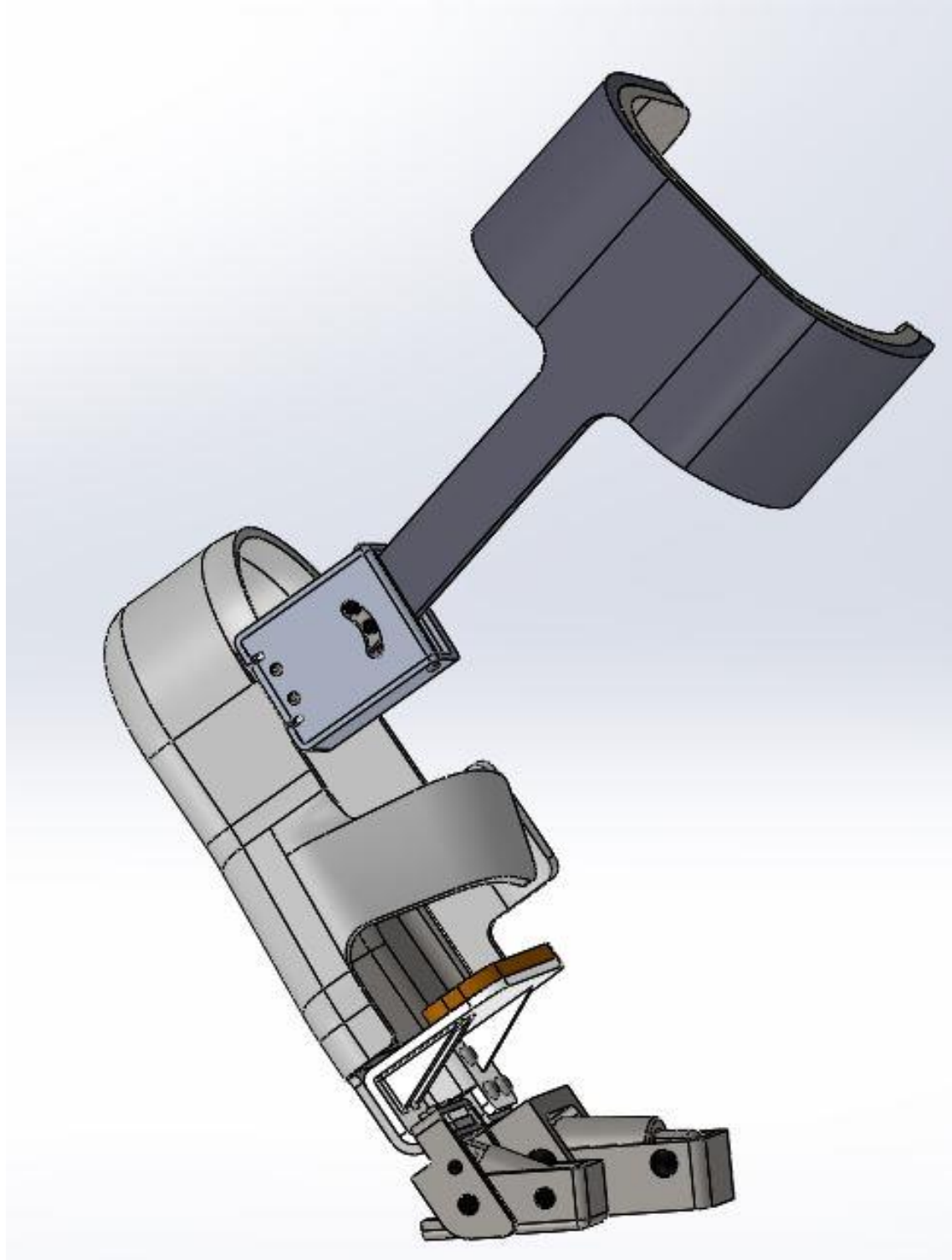
Slika 60. Sveukupna masa rotacijskih mehanizama

Nakon što se dao pregled svih glavnih izrađenih dijelova i sklopova, konačno predloženo konstrukcijsko rješenje proteze za parcijalnu amputaciju po Lisfrancu je prikazana na slici 61., gdje su prikazani i dodatni dijelovi poput silikonskog uloška koji obavija glavnu kontaktnu površinu djelomično amputiranog stopala te služi za prigušivanje udarnih opterećenja, ali i polimerni nastavak, izrađen iz ABS-a, zbog lakih proizvodnih mogućnosti, koji je povezan sa prednje strane proteze putem vijaka i matica, a sa stražnje strane sadrži pjenastu podlogu (narančasta boja) kako bi se nadodala potreba ugodnosti prednjeg dijela djelomično amputiranog stopala pri doticaju i pritom sprječava iznenadne pomake stopala prema prednjim mehanizmima. Osim toga, polimerni nastavak je ojačan rebrima kako bi se postigla veća krutost konstrukcije pri opterećenjima, a širina rebara iznosi 6 mm sa lateralne strane stopala, te 3 mm sa medijalne strane stopala.



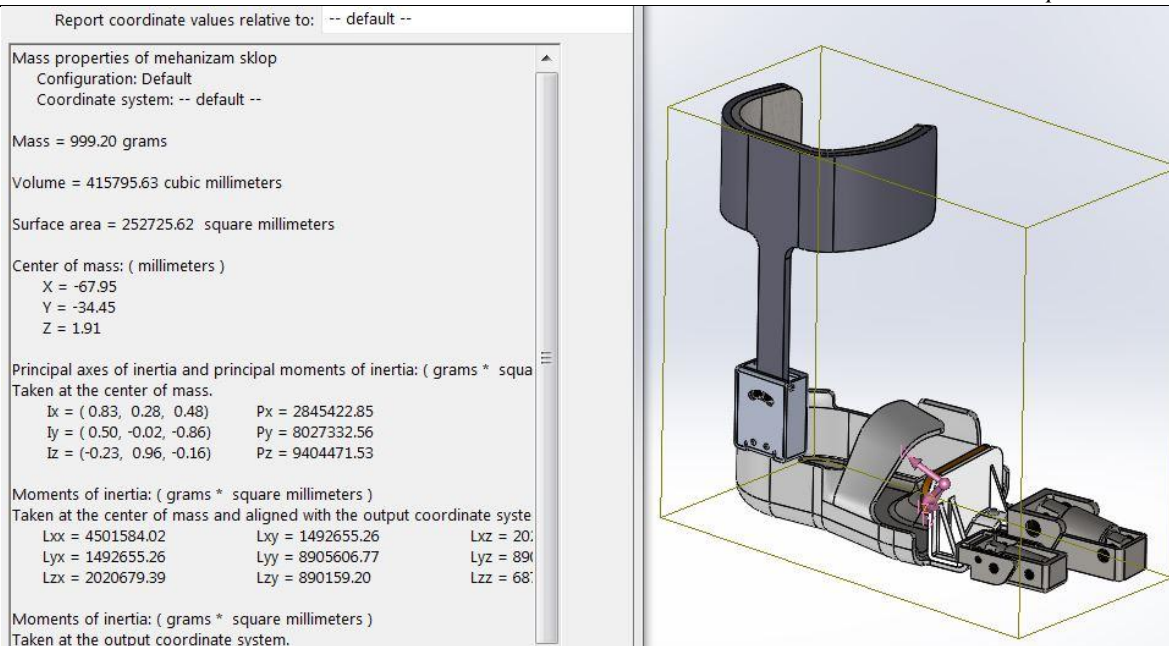
Slika 61. Prikaz predloženog konstrukcijskog rješenja proteze za djelomičnu amputaciju stopala po Lisfrancu

Na slici 62. je prikazana konfiguracija proteze u trenutku odmicanja stopala od tla, odnosno rotacije prednjih mehanizama te zakreta niske potkoljениčne ljuske prema odostraga.



Slika 62. Prikaz konfiguracije proteze za djelomičnu amputaciju stopala po Lisfrancu pri fazi odmicanja stopala od tla

U konačnici se može prikazati i cjelokupna masa predložene proteze za parcijalnu amputaciju stopala po Lisfrancu, na slici 63., koja je iznosa 999,20 g što zadovoljava glavni konstrukcijski zahtjev male mase protetičkog rješenja.



Slika 63. Sveukupna masa predloženog konstrukcijskog rješenja proteze za djelomičnu amputaciju stopala po Lisfrancu

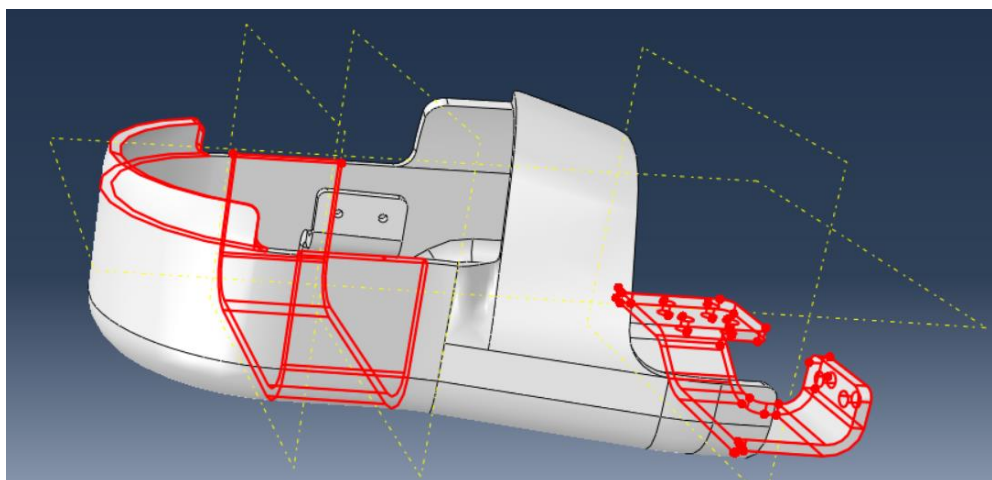
7. ANALIZA NAPREZANJA PROTEZE ZA DJELOMIČNU AMPUTACIJU STOPALA PO LISFRANCU METODOM KONAČNIH ELEMENATA

Analiza napreznja metodom konačnih elemenata se provodi putem softverskog paketa Abaqus u kojem se provode dvije glavne analize napreznja. Analize obuhvaćaju maksimalno tlačno opterećenje naslona za stopalo koje se pojavljuje pri hodanju, gdje je iznos težine naveden u prošlom poglavlju, kako bi se ustanovila maksimalna napreznja te kritična mjesta naslona za stopalo pri udaru pete o podlogu te pri pritisku stopala na naslon.

7.1. Analiza napreznja tlačno opterećenog naslona za stopalo

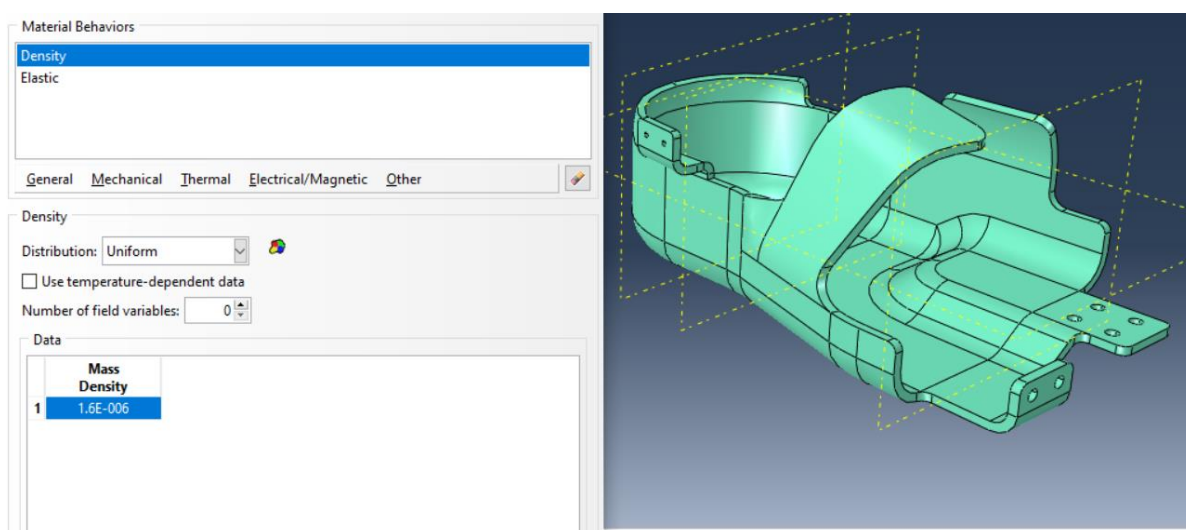
Kako se pri hodanju odvijaju udarna opterećenja na području pete potrebno je osigurati dostatnu čvrstoću naslona za stopalo te mogućnost prigušivanja opterećenja. S obzirom da se na naslonu za stopalo nalazi silikonski uložak/umetak koji služi za prigušivanje udarnih opterećenja, u ovome slučaju se neće provesti analiza napreznja spoja silikonskog umetka i naslona za stopalo zbog viskoelastičnosti silikona te ima, u odnosu na naslon za stopalo, puno manji modul elastičnosti što se prilikom opterećenja odlikuje popriličnim deformiranjem što se u konačnici neće odražavati potpuno mjerodavnim rezultatima napreznja na samome naslonu za stopalo. Time rečeno, analiza napreznja se provodi na samome naslonu za stopalo kao pojednostavljenje.

Prvi korak je ubacivanje gotovog modela u softverski paket te se u modulu *part* izrađuju tzv. particije modela koje dijele model na više dijelova kako bi se kasnije olakšala izrada mreža konačnih elemenata, a pritom se mogu dobiti željene površine modela na kojima će se postaviti zadana opterećenja i rubni uvjeti. Na slici 64. su prikazane particije naslona za stopalo te je model podijeljen na šest zasebnih dijelova.

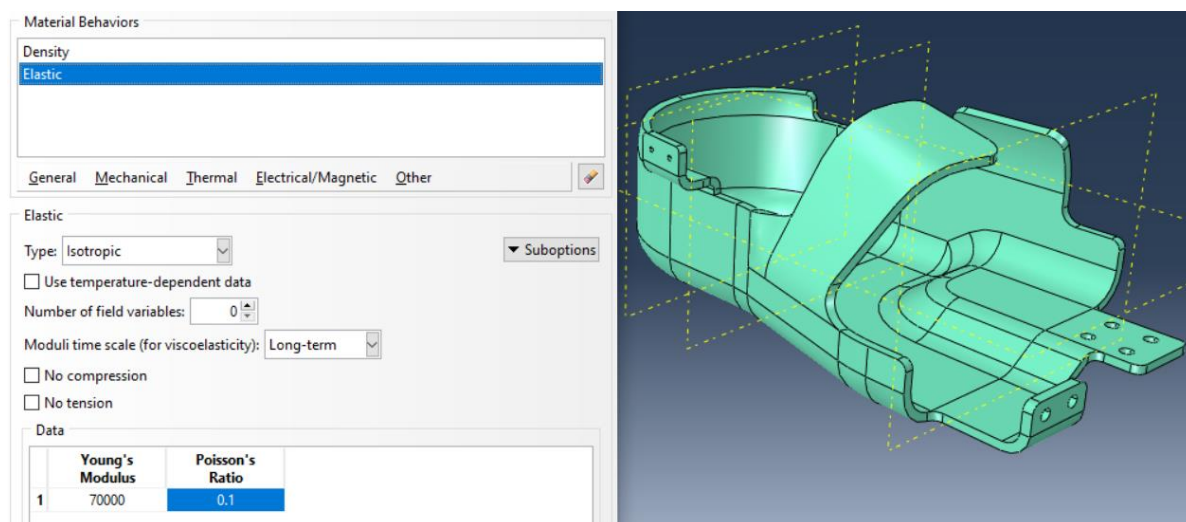


Slika 64. Prikaz particija modela

Nakon izrade particija se definira i dodaje materijal naslonu za stopalo u modulu *Property*, pri čemu se definiraju potrebna svojstva poput gustoće, prikazano na slici 65., Poissonova koeficijenta te pretpostavljene vrijednosti modula elastičnosti iznosa $E = 70 \text{ GPa}$ s obzirom da postoji određena standardna devijacija, prikazano u tablici 10., a na slici 66. su prikazane ubačene vrijednosti svojstava pri konačnom definiranju materijala modela naslonu za stopalo. Pritom se pretpostavlja da se radi o homogenom i izotropnom materijalu. Ono što se može uočiti je što se gustoća definira prema mjernoj jedinici kg/mm^3 , a razlog tome je što Abaqus kao program ne prepoznaje svaku zasebnu mjernu jedinicu te je potrebno pripaziti na mjerne jedinice pri dodavanju vrijednosti parametara. Nakon dodavanja materijala na model, model poprima zelenu boju što znači da je materijal na modelu u potpunosti definiran.



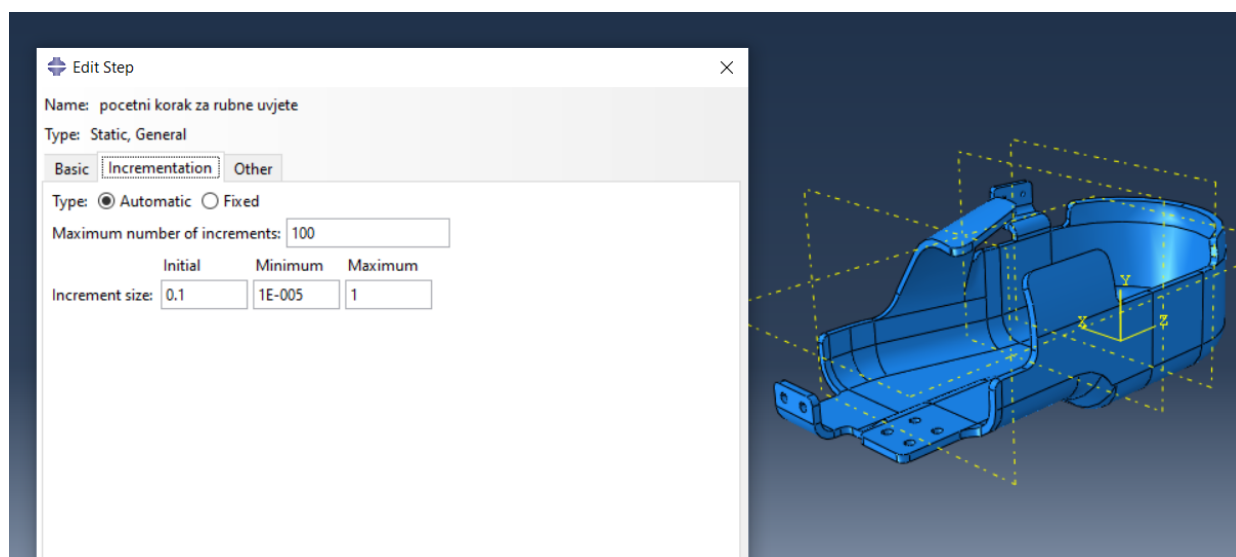
Slika 65. Prikaz iznosa gustoće modela naslonu za stopalo



Slika 66. Prikaz iznosa modula elastičnosti i Poissonova koeficijenta modela naslonu za stopalo

Nakon što se napravi zasebna instanca u modulu *assembly*, u modulu *step* se generira korak analize kao i vrsta analize koja se provodi, a u ovom slučaju se analiza provodi za statički način

opterećivanja (*Static, General*) s obzirom da se materijal pretpostavlja kao homogen i izotropan. Pri definiranju koraka se uzima veličina inkrementa inicijalnog koraka u iznosu 0,1 kako bi se u tom dijelu trenutka postavili početni uvjeti na modelu, poput rubnih uvjeta, te provodila daljnja analiza metodom konačnih elemenata za svaki pojedini inkrement. Na slici 67. je prikazan definirani inkrement za inicijalni trenutak kao i maksimalni broj inkremenata s kojim se provodi analiza naprezanja.



Slika 67. Prikaz definiranja veličine inkrementa inicijalnog koraka

Nakon definiranja svih prethodnih koraka u svakome modulu, ulazi se u modul *Load* gdje se definiraju opterećenja te rubni uvjeti.

7.1.1. Analiza naprezanja pete pri udaru o podlogu

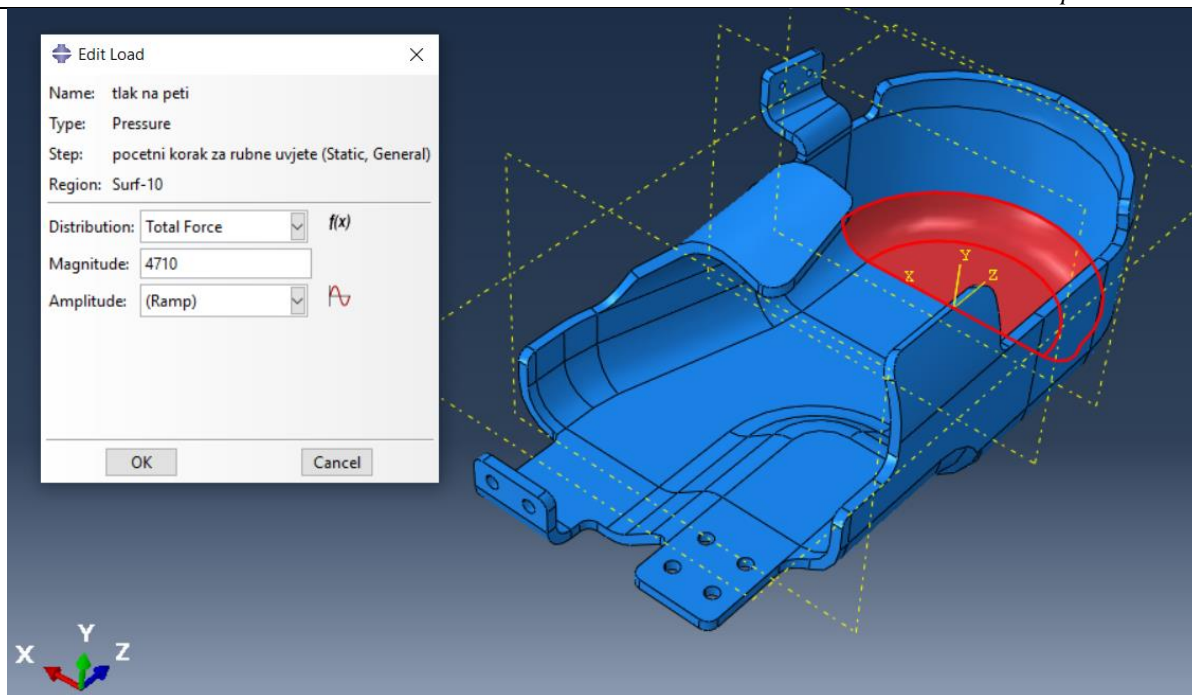
Ova analiza naprezanja obuhvaća tlačno opterećenje pete pri udaru o podlogu kako bi se ustanovila naprezanja i mogući zakreti naslona za stopalo pri početnoj fazi oslanjanja stopala u hodu. Kako je još u 3. poglavlju spomenuto da je opterećenje pri udaru stopala o tlo ekvivalentnog iznosa 80% težine korisnika pri početnoj fazi oslanjanja, sa faktorom sigurnosti $S = 4$ te pretpostavljenom masom korisnika $m = 150$ kg se izračunava ukupna ekvivalentna sila na području pete:

$$F_h = 0,8 \cdot m \cdot g \cdot S,$$

odnosno, sveukupna sila koja djeluje na petu je iznosa:

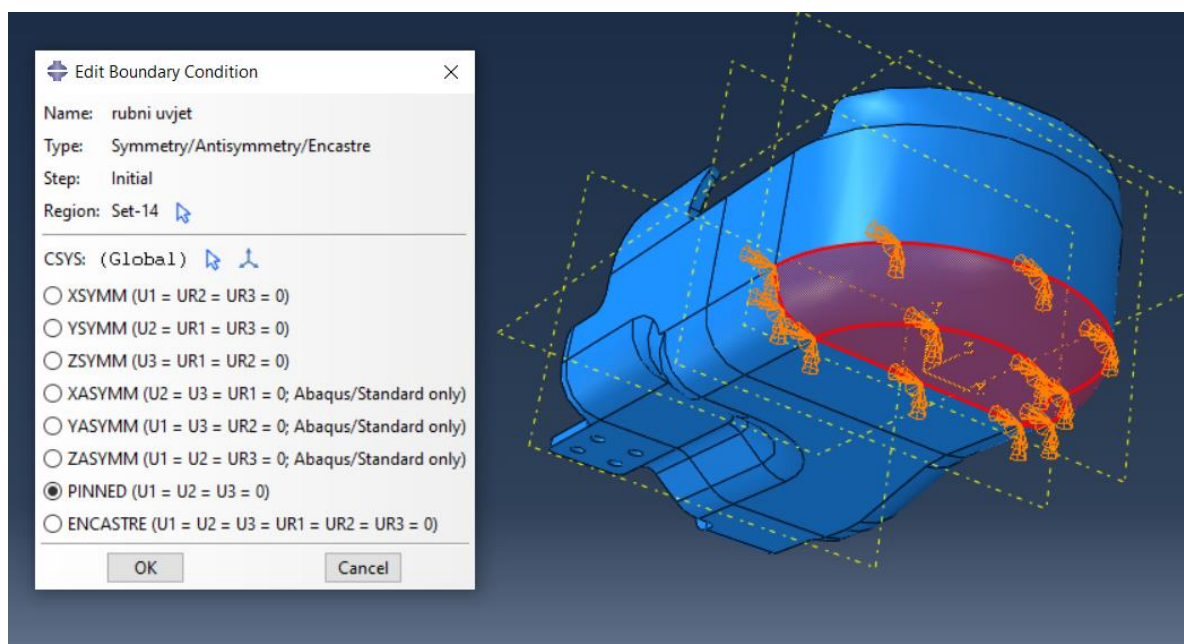
$$F_h = 0,8 \cdot 150 \cdot 9,81 \cdot 4 = 4708,80 \text{ N} \approx 4710 \text{ N}.$$

Potrebno je naglasiti da se pri udaru pete o podlogu ne javlja koncentrirana sila, već se radi o ekvivalentnoj sili pritiska na površini pete, a javlja se sa unutarnje strane naslona za stopalo, kako je prikazano na slici 68., jer je naslon sa vanjske donje strane u kontaktu sa podlogom gdje će biti definiran rubni uvjeti.



Slika 68. Prikaz površine ekvivalentnog opterećenja pritiska pete pri udaru s podlogom

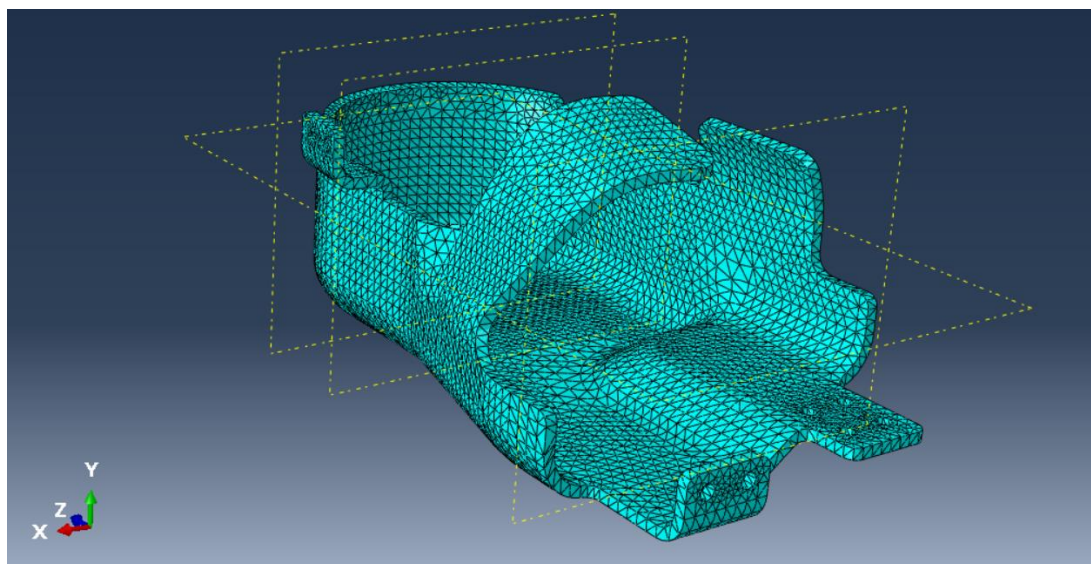
Nakon definiranja opterećenja se definira rubni uvjet s kojim se ograničuju pomaci pete u svim trima koordinatnim osima, što se može shvatiti kao otpor od strane trenja kojim se sprječava daljnje pomicanje naslona za stopalo u odnosu na podlogu. Na slici 69. je prikazan postavljeni rubni uvjet na području pete.



Slika 69. Prikaz površine rubnog uvjeta na površini pete

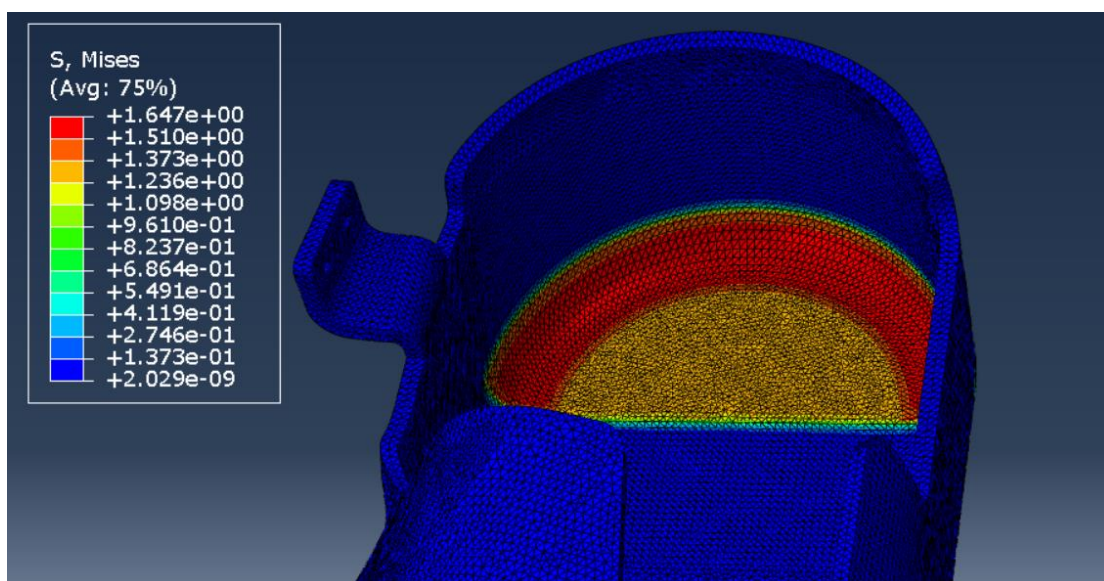
Nakon postavljanja opterećenja i rubnog uvjeta, u modulu *Mesh* se postavlja mreža konačnih elemenata na model tako da se definira veličina te vrsta konačnog elementa. Korišteni su

tetraedarski konačni elementi iz razloga što naslon za stopalo sadrži kompleksnu geometriju, no upotrebljavali su se konačni elementi drugog reda (C3D10 konačni elementi), definirani sa sveukupno 10 čvorova, kako bi se postigla točnost vrijednosti željenih parametara (naprezanje, pomaci, kutovi zakreta). Na slici 70. je prikazana proizvoljna mreža tetraedarskih konačnih elemenata na modelu naslona za stopalo.

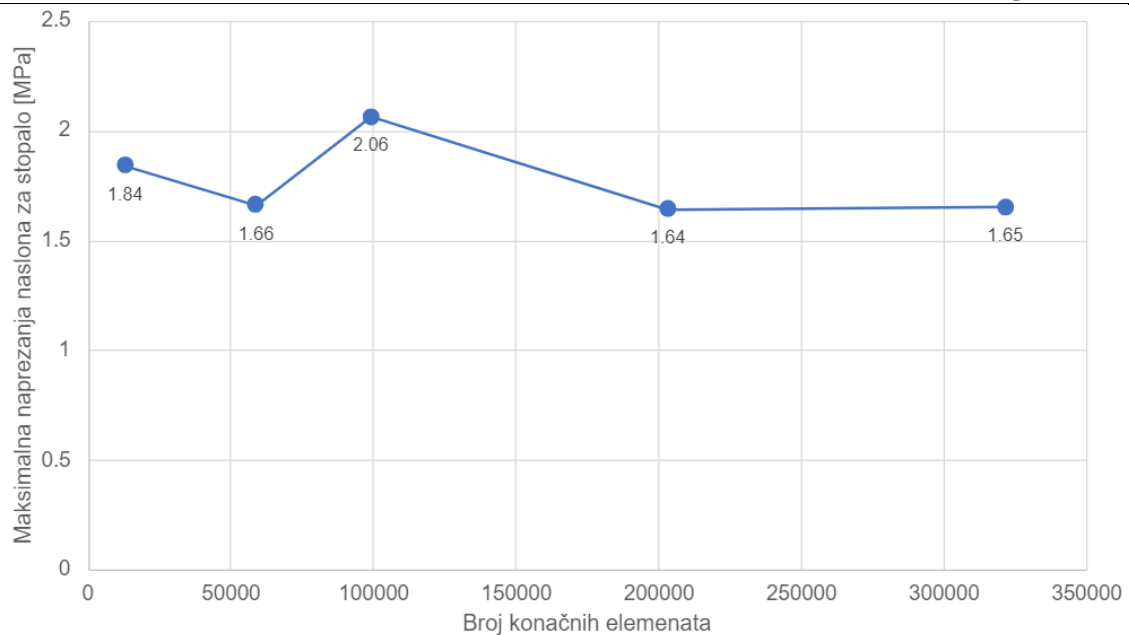


Slika 70. Prikaz proizvoljne mreže tetraedarskih konačnih elemenata

S obzirom da tetraedarski konačni elementi ne postižu točne rezultate, analiza se ponavljala višestruko uz različiti ukupni broj konačnih elemenata (ovisno o veličini konačnog elementa) kako bi se postigla konvergencija rješenja. Na slici 71. je prikazano maksimalno naprezanje koje se javlja na području pete, dok je na slici 72. prikazan grafički prikaz konvergencije naprezanja pri različitom broju konačnih elemenata.



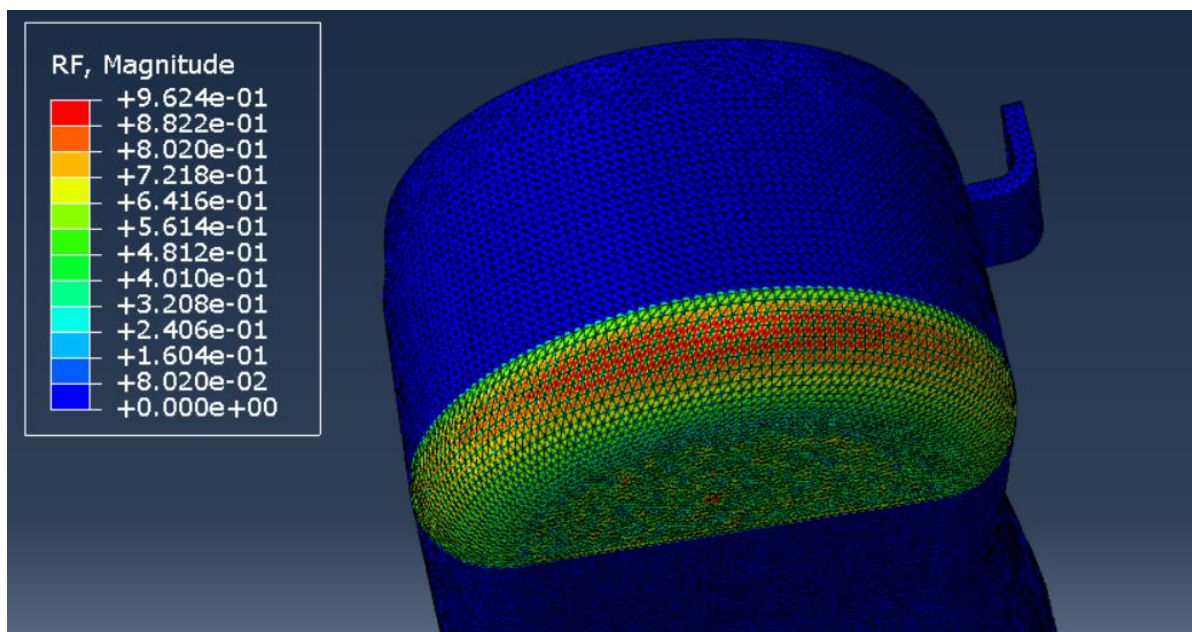
Slika 71. Prikaz maksimalnih naprezanja naslona za stopalo pri udaru pete o podlogu



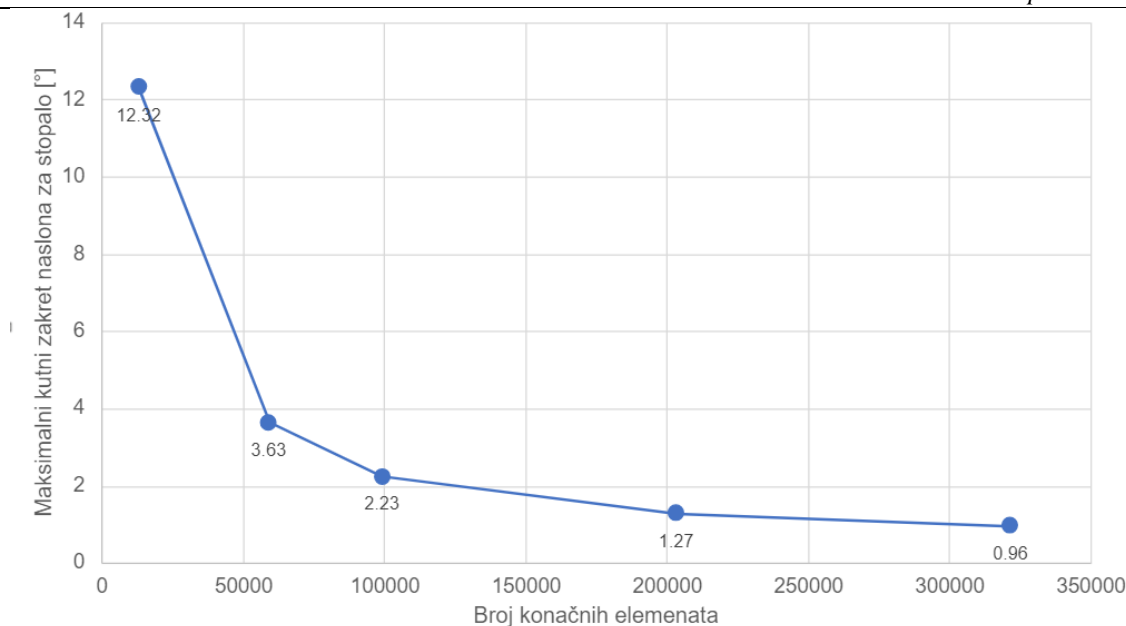
Slika 72. Grafički prikaz konvergencije vrijednosti maksimalnih naprežanja naslona za stopalo pri udaru pete o podlogu

Može se zaključiti kako su naprežanja puno manja s obzirom na tlačnu čvrstoću kompozitnog materijala te da se naslon za stopalo može u jednu ruku smatrati krutom konstrukcijom. Time postoji mogućnost smanjenja stijenke naslona za stopalo na području pete putem primjene topološkog optimiranja.

Na slici 73. je prikazan maksimalni kutni zakret koji se javlja na području pete, dok je na slici 74. prikazan grafički prikaz konvergencije sveukupnog kutnog zakreta pri različitom broju konačnih elemenata.



Slika 73. Prikaz maksimalnog ukupnog zakreta pete pri udaru



Slika 74. Grafički prikaz konvergencije vrijednosti kutnog zakreta naslona za stopalo pri udaru pete o podlogu

Na slici 74. se može zaključiti da je manjim brojem konačnih elemenata uslijedilo neprecizno zakretanje konačnih elemenata za čak 12 puta od približnog rješenja, što ukazuje na činjenicu da je potreban veliki broj konačnih elemenata kako bi se postiglo točno rješenje. Osim toga, ovime se dokazuje kako tetraedarski konačni elementi ne daju točne vrijednosti željenih parametara te da je potrebno izvršavanje većeg broja analiza sa različitim veličinama konačnih elemenata kako bi se težilo ka točnijem rješenju.

7.1.2. Analiza naprezanja pritiska djelomično amputiranog stopala o naslon

Ova analiza naprezanja uključuje tlačno opterećenje naslona za stopalo pri fazi oslanjanja stopala u hodu kako bi se ustanovila naprezanja i pomaci pojedinih područja naslona, a sveukupna ekvivalentna sila pritiska se izračunava prema sljedećem izrazu:

$$F_p = m \cdot g \cdot S ,$$

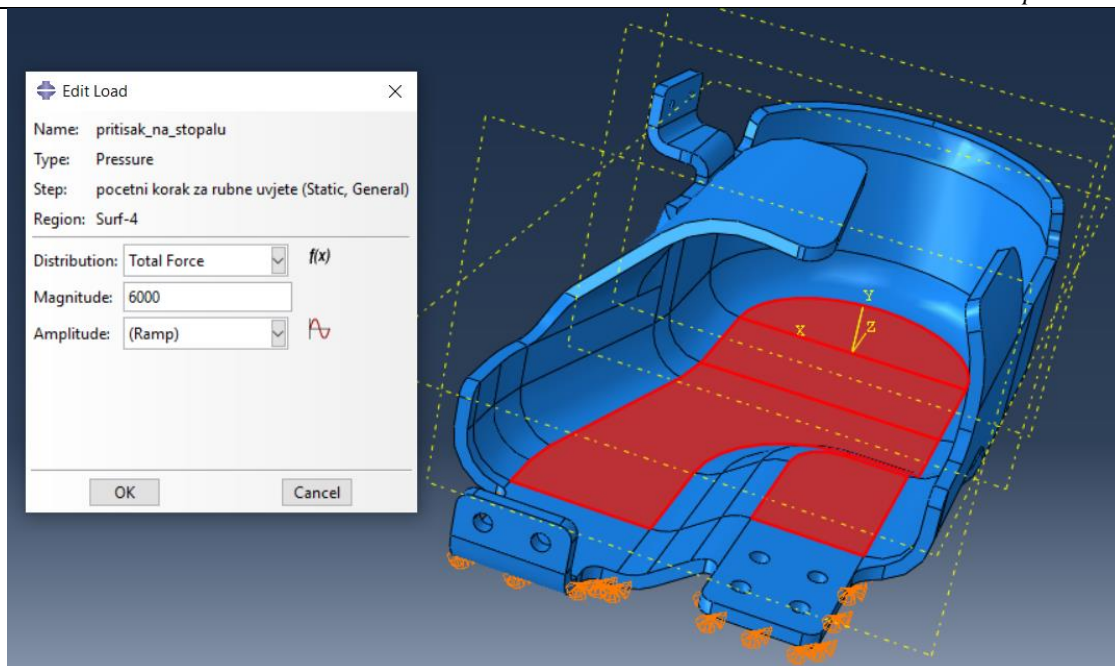
tj. sveukupna ekvivalentna sila pritiska je iznosa:

$$F_p = 150 \cdot 9,81 \cdot 4 = 5886 \text{ N} .$$

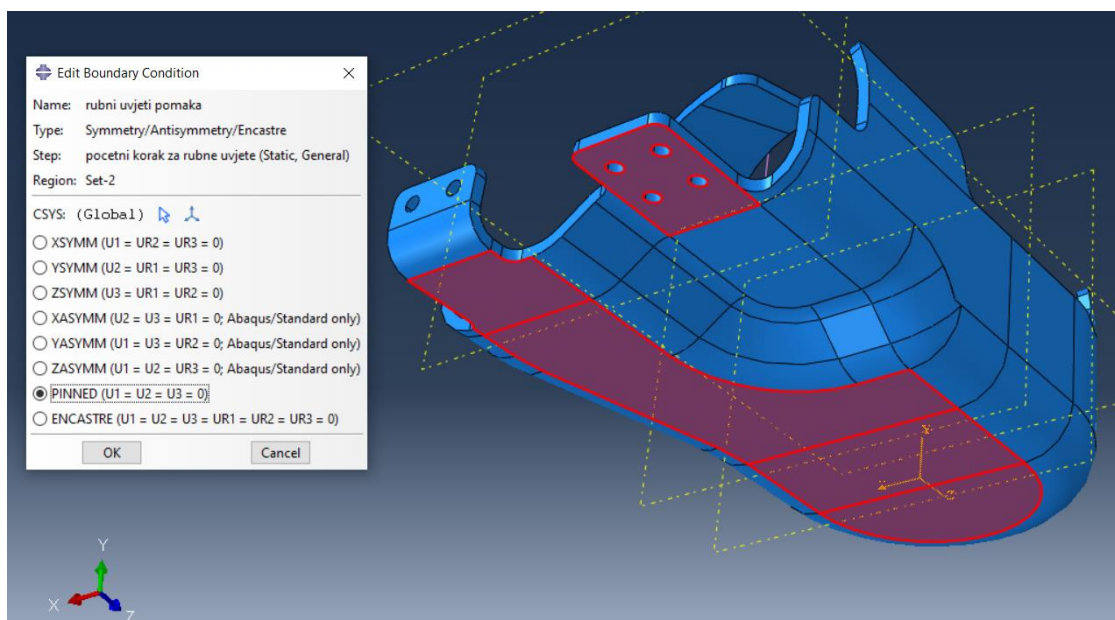
No, uzet će se pretpostavljeni iznos sile pritiska parcijalno amputiranog stopala o podlogu iznosa:

$$F_{pret.} = 6000 \text{ N} .$$

Pretpostavljena ekvivalentna sila pritiska parcijalno amputiranog stopala djeluje na svim ravnim kontaktnim površinama kako je prikazano na slici 75., jer zaobljene površine modeliranoga poprečnog svoda su napravljene sa namjerom da postignu uzvišenje svoda, a ne kontakt sa stopalom.

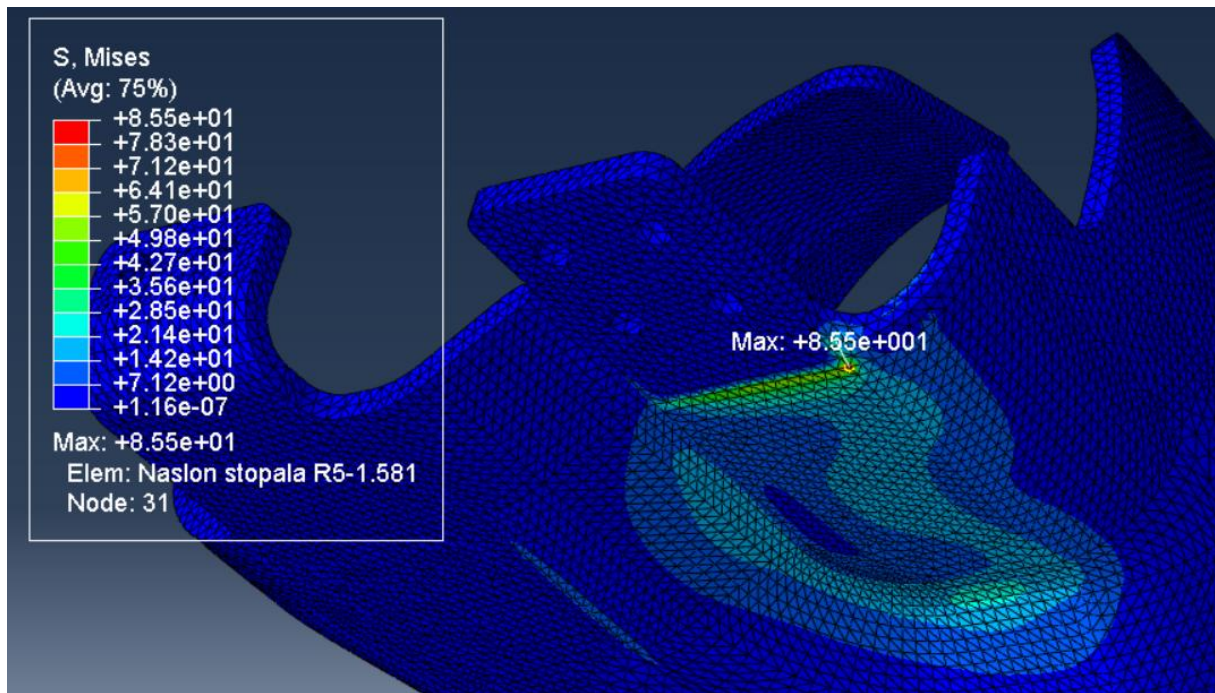


Slika 75. Prikaz površine ekvivalentnog opterećenja pritiska djelomično amputiranog stopala na naslon
 Nakon definiranog opterećenja, definira se rubni uvjet ograničavanja pomaka donje kontaktne površine naslona u svim trima koordinatnim osima, kao i kod prijašnje analize naprezanja, ali jedina razlika koja postoji je što se prednji dio naslona za stopalo, područje sa četiri provrta, od ispod naslanja na prednji medijalni rotacijski mehanizam prstiju te stoga ne postoje pomaci ni na toj površini kako je i prikazano na slici 76.

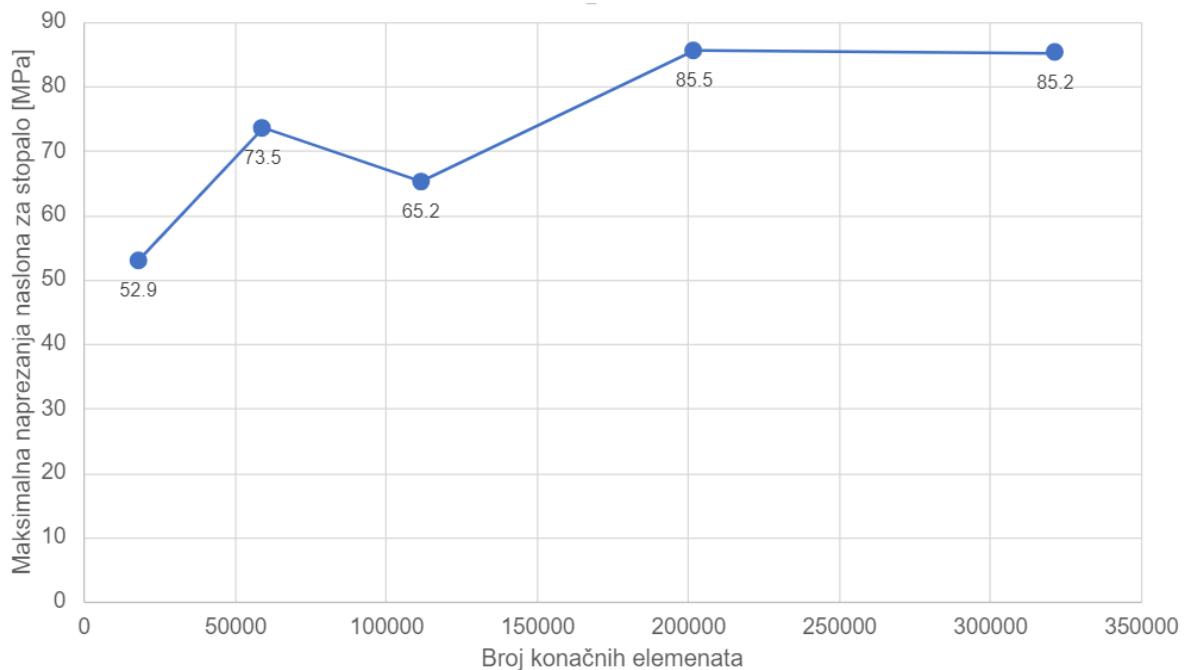


Slika 76. Prikaz površine rubnog uvjeta naslona za stopalo pri pritisku djelomično amputiranog stopala
 Nakon definiranja opterećenja i rubnog uvjeta te postavljanje mreže konačnih elemenata se vrši analiza naprezanja pri različitom broju konačnih elemenata kako bi se postigla konvergencija

rješenja. Na slici 77. je prikazano maksimalno naprezanje koje se javlja na području naslona, a na slici 78. je prikazan grafički prikaz konvergencije naprezanja pri različitom broju konačnih elemenata.



Slika 77. Maksimalna naprezanja naslona za stopalo pri pritisku djelomično amputiranog stopala



Slika 78. Grafički prikaz konvergencije vrijednosti maksimalnih naprezanja naslona za stopalo pri pritisku djelomično amputiranog stopala

Jedini kriterij nosivosti koji se mora zadovoljiti je sljedeći:

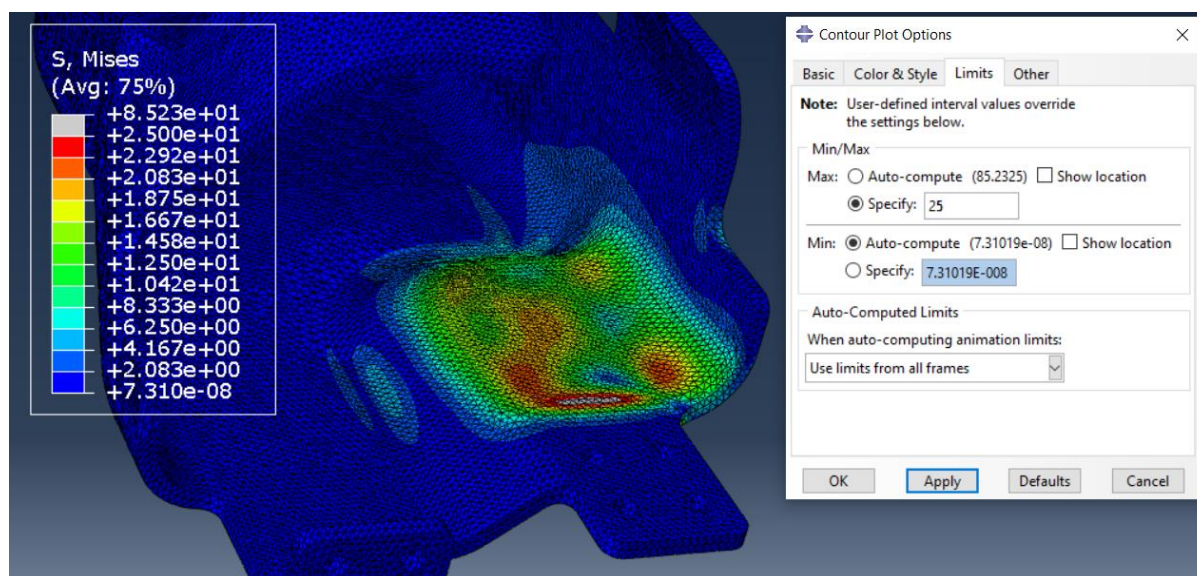
$$\sigma_{c,dop} \geq \sigma_{max}$$

a prema vrijednosti iz tablice 10. te dobivenog naprezanja je dobiveno:

$$736 \text{ MPa} \geq 85,20 \text{ MPa} .$$

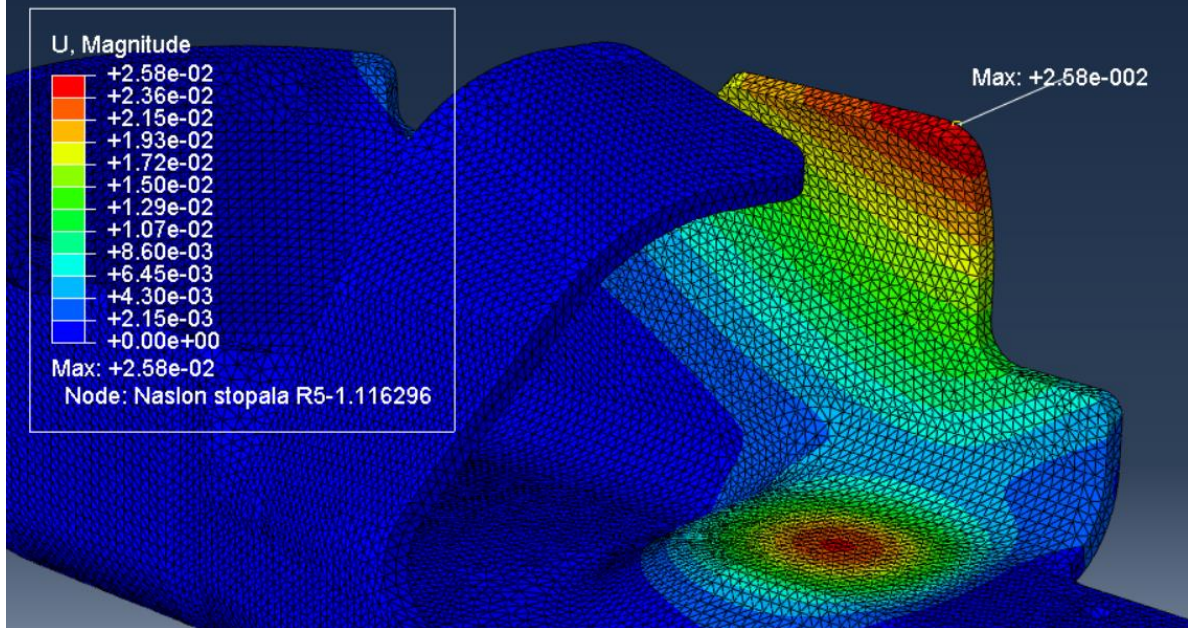
Prema prethodnom kriteriju se može zaključiti da naslon za stopalo zadovoljava nosivost pri zadanom opterećenju. Treba imati na umu da je najkritičnije područje naslona u blizini definiranog rubnog uvjeta te se zapravo radi o koncentraciji naprezanja koju je potrebno izbjeći malim preoblikovanjem naslona, no bez obzira na koncentraciju naprezanja, kriterij nosivosti je zadovoljen. Kako bi se prikazala određena područja koja nisu zahvaćena koncentracijom naprezanja, moguće je postaviti željenu vrijednost limita naprezanja kako bi se dao prikaz o novom stanju te je takav pothvat prikazan na slici 79., gdje se definira limit naprezanja iznosa 25 MPa. Može se uočiti da područje obojano bijelom bojom koje predstavlja područje sa naprezanjem iznad definiranog limita, a nalazi se u neposrednoj blizini crveno obojanog područja.

Čak i nakon postavljenog limita je vidljivo da glavna kontaktna površina, na koju se oslanja veći dio parcijalno amputiranog stopala, ne sudjeluje u stvaranju većih naprezanja što može dovesti do zaključka da se radi o predimenzioniranom naslonu za stopalo te da je potrebno optimiranje debljine stijenke naslona.

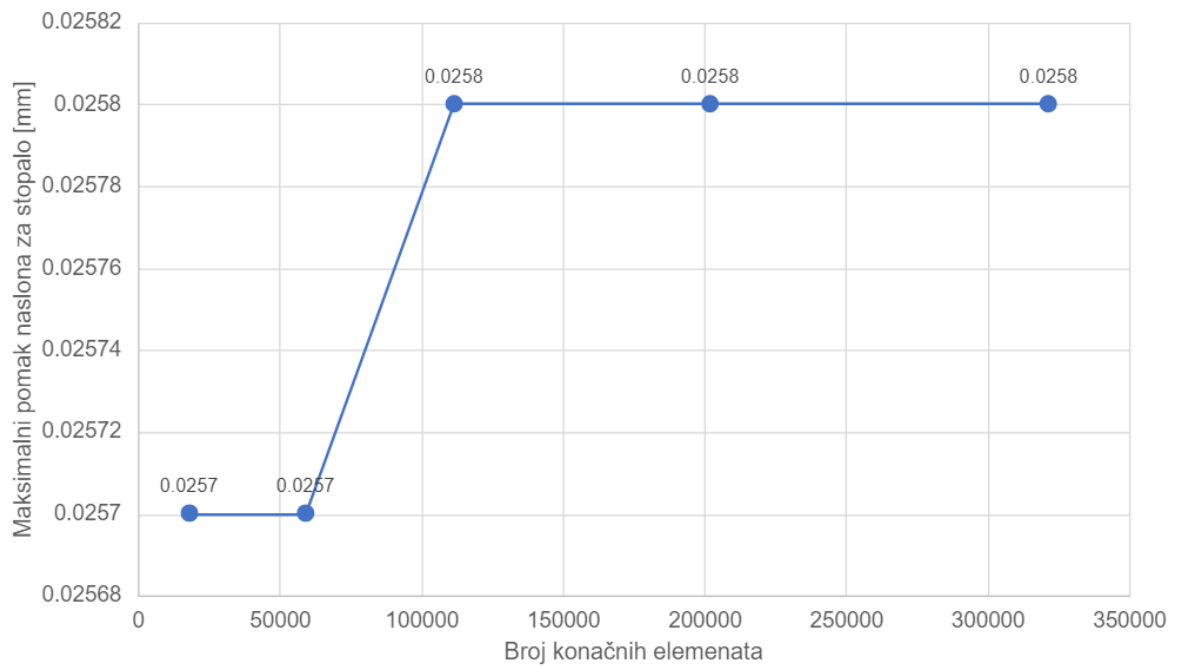


Slika 79. Prikaz definiranog limita

Osim naprezanja, na slici 80. je prikazan maksimalni pomak naslona za stopalo na medijalnoj bočnoj strani naslona, no vidljivo je da se radi o vrlo malom pomaku. Na slici 81. je prikazan grafički prikaz konvergencije ukupnih pomaka pri različitom broju konačnih elemenata te je vidljivo kako se sveukupni pomak ne mijenja pretjerano u odnosu na broj konačnih elemenata.



Slika 80. Prikaz maksimalnih pomaka naslona za stopalo



Slika 81. Grafički prikaz konvergencije vrijednosti maksimalnog pomaka naslona za stopalo pri pritisku djelomičnog amputiranog stopala

8. ZAKLJUČAK

Proteze za parcijalnu amputaciju stopala su prijeko potrebne za nadomještanje izgubljene funkcije poluge stopala kao i nadomještanje izgubljene funkcije mišića čime bi se umanjio biomehanički disbalans i omogućilo normalno kretanje donjih ekstremiteta, a time i uspostavila stabilna, dinamička ravnoteža. Na tržištu postoje razna protetička rješenja za pojedinu parcijalnu amputaciju stopala koje omogućuju udio povratne funkcije poluge stopala, no ne postoji idealno rješenje koje bi vratilo tu funkciju u potpunosti, jer stopalo u jednu ruku predstavlja nezamjenjiv prirodni sklop koji omogućuje optimalni prijenos opterećenja pri kretanju, ali to ne znači da ne postoji stalna težnja za napretkom izrade što funkcionalnijeg polužnog mehanizma stopala.

U prvom poglavlju se dao kratak povijesni pregled razvoja protetičkih nadomjestaka kao i njihovo znatno unaprjeđenje u prošlom stoljeću putem zaprimanja novih saznanja iz raznih prirodoslovnih područja koje obilježavaju današnje postojeće protetičke proizvode za parcijalnu amputaciju stopala. Ono što se može zaključiti je da su protetički nadomjesci u prošlosti bili namijenjeni kao estetski nadomjesci sa nikakvom funkcionalnom karakteristikom te da je doprinos novih saznanja evoluirao razvoj proteza i protetičkih nadomjestaka s rezultirajućim eksponencijalnim rastom u poboljšanjima s kojima se u današnje vrijeme omogućuje nadomještanje izgubljene funkcije poluge stopala.

U drugom poglavlju se obradila osnovna građa stopala uvođenjem osnovne medicinske terminologije s kojom se opisuje orijentacija na tijelu, kako bi se olakšalo shvaćanje položaja anatomskih elemenata, te kretanje donjih ekstremiteta u svrhu shvaćanja svake zasebne kretanje, posebice na području stopala. Zatim slijedi upoznavanje osnovne građe glavnih anatomskih elemenata stopala poput kostiju, mišića, fascija stopala, plantarnih jastučića masti gdje se daje značaj i koštano-ligamentnim strukturama (zglobovima stopala) kao i mišićima potkoljenice. Ono što se može zaključiti je da poznavanjem građe stopala, u osnovnom saznanju, se daje temelj u poznavanje biomehaničkih aspekata te kako stopalo ne može samostalno obavljati funkciju prijenosa opterećenja ili kretanje, jer zajednički surađuje sa susjednim dijelovima tijela.

U trećem poglavlju se daje detaljan opis biomehanike zdravog stopala pri čemu se vrši podjela biomehanike zdravog stopala kako bi se izvršilo upoznavanje pojedine kretanje stopala kao i proces trodimenzionalnog kretanja stopala (supinacija i pronacija). Indirektno se daje značaj lokomotornom sustavu koji sudjeluje u kretanjima stopala pri čemu se definira raspon kretnji zglobova stopala te kretnji zglobova donjih ekstremiteta pri fazama u hodu kako bi se prikazala međusobna ovisnost donjih ekstremiteta. Nakon opisa biomehanike zdravog stopala slijedi podjela

djelomičnih amputacija stopala, pri čemu se razrađuje biomehanika pojedine parcijalne amputacije stopala kako bi se ukazale razlike na pojedino neuravnoteženo stanje. Ono što se može zaključiti je da ljudsko tijelo predstavlja kompleksnu sinergijsku cjelinu gdje jednostavni pokret može uključiti više dijelova tijela odjednom bez svjesnog ljudskog saznanja te da lagani oblik degenerativne promjene dakako utječe na promjenu biomehanike čovjeka. U svrhu toga se želi postići izrada protetičkih proizvoda kojima se nadomješta izgubljena funkcija poluge stopala, kako bi se čovjeku uveliko umanjio ili potpuno uklonio biomehanički disbalans te omogućio lakši život. U četvrtom poglavlju se daje detaljan opis postojećih proizvoda namijenjeni za djelomičnu amputaciju stopala, gdje se glavna podjela vrši s obzirom na funkcionalnost proizvoda kako bi se unaprijed prikazale prednosti i nedostaci postojećih proizvoda te unaprijed analizirale mogućnosti rješavanja uočenog problema pri izradi predloženog konstrukcijskog rješenja. Ono što se može zaključiti je da svaka pojedina parcijalna amputacija stopala zahtjeva pažljivu izvedbu proizvoda te da postoje određena jednostavna rješenja koja povećavaju funkcionalnost proizvoda na što treba obratiti pozornost.

U petom poglavlju je prikazan detaljan slijed konceptualizacije proteze za parcijalnu amputaciju stopala, gdje se definiraju stavke poput tehničkog upitnika te definicije cilja gdje se definira vrsta djelomične amputacije stopala za koju će se vršiti konstrukcijsko oblikovanje. Pritom se zadaju očekivani uvjeti korištenja koji u suradnji sa pregledanim korisničkim potrebama definiraju konstrukcijske zahtjeve i ograničenja potrebna pri konstrukcijskom oblikovanju proteze te time slijedi formiranje funkcija kao i parcijalnih rješenja ključnih funkcija proteze na temelju kojih se izrađuju i vrednuju opisani koncepti, a konačni odabir vrši putem definiranih kriterija. Ono što se može zaključiti je činjenica da u fazi koncipiranja treba biti vrlo oprezan što se želi razraditi te da pregledom korisničkih potreba se mogu ustanoviti nedostaci postojećeg/-ih proizvoda s kojima se stvara prilika za razvoj poboljšanog rješenja, odnosno proizvoda, na temelju kojeg postoji mogućnost tržišnog uspona te bolje konkurentnosti. S obzirom na uočeni problem nepotpune nadomještenosti funkcije poluge stopala, razmatra se parcijalna amputacija stopala po Lisfrancu kao vodeći odabir parcijalne amputacije, gdje je polužni mehanizam stopala skoro upola manji, određeni anatomske elementi vrše pojedine kretnje manjeg raspona, a želi se doprinijeti stvaranju idejnog mehanizma koji će oponašati prste u svrhu postizanja što bliskijeg Windlass mehanizma te vraćanju funkcije poluge stopala.

U šestom poglavlju se obavlja cjelokupno konstrukcijsko oblikovanje proteze za parcijalnu amputaciju stopala po Lisfrancu koje započinje definiranjem geometrije te svojstava i karakteristika proteze, u inženjerskom smislu, kako bi se vizualizirao odabrani poboljšani koncept.

Time se daje prostora za detaljniju analizu pri vršenju odabira materijala koji će se koristiti za izradu proteze, vodeći se pritom prethodno navedenim konstrukcijskim zahtjevima. Nakon odabira materijala, slijedi detaljan opis svih glavnih sklopova i dijelova proteze sa geometrijskog aspekta, njihove funkcionalnosti u sklopu proteze te sveukupno predloženo konstrukcijsko rješenje proteze. Ono što se može zaključiti je da je potrebno pri odabiru materijala uzeti u obzir i kontradiktorne slučajeve, da se pojedini konstrukcijski zahtjevi ne mogu zadovoljiti te da se mora težiti zadovoljavanju što većeg broja zahtjeva, a ne izričito svih (iako je poželjno), jer je takav proces vremenski zahtjevan kod kompleksnih proizvoda.

U sedmom poglavlju se vršila analiza naprezanja metodom konačnih elemenata, gdje su se razmatrala dva glavna slučaja opterećenja pri fazi hodanja kako bi bila ustanovljena nosivost predloženog rješenja konstrukcije. Ono što se može uočiti je što se pri analizi tlačnog opterećenja ustanovila predimenzioniranost glavnog naslona za stopalo te da je potrebna optimizacija modela s kojom bi se poboljšalo predloženo konstrukcijsko rješenje.

LITERATURA

- [1] K. Deamer, “3,000-Year-Old Wooden Toe Prosthetic Discovered on Egyptian Mummy,” 2017. <https://www.livescience.com/59581-ancient-prosthetic-toe-found-in-egyptian-grave.html>.
- [2] H. M. Herr and A. M. Grabovski, “Bionic ankle–foot prosthesis normalizes walking gait for persons with leg amputation,” 2011. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3234569/>.
- [3] N. R. Fanghaenel J., Pera F., Anderhauber F., *Waldeyerova anatomija čovjeka*, 17th ed. Zagreb: GOLDEN MARKETING-TEHNIČKA KNJIGA, 2009.
- [4] M. Horvat, “Stručni priručnik za poslove.”
- [5] M. W. Whittle, “Gait Analysis: An Introduction,” 1991. [https://books.google.hr/books?hl=hr&lr=&id=dYHiBQAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=michael+whittle+gait+analysis&ots=--qZb9X-ok&sig=y-TAnqz6XsHWcAMDZRkCEVqcf7c&redir_esc=y#v=onepage&q=michael whittle gait analysis&f=false](https://books.google.hr/books?hl=hr&lr=&id=dYHiBQAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&dq=michael+whittle+gait+analysis&ots=--qZb9X-ok&sig=y-TAnqz6XsHWcAMDZRkCEVqcf7c&redir_esc=y#v=onepage&q=michael+whittle+gait+analysis&f=false) (Posjećeno: 28.05.2023.).
- [6] L. Gulan *et al.*, “Sindezmoza gležnja : anatomija , mehanizmi ozljede , dijagnoza i liječenje,” vol. 56, no. 3, pp. 221–235, doi: 10.21860/medflum2020.
- [7] S. D. Waldman, “Intraarticular Injection of the Subtalar Joint,” *Atlas Pain Manag. Inject. Tech.*, pp. 413–415, 2013, doi: 10.1016/b978-1-4377-3793-6.10137-8.
- [8] R. Slagter, “Bones and joints of foot: anterior and lateral view.” <https://anatomytool.org/content/slagter-drawing-bones-and-joints-foot-anterior-and-lateral-view-latin-labels> (Posjećeno: 27.05.2023.).
- [9] M. Kranjčec, “Anatomija gležnja,” 2011. <https://fizioterra.com/2011/11/15/anatomija-gleznja/> (Posjećeno: 28.05.2023.).
- [10] A. M. Gilroy, B. R. MacPherson, and L. M. Ross, “Atlas of anatomy,” 2008. <https://doctorlib.info/medical/anatomy/2.html> (Posjećeno: 29.05.2023.).
- [11] “Fascije.” <http://natus.hr/Fascije> (Posjećeno: 31.05.2023.).
- [12] R. Schleip, G. Hedley, and C. A. Yucesoy, “Fascial nomenclature: Update on related consensus process,” *Clin. Anat.*, vol. 32, no. 7, pp. 929–933, 2019, doi: 10.1002/ca.23423.
- [13] B. Bordoni and M. Simonelli, “The Awareness of the Fascial System,” *Cureus*, vol. 10, no. 10, pp. 1–9, 2018, doi: 10.7759/cureus.3397.

- [14] "Plantarna fascija." <https://www.fizioterapija.hr/plantarna-fascija/> (Posjećeno: 31.06.2023.).
- [15] C. G. Fontanella, F. Nalesso, E. L. Carniel, and A. N. Natali, "Biomechanical behavior of plantar fat pad in healthy and degenerative foot conditions," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 54, no. 4, pp. 653–661, 2016, doi: 10.1007/s11517-015-1356-x.
- [16] Plantar fascia institute of MN, "Fat Pad Atrophy Anatomy." <https://www.plantarfasciamn.com/fat-pad-atrophy/> (Posjećeno: 31.05.2023.).
- [17] B. Dogan and T. Jurčević Lulić, "Predavanja iz biomehanike," 2021.
- [18] R. J. De Asla, "Biomechanics of the foot and ankle," *Orthop. Knowl. Updat. Foot Ankle* 5, pp. 3–12, 2018, doi: 10.1201/9781003042099-ch3.
- [19] L. A. Bolgla and T. R. Malone, "Plantar Fasciitis and the Windlass Mechanism: A Biomechanical Link to Clinical Practice," *J. Athl. Train.*, vol. 39, no. 1, pp. 77–82, 2004.
- [20] A. J. Rosenbaum, J. A. DiPreta, and D. Misener, "Plantar Heel Pain," *Med. Clin. North Am.*, vol. 98, no. 2, pp. 339–352, 2014, doi: 10.1016/j.mcna.2013.10.009.
- [21] D. Thompson, "Subtalar joint motion," 2001. <https://ouhsc.edu/bserdac/dthompso/web/gait/knematics/stjopen.htm> (Posjećeno: 04.06.2023.).
- [22] "Walking - Muscle Used." https://www.physio-pedia.com/Walking_-_Muscles_Used (Posjećeno: 05.06.2023.).
- [23] FIOR&GENTZ, "Guide to Partial Foot Amputations."
- [24] C. L. Brockett and G. J. Chapman, "Biomechanics of the ankle," *Orthop. Trauma*, vol. 30, no. 3, pp. 232–238, 2016, doi: 10.1016/j.mporth.2016.04.015.
- [25] R. Grujičić, "Subtalar joint." <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/subtalar-joint> (Posjećeno: 28.05.2023.).
- [26] S. F. Baumbach, M. Brumann, J. Binder, W. Mutschler, M. Regauer, and H. Polzer, "The influence of knee position on ankle dorsiflexion - A biometric study," *BMC Musculoskelet. Disord.*, vol. 15, no. 1, pp. 1–7, 2014, doi: 10.1186/1471-2474-15-246.
- [27] "Foot and Ankle Structure and Function." https://www.physio-pedia.com/Foot_and_Ankle_Structure_and_Function (Posjećeno: 30.05.2023.).
- [28] R. Adrian, "Transverse tarsal joint." <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/transverse-tarsal-joint> (Posjećeno: 29.05.2023.).

- [29] P. Kumar, P. K. Gowda, and M. Chhabra, "Foot Biomechanics and Relation to the Gait Cycle," *J. Foot Ankle Surg. (Asia Pacific)*, vol. 5, no. 2, pp. 68–72, 2018, doi: 10.5005/jp-journals-10040-1093.
- [30] S. Yamaguchi, T. Sasho, H. Kato, and S. Banks, "In vivo talocrural and subtalar kinematics during nonweightbearing and weightbearing dorsiflexion-plantarflexion activities," *J. Foot Ankle Res.*, vol. 1, no. S1, pp. 1–2, 2008, doi: 10.1186/1757-1146-1-s1-o33.
- [31] A. Sušić, V. Bankin, J. Hoster, and M. Zokalj, "Approach to Understanding of Biomechanical Locomotion System," *Interdiscip. Descr. Complex Syst.*, vol. 18, no. 2-A, pp. 155–165, 2020, doi: 10.7906/indecs.18.2.6.
- [32] H. V. R. Marinho *et al.*, "Myofascial force transmission in the lower limb: An in vivo experiment," *J. Biomech.*, vol. 63, pp. 55–60, 2017, doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.07.026.
- [33] L. Mohr, L. Vogt, M. Behringer, and J. Wilke, "Myofascial force transmission between the ankle and the dorsal knee: A study protocol," *PLoS One*, vol. 17, no. 11 November, pp. 1–8, 2022, doi: 10.1371/journal.pone.0276240.
- [34] "Biomechanical Assessment of Foot and Ankle." https://www.physio-pedia.com/Biomechanical_Assessment_of_Foot_and_Ankle (Posjećeno: 02.06.2023.).
- [35] J. H. Bowker, "Partial foot amputations and disarticulations: Surgical aspects," *J. Prosthetics Orthot.*, vol. 19, no. Proceedings 8, 2007, doi: 10.1097/JPO.0b013e3180dca55f.
- [36] Steeper, "Prosthetic Best Practice Guidelines Contents."
- [37] C. Roll, M. Forray, and B. Kinner, "Amputation und Exartikulation der Kleinzehe," *Oper. Orthop. Traumatol.*, vol. 28, no. 5, pp. 345–351, 2016, doi: 10.1007/s00064-016-0451-y.
- [38] V. Sefranek, "Amputation of Extremities." <https://www.globehealth.net/vascular-surgery/amputation-of-extremities.html> (Posjećeno: 31.05.2023.).
- [39] F. W. Wagner, "Partial-Foot Amputation: Surgical Procedure." <https://www.oandplibrary.org/alp/chap16-01.asp> (Posjećeno: 07.06.2023.).
- [40] D. Murphy, *Fundamentals of Amputation and Prosthetics*. 2014.
- [41] "Amputation." <https://healthjade.net/amputation/> (Posjećeno: 09.06.2023.).
- [42] "Prinzipien der Amputation in der Gefäßchirurgie." https://link.springer.com/referenceworkentry/10.1007/978-3-662-45856-3_37-1

- (Posjećeno: 30.06.2023.).
- [43] M. Cadogan and A. Gomez, “jacques Lisfranc.” <https://litfl.com/jacques-lisfranc/> (Posjećeno: 10.06.2023.).
- [44] M. A. DeCotiis, “Lisfranc and chopart amputations,” *Clin. Podiatr. Med. Surg.*, vol. 22, no. 3 SPEC. ISS., pp. 385–393, 2005, doi: 10.1016/j.cpm.2005.03.012.
- [45] M. Cadogan and A. Gomez, “Francois Chopart.” <https://litfl.com/francois-chopart/> (Posjećeno: 10.06.2023.).
- [46] F. M. Den Bakker, H. R. Holtslag, and J. G. H. Van Den Brand, “Pirogoff amputation for foot trauma: An unusual amputation level - A case report,” *J. Bone Jt. Surg.*, vol. 92, no. 14, pp. 2462–2465, 2010, doi: 10.2106/JBJS.I.01336.
- [47] M. L. D. Mongon, A. L. Sposito, G. M. N. Nunes, B. Livani, and W. Belangero, “Boyd amputation using the tension band technique,” *Strateg. Trauma Limb Reconstr.*, vol. 14, no. 2, pp. 102–105, 2019, doi: 10.5005/jp-journals-10080-1433.
- [48] “What You Should Know About Partial-Foot and Toe Amputees.” <https://www.lindhextend.com/en/blog/what-you-should-know-about-partial-foot-and-toe-amputees> (Posjećeno: 09.06.2023.).
- [49] M. Motawea *et al.*, “Impact of Big Toe Amputation on Foot Biomechanics,” *Int. J. Adv. Res.*, vol. 3, no. 12, pp. 1224–1228, 2015.
- [50] M. García-Madrid, Y. García-álvarez, F. J. Álvaro-Afonso, E. García-Morales, A. Tardáguila-García, and J. L. Lázaro-Martínez, “Analysis of plantar pressure pattern after metatarsal head resection. Can plantar pressure predict diabetic foot reulceration?,” *J. Clin. Med.*, vol. 10, no. 11, 2021, doi: 10.3390/jcm10112260.
- [51] “Amputationsniveau.” <https://www.orthotop.ch/produkte/prothetik/bein-prothesen/fussprothesen/amputationsniveaus/> (Posjećeno: 20.06.2023.).
- [52] G. V. Gambardella and P. A. Blume, “Understanding The Biomechanics Of The Transmetatarsal Amputation.” <https://www.hmpgloballearningnetwork.com/site/podiatry/understanding-biomechanics-transmetatarsal-amputation> (Posjećeno: 12.06.2023.).
- [53] K. Ouchi, N. Oi, M. Sato, and S. Yabuki, “Chopart amputation with tendon balancing,” vol. 69, no. 1, pp. 67–71, 2023.
- [54] P. Golder and D. Mitra, *Product Design and Development*. 2018.
- [55] “Medical Grade Silicone: What Makes It Safe for the Medical Field?”

- <https://www.applerrubber.com/blog/medical-grade-silicone-what-makes-it-safe-for-the-medical-field/> (Posjećeno: 24.06.2023.).
- [56] “ISO 13485:2016.” <https://www.iso.org/standard/59752.html> (Posjećeno: 29.05.2023.).
- [57] “Toe filler.” <https://regalprosthesis.com/web/products/toe?filter=toe> (Posjećeno: 13.06.2023.).
- [58] U. Maheswari, K. Mohamed, N. Deora, U. Elavia, and T. V. Padmanabhan, “Flexible cosmetic silicone toe and foot prostheses in developing countries-case reports,” *J. Prosthetics Orthot.*, vol. 23, no. 4, pp. 204–210, 2011, doi: 10.1097/JPO.0b013e3182349fc5.
- [59] “Partial foot prosthesis.” <https://luxmedprotez.com/en/partial-foot-prosthesis/> (Posjećeno: 13.06.2023.).
- [60] “Partial Foot Toe Filler.” <https://www.kevinrootmedical.com/pages/clinic-guide-toe-filler> (Posjećeno: 13.06.2023.).
- [61] “Plastazote.” <https://www.polyformes.co.uk/materials/plastazote> (Posjećeno: 13.06.2023.).
- [62] “EVA Soles - What does EVA mean in footwear?” <https://shudaliving.com/blogs/news/eva-soles> (Posjećeno: 13.06.2023.).
- [63] KevinRoot Medical, “EVA.” <https://www.kevinrootmedical.com/pages/materials-eva> (Posjećeno: 09.06.2023.).
- [64] “Partial Feet.” <https://www.functionalrestorations.com/partialfeet.html> (Posjećeno: 15.06.2023.).
- [65] S. Kumar Sahu, M. Behera, and K. C. Sumithra, “Integrated Ankle Foot Orthosis (AFO) with Silicone Foot Prosthesis in the Management of Partial Foot Amputation-A Case Study,” *Int. J. Heal. Sci. Res.*, vol. 10, no. 9, p. 383, 2020, [Online]. Available: www.ijhsr.org.
- [66] FIOR&GENTZ, “NEURO SWING Systemknöchelgelenk mit plug + go Modularität.” <https://www.fior-gentz.de/produkte/orthesengelenke-fuer-den-bau-einer-orthese/systemknoechelgelenke-fuer-orthesen/neuro-swing.html> (Posjećeno: 17.06.2023.).
- [67] “Unterschenkel-Orthese.” <https://www.sanitaetshaus-friedhoff.de/orthopaedietechnik/orthesen> (Posjećeno: 20.06.2023.).
- [68] “Partial Foot Prosthesis.” <https://www.orthoticsprostheticsne.com/prosthetics/partial-foot-prosthesis> (Posjećeno: 23.06.2023.).

- [69] M. Štorga, S. Škec, and T. Martinec, "Prezentacije sa predavanja," Zagreb.
- [70] ExRx, "Body Segment Data." <https://exrx.net/Kinesiology/Segments> (Posjećeno: 29.06.2023.).
- [71] "FIOR&GENTZ NEURO SWING AFO." <https://www.motion-unlimited.com/blog/fiorgentz-neuro-swing-afo/> (Posjećeno: 13.06.2023.).
- [72] A. Jurca, J. Žabkar, and S. Džeroski, "Analysis of 1.2 million foot scans from North America, Europe and Asia," *Sci. Rep.*, vol. 9, no. 1, pp. 1–10, 2019, doi: 10.1038/s41598-019-55432-z.
- [73] "Nike Shoe Size Chart - Men's & Women's Chart." <https://www.soleracks.com/nike-shoes-size-chart/> (Posjećeno: 26.06.2023.).
- [74] M. K. Mishra, P. Bruniaux, and G. Tartare, "Prilagođeni uložak , dio 1 : beskontaktna metoda otkrivanja antropometrijskih točaka na stopalu," pp. 4–11, 2019.
- [75] S. Kunde, T. Sterzing, and T. L. Milani, "Relationship between running shoe fit and perceptual, biomechanical and mechanical parameters." <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/19424280902977061?journalCode=tfws20> (Posjećeno: 13.06.2023.).
- [76] C. W. Lung *et al.*, "Effects of walking speeds and durations on the plantar pressure gradient and pressure gradient angle," *BMC Musculoskelet. Disord.*, vol. 23, no. 1, p. 823, 2022, doi: 10.1186/s12891-022-05771-2.
- [77] D. E. Lieberman *et al.*, "Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners," *Nature*, vol. 463, no. 7280, pp. 531–535, 2010, doi: 10.1038/nature08723.
- [78] "Acute and subacute."
- [79] D. Kim, C. L. Lewis, and S. V. Gill, "Effects of obesity and foot arch height on gait mechanics: A cross-sectional study." https://www.researchgate.net/figure/Example-of-digital-foot-pressure-data-These-feet-represent-three-participants-one-with_fig1_356630694 (Posjećeno: 21.06.2023.).
- [80] D. Kim, C. L. Lewis, and S. V. Gill, "Material Selection Charts." http://www-materials.eng.cam.ac.uk/mpsite/interactive_charts/default.html (Posjećeno: 09.06.2023.).
- [81] H. Rahmani, S. H. M. Najafi, S. Saffarzadeh-Matin, and A. Ashori, "Mechanical properties of carbon fiber/epoxy composites: Effects of number of plies, fiber contents, and angle-ply Layers," *Polym. Eng. Sci.*, vol. 54, no. 11, pp. 2676–2682, 2014, doi:

-
- 10.1002/pen.23820.
- [82] “Overview of materials for Epoxy/Carbon Fiber Composite.”
https://www.matweb.com/search/datasheet_print.aspx?matguid=39e40851fc164b6c9bda29d798bf3726 (Posjećeno: 23.06.2023.).
- [83] “Carbon/Epoxy Composite Materials - Properties - Supplier Data by Goodfellow.”
<https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=1995> (Posjećeno: 23.06.2023.).
- [84] “Corrion Resistance.” <https://compositeslab.com/benefits-of-composites/corrosion-resistance/> (Posjećeno: 23.06.2023.).
- [85] “Comprehensive Guide on Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS).”
<https://omnexus.specialchem.com/selection-guide/acrylonitrile-butadiene-styrene-abs-plastic> (Posjećeno: 23.06.2023.).
- [86] British Plastics Federation, “Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS) and Other Specialist Styrenics.”
https://www.bpf.co.uk/plastipedia/polymers/ABS_and_Other_Specialist_Styrenics.aspx (Posjećeno: 23.06.2023.).
- [87] “316 Stainless Steel.” <https://www.metals4u.co.uk/blog/316-stainless-steel> (Posjećeno: 23.06.2023.).

PRILOZI

CD - ROM