



Univerzitet u Novom Sadu
Tehnički fakultet „Mihajlo Pupin“
Zrenjanin



PRIMENA ADITIVNIH PROIZVODNIH TEHNOLOGIJA U POSTUPKU PRECIZNOG LIVENJA ORTOPEDSKIH IMPLANTATA

- Doktorska disertacija -

Kandidat
Mr Aleksandar Rajić

Zrenjanin, 2015. god.



Univerzitet u Novom Sadu
Tehnički fakultet „Mihajlo Pupin“
Zrenjanin



PRIMENA ADITIVNIH PROIZVODNIH TEHNOLOGIJA U POSTUPKU PRECIZNOG LIVENJA ORTOPEDSKIH IMPLANTATA

- Doktorska disertacija -

Mentor
Prof. dr Slobodan Stojadinović

Kandidat
Mr Aleksandar Rajić

Zrenjanin, 2015. god.

Univerzitet u NovomSadu
Tehnički fakultet „Mihajlo Pupin“ Zrenjanin

Ključna dokumentacijska informacija

Redni broj: RBR	
Identifikacioni broj IBR	
Tip dokumentacije: TD	Monografska dokumentacija
Tip zapisa: TZ	Tekstualni štampani materijal
Vrsta rada (dipl., mag., dokt.): VR	Doktorska disertacija
Autor: AU	Aleksandar Rajić
Mentor (titula, ime, prezime, zvanje): MN	Prof. dr Slobodan Stojadinović, redovni profesor
Naslov rada: NR	Primena aditivnih proizvodnih tehnologija u postupku preciznog livenja ortopedskih implantata
Jezik publikacije: JP	Srpski (latinica)
Jezik izvoda: JI	Srpski (engleski)
Zemlja publikovanja: ZP	Republika Srbija
Uže geografsko područje: UGP	AP Vojvodina
Godina: GO	2015.
Izdavač: IZ	Autorski reprint
Mesto i adresa: MA	Tehnički fakultet „Mihajlo Pupin“, Đure Đakovića b.b., Zrenjanin, Republika Srbija
Fizički opis rada: FO	(broj poglavlja / stranica / slika / tabela / referenci/ priloga) (11 / 207 / 147 / 66 / 121 / 0)
Naučna oblast: NO	Industrijsko inženjerstvo
Naučna disciplina: ND	Upravljanje razvojem – Razvoj proizvodnih tehnologija
Predmetna odrednica, ključne reči: PO	Aditivne proizvodne tehnologije, brzo precizno livenje, prilagođeni ortopedski implantati, reverzno inženjerstvo
UDK	
Čuva se:	Biblioteka Tehničkog fakulteta „Mihajlo Pupin“,

ČU	Zrenjanin
Važna napomena: VN	-
Izvod: IZ	Doktorska disertacija razmatra primenu savremenih aditivnih proizvodnih tehnologija u postupku preciznog livenja ortopedskih implantata i njihov uticaj na skraćenje vremena i smanjenje troškova izrade topljivih modela. Konvencionalni postupak preciznog livenja ortopedskih implantata zahteva značajno vreme i troškove za izradu kalupa za topljive modele. U disertaciji je razvijena metoda za „brzo precizno livenje“ kojom se eliminiše potreba za izradom kalupa za topljive modele ortopedskih implantata. Potrebno je utvrditi da li se pomoću predložene metode „brzog preciznog livenja“ koja predstavlja integraciju aditivnih proizvodnih tehnologija i reverznog inženjerstva sa konvencionalnim preciznim livenjem, može dati značajniji doprinos daljem razvoju u oblasti izrade prilagođenih ortopedskih implantata.
Datum prihvatanja teme od strane NN veća: DP	20.06.2012.
Datum odbrane: DO	
Članovi komisije: (ime i prezime / titula / zvanje / naziv organizacije / status) KO	Predsednik: Prof. dr Živoslav Adamović, redovni profesor, Tehnički fakultet „Mihajlo Pupin“, Zrenjanin; Član: Prof. dr Miroslav Lambić, redovni profesor, Tehnički fakultet „Mihajlo Pupin“, Zrenjanin; Član: Prof. dr Branko Škorić, redovni profesor, Fakultet tehničkih nauka, Novi Sad; Član: Doc. dr Eleonora Desnica, docent, Tehnički fakultet „Mihajlo Pupin“, Zrenjanin; Mentor: Prof. dr Slobodan Stojadinović, redovni profesor, Tehnički fakultet „Mihajlo Pupin“, Zrenjanin.

University of Novi Sad
 Tehnical Faculty “Mihajlo Pupin” Zrenjanin

Keyword documentation

Accession number: ANO	
Identification number: INO	
Document type: DT	Monographic documentation
Type of record: TR	Textual printed material
Contents code: CC	Ph.D. Thesis
Author: AU	Aleksandar Rajić M. Sc.
Menthor: MN	Slobodan Stojadinović, Ph.D. full time professor
Title: TI	Application of Additive Manufacturing Technologies in Investment Casting of Orthopaedic Implants
Language of text: LT	Serbian
Language of abstract: LA	English / Serbian
Contry of publication: CP	Republic of Serbia
Locality od publication: LP	AP Vojvodina
Publication year: PY	2015.
Publisher: PU	The author's reprint
Publication place: PP	Technical Faculty “Mihajlo Pupin”, Djure Djakovica b.b., Zrenjanin, Republic of Serbia
Physical description: PD (chapters/ pages/ tables/images/diagrams/graphs)	Chapters/Pages/Pictures/Tables/Literature/ Appendix (11 / 207 /147 / 66 /121 / 0)
Scientific field: SF	Industrial engineering
Scientific discipline: SD	Management of Development - Development of manufacturing technologies
Subject, Key words: SKW	Additive manufacturing technologies, rapid investment casting, custom orthopaedic implants, reverse engineering
UDC	
Holding data: HD	Library of Tehnical Faculty “Mihajlo Pupin”, Zrenjanin,

Note: N	-
Abstract: AB	The doctoral thesis discusses the application of modern additive manufacturing technologies in investment casting of orthopaedic implants and their impact on time and cost savings in meltable wax models development. The conventional procedure of investment casting of orthopaedic implants demands considerable time and costs when developing moulds for meltable wax models. The thesis shows a method of “rapid investment casting” developed to avoid the making the moulds for meltable wax models of orthopaedic implants. It is necessary to establish whether the proposed method of “rapid investment casting”, which integrates additive manufacturing technologies and reverse engineering with conventional investment casting, may give a significant contribution to further development of manufacturing of customized orthopaedic implants.
Accepted on Scientific Board on: AS	20.06.2012.
Defended: DE	
Thesis Defend Board: DB	<p>President: Ph. D. Živoslav Adamović, full time professor, Tehnical Faculty “Mihajlo Pupin”, Zrenjanin;</p> <p>Member: Ph. D. Miroslav Lambić, full time professor, Tehnical Faculty “Mihajlo Pupin”, Zrenjanin;</p> <p>Member: Ph. D. Branko Škorić, full time professor, Faculty of Technical Sciences, Novi Sad;</p> <p>Member: Ph. D. Eleonora Desnica, assistant professor, Faculty “Mihajlo Pupin”, Zrenjanin;</p> <p>Menthor: Ph. D. Slobodan Stojadinović, full time professor, Tehnical Faculty “Mihajlo Pupin”, Zrenjanin;</p>

ZAHVALNOST AUTORA

Ovom prilikom želim posebno da se zahvalim svom mentoru prof. dr Slobodanu Stojadinoviću na ukazanom poverenju, korektnom i profesionalnom vođenju i usmeravanju tokom višegodišnjeg istraživačkog rada.

Veliku zahvalnost dugujem i prof. dr Dorianu Nedelcu, bez čije dobre volje, pomoći i saveta ne bi ni došlo do realizacije ključnih eksperimentalnih delova ove disertacije.

Zahvaljujem se ovom prilikom i dr Eleonori Desnici na konstruktivnim konsultacijama i dragocenoj pomoći tokom realizacije ovog istraživanja.

Takođe se zahvaljujem dipl. inž. maš. Deme Miklošu, iz livnice preciznih odlivaka LPO Ada, na velikoj pomoći prilikom dobijanja neophodnih informacija za izradu ovog rada.

Koristim priliku da se zahvalim i kolektivu Visoke tehničke škole strukovnih studija u Zrenjaninu, na podršci i obezbeđenju finansijskih sredstava za završetak doktorske disertacije.

Posebnu zahvalnost dugujem svojoj porodici na razumevanju, strpljenju i podršci koju su mi pružali svih ovih godina.

U Zrenjaninu, jun 2015

Aleksandar Rajić

SPISAK SLIKA

Slika 3.1. Primena biomaterijala u medicini.....	19
Slika 3.2. Totalne proteze zgloba kolena (a) i kuka (b).....	29
Slika 3.3. Tumorska endoproteza: implantat (a) i ugrađena tumorska endoproteza zgloba kuka (b)	29
Slika 3.4. Pokreti proteze koji imitiraju pokrete zgloba kolena.....	31
Slika 3.5. Unikondilarna proteza kolena.....	33
Slika 3.6. Endoproteza kolena sa fiksnim (a) i mobilnim umetkom (b).....	33
Slika 3.7. LCS totalna mobilna proteza kolena	34
Slika 4.1. Mašinska obrada nakon preciznog livenja: glodanje (a) i brušenje (b).....	36
Slika 4.2. Dijagram toka proizvodnje ortopedskih implantata preciznim livenjem uz podršku CAD/CAM/CAE tehnologija	39
Slika 4.3. Alat za izradu topljivog modela implantata kolena	41
Slika 4.4. Alati za izradu glavnog ulivnog sistema - ulivne čaše (a) i spvodnika (b)	41
Slika 4.5. Alati za izradu topljivih modela komponenti implantata kolena (a) i kuka (b)	42
Slika 4.6. Osnovni princip rada prese za brizganje voska (a) i prikaz prese (b).....	46
Slika 4.7. Ciklus utiskivanja (pritisak – vreme).....	47
Slika 4.8. Ciklus utiskivanja (specifična zapremina – temperatura).....	47
Slika 4.9. Utiskivanje voska (a) i voštani model u rastavljenom alatu (b)	48
Slika 4.10. Razlika u koeficijentu toplotnog širenja keramičke školjke i topljivog modela.....	49
Slika 4.11. Odlivci implantata kolena izrađeni livenjem u vakuumu.....	50
Slika 4.12. Prosečna odstupanja za različite postupke livenja (prikazano kao 2.5σ)	51
Slika 4.13. Dimenzione promene u toku postupka preciznog livenja: 1 - kalupna šupljina, 2 - topljivi model, 3 - osušena školjka, 4 - školjka posle žarenja, 5 - završni odlivak.....	52
Slika 5.1. Različiti pristupi primene AM tehnologija u preciznom livenju.....	59
Slika 5.2. Quick Cast struktura u obliku rešetke.....	60
Slika 5.3. Prikaz procesa izrade prilagođenog implantata kolena	61
Slika 5.4. Analiza projektovanog implantata (a) i završni prilagođeni implantat	61
Slika 5.5. Faze izrade alata za brizganje DMLS procesom	70
Slika 5.6. Princip rada sistema EOSINT M sistema	71
Slika 5.7. Proces izrade kalupa od silikonske gume	73
Slika 5.8. Faze izrade proteze kolena: ABS master model (a), kalup od silikonske gume (b), voštani model (c) i metalni odlivak proteze kolena (d).....	74
Slika 5.9. Keramički kalup izrađen DSPC procesom i kobalt-hrom implantat kolena ..	75
Slika 5.10. Šematski prikaz EBM procesa (a) i vakuumska komora (b)	77
Slika 5.11. Faze izrade implantata kuka EBM tehnologijom	79
Slika 5.12. Ortopedski implantati zgloba kolena proizvedeni EBM tehnologijom: femoralna komponenta izrađena od legure Co-29Cr-6Mo (a) i tibijalni stem izrađen od legure Ti-6Al-4V (b)	79
Slika 5.13. Osnovne faze procesa RE	80
Slika 5.14. Dijagram toka pretvaranja skeniranih RE podataka u 3D poligonale modele: (a) oblak tačaka kao ulazni podatak i (b) skenirani 2D snimci kao ulazni podatak	82
Slika 5.15. Klasifikacija hardverskih tehnologija za bezkontaktne RE metode	84
Slika 5.16. Dijagram toka medicinskog imidžinga.....	86

Slika 5.17. Princip rada 3D CT skenera.....	87
Slika 5.18. Prikaz rada CCD senzora.....	88
Slika 5.19. 3D skener Noomeo OptiNum	89
Slika 6.1. Faze projektovanja i izrade prilagođenih ortopedskih implantata obuhvaćene predloženom metodom brzog preciznog livenja	90
Slika 6.2. Registracija MR snimka (a), 2D segmentacija (b) i proces 3D rekonstrukcije (c).....	92
Slika 6.3. Faze 3D izračunavanja za različite maske (a) – (e), završni poligonalni model (f).....	93
Slika 6.4. Registracija CT snimka (a), 2D segmentacija (b) i proces 3D rekonstrukcije (c).....	94
Slika 6.5. Konverzija Voxel modela u CAD model u MedCAD okruženju.....	95
Slika 6.6. Konverzija Voxel modela u CAD model reverznim inženjerstvom.....	95
Slika 6.7. Konverzija Voxel model u CAD model kreiranjem STL formata	96
Slika 6.8. Geometrija implantata kolena.....	97
Slika 6.9. Set podataka-tačaka dobijen skenerom Noomeo OptiNum.....	98
Slika 6.10. Oblak tačaka kreiran 3D skenerom Noomeo OptiNum i softverom NumiSoft.....	98
Slika 6.11. Model implantata kolena u Geomagic Wrap softverskom okruženju	99
Slika 6.12. Poligonalna mreža modela implantata kolena.....	99
Slika 6.13. Faze kreiranja geometrijskog modela u softveru Geomagic Design X	100
Slika 6.14. Geometrija implantata kolena u Geomagic Desin X okruženju	100
Slika 6.15. Završna solid geometrija implantata kolena.....	101
Slika 6.16. SolidWorks (a) i STL (b) model implanata kolena	102
Slika 6.17. Setovi paralelnih presečnih ravni	103
Slika 6.18. Referentni parametri femura.....	103
Slika 6.19. Određivanje centra glave femura.....	104
Slika 6.20. Određivanje centra kolena	104
Slika 6.21. Površinski model kondila sa definisanim splajn krivama i parametarskim tačkama	105
Slika 6.22. Geometrijski model prilagođenog implantata kolena.....	106
Slika 6.23. Lokalni geometrijski parametri distalnog femura u AP i ML pogledu	106
Slika 6.24. Geometrijski parametri implantata kolena	107
Slika 6.25. Geometrijski parametri prilagođenog implantata	107
Slika 6.26. Geometrijski modeli prilagođenog i standardnog implantata kolena.....	108
Slika 6.27. CAD geometrija prilagođenog unikondilarnog implantata (a) i STL format (31350 trouglova) (b)	108
Slika 6.28. CAD geometrija parcijalne proteze kuka Ostin Mur (a) i STL format (9580 trouglova) (b)	108
Slika 6.29. CAD geometrije stema i acetabularne komponente totalne endoproteze kuka (a) i STL formati zapisa (b)	109
Slika 6.30. Simulacijski mesh modeli: Shell (a) i Solid (b).....	110
Slika 6.31. Kriva viskoziteta za vosak F 28-448	111
Slika 6.32. Zavisnost specifične zapremine u funkciji pritiska i temperature – PVT dijagram	112
Slika 6.33. Vremena popune za različite lokacije ubrizgavanja	114
Slika 6.34. Vazdušni uključci i linije spajanja (a) i ulegnuća (b)	116
Slika 6.35. Temperatura fronta toka i vektori brzina molekula voska.....	116
Slika 6.36. Analiza pritiska (a) i smicajnog napona (b) na kraju punjenja.....	117
Slika 6.37. Analiza zapreminskog skupljanja (a) i odstupanja usled skupljanja (b)	117

Slika 6.38. Analiza skupljanja i vitoperenja modela za dve tačke.....	118
Slika 6.39. PolyJet proces štampanja.....	119
Slika 6.40. PolyJet 3D štampač Objet30.....	119
Slika 6.41. Objet WaterJet sistem.....	121
Slika 6.42. Šematski prikaz SLS procesa	122
Slika 6.43. SLS sistem Formiga P100	122
Slika 6.44. Laserski optički sistem EOS na FORMIGA P100 mašini.....	123
Slika 6.45. Šematski prikaz 3D Printing procesa.....	126
Slika 6.46. Sistem Spectrum Z510.....	127
Slika 6.47. Šematski prikaz FDM procesa.....	129
Slika 6.48. FDM sistem Stratasys Prodigy Plus	129
Slika 6.49. PolyJet Objet 30 radna platforma	132
Slika 6.50. Različite orijentacije modela implantata kolena na platformi Objet30	133
Slika 6.51. Varijante sa različitim brojem modela implantata kolena	134
Slika 6.52. Faze procesa štampanja prikazane u Job Manager-u softvera Objet Studio	135
Slika 6.53. Različite faze izrade PolyJet modela implantata i kostiju	136
Slika 6.54. Uklanjanje pomoćnog materijala u Objet Waterjet sistemu	137
Slika 6.55. Polyjet modeli: implantat kolena (a), implantati kuka (b), prilagođeni implantat kolena (c), distalni deo femura (d) i femur (e).....	137
Slika 6.56. Različite faze štampanja PolyJet implantata kuka.....	138
Slika 6.57. PolyJet modeli implantata kuka Ostin Mur	139
Slika 6.58. Pozicioniranje implantata na radnoj platformi SLS sistema	140
Slika 6.59. Reprezentativni sloj bez grešaka	141
Slika 6.60. Različite faze štampanja SLS modela implantata kolena i kuka.....	141
Slika 6.61. SLS modeli implantata kolena.....	142
Slika 6.62. SLS modeli implantata kuka tipa Ostin Mur	142
Slika 6.63. Poređenje čvrstoće delova u različitim pravcima izrade	143
Slika 6.64. STL fajlovi implantata učitani u softveru ZPrint i pozicionirani na radnoj platformi	144
Slika 6.65. Različite faze izrade 3DP modela implantata.....	145
Slika 6.66. 3DP modeli implantata kolena: standardni implantat kolena (a), prilagođeni unikondilarni implantat (b).....	145
Slika 6.67. 3DP model parcijalne proteze kuka Ostin Mur	146
Slika 6.68. 3DP modeli acetabulumu i stema totalne proteze kuka Čarnli.....	146
Slika 6.69. Kretanje alata pri formiranju reprezentativnog sloja modela: implantat kolena (a) i implantat kuka (b).....	147
Slika 6.70. Orijentisani STL model implantata kolena (a) i potporna konstrukcija modela (b)	148
Slika 6.71. FDM model implantata kolena sa potpornom konstrukcijom	148
Slika 6.72. Završni FDM model implantata kolena.....	148
Slika 6.73. Orijentisani STL model (a) i potporna konstrukcija modela (b)	149
Slika 6.74. FDM model implantata kuka Ostin Mur sa potpornom konstrukcijom	149
Slika 6.75. Završni FDM model implantata kuka.....	149
Slika 6.76. Dvokomponenti silikon Hydrosil 1:1	150
Slika 6.77. Silikonski kalup za izradu voštanih modela implantata kolena.....	151
Slika 6.78. Rastavljen kalup od silikonske gume za izradu voštanog modela implantata kolena	152
Slika 6.79. Silikonski kalupi za voštane modele: implantati kuka Ostin Mur (a) i Čarnli (b) i unikondilarni implantat kolena (c).....	152

Slika 6.80. Vosak SRS 863 Pink Wax	153
Slika 6.81. Kalupi od silikonske gume, voštani modeli izrađeni brizganjem i 3DP modeli: implantat kolena (a), implantat kuka Ostin Mur (b), prilagođeni unikondilarni implantat kolena (c) i implantat kuka Čarnli (d)	153
Slika 6.82. Digitalno kljunasto merilo i modeli implantata	154
Slika 6.83. Kritične dimenzije implantata kolena	155
Slika 6.84. Kritične dimenzije implantata kuka	157
Slika 6.85. Dijagram toka CAD inspekcije i analize	159
Slika 6.86. Poravnanje nominalnog CAD modela i SLS modela	160
Slika 6.87. Rezultat analize odstupanja na mapi regiona	160
Slika 6.88. Rezultati analize odstupanja predstavljeni u obliku područja klasifikovanih prema granici odstupanja	161
Slika 6.89. Prikaz procentualne zastupljenosti odstupanja	162
Slika 7.1. Hijerarhijska struktura konstruisanog modela	174
Slika 7.2. Hijerarhijska struktura razmatranog problema sa vrednostima kriterijuma .	180
Slika 7.3. Konačne vrednosti alternativa u odnosu na zadati cilj	181
Slika 8.1. Završni modeli implantata kolena: PolyJet (a), SLS (b), 3DP (c) i FDM (d)	182
Slika 8.2. Završni modeli implantata kuka: PolyJet (a), SLS (b), 3DP (c) i FDM (d)	182
Slika 8.3. Završni silikonski kalupi i voštani modeli implantata kolena (a) i kuka (b)	183
Slika 8.4. Uporedni dijagram tačnosti izrade topljivih modela implantata različitim tehnologijama	184
Slika 8.5. Uporedna analiza vremena izrade implantata kolena za različite AM tehnologije	184
Slika 8.6. Uporedna analiza troškova na osnovu vremena izrade	185
Slika 8.7. Uporedna analiza troškova AM materijala za izradu implantata kolena.....	185
Slika 8.8. Uporedna analiza ukupnih troškova izrade implantata kolena različitim AM tehnologijama	186
Slika 8.9. Analiza osetljivosti – opcija Performance	189
Slika 8.10. Analiza osetljivosti – opcija Gradient za kriterijum proizvoda	190
Slika 8.11. Analiza osetljivosti – opcija Gradient za kriterijum tehnološkog postupka	190
Slika 8.12. Analiza osetljivosti – opcija Gradient za ekonomski kriterijum	191
Slika 8.13. Analiza osetljivosti – opcija Gradient za zaštitu životne sredine i socijalni kriterijum	191
Slika 8.14. Analiza osetljivosti – opcija Head to head za par alternativa 3DP – FDM	192
Slika 8.15. Analiza osetljivosti – opcija 2D za par kriterijum proizvoda i ekonomski kriterijum	193
Slika 8.16. Analiza osetljivosti – opcija Dynamic iz čvora cilja	193

SPISAK TABELA

Tabela 3.1. Materijali i njihova primena u ortopediji	21
Tabela 3.2. Hemijski sastav 316L nerđajućeg čelika.....	22
Tabela 3.3. Mehaničke osobine 316L nerđajućeg čelika.....	22
Tabela 3.4. Hemijski sastav Co-Cr legura	23
Tabela 3.5. Hemijski sastav titana i njegovih legura	24
Tabela 3.6. Mehaničke osobine titana i njegovih legura	25
Tabela 4.1. Redosled tehnoloških operacija pri izradi odlivaka preciznim livenjem	38
Tabela 5.1. Poređenje različitih AM tehnologija koje mogu direktno da izrađuju topljive modele.....	66
Tabela 5.2. Tehničke karakteristike EOSINT M 280 sistema	71
Tabela 5.3. Poređenje različitih AM tehnologija koje mogu indirektno da izrađuju voštane modele.....	76
Tabela 5.4. Tehničke karakteristike Arcam Q10 sistema	78
Tabela 5.5. Klasifikacija RE softvera na osnovu aplikacije	85
Tabela 6.1. Tehnike primenjene za akviziciju neophodnih podataka.....	91
Tabela 6.2. Mehaničke i termičke karakteristike voska F 28-448	111
Tabela 6.3. Parametri Cross-WLF modela za vosak F 28-448.....	111
Tabela 6.4. Parametri 2D Tait-ovog PVT modela	112
Tabela 6.5. Preporučene vrednosti parametara ubrizgavanja voska.....	112
Tabela 6.6. Vremena popune različitih mesh modela i mesta ubrizgavanja.....	114
Tabela 6.7. Rezultati numeričke simulacije.....	115
Tabela 6.8. Osnovne tehničke karakteristike 3D štampača Objet30	120
Tabela 6.9. Karakteristike PolyJet FullCure materijala.....	120
Tabela 6.10. Osnovne tehničke karakteristike sistema Formiga P100	123
Tabela 6.11. Karakteristike materijala PA 2200 i PrimeCast 101	125
Tabela 6.12. Osnovne tehničke karakteristike sistema Spectrum Z510	127
Tabela 6.13. Mehaničke karakteristike infiltriranog materijala zp151	128
Tabela 6.14. Osnovne tehničke karakteristike sistema Stratasys Prodigy Plus	130
Tabela 6.15. Karakteristike materijala ABS	130
Tabela 6.16. Pravila izrade u procesu PolyJet	132
Tabela 6.17. Izračunati troškovi materijala i vremena izrade implantata kolena za prvu studiju slučaja	133
Tabela 6.18. Izračunati troškovi materijala i vremena izrade implantata kolena za drugu studiju slučaja	135
Tabela 6.19. Parametri prvog eksperimenta za PolyJet proces.....	136
Tabela 6.20. Parametri drugog eksperimenta za PolyJet proces.....	138
Tabela 6.21. Parametri eksperimenta za SLS proces.....	140
Tabela 6.22. Parametri eksperimenta za 3D Printing proces	144
Tabela 6.23. Parametri eksperimenta za FDM proces	147
Tabela 6.24. Karakteristike materijala Hydrosil	151
Tabela 6.25. Tehničke karakteristike brizgaljke za vosak	152
Tabela 6.26. Poređenje PolyJet i CAD modela implantata kolena.....	155
Tabela 6.27. Poređenje SLS i CAD modela implantata kolena.....	155
Tabela 6.28. Poređenje 3DP i CAD modela implantata kolena.....	156
Tabela 6.29. Poređenje FDM i CAD modela implantata kolena	156
Tabela 6.30. Poređenje voštanog i master 3DP modela implantata kolena.....	156
Tabela 6.31. Poređenje voštanog i CAD modela implantata kolena	156
Tabela 6.32. Poređenje PolyJet i CAD modela implantata kuka.....	157

Tabela 6.33. Poređenje SLS i CAD modela implantata kuka.....	157
Tabela 6.34. Poređenje 3DP i CAD modela implantata kuka	158
Tabela 6.35. Poređenje FDM i CAD modela implantata kuka.....	158
Tabela 6.36. Poređenje voštanog i master 3DP modela implantata kuka.....	158
Tabela 6.37. Poređenje voštanog i CAD modela implantata kuka	158
Tabela 6.38. Procentualna zastupljenost odstupanja kod Noomeo OptiNum 3D skenera	161
Tabela 7.1. Analizirane AM tehnologije, sistemi i materijali.....	163
Tabela 7.2. Uporedni prikaz tačnosti izrade implantata	164
Tabela 7.3. Termičke karakteristike primenjenih materijala	164
Tabela 7.4. Mehaničke karakteristike primenjenih materijala.....	165
Tabela 7.5. Vrednosti parametara izrade PolyJet modela.....	167
Tabela 7.6. Vrednosti parametara izrade SLS modela.....	168
Tabela 7.7. Vrednosti parametara izrade 3DP modela	168
Tabela 7.8. Vrednosti parametara izrade FDM modela.....	169
Tabela 7.9. Binarno ocenjivanje tehnološkosti konstrukcije ortopedskih implantata.....	172
Tabela 7.10. Saaty-jeva skala za poređenje parova	175
Tabela 7.11. Skup atributa za vrednovanje tehnoloških postupaka sa pokazateljima za procenu	176
Tabela 7.12. Vrednosti parametara za različite AM tehnologije	177
Tabela 7.13. Matrica poređenja kriterijuma u odnosu na cilj	179
Tabela 7.14. Značaj kriterijuma u AH procesu.....	179
Tabela 8.1. Poređenje vremena izrade prilagođenog ortopedskog implantata kolena..	187
Tabela 8.2. Konačne vrednosti alternativa u odnosu na zadati cilj.....	194

SADRŽAJ

Rezime	i
Abstract	ii
UVOD	1
1. PREGLED POSTOJEĆIH REŠENJA	3
2. METODOLOŠKI KONCEPT ISTRAŽIVANJA	10
2.1. Problem istraživanja.....	10
2.2. Predmet istraživanja.....	10
2.3. Cilj istraživanja	12
2.4. Hipoteze istraživanja.....	13
2.5. Način istraživanja.....	14
2.6. Naučna i društvena opravdanost istraživanja.....	15
2.7. Tok disertacije.....	16
2.8. Organizacija istraživanja.....	18
3. RAZVOJ I KARAKTERISTIKE ORTOPEDSKIH IMPLANTATA	19
3.1. Biomaterijali i biokompatibilnost	19
3.2. Interakcija biomaterijala i ljudskog tela.....	20
3.3. Materijali za primenu u ortopediji	20
3.3.1. Metali	21
3.3.1.1. Nerđajući čelici.....	21
3.3.1.2. Kobaltove superlegure.....	23
3.3.1.3. Titan i njegove legure.....	23
3.3.2. Nemetali.....	25
3.3.2.1. Polimeri	25
3.3.2.2. Keramike	26
3.4. Implantati u ortopediji.....	26
3.4.1. Istorijski pregled	27
3.4.2. Vrste ortopedskih implantata	28
3.4.2.1. Implantati za osteosintezu	28
3.4.2.2. Endoprotetski implantati.....	28
3.4.2.3. Nekonvencionalne modularne tumorske endoproteze.....	29
3.4.2.4. Spinalni implantati.....	30
3.5. Prikaz karakteristika proteza veštačkog kolena	30
3.5.1. Analiza mehaničkih karakteristika proteze veštačkog kolena	30
3.5.2. Razvoj implantata za zamenu kolena.....	31
3.5.3. Savremeni tipovi proteza za zamenu kolena.....	32
3.5.4. Otkazi kod proteza veštačkog kolena	34

4. KONVENCIONALNE TEHNOLOGIJE IZRADE ORTOPEDSKIH IMPLANTATA	35
4.1. Izrada implantata kolena i kuka	35
4.1.1. Livenje i kovanje	35
4.1.2. Mašinska obrada implantata	36
4.1.3. Završna obrada implantata.....	37
4.2. Precizno livenje implantata.....	37
4.2.1. Karakteristike postupka preciznog livenja.....	37
4.2.2. Tehnološki proces izrade odlivaka u postupku preciznog livenja	38
4.2.3. Kalupi za izradu topljivih modela.....	40
4.2.4. Tehnologija izrade topljivih modela implantata	42
4.2.5. Materijali za izradu modela	43
4.2.5.1. Reološke karakteristike voska	43
4.2.5.2. PVT karakteristike voska.....	45
4.2.6. Izrada topljivih modela	46
4.2.7. Tehnologija izrade modelnog sklopa.....	48
4.2.8. Proizvodnja keramičke školjke.....	48
4.2.9. Uklanjanje modela	49
4.2.10. Žarenje keramičke školjke, topljenje i livenje	49
4.2.11. Završne operacije.....	50
4.2.12. Kontrola kvaliteta i greške odlivaka	51
5. ADITIVNE PROIZVODNE TEHNOLOGIJE ZA IZRADU ORTOPEDSKIH IMPLANTATA	53
5.1. Klasifikacija aditivnih proizvodnih tehnologija.....	54
5.1.1. Vat Photopolymerization – Stereolithography (SL)	55
5.1.2. Material Jetting – PolyJet	55
5.1.3. Binder Jetting – 3D Printing (3DP) i Multijet Modeling (MJM)	55
5.1.4. Material Extrusion – Fused Deposition Modeling (FDM)	56
5.1.5. Powder Bed Fusion – Selective Laser Sintering (SLS)	56
5.1.6. Sheet Lamination – Laminated Object Manufacturing (LOM)	57
5.1.7. Directed Energy Deposition – Laser Engineered Net Shaping (LENS)...	57
5.2. Primena aditivnih proizvodnih tehnologija u preciznom livenju.....	58
5.2.1. Direktna izrada topljivih modela (pristup 1).....	59
5.2.1.1. Direktna izrada voštanih modela	59
5.2.1.2. Direktna izrada nevoštanih modela	59
5.2.2. Izrada alata za topljive modele(pristup 2).....	69
5.2.2.1. Direktni pristup izradi alata za topljive modele.....	69
5.2.2.2. Indirektni pristup izradi alata za topljive modele	72
5.2.3. Direktna izrada keramičke školjke (pristup 3).....	74
5.2.4. Direktna izrada metalnih ortopedskih implantata	75
5.3. Primena reverznog inženjerstva (RE) u projektovanju i izradi ortopedskih implantata.....	80
5.3.1. Faze procesiranja RE podataka.....	80
5.3.2. Hardverska i softverska tehnologija u reverznom inženjerstvu.....	83
5.3.2.1. Hardverska tehnologija u RE.....	83
5.3.2.2. Softverska tehnologija u RE.....	85

5.3.4. Tehnike medicinskog imidžinga i optičke metode skeniranja.....	86
5.3.4.1. Medicinski imidžing	86
5.3.4.2. Optičke metode 3D digitalizacije	87
6. RAZVOJ METODE ZA BRZO PRECIZNO LIVENJE ORTOPEDSKIH IMPLANTATA	90
6.1. Akvizicija anatomskih podataka i medicinsko modeliranje.....	91
6.1.1. Medicinsko modeliranje distalnog dela femura.....	91
6.1.2. Medicinsko modeliranje femura	93
6.2. Reverzno inženjerstvo (RE) ortopedskih implantata	96
6.2.1. Faza skeniranja.....	97
6.2.2. Faza preprocesiranja	95
6.2.3. Faza generisanja geometrijskog modela	99
6.2.4. Prevođenje solid modela	102
6.3. Izrada 3D geometrijskih modela prilagođenih ortopedskih implantata	102
6.3.1. Određivanje geometrijskih parametara femura.....	103
6.3.2. Modeliranje prilagođenog implantata kolena	105
6.4. Računarska simulacija u projektovanju ortopedskih implantata.....	109
6.5. Potencijalne tehnologije za izradu AM modela implantata kolena i kuka.....	118
6.5.1. PolyJet sistem Objet30.....	119
6.5.2. SLS sistem EOS Formiga P100	122
6.5.3. 3DP sistem Spectrum Z510	126
6.5.4. FDM sistem Stratatasys Prodigy Plus.....	128
6.6. Izrada ortopedskih implantata kolena i kuka izabranim aditivnim proizvodnim tehnologijama	131
6.6.1. Izrada ortopedskih implantata kolena i kuka PolyJet tehnologijom.....	131
6.6.2. Izrada ortopedskih implantata kolena i kuka SLS tehnologijom.....	139
6.6.3. Izrada ortopedskih implantata kolena i kuka 3DP tehnologijom.....	143
6.6.4. Izrada ortopedskih implantata kolena i kuka FDM tehnologijom	146
6.7. Izrada voštanih modela ortopedskih implantata tehnologijom brizganja u kalupima od silikonske gume.....	150
6.8. Kontrola tačnosti dimenzija i verifikacija izrađenih topljivih modela.....	154
6.8.1. Kontrola tačnosti AM modela i voštanog modela implantata kolena.....	154
6.8.2. Kontrola tačnosti AM modela i voštanog modela implantata kuka.....	157
6.8.3. CAD inspekcija AM modela i analiza uređaja za optičku digitalizaciju.....	159
7. OCENA TEHNOLOGIČNOSTI IZRADE MODELA IMPLANTATA I IZBOR OPTIMALNOG TEHNOLOŠKOG POSTUPKA.....	163
7.1. Uporedni prikaz primenjenih AM tehnoloških postupaka.....	163
7.1.1. Tačnost izrade i površinska hrapavost izrađenih AM modela implantata.....	163
7.1.2. Termičke karakteristike primenjenih materijala	164
7.1.3. Mehaničke karakteristike primenjenih materijala.....	165
7.1.4. Fleksibilnost i zrelost primenjenih tehnologija.....	165
7.1.5. Troškovi izrade AM implantata	166
7.1.5.1. Troškovi materijala za izradu AM implantata.....	166
7.1.5.2. Troškovi na osnovu vremena izrade AM implantata.....	166

7.1.6. Ekološki i socijalni aspekt primenjenih AM tehnologija.....	169
7.2. Analiza tehnološkičnosti izrađenih ortopedskih implantata	170
7.3. Izbor optimalnog tehnološkog postupka za izradu AM modela primenljivih u preciznom livenju.....	173
7.3.1. Struktuiranje problema	174
7.3.2. Prikupljanje podataka	175
7.3.3. Ocenjivanje relativnih težina	177
7.3.4. Određivanje rešenja problema	180
8. ANALIZA I DISKUSIJA REZULTATA	182
8.1. Analiza eksperimentalnih rezultata	182
8.2. Analiza numeričkih rezultata	188
8.3. Analiza rezultata višekriterijumske optimizacije	188
9. ZAKLJUČAK	195
9.1. Naučni doprinos disertacije.....	195
9.2. Dokazivanje (potkrepljenost) glavne hipoteze.....	197
10. PREDLOG DALJIH ISTRAŽIVANJA.....	199
11. LITERATURA.....	200

REZIME

Planiranje operativnog zahvata ugradnje veštačkog zgloba kolena ili kuka podrazumeva definisanje velikog broja uticajnih faktora od kojih su najvažniji dimenzije i geometrijske karakteristike kostiju pacijenta. Implantati kolena i kuka uglavnom se izrađuju kao standardni u zavisnosti od tipa, dimenzija i načina fiksiranja u kost. Efikasniji način je projektovanje anatomske prilagođene implantata, što rezultuje smanjenjem nedostataka standardnih implantata i samim tim manje kompleksnim operativnim zahvatima. Implantati moraju biti geometrijski konzistentni anatomske oblicima konkretnog pacijenta i izrađeni od biokompatibilnih materijala.

Ortopedski implantati su se godinama proizvodili konvencionalnim tehnologijama kao što su: precizno livenje, konvencionalna i CNC mašinska obrada, kovanje, metalurgija praha, brušenje i poliranje. Međutim, ove tehnologije su pokazale i određene nedostatke od kojih je najvažniji nemogućnost preciznog definisanja geometrije i veličine implantata. U ovoj disertaciji je akcent na analizi procesa izrade ortopedskih implantata postupkom preciznog livenja, kojim se izrađuju standardni implantati kolena i kuka u 5-7 standardnih veličina i oblika i projektuju na osnovu mera „prosečnog pacijenta”.

Kao alternativa konvencionalnom postupku preciznog livenja ortopedskih implantata, u disertaciji je predložena metoda integrisanog sistema za „brzo precizno livenje” koja se zasniva na primeni savremenih aditivnih proizvodnih (Additive Manufacturing - AM) tehnologija i tehnika reverznog inženjerstva (Reverse Engineering - RE) u preciznom livenju standardnih i prilagođenih implantata. U tom smislu osnovni cilj doktorske disertacije je da se na osnovu teorijskih istraživanja, primene i analize predložene metode za korišćenje AM i RE tehnologija u preciznom livenju, ukaže na značajne mogućnosti skraćivanja vremena, smanjenja troškova i povećanja kvaliteta tehnološkog postupka preciznog livenja standardnih i prilagođenih ortopedskih implantata.

U okviru disertacije su, na osnovu RE tehnikama dobijenih podataka, primenom četiri različite AM tehnologije (PolyJet, SLS, 3DP i FDM) izrađeni eksperimentalni uzorci ortopedskih implantata kolena i kuka. Nakon sprovedene detaljne analize mogućnosti primene ovih tehnologija za direktnu izradu topljivih modela implantata, direktnu i indirektnu izradu kalupa za topljive modele implantata, pokazale su se prednosti i nedostaci svakog od korišćenih AM tehnoloških postupaka.

Važan rezultat disertacije predstavlja i definisanje kriterijumskih funkcija za ocenu analiziranih varijanti AM tehnologija, primenom metode višekriterijumskog odlučivanja Analitičko hijerarhijski proces (AHP). Metodom AHP kreirana je hijerarhijska struktura problema odlučivanja u procesu izbora optimalne AM tehnologije za izradu topljivih modela implantata u postupku preciznog livenja.

Analizom dobijenih rezultata utvrđeno je da primena savremenih aditivnih proizvodnih tehnologija i reverznog inženjerstva u integrisanom sistemu „brzog preciznog livenja” omogućava efikasniju izradu standardnih a naročito prilagođenih ortopedskih implantata u odnosu na konvencionalno precizno livenje.

Ključne reči: aditivne proizvodne tehnologije – AM, ortopedski implantati, brzo precizno livenje, reverzno inženjerstvo, PolyJet, SLS, 3DP, FDM

ABSTRACT

A joint replacement surgery, which involves removal of a damaged knee or hip joint and its replacement with an implant, must be preceded by a detailed plan which is based on a series of important factors, such as dimensions and geometric characteristics of the patient's bones. Knee and hip implants are mainly manufactured in standard designs which vary in type, dimensions and fixation. A more efficient method of manufacturing is the design of implants which are anatomically customized and personalized to the patient's needs, which results in fewer deficiencies in standard implants and hence in less complex surgery. The implants must be geometry similar to the anatomical shapes of a specific patient's bone and made of biocompatible materials.

Over the past years, the orthopaedic implants have been manufactured using conventional technologies such as: investment casting, conventional and CNC machining, forging, powder metallurgy, grinding and polishing. However, the mentioned technologies have had certain deficiencies, one of the most important being the impossibility to precisely define geometry and the size of the implant. This thesis underlines the analysis of the orthopaedic implants development process using the investment casting procedure to design and make standard knee and hip implants in 5-7 standard sizes and shapes based on "an average patient's" dimensions.

As the alternative to the conventional procedure of investment casting of orthopaedic implants, the present thesis proposes the method of integrated system for "rapid investment casting" based on application of modern Additive Manufacturing (AM) technologies and of Reverse Engineering (RE) techniques in investment casting of standard and customized implants. Based on theoretical research, the application and the analysis of the proposed method of AM and RE technologies in investment casting, the main objective of this doctoral thesis is to highlight significant time and cost savings on the one hand, and quality improvement of the technological procedure of investment casting of standard and customized implants on the other hand.

The thesis also involves development of experimental samples of orthopaedic knee and hip implants based on the data obtained by RE techniques and the application of four different AM technologies (PolyJet, SLS, 3DP and FDM). A detailed analysis of possibilities of application of these technologies in direct development of meltable wax model of implants and in direct and indirect development of moulds for meltable wax models of implants showed advantages and disadvantages of each used AM technological procedures.

An important result of the thesis is the definition of criteria functions for assessment of analyzed versions of AM technologies using the multiple criteria decision making method - Analytic Hierarchy Process (AHP). The AHP method was used to create a hierarchy structure of the decision problem in the process of selecting the optimal AM technology for development of meltable wax models of implants in investment casting procedure.

The analysis of the obtained results showed that the application of modern additive manufacturing technologies and reverse engineering in the integrated system of "rapid investment casting" enabled a more efficient development of standard and particularly of customized implants in comparison with the conventional investment casting.

Key words: *Additive Manufacturing technologies – AM, orthopaedic implants, Rapid Investment Casting, Reverse Engineering, PolyJet, SLS, 3DP, FDM*

UVOD

Razvoj u biološkim naukama i bioinženjerstvu stvorio je okruženje u kojem je neophodno aktivno inženjersko projektovanje i proizvodnja, kako bi se rešili kompleksni biološki i medicinski problemi. Ovakav tempo razvoja je, zajedno sa razvojem modernog inženjerskog projektovanja i proizvodnje, biomaterijala, biologije i medicine, u velikoj meri unapredio mogućnosti primene aditivnih proizvodnih tehnologija – eng. Additive Manufacturing (AM) i reverznog inženjerstva – eng. Reverse Engineering (RE) u oblasti biološkog i biomedicinskog inženjerstva.

Poslednjih nekoliko desetina godina broj hirurških zahvata na lokomotornom sistemu čoveka prilikom kojih se ugrađuju implantati u stalnom je porastu. Predviđanja su da se ovaj trend neće promeniti nego će se beležiti još veći porast broja pacijenata sa ugrađenim implantatima. Ovo se može pripisati faktorima kao što su starenje populacije, promene u načinu života i povećanje broja gojaznih osoba u svetu. Pošto je životni vek implantata 10-15 godina ovo može dovesti do četiri revizije tokom života pacijenta. Bitan faktor tokom ovih revizija je količina preostale kosti nakon hirurške intervencije, koja treba da nosi novi implantat. Na količinu preostale kosti najviše utiče tip korišćenog implantata. Problem koji se javlja je regenerisanje kosti nakon oštećenja zbog implantata ali ne u originalnom obliku koji je izabran za postavljanje implantata. Prema studiji sprovedenoj u [96], kontaktna površina između implantata i kosti iznosi samo 53%, i formira se ručnim alatima i instrumentima za sečenje. Implantati kolena i kuka uglavnom se proizvode u 5-7 standardnih veličina i oblika i projektuju se na osnovu mera „prosečnog” pacijenta [27].

Razvoj CAD (eng. Computer Aided Design) tehnologija, a kasnije i aditivnih proizvodnih tehnologija i reverznog inženjerstva, pružili su mogućnost izrade ortopedskih implantata najsloženijih struktura i oblika. Sa njima su se pojavili i različiti pristupi projektovanju implantata kao i nove mogućnosti za njihovu izradu.

Pronalaženje odgovarajućeg dizajna i postupaka izrade ortopedskih implantata je jedan od prioriteta aktuelnog istraživanja u oblasti primene aditivnih proizvodnih tehnologija i reverznog inženjerstva u medicini. Iz ove činjenice rađa se i motivacija za intenzivnim istraživanjima koja se bave dizajnom ortopedskih implantata kao i pronalaženjem optimalnog tehnološkog procesa izrade istih obzirom da aktuelne konvencionalne tehnologije, od kojih je u disertaciji posebno izdvojen postupak preciznog livenja, ne mogu u dovoljnoj meri zadovoljiti sve zahtevnije parametre koji bi omogućili uspešnu kliničku primenu.

Povećanje kvaliteta, produktivnosti, profitabilnosti i zadovoljenje ekoloških kriterijuma zahteva dalju racionalizaciju i optimizaciju konvencionalnih tehnologija izrade ortopedskih implantata kroz razvoj i primenu novih tehnologija. Ovo se odnosi i na livnice preciznog liva koje imaju ambicije da proizvode zahtevne, kompleksnije i kvalitetnije odlivke namenjene medicini, koje za svoj razvoj traže odgovarajuće inovacije, primenu najnovijih tehnoloških saznanja i informacione tehnologije.

Aditivne proizvodne tehnologije je najčešće korišćen naziv za skup povezanih tehnologija koje se koriste za izradu fizičkih objekata direktno od trodimenzionalnog CAD modela, bez korišćenja alata i pribora. Računarski model je moguće kreirati u

CAD-u, a takođe se i već postojeće fizičko telo reverznim inženjerstvom može prevesti u CAD model, a zatim uključiti u aditivni proizvodni proces [70].

Reverzno inženjerstvo je tehnologija koja obuhvata različite pristupe za reprodukciju fizičkog objekta pomoću crteža, dokumentacije ili računarskog modela podataka. Pod ovim pojmom podrazumeva se postupak formiranja 3D CAD zapisa na osnovu realnog fizičkog modela ili proizvoda. Ovaj postupak ima sve karakteristike procesa koji skraćuju vreme izlaska proizvoda na tržište, a posebno je interesantan u sprezi sa AM tehnologijom koja povećava efikasnost i proces brzog umnožavanja. Razlikujemo dve faze u reverznom inženjerstvu: digitalizovanje ili merenje dela i trodimenzionalno modeliranje dela na osnovu digitalizovanih podataka.

Pojavom novih informaciono-proizvodnih tehnologija pružila se mogućnost projektovanja i izrade anatomski prilagođenih ortopedskih implantata koji svojim dimenzijama i oblikom odgovaraju pacijentu. Kvalitetna izrada implantata primenom novih tehnologija kao što su AM i RE zahteva multidisciplinarnost tj. tesnu saradnju anatomske, ortopedskih hirurga i radiologa sa jedne i AM inženjera sa druge strane. Imajući u vidu da je u ortopedskoj hirurgiji sve veća potreba za izradom i ugradnjom ovakve vrste implantata prilagođenih pacijentu, tim istraživača Centra za numeričku simulaciju i digitalnu/brzu izradu prototipova (IPA CBC projekat MIS-ETC Code 440 nr. 85802), deo svojih aktivnosti usmerio je u pravcu projektovanja i izrade ortopedskih implantata. U realizaciji ovih aktivnosti primenio je najsavremenija AM i RE rešenja za projektovanje i izradu modela standardnih i prilagođenih ortopedskih implantata kolena i kuka, kao i prezentacionih modela različitih kostiju, a koja će biti predstavljena u okviru poglavlja 6 disertacije.

U disertaciji će biti analizirane mogućnosti primene aditivnih proizvodnih tehnologija u postupku preciznog livenja. Analiziraće se dosadašnja iskustva u primeni različitih AM tehnologija u funkciji direktne izrade topljivih modela, direktne i indirektno izrade alata za topljive modele i direktne izrade školjkastih kalupa.

U eksperimentalnom delu istraživanja realizovaće se izrada topljivih modela standardnih i prilagođenih ortopedskih implantata kolena i kuka raspoloživim AM procesima, sistemima i materijalima. Odabrani modeli implantata kolena i kuka biće primenjeni za izradu privremenih kalupa od silikonske gume i brizganje voštanih modela implantata. Posebna pažnja biće posvećena detaljnoj analizi i komparaciji eksperimentalno sprovedenih različitih AM procesa izrade topljivih modela za precizno livenje, kako direktnih tako i indirektnih.

Optimizacija procesa parametara injekcionog brizganja voska za modele implantata realizovaće se računarskom simulacijom i analizom pojedinih faza brizganja pomoću programskog modula SolidWorks Plastics koji je u potpunosti integrisan u SolidWorks paket. Ovaj programski modul omogućava iterativni postupak razvoja delova uglavnom od polimera, simulaciju procesa brizganja kao i izmene na osnovu dobijenih rezultata brizganja.

1. PREGLED POSTOJEĆIH REŠENJA

Primena aditivnih proizvodnih tehnologija otvara nove mogućnosti u projektovanju i proizvodnji implantata. Svoju primenu AM tehnologije nalaze i u postupku preciznog livenja ortopedskih implantata. Mnogo je primera koji dokazuju da masovna proizvodnja implantata nije ekonomski isplativa, a naročito kada implantati moraju biti anatomski prilagođeni pacijentima. U nekim slučajevima radi se o pacijentima sa abnormalnom anatomijom i tada je neophodno izvršiti hiruršku rekonstrukciju kosti ili zgloba kako bi se ugradio implantat. Mnogo je efikasniji pristup projektovati anatomski prilagođen implantat, što kasnije rezultuje manje kompleksnom hirurškom procedurom.

U svetskoj praksi postoje primeri primene AM tehnologija u postupku preciznog livenja ortopedskih implantata. Nastali su prevashodno kao rezultat multidisciplinarnih istraživanja anatoma, ortopedskih hirurga i radiologa sa jedne strane i AM inženjera i proizvođača medicinske opreme sa druge strane, a sve u cilju proizvodnje pacijentima prilagođenih ortopedskih implantata. Istraživanja i razvoj u oblasti savremenih infomaciono-proizvodnih tehnologija otvara prostor za iznalaženje novih rešenja u implementaciji AM tehnologija u postupku preciznog livenja implantata.

U nastavku je dat pregled najznačajnijih radova i projekata koji su se bavili pomenutom tematikom.

Obzirom na multidisciplinarnost istraživanja, pregled stanja istraživanja u ovoj disertaciji je obuhvatio više oblasti. Prva oblast obuhvata istraživanja u oblasti modeliranja prilagođenih ortopedskih implantata sa posebnim akcentom na uticaj morfoloških karakteristika zgloba kolena i kuka na dizajn implantata, kao i pregled i analizu postojećih koncepata dizajna.

U radu [54] autori prikazuju sedam slučajeva u kojima su pacijenti oboleli od suprakondilarne frakture usled totalne artroplastoze kolena, veoma ozbiljne komplikacije koja se može pojaviti odmah nakon primarne zamene zgloba ili nakon dugogodišnjeg zamora zgloba. Kada se distalni deo femura prelomi tačno iznad femoralne komponente, veoma je teško hirurgu da ponovo spoji kost i izvede stabilnu fiksaciju. U ovih sedam slučajeva, hirurzi su odlučili da primene anatomski prilagođene proteze kolena proizvedene od strane kompanije Waldemar LINK GmbH & Co., Nemačka.

Studija prikazana u radu [101] prikazuje metodologiju za izradu prilagođenih implantata primenom CAD/CAM tehnologije. U istraživanju je ukazano na značaj saradnje između projektanata i hirurga u cilju dobijanja optimalnog proizvoda. Parametarski model implantata kuka koristi se kao polazna tačka, a tačni parametri preuzimaju se sa CT (Computed Tomography) snimka prilikom unosa podataka o konturi kosti u CAD programu.

Istraživanja u radu [100] prikazuju softverski paket HIDE koji se primenjuje u projektovanju prilagođenih implantata kuka. Umesto konvertovanja specifičnih CT podataka u podatke kompatibilne standardnim CAD programima, ovaj softver CT podatke direktno prevodi u model prilagođenih implantata. Kada je završen proces projektovanja, softver generiše putanju alata za CNC mašinu.

U radu [50] autori predstavljaju rezultate dobijene projektovanjem prilagođenih komponenti acetabuluma - zglobne čašice karlične kosti. Istraživanje je obuhvatilo 27 pacijenata koji su imali različite kliničke slike u području acetabuluma. Urađeni su CT snimci i formirani AM modeli karličnog regiona. Prilagođene komponente zglobne čašice projektovane su za sve pacijente dok su AM modeli testirani sa aspekta funkcionalne pokretljivosti u sklopu sa AM modelom karlice. Nakon izvršenog testiranja, komponente acetabuluma proizvedene su od titanijuma na CNC mašini. Primećene su manje komplikacije kod manjeg broja pacijenata, ali zaključak autora istraživanja je da se prilagođeni implantati mogu uspešno primeniti i u klinički komplikovanim slučajevima.

U radu [52] autori prikazuju razvoj softvera za projektovanje pacijentima prilagođenih implantata kuka. Kao ključni problem autori ističu prepoznavanje tipičnih 3D geometrijskih parametara na osnovu 3D anatomije kostiju pacijenta i kreiranje prilagođenog implantata na osnovu istih. U istraživanju je analizirana procedura kreiranja prilagođenog implantata kuka na osnovu geometrijskih karakteristika femura pacijenta. Ovi parametri obuhvataju: prečnik tela femura, anatomsku osu femura, centar i radijus glave femura, dužinu vrata, ugao vrata, anteverziju ili ugao zakrivljenosti ose femura, ugao suženja medularnog kanala. Pojedini parametri mogu se izdvojiti poluautomatski, dok se drugi određuju uz konsultacije sa hirurzima. Nabrojani parametri su dovoljni za definisanje polaznog 3D geometrijskog modela femura, tako da se i prilagođeni implantat kuka može definisati na osnovu tih parametara. Tehnološka izvodljivost i pouzdanost ovako razvijenog sistema uspešno su testirani kroz više studija slučaja.

Autor rada [51] predlaže metodu za kreiranje modela prilagođenih implantata zgloba kolena izračunavanjem standardnih trodimenzionalnih geometrijskih parametara kolena. Izvedeni parametri se direktno primenjuju za definisanje geometrije implantata. Razvijen je softverski sistem za izračunavanje parametara kolena i definisanje geometrije prilagođenog implantata. U okviru ovog softvera moguće je izvršiti simulaciju procesa hirurške intervencije. Primenljivost ovako kreiranih modela prilagođenih implantata kolena verifikovana je studijom slučaja. Dokazano je da je predloženi sistem optimalno primenljiv u ranoj fazi procesa projektovanja prilagođenih implantata.

U radu [72] autori su prikazali poboljšanu metodu dizajniranja prilagođene proteze kuka, primenom tehnike medicinskog imidžinga, CAD i AM tehnologija. Predložena metoda se zasniva na nezavisnim kriterijumima projektovanja za intra-medularni i ekstra-medularni segment proteze. Intramedularni segment proteze je projektovan sa preciznijim i detaljnijim opisom 3D geometrije intra-medularnog kanala, dok je ekstra-medularni segment projektovan na osnovu anatomskih karakteristika vrata femura, sa ciljem zadržavanja originalnih biomehaničkih karakteristika zgloba kolena. Kortikalna kost je izdvojena od kancelozne pomoću CT snimaka i primenom metode segmentacije, tačnije metodom određivanja praga – thresholding. Lateralni i frontalni prikaz proteze sa snimcima femura pacijenta u pozadini, indikovali su geometrijsko podudaranje sa kortikalnom kosti vrata femura i dobru kompatibilnost sa anatomijom proksimalnog femura. Analizom preseka proteze i intramedularnog kanal pacijenta na pet kritičnih pozicija, utvrđeno je dobro geometrijsko podudaranje na distalnom delu stema, dok je nešto slabije bilo na proksimalnom delu stema. Nakon evaluacije dizajna proteze, primenjen je postupak preciznog livenja u kombinaciji sa AM tehnologijom. Završni

CAD model proteze konvertovan je u STL format i isečen na slojeve debljine 0,1 mm. Ovi podaci su iskorišćeni za izradu modela proteze na stereolitografskoj mašini (SLA 5000, 3D Systems, SAD) u smoli Watersheld™ 11200 (DSM Somos, Holandija). Pri izradi modela primenjena je QuickCast tehnika izrade topljivih modela za postupak preciznog livenja. Nakon validacije, AM model je primenjen kao topljivi model za precizno livenje proteze kuka od legure titanijuma (Ti-6Al-4V). Ukupno vreme izrade proteze kuka bilo je 25 časova. U cilju završetka procesa izrade i pripreme proteze za kliničku primenu odlivak je poliran na distalnom i ekstra-medularnom segmentu, dok je u intra-trohanterkom segmentu peskaren i nanosena je prevlaka hidroksiapatitom u debljini sloja od 70 µm atmosferskim plazma-sprej postupkom.

U radu [94] autori opisuju konkretne aktivnosti u razvoju endoproteze kuka navodeći prednosti i ograničenja. U njihovom istraživanju razvoj endoproteze po meri pacijenta obuhvatio je tri grupe aktivnosti: prikupljanje podataka sa dijagnostičkih slika i rekonstrukciju morfologije pojedinih elemenata skeletnog sistema, definisanje računarskog modela za endoprotezu kuka i verifikaciju pomoću odgovarajuće kompjuterske analize. Rekonstrukcija morfologije elemenata pelvisa realizovana je na osnovu CT snimaka u odgovarajućim softverima za medicinsko modeliranje (ScanIP, Mimics). Definisanje računarskog modela proteze kuka izvršeno je u 3D CAD softveru Catia u kojem je kreiran parametarski model stema. Verifikacija predloženog dizajna proteze realizovana je u raspoloživom CAE softveru za analizu metodom konačnih elemenata. Kao nastavak ovog istraživanja predložena je NC izrada prilagođene proteze kuka.

U tehničkom rešenju prikazanom u [93] razvijeno je programsko rešenje „Telo endoproteze” koje predstavlja eksperimentalni softver namenjen projektovanju tela endoproteze kao najkompleksnije komponente veštačkog kuka. U tehničkom rešenju su implementirana višegodišnja istraživanja autora u jednu funkcionalnu celinu koja omogućava automatizaciju pojedinih faza projektovanja tela proteze. Obuhvaćene su metode rekonstrukcije geometrije femura na osnovu CT i MRI snimaka i rad sa fajlovima u DICOM formatu. Izvršena je klasifikacija uticajnih parametara za određivanje tipa prilagođene endoproteze, i to na parametre pacijenta i oboljenja i na parametre morfologije femura. Kada su u pitanju parametri morfologije femura oni su dalje podeljeni na globalne parametre i lokalne parametre. Segmenti tela endoproteze razdvojeni su na distalni (donji) segment, srednji (medijalni) segment i proksimalni segment tela endoproteze. U cilju kreiranja složenih modela predložena su tri metoda definisanja parametarskog modela: diskretnim geometrijskim parametrima, funkcionalno zavisnim parametrima i kombinovanjem prethodne dve metode. Predloženo programsko rešenje je bazirano na modularnom principu i razvijeno je kao skup podsistema razvijenih primenom programskog jezika C++ koji se kao celina integrišu u programski sistem Catia primenom CAA (Componente Application Architecture) interfejsa. Ovim programskim rešenjem se automatizacija procesa projektovanja ograničava na prijem i obradu DICOM snimaka, komunikaciju sa korisnikom i formiranje parametara opšteg geometrijskog modela endoproteze.

Rezultate projekta „Primena računarski podržanih tehnologija u hirurgiji koštano zglobnog sistema (TR 12012)” nalazimo u radu [91]. Rad opisuje uspešno izvedenu rekonstrukciju dela grudne kosti (sternuma) primenom CAD i Solid Free-form Fabrication tehnologija. Na osnovu CT snimka formiran je DICOM format dela grudne kosti. Zatim je u softveru za medicinsko modeliranje izvršeno konvertovanje u STL

format. Procedura reverznog modeliranja izvedena je u CAD softveru Catia V5 R19. Nakon završene procedure reverznog modeliranja dela grudne kosti – prilagođenog implantata, pristupilo se formiranju jezgra za livački kalup implantata sternuma na 3D štampaču ZCorporation ZPrinter 310 System. Ujedno je formiran i prototip implantata koji je namenjen vizuelizaciji i planiranju hirurške intervencije. Pošto materijali koji se koriste u ZCorporation sistemima nisu biokompatibilni, jezgro implantata je upotrebjeno za formiranje livačkog kalupa na bazi poliuretanske pene. Na kraju je kalup popunjen protetičkim materijalom i nakon isteka vremena predviđenog za očvršćavanje protetičkog materijala, izvršeno je uklanjanje gotovog implantata sternuma iz kalupa. Ugradnja prilagođenog implantata je uspešno izvedena na pacijentu i nakon godinu dana kontrolom je utvrđeno da se implantat nalazi na idealnoj poziciji i da nije dolazilo do dislokacije

Druga oblast istraživanja vezana je za konvencionalne i aditivne proizvodne tehnologije koje se koriste za izradu ortopedskih implantata i analizu potencijala tj. mogućnosti primene odgovarajućih biomaterijala u izradi ortopedskih implanatata.

Autori rada [37] smatraju da se metalni implantati već decenijama unazad uspešno primenjuju u ortopediji. Materijali koji su najzastupljeniji su titanijum, kobalt-hrom i nerđajući čelik. Primena novih tehnologija u biomedicini omogućava projektovanje prilagođenih ortopedskih implantata. Konvencionalna proizvodnja ovakvih implantata je preskupa i uvođenje direktnih proizvodnih tehnologija, kao što je Electron Beam Melting (EBM), predstavlja novi pristup. U svom istraživanju razvijaju novi materijal, na bazi titanijuma, koji bi se koristio u EBM procesu proizvodnje prilagođenih ortopedskih implantata. Istraživanje je sprovedeno za zglob kolena eksperimentalne životinje – psa, i u istraživanju je prikazana komparacija EBM procesa i preciznog livenja u kojem je primenjen indirektni pristup izrade topljivog modela. Prvi pokušaj sa izradom stereolitografskog modela prilagođenog implanatata na SLA-190 mašini tehnikom QuickCast nije dao zadovoljavajuće rezultate. Posle više neuspelih pokušaja sa reorijentacijom modela i kreiranjem odušaka, male dimenzije i debljina implantata onemogućile su izradu zadovoljavajućeg QuickCast šupljeg modela. Stereolitografski model je nakon toga iskorišćen kao master model za izradu kalupa od silikonske gume, Room Temperature Vulcanizing (RTV) postupkom, u koji je zatim uliven vosak. Na osnovu ovako dobijenog voštanog modela preciznim livenjem je dobijen aluminijumski prilagođeni implantat. Rezultati pokazuju da je za proizvodnju prilagođenog metalnog implantata EBM procesom bilo potrebno 25 časova, dok je postupak preciznog livenja trajao 78 časova. Takođe, dobijeni rezultati ukazuju i na druge prednosti EBM procesa u odnosu na precizno livenje.

Cilj istraživanja prikazanog u radu [19] bio je ispitivanje potencijala primene AM tehnologije, konkretno Electron Beam Melting procesa za izradu prilagođenih ortopedskih implantata. Analizirane su karakteristike EBM procesa sa fokusom na tehnološku izvodljivost i komercijalni potencijal u poređenju sa konvencionalnim postupcima izrade. Istraživanje je obuhvatilo i uticaj zamora materijala na površinama implantata proizvedenih EBM materijalom. U istraživanju je analizirana izrada grupe od sedam anatomski prilagođenih stemova proteze kuka. Stemovi su izrađeni konvencionalnom CNC i EBM tehnologijom, a na osnovu identičnih sedam CAD modela prilagođenih stemova proteze kuka. Ovi fajlovi dobijeni su obradom CT snimaka dostupnih u DICOM formatu, u programu SolidWorks i specijalizovanom modulu proizvođača ortopedskih implantata CNC tehnologijom. Za generisanje koda za

CNC mašinu primenjen je program EdgeCAM. Izvršni fajl za ARCAM A2 EBM mašinu pripremljen je u programu MagicRP (Materialise, Belgija) i specijalizovanom programu proizvođača EBM mašine. Materijal primenjen za izradu svih sedam implantata bio je legura titanijuma Ti-6Al-4V ELI (krupnoća zrna 45-100 μm) sa debljinom sloja od 0,1 mm. Poređenjem troškova izrade dobijeni su rezultati koji ukazuju na to da je izrada sedam prilagođenih implantata EBM tehnologijom za 35% niža u poređenju sa konvencionalnom izradom.

U radu [79] prikazan je razvoj tehničke procedure za proizvodnju prototipova implantata kuka. U istraživanju je primenjen razvijeni dizajn implantata kuka koji se proizvodi od različitih CoCr legura. Modeliranje master modela izvršeno je u CAD programskom paketu SolidWorks a priprema za CNC mašinsku obradu u CAM softveru PowerMill. Proizvodnja master modela realizovana je na tro-osnom obradnom centru (Mikron VCE 500) opremljenim Haas-ovim CNC kontrolerom. Materijal od kojeg je izrađen master model je poliuretan. Nakon mašinske obrade primenjena je tehnologija vakuumskog livenja u kalupu od silikonske gume (RTV), kojom je izrađen topljivi voštani model implantata kuka. Silikonske gume su dvokomponentne gume koje vulkanizuju na sobnoj temperaturi. Voštani modeli proizvedeni su posebnim postupkom preciznog livenja u vakuumskoj komori. Temperatura topljenja voska je bila 80°C dok je temperatura kalupa držana na 35°C. Autori su ukazali da je tehnika vakuumskog livenja u kombinaciji sa RTV postupkom, pogodna za proizvodnju topljivih voštanih modela za precizno livenje manjeg broja prototipova. Zaključili su da je testirana tehnička procedura pogodna za proizvodnju jeftinih više-metalnih prototipova sa odličnim karakteristikama i funkcionalnošću.

U radu [64] predstavljeni su potencijali primene EBM tehnologije za izradu komponenti implantata kolena i kuka od biokompatibilnih materijala u monolitnim oblicima porozne strukture. U istraživanju su za strukture izrađene EBM tehnologijom od različitih materijala, kao što su Ti-6Al-4V i Co-29Cr-6Mo, analizirani odnosi krutosti ili relativne krutosti i relativne gustine dizajna. Utvrđeno je da biokompatibilni kruti implantati mogu ispuniti zahteve u vezi fizičkih i mehaničkih osobina kosti kao da i visokoporozna, struktura obezbeđuje brzu i izdašnu infiltraciju koštanog tkiva.

U studiji slučaja prikazanoj u [85] opisan je postupak izrade voštanog modela implantata kuka namenjen za postupak preciznog livenja. Za potrebe formiranja voštanog modela u studiji slučaja je izrađen akrilni kalup za ubrizgavanje voska. Izračunati su moduli odlivka i hranitelja i određen je položaj odlivka u kalupu. Modeliranje implantata kuka realizovano je u programu Catia V5 dok je u CAM modulu istog programa generisan G-kod za izradu dve akrilne kalupne ploče na vertikalnoj CNC glodalici. Nakon mašinske obrade kalupne ploče su brušene i polirane u cilju postizanja odgovarajućeg kvaliteta površinske hrapavosti. Za izradu voštanih modela korišćen je vosak na bazi parafina sa temperaturom topljenja od 56°C. Vosak je istopljen u specijalnoj posudi i zagrejan do 110°C a zatim sipan u zagrejan kalupni sklop. Nakon nekoliko minuta držanja na sobnoj temperaturi vosak je očvrstnuo i modeli implantata su uklonjeni iz kalupa.

Treća oblast obuhvata istraživanja vezana za analizu postojećih koncepata primene AM tehnologija u preciznom livenju (tzv. brzo precizno livenje), kako direktnih tako i indirektnih, kao i prednosti i nedostatke primene istih.

Primena AM procesa u preciznom livenju zasniva se na činjenici da modeli od bilo kog materijala, koji se može istopiti ili sagoreti bez oštećenja keramičke školjke, mogu biti primenjeni u preciznom livenju.

Prva studija slučaja u kojoj je prikazana primena Rapid Prototyping (RP)¹ modela u preciznom livenju vezana je za rad [31]. Mnogobrojne prednosti, koje nije bilo teško uočiti, rezultirale su sve većom primenom RP procesa u konvencionalnim livnicama. Autori rada [30] prikazuju studiju slučaja realizovanu u livnicu Shellcast Montreal, Kanada, u kojoj je razvijen proces Solid Model Casting (SMC) kojim se odlivak dobija direktno na bazi RP modela bez primene tradicionalne izrade metalnog alata. U radu [84] identifikovani su značajni kritični parametri u dizajnu RP modela, kao što su čvrstoća i ograničenja različitih RP modela.

Autori Hosni i Harryson u radu [45] prikazuju računarski podržanu metodu za izradu prilagođenih implantata. Predložena metoda obuhvata primenu tehnologija kao što su CT, medicinski imidžing, stereolitografski proces i precizno livenje za izradu prilagođenog implantata. Za izradu SL modela implantata primenjena je QuickCast tehnika, a kasnije proces preciznog livenja. Tačnost izrađenog modela je u okviru tolerancija propisanih za oblast medicine, posebno za ortopedsku hirurgiju. Analizom je verifikovano da se optimizacijom artikulišućih površina, primenjenoj kod prilagođenog implantata kolena, ostvaruje ravnomernija raspodela opterećenja u odnosu na standardne implantata kolena.

U radu [61] autori ukazuju na mogućnosti primene tehnologije brzog preciznog livenja u cilju dobijanja kraniofacijalnih implantata proizvedenih od biokompatibilnih materijala. Istraživanje je sprovedeno na CMERI Institutu u Indiji i to primenom sledećeg algoritma procesa: 3D CAD - Rapid Prototyping - Rapid Tooling - Precizno livenje. Proizvedeni su aluminijumski kraniofacijalni implantati, a pošto aluminijum nije biokompatibilan materijal dalji pravac istraživanja je primena biokompatibilnih materijala na bazi titanijuma, kao i zubnih proteza na bazi biokompatibilnih smola.

U radu [43] opisana je primena tehnologije brze izrade prototipova u proizvodnji totalne proteze kolena. Cilj rada je bio da se prikaže tehnologija proizvodnje prototipova, namenjenih za potrebe ortopedije i hirurgije totalne zamene kolena, primenom tehnologije brze izrade prototipova i postupka preciznog livenja. U radu je predložen novi pristup koji bi omogućio proizvodnju totalne proteze kolena prilagođene pacijentu. Polazni podaci za prilagođenu protezu kolena dobijeni su na bazi CT snimka pacijenta. Na osnovu ovako dobijenih snimaka zgloba kolena u softverima za obradu medicinskih podataka (Mimics, 3D Doctor) izvršeno je kreiranje STL fajla. U CAD programskom paketu Catia kreiran je završni STL fajl prilagođenog implantata kolena. Sledeća faza je brza izrada prototipa Fused Deposition Modeling (FDM) tehnikom kojom je kreiran master model implantata kolena. Materijal od kojeg je proizveden master model je akrilonitril butadein stiren (ABS). Nakon proizvodnje master modela primenjena je tehnologija vakuumskog livenja u kalupu od silikonske gume, kojom je izrađen voštani model implantata kolena. Ovako dobijen voštani model primenljiv je u postupku preciznog livenja. Autori ukazuju da je primenom CT snimka pacijenta moguće realizovati proizvodnju prilagođenog implantata kolena, čime se značajno minimizira invazivnost hirurške intervencije i skraćuje vreme proizvodnje implantata.

¹ *Rapid Prototyping (RP)* – raniji naziv za aditivne proizvodne tehnologije

Na osnovu pregleda dosadašnjih radova i projekata u oblasti istraživanja može se doći do sledećih zaključaka:

- U oblasti modeliranja prilagođenih ortopedskih implantata kao polazna osnova koriste se tehnike akvizicije digitalnih snimaka sa uređaja kao što su CT i MR, koji su usklađeni sa DICOM standardom,
- Prepoznavanje morfoloških karakteristika kostiju zglobova je ključno za uspešno modeliranje prilagođenih ortopedskih implantata i realizuje se u specijalizovanim programima kao što su Mimics, 3D Doctor, kao i u komercijalnim 3D CAD programima, kao što su SolidWorks, Catia, itd.
- U oblasti projektovanja prilagođenih implantata tendencija je na razvoju specijalizovanih softvera za dizajniranje implantata i planiranje operacija,
- U slučajevima gde je potrebno izraditi prilagođeni ortopedski implantat dominantna je direktna izrada AM tehnologijama, tzv. Rapid Manufacturing (RM), prvenstveno EBM i DMLS procesima,
- U slučajevima kada ove tehnologije nisu dostupne, primenjuju se rešenja koja integrišu AM tehnologije i postupak preciznog livenja, sa fokusom na direktnu izradu AM topljivih modela ili indirektnu izradu topljivih modela primenom AM master modela ili AM alata i
- U oblasti „brzog preciznog livenja“ anatomske prilagođenih ortopedskih implantata ne postoji univerzalan model koji se može primeniti u praksi, već konkretan slučaj zahteva specifična rešenja.

U većini analiziranih radova akcenat je na sledećim aspektima: smanjenju troškova izrade implantata, skraćenju vremena izrade, podizanju kvaliteta izrađenih implantata i implementaciji novih, poboljšanih, biokompatibilnih materijala. Većina istraživanja uzima u razmatranje prednosti i nedostatke primene AM tehnologija, praveći komparaciju između procesa izrade ortopedskih implantata AM i konvencionalnim tehnologijama (CNC, precizno livenje). Opisani radovi i iskustva u navedenim istraživanjima mogu da posluže kao reper za metode koje se implementiraju u sličnim oblastima primene.

Uzimajući u obzir dosadašnja istraživanja, može se zaključiti da koncept istraživanja koji je predstavljen u delu „Metodološki koncept istraživanja” opravdava istraživanje uticaja koji ima primena aditivnih proizvodnih tehnologija u procesu izrade prilagođenih ortopedskih implantata na tehno-ekonomske karakteristike procesa i sistema u preciznom livenju.

2. METODOLOŠKI KONCEPT ISTRAŽIVANJA

2.1. Problem istraživanja

Istraživanje planirano ovom disertacijom ima teorijsko-empirijski karakter. Ono treba da pruži odgovore o mogućnostima i efektima primene aditivnih proizvodnih tehnologija i reverznog inženjerstva u konvencionalnom postupku preciznog livenja. Problem je po svojoj prirodi složen i fungira u nizu pratećih pojava i procesa koji se javljaju u nauci, industriji, društvu i njihovim međusobnim relacijama. U različitim delovima sveta javljaju se specifična rešenja implementacije AM i RE tehnologija u izradi ortopedskih implantata, u zavisnosti od dostignutog nivoa tehničko-tehnološke opremljenosti, razvijenih novih materijala, kao i od ekonomske moći.

Na osnovu društvenog i naučnog značaja ove problematike, postavljenih hipotetičkih stavova, širi problem ovog istraživanja je da se ispita uticaj primene integrisanog sistema za brzo precizno livenje (RE - AM - precizno livenje) ortopedskih implantata na optimizaciju troškova, povećanje kvaliteta i skraćenje vremena izrade ortopedskih implantata.

Ukoliko izvršimo dekompoziciju ovog problema, onda bi se uži problemi koji su i predmet ovog istraživanja odnosili na sledeće:

- Da li će primena AM tehnologija omogućiti eliminisanje faze izrade alata za topljive modele visoke složenosti, koja precizno livenje čini relativno dugim i skupim postupkom, odnosno da li će doprineti značajnom smanjenju troškova i vremena izrade topljivih modela?
- Da li se materijali koji se koriste u AM procesima mogu primeniti za direktnu izradu topljivih modela i kao polazni modeli za izradu kalupa od silikonske gume?
- Da li se primenom reverznog inženjerstva i tehnika medicinskog modeliranja mogu kreirati zadovoljavajući računarski modeli prilagođenih implantata i komponenti implantata?

Iako je do sada razvijen veliki broj koncepata dizajna modela totalnih proteza kolena i kuka, koji se razlikuju i po geometrijskim konfiguracijama i po osobinama materijala, postoji još mnogo izazova koje treba prevazići u cilju optimizacije njihovog dizajna kao i izbora materijala. Ovo podrazumeva zadovoljenje različitih zahteva koji često mogu biti protivurečni. Potrebno je istovremeno ostvariti da materijal za implantate poseduje elastičnost približnu ljudskoj kosti a da ujedno pruža mogućnost prilagođavanja mehaničkih karakteristika konstrukcije konkretnim slučajevima opterećenja. Takođe se očekuje da implantati budu geometrijski konzistentni anatomskim oblicima konkretnog pacijenta, a da se pri tom omogući jednostavnost fiksacije i implantacije kao i da postoji relativno jednostavan tehnološki postupak izrade.

2.2. Predmet istraživanja

Predmetom istraživanja sagledaće se značaj aditivnih proizvodnih tehnologija i reverznog inženjerstva koje omogućavaju implementaciju integrisanog sistema „brzog preciznog livenja” implantata. Pri tome, dimenzije istraživanja zahvatiće ne samo efekte ovog metoda, već i njegova ograničenja i sve druge važne aspekte kao što su koncept

dizajna prilagođenih implantata i tehnološki postupak izrade implantata konvencionalnim preciznim livenjem. Polazeći od naznačenog problema predmet ovog istraživanja je analiza mogućnosti primene aditivnih proizvodnih tehnologija i reverznog inženjerstva u postupku preciznog livenja ortopedskih implantata. Terminološka analiza predmeta istraživanja pokazuje da je reč o sklopu nekoliko kategorija:

- *Aditivne proizvodne tehnologije,*
- *Reverzno inženjerstvo i medicinski imidžing,*
- *Postupak preciznog livenja i*
- *Ortopedski implantati.*

Aditivne proizvodne tehnologije – podrazumevaju čitav niz relativno novih aditivnih tehnoloških postupaka koji omogućavaju izradu kompleksnih fizičkih objekata koristeći kao ulaz 3D digitalni CAD geometrijski model. Ove tehnologije omogućuju brzu i efikasnu izradu veoma kompleksnih fizičkih modela, i to već u ranoj fazi razvoja proizvoda. Na taj način u trouglu kvalitet – troškovi – vreme značajno smanjuju jednu od najuticajnijih komponenti – vreme razvoja proizvoda, uz istovremeno ispunjavanje ostala dva zahteva, povoljnu cenu i visoki kvalitet. Pored naziva aditivne proizvodne tehnologije (Additive Manufacturing technologies) koriste se još i termini: Automated Fabrication, Freeform Fabrication ili Solid Freeform Fabrication, Stereolithography (STL) ili 3D Printing i naravno koristi se termin Rapid Prototyping.

Reverzno inženjerstvo – je do pre desetak godina predstavljalo pojam koji se nije često susretao u literaturi, a u praksi se vrlo malo koristio. Pojam RE se, kao što je napomenuto u prethodnom delu, može sresti u različitim inženjerskim oblastima gde svaka od njih nosi svoje specifičnosti. Ipak, moguće je izvesti jednu opštu definiciju RE, bilo o kojoj oblasti da je reč, kao o „procesu analiziranja određenog sistema sa dva osnovna cilja: (1) identifikacija komponentata sistema i njihovih međusobnih odnosa i veza i (2) kreiranje predstave (prikaza) sistema u drugoj formi ili na višem nivou abstrakcije”. Drugim rečima, pojam reverznog inženjerstva u najopštijem slučaju obuhvata svaku aktivnost koja se čini u cilju utvrđivanja načina na koji određeni proizvod funkcioniše ili proučavanja ideja i tehnologija koje su primenjene u razvoju originalnog proizvoda [70].

Medicinski imidžing – pod pojmom imidžinga smatra se vizuelno predstavljanje dela tela ili celog tela radi medicinske dijagnoze putem kompjuterizovanih tehnika snimanja. Rezultat imidžinga je medicinska slika. Glavna karakteristika medicinskog imidžinga je neinvazivnost, pa je pacijent, na taj način, ostao nedirnut bez obzira na cilj i način odvijanja slikanja. Nijedna tehnika nije tako moćna u oblasti neinvazivnog ustanovljavanja anatomske strukture i funkcije ljudskog tela, kao što je to medicinski imidžing. U radiologiji se generiše veliki broj raznovrsnih slika, koje su dobijene sa odgovarajućih modaliteta, kao što su: US (Ultrasound), CT (Computed Tomography), MRI (Magnetic Resonance Imaging) i dr. Akvizicija digitalnih snimaka zahteva postojanje medicinskih uređaja sa odgovarajućim interfejsom kao što su CT, MR, digitalizator filmova i dr. i oni moraju biti u skladu sa DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) standardom. DICOM predstavlja međunarodni standard za definisanje i način prenosa medicinskih informacija i snimaka, i on obezbeđuje interoperabilnost između različitih uređaja [104].

Precizno livenje – je proces livenja gde se voštani modeli koriste za izradu grozda modela, stvaranje oblika i dimenzija kalupne šupljine koja se nakon topljena voštanih modela premazuje i popunjava rastopljenom legurom. Precizno livenje omogućava ekonomičnu proizvodnju geometrijski zahtevnih metalnih odlivaka sa složenim površinama. Ovaj postupak se koristi za livenje različitih ortopedskih biokompatibilnih legura koje su najčešće obradive metodama skidanjem strugotine. Na tačnost i kvalitet odlivaka utiču dimenziona tačnost topljivog modela, materijal, parametri livenja i hlađenja. Uprkos svojoj popularnosti, tradicionalni metod preciznog livenja zahteva značajno vreme za pripremu alata. Postupak izrade alata za topljive modele zasniva se na mašinskoj obradi na CNC sistemima, direktno na osnovu CAD/CAM podataka. Ovakav način proizvodnje opravdani je u veliko-serijskoj i masovnoj proizvodnji. U poslednje vreme sve više se koristi „brzo precizno livenje“ – eng. Rapid Investment Casting (RIC), koje predstavlja integraciju AM tehnologija sa konvencionalnim postupkom preciznog livenja. Proces preciznog livenja može se podeliti na sledeće faze: projektovanje, izrada modela, izrada vatrostalnog bloka, uklanjanje (topljenje) voštanog modela, predgrevanje alata, livenje, hlađenje, vađenje i čišćenje odlivka [75].

Ortopedski implantati – su metalne, plastične ili komponente izrađene od drugih neresorptivnih ili resorptivnih materijala, a koje se privremeno ili trajno ugrađuju u telo pacijenta. Te komponente mogu biti zavrtnji, klinovi, šipke, ploče ili veštački delovi kostiju ili zglobova. Razvojem tehnologije proizvodnje implantati postaju sve složeniji po svojoj strukturi i izgledu. Materijali korišćeni za izradu implantata nazivaju se biomaterijali zbog potrebe da zadovoljavaju stroge biološke kriterijume kod ugradnje. Primeri najviše korišćenih biomaterijala su nerđajući čelik, titanijum, legure hrom molibdena, polietilen, keramika, silikonski polimeri, hidroksiapatit, polilaktična kiselina i različiti kompozitni materijali. Proizvodnja standardnih komponenata može se vršiti konvencionalnim proizvodnim tehnologijama, ali problem predstavlja izrada delova kostiju ili zglobova koji se zbog svog oblika i složenosti ne mogu proizvoditi konvencionalnim proizvodnim tehnologijama.

2.3. Cilj istraživanja

Osnovni cilj doktorske disertacije je da se na osnovu teorijskih istraživanja i primene predložene metode za korišćenje savremenih aditivnih proizvodnih tehnologija u preciznom livenju, ukaže na značajne mogućnosti skraćivanja vremena i smanjenje troškova proizvodnje u postupku preciznog livenja prilagođenih ortopedskih implantata.

Osnovni naučni cilj istraživanja je objektivno, detaljno, svestrano i potpuno opisivanje svih dimenzija aditivnih proizvodnih tehnologija, kao i njihov značaj u unapređivanju i optimizaciji procesa preciznog livenja metalnih implantata, posebno anatomske prilagođenih ortopedskih implantata.

Poseban naučni cilj je naučno objašnjenje i razumevanje suštine i karakteristika aditivnih proizvodnih tehnologija kao značajnog faktora u unapređenju i optimizaciji postupka preciznog livenja.

Viši naučni cilj ovog istraživanja je klasifikacija, sistematizacija i analiza metoda implementacije aditivnih proizvodnih tehnologija, kao i predlog metode integrisanog „brzog preciznog livenja“ prilagođenih ortopedskih implantata i njegova validacija, kao unapređenog metoda postupka preciznog livenja.

Na osnovu neposredne implementacije stečenih saznanja direktno ostvarujemo i društveni cilj istraživanja, kroz trendove u oblasti aditivnih proizvodnih tehnologija, a sve radi postizanja većeg kvaliteta u procesu preciznog livenja ortopedskih implantata.

Postavljeni ciljevi će se realizovati preko sledećeg projektnog zadatka:

- Uvodna razmatranja,
- Razvoj metode za efikasno medicinsko modeliranje (skeniranje oštećene ili zdrave kosti, obrada ovako dobijenih slikovnih podataka u softveru za medicinsko modeliranje, ozdravljenje dobijenog modela, konverzija istog u odgovarajući format). Realizovaće se korišćenjem DICOM formata, u softverskim paketima Mimics i Magics RP,
- Razvoj metode za reverzni inženjering u okviru koje će se izvršiti 3D skeniranje postojećih standardnih ortopedskih implantata, zatim obrada ovako dobijenih oblaka tačaka i na kraju formiranje 3D poligonalnih „mesh“ modela koji se kasnije mogu parametarski definisati. Realizovaće se korišćenjem bezkontaktnog 3D skenera OptiNum i softverskih paketa NumiSoft i Geomagic Design X,
- Kreiranje 3D CAD geometrijskog modela standardnih i anatomski prilagođenih implantata, realizovaće se u programskom paketu SolidWorks,
- Optimizacija procesa injekcionog brizganja voštanih modela implantata računarskom simulacijom i analizom u specijalizovanom programskom modulu SolidWorks Plastics,
- Izbor potencijalnih AM procesa i odgovarajućih sistema i materijala,
- Izrada AM modela standardnih i prilagođenih implantata. Realizovaće se primenom četiri različita AM procesa i to: PolyJet, Selective Laser Sintering (SLS), 3D Printing (3DP) i Fused Deposition Modeling (FDM),
- Izrada kalupa od silikonske gume i izrada voštanih modela implantata tehnologijom brizganja u silikonske kalupe,
- Kontrola tačnosti dimenzija (CAD inspekcija) i verifikacija proizvedenih topljivih modela realizovaće se primenom konvencionalnih tehnika merenja, bezkontaktnog 3D skenera OptiNum i softvera GOM Inspect,
- Ocena tehnološkosti izrade i konstrukcije ortopedskih implantata i izbor optimalnog AM tehnološkog postupka za primenu u preciznom livenju realizovaće se metodom Binarnog ocenjivanja i metodom višekriterijumske optimizacije – Analitičko hijerhijski proces (AHP),
- Analiza i diskusija ostvarenih rezultata i
- Zaključak.

2.4. Hipoteze istraživanja

U skladu sa predmetom i ciljem istraživanja, kao i raspoloživim informacijama formulisana je sledeća glavna istraživačka hipoteza koja glasi:

Primena aditivnih proizvodnih tehnologija i reverznog inženjerstva u postupku preciznog livenja prilagođenih ortopedskih implantata imaće značajan uticaj na optimizaciju troškova, povećanje kvaliteta i skraćanje vremena proizvodnje.

U skladu sa glavnom hipotezom definisane su i sledeće pomoćne hipoteze:

- Umesto relativno duge i skupe izrade alata za topljive modele u postupku preciznog livenja, mogu se uspešno primeniti AM tehnologije, koje omogućavaju proizvodnju topljivih modela bilo koje složenosti na osnovu 3D CAD modela,
- Materijali koji se koriste u AM procesima, mogu se iskoristiti za izradu topljivih modela implantata u postupku brzog preciznog livenja, zatim za direktnu i indirektnu izradu kalupa za topljive modele, direktnu izradu keramičke školjke, a takođe se mogu primeniti u direktnoj izradi metalnih implantata,
- Informacije tehnologije značajno doprinose razvoju metoda za proizvodnju metalnih implantata. Sofisticirani programski paketi kao što su Mimics, Magics RP, NumiSoft, Geomagic Design X, SolidWorks, SolidWorks Plastics i GOM Inspect, mogu se uspešno primeniti u AM projektovanju i izradi prilagođenih implantata, kao i u konvencionalnim tehnologijama proizvodnje implantata, čime se značajno redukuju vreme i troškovi izrade,
- Računarskom simulacijom procesa injekcionog brizganja voska, još u fazi projektovanja tehnološkog postupka formiranja topljivih modela i kalupa, moguće je preko praćenja zadatih parametara uočiti i otkloniti greške, te za kraće vreme i bez utrošaka materijala i energije usvojiti optimalnu tehnologiju izrade topljivih modela i
- Primenom metode tehno-ekonomske komparacije konvencionalnog postupka preciznog livenja i predloženog integrisanog sistema za „brzo precizno livenje” prilagođenih ortopedskih implantata dokazaće se superiornost integrisanog sistema. Poređenje se obavlja na osnovu troškova i vremena izrade prilagođenih implantata.

2.5. Način istraživanja

Određenje predmeta i utvrđivanje ciljeva istraživanja predstavljenih hipoteza uslovile su korišćenje sledećih naučno-istraživačkih metoda i tehnika istraživanja:

- Deskriptivnom metodom će se izložiti relevantna saznanja i istraživanja o mogućnostima primene aditivnih proizvodnih tehnologija u postupku preciznog livenja prilagođenih ortopedskih implantata,
- Metoda teorijske analize koristiće se u cilju saznavanja karakteristika postojećih modela primene aditivnih proizvodnih tehnologija u proizvodnji prilagođenih implantata, a posebno u postupku preciznog livenja,
- Komparativnom analizom i sintezom upoređivaće se konvencionalan postupak preciznog livenja implantata i u istraživanju predloženi alternativni pristup integrisanog sistema brzog preciznog livenja implantata, u cilju iznalaženja optimalnog rešenja,
- Metodom modelovanja proučavaće se uticaj primene aditivnih proizvodnih tehnologija na tehnološke i ekonomske karakteristike procesa preciznog livenja. Statistička metoda koristiće se u empirijskom istraživanju u postupku analize primene ove metode u postupku integrisanog sistema „brzog preciznog livenja“ i
- Analitičko-sintetičkom metodom i metodom apstrakcije analiziraće se rezultati dobijeni računarskom simulacijom u cilju optimizacije pojedinih faza u procesu injekcionog briganja voštanih modela implantata.

Koristiće se sledeće istraživačke tehnike i postupci: metoda analize sadržaja, metoda studije slučaja (izrada konkretnih topljivih modela implantata), metoda višekriterijumske analize Analitičko hijerarhijski proces i tehnika naučnog posmatranja.

Kako je osnovni cilj doktorske disertacije kreiranje novih metoda za implementaciju AM i RE tehnologija u preciznom livenju prilagođenih ortopedskih implantata i njihova komparacija sa konvencionalnim preciznim livenjem, sa aspekta vremena i troškova tehnologije izrade, korišće se savremeni Product Lifecycle Management (PLM) sistemi, tehnike reverznog inženjerstva kao i aditivne proizvodne tehnologije. U procesu vrednovanja razvijenih metoda i predloženih rešenja biće izvršen potreban broj eksperimenata sa aspekta vremena i troškova izrade, koji će biti dovoljan da se izvrši validna analiza efikasnosti razvijenih metoda i izvedu zaključci o mogućnostima primene RE i AM tehnologija u preciznom livenju ortopedskih implantata.

Zbog izuzetne složenosti koštano zglobnog sistema i velikog broja kostiju i zglobova u ljudskom telu nemoguće je ovim istraživanjem pokriti sve ortopedске implantate. Uzorak koji će obuhvatiti istraživanje biće delovi endoprotetskih implantata, odnosno femoralna komponenta totalne endoproteze kolena i parcijalna cementna proteza kuka.

U toku istraživanja mogućnosti primene AM tehnologija u preciznom livenju komponenti proteza kolena i kuka, razviće se metode koje se kasnije mogu usavršavati i koje će moći da se primene i na druge ortopedске implantate. U okviru razvoja metode za medicinsko modeliranje korišće se CT snimci (DICOM format) pacijenta starosti 46 godina, kao i tomogram odabran iz seta medicinskih MR i CT snimaka, koji se koriste kao online baza isključivo za potrebe istraživanja i edukacije.

U istraživanju će učestvovati inženjeri i tehničari koji rade na opremi za 3D štampanje i 3D skeniranje, kao i inženjeri livnice preciznog liva. U radu se prezentuje primena jedne od najpoznatijih metoda višekriterijumske analize Analitičko hijerarhijski proces (AHP), na teorijskim i empirijskim podacima prikupljenim u toku istraživanja. Primena Analitičko hijerarhijskog procesa u funkciji izbora optimalnog AM sistema za izradu topljivih modela u preciznom livenju realizovana je u više faza. Prva faza je postavljanje, a zatim i vrednovanje kriterijuma i podkriterijuma za ocenjivanje, na osnovu prikupljenih podataka. Sledeća faza je postavljanje alternativa i njihovo ocenjivanje po svakom od kriterijuma. Poređenje parova za primarne kriterijuma obavljeno je u softverskom paketu Expert Choice (EC), koji je značajno olakšao formiranje AH modela i rešavanje ovog problema.

Rezultati istraživanja će se interpretirati na više načina, u zavisnosti od vrste i prirode podataka koje želimo da prikazemo – tabelarno, grafički ili deskriptivno.

2.6. Naučna i društvena opravdanost istraživanja

S obzirom na aktuelnost teme i činjenicu da je u porastu broj kompanija i naučno-istraživačkih ustanova u Republici Srbiji, koje raspolažu opremom za aditivnu proizvodnju, može se zaključiti da su mogućnosti primene rezultata istraživanja iz disertacije velike. Razvijena metoda se zasniva na primeni visokosofisticiranih tehnologija reverznog inženjerstva i aditivne proizvodnje u preciznom livenju ortopedskih implantata, i kao takva je pogodna za implementaciju u livnicama u Republici Srbiji. Jedna od najvažnijih prednosti metode predložene u ovoj disertaciji je to što se njenom primenom mogu integrisati savremeni PLM sistemi, konvencionalna tehnologija preciznog livenja i medicina.

Aditivne proizvodne tehnologije su relativno malo istražene i primenjivane na ovom geografskom području, te su neki od očekivanih rezultata indikatori koji će pokazati mogućnosti, prednosti i nedostatke koje donosi primena ovih tehnologija, posebno u preciznom livenju ortopedskih implantata. Takođe, ukazaće se na neke pravce rešenja pojedinih problema koji se javljaju, kao i na neke nove, moguće pravce i oblasti istraživanja iz ove tematike.

Predložena metoda se kasnije može usavršavati i dopunjavati kako bi postala primenljiva na šire oblasti delovanja.

Naučni rezultati:

- Sistematizacija znanja iz navedenih oblasti,
- Razvoj odgovarajuće metoda primene AM tehnologija u preciznom livenju u funkciji optimizacije postupka preciznog livenja i
- Implementacija AM tehnologija u proizvodnji metalnih odlivaka implantata.

Stručni rezultati:

- Sistematizacija metoda, tehnika i alata i
- Provera predložene metode implementacijom.

Društveni rezultati:

- Primena rezultata u okviru unapređenja postupka preciznog livenja u livnicama u Vojvodini i
- Razmatranje mogućnosti primene rezultata na širem prostoru Srbije.

2.7. Tok disertacije

Na početku disertacije dat je kratak uvod u oblast primene aditivnih proizvodnih tehnologija u bioinženjeringu definisanjem pojmova preciznog livenja i ortopedskih implantata kolena i kuka, kao i objašnjenjem važnosti prilagođenih implantata kod totalne zamene zglobova. U okviru uvoda dat je kratak prikaz problema koji se javljaju pri konvencionalnim postupcima izrade proteza kolena i kuka i motivacija za izradu doktorske disertacije.

Prvo poglavlje donosi pregled stanja istraživanja u oblasti. Obzirom na multidisciplinarnost istraživanja, pregled stanja istraživanja obuhvatio je više oblasti. Prva obuhvata istraživanja u oblasti primene AM tehnologija za izradu ortopedskih implantata, sa posebnim akcentom na značaj pitanja dizajna prilagođenih implantata, kao i pregled i analizu koncepata dizajna implantata.

Druga oblast istraživanja vezana je za konvencionalne i aditivne proizvodne tehnologije koje se koriste za izradu ortopedskih implantata i analizu mogućnosti primene odgovarajućih biomaterijala.

Treća oblast je vezana za mogućnosti primene AM tehnologija u postupku preciznog livenja, sa posebnim akcentom na značaj pitanja izrade topljivih modela. U tom smislu dati su pregled i analiza direktnih i indirektnih AM pristupa rešavanju problema izrade topljivih modela.

U **drugom poglavlju** dat je metodološki koncept istraživanja u kojem su definisani problem, predmet i cilj istraživanja. Takođe su postavljene glavna i pomoćne istraživačke hipoteze.

Treće poglavlje obuhvata prikaz razvoja i karakteristika implantata za zamenu zglobova kolena i kuka, uz poseban osvrt na biomaterijale koji se koriste za izradu implantata, kao i na probleme otkaza implantata.

Sledi **četvrto poglavlje** u kojem je dat pregled i analiza konvencionalnih tehnologija za izradu ortopedskih implantata, sa posebnim akcentom na postupak preciznog livenja. Dat je pregled tehnološkog procesa izrade odlivaka u postuku preciznog livenja, princip rada mašina za brizganje voska i dijagrami ciklusa ubrizgavanja voska. Detaljno je prikazan proces izrade voštanih modela kao i greške koje se javljaju pri izradi voštanih modela.

Peto poglavlje obuhvata pregled i analizu aditivnih proizvodnih tehnologija za izradu ortopedskih implantata i obuhvata četiri celine. U prvoj celini data je klasifikacija AM tehnologija i detaljan opis principa rada, karakteristika mašina i materijala za najvažnije procese iz svih šest kategorija AM tehnologija.

U drugom delu analizirane su mogućnosti AM tehnologija potencijalno primenljivih za izradu topljivih modela za precizno livenje. Prikazani su različiti pristupi izradi topljivih modela koji obuhvataju direktnu izradu topljivih modela, direktnu i indirektnu izradu kalupa za topljive modele i direktnu izradu keramičke školjke.

Treća celina daje prikaz primene AM procesa, mašina i biomaterijala u direktnoj izradi prilagođenih ortopedskih implantata.

U četvrtoj celini dat je prikaz osnovnih konceptijskih i pojmovnih relacija iz oblasti reverznog inženjerstva. Predstavljene su tehnike koje se mogu primeniti za 3D digitalizaciju fizičkih modela, kao i procesi reverznog inženjerstva i strategije skeniranja i konvertovanja podataka u 3D model. Razmatrane su različite procedure skeniranja u medicini i obrada podataka medicinskim imidžingom.

Šesto poglavlje predstavlja najvažniji deo istraživanja i obuhvata razvoj i implementaciju integrisanog sistema za „brzo precizno livenje” ortopedskih implantata. U ovom poglavlju pristupilo se eksperimentalnom delu istraživanja predviđenom u projektnom zadatku prikazanom u poglavlju 2.3. Poglavlje obuhvata više celina ali se one mogu svesti na četiri najvažnija segmenta od kojih je prvi izrada standardnih i prilagođenih računarskih modela implantata kolena i kuka primenom tehnika medicinskog modeliranja i reverznog inženjerstva.

Drugi segment predstavlja optimizaciju procesa injekcionog brizganja voska za prethodno kreirane modele implantata, primenom metoda konačnih elemenata (MKE) odnosno računarske simulacije.

Treći segment počinje izborom potencijalnih tehnologija za izradu AM modela implantata. Nakon toga sledi detaljan prikaz eksperimenta tj. tehnoloških procesa izrade ortopedskih implantata na svakom od izabranih AM sistema. Ovaj segment obuhvata i

izradu voštanih modela implantata tehnologijom vakuumskog livenja u kalupima od silikonske gume.

Poslednji, četvrti segment prikazuje kontrolu tačnosti dimenzija i verifikaciju izrađenih topljivih modela.

Sedmo poglavlje obuhvata analizu tehnološkičnosti izrađenih AM modela Binarnim ocenjivanjem i analizu primenljivosti različitih AM procesa za izradu topljivih modela implantata kroz primenu metode Analitičko hijerarhijski proces u funkciji izbora optimalnog AM sistema.

Osmo poglavlje donosi analizu i diskusiju rezultata istraživanja.

U **poglavljima devet i deset** data su zaključna razmatranja i predlozi daljih istraživanja u ovoj oblasti, čiji bi rezultati pružili potpuniji uvid u mogućnosti primene aditivnih proizvodnih tehnologija u postupku preciznog livenja prilagođenih implantata sa aspekta optimizacije tehnno-ekonomskih parametara proizvodnje. Na bazi rezultata realizovanog istraživanja u okviru doktorske disertacije i aktuelnosti problematike obrazložene su mogućnosti i potrebe za nastavkom istraživanja u ovoj oblasti. Ukazano je na ograničenja i nedostatke primene ove metode koja su prvenstveno iskazana u troškovima usvajanja i transfera tehnologije koja je primenjena u istraživanju, kao i potrebi za razvojem novih biokompatibilnih materijala.

2.8. Organizacija istraživanja

Ekperimentalni deo istraživanja realizovaće se u:

- Centar za numeričku simulaciju i digitalnu/brzu izradu prototipova, Fakultet za inženjerstvo i menadžment, Univerzitet Eftimie Murgu, Rešica (Rumunija),
- 3D Impuls, Laboratorija Fakulteta za mašinstvo i građevinarstvo, Kraljevo, Univerzitet u Kragujevcu,
- Kompanija 3D Svet, Beograd,
- Laboratorija za Rapid Prototyping, Mašinski fakultet, Češki tehnički Univerzitet u Pragu, (Republika Češka) i
- Livnica preciznih odlivaka LPO Ada.

Ekperimentalni deo istraživanja realizovaće se primenom sledeće opreme:

- PolyJet sistem Objet30 Desktop,
- Selective Laser Sintering (SLS) sistem EOS Formiga P100,
- 3D Printing (3DP) sistem Spectrum Z510,
- Fused Deposition Modeling (FDM) sistem Stratasys Prodigy Plus,
- Trodimenzionalni skener Noomeo OptiNum i
- Oprema livnice preciznih odlivaka.

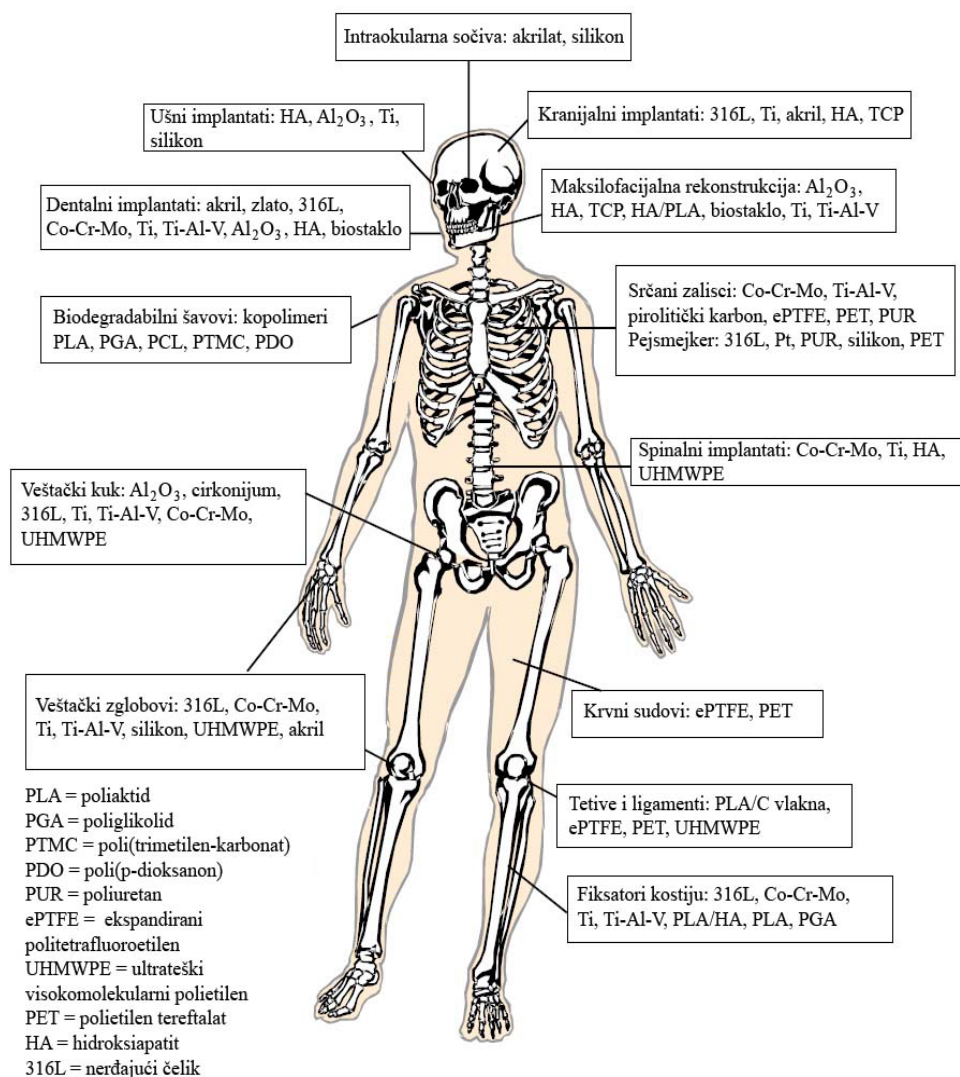
Programski paketi i alati koji će se koristiti: MS Windows, MS Office, AutoCAD, SolidWorks, Magics RP, Mimics, NumiSoft, Geomagic Design X, Objet Studio, EOS RP-Tools, PSW, ZPrint, Stratasys Insight, SolidWorks Plastics, GOM Inspect, Expert Choice.

3. RAZVOJ I KARAKTERISTIKE ORTOPEDSKIH IMPLANTATA

3.1. Biomaterijali i biokompatibilnost

Materijali su tokom razvoja ortopedije predstavljali stavku koja je, u početku, ograničavala inženjere i hirurge. Napredak je bio ograničen slabim razumevanjem građe i funkcija ljudskog organizma pa su korišćeni materijali poput običnog čelika sa visokim sadržajem ugljenika i životinjske kosti. Snažna negativna biološka reakcija na ove materijale uvela je nauku u područje istraživanja biokompatibilnosti.

Biokompatibilni materijali su oni materijali koji se primenjuju u kontaktu sa ćelijama, tkivima ili telesnim tečnostima ljudskog organizma. Njihova najčešća primena je za zamenu ili nadogradnju strukturnih komponenti ljudskog organizma sa ciljem prevazilaženja oštećenja do kojih dolazi zbog starenja, bolesti ili nesrećnih slučajeva. Biomaterijali se koriste u ortopediji, plastičnoj hirurgiji, oftalmologiji, maksilofacijalnoj hirurgiji, kardiologiji, urologiji, neurologiji i drugim oblastima medicine i to sa približno 400 proizvoda, dok skoro 10% medicinskih aktivnosti zahteva primenu biomaterijala za potrebe dijagnostike, prevencije i lečenja (slika 3.1) [78], [81].



Slika 3.1. Primena biomaterijala u medicini [81]

3.2. Interakcija biomaterijala i ljudskog tela

Materijali koji se koriste za izradu medicinskih implantata u ortopediji moraju da zadovolje određene kriterijume i imaju sledeća svojstva [81], [82]:

- Biokompatibilnost – je primarna karakteristika koju implantat mora da poseduje, odnosno materijal koji se implantira u živi organizam mora se odlikovati izrazitim afinitetom ćelija prema površini implantata. U slučaju da tkivo ne može da prihvati implantat, onda je on sa inženjerskog aspekta neprihvatljiv za izradu implantata,
- Odgovarajući dizajn i tehnološkičnost – metoda konačnih elemenata (MKE) je moćan analitički alat koji se primenjuje u projektovanju implantata zglobova. Savremeni proizvodni procesi su neophodan preduslov za obezbeđenje kvaliteta koji se zahteva za ortopedske implantate,
- Mehanička i biološka stabilnost – materijali usađeni u ljudski organizam u vidu implantata tokom celog svog radnog veka trebalo bi da funkcionišu bez ikakvih oštećenja, što podrazumeva njihovu visoku zamornu čvrstoću pri koroziji i zamornu čvrstoću pri trenju i koroziji, ali i minimalno oslobađanje čestica prilikom trenja i habanja,
- Netoksičnost – ovo je izuzetno važna karakteristika biomedicinskih materijala s obzirom na to da oslobađanje metalnih jona i drugih produkata može uticati na pojavu raka, deformiteta, alergija, nekroza, kalcifikacija i zapaljenskih procesa,
- Otpornost prema koroziji – u idealnom slučaju biokompatibilni metalni materijali ne bi trebalo uopšte da korodiraju kada se nalaze u dodiru sa živim tkivima i
- Osobine biomaterijala – dimenzije implantata ograničene su i moraju težiti što manjim vrednostima zbog ograničenog prostora u ljudskom organizmu, a vrednosti čvrstoće i žilavosti moraju biti dovoljno visoke. Jangovi moduli biokompatibilnih materijala moraju biti pet do deset puta viši od Jangovog modula kosti, što je izuzetno nepovoljna karakteristika ovih materijala obzirom na to da razlika modula elastičnosti metalnog materijala i kosti uslovljava značajno opterećenje kosti i kao rezultat ima smanjenje gustine kostiju.

Implantati imaju komplikovanu konfiguraciju i izrađuju se od legura pogodnih za precizno livenje u vakuumu, kovanje i hladno deformisanje uz neophodnu završnu mehaničku obradu, sa ciljem da se poveća otpornost implantata na lom usled zamora materijala.

3.3. Materijali za primenu u ortopediji

Za ortopedske hirurge je važno da razumeju prirodu biomaterijala, njihovu strukturu, osobine kao i efekte interakcije sa mekim i tvrdim tkivima, krvi, intra i ekstracelularnim tečnostima ljudskog tela. Razvoj u oblasti ortopedije iziskuje velike napore mnogih ortopedskih hirurga, eksperimentalnih hirurških laboratorija i istraživačkih centara, univerzitetskih istraživača, akademskih, društvenih i naučnih organizacija i velikog broja interdisciplinarnih grupa. Međutim, predstoje još veliki izazovi koje treba prevazići kada je u pitanju razvoj novih biomaterijala koji će dugoročno poboljšati kliničke rezultate u oblasti ortopedске hirurgije.

Glavni biomaterijali koji se koriste u ortopedskoj hirurgiji podeljeni su dve grupe: metalni i nemetalni. U tabeli 3.1 prikazani su pojedini materijali i njihova primena u ortopediji.

Vrsta materijala	Primena
METALI	
Nerđajući čelici <ul style="list-style-type: none"> • Austenitni – AISI 316, 316L, 316LVM, 316Ti, 317, 321 • Precipitaciono ojačani – AISI 630(17-4PH) 	Veštački zglobovi, fiksatori preloma kostiju
Titan i njegove legure <ul style="list-style-type: none"> • Ti • Ti-6Al-4V • Ti-6Al-7Nb 	Veštački zglobovi
Kobaltove superlegure <ul style="list-style-type: none"> • Co-Cr • Co-Cr-Mo 	Veštački zglobovi, fiksatori preloma kostiju
Magnezijum	Veštački zglobovi
Tantal (Trabekularni metal)	Veštački zglobovi
KERAMIKE	
<ul style="list-style-type: none"> • Aluminiyum oksid – Al₂O₃ • Cirkonijum oksid – ZrO² • Kalcijum fosfat • Kalcijum sulfat • Ugljenik 	Delovi implantata kuka Delovi implantata kuka Dodatak za zarastanje kostiju, površinske prevlake za veštačke kukove Dodatak za zarastanje kostiju Prevlake na ortopedskim implantatima
POLIMERI	
<ul style="list-style-type: none"> • Silikon • Poliester • Polietilen (PE) • Polimetilmetakrilat (PMMA) 	Zglobovi prstiju Fiksiranje preloma Delovi implantata kolena i kuka, veštački ligamenti i tetive Koštani cement

Tabela 3.1. Materijali i njihova primena u ortopediji [82]

3.3.1. Metali

Danas se u ortopedskoj hirurgiji uglavnom koriste nerđajući čelici (austenitni i precipitaciono ojačani), superlegure na bazi kobalta (Co-Cr legure), titanijum i njegove legure i veoma retko, kompozitni materijali.

3.3.1.1. Nerđajući čelici

Veliki broj legura se može smatrati za nerđajući čelik. Ovi čelici prave se dodatkom više od 12% hroma, a kao rezultat formira se tanak hemijski stabilan pasivan oksidni film. Ovaj film nastaje i regeneriše se u prisustvu kiseonika. Za nerđajuće čelike se može reći da ne korodiraju. Ipak, u slanom i hloridnom okruženju dolazi do tačkaste korozije, a kiseonik u reakciji sa jonima hlora ubrzava proces korozije [20].

Kada su u pitanju biomaterijali koji se koriste u ortopedskoj hirurgiji, koriste se samo austenitni i precipitaciono ojačani čelici. U medicinske svrhe najviše se koriste austenitni nerđajući čelici, i to posebno 316 i 316L zbog svoje visoke otpornosti na

koroziju. ASTM (American Society for Testing and Materials) za izradu implantata preporučuje tip 316L, umesto tipa 316. Jedan od razloga je taj što je kod 316L čelika otpornost na koroziju poboljšana dodavanjem molibdena i smanjenjem sadržine ugljenika. Uključivanje molibdena poboljšava otpornost na tačkastu koroziju u slanom rastvoru. Ovu grupu čelika karakteriše bolja otpornost na koroziju u odnosu na druge čelike. Hemijski sastav 316L nerđajućeg čelika dat je u tabeli 3.2.

Element	Sadržaj [tež%]
C	0,03 max
Mg	2,00 max
P	0,03 max
S	0,03 max
Si	0,75 max
Cr	17,00 – 20,00
Ni	12,00 – 14,00
Mo	2,00 – 4,00

Tabela 3.2. Hemijski sastav 316L nerđajućeg čelika [2]

Najvažniji element legure je nikel i on stabilizuje austenitnu formu železa i doprinosi povećanju otpornosti na koroziju. Molibden povećava otpornost na koroziju formiranjem pasivnog filma. Azot i ugljenik su rastvorljivi u železu, i doprinose povećanju čvrstoće. Ugljenik ima visok afinitet sa hromom i formira hrom karbide. usled ovog dolazi do taloženja ugljenika u oblastima oko karbida. Na ovaj način se smanjuje koncentracija hroma, a time i otpornost na koroziju čelika u okolini karbida.

Po svom hemijskom sastavu nerđajuće čelike delimo na dve kategorije: hrom i hrom-nikel. Po mikrostrukturi se dele na tri kategorije: feritne, martenzitne i austenitne.

U tabeli 3.3 prikazane su mehaničke osobine 316L nerđajućeg čelika i kao što se može zapaziti, u zavisnosti od primenjenog procesa obrade mogu se dobiti različite osobine. Kod termičke obrade kaljenjem dobija se mekši materijal, dok se kod hladnog vučenja dobijaju veća čvrstoća i krutost.

Uslovi	Zatezna čvrstoća R_m [MPa]	Napon tečenja $R_{p0,2}$ [MPa]	Izduženje A (%)	Tvrdoća
kaljen	485 ili 505	172 ili 195	40	95 HRB
hladno deformisan	860	690	12	-

Tabela 3.3. Mehaničke osobine 316L nerđajućeg čelika [2]

Uprkos činjenici da su biomehaničke osobine nerđajućeg čelika slabije u odnosu na druge legure, nerđajući čelici ipak poseduju veću duktilnost u odnosu na druge metale. Pogodni su za izradu privremenih implantata, kao što su koštane ploče, vijci i klinovi. Sve prethodno navedene osobine nerđajućeg čelika omogućavaju da se najčešće smatra za jeftiniju varijantu Ti i Co legura.

3.3.1.2. Kobaltove superlegure

Razvoj i istraživanje superlegura na bazi kobalta datira od početka dvadesetog veka, kada je patentirana prva superlegura na bazi kobalta, pod nazivom *Vitalium dentura*, koja je bila namenjena za primenu u stomatologiji. Daljim poboljšanjima i modifikacijama razvijene su različite superlegure pogodne za kovanje i precizno livenje, a koristile su se za izradu visoko termo-otpornih delova, za turbo kompresore avionskih motora i turbina, kao i za proizvodnju implantata komplikovane konfiguracije. Zajednički naziv za ovu grupu legura je kobalt-hrom legure i razlikujemo Co-Cr-Mo leguru, koja se obično koristi za izlivanje, i Co-Ni-Cr-Mo leguru, koja se obično koristi za kovanje [20], [81], [82].

U ASTM standardu navedena su četiri tipa Co legura koje se preporučuju za izradu implantata: livena Co-Cr-Mo legura (F76), kovana Co-Cr-W-Ni legura (F90), kovana Co-Ni-Cr-Mo legura (F562) i kovana Co-Ni-Cr-Mo-W-Fe legura (F563). Danas su samo livena Co-Cr-Mo i kovana Co-Ni-Cr-Mo legura u širokoj upotrebi za izradu ortopedskih implantata. U tabeli 3.4 dat je hemijski sastav Co-Cr legura.

Element	CoCrMo (F75)		CoCrWNi (F90)		CoNiCrMo (F562)		CoNiCrMoWFe (F563)	
	Min.	Maks.	Min.	Maks.	Min.	Maks.	Min.	Maks.
Cr	27,0	30,0	19,0	21,0	19,0	21,0	18,00	22,00
Mo	5,0	7,0	-	-	9,0	10,5	3,00	4,00
Ni	-	2,5	9,0	11,0	33,0	37,0	15,00	25,00
Fe	-	0,75	-	3,0	-	1,0	4,00	6,00
C	-	0,35	0,05	0,15	-	0,025	-	0,05
Si	-	1,00	-	1,00	-	0,15	-	0,50
Mn	-	1,00	-	2,00	-	0,15	-	1,00
W	-	-	14,0	16,0	-	-	3,00	4,00
P	-	-	-	-	-	0,015	-	-
S	-	-	-	-	-	0,010	-	0,010
Ti	-	-	-	-	-	1,0	0,50	3,5
Co	ostalo							

Tabela 3.4. Hemijski sastav Co-Cr legura [3], [4], [5]

Co-Ni-Cr-Mo legure koje imaju visok udeo Ni (25-37%) imaju visoku otpornost na koroziju, ali i moguću toksičnost i/ili imunogene reakcije zbog oslobođenog Ni. Zbog slabijeg habanja Co-Ni-Cr legure su nepogodne za primenu kod pokretnih komponenti implantata. Zbog toga je Co-Cr-Mo najvažnija legura za implantate koja se koristi u izradi veštačkih zglobova.

3.3.1.3. Titan i njegove legure

Titan je izuzetno reaktivan element, koji se u zemljinoj kori nalazi u vidu stabilnog oksida, što samo potvrđuje činjenicu da je metalni titan i kiseonik teško razdvojiti. Iz tog razloga titan je tek kasnih 1930-tih ušao u komercijalnu upotrebu u SAD. Iako je titan u medicinske svrhe počeo da se upotrebljava znatno kasnije nego drugi metalni biokompatibilni materijali, njegova upotreba u medicinske svrhe ubrzo je značajno uvećana zahvaljujući njegovim izuzetnim mehano-hemijskim osobinama kao što su: relativno visoka specifična čvrstoća, nizak modul elastičnosti, visoka biokompatibilnost,

izuzetno nizak nivo toksičnosti, ali i lošije tribološke karakteristike pogotovo kada se uporedi sa nerđajućim čelicima i Co-Cr legurama. Zahvaljujući brznoj reakciji titana sa kiseonikom na sobnoj temperaturi, na površini titana obrazuje se veoma stabilan pasivizirajući zaštitni oksidni film [20], [81], [82].

Dve legure koje su razvijene i koje se najviše koriste za implantate su komercijalno čisti titan (CPTi) i legura Ti-6Al-4V. Komercijalno čist titan, koji se popularno obeležava kao CP titan, odlikuje se jednofaznom α mikrostrukturom. Titan CP može sadržavati izuzetno nisku količinu gvožđa, azota i kiseonika, dok je ukupan sadržaj ostalih elemenata obavezno niži od 0,7%. Zbog neznatnih, ali strogo definisanih razlika u sastavu, CP titan se proizvodi u četiri osnovna sastava, koji se obeležavaju brojevima od 1 do 4. Sa porastom broja raste i vrednost zatezne čvrstoće kojom se odlikuju ti sastavi. U odnosu na legure titana, čist titan se karakteriše povećanom otpornošću prema koroziji, dok se α legure titana odlikuju boljom otpornošću prema povišenim temperaturama i boljom zavarljivošću od β legura, pri čemu im je čvrstoća i mogućnost oblikovanja niža. U tabeli 3.5 dat je hemijski sastav za četiri stepena nelegiranog titana za hirurške implantate.

Element	Stepen 1	Stepen 2	Stepen 3	Stepen 4	Ti6Al4V*
Azot	0,03	0,03	0,05	0,05	0,05
Ugljenik	0,10	0,10	0,10	0,10	0,08
Vodonik	0,015	0,015	0,015	0,015	0,0125
Železo	0,20	0,30	0,30	0,50	0,25
Kiseonik	0,18	0,25	0,35	0,40	0,13
Titan	ostalo				

Aluminijum 6,00tež% (5,50 – 6,50), vanadijum 4,00tež% (3,5 – 4,5), i ostali elementi 0,1tež% maksimalno ili 0,4tež% ukupno.

Primerba: sve su maksimalno dozvoljeni težinski udeli.

Tabela 3.5. Hemijski sastav titana i njegovih legura [1]

Kao što se vidi iz tabele 3.5 glavni legirani elementi Ti-6Al-4V legure su aluminijum (5,50-6,50% težine) i vanadijum (3,5-4,5% težine).

Komercijalno čist titan se pre svega koristi u stomatologiji za izradu dentalnih implantata, mada se koristi i u ortopediji u vidu žičanih mrežica, koje služe kao porozne prevlake sinterovane na površini veštačkih zglobova izrađenih od legura titana.

Titan i legure titana, posebno legure $\alpha + \beta$ tipa kao što je Ti-6Al-4V, smatraju se najprikladnijim biokompatibilnim metalnim materijalima zbog njihove odlične kombinacije mehaničkih karakteristika, otpornosti prema koroziji i biokompatibilnosti. Koeficijenti torziona i aksijalne krutosti Ti legura su bliži osobinama kosti, i teoretski prouzrokuju manje zaštite od napona od nerđajućeg čelika i Co legura. Pored toga, istraživanja vođena tokom protekle decenije pokazala su da je vanadijum izuzetno toksičan, pa se iz tog razloga intenzivno radi na razvoju novih legura koje sadrže elemente koji ne bi bili toksični za ljudski organizam. Takođe je za razvoj novih biokompatibilnih legura titana, izuzetno značajno i postizanje niže vrednosti modula elastičnosti.

Osnovna ideja u razvoju novih legura za primenu u medicini je da se vanadijum i aluminijum zamene niobijumom, tantalom i cirkonijumom, ne bi li se na taj način

izbegle negativne karakteristike do sada široko primenjivane Ti-6Al-4V legure, jer se pokazalo da je toksičnost pomenutih elemenata izuzetno niska. Legura Ti-13Nb-13Zr, razvijena u SAD, pokazuje izuzetna svojstva. To je legura titana tip β i odlikuje se niskim vrednostima modula elastičnosti i čvrstoćom značajno poboljšanom u odnosu na komercijalnu Ti-6Al-4V leguru, zbog čega je izuzetno interesantna za primenu u biomedicinskom inženjerstvu.

Možda su najveći nedostaci Ti legura njihova relativna mekoća u poređenju sa Co-Cr-Mo legurama, kao i njihova slaba otpornost na habanje, pa se ove legure bez prethodne dodatne površinske obrade, kao što je jonska implementacija, ne mogu koristiti za izradu zglobnih površina. Ti-6Al-4V je više od 15% mekši od Co-Cr-Mo legura, što se takođe ispoljava u većem habanju od Co-Cr-Mo, kada se primenjuje za zglobne površine npr. kod femoralne glave implantata kuka. Zbog ovih razloga Ti legure se retko primenjuju za izradu kada se zahtevaju dobra čvrstoća i otpornost na habanje.

Mehaničke osobine komercijalno čistog titana i Ti-6Al-4V legure date su u tabeli 3.6. Kao što se iz ove tabele može videti viši udeo nečistoća dovodi do veće čvrstoće i niže duktilnosti. Čvrstoća materijala varira od vrednosti mnogo niže od 316L nerđajućeg čelika ili Co legura do vrednosti približnih kao kod kaljenog 316L nerđajućeg čelika ili livene Co-Cr-Mo legure. Ipak, kada se uporede specifične čvrstoće, legure titana su bolje od bilo kog drugog materijala za implantate. I pored toga titan ima slabiju otpornost na smicanje, što ga čini nepodobnim za izradu koštanih vijaka, ploča i sličnih implantata.

Osobine	Stepen 1	Stepen 2	Stepen 3	Stepen 4	Ti6Al4V	Ti13Nb13Zr
Zatezna čvrstoća R_m , MPa	240	345	450	550	860	1030
Napon tečenja $R_{p0.2}$, MPa	170	275	380	485	795	900
Izduženje, %	24	20	18	15	10	15
Oblast redukcije, %	30	30	30	25	25	45

Tabela 3.6. Mehaničke osobine titana i njegovih legura [20]

3.3.2. Nemetali

Najvažniji materijali iz grupe nemetalnih materijala koji se koriste za izradu ortopedskih implantata su: polimeri i keramike.

3.3.2.1. Polimeri

Kada je u pitanju primena u ortopediji polimeri se najviše koriste za klizajuće površine kod zamene zglobova i kao materijal za interpoziciono cementiranje između implantata i kosti. Za izradu komponenti veštačkih proteza, materijal mora da ispunjava određene mehaničke karakteristike, otpornost na habanje, ali i da poseduje osobinu biokompatibilnosti. Džon Čarnli je u početku koristio teflon (PTFE) za acetabularnu komponentu kod artroplastike kuka. Međutim, ubrzano puzanje i loša otpornost na koroziju materijala uzrokovali su otkaz *in vivo*, što je za posledicu imalo zamenu materijalom ultrateškim visokomolekularnim polietilenom (UHMWPE), poznatim pod komercijalnim nazivom „chirulen“.

Od polietilena u granulama, pod visokim pritiskom na odgovarajućoj temperaturi, proizvode se ploče različitih debljina, od kojih se sečenjem proizvode polufabrikati u obliku šipki, a njihovom mehaničkom obradom se izrađuju komponente za endoproteze zgloba kuka i kolena. Polietilen je komercijalno raspoloživ u tri varijante: niske gustine, visoke gustine i UHMWPE. U totalnoj artroplastici kuka tipično acetabularna čašica od UHMWPE artikuliše o femoralnu glavu od Co-Cr legure. Kod totalne artroplastike kolena od materijala UHMWPE izrađuje se tibijalni umetak koji se nalazi između tibijalne i femoralne komponente, kao i patelarna komponenta koja zamenjuje i oponaša klizanje prirodne patele po femuru (trohlea femura).

3.3.2.2. Keramike

U prethodnoj deceniji keramika i staklokeramika dobijaju sve veći značaj u izradi implantata. U Evropi se koriste preko tri decenije, dok je u SAD tek 2003. odobreno da se prvi implantat kuka sa klizajućom površinom tipa keramika-keramika koristi u artroplastici kuka. Keramički materijali koji se koriste u proizvodnji implantata sadrže čiste i veoma sitne kristale oksida aluminijuma ili cirkonijuma. Keramički materijali su hemijski i biološki inertni prema tečnostima iz organizma, u znatno većoj meri u odnosu na druge materijale koji se koriste za izradu implantata. Poseduju posebno visoku tvrdoću, i otpornost na habanje i oštećenja koja mogu nastupiti ukoliko delići koštane mase, koštanog cementa ili čestica metala dođu u dodir sa površinama delova izrađenih od keramike.

Usled visoke krutosti, keramički materijali nisu podložni nikakvim deformacijama. Ukoliko naprezanje pređe određenu granicu, dolazi do pucanja. Takođe, komponente koje su neposredno u kontaktu sa keramičkim materijalima, moraju biti tačno obrađene, jer svako prinudno prilagođavanje dovodi do pucanja. Keramički materijali imaju izuzetno nizak koeficijent trenja. Komponente endoproteza koje se izrađuju od keramičkih materijala su glavica i uložak bescementne acetabularne čašice.

Keramički materijal od kristala oksida aluminijuma Al_2O_3 , poznat je pod imenom BioloX 10. Keramički materijal Al_2O_3 znatno je jači od keramičkog materijala na bazi oksida aluminijuma i poznat je pod imenom ZTA (Zirconia Toughened Alumina) keramika.

U ortopediji i stomatologiji je najčešću primenu našao hidroksiapatit (OHAp). Ovaj keramički materijal koristi se za oblaganje komponenti bescementne totalne endoproteze zgloba kuka, proksimalni deo femoralne komponente i metalni deo acetabularne komponente. U ovom slučaju se fiksiranje odvija direktnim vezivanjem kosti za poroznu površinu obloge od hidroksiapatita.

3.4. Implantati u ortopediji

Nezadrživi tehnološki napredak snažno utiče na razvoj osteosintetske, endoprotetske i rekonstruktivne hirurgije lokomotornog sistema čoveka. Uprkos velikom broju kosti u ljudskom organizmu, gotovo da ne postoji područje koje nije pokriveno specifičnim implantatom za osteosintezu. Lečenje preloma dobija velike mogućnosti razvojem novih, bolje prilagođenih, biokompatibilnijih implantata što pozitivno utiče na kvalitet rezultata. Endoprotetska hirurgija je još propulzivnija od osteosintetske zbog većeg zamajca industrije koja pruža logističku potporu i osigurava razvoj novih tipova

endoproteza. Rekonstruktivna hirurgija je primarno bila vezana uz zglob kolena i prednji ukršteni ligament, međutim danas su nove rekonstruktivne procedure obuhvatile sve veće zglobove. U domenu fiksacije presađenih jedinica kod rekonstruktivne hirurgije takođe se proizvode raznovrsni implantati [47].

Sve navedene grane ortopedske hirurgije koriste implantate i danas se realizuju gotovo rutinski operativni zahvati širom sveta. Uz mnogobrojne, nesumnjivo pozitivne rezultate, jedan deo operativnih zahvata može završiti sa određenim komplikacijama. Povećanjem apsolutnog broja operisanih pacijenata povećava se i incidencija komplikacija. Kad su u pitanju metalni implantati moguće je pucanje implantata, korozija, galvanizirajuća korozija kod primene različitih metala, povećano trenje i trošenje materijala, infekcija i vrlo retko maligna alteracija.

3.4.1. Istorijskipregled

Hirurgija lokomotornog sistema evoluirala je u XIX i XX veku više nego u dva milenijuma koja su im prethodila. Svakodnevní život prožela su tehnološka dostignuća. Tehnologija je vekovima pre imala malu ulogu u medicinskoj praksi, a praktične procedure provodili su manje sposobni, niže rangirani lekari. Nakon industrijske revolucije nauka i tehnologija postali su nerazdvojno povezani. Od tog trenutka kreće i ubrzano uvođenje tehnoloških rešenja u medicinsku praksu.

Početak današnje ortopedije vezuje se za pionirska nastojanja Žan Andre Venel-a da osnuje prvu specijalizovanu ustanovu za pružanje medicinske pomoći deci sa skeletalnim deformacijama. Godine 1780. osnovan je prvi ortopedski institut u mestu Orbe pored Ženeve u Švajcarskoj. Naziv ortopedija prvi put se spominje pojavljuje u frankofonskom prostoru (složenica od dveju grčkih reči: uspravan i dete) objavljivanjem Nikolas Andrie-va dela: „L'Orthopédie, ou l'art de prévenir et de corriger dans les enfants, les difformités du Corps“, 1741. g. u Parizu. U početku je primenjivano konzervativno lečenje i prevencija. Izvođenjem vežbi najčešće su lečeni deformiteti kičme. Sredinom IX veka ortopedska hirurgija postala je priznata kao hirurška grana istovremeno sa oftalmologijom [47].

Snažan impuls razvoju hirurških tehnika lečenja daju okolnosti u kojima se javlja sve više ranjenika iz brojnih ratova. Za vreme srednjeg veka ranjenici su lečeni zavojima natopljenim krvlju ranjenih konja koji su nakon zgrušavanja bili dovoljno kruti da mogu imobilisati povređeni ekstremitet. Povremeno su se javljali pokušaji operativnog lečenja koji su najčešće završavali smrtonosnom sepsom. Zbog takvih okolnosti hirurško lečenje bilo je orijentisano na spašavanje života odnosno amputiranje ekstremiteta, a ne smanjenjem izgleda za preživljavanje procedurama sa visokom stepenom komplikacija.

U XVIII veku veliki doprinos razvoju ortopedije dali su Persival Pot, Džon Hanter i Vilijam Džon Litl. Godine 1846. Henri Džekob Bigelou i doktor Dž. Varen izvode prvu ortopedsku operaciju u anesteziji eterom. Termin anestezija uveo je Oliver Vendel Holms. Otkriće i primena anestezije uz kontrolu bola snažno je podstaklo dalji razvoj ortopedije i povećalo broj izvedenih zahvata. Novo razdoblje u razvoju ortopedskih implantata javlja se 40-tih i 50-tih godina XX veka kada zdravstvena osiguranja počinju postavljati pitanje kako je moguće da prelom zaceli za 6-12 nedelja, a pacijentu je potrebno 6-12 meseci da se potpuno funkcionalno oporavi. Od tada počinje finansiranje naučno-istraživačkog rada koji je između ostalog doveo i do stvaranja AO grupe –

„Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen“ međunarodne organizacije za osteosintezu, 1958.g. u Švajcarskoj [47].

3.4.2. Vrste ortopedskih implantata

Ortopedski implantati mogu se podeliti u četiri glavne grupe:

- Osteosintetski implantati (stabilizacija i fiksacija kosti),
- Endoprotetski implantati,
- Nekonvencionalni modularni tumorski implantati i
- Spinalni implantati.

3.4.2.1. Implantati za osteosintezu

Osteosinteza podrazumeva hirurški zahvat kojim se spajaju i učvršćuju fragmenti kosti nakon preloma ili osteotomije. U lečenju preloma kosti postoje osnovni principi: tačno nameštanje preloma, zadržavanje položaja fragmenata dok ne srastu čvrstim kalusom i mogućnost rane rehabilitacije. Metoda osteosinteze u potpunosti ispunjava te osnovne principe. Za ovu svrhu koriste se žice, vijci, ekseri, pločice, spoljašnji fiksatori, itd.

Organizacija za osteosintetu je osnovana sa namerom da poveća interes i znanje u zbrinjavanju pacijenata sa povredama skeleta i posledičnim problemima. Danas se AO razvila u svetski značajnu naučno-hiruršku organizaciju koja se trudi da ponudi algoritme u lečenju i zbrinjavanju pacijenta sa fokusom na što bržu rehabilitaciju i povratak funkcije.

Optimalan implantat za osteosintezu ispunjava dve funkcije:

1. Repozicija ulomaka za vreme operacije i
2. Stabilizacija ulomaka za vreme zarastanja.

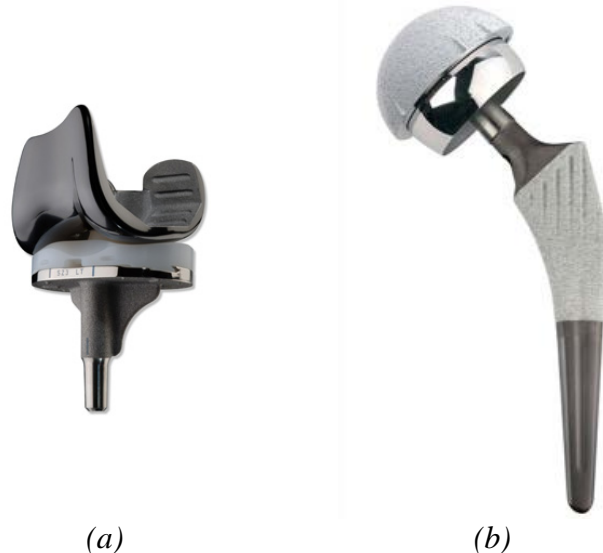
Pločice za osteosintezu posle hirurške ekspozicije kosti dolaze na periost i ostaju ispod mišićnog tkiva gde deluju kao ulošci koji omogućavaju zarastanje kosti. Osnovna funkcija im je stabilizacija koštanih fragmenata, a proizvode se najčešće od titanijuma ili nerđajućeg čelika. Brojni su proizvođači i koncepti dizajna koji su u upotrebi. Pločice se razlikuju po veličini i prilagođenosti posebnim anatomskim regijama.

3.4.2.2. Endoprotetski implantati

Hirurški zahvat kojim se formira zglob koji morfološki i funkcionalno odgovara normalnom zglobovima naziva se artroplastikom. Artroplastika se prvenstveno odnosi na ugradnju veštačkih zglobova, endoproteza, što se preciznije naziva aloartoplastika. Anatomski gledano gotovo svi veći zglobovi mogu biti zamenjeni, najčešće se međutim ugrađuju endoproteze veštačkog kuka, kolena i ramena. Broj ovakvih operacija svake godine raste kao i broj medicinskih centara u kojima se izvode.

Endoproteze su razvrstane prema različitim kriterijumima, mogu biti delimične ili parcijalne i potpune ili totalne. Parcijalna endoproteza zamenjuje samo jedan najčešće konveksni deo zgloba, a totalna proteza zamenjuje oba zglobna tela. Prema načinu fiksacije proteze delimo na bescementne, cementne i hibridne. Važna razlika između

cementnih i bescementnih endoproteza je u njihovom obliku i površinama. Cementne proteze imaju potpuno glatke površine, dok bescementne moraju biti hrapave sa makro i mikro porama u koje kasnije urasta kost. Prema indikacijama za ugradnju proteze se dele na primarne ili standardne, revizijske ili sekundarne, inverzne (zamena konveksnog i konkavnog zglobnog tela npr. ramena) i specijalne ili tumorske. Postoje još i primarne proteze koje se primenjuju u slučajevima kada nije moguće izvršiti uspešnu osteosintezu frakturiranih ulomaka pa se iste nazivaju trauma endoprotezama. Na slici 3.2 prikazane su totalne proteze kolena i kuka.

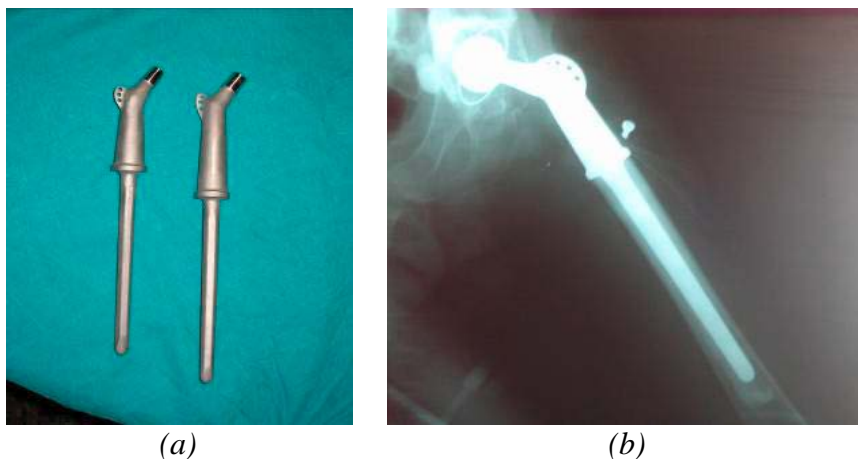


Slika 3.2. Totalne proteze zgloba kolena (a) i kuka (b) [105]

3.4.2.3. Nekonvencionalne modularne tumorske endoproteze

Osnovni cilj ortopedске onkologije je očuvanje zahvaćenih delova. U takvim slučajevima primenjuju se koštani alografti, modularne tumorske proteze (slika 3.3) ili njihova kombinacija. Najvažnije nekonvencionalne modularne tumorske endoproteze su:

- Nekonvencionalne modularne tumorske endoproteze kuka i
- Nekonvencionalne modularne tumorske endoproteze kolena.



Slika 3.3. Tumorska endoproteza: implantat (a) i ugrađena tumorska endoproteza zgloba kuka (b) [33]

Tumorska endoproteza može biti urađena po meri „custom made“ na osnovu podataka dobijenih primenom dijagnostičkih aparata, rentgen, skener ili magnetna rezonanca, ili kao modularna endoproteza sastavljena od standardnih elemenata u toku hiruške intervencije, odnosno kao „ready made“ endoproteza. Modularna tumorska endoproteza zgloba kuka omogućuje skraćanje vremena od uspostavljanja dijagnoze do hirurške, kliničke, realizacije, a takođe omogućuje visoku komfornost u toku same operacije, da se sklopi optimalna endoproteza. Kod dece i adolescenata u fazi rasta koji imaju tumor kostiju primenjuju se teleskopske modularne tumorske endoproteze.

3.4.2.4. Spinalni implantati

Počeci moderne hirurgije kičme vezuju se za američkog ortopedskog hirurga Pol Harington-a, koji je 1950.g. patentirao i uveo instrumentaciju za hirurško lečenje skolioze koja se raširila po celom svetu i duže vreme bila „zlatni standard“, a i danas služi kao alternativna metoda u lečenju.

Početakom XXI veka došlo je do povećanja proizvodnje sofisticiranih implantata kičme, koji se koriste se za stabilizaciju delova kičme koji su pretrpeli određenu traumu. Oni se najčešće ugrađuju trajno u organizam, jer je uklanjanje operacijom jako rizično i teško. Zbog toga se izrađuju od legura titana zbog biokompatibilnosti i kompatibilnosti sa magnetnom rezonancom, ali se poslednjih godina ubrzano radi na razvoju legura koje u svom sastavu ne sadrže vanadijum.

3.5. Prikaz karakteristika proteza veštačkog kolena

U ovom delu disertacije dat je prikaz metode implantacije totalne proteze kolena (eng. Total Knee Replacement – TKR), karakteristika proteza kolena, sa posebnim osvrtom na specifičnosti dizajna proteza kolena.

Kada su u pitanju proteze za zamenu zgloba kolena, smatra se da usled globalnog trenda starenja svetske populacije, broj implantacija na svetskom nivou godišnje dostiže približno milion. Očekivani životni vek proteza je od 5-15 godina.

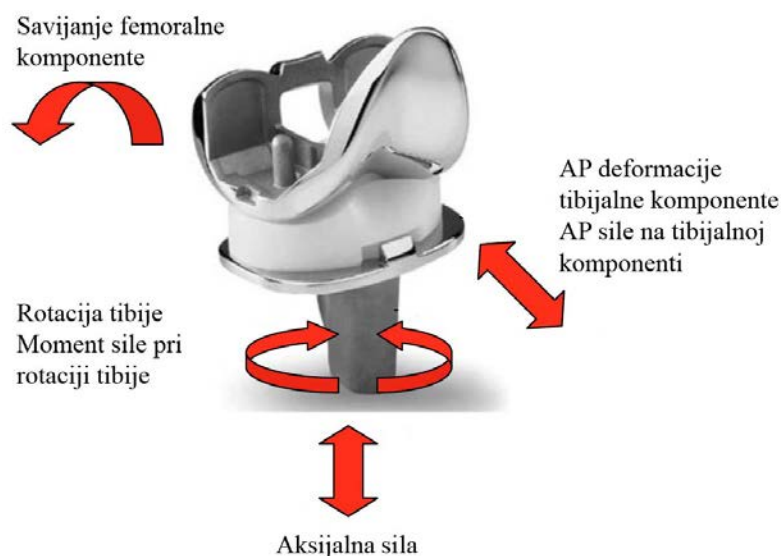
3.5.1. Analiza mehaničkih karakteristika proteze veštačkog kolena

Biomehanika predstavlja studiju strukture i funkcije bioloških sistema načinjenih pomoću mehaničkih metoda, a studija geometrije pokreta naziva se kinematika. Kinematika čvrstih tela se klasifikuje kao translacija, rotacija oko fiksirane osovine, opšta rotacija celog tela, pokret oko fiksirane osovine i opšte pokretanje-kretanje. Samo pomeranje je vektorska veličina koja opisuje kretanje čvrstog tela koje može da bude linearno i angulaciono, a pokreti u zglobu kolena predstavljaju kombinaciju kotrljanja i klizanja, odnosno angulacionog i linearnog kretanja.

Kretanje čoveka predstavlja angulaciono kretanje, koje omogućava pomeranje tela. To je apsolutno kretanje, dok u kolenu postoji relativno kretanje u okviru 6 stepeni slobode, odnosno vrsta kretanja i to 3 translaciona: anteroposteriorno, mediolateralno i inferosuperiorno kretanje i 3 rotaciona: fleksija-ekstenzija, abdukcija-addukcija i spoljašnja i unutrašnja rotacija.

Cilj projektovanja implantata kolena je imitacija ljudskog prirodnog kolena. Stepni slobode, odnosno pokreti proteze kolena moraju se podudarati sa pokretima zgloba kolena, što je prikazano na slici 3.4. Kako bi se ovo postiglo, totalna proteza kolena se, nalik pravom kolenu, sastoji od četiri sekcije: femoralne komponente, tibijalnog umetka, tibijalne komponente i patelarne komponente. Između prirodnih i veštačkih zglobova postoje značajne strukturne razlike koje utiču na mehaničke osobine zgloba.

Zglobovi kolena i ramena imaju artikulaciju tipa šarke, dok drugi zglobovi, poput kuka i ramena, imaju artikulaciju tipa kugle i čašice. Svi zglobovi poseduju dve glatke sučeljene površine hrskavice podmazane viskoznom sinovijalnim fluidom. Ovaj fluid je sačinjen od polisaharida koji prijanja za hrskavicu, a pod delovanjem opterećenja se mogu izlučiti na površinu kako bi se smanjilo trenje.



Slika 3.4. Pokreti proteze koji imitiraju pokrete zgloba kolena [11]

3.5.2. Razvoj implantata za zamenu kolena

Prve proteze su razvijene za zamenu degenerisanih površina zgloba kod osteoartritičnog kolena. Ove proteze su bile napravljene od raznih materijala, a njihov izbor je obično bio na empirijskoj osnovi. Nije bilo naučnih studija koje bi odredile da li materijal odgovara modelu. Zbog toga su neke od proteza radile sa izvesnim uspehom, dok su druge katastrofalno otkazale.

Najraniji pokušaji da se povrati pokretljivost bolnim i deformisanim zglobovima kolena datiraju iz 1891. i vezani su za profesora Gluk-a koji je konstruisao protezu kolena napravljenu od slonovače i cementirao smešom gipsa i kolofonske smole. Najveći broj teorija koje su našle mesto u savremenim konstrukcijama proteza bile su razmatrane ili realizovane od strane Gluk-a, uključujući i stabilnu fiksaciju veštačkog zgloba kolena, konstrukciju modularnih veštačkih zglobova, izbor odgovarajućih biomaterijala, alografte i fiksaciju u kostnoj srži. Skoro čitav vek kasnije u radovima Ejon-Luis-a iz 1992. godine Gluk-ova istraživanja su priznata kao genijalna [11], [88].

Konstrukcijska rešenja i oponašanje pokreta zgloba kolena kao i primena čvrstih materijala pojavljuju se nekih 60 godina posle Gluk-ovih konstrukcija od slonovače,

tačnije 1951. godine u obliku Valdius „šarnirske” endoproteze zgloba kolena. Konstrukcija se sastojala od kobalt-hrom zglobne šarke sa femoralnim i tibijalnim stemovima. Dalji razvoj proteze kolena usledio 1963. godine pojavom Širs-ove zglobne šarke sa femoralnim i tibijalnim stemovima dužim nego kod Valdius konstrukcije. Istu dužinu stemova kao i Valdius ali sa fiksirajućim vijcima umesto cementa primenio je Dž. K. Meki. Kasnije je izmenio konstrukciju i uveo cementnu fiksaciju sa trokrakim stemom. Grupa francuskih projektanata razvila je konstrukciju nove „šarnirske” proteze nazvane „Guepar“ ali je zbog nesagledavanja složenosti dejstva sila u zglobu kolena dolazilo do katastrofalnih otkaza.

Ortopedski hirurzi Mekiver a posle Mekintoš projektovali su metalni distancer što je ujedno bio uvod u unikondilarnu artroplastiku i zamenu zajedničkih zglobnih površina bilo na medijalnoj ili lateralnoj strani zgloba na tibijalnoj i femoralnoj komponenti. Ganston je projektovao metalni distancer koji je bio polukružnog oblika. Distancer nije bio vezan za tibijalnu komponentu što je omogućilo veći stepen slobode u poređenju sa „šarnirskim” zglobovima, kao i bolje tehničko rešenje za složene sile koje dejstvuju u zglobu kolena.

3.5.3. Savremeni tipovi proteza za zamenu kolena

Za razliku od proteza kuka prve proteze kolena su imale visok procenat otkaza a jedan od razloga je i taj što se koleno okreće u više pravaca u odnosu na kuk, tako da i projektni zahtevi za veštački zglob kolena moraju biti kompleksniji. Osnovni uslov funkcionisanja klizajućih površina zgloba je da funkcionišu uz minimalno trenje, kako bi se obezbedilo stvaranje najmanje količine otpadnih materijala. U odnosu na proteze kolena iz 60-tih godina prošlog veka današnje proteze kombinuju specifične prednosti raznih materijala, tako da je procenat uspešnosti sličan kao i kod proteza kuka.

Početni problemi koji su se javljali kod proteza sa metalnim zglobnim površinama ogledali su se u stvaranju čestica nastalih habanjem kao i slabljenju dejstva sila mišića i ligamenata. Ovi problemi vodili su ka visokom procentu otkaza i kliničkim problemima uključujući aseptičko popuštanje i druge mehanizme otkaza koji zahtevaju revizionu hirurgiju.

Tokom sedamdesetih godina prošlog veka pojavile su se totalne kondilarne proteze. Proizvodile su se u samo dve veličine a ortopedski hirurzi su u početku bili obazrivi zbog skromnih rezultata sa „šarnirnim” protezama. Totalne kondilarne proteze pokazale su se kao veoma uspešne i sve veći broj hirurga ih je primenjivao u operacijama.

Tokom 1972. godine pojavila se unikondilarna proteza kolena (slika 3.5), ali je glavni nedostatak konstrukcije predstavljalo tehničko rešenje tačnog pozicioniranja proteze posebno u slučajevima degerativnih promena na medijalnim i lateralnim stranama. Unikondilarna proteza kolena je namenjena za hirurško lečenje artroze samo jedne strane kolena (u većini slučajeva medijalnog kompartmana). Pri implantaciji unikondilarne proteze kolena uklanja se oko 75% manje kosti i hrskavice nego prilikom implantacije totalne endoproteze kolena. Samim tim predstavlja idealan tretman za pacijente sa unikompartmentalnim osteoartritisom kolena, kod kojih postoji mogućnost potrebe kasnije revizije [11].

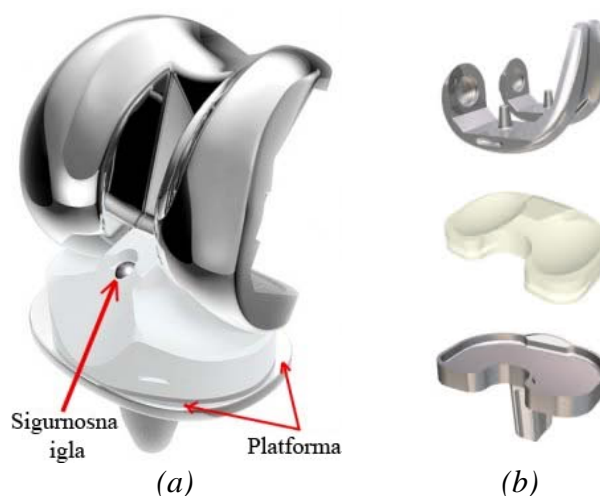


Slika 3.5. Unikondilarna proteza kolena

Tokom 1976. godine pojavljuju se konstrukcije proteza sa metalnim femoralnim i tibijalnim komponentama i tibijalnim umetkom od ultrateškog visokomolekularnog polietilena UHMWPE, sa ciljem prevazilaženja dotadašnjih problema, slika 3.6. Ove konstrukcije zahtevale su veću preciznost pri hirurškim intervencijama posebno u slučajevima kod kojih ligamenti i mišići nisu trajno oštećeni zbog bolesti.

Pronalazak kondilarnih proteza koje su projektovani hirurg Džon Gudfelou i bioinženjer Džon Okonor predstavljao je veliki napredak u rešavanju problema artikulacije između femura i patele. Njihovo rešenje je bilo karakteristično po tome što se razlikovalo od prethodnih rešenja i što su se klinički rezultati pokazali značajno uspešnji. Razvoj kondilarnih proteza nastavljen je kroz poboljšanje konstrukcije, razvoj komponenti fiksacije i usavršavanje hirurških instrumenata. Ove proteze najbliže oponašaju šest stepeni slobode zgloba kolena.

Tipična poboljšanja konstrukcije kondilarnih proteza kolena bila su vezana za unapređenje komponenti fiksacije između tibijalne komponente i tibije, kao i za materijal tibijalnog umetka odnosno izbor polietilena (UHMWPE) umesto teflona (PTFE), zbog ubrzanog puzanja i loše otpornosti na koroziju.



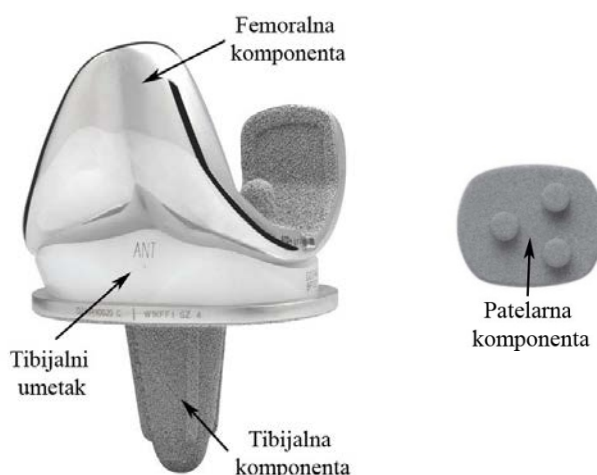
Slika 3.6. Endoproteza kolena sa fiksnim (a) i mobilnim umetkom (b)

Jedna od sve popularnijih savremenih mobilnih proteza kolena je Low Contact Stress (LCS) totalna endoproteza kolena proizvođača DePuy Johnson & Johnson. Procenat uspešnosti kod ove proteze je veći od 96% za period od 20 godina nakon implantiranja.

Ova totalna proteza kolena sastoji se od četiri glavne komponente:

1. **Tibijalna komponenta:** izrađuje se od legure metala i zamenjuje artikularne površine proksimalnog okrajka tibije,
2. **Tibijalni umetak:** ugrađuje se na tibijalnu komponentu zbog smanjenja trenja i nalazi se između tibijalne i femoralne komponente. Materijal od kojeg se izrađuje je ultrateški visokomolekularni polietilen UHMWPE,
3. **Femoralna komponenta:** izrađuje se od legure metala i ugrađuje se na kondile femura. Geometrijom prednje površine oponaša sedlasti oblik koji ima trohlea femura i tako omogućava klizanje patelarne komponente i
4. **Patelarna komponenta:** zamenjuje i oponaša klizanje prirodne patele po femuru (trohlea femura). Ova komponenta je oblika kupole i izrađuje se od polietilena UHMWPE.

Na slici 3.7 prikazana je LCS proteza kolena sa glavnim komponentama.



Slika 3.7. LCS totalna mobilna proteza kolena

3.5.4. Otkazi kod proteza veštačkog kolena

Kvalitet proteze zgloba zavisi od kliničkih faktora poput medicinskih komplikacija koje može pretrpeti pacijent, prisustva rezidualnog bola, ograničenja pokretljivosti, i popuštanja spoja komponenti. Iako precizne veze nisu uvek očigledne, kvalitet se u osnovi određuje pomoću faktora projektovanja proteze (materijala, oblika proteze, načina fiksacije i upotrebljenih hirurških instrumenata), hirurških faktora (veštine i iskustva hirurga, uključujući i odabir pacijenta i proteze, kao i davanje uputstava pacijentu), i faktora pacijenta (mehaničkog kvaliteta kosti, ukupnog zdravstvenog stanja, starosne dobi, telesne težine, i nivoa fizičke aktivnosti). Nakon ugradnje totalne proteze kolena komplikacije su moguće u većem obimu nego kod sličnih operacija na drugim zglobovima (kuk, rame), što se objašnjava relativno malom pokrivenošću zgloba kolena sa mekim tkivima, velikim „praznim prostorom” oko proteze i nesrazmernom veličinom stranog tela u odnosu na dimenzije zgloba [86].

4. KONVENCIONALNE TEHNOLOGIJE IZRADE ORTOPEDSKIH IMPLANTATA

U ovom delu istraživanja analizirani su konvencionalni postupci izrade ortopedskih implantata sa posebnim akcentom na postupak preciznog livenja metalnih implantata.

4.1. Izrada implantata kolena

Izrada komponenti implantata zahteva visoku preciznost u svakoj fazi izrade a naročito za one komponente koje predstavljaju noseće i kontaktne površine zglobova, kao što su komponente totalnih proteza kolena.

Kako bi se zadovoljili visoki zahtevi u vezi karakteristika implantata za potrebe njihove izrade propisani su standardi kojima su propisana svojstva biokompatibilnih materijala, kvalitet površinske hrapavosti, tolerancije mera i dozvoljena odstupanja u vezi implantata kolena. Standard koji pokriva oblast izrade komponenti za parcijalne i totalne proteze je standard ISO 7207 za proteze kolena.

Tehnologije izrade ortopedskih implantata obuhvataju precizno livenje, konvencionalnu i CNC mašinsku obradu, kovanje, metalurgiju praša kao što je vruće izostatičko presovanje (HIP), kao i brušenje i poliranje. Ovako širok spektar potencijalno primenljivih tehnologija je neophodan obzirom da se ne mogu svi biokompatibilni materijali obraditi istom tehnologijom, posmatrajući sa aspekta tehnološkičnosti i ekonomičnosti. Tako se na primer legure kobalta veoma teško mogu mašinski obraditi na mere i složeni oblik implantata. Zbog toga se legure kobalta uglavnom koriste u postupku preciznog livenja ili metalurgiji praša. Sa druge strane titanijum se relativno teško lije i zbog toga se uglavnom mašinski obrađuje iako titanijum generalno ne spada u grupu lako obradivih metala.

Generalno se može reći da se proces izrade implantata kolena može realizovati kroz nekoliko sledećih faza ili podprocesa:

- *Početno livenje ili kovanje,*
- *Mašinska obrada,*
- *Brušenje i*
- *Završna obrada kontaktnih površina implantata.*

Svaka od navedenih faza može značajno uticati na funkcionalost i karakteristike komponenti, kao i na životni vek implantata.

4.1.1. Livenje i kovanje

Nisu svi postupci livenja pogodni za livenje implantata kolena imajući u vidu kompleksnost oblika, zahtevanu visoku tačnost i detalje, tako da se svi odlivci implantata izrađuju preciznim livenjem ili vrućim izostatičkim presovanjem. Za ovo istraživanje najinteresantiji je postupak preciznog livenja tako da je on detaljnije opisan u posebnoj poglavlju rada 4.2.

Prednost kovanja u poređenju sa drugim postupcima obrade metala ogleda se u dobijanju komponenti sa većom čvrstoćom a jedan od razloga je i obrada koja se odvija pri visokim temperaturama. U slučaju titanijuma, kovanje je bolje rešenje obzirom na mnogo manji procenat otpadnog materijala pri izradi u odnosu na druge procese.

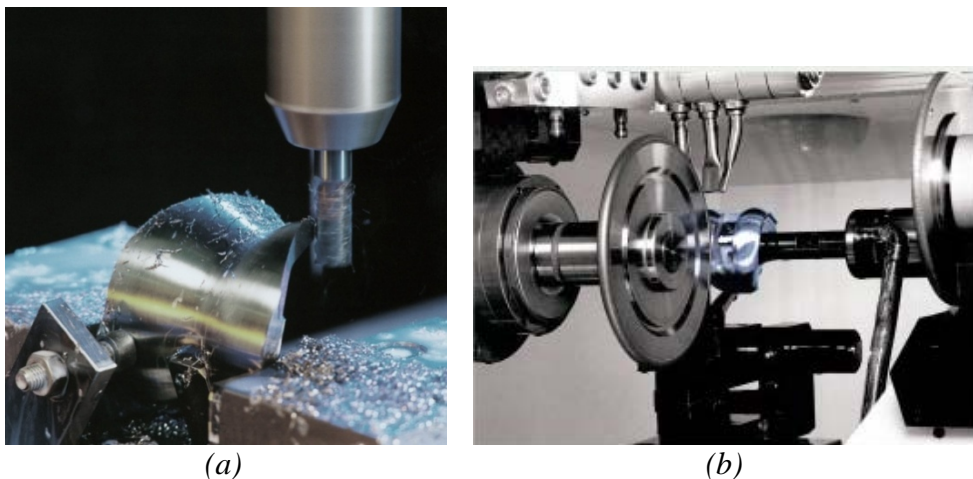
Kod izrade implantata na bazi legura kobalta i hroma zahteva se manja zatezna čvrstoća femoralne komponente proteze kolena i tada je livenje bolje rešenje, dok je za slučajeve kada se zahteva veća zatezna čvrstoća, npr. komponente proteze kuka i tibijalna komponenta kolena, kovanje optimalno rešenje.

4.1.2. Mašinska obrada implantata

Iako se kovanjem dobijaju tzv. „net-shape” ili „near-net-shape” delovi, odnosno delovi povećane tačnosti, ipak postoje zahtevi za dodatnom mašinskom obradom. Ovi procesi obrade primenjuju se zbog postizanja zadatih tolerancijskih granica komponenti i zbog zahtevanog kvaliteta površinske obrade. Postupci mašinske obrade koji se primenjuju nakon livenja ili kovanja mogu se podeliti u dve grupe:

- **Konvencionalna mašinska obrada i**
- **Nekonvencionalna mašinska obrada.**

Konvencionalna mašinska obrada koja se primenjuje nakon livenja ili kovanja uključuje glodanje „near-net-shape” femoralne komponente proteze kolena, slika 4.1(a) i brušenje komponenti dobijenih postupkom preciznog livenja, slika 4.1(b), sa ciljem uklanjanja defekata i površinskih oštećenja do kojih je došlo u kontaktu sa alatom.



Slika 4.1. Mašinska obrada nakon preciznog livenja: glodanje (a) i brušenje (b) [106]

Nekonvencionalni postupci mašinske obrade ne primenjuju se samo zbog postizanja dimenzione tačnosti implantata već i zbog povećanja mehaničkih karakteristika primenjenih materijala. Primena nekonvencionalnih postupaka mašinske obrade u izradi implantata uključuje sečenje vodenim mlazom – Water Jet, elektrohemijsku obradu i ultrazvučnu obradu. Ovim postupcima unapređuje se površinska hrapavost materijala, osobine materijala i proces urastanja kostiju.

4.1.3. Završna obrada implantata

Završna obrada je veoma značajna zbog očuvanja zaobljenosti delova površina čime se smanjuje trenje između kontaktnih površina i na taj način produžava životni vek implantata. Kvalitet završne obrade kontaktnih površina nije jedini faktor koji utiče na prevremene otkaze implantata. Usklađenost nalegajućih komponenti je takođe značajan faktor posebno kod složenijih zglobova kao npr. kod totalne proteze kolena, gde postoji artikulacija između metalne femoralne komponente i UHMWPE tibijalnog umetka.

Postoje različite tehnike završne obrade koje se koriste za izradu implantata i one se mogu podeliti u tri kategorije [11]:

- *Manualne,*
- *Poluautomatske i*
- *Automatske.*

Svaka tehnika ima svoje prednosti i nedostatke. Tako je npr. manualnom tehnikom moguće vizuelno uočiti grešku u procesu izrade, dok to nije slučaj kod automatskih tehnika. Završna obrada implantata kolena uključuje primenu materijala za poliranje i abraziva za uklanjanje manjih grešaka ili ogrebotina na površinskom sloju kombinacijom i smanjenjem veličine zrna.

4.2. Precizno livenje ortopedskih implantata

U daljem radu dat je pregled tehnološkog procesa izrade odlivaka u postupku preciznog livenja, princip rada mašine za brizganje voska i dijagrami ciklusa ubrizgavanja voska. Detaljno je prikazan proces izrade voštanih modela kao i greške koje se javljaju pri izradi voštanih modela.

4.2.1. Karakteristike postupka preciznog livenja

„Postupkom preciznog livenja izrađuju se vrlo složeni tankozidni odlivci sa veoma tačnim dimenzijama, koji imaju visoku čvrstoću i specijalna svojstva. Precizno livenje se naziva još i livenje sa topljivim modelima, i danas se najviše koristi u industriji vazduhopolovstva i raketne tehnike, za izradu mernog pribora i alata, za izradu delova turbina, turbokompresora, u automobilske industriji, kao i u oblasti izrade medicinskih implantata. Najbolji rezultati ostvaruju se u uslovima masovne i velikoserijske proizvodnje odlivaka složenog oblika kod kojih se zahteva složena mehanička obrada, kao i kod elemenata izrađenih od teško topljivih materijala. Postupak preciznog livenja primenjuje se i za livenje manjih serija kao i prototipskih odlivaka, ukoliko je nemoguće primeniti neki od uobičajenih načina izrade.” [55]

Ono što je ključno kod tehnološkog procesa izrade odlivka je da se u alat ili kalup izrađen od metala ili nekog drugog materijala, pod pritiskom utiskuje lako topljiva modelna masa, koja nakon očvršćavanja u kalupu ima oblik odlivka. U posebnom kalupu se istovremeno izrađuje ulivni sistem. Po vađenju iz kalupa modela i ulivnog sistema, model odlivka spaja se sa modelom ulivnog sistema. Kako su modeli najčešće malih dimenzija za jedan ulivni sistem spaja se više modela, što čini modelni komplet odnosno grozd modela. Na modelni komplet se nanosi više slojeva suspenzije, i nakon sušenja se formira čvrsta školjka. Topljenjem modelnog sastava dobija se školjka, koja

se postavlja u posebne sanduke i spolja zasipa peskom. Sanduk sa školjkom se u peći zagreva na relativno visoku temperaturu, a zatim se vrši livenje. Posle hlađenja odlivci se vade iz školjke a zatim se odvajaju od ulivnog sistema i obavlja se čišćenje. Po potrebi se vrši i termička obrada. Precizno livenje se koristi za izradu odlivaka od crnih, obojenih i lakih metala. Široko se koristi za izradu čeličnih odlivaka [55], [34].

Ovaj postupak doživeo je nagli razvoj poslednjih decenija zahvaljujući mogućnostima koje pruža [55]:

- Dobijanje složenih odlivaka mase od nekoliko grama do nekoliko desetina kilograma, od svih legura,
- Objediniti nekoliko delova konstrukcije u jednu celinu, sa ciljem poboljšanja konstrukcije i eksploatacionih svojstava dela,
- Dobijanje delova velike tačnosti, tako da se odstupanja dimenzija odlivaka od nominalne mere kreće od 0,05 do 0,1 mm,
- Dobijanje delova čija se hrapavost površine kreće od 1,24 do 10 μm ,
- Maksimalno smanjenje mašinske obrade, što smanjuje utrošak materijala i ostale troškove obrade i
- Dobijanje odlivaka sa tankim zidovima čija se debljina kreće i do 0,5 mm. Najčešće se izrađuju odlivci debljine zidova 1, 3, 5 do 10 mm.

Postupak livenja sa topljivim modelom omogućava visoku dimenzionu tačnost odlivka, pa je naknadna mehanička obrada svedena na minimum ili nije ni potrebna, te se delovi ugrađuju bez obrade. Prednosti ovog postupka livenja mogu biti iskorištene samo ako se uzmu u obzir sve specifičnosti ovog postupka. Livenje topljivim modelima zamenjuje postupke plastične deformacije, složene mehaničke obrade i zavarivanje.

Nedostatak livenja sa topljivim modelima je dužina i složenost procesa, kao i teškoće pri izradi odlivaka veće mase. Treba voditi računa i o ekonomskom aspektu ovog postupka obzirom da je cena alata za izradu topljivih modela visoka.

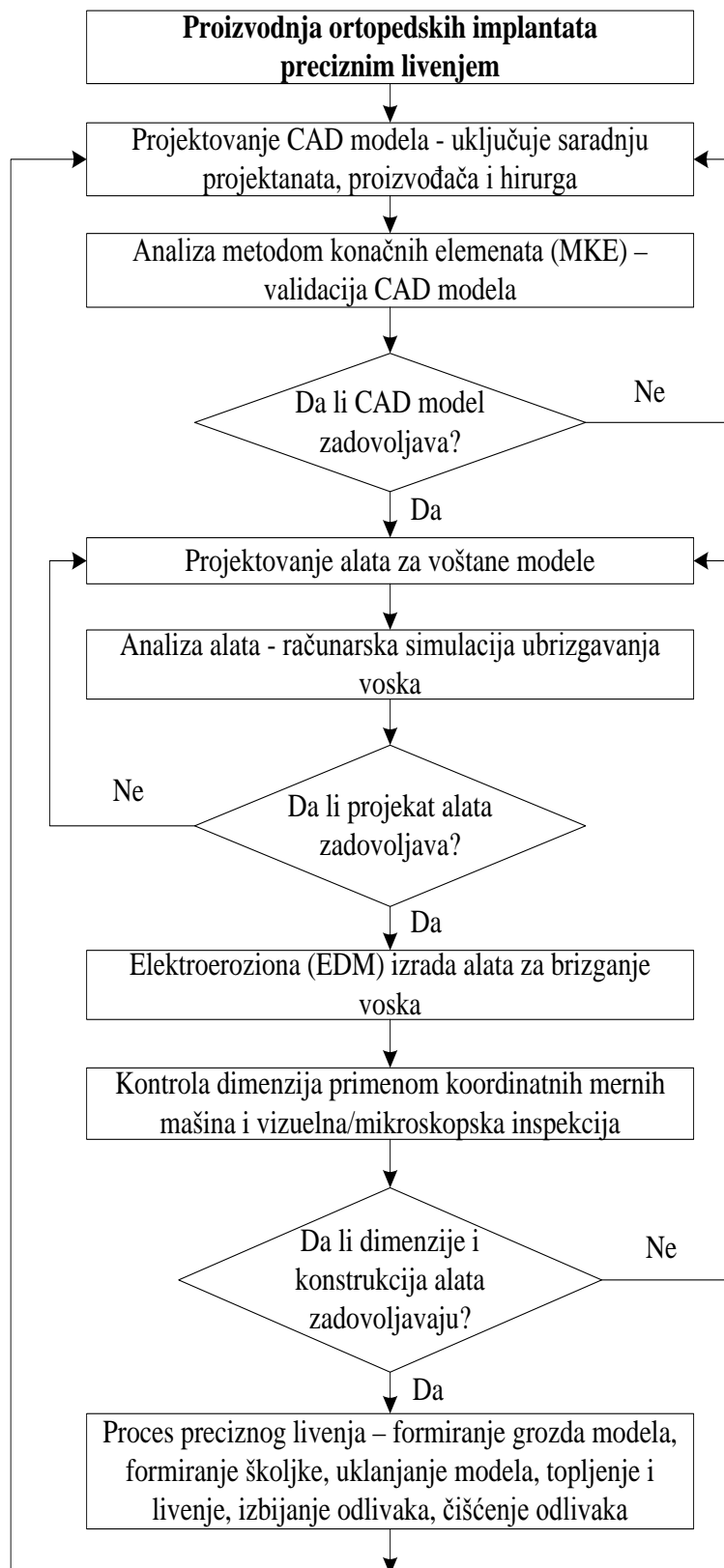
4.2.2. Tehnološki proces izrade odlivaka u postupku preciznog livenja

Tehnološki postupak izrade odlivaka sa topljivim modelom sastoji se iz operacija prikazanih u tabeli 4.1.

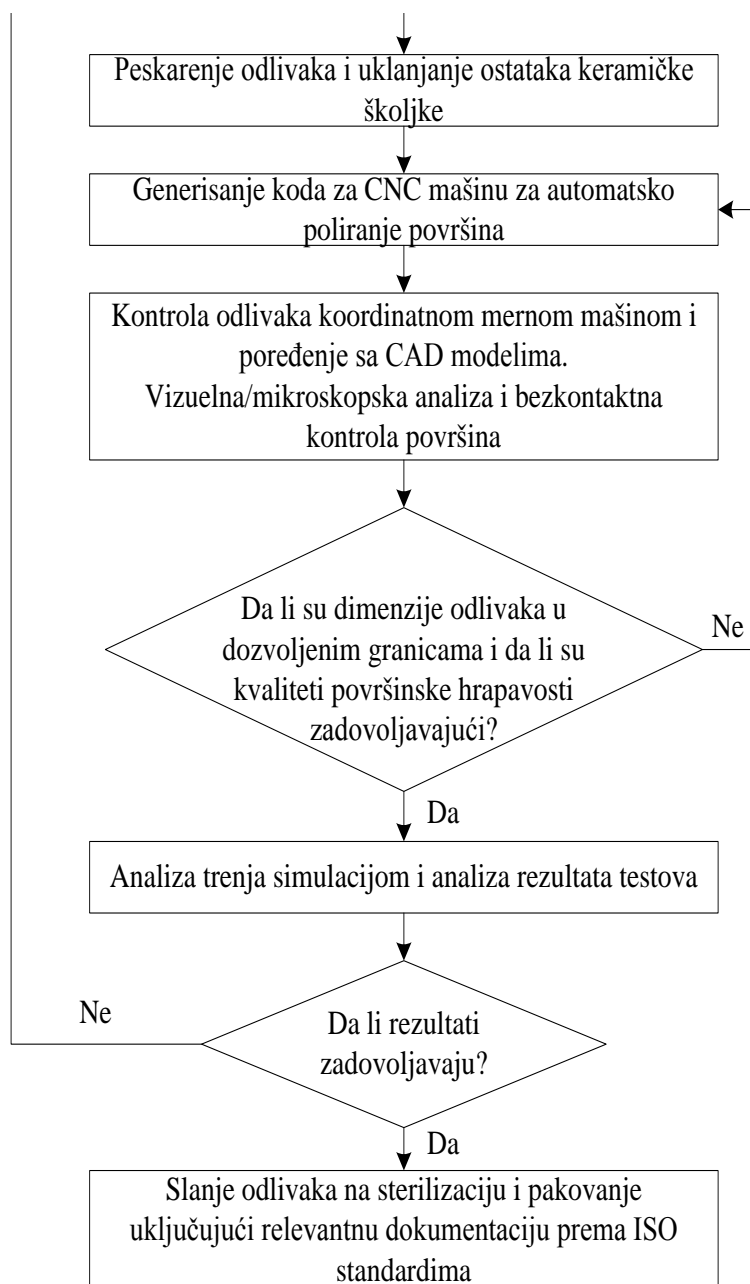
1. Razrada crteža odlivka	10. Izrada kalupa za livenje
2. Projektovanje alata za izradu modela	11. Žarenje školjke
3. Topljenje modelnog sastava i hlađenje do pastastog stanja	12. Topljenje legure
4. Izrada topljivih modela	13. Livenje
5. Rastavljanje (otvaranje) alata	14. Izbijanje odlivka iz kalupa
6. Montaža modela u modelni komplet	15. Otsecanje ulivnog sistema
7. Priprema suspenzije za izradu školjke	16. Skidanje s odlivka ostataka školjke
8. Izrada vatrostalne školjke	17. Termička obrada
9. Topljenje modela	

Tabela 4.1. Redosled tehnoloških operacija pri izradi odlivaka preciznim livenjem [55]

Na slici 4.2 prikazan je dijagram toka izrade ortopedskih implantata postupkom preciznog livenja podržanim CAD/CAM/CAE tehnologijama.



Slika 4.2. Dijagram toka proizvodnje ortopedskih implantata preciznim livenjem uz podršku CAD/CAM/CAE tehnologija



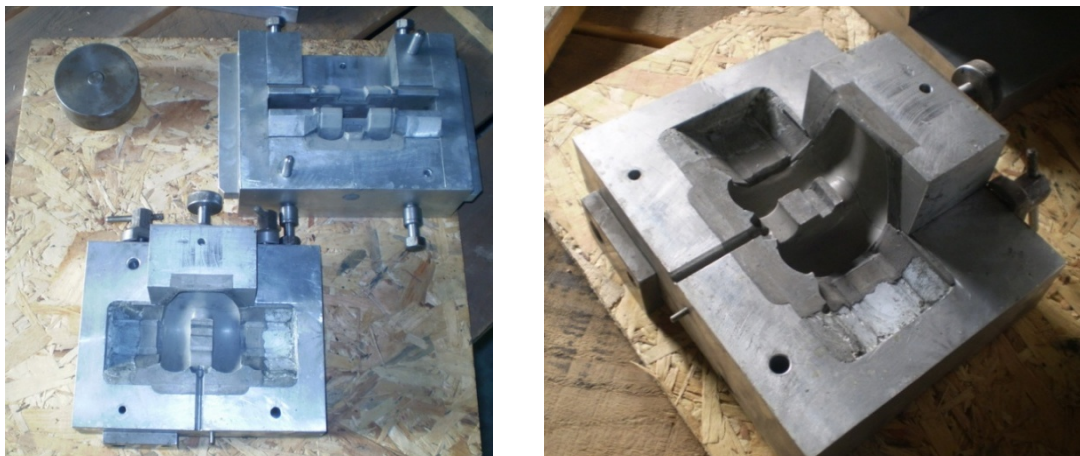
nastavak slike 4.2.

U daljem radu biće detaljnije prikazane pojedine faze procesa izrade metalnih odlivaka ortopedskih implantata konvencionalnim preciznim livenjem u livnici preciznih odlivaka LPO Ada.

4.2.3. Kalupi za izradu topljivih modela

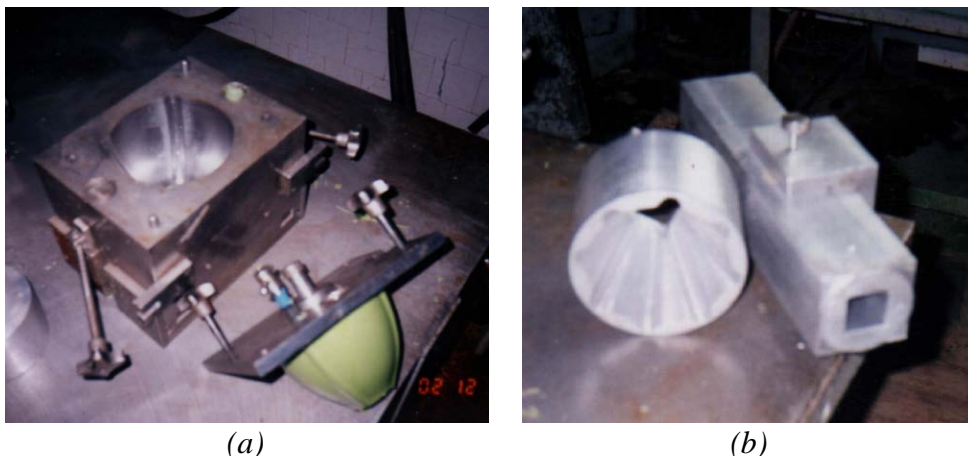
Alat ili kalup za izradu topljivih modela konstruiše se na osnovu crteža odlivka. Na osnovu crteža odlivka određuju se: podeona ravan kalupa, mesto dovoda modelnog sastava, dodaci za obradu, broj modela u kalupu, njihov položaj i dr. Alat se radi od opšteg konstrukcionog čelika. Takođe se projektuje i alat za izradu ulivnog sistema, mada se najčešće koriste već postojeći alati.

Na slici 4.3 prikazan je alat za topljivi model implantata kolena.



Slika 4.3. Alat za izradu topljivog modela implantata kolena

Troškovi izrade alata za ulivni sistem iznose oko 1/4 do 1/3 ukupne cene alata. Na slici 4.4 prikazani su alati za izradu ulivnog sistema (ulivna čaša i sprovodnik).



Slika 4.4. Alati za izradu glavnog ulivnog sistema – ulivne čaše (a) i sprovodnika (b)

Dimenzije šupljine alata moraju biti takve da obezbede dobijanje odlivaka crtežom zahtevanih dimenzija. Skupljanje modela zavisi od njegove konfiguracije, dimenzija, korišćenog modelnog sastava, načina izrade, hlađenja itd. Skupljanje masivnih elemenata modela, veće je od skupljanja elemenata modela sa jezgrom i udubljenjima. Skupljanje topljivog modela produžava se i posle vađenja iz alata i dostiže maksimum posle 3-5 časova. Masivniji delovi modela skupljaju se i posle ovog vremena. Skupljanje modela kreće se od 0,2-2,4%.

Školjka u periodu zagrevanja povećava svoje dimenzije za određeni procenat. Skupljanje odlivka u alatu zavisi od metala od koga se radi odlivak, dimenzija odlivka i njegovih elemenata.

Teškoće pri proračunu dimenzija alata za izradu topljivih modela vezane su za različita skupljanja materijala modela, metala koji se lije i školjke pri zagrevanju na temperaturi od oko 900°C. Iz tog razloga delovi alata koji formiraju spoljašnje delove odlivka izrađuju se sa nešto umanjenim dimenzijama, a delovi alata koji formiraju unutrašnje

površine izrađuju se sa povećanim dimenzijama, kako bi se posle probnog livenja mogla izvršiti korekcija. Po pravilu veličina skupljanja modelne mase i metala veća je od širenja školjke pri zagrevanju.

Pri samoj izradi alata kao merodavne vrednosti skupljanja mogu se uzeti propisane veličine, s tim da ako je potrebno vrši se naknadna obrada. Pojedine dimenzije šupljine alata mogu se odrediti približno na osnovu formule [55]:

$$l = (l_o \pm 0,5a + \frac{S_1 - S_2 + S_m}{100} l_o) \pm (0,15 \div 0,25)a \quad (4.1)$$

gde je:

l_o – dimenzija odlivka prema crtežu, u [m]

a – dodatak za obradu (za unutrašnje dimenzije $+a$, a za spoljašnje $-a$), u [m]

S_1 – skupljanje školjke do žarenja, u [%]

S_2 – širenje školjke pri zagrevanju, u [%]

S_m – skupljanje topljivog metala, u [%].

Posebnu pažnju treba posvetiti površini alata u kome se formira model, jer to utiče na kvalitet površine modela i odlivka. Na slici 4.5 prikazani su alati za izradu topljivih modela različitih ortopedskih implantata.



Slika 4.5. Alati za izradu topljivih modela komponenti implantata kolena (a) i kuka (b)

4.2.4. Tehnologija izrade topljivih modela implantata

Model je alat pomoću koga se formira šupljina u kalupu da bi se po završenom livenju dobio odlivak istog oblika. Za izradu modela u procesu preciznog livenja može se koristiti više tehnologija, pri čemu je jedina razlika u upotrebi keramičkih i rastvorljivih jezgara, koja omogućavaju izradu složenijih odlivaka. Tehnologija izrade modela obuhvata: pripremu modelnog sastava, izradu modela i ulivnih sistema, kontrolu modela i spajanje modela u sklopove.

Faza topljenja modelnog sastava i hlađenja do pastastog stanja, odvija se pod sledećim uslovima. Vosak koji se koristi u procesu izrade topljivih modela je proizvod Engleske

komanije „Dusseck Campbell Limited”. Oznaka voska je Wax W1/1. Procenat skupljanja ovog voska je relativno visok. Cena voska kreće se oko 2,5 €/kg. Važno je napomenuti da je moguća i regeneracija voska, posebno za izradu pomoćnih i glavnog ulivnika. Vosak je na presi za brizganje smešten u posebnim kondicionerima za izbacivanje vazduha, održavanje temperature i homogenosti voska.

4.2.5. Materijali za izradu modela

U sastav raznih modelnih sastava (masa) ulaze sledeći materijali: parafin, stearin, cerezin, polistirol, polietilen, karbamid, natrijum-nitrat, kalijum-nitrat i dr. Modelne mase se spravljaju od dva ili više navedenih materijala (sastojaka). Modelni sastavi mogu da se podele na osnovu: sastava, čvrstoće, temperature topljenja, stanja prilikom unošenja u alat za presovanje (tečno, pasta, tvrdo), načina uklanjanja iz kalupa i dr. Kod izrade modelnih sastava koristi se 80-90% povratnog materijala (ranije korišćenog) sakupljenog prilikom uklanjanja modela iz livačkog kalupa. Kod pripremljenih modelnih sastava kontroliše se veliki broj osobina, kao što su: skupljanje, čvrstoća, specifična težina, viskozitet, kiselinski broj i dr. [43], [55].

4.2.5.1. Reološke karakteristike voska

Reologija je nauka koja se bavi izučavanjem tečenja neke materije: uglavnom tečnosti ali i čvrstih tela. Idealna čvrsta tela se ponašaju kao elastična tj. celokupna energija uneta za deformaciju tela ponovo se dobija nakon prestanka delovanja sile. Idealni fluidi pod dejstvom spoljašnje sile se trajno deformišu, tj. počinju da teku a uneta energija se pretvara u toplotu. Kod idealnih fluida je uočeno da je napon smicanja direktno proporcionalan brzini deformacije:

$$\sigma = \eta \dot{\gamma} \quad (4.2)$$

Konstanta proporcionalnosti, η , naziva se viskoznost. Tečnosti kod kojih viskoznost ne zavisi od brzine smicanja i napona smicanja nazivaju se njutnovske tečnosti. Kod određenog broja tečnosti, η zavisi od brzine smicanja (napona smicanja) pa se ove tečnosti nazivaju nenjutnovske.

Reološka svojstva industrijskih voskova su vrlo kompleksna. Kompleksnost potiče od činjenice da voskovi poseduju i svojstva tečnosti (viskozna) i čvrstih tela (elastična), pa se ova svojstva voskova nazivaju viskoelastična. Pri malim frekvencijama ili velikim vremenima delovanja sila (ili napona) voskovi se ponašaju kao viskozne tečnosti, dok u slučaju kratkih vremena delovanja sile ili velikih frekvencija pokazuju elastična svojstva.

Voskovi koji se koriste za izradu modela sastoje se od parafina visoke molekularne težine sa dodatkom smole dobijene od katrana kamenog uglja. Linearno skupljanje zavisi od načina rada, pritiska i vremena očvršćavanja, a manje od temperature voska. Pored voska za izradu modela koriste se i plastične mase kao smeše prirodnih vrsta voska, sintetičkog voska Fišer-Tropšovog voska, kopolimera etilena i vinil-acetata i ugljovodoničnih smola u različitim odnosima.

Kompleksnost smeša modelnih sastava je još jedan od razloga kompleksnosti reološkog ponašanja voska. Sve subsekvencijalne dimenzionalne promene tokom faza razvoja

topljivog modela, formiranja školjke, deparafinizacije, sušenja i žarenja školjke, topljenja metala, očvršćavanja odlivka i hlađenja, moraju se uzeti u razmatranje pri formiranju optimalnog modela za ciklus utiskivanja voska.

Predikcija ponašanja voska tokom procesa utiskivanja podrazumeva analizu velikog broja termofizičkih veličina kao što su: toplotni kapacitet i toplotna provodljivost voska, viskozitet voska, koeficijent prenosa toplote između voska i alata. U toku procesa preciznog livenja, vosak se dok je u tečnom stanju ponaša kao njutnovski fluid, a dok je u polutečnom stanju ponaša se kao nenjutnovski fluid.

Mnoge jednačine opisuju ponašanje viskoznosti u zavisnosti od brzine smicanja, pritiska i temperature, ali su uglavnom empirijske ili semiempirijske. Najčešće korišćena je semiempirijska jednačina Cross-WLF koja sadrži sedam promenljivih parametara (D_1 , D_2 , D_3 , A_1 , A_2 , τ^* i n):

$$\eta = \frac{\eta_0}{1 + \left(\frac{\eta_0 \dot{\gamma}}{\tau^*}\right)^{1-n}} \quad (4.3)$$

U jednačini (4.3) η_0 predstavlja nultu brzinu smicanja, $\dot{\gamma}$ je brzina smicanja, τ^* je kritična brzina smicanja dok je n konstanta koja važi u režimu visoke brzine smicanja.

Nulta brzina smicanja data je jednačinom:

$$\eta_0 = D_1 \exp \left[-\frac{A_1(T-T^*)}{A_2+(T-T^*)} \right] \quad (4.4)$$

$$A_2 = A_3 + D_3 p \quad (4.5)$$

U jednačini (4.4) T predstavlja temperaturu, T^* je temperatura prelaska u staklasto stanje, p je pritisak. D_1 , A_1 , A_2 i D_3 su parametri materijala. Temperatura prelaska u staklasto stanje je data jednačinom:

$$T^* = D_2 + D_3 p \quad (4.6)$$

U jednačini (4.6) D_2 je parametar materijala.

Ovo razmatranje je bilo neophodno zbog konstruisanja krive viskoznosti tzv. „master krive”, koja je korisna jer pojednostavljuje tretman podataka za različite sisteme i daje uvid u strukturu materijala. Krive viskoznosti nastaju ili superpozicijom (grafički) pomeranjem krivih duž x i y -ose, ili upotrebom redukovanih promenljivih (η/η_0).

Relacije između reoloških karakteristika voska i parametara ubrizgavanja dugo su bile zanemarivane od strane inženjera u livnicama i oni su najčešće koristili metodu „probaj i pogreši” i tako učili na sopstvenim greškama. Rezultat ovakvog pristupa bio je dugačak proizvodni ciklus, visoki troškovi, nizak stepen kvaliteta alata i voštanih modela.

Numerička simulacija pokazala se kao efikasna metoda za projektovanje alata i parametara procesa ubrizgavanja. Usko grlo u primeni ove metode je nedostatak konstitutivnih jednačina i nepoznavanje karakteristika materijala koji su korišćeni kao industrijski voskovi. Prilikom računarske simulacije ubrizgavanja voska neophodno je

razmotriti sve termofizičke i reološke karakteristike procesa ubrizgavanja voska. U cilju dobijanja validnih karakteristika voska potrebno je prilagoditi standardne metode koje se koriste za ispitivanje polimernih materijala. U suprotnom, bilo bi nemoguće predvideti ponašanje voska.

Autor rada [7] je utvrdio da parametri brizganja imaju značajnu ulogu u dimenzionoj tačnosti voštanih modela. Ovi parametri obuhvataju: protok, vreme ubrizgavanja, temperaturu i pritisak voska pri ubrizgavanju i temperaturu alata.

U radu [26] u potpunosti je opisana reologija voska modelom Carreau-a i modelom drugog reda u cilju modelovanja procesa brizganja za postupak preciznog livenja. Rezultati prikazani u istraživanju ukazuju da je moguće sa visokom tačnošću modelovati popunjavanje kalupa u toku brizganja za tečno i čvrsto stanje.

Autori rada [83] primenili su računarske modele za definisanje dimenzija voštanih modela uzimajući u obzir termofizičke i reološke karakteristike voska. Dimenzija modela izračunavane su primenom metode konačnih elemenata (MKE) na osnovu mehaničke i termičke analize u programu Abaqus. Rezultati dobijeni računarskom simulacijom upoređeni su sa eksperimentalnim rezultatima merenja na probnim modelima.

U radu [39] autori su primenili tehnike merenja razvijene za polimerne materijale koje simuliraju ponašanje industrijskih voskova. Proces brizganja voska simuliran je za 3D model na osnovu jednačina za generalizovane njutnovske fluide i na osnovu Cross-WLF modela viskoziteta sa sedam parametara za nenjutnovske fluide. Softver Autodesk Moldflow primenjen je za simulaciju i definisanje optimalne tačke ubrizgavanja. Dobijeni rezultati na osnovu tzv. „fusion” modela ukazuju na dobru predikciju skupljanja voska kod tankozidnih delova.

Eksperimentalnim istraživanjem u radu [71] potvrđeni su rezultati dobijeni računarskom simulacijom u softveru Autodesk Moldflow. Simulacijom su definisani optimalni broj i pozicije odušaka. Eksperimentalno su analizirane tehnološke karakteristike za četiri tipa voska, vazdušni uključci, optimalni proizvodni parametri i dimenziona tačnost proizvedenog dela.

4.2.5.2. PVT karakteristike voska

Pored viskoznosti PVT karakteristike predstavljaju ključni podatak za fazu brizganja i fazu pakovanja. Zavisnost specifične zapremine, pritiska i temperature može se opisati matematičkim modelom. Model treba da definiše zavisnost stišljivosti $V(P,T)$ u tri karakteristična područja: rastopljeno područje, prelazno područje i kristalizacijsko područje. Ovde se može primeniti 2D Tait-ov model dat jednačinom:

$$V(T, P) = V_0(T) \left[1 - C \ln \left(1 + \frac{P}{B(T)} \right) \right] + V_1(T, P) \quad (4.7)$$

gde su: $V(T,P)$ – specifična zapremina na temperaturi T i pritisku P , V_0 – specifična zapremina na nultom pritisku, T – temperatura, P – pritisak, $C = 0,0894$ – univerzalna konstanta, B – osetljivost materijala na pritisak.

Zbog dualnosti termodinamičkog svojstva voska pri tranziciji u čvrsto stanje za matematičko opisivanje PVT zavisnosti potrebna su dva temperaturna domena. Temperatura pri tranzicijskoj zapremini na nultom pritisku označava se sa b_5 , a linearno povećanje pritiska pri tranziciji označava se sa b_6 . Specifična zapremina dobijena ekstrapolacijom nulte-izobarske krive do tranzicijske temperature označava se sa b_1 . Ova vrednost je ista za oba domena pri tranziciji u staklasto stanje. Kod semikristalnih materijala tranzicija tokom kristalizacije je praćena naglim promenama specifične zapremine, tako da je b_{1m} (specifična zapremina rastopa pri b_5 i nultom pritisku) veće od b_{1s} . Temperaturna zavisnost od specifične zapremine određuje se sa b_2 , dok b_3 i b_4 karakterišu $B(T)$ u čvrstom i rastopljenom stanju. Specifična zapremina postaje osetljivija na pritisak povećanjem temperature kada je b_4 pozitivno. Konstante b_7 , b_8 i b_9 karakterišu V_1 u čvrstom stanju.

Za $T < b_5 + b_6 P$ važi:

$$V_0 = b_{1s} + b_{2s}(T - b_5) \quad (4.8)$$

$$B(T) = b_{3s} \exp[-b_{4s}(T - b_5)] \quad (4.9)$$

$$V_1 = b_7 \exp[b_8(T - b_5) - b_9 P] \quad (4.10)$$

Za $T > b_5 + b_6 P$ važi:

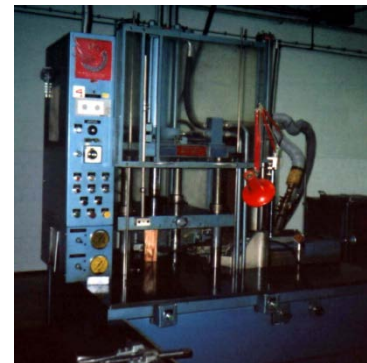
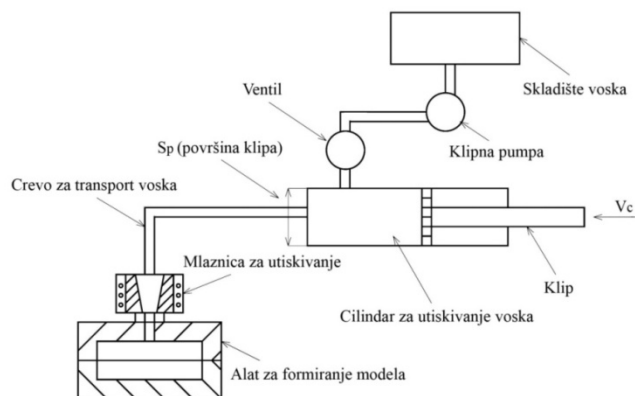
$$V_0 = b_{1m} + b_{2m}(T - b_5) \quad (4.11)$$

$$B(T) = b_{3m} \exp[-b_{4m}(T - b_5)] \quad (4.12)$$

$$V_1 = 0 \quad (4.13)$$

4.2.6. Izrada topljivih modela

Modeli se u alatu prese izrađuju kroz pripremu alata, utiskivanje modelnog sastava, zadržavanje modela do očvršćavanja, otvaranja alata i izvlačenje modela, kao i hlađenjem modela do temperature pri kojoj se koristi. Alat se pre izrade modela čisti, premazuje, sklapa, zagreva ili hladi. Modelni sastav se unosi u alat prese na jedan od sledećih načina: slobodnim unošenjem rastopljene mase, presovanjem mase u obliku paste, livenjem pod pritiskom, presovanjem pod visokim pritiskom praha ili komada modelne mase tipa plastičnih masa zagrejanih do stanja razmekšavanja, uduvavanjem ili zasipanjem granulama, penušanjem prilikom krajnjeg zagrevanja materijala. Na slici 4.6 prikazani su princip rada prese za brizganje voštane mase (a) i presa za brizganje (b).

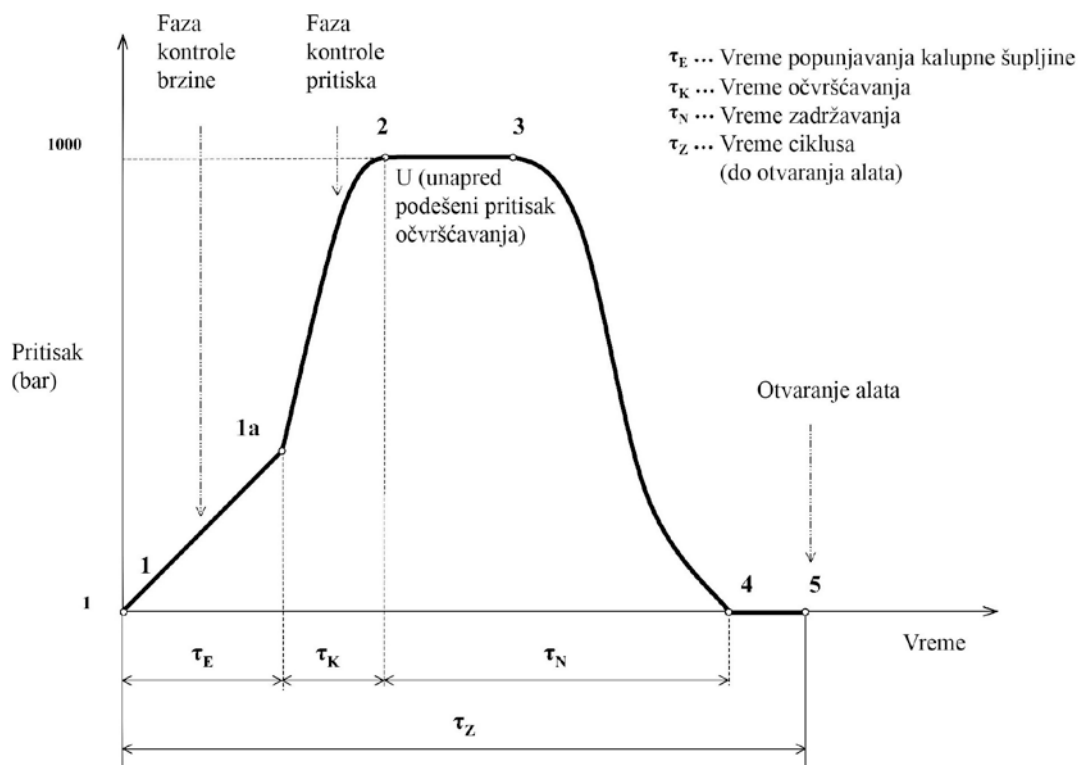


(a)

(b)

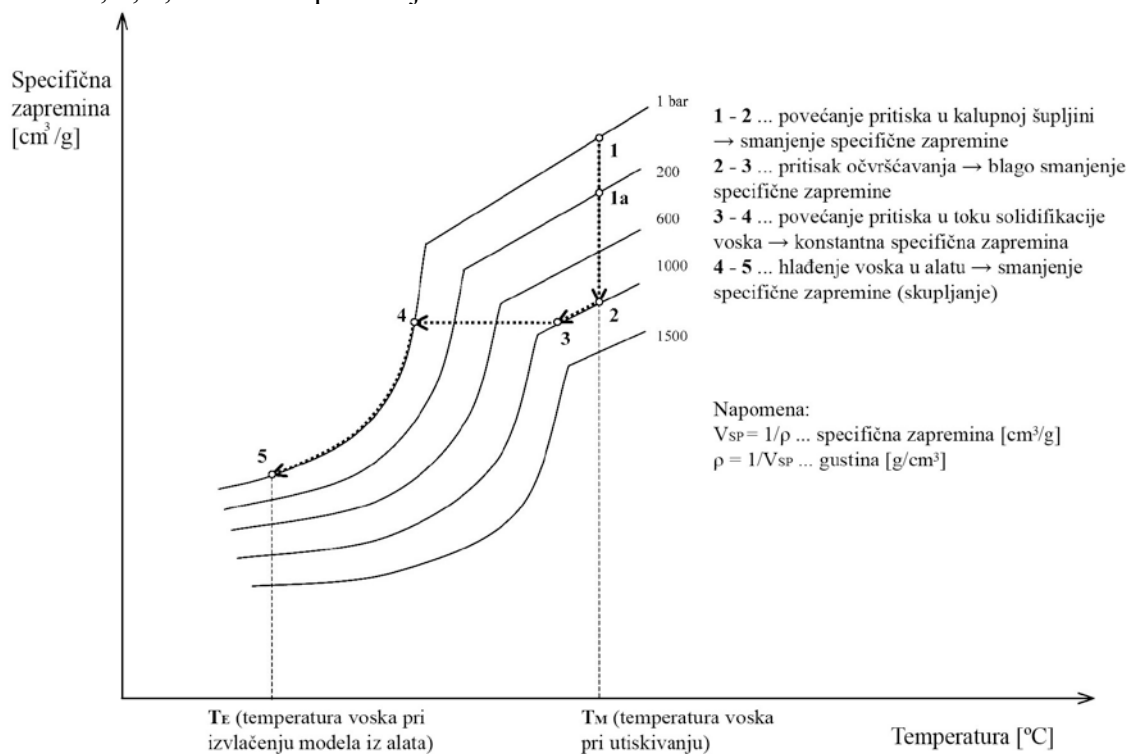
Slika 4.6. Osnovni princip rada prese za brizganje voska (a) i prikaz prese (b)

Na slici 4.7 prikazan je ciklus utiskivanja voska i zavisnost pritiska i vremena utiskivanja, dok je na slici 4.8 prikazana zavisnost specifične zapremine i temperature.



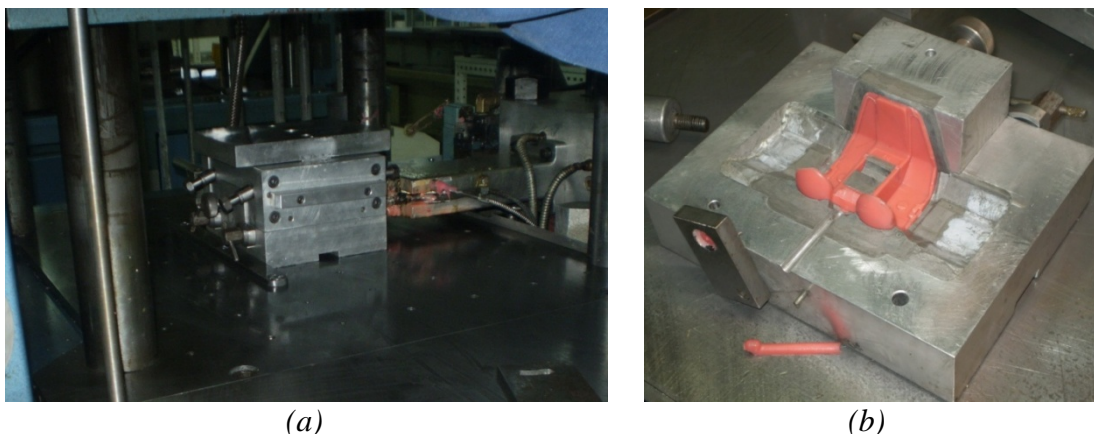
Slika 4.7. Ciklus utiskivanja (pritisak – vreme) [43]

Tačke 1, 2, 3, 4 i 5 korespondiraju tačkama na slici 4.8.



Slika 4.8. Ciklus utiskivanja (specifična zapremina – temperatura) [43]

Na slici 4.9 prikazan je proces utiskivanja voska (a) i voštani model implantata kolena nakon rastavljanja alata (b).



Slika 4.9. Utiskivanje voska (a) i voštani model u rastavljenom alatu (b)

4.2.7. Tehnologija izrade modelnog sklopa

U procesu preciznog livenja najčešće se koristi sistem grupne tehnologije. Dimenzije komada su obično male, a serije velike tako da se na ovaj način postiže optimum trošenja rada i materijala, produktivnosti i ekonomičnosti postupka. Pojedinačni modeli sklapaju se u grozd modela koji se sastoji od ulivne čaše, sprovodnika, ulivnika i samih modela. Modeli sa ulivnikom spajaju se za sprovodnik stapanjem. Ovo se može izvesti tako da se model svojim ulivnikom uroni u istopljeni vosak, a zatim spoji sa sprovodnikom i drži dok vosak ne očvrstne. Savremeniji način je slepljivanje uz pomoć noža koji se zagreva električnom strujom. Zagrejanim nožem zatopi se ulivnik i prilepi za sprovodnik. Elementi ulivnog sistema, ulivna čaša i sprovodnik, pa i razvodnik koji se ređe koristi, obično se standardizuju i na taj način se uprošćava izrada sklopa.

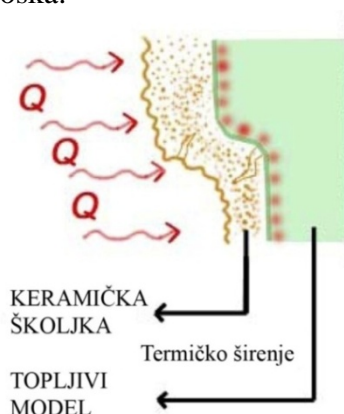
4.2.8. Proizvodnja keramičke školjke

Školjkasti kalupi za precizno livenje koriste se uglavnom za livenje odlivaka od ugljeničnog i legiranog čelika i drugih legura sa temperaturom topljenja višom od 1100°C. Kalupi se izrađuju potapanjem grozda modela u gustu suspenziju (pulpu), vezivnog sredstva i vatrostalnog materijala, a potom u rezervoar sa fino sprasanim fluidiziranim vatrostalnim materijalom. Kao vezivno sredstvo, koristi se suspenzija vode i etilsilikata ili koloidalni SiO₂. Savremeni način potapanja je potapanje modela u rezervoar sa suspenzijom koji je zatvoren u komoru sa vakuumom.

Uobičajena debljina školjke iznosi od 6 do 12 mm, što zavisi od konfiguracije odlivka, njegove mase, vrste veziva i vatrostalnog materijala. Opšti princip pri izradi školjke je da ona bude što je moguće tanja, a da pritom zadovolji u pogledu čvrstoće. Ovo zbog toga što tanja školjka ima veću gasnu propustljivost, a vreme izrade i cena koštanja su manji. Školjke se suše posle svakog ciklusa potapanja da bi se omogućilo da se formira novi sloj. Proces izrade školjki može se automatizovati tako da se postiže veća produktivnost i olakšava rad. Proces sušenja može se znatno ubrzati prevođenjem etilsilikata koji služi kao vezivo u lepljivi gel postavljanjem kalupa u amonijačnoj atmosferi.

4.2.9. Uklanjanje modela

Uklanjanje voštanog modela iz školjkastog kalupa još uvek stvara dosta poteškoća, jer su koeficijenti toplotnog širenja voska i materijala kalupa različiti. Vosak se znatno više širi (slika 4.10) i razlika zapremina za koju se prošire voštani model i kalup može, neki put da dostigne 10%. Na taj način vosak pritiska zidove i često izaziva lomljenje školjke. Da bi se ova pojava sprečila primenjuju se dve metode. Prva se sastoji u izlaganju školjke spoljnjem pritisku koji služi za izjednačavanje pritiska izazvanog širenjem voska, a druga u brzom rastvaranju ili topljenju površinskog sloja modela čime se kompenzira veliko širenje voska.



Slika 4.10. Razlika u koeficijentu toplotnog širenja keramičke školjke i topljivog modela [43]

Tehnika primene spoljnjeg pritiska sastoji se u postavljanju modela u kontejner koji ima otvor na dnu. Modeli se postavljaju tako da se ulivna čaša okrene prema dnu. Kontejner se puni peskom ili nekim drugim vatrostalnim materijalom, tako da se zrna peska smeštaju između pojedinih modela oko školjke. Zatim se vibriranjem pesak sabija oko zidova kalupa. Tako pripremljena školjka se zagreva i vosak curi napolje kroz ulivnu čašu. Vosak se skuplja i ponovo se može koristiti za izradu modela. Kalupi se zatim zagrevaju na oko 1000°C pri čemu se povećava čvrstoća, a eventualni ostaci voska isparavaju.

Deparafinizacija školjkastih kalupa može se izvesti tehnikom rastvaranja ne koristeći autoklav. Kao rastvarač se koristi vrela para trihloretilena koja prolazi kroz poroznu školjku i trenutno rastvara površinski sloj voštanog modela. Usled brzog rastvaranja masa voštanog modela ne stigne da se raširi čime se sprečava prskanje školjke. Daljim dejstvom vrele pare model se topi i vosak izlazi iz školjke. Ovaj metod rada je relativno spor jer je potrebno oko pola časa za rastvaranje većih modela. Drugi nedostatak je pojava pucanja školjki, ako je gasna propustljivost kalupa smanjena i time otežan prolazak rastvarača do modela [43], [55].

4.2.10. Žarenje keramičke školjke, topljenje i livenje

Osnovni principi topljenja metala i legura koji važe za sve ostale vrste livačkih tehnologija primenjuje se i u preciznom livenju. Za topljenje legura gvožđa koriste se elektrolučne, indukcione i vakuum-indukcione peći. Princip i tehnika topljenja u

elektrolučnim i indukcionim pećima je isti kao kod klasičnog livenja. Vakuumsko topljenje se sve više primenjuje za precizni liv i njegove prednosti su sledeće [55]:

- Količina rastvorenih gasova u livu se znatno smanjuje,
- Isparljive nečistoće i primese olova, cinka, kalaja i bizmuta uklanjaju se isparavanjem,
- Parcijalni pritisci kiseonika i azota u vakuum atmosferi su mali, tako da ne dolazi do obrazovanja oksida inetruda aluminijuma, titana, bora i drugih reaktivnih metala i
- U procesu rafinacije primenjuje se dezoksidacija sa ugljenikom.

Topljenje u vakuumu smanjuje reakciju liva i obloge peći, a takođe i sadržaja legirajućih elemenata, kao što su hrom, mangan i aluminijum. Liv se u kalupe uliva gravitaciono, pod pritiskom, u vakuumu i centrifugalno.

4.2.11. Završne operacije

Završne faza izrade odlivaka obuhvata sledeće operacije:

- Izbijanje odlivka iz kalupa: po hlađenju odlivka kalup se stavlja na vibracioni uređaj, pesak se isipa i oslobađa se odlivak,
- Otsecanje ulivnog sistema: vrši se na posebnim uređajima u zavisnosti od materijala odlivka (presa, kružna testera, itd.),
- Skidanje s odlivka ostataka školjke: operacija se obavlja na vibracionim mašinama. Završno skidanje vrši se u kadi sa 15% kaustične sode u vodi na temperaturi od 100°C. Odlivci se zatim peru hladnom i toplom vodom,
- Čišćenje površine odlivaka: obavlja se peskarenjem ili brušenjem i
- Termička obrada: u zavisnosti od legure koja se lije i zahteva postavljenih odlivku, može se vršiti termička obrada.

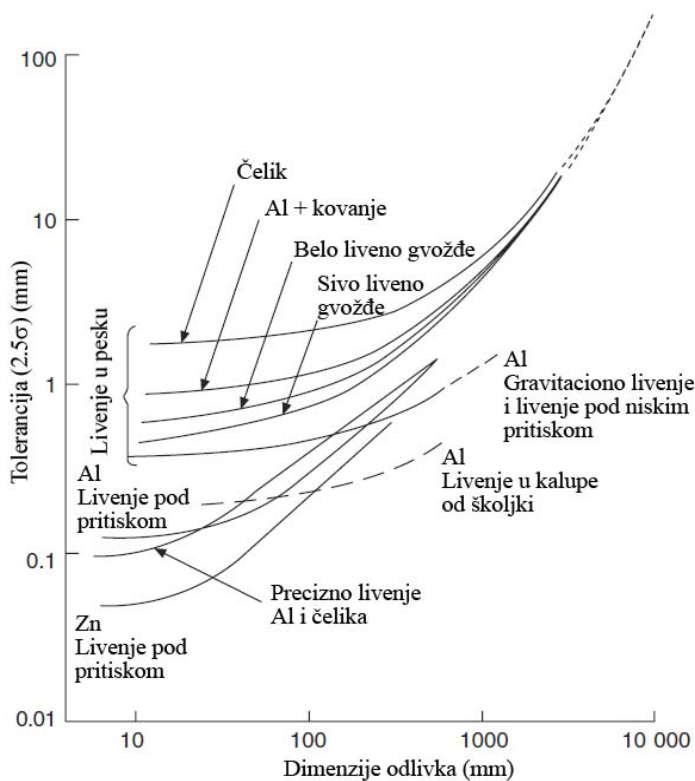
Na slici 4.11 prikazan je odlivak sa 24 implantata kolena oslobođen iz kalupa pre otsecanja ulivnog sistema.



Slika 4.11. Odlivci implantata kolena izrađeni livenjem u vakuumu

4.2.12. Kontrola kvaliteta i greške odlivaka

Osnovna karakteristika odlivaka dobijenih preciznim livenjem je velika dimenziona tačnost i glatka površina. Dimenziona odstupanja zavise od vrste legure koja se lije i vatrostalnog materijala koji se koristi za izradu kalupa. Na slici 4.12 prikazane su prosečne vrednosti odstupanja za različite postupke livenja.



Slika 4.12. Prosečna odstupanja za različite postupke livenja (prikazano kao 2.5σ) [9]

Odstupanja su prikazana kao 2.5σ (2.5 standardno odstupanje), što znači da samo jedan odlivak od osamdeset kontrolisanih, svojim merama odstupa van zahtevanih tolerancijskih granica.

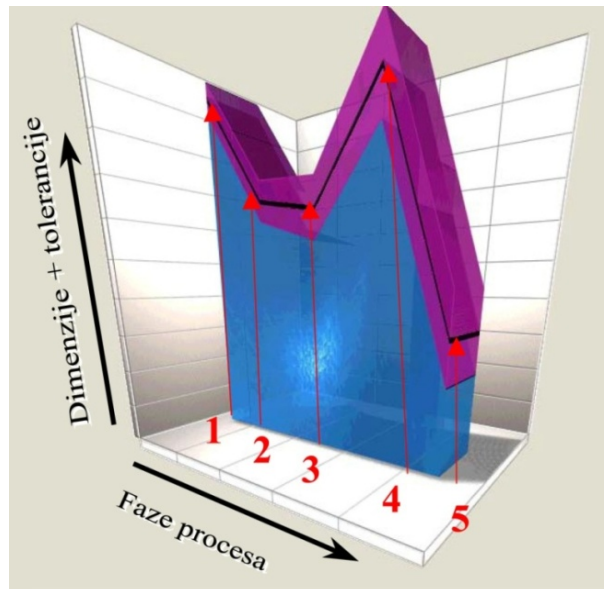
Skupljanje voska pri izradi modela i liva pri očvršćavanju i hlađenju, kao i širenje kalupa pri ulivanju su tri glavna faktora od kojih zavisi tačnost dimenzija. Stepenn dimenzione tačnosti može se povećati podešavanjem sastava kaluparske mešavine i predgrevanjem kalupa pre ulivanja. Temperatura ulivanja ima izvesnog uticaja na tačnost jer je skupljanje metala veće kada je temperatura viša. Međutim, viša temperatura liva izaziva i veće širenje kalupa tako da se ovaj efekat na taj način donekle kompenzira. Uopšte rečeno, između navedenih faktora postoji visok stepen korelacije tako da promena jednog povlači promenu kod drugih. Ti efekti ističu važnost stalne kontrole proizvodnog procesa u svim fazama.

Na pojavu grešaka u toku faze izrade modela ubrizgavanjem utiču faktori kao što su [17], [102]:

1. Visoka brzina toka fronta pri popunjavanju kalupa prouzrokuje šupljine – gasne mehure,

2. Niska brzina toka fronta pri popunjavanju kalupne šupljine prouzrokuje linije fronta,
3. Spajanje dva ili više fronta hlađenja prouzrokuje linije toka ili spajanja,
4. Diskontinuitet toka fronta prouzrokuje prekinuti voštani model,
5. Razlika u brzini hlađenja voska u kalupu u područjima sa debljim presekom prouzrokuje ulegnuća,
6. Usled izmene gustine materijala tokom hlađenja dolazi do skupljanja i neželjenih promena dimenzija modela,
7. Neodgovarajući parametri ubrizgavanja utiču na osobine voska, npr. visoki viskozitet i/ili skupljanje voska mogu prouzrokovati pucanje školjke i
8. Vosak zarobljen u kalupu.

Dimenzije alata moraju biti usaglašene sa svim subsekvencijalnim dimenzionim promenama tokom faza: izrade topljivog modela, formiranja školjke, deparafinizacije, sušenja i žarenja školjke, topljenja metala, očvršćavanja i hlađenja odlivka. Na slici 4.13 prikazan je dijagram dimenzionih promena u različitim fazama preciznog livenja.



Slika 4.13. Dimenzione promene u toku postupka preciznog livenja:
1- kalupna šupljina, 2 - topljivi model, 3 - osušena školjka,
4 - školjka posle žarenja, 5 - završni odlivak [43]

Osim grešaka u dimenzijama, na odlivcima se javljaju slični efekti kao i kod drugih postupaka. Tu spadaju defekti nastali usled oksidacije liva i reakcije liva sa kalupom, pojava gasnih šupljina, nedolivenost, hladan var, površinske greške i dr.

Uprkos velikim tehničkim mogućnostima ovog tehnološkog postupka, njegova primena je zbog relativno visoke proizvodne cene usmerena na one slučajeve gde se pozitivni efekti ostvaruju bilo eliminisanjem mašinske obrade, bilo zbog toga što ne postoji alternativa. Usvajanje ove tehnologije obično zahteva velikoserijsku proizvodnju, prvenstveno zbog amortizacije alata, mada su cene alata niže nego za livenje pod pritiskom ili kovanje.

5. ADITIVNE PROIZVODNE TEHNOLOGIJE ZA IZRADU ORTOPEDSKIH IMPLANTATA

Vekovima postoji praksa da se dizajn proizvoda potvrđuje izradom fizičkog modela. Takav postupak se naziva izrada prototipa (engl. prototyping). Tradicionalne metode izrade prototipova imaju neka ograničenja, kao na primer, vreme potrebno za proizvodnju prototipa, problemi kod izrade složenih objekata, i velika količina fizičkog rada. Najveći značaj tradicionalnih metoda je mogućnost izrade prototipa od materijala koji će se koristiti za proizvodnju. To znači da je moguće vršiti ispitivanja u eksploataciji upotrebom takvog modela.

Brza izrada prototipova – Rapid Prototyping (RP) je pojava u industriji koja treba da reši probleme i ograničenja tradicionalnih metoda. Postoje razne metode brze izrade prototipova i sve one imaju jednu zajedničku osobinu: kratko vreme proizvodnje prototipa.

Umesto da se određeni delovi izrađuju nedeljama, sada je potrebno par dana, u nekim slučajevima i nekoliko sati, da se dobije gotov deo. Pa ipak, nedostatak svih ovih metoda je izrada delova od materijala koji se ne koristi za krajnji proizvod. Tako su veoma ograničene mogućnosti primene ovakvih prototipova za funkcionalna ispitivanja.

I pored značajnih nedostataka, tehnologija brze izrade prototipova iz osnova menja shvatanje procesa razvoja proizvoda, omogućujući svim učesnicima razvojnog ciklusa konkretnu razmenu ideja i blagovremenu optimizaciju dizajna i tehnologije, pre nego što se uđe u skupe procese izrade alata i nultih serija.

„Rapid prototyping predstavlja grupu tehnologija pomoću kojih se fizički modeli izrađuju direktno iz 3D CAD, bez korišćenja alata i pribora. Pored varijante da se računarski model stvara u CAD-u, moguća je i varijanta da se već postojeće fizičko telo digitalizacijom i povratnim modeliranjem pretvori u CAD model (Reverse Engineering) a zatim uključi u RP i RT proces.”[70]

S obzirom na njihovu fizičku suštinu, svi procesi obrade mogu se podeliti u tri grupe:

- **Subtraktivni procesi**– koji se karakterišu skidanjem materijala,
- **Kompresivni procesi** – koji se karakterišu očvršćavanjem materijala i
- **Aditivni procesi**– koji se karakterišu dodavanjem materijala.

Kod subtraktivnih procesa, materijal se skida da bi se dobio željeni oblik. Većina konvencionalnih procesa spada u subtraktivne. Ove načine obrade je teško primeniti kod delova sa veoma malim unutrašnjim šupljinama ili kod delova veoma složene geometrije. Kod kompresivnih procesa, polučvrst ili tečni materijal se pod pritiskom dovodi u željeni oblik, nakon čega očvršćava. Predstavnici kompresivnih procesa su livenje i kalupovanje. Aditivni proces podrazumeva spajanje čestica ili slojeva materijala u cilju dobijanja željenog oblika.

Aditivni proizvodni procesi su zasnovani na mogućnostima sistema modelovanja solida (čvrstih tela), a prvi koraci vezani su za početak 70-tih godina prošlog veka, kada je stvorena potreba za formiranje fizičkih objekata, direktno na osnovu geometrijskih podataka, bez tradicionalnih alata. Nova tehnologija nazvana je Rapid Prototyping ili

proizvodnja u slojevima, 3D štampanje, itd. Od tog perioda ova tehnologija obuhvata primenu u proizvodnji i izradi prototipova.

Savremeni koncepti primene RP tehnologije i činjenica da se ona sve više koristi u procesima proizvodnje a ne samo za izradu prototipova rezultirali su da „Odbor za tehniku” pri ASTM usvoji promenu naziva u aditivnu proizvodnju – Additive Manufacturing, kao i standard koji definiše terminologiju za aditivne proizvodne tehnologije (ASTM F2792-12a Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies).

Termin aditivne proizvodne tehnologije je najbliži onome što podrazumeva ova tehnologija i zato se najviše i koristi. Sam AM proces u osnovi čini osam koraka [28]:

1. Formiranje 3D CAD modela objekta,
2. Konvertovanje 3D CAD modela u STL format,
3. Transfer na AM mašinu i obrada STL zapisa,
4. Podešavanje AM mašine,
5. Izrada modela,
6. Uklanjanje modela sa mašine,
7. Postprocesiranje i
8. Primena.

5.1. Klasifikacija aditivnih proizvodnih tehnologija

Postoji više različitih klasifikacija aditivnih proizvodnih tehnologija. Kod klasifikacije koja se temelji na vrsti materijala koji se primenjuje za izradu modela postoje tri različite vrste materijala:

- 1) **Fluid** (fotopolimer koji prilikom osvetljavanja laserskim zracima ili UV lampom otvrdnjava),
- 2) **Diskretne čestice** koje očvršćavaju ili pomoću specijalnih sredstava za povezivanje ili pod uticajem laserskih zraka i
- 3) **Čvrsti materijali** (plastične folije, papir, tanak lim).

Najnovija klasifikacija predstavljena je u standardu ASTM F2792-12a Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies, u kojem su svi AM procesi svedeni u sedam kategorija:

1. **Vat Photopolymerization** (tipičan proces – Stereolithography),
2. **Material Jetting** (tipičan proces – PolyJet),
3. **Binder Jetting** (tipičan proces – 3D Printing),
4. **Material Extrusion** (tipičan proces – Fused Deposition Modeling),
5. **Powder Bed Fusion** (tipičan proces – Selective Laser Sintering),
6. **Sheet Lamination** (tipičan proces – Laminated Object Manufacturing) i
7. **Directed Energy Deposition** (tipičan proces – Laser Engineer Net Shaping).

U daljem radu opisani su najvažniji i najčešće primenjivani AM procesi, koji će i u budućnosti imati značajnu ulogu: Stereolithography, PolyJet, 3D Printing, Fused Deposition Modeling, Laminated Object Manufacturing i Laser Engineer Net Shaping.

5.1.1. Vat Photopolymerization – Stereolithography (SL)

Krajem 70-tih i početkom 80-tih godina prošlog veka, A. Herbert (3M kompanija iz Mineapolisa, SAD), H. Kodama (Istraživačko-razvojni Institut u Nagoji, Japan) i C. Hul (Ultra Violet Products (UVP), Kalifornija, SAD), nezavisno su radili na AM konceptu zasnovanom na selektivnom očvršćavanju površinskih slojeva fotopolimera i formiranju trodimenzionalnih objekata formiranjem slojeva. Herbert i Kodama obustavili su istraživanja usled nedostatka finansijske podrške, ali je Hul uz konstantnu podršku UVP kompanije uspeo da realizuje sistem koji je automatski formirao posebne komade. Pojam stereolitografija (SL) uveo je Hul, a začetnik je kompanija 3D Systems, koja je 1986-te godine počela sa proizvodnjom stereolitografske aparature (SLA).

Proces stereolitografije započinje time što se fotosenzitivni polimer, koji očvršćava kada se izloži izvoru svetlosti, održava u tečnom stanju. Pokretna platforma postavljena je samo jedan sloj ispod gornje površine tečnog polimera. Ultra-violentni (UV) laser skenira sloj polimera iznad platforme i očvršćava polimer, dajući mu oblik odgovarajućeg poprečnog preseka. Platforma se spušta u komoru, pri čemu je vrednost pomeranja jednaka debljini sloja, da bi omogućila formiranje narednog čvrstog sloja. Uobičajena debljina sloja iznosi od 0,025mm do 0,125mm. Proces traje sve do formiranja najvišeg sloja dela koji se oblikuje. Na kraju je potrebno izvršiti naknadno očvršćavanje i eventualno čišćenje da bi se formirao kompletan komad. Ovo je neophodno usled toga što se u nekim slojevima zadržavaju tečni regioni. Pošto laserski zrak ima određenu veličinu, skeniranje svakog sloja analogno je šrafitiranju zatvorene konture

5.1.2. Material Jetting – PolyJet 3D Printing

Proces PolyJet 3D Printing je aditivni tehnološki postupak razvijen od strane kompanije Objet Geometries Ltd. (Izrael). Tokom 2012. godine došlo je do spajanja sa kompanijom Stratasys (SAD), jednom od vodećih u oblasti proizvodnje 3D štampača.

U PolyJet procesu ulazni podatak je trodimenzionalni CAD model konvertovan u STL zapis, koji sadrži sve neophodne informacije za formiranje slojeva debljine 28 μm . Slojevi se formiraju istiskivanjem osnovnog materijala - fotopolimera na bazi akrila i pomoćnog materijala iz mlaznica. Glava štampača kreće se pravolinijski (X-osa), slično klasičnim inkjet štampačima. Ako je predmet širi od granice kretanja glave, platforma se pomera (Y-osa) i tako omogućava nastavak procesa. Svaki sloj očvršćava istovremeno pri izlaganju ultra-violentnom (UV) svetlu, pre formiranja sledećeg sloja. Platforma se spušta za potrebnu visinu i tako omogućava izradu modela. Ovako izrađeni delovi ne moraju biti naknadno obrađivani.

5.1.3. Binder Jetting – 3D Printing (3DP) i Multijet Modeling (MJM)

Razvijen na MIT-u (SAD), proces trodimenzionalnog štampanja (3D Printing – 3DP) dobio je naziv zbog sličnosti sa tzv. ink-jet štampanjem. Komercijalizaciju i industrijsku primenu ovog procesa je do 2012. godine licencirala Z Corporation (SAD) a zatim je preuzima 3D Systems (SAD).

Kao i kod ostalih AM sistema, ulaz u procesu 3D štampanja je trodimenzionalni CAD zapis, konvertovan u STL format. Softver u ovom procesu iseca STL format modela u niz horizontalnih preseka. AM oprema u 3D štampanju umesto tuša koristi tečno

vezivo, koje se nanosi (istiskuje) na sloj praškastog materijala, vezujući ga. Pokretna platforma postavljena je na određenu visinu koja omogućuje sloju keramičkog praha da se nataloži u potrebnoj debljini. Sloj keramičkog praha se selektivno skenira glavom štampača koja dovodi tečno vezivo i time prouzrokuje adheziju čestica praha. Glava štampača skeniranjem praha formira oblik željenog poprečnog preseka. Bitno je napomenuti da ova faza počinje od najnižeg sloja, dok se platforma spušta za debljinu sloja da bi omogućila taloženje novog sloja praha. Novi sloj se skenira, formira željeni oblik i spaja sa prethodnim slojem. Proces se ponavlja do formiranja najvišeg sloja odnosno vrha radnog komada. Po završetku modela pokretni klip podiže platformu i višak praha se vakumski ili četkama uklanja. Po završetku izrade potrebno je izvršiti termičku obradu da bi se formirala čvrsta struktura komada.

Proces Multijet Modeling – MJM je veoma sličan 3D Printing-u i takođe je u vlasništvu kompanije 3D Systems. Po završetku 3D modeliranja u dostupnom CAD paketu, podaci se prenose do MJM opreme, odnosno Thermojet štampača preko standardne računarske mreže. Na njemu se tada izrađuje 3D model primenljiv za dalje proizvodne procese. Štampač Thermojet oponaša klasične mlazne štampače u svom osnovnom principu: kompjuterski vođena glava štampača, opremljena mlaznicama, rasprskava rastopljeni materijal sličan vosku, kroz mlaznice i tako formira realni 3D model, sloj po sloj.

5.1.4. Material Extrusion – Fused Deposition Modeling (FDM)

Proces modeliranja deponovanjem istopljenog materijala (Fused Deposition Modeling - FDM), razvijen je u kompaniji Stratasys (SAD). U poređenju sa SL i SLS tehnologijom, ovaj proces je na nešto nižem tehnološkom nivou. Umesto lasera i najsavremenijih veštačkih materijala, FDM proces formira čvrste modele, istiskivanjem i deponovanjem tečnog termoplastičnog materijala u slojevima. Ekstrudiranje materijala obavlja se na temperaturi nižoj od tačke topljenja, slično ispisivanju slova čokoladnim kremom na torti. Komad se formira postepenim istiskivanjem i deponovanjem u slojevima na pokretnoj platformi. Ova platforma se održava na nižoj temperaturi, tako da termoplastika brzo očvrstne. Ovaj proces je relativno jednostavan, ali je ograničen na termoplastične materijale i vosak za precizno livenje.

Materijali koji se koriste u ovom procesu su u vlaknastom obliku, namotani na kaleme sa kojih se odmotavaju do servomotorom upravljane FDM glave za topljenje. Kada materijal dopre do glave, topi se i kasnije istiskuje kroz mlaznice po površini budućeg modela. Širina sloja koji se nanosi iznosi od 0,2-0,97 mm i određena je veličinom ekstruzione mlaznice. Mlaznica se ne može menjati tokom izrade modela, te rezolucija modela mora biti definisana na početku procesa. Po nanošenju topljivog materijala, dolazi do naglog hlađenja, par sekundi, i zatim očvršćavanja. Po završetku formiranja sloja pokretna platforma se spušta za debljinu sloja od 0,127-0,3302 mm, najčešće je to 0,13 mm, i proces se ponavlja.

5.1.5. Powder Bed Fusion – Selective Laser Sintering (SLS)

Selektivno lasersko sinterovanje (Selective Laser Sintering - SLS) je proces koji je razvijen na teksaškom univerzitetu u Austin-u (SAD), dok je komercijalizaciju procesa uradila korporacija DTM (SAD), a od 2001.god. proces je vlasništvo kompanije 3D Systems. Ovu tehnologiju primenjuje i kompanija EOS GmbH (Electro Optical Systems, Nemačka).

Za razliku od SL procesa, gde se na materijal deluje svetlosnom energijom laserskog zraka, izazivajući promene u strukturi materijala i očvršćavanje, u SLS procesu laser deluje na čestice materijala svojom toplotnom energijom. U SLS procesu se umesto tečnog fotopolimera, koriste razni materijali u praškastom obliku. Prilikom selektivnog laserskog sinterovanja, objekat se proizvodi sukcesivnim dodavanjem tankih horizontalnih slojeva. Svaki od slojeva se proizvodi tako što se iznad dela objekta koji je prethodno izgrađen nanese tanak sloj praha koji se laserskim snopom istopi u obliku sledećeg sloja. Pri hlađenju istopljenog dela praha on se povezuje horizontalno (formirajući novi sloj) i vertikalno (spajajući se sa ostatkom dela). Oblik svakog sloja određuje računar na osnovu računarskog modela objekta, i na osnovu tako izračunatih poprečnih preseka upravlja procesom topljenja praha. Naziv selektivno lasersko sinterovanje predstavlja skraćeni opis ovog postupka u kome se procesom sinterovanja spaja samo onaj deo praha koji je laserom istopljen. Opisanim postupkom se objekat formira bez alata, pa se istovremeno jednom mašinom može proizvoditi više objekata, različitih oblika i dimenzija, tako što se njihovi slojevi proizvode sinhrono. Obzirom da pri proizvodnji objekata od plastike nisu potrebni platforma i oslonci za odvođenje toplote, moguća je i proizvodnja plastičnih objekata jedan iznad drugog. Površinski kvalitet objekata proizvedenih selektivnim laserskim sinterovanjem plastičnog praha se može poboljšati mehaničkom obradom (peskarenjem).

5.1.6. Sheet Lamination – Laminated Object Manufacturing (LOM)

Najvažniji proces koji se svrstava pod Sheet Lamination tehnologijom je Laminated Object Manufacturing (LOM). Proces LOM uveden je u kompaniji Helisys (SAD), a danas ga komercijalno primenjuje kompanija Cubic Technologies (SAD). U LOM procesu formiranje delova obavlja se laminacijom materijala i odsecanjem, laserom ili specijalnim nožem. Materijal se u ovom procesu dovodi u obliku tankog lista ili folije. Valjanjem i termičkom adhezijom spaja i prevodi u čvrsti blok, a zatim seče po horizontalnim konturnim poprečnim presecima.

Svaki list se vezuje za blok i to toplotom i pritiskom, tako da formira novi sloj. Listasti materijal se doprema sa pogonskog valjka, sa jedne strane mašine, a odvodi na suprotnu stranu. Zagrejani valjak stvara toplotu i pritisak neophodan za laminaciju. Platforma se spušta za debljinu lista da bi proces tekao dalje. Posle formiranja prvog sloja, laserski zrak prati konturu zadatu odgovarajućim poprečnim presekom. Obično se koristi 25 ili 50 Wat-ni CO₂ laser. Kao i u prethodno opisanim procesima i ovde se polazi od najnižeg preseka, odnosno podnožja. Ono što razlikuje ovaj proces od ostalih je to da laser skenira samo konturu. Ova činjenica čini ovaj proces efikasnijim od AM procesa u kojima se vrši skeniranje i unutrašnjosti konture. Površine sloja oko konture isecaju se na male delove, pločice, koje se kasnije odstranjuju. Proces se ponavlja sve do formiranja vrha dela (najviši sloj). Pošto su svi slojevi formirani i isečeni, rezultat je deo okružen blokom dodatnog materijala. Ovaj materijal se kasnije odvaja i lomi duž presečnih linija. Dobijeni model može se impregnirati sredstvom za zaštitu od vlage.

5.1.7. Directed Energy Deposition – Laser Engineered Net Shaping (LENS)

U kategoriju Directed Energy Deposition svrstavaju se procesi kao što su: Laser Engineered Net Shaping (LENS), Directed Light Fabrication (DLF), Direct Metal Deposition (DMD) i 3D Laser Cladding. U pitanju je složena tehnologija štampanja koja se uglavnom primenjuje za reparaciju ili dodavanje novog materijala na postojeći.

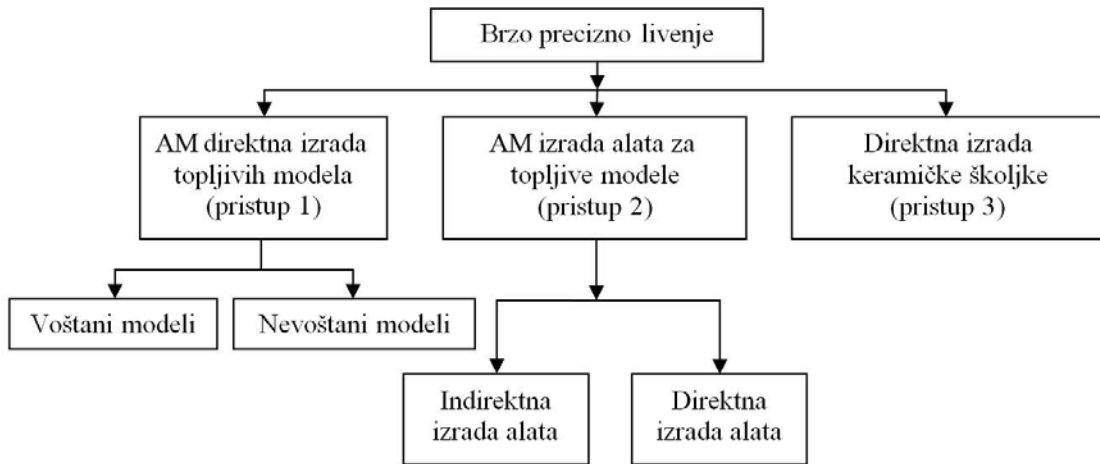
Postupak direktnog taloženja metala laserom – LENS je razvijen u Sandia National Laboratories (SAD), a sistem proizvodi i prodaje kompanija Optomec Design Company (SAD). Materijali koji se koriste uglavnom su metali, i to: nerđajući čelik, alatni čelik, čelični liv, kompozitni materijali, superlegure na bazi nikla, titan i njegove legure, bakar i njegove legure, keramika, staklo, poliester i poliamid.

Sistemi LENS takođe koriste tehniku nanošenja slojeva pa se tako predpriprema sastoji od izrade 3D CAD modela i eksportovanja STL datoteke. Postupak započinje ubrizgavanjem tačno određene količine metalnog praha kroz mlaznice u tačku fokusa laserskog zraka (Yag Laser). Kako se uglavnom koriste metali, laseri su snage 500 W – 2 kW, u zavisnosti od vrste metala. Tip lasera je Nd:YAG laser i on je čvrstotelni laser koji kao izvor zračenja koristi matricu itrijum aluminijum granata (YAG), dopiranu atomima neodijuma (Nd). Aktivnu sredinu ovog lasera predstavljaju trostruko jonizovani atomi neodijuma (Nd^{+3}). Nd:YAG laseri se koriste za obradu rezanjem, bušenjem, zavarivanjem, graviranjem i drugim obradama metala, plastike i drugih materijala. Laser postepeno prelazi po celoj površini poprečnog preseka formirajući novi sloj. Nanošenje materijala prvo se vrši po konturama, a zatim se ispunjava unutrašnjost. Postupak se odvija u komori ispunjenoj inertnim gasom argonom, kako bi se sprečila oksidacija praha tokom topljenja.

Postoje tri ose kretanja, x i y, koje obezbeđuje glava mlaznice, i z osa, koju obezbeđuje platforma. Ovim postupkom izrađuju se jednostavni i polu-složeni oblici. Izradu isturenih i slobodnih površina koje štrče iz modela teško je izvesti bez potpornih konstrukcija. Prema podacima proizvođača opreme, tačnost oblika modela kod LENS sistema je 0,25 mm. Tačnost oblika po xy ravni je 0,12 mm, dok je po Z-osi 0,25 mm. Debljina sloja koji se nanosi kreće se u rasponu 0,025-1 mm, dok širina deponovanog sloja može biti od 0,25 do 2,5 mm.

5.2. Primena aditivnih proizvodnih tehnologija u preciznom livenju

Termin „brzo precizno livenje” ili Rapid Investment Casting (RIC) predstavlja primenu aditivnih proizvodnih tehnologija u preciznom livenju [12]. Troškovi neophodni za projektovanje i izradu metalnih alata za topljive modele mogu se prevazići primenom AM tehnologija za izradu topljivih modela. Primena AM tehnologija rezultira i skraćenjem vremena izrade odlivaka istog kvaliteta. Posebno je uspešna primena AM u izradi prototipova, kao i pojedinačnoj i maloserijskoj proizvodnji. U literaturi je prikazan veliki broj ekonomski isplativih rešenja za precizno livenje u kojima se primenjuju aditivne tehnologije. Trenutno se skoro sve komercijalno raspoložive aditivne tehnologije mogu primeniti u postupku preciznog livenja, sa različitim uspehom i u različitim oblastima. Primena AM tehnologija u preciznom livenju obuhvata tri različita pristupa koji su prikazani na slici 5.1.



Slika 5.1. Različiti pristupi primene AM tehnologija u preciznom livenju [12]

5.2.1. Direktna izrada topljivih modela (pristup 1)

Aditivne proizvodne tehnologije primenjuju se u izradi voštanih i nevoštanih topljivih modela za precizno livenje.

5.2.1.1. Direktna izrada voštanih modela

Procesi SLS, FDM, SLA i MMII pokazali su se kao veoma uspešni i najčešće primenjivani u izradi topljivih modela direktnim pristupom. Ključni problem kod primene topljivih modela dobijenih direktnim pristupom je krtost modela, posebno sa aspekta transporta. Takođe se javljaju i određeni problemi kod izrade tankozidnih odlivaka [15], [21].

5.2.1.2. Direktna izrada nevoštanih modela

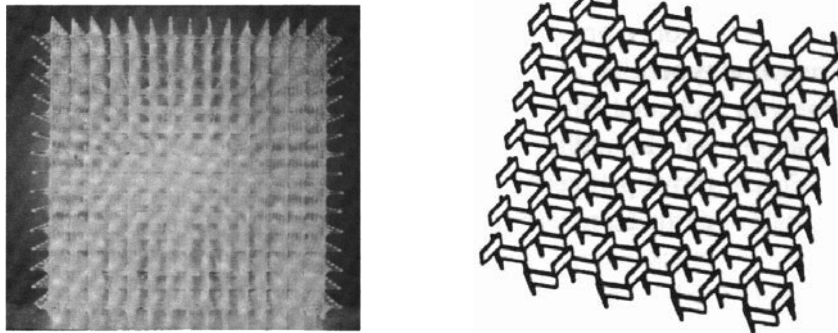
Primenom AM procesa FDM i MM II, dobijaju se topljivi modeli koji su odmah prihvatljivi u konvencionalnim livnicama. Za AM modele koji nisu izrađeni od voska, uočene su dve značajne prednosti. Kao prvo, stabilnost i čvrstoća omogućavaju livenje tankozidnih delova, što predstavlja problem zbog krtosti (lomljivosti) kod direktne izrade voštanih modela. Kao drugo, relativna žilavost omogućava završne operacije koje se koriste u cilju unapređenja kvaliteta površinske hrapavosti, što se kasnije prenosi i na odlivak. Kako bi se kompenzovao efekat skupljanja tokom hlađenja, AM modeli se mogu uvećati u odgovarajućoj razmeri. Primenom AM modela koji se ne izrađuju od voska, javlja se veliki broj problema vezanih za uklanjanje odlivka iz keramičke školjke, ostatke istopljenih modela i pepela, površinsku hrapavost. Opis i mogućnosti primene najvažnijih AM tehnologija u postupku direktne izrade topljivih modela za precizno livenje dati su u daljem radu.

SL – QuickCast

Problemi u vezi loma keramičke školjke analizirani su i prikazani u mnogim istraživanjima u kojima su primenjivani nevoštani AM topljivi modeli. Jedan od primera je primena SL akrilnih modela koji prilikom širenja dovode do loma školjke. Proces koji je opisan kod mnogih autora je QuickCast proces kompanije 3D Systems.

Ovim procesom moguće je izraditi vrlo tačne modele, sa odgovarajućim mehaničkim karakteristikama, bez skupe i duge mašinske izrade metalnog alata na CNC sistemima. Rezultat primene ove tehnike je AM model u roku od dva do četiri dana i kvalitetan metalni odlivak za jednu do četiri nedelje (u zavisnosti od složenosti odlivka), u poređenju sa osamnaest do dvadeset nedelja potrebnih za izradu odlivka konvencionalnom metodom.

Proces QuickCast je dokazao svoju primenljivost u oblasti livenja odlivaka od aluminijuma, alatnih čelika, nerđajućih čelika, magnezijuma, titanijuma, bakra, nikla i kobaltnih legura. Pošto stereolitografski modeli pri termičkom širenju oštećuju i najizdržljivije školjke, moraju se formirati u kvazi-šupljem obliku, odnosno rešetkastoj (sačastoj) strukturi (slika 5.2).

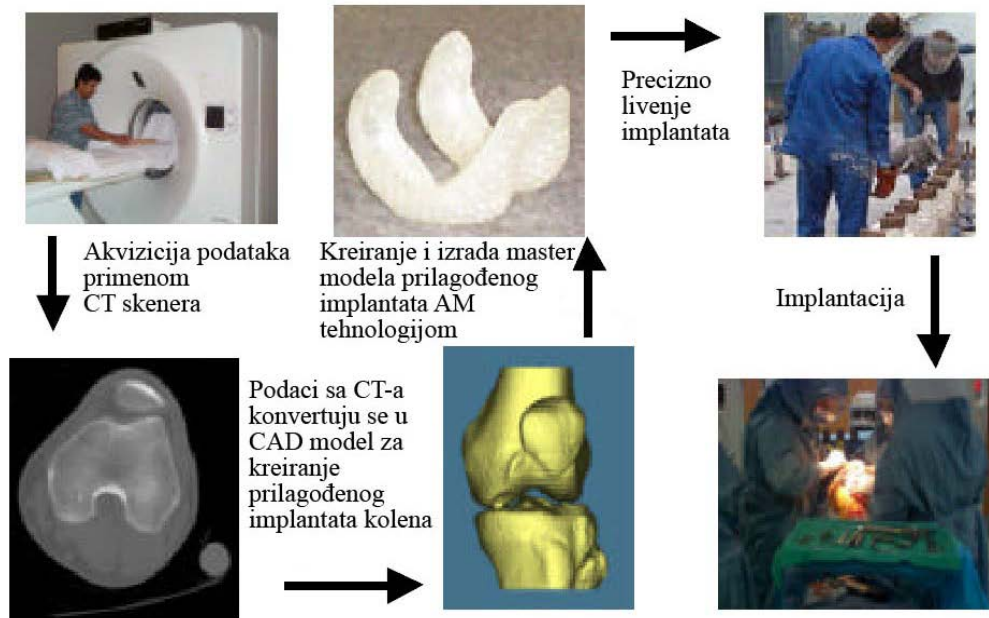


Slika 5.2. Quick Cast struktura u obliku rešetke [75]

Ovaj proces se zasniva na matematičkom algoritmu, koji automatski iseca AM geometrijsku formu, na strukturu u obliku šestougona rešetkaste strukture, smanjujući tako masu modela i do 90%. Ovakva struktura minimizira masu koja se topi u postupku livenja, tako da je i skupljanje manje. Pri žarenju keramike, QuickCast model kolabira, pretvarajući se u pepeo. Nastala količina pepela, pri tome, minimalna je zbog male ukupne količine materijala modela, odnosno uzorka. Potrebno je obratiti posebnu pažnju na neophodnost uspostavljanja ravnoteže između potrebnog kvaliteta površinske hrapavosti (rezolucija modela) i veličine zapisa. Naime, potrebno je ostvariti dobar kvalitet površinske hrapavosti QuickCast modela, kako se potencijalne površinske neravnine ne bi prenele i na odlivak.

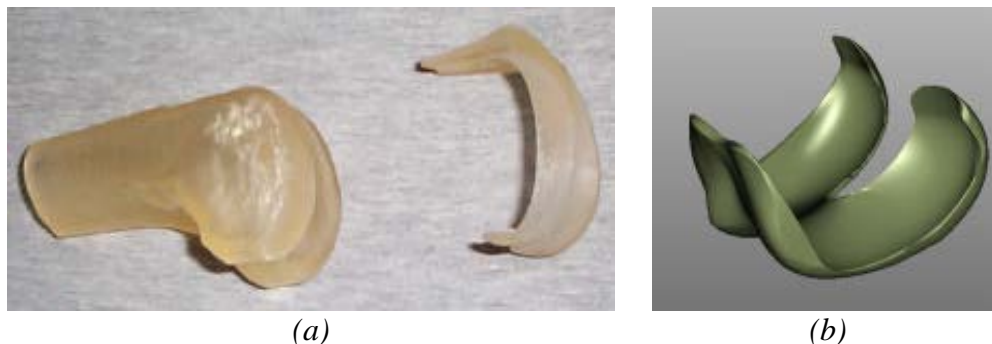
U radu [66] prikazana je studija kojom su analizirani različiti oblici rešetke kod QuickCast topljivih modela. U studiji je razvijena nova osmougona rešetkasta struktura koja je upoređena sa standardnom šestougonom rešetkom. Osnovni cilj istraživanja bio je rešavanje problema lomljenja keramičke školjke u procesu preciznog livenja. Utvrđeno je smanjenje pritiska od 62% kod topljivog modela sa osmougonom rešetkom, kao i na površini keramičke školjke u odnosu na QuickCast modele sa šestougonom rešetkom. Takođe je utvrđeno da modeli sa osmougonom rešetkom poseduju bolje karakteristike sa aspekta uklanjanja viška materijala i manje ukupne količine materijala u poređenju sa šestougonom strukturom. Pri žarenju školjke modeli sa osmougonom rešetkom kolabirali su mnogo brže u odnosu na modele sa šestougonom rešetkom. Zaključak studije je da su QuickCast modeli sa razvijenom novom osmougonom rešetkastom strukturom superiorniji u odnosu na modele sa standardnom šestougonom rešetkom kada se primenjuju kao topljivi modeli u preciznom livenju.

Izrada prilagođenih implantata je skup i dugotrajan proces a kvalitet implantata u velikoj meri zavisi od znanja i iskustva ortopedskih hirurga i drugog medicinskog osoblja. U radu [45] autori predlažu računarski podržanu metodu za izradu prilagođenih implantata. Prikaz faza ove metode dat je na slici 5.3. Proces obuhvata primenu tehnologija kao što su CT, obrada medicinskih snimaka, SL proces i precizno livenje za izradu prilagođenog implantata.



Slika 5.3. Prikaz procesa izrade prilagođenog implantata kolena [45]

Za izradu stereolitografskog modela implantata primenjena je QuickCast struktura, a kasnije proces preciznog livenja. Tačnost izrađenog modela je u okviru tolerancija propisanih za oblast medicine, posebno za ortopedsku hirurgiju. Na slici 5.4(a) prikazana je analiza poklapanja prilagođenog implantata i replike femura pacijenta takođe dobijene CT skenerom. Na slici 5.4(b) prikazan je završni prilagođeni implantat.



Slika 5.4. Analiza projektovanog implantata (a) i završni prilagođeni implantat (b) [45]

Analizom je verifikovano da se optimizacijom artikulišućih površina, primenjenoj kod prilagođenog implantata kolena, ostvaruje ravnomernija raspodela opterećenja u odnosu na standardne implantate kolena.

FDM

Proces FDM omogućava drugačiji pristup u poređenju sa konvencionalnim preciznim livenjem. Ovaj AM proces primenjuje se u direktnoj izradi topljivih modela na bazi akrilonitril-butadein-stirol-a (ABS) ili voštanih materijala. Obe vrste materijala mogu se uspešno ukoniti iz keramičke školjke uz minimalne izmene odnosu na konvencionalni proces u livnicama [32]. Delovi proizvedeni bazi ABS-a odlikuju se boljim kvalitetom površinske hrapavosti u odnosu na voštane, i to zahvaljujući pre svega dobrim karakteristikama materijala ABS. Ključna prednost primene FDM procesa u odnosu na npr. MMII proces je brzina izrade. Za izradu jednog probnog dela MMII procesom bili je potrebno više od 80 časova, dok je FDM procesom bilo potrebno 16 časova [15].

Rezultate primene FDM procesa i ABS materijala u okviru jedne studije slučaja u kojoj je učestvovalo šest livnica, analizirali su Gouldsen i Blake u [29]. U okviru ovog istraživanja realizovan je program zamene voštanih modela ABS modelima. Na AM modele izrađene od ABS materijala postavljeni su ulivni sistemi i odušci. Zatim su formirane keramičke školjke kao i kod konvencionalnog preciznog livenja, dok se jedina razlika sastojala u tome da deparafinizacija nije obavljena u autoklavu već u peći za žarenje gde je temperatura dostizala 1093°C. Na taj način su uklonjeni AM modeli sa sa malim procentom zaostalog pepela. Autoklav nije bilo moguće primeniti obzirom da se ABS ne topi na tako, relativno, niskoj temperaturi od oko 350°C. Školjka je izvađena iz peći i ispitana na lom i ostatak pepela, koji je uklonjen ispiranjem i vazduhom pod pritiskom.

Na osnovu ovako dobijenih rezultata iz svih šest livnica, autori su utvrdili da FDM procesom izrađeni ABS modeli poseduju određene prednosti u odnosu na druge AM procese, kao što su dobro sagorevanje, čvrstoća, lakše rukovanje modelima, dimenziona stabilnost i jednostavnost pripreme modela. Jedan od glavnih nedostataka ovog pristupa je veoma gruba završna površina modela. Buduća istraživanja usmerena su u pravcu poboljšanja kvaliteta površinske hrapavosti FDM modela.

U radu [56] prikazana je primena FDM procesa za direktnu izradu topljivih modela. Probni ABS modeli korišćeni su za precizno livenje odlivaka od legure aluminijuma. Evaluacijom topljivih modela obuhvaćeni su kriterijumi poput troškova izrade, vremena izrade, tačnosti i kvaliteta površinske hrapavosti. Rezultati dobijeni primenom FDM topljivih modela upoređeni su sa konvencionalnim injekcionim brizganjem voska u metalni alat.

Poređenjem vremena izrade utvrđeno je da se pristupom direktne izrade topljivih modela značajno skraćuje vreme izrade i to za 89%. Kada su u pitanju troškovi izrade direktnom izradom topljivih modela oni se smanjuju za 60% u odnosu na tradicionalni potupak. Prilikom izrade ABS modela primenjena je tehnika izrade šupljih modela, tako da se prilikom žarenja keramičke školjke ABS materijal širio ka unutrašnjem šupljem prostoru smanjujući tako pritisak na zidove keramičke školjke. Na taj način izbegnuto je pucanje keramičke školjke. Posle procesa žarenja ABS modeli su u potpunosti uklonjeni, ali su keramičke školjke preventivno isprane vodom i vazduhom pod pritiskom kako bi se osiguralo potpuno uklanjanje viška materijala i ostataka pepela unutar školjke. Na završnim aluminijumskim odlivcima dobijenim primenom ABS modela nisu uočeni veći nedostaci i svi elementi odlivka su pravilno formirani.

Srednji procenat vrednosti greške izmerenih pre i posle završne obrade za oba ABS modela iznosio je 1%-1,5%. Ovako nizak procenat greške utvrđen u oba slučaja ukazuje na mogućnost da se FDM procesom izrađuju tačni modeli za precizno livenje.

Takođe je analiziran kvalitet površinske hrapavosti ABS modela pre i posle završne obrade. Završna obrada je obuhvatila premazivanje poroznih površina ABS modela tankim slojem rastvora polimera i brušenje finim brusnim papirom (finoća zrna 1000). Ispitana je i hrapavost aluminijumskog odlivka. Utvrđeno je da je kvalitet hrapavosti površina ABS modela značajno poboljšán nakon premazivanja. Međutim kvalitet hrapavosti aluminijumskog odlivka nije bio na očekivanom nivou. Slabiji kvalitet hrapavosti površina aluminijumskog odlivka prouzrokovan je prenošenjem čestica silicijum dioksida sa keramičke školjke na ABS modele. Generalno je postignut zadovoljavajući kvalitet površina aluminijumskog odlivka.

U istraživanju prikazanom u radu [38] primenjena su dva tipa ABS topljivih modela izrađenih FDM procesom. Prvi model je bio sa šupljom strukturom dok je drugi bio pun. Dobijeni rezultati ukazuju da je primena šupljih modeli uspešnija sa aspekta pucanja školjke i ostataka neistopljenog materijala i pepela u keramičkoj školjci, na temperaturama između 300°C i 500°C. Na temperaturama između 550°C i 600°C oba topljiva modela ponašala su se slično, nije dolazilo do pucanja školjke i ABS modeli su potpuno uklonjeni. Ovo se objašnjava fenomenom fluidnosti ABS materijala i njihovim ponašanjem na povišenim temperaturama. Zaključak autora je da je primena FDM modela ekonomski isplativa za slučajeve pojedinačne proizvodnje i malih serija odlivaka.

Model Maker II

Sistem Model Maker II (MMII) proizveden od strane kompanije Solidscape (ranije Sanders Prototype) koristi inkjet tehnologiju štampe sa dve mlaznice za izradu modela. Prva mlaznica koristi se za glavni materijal (termoplastika) a druga mlaznica za pomoćni materijal (vosak). Pomoćni materijal uklanja se ispiranjem pod pritiskom. Važna karakteristika MMII sistema je visoka rezolucija izrade i mogućnost izrade preciznih odlivaka od voštanih modela izrađenih u slojevima debljine 0,0125 mm. Ovako precizni modeli posebno su interesantni u procesu preciznog livenja, a analiza primene MMII sistema data je u radu [15].

Materijal modela „protoform” koji je primenjen u istraživanju poseduje svojstva slična konvencionalnim livačkim materijalima. Istraživači su analizirali dva načina primene MMII sistema. Prvi je za direktnu izradu topljivih modela a drugi za indirektnu izradu alata za topljive modele, primenom alata od silikonske gume. Istraživanje je pokazalo veću tačnost izrade delova MMII procesom u poređenju sa FDM procesom. Kod direktne izrade topljivih modela delovi izrađeni MMII procesom su primenjeni kao topljivi modeli u preciznom livenju aluminijumskih legura. Rezultati su pokazali da je mikrostruktura MMII delova gušća u odnosu na FDM ili SLS delove. Nije bilo pojave površinskih rupa i pukotina. Modeli se mogu topiti na relativno niskim temperaturama i imaju mali procenat zaostalog pepela. Nije dolazilo do pojave loma keramičke školjke. Primenom ovog pristupa značajno se skraćuje vreme i smanjuju troškovi izrade. Ovaj pristup je ekonomski najisplativiji kada je u pitanju izrada od tri do pet modela složene geometrije.

Multijet Modeling

Proces Multijet Modeling (MJM) detaljnije je opisan u poglavlju 5.1.3. U radu [22] autori smatraju da su MJM mašine, kod kojih se mlaznicama rasprskava rastopljeni materijal sličan vosku i tako formira model sloj po sloj, idealno rešenje za primenu u preciznom livenju. Posebno ističu da se MJM modeli mogu direktno primenjivati umesto voštanih modela i da se lako uklanjaju korišćenjem autoklava. Autor rada [99] ukazuje da je primena MJM procesa široko prihvaćena u velikom broju livnica. Mašinu Thermojet kompanije 3D Systems odlikuje odlična brzina izrade topljivih modela, dok ModelMaker II mašina kompanije Solidscape izrađuje tačnije delove, ali znatno sporije [42].

U radu [36] autori istražuju temperaturu topljenja za materijal Visijet SR200 polimer na bazi akrilata, kojim su direktnim pristupom izrađeni MJM modeli za precizno livenje. U radu su odredili optimalnu tačku topljenja ovog materijala od 622,1°C pri kojoj nema ostataka pepela. U istraživanju su uspešno primenili termogravimetričku analizu (TGA). Zaključili su da se materijal Visijet SR200 može uspešno primeniti za izradu keramičke školjke i da nakon žarenja nema ostataka pepela.

3D Printing

Na 3DP sistemima kompanije 3D Systems takođe se mogu direktno izrađivati topljivi modeli za precizno livenje. Materijal posebno projektovan za precizno livenje je zp14 i on se može infiltrirati voskom u cilju dobijanja topljivih modela. Materijal predstavlja mešavinu celuloze, specijalnih vlakana i drugih aditiva čijom kombinacijom se dobijaju tačni delove sa maksimalnom apsorpcijom voska i minimalnim ostatkom pepela pri sagorevanju. Precizno livenje primenom zp14 materijala započinje štampanjem modela koji se zatim infiltrira voskom. Posle infiltracije model se oblaže keramičkom suspenzijom i tako stvara kalup. Sagorevanjem u peći žrtvuje se polazni model.

Autori rada [6] potvrdili su tehničko-tehnološku izvodljivost izrade tankozidnih odlivaka i vrednovali dimenzionu tačnost topljivih modela i odlivaka dobijenih primenom 3DP procesa.

SLS

Kompanija EOS, koja proizvodi SLS sisteme, razvila je materijal PrimeCast 101 sivi prah na bazi polistirena, koji je zbog svoje odlične dimenzione tačnosti i niske tačke topljenja prilagođen specijalno za precizno livenje. Odlikuju ga mali ostatak pepela, veoma visok kvalitet površinske hrapavosti i mogućnost primene kao polaznog tzv. master modela. Primenuje se kao topljivi model za precizno livenje i nakon infiltracije epoksi smolama pogodan je za vakuumsko livenje i livenje u keramičkim školjkama. Materijal je optimizovan za minimalni ostatak pepela posle pregorevanja 0,002% [16].

Materijal CastForm (CF) razvijen 1999. godine na bazi polistirena od strane kompanije DTM Corp. i namenjen je isključivo za izradu topljivih modela na SLS sistemima. Ovaj materijal je trenutno u vlasništvu kompanije 3D Systems koja je 2001. godine preuzela DTM Corp. Primena SLS sistema za izradu modela u materijalu CastForm predstavlja najbrži i ekonomski najisplativiji proces izrade malih serija topljivih modela na bazi voska. Materijal CastForm odlikuje mali procenat pepela nakon sagorevanja i odličan

kvalitet završnih odlivaka, koji mogu biti i od titanijuma. Izrada topljivih modela sastoji se iz dve faze, od kojih je prva faza izrada tzv. zelenog dela, dok drugu fazu čini infiltracija voskom [16]. Osnovna karakteristika ovog procesa je izrada topljivih modela od materijala sa svojstvima sličnim konvencionalnim voskovima. Naknadna obrada obuhvata površinsku zaštitu od poroznosti potapanjem CastForm modela u tečan vosak i povećanje čvrstoće modela [12]. Analizom procesa izrade CastForm modela bave se autori u [23] i oni u svom istraživanju zaključuju da su čišćenje i infiltracija voska glavni uzroci koji vode do slabijeg kvaliteta, vitoperenja i lomova CastForm modela.

Materijal Windform PS je materijal na bazi polistirena i razvijen je od strane kompanije CRT Technology za potrebe izrade topljivih modela primenom SLS procesa. Materijal je namenjen prvenstveno livnicama obzirom da je veoma pogodan za izradu složenih topljivih modela i livenje standardnih livačkih legura ali i legura visokoreaktivnog titanijuma. U poređenju sa drugim raspoloživim materijalima na bazi polistirena Windform PS odlikuju:

- Poboljšani kvalitet površinske hrapavosti i prikaz detalja i
- Veoma nizak procenat pepela i mogućnost primene za livenje legura Ti, Al, Mg, Ni i čelika.

Sličnu primenu SLS materijala na bazi polistirena nalazimo i u radu [103]. Pošto standardni polistiren nije pogodan za izradu topljivih modela zbog slabijih mehaničkih svojstava autori ovog rada predlažu primenu polistirena visoke žilavosti (HIPS). Utvrđeno je da su karakteristike sinterovanog HIPS-a slične kao kod standardnog polistirena, ali su zato mehaničke osobine znatno bolje. Karakteristike materijala su dodatno poboljšane infiltracijom voska. Postprocesiranjem je smanjena poroznost sa 52,8% na 8,1%, dok su zatezna čvrstoća i udarna žilavost povećani sa 64% na 97%. U cilju rešavanja problema ostatka pepela i viška materijala nakon žarenja školjke, u radu je predložena deparafinizacija na nižoj temperaturi a zatim povećanje temperature na 200°C-250°C, pri kojoj materijal kolabira. Nakon toga temperatura se ponovo podiže na vrednost preko 500°C. Tačnost ovako izrađenih metalnih odlivaka bila je u okviru dozvoljenih granica tolerancija

Različiti AM modeli zadovoljavaju u prihvatljivom tolerancijskom opsegu ($\pm 0,05$ - $\pm 0,254$ mm) i kvalitetu površinske hrapavosti (16 - $20 \mu\text{m } R_a$) zahteve postupka preciznog livenja. U preciznom livenju postoji direktna zavisnost površinskog kvaliteta modela i odlivka. Relativno grublja površinska hrapavost neobrađenih AM modela, stepenastog oblika, prouzrokovana je načinom formiranja slojeva u određenim AM procesima. Modeli sa poroznom površinom (SLS, 3DP, FDM) zahtevaju primenu zaptivnih premaza kako bi se sprečilo prodiranje kroz površinski sloj prilikom formiranja školjke. Za većinu AM modela, poliranje se može primeniti u smislu poboljšanja površinske hrapavosti. Površina ABS modela može se poboljšati nanošenjem sloja voska ili brušenjem sredstvom od metil-metilakrilata (MMA) u kombinaciji sa završnim poliranjem. Merenja su utvrdila da se brušenjem postiže površinska hrapavost 1 - $2 \mu\text{m } R_a$. Epoksidni SLS delovi koji se naknadno poliraju dostižu površinsku hrapavost ispod $1 \mu\text{m } R_a$. Modeli izrađeni na SL sistemu oblažu se tečnim parafinom i poliraju kako bi na kraju dostigli površinsku hrapavost od $0,8 \mu\text{m}$.

U tabeli 5.1 prikazane su prednosti i nedostaci različitih AM tehnologija koje mogu direktno da izrađuju topljive modele.

AM proces	Materijal	Prednosti	Nedostaci	Referenca
SL	QuickCast akrilne i epoksidne smole	<ul style="list-style-type: none"> • Dobro sagorevanje, • Najbolji kvalitet površinske hrapavosti u odnosu na ostale nevoštane topljive modele, • Nizak procenat pepela zbog primene šupljih modela, • QuickCast tehnikom izrade topljivih modela rešava se problem loma školjke, • Visoka tačnost odlivaka, • Značajno skraćanje vremena izrade odlivaka u poređenju sa konvencionalnim preciznim livenjem. 	<ul style="list-style-type: none"> • Livenje sa QuickCast topljivim modelima zahteva veće iskustvo i posebno procesiranje u poređenju sa ostalim nevoštanim AM modelima, • Uklanjanje pomoćnog materijala zahteva više vremena i posebno procesiranje. 	[41], [45], [48], [66]
FDM	ABS	<ul style="list-style-type: none"> • Nema rizika od oštećenja prilikom čišćenja, • Bolji kvalitet površinske hrapavosti u odnosu na FDM voštane modele, • Bezbedan transport topljivih modela zbog visoke čvrstoće materijala, • Manji utrošak materijala zbog šuplje strukture modela, • Mogućnost izrade tankozidnih topljivih modela. 	<ul style="list-style-type: none"> • Skromniji kvalitet površinske hrapavosti u odnosu na konvencionalne voštane modele, • Neophodno je žarenje u peći zbog visoke temperature topljenja ABS-a. 	[15], [16], [29], [32], [38], [49], [56]
FDM	Vosak	<ul style="list-style-type: none"> • Dobro sagorevanje, • Postupak preciznog livenja identičan konvencionalnom livenju ali sa značajno kraćim vremenom izrade odlivaka. 	<ul style="list-style-type: none"> • Zbog krтости modela potrebno je posvetiti posebnu pažnju pri transportu. 	[18]

Tabela 5.1. Poređenje različitih AM tehnologija koje mogu direktno da izrađuju topljive modele

AM proces	Materijal	Prednosti	Nedostaci	Referenca
Model Maker II	Vosak	<ul style="list-style-type: none"> • Dobro sagorevanje, • Dobar kvalitet površinske hrapavosti, • Nema ostataka pepela, • Ne postoji opasnost od loma keramičke školjke, • Visoka tačnost u poređenju sa FDM topljivim modelima, • Livenje odlivaka sa malim detaljima u oblasti juvelirstva. 	<ul style="list-style-type: none"> • Manja brzina izrade, • Pomoćni materijal je različit od osnovnog materijala. • Potrebna je primena rastvarača za uklanjanje viška pomoćnog materijala. 	[15]
Multijet Modeling	Vosak	<ul style="list-style-type: none"> • Naknadno sušenje nije potrebno, • Odlična površinska hrapavost naličja, • Topljivi modeli se izrađuju od voštanih materijala, • Mogućnost procesiranja u autoklavu, • Relativno brza izrada topljivih modela. 	<ul style="list-style-type: none"> • Skromniji kvalitet donje površine modela, • Topljivi modeli su lomljivi i otežan je njihov transport, • Teže se uklanja potporna konstrukcija, • Visoka cena osnovnog materijala. 	[22], [42], [99]
Multijet Modeling	Visijet SR200 akril	<ul style="list-style-type: none"> • Nema ostataka pepela, • Pogodan za izradu keramičke školjke. 	<ul style="list-style-type: none"> • Trenutno jako mali broj livnica ima iskustva sa ovim materijalom. 	[36]
3DP	zp14 prah na bazi skroba	<ul style="list-style-type: none"> • Dobro sagorevanje, • Nije potreban poseban pomoćni materijal, • Ne postoji rizik od loma školjke, • Mogućnost recikliranja osnovnog materijala, • Niži troškovi izrade. 	<ul style="list-style-type: none"> • Dimenziona odstupanja indukovana u fazi potapanja voska. 	[6]
SLS	PrimeCast 101 polistiren	<ul style="list-style-type: none"> • Odlična dimenziona tačnost, • Niska tačka topljenja, • Nizak ostatak pepela (0,002 %) • Visok kvalitet površinske hrapavosti, 	<ul style="list-style-type: none"> • Manja brzina izrade, • Visoka cena osnovnog materijala. 	[16]

nastavak tabele 5.1.

AM proces	Materijal	Prednosti	Nedostaci	Referenca
SLS	CastForm Prah na bazi polistirena	<ul style="list-style-type: none"> Niska temperatura topljenja, Procesiranje CastForm modela kao standardnih voštanih modela, Nizak procenat zaostalog pepela nakon topljenja (<0,02 %), Manja verovatnoća loma školjke zbog manjeg termičkog širenja, Optimalan izbor za livenje materijala sa različitim opsegom temperatura topljenja npr. aluminijum, magnezijum i titanijum Mogućnost izrade složenih tankih odlivaka sa unutrašnjim šupljinama 	<ul style="list-style-type: none"> Topljiviji modeli su lomljiviji i mogu se oštetiti prilikom čišćenja i infiltracije voskom, Infiltracija voska produžava vreme izrade i uzrokuje potencijalne dimenzionalne greške. 	[12], [16], [23], [24]
SLS	Windform PS prah na bazi polistirena	<ul style="list-style-type: none"> Visok kvalitet površinske hrapavosti, Nizak procenat zaostalog pepela nakon topljenja (<0,02 %), Modeli izrađeni u okviru veoma uskih tolerancija, Livenje sa svim legurama i visoko reaktivnim legurama, Mogućnost izrade složenih odlivaka. 	<ul style="list-style-type: none"> Trenutno jako mali broj livnica ima iskustva sa ovim materijalom. 	[12]
SLS	TrueForm poliamid	<ul style="list-style-type: none"> Postprocesiranje nije potrebno, Dobar kvalitet površinske hrapavosti. Pomoćna struktura nije potrebna, Dobra tačnost modela, Optimalan izbor za livenje aluminijuma i čelika, Mogućnost izrade modela sa veoma tankim zidovima. 	<ul style="list-style-type: none"> Modeli nisu pogodni za livenje titanijuma, Dugo vreme livenja u odnosu na CastForm modele zbog zahteva za potpuno suvom školjkom pre procesiranja u autoklavu. 	[18]

nastavak tabele 5.1.

5.2.2. Izrada alata za topljive modele (pristup 2)

Kao što je ranije već naglašeno, jedan od najsporijih i najskupljih koraka u postupku preciznog livenja je upravo izrada alata za topljive modele i to zbog visokih zahteva u pogledu kvaliteta. Alati najčešće imaju kompleksnu geometriju, ali uprkos tome moraju biti izrađeni sa velikom preciznošću. Alati moraju imati visoku tvrdoću, otpornost na habanje i malu površinsku hrapavost. Da bi se udovoljilo ovim zahtevima, alati su tradicionalno izrađivani na CNC/NC mašinama, klasičnim mašinama ili ručno. Ovi postupci izrade su skupi i iziskuju dosta vremena, pa su proizvođači uključili AM tehnologiju da bi ubrzali ove procese. Veruje se da uštede u troškovima i vremenu iznose i preko 75%. Ovo uključuje mašinske procese kao što su rezanje pri velikim brzinama, tzv. High-Speed Cutting (HSC) i različite AM tehnologije.

Mehaničke karakteristike AM alata su slabije nego kod konvencionalnih alata, što je prouzrokovano njihovom poroznošću (5-10%). Za velikoserijsku proizvodnju odlivaka AM tehnologijom izrađen alat može ekonomski isplativo i efikasno proizvesti od deset pa do više miliona topljivih modela. Karakteristike AM alata moraju se izjednačiti sa karakteristikama konvencionalnih alata, kako bi bili prihvatljivi za proces preciznog livenja.

Razlikujemo dva pristupa u procesu AM izrade alata i to direktni i indirektni pristup. Kada je reč o direktnom pristupu brze izrade alata, karakteristično je da se alat direktno izrađuje na AM sistemu, bez međufaza. Ovako izrađeni alati mogu iziskivati naknadnu obradu, kako bi se poboljšale čvrstoća, površinska obrada i tačnost. Metalni ili polimerni alati izrađeni direktnim pristupom mogu se primeniti od srednje do velikoserijske proizvodnje.

U indirektnom pristupu, AM modeli se izrađuju kako bi se proizveo neophodni alat. Materijali koji se primenjuju u indirektnom pristupu uključuju polimerne ili metalne kompozite, polimerne i silikonske gume. Kao takav, indirektni pristup rezultuje alatima koji su slabijih mehaničkih karakteristika i uglavnom prikladni za maloserijsku proizvodnju.

5.2.2.1. Direktni pristup izradi alata za topljive modele

U ovoj metodi alati se formiraju direktno AM procesom i koriste se za izradu većeg broja voštanih modela [67]. Procesi sa kojima je započeta primena direktnog pristupa izrade alata za topljive modele su: Direct Metal Laser Sintering (DMLS), RapidTool, ProMetal, Laser Engineering Net Shaping (LENS) i DirectAIM.

Kontinuirana istraživanja unapredila su mogućnosti procesa pogodnih za direktnu izradu alata, sa ciljem usmerenim na prevazilaženje razlika između AM procesa i tradicionalne izrade alata. Pristup direktne izrade alata dao je značajan doprinos zahtevima za smanjenjem troškova i skraćenjem vremena izrade prototipova alata i finalnih alata.

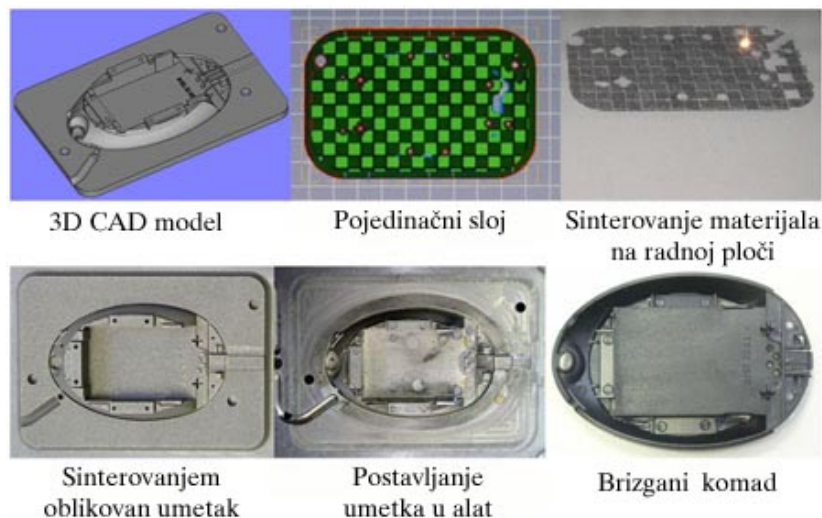
Procesi utiskivanja voska podrazumevaju temperaturu od 55-60°C i 1-3 MPa dok je u slučaju brizganja plastike temperatura do 200°C i 100 MPa, o čemu se mora voditi računa kako bi se produžio proizvodni vek alata.

U daljem radu biće opisan DMLS proces kao predstavnik grupe AM procesa za direktnu izradu alata.

DMLS

Kompanija Electro Optical Systems (EOS, Nemačka) osnovana je 1989. godine i na tržište je izašla 1991. godine sa prvim stereolitografskim sistemom u Evropi – Stereos 4000. Prvi komercijalni sistem prodat je kompaniji BMW. Tokom 90-tih godina prošlog veka, EOS je razvijao stereolitografske proizvode, ali je istovremeno razvijao lasersko sinterovanje. Tokom 1994. godine, EOS predstavlja EOSINT P 385, za lasersko sinterovanje plastike, postavši na taj način prvi evropski proizvođač sistema za lasersko sinterovanje. Tokom sledeće godine predstavljen je Direct Metal Laser Sintering (DMLS) sistem EOSINT M 250, a odmah nakon toga i EOSINT S 700, prvi sistem za direktnu izradu livačkih kalupa i jezgara za livenje u pesku. Kompanija EOS je u toku sledeće dve godina razvila četiri proizvodna programa, sa konstantnim inovacijama kao što su poliamidni prah i staklom armirani poliamidni materijali za sinterovanje plastike. Tokom 1997. godine, kompanija je prodala svoj stereolitografski sistem kompaniji 3D Systems, kako bi se fokusirala na proizvode laserski sinterovane na EOSINT sistemima. Time je EOS stekao licencna prava na sve patente kompanije 3D Systems u oblasti laserskog sinterovanja. Od tada je počeo nagli industrijski rast i razvoj kompanije EOS, koji je rezultirao preuzimanjem uloge lidera na tržištu laserskog sinterovanja tokom 2003. godine [63], [75].

Trenutno su komercijalno raspoloživa sledeći sistemi za direktno lasersko sinterovanje metala, EOSINT M 280, EOSINT M 290, EOS M 400 i PRECIOUS M 080. Na slici 5.5 prikazane su faze izrade alata za brizganje primenom DMLS procesa.

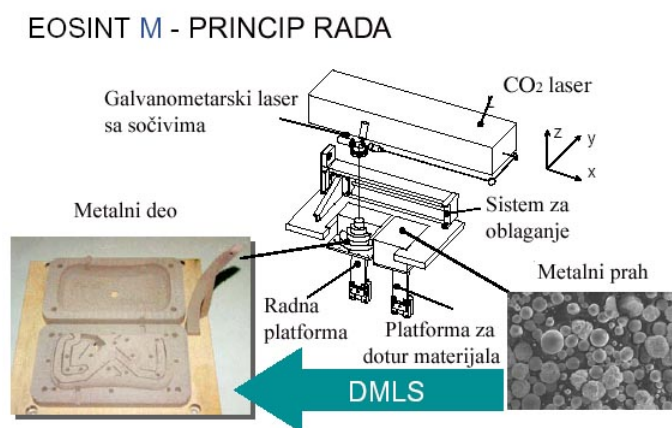


Slika 5.5. Faze izrade alata za brizganje DMLS procesom

Proces DMLS karakterišu isti principi kao i druge tehnologije za aditivnu proizvodnju. Za sinterovanje ili spajanje uzastopnih slojeva metalnog praha koristi se laser (u slučaju EOSINT M280 Yb fiber laser). Važno je napomenuti da se ovde ne radi o konvencionalnom sinterovanju. Sistem EOSINT M usmeravanjem koherentnog laserskog snopa preko optičkog sistema sočiva topi čestice materijala i to samo u zoni laserskog snopa. Zavisno od vrste praškastog materijala prah se topi u celosti ili se tope

metalne komponente i vezuju ostale tokom tečne faze procesa sinterovanja. Na radnu ploču se pomoću specijalnog prevlakača sa oštricom nanosi tanak sloj materijala za sinterovanje. Čestice izložene laserskom snopu spajaju se, formirajući na taj način sloj i povezuju sa prethodnim slojem. Debljina slojeva kreće se od 0,02 do 0,1mm debljine (u zavisnosti od zadatih parametara). Kritični momenat je formiranje prvog sloja. On mora biti tanak i dobro sinterovan. Brzina sinterovanja prvog sloja je samo 5% od uobičajene brzine sinterovanja, koja se povećava za svaki sledeći sloj. Kada se formira ceo sloj, prevlakač se uklanja a radna ploča podiže za debljinu novog sloja. Prevlakač zatim nanosi novi sloj materijala za sinterovanje. Višak materijala uklanja se posebnim sistemom, pri čemu višak metalnog praha pada u kolektor. Postupak se ponavlja do formiranja sinterovanog dela. Deo nastaje u zaštićenoj atmosferi ($O_2 < 1\%$), radna ploča mora biti zagrejana na $80^\circ C$ zbog otklanjanja manjih deformacija dela [63], [75].

Na slici 5.6 prikazan je princip rada EOSINT M sistema.



Slika 5.6. Princip rada sistema EOSINT M sistema

Tehničke karakteristike najnovijeg sistema trenutno dostupnog na tržištu EOSINT M 280 mogu videti u tabeli 5.2.

Najvažnije karakteristike mašine	Vrednosti
Maksimalne dimenzije modela koji se izrađuje	250 x 250 x 325 mm
Brzina izrade tj. brzina kretanja laserskog zraka po površini materijala (zavisi od materijala)	2 – 20 mm/s
Debljina sloja (zavisi od materijala)	20 – 100 μm
Tip lasera	Yb fiber laser, 200 W ili 400 W
Optička preciznost	F-theta sočiva, skener velike brzine
Brzina skeniranja (maksimalna)	7 m/s
Opseg prečnika laserskog snopa	100 - 500 μm
Nitrogen generator	standardni
Dimenzije sistema	2200 x 1070 x 2290 mm
Preporučeni prostor za instalaciju (Š x D x V)	4.8 x 3.6 x 2.9 m
Težina	1250 kg
Sofver	EOS RP Tools, Magics RP Tooling
CAD interfejs	STL

Tabela 5.2. Tehničke karakteristike EOSINT M 280 sistema [109]

5.2.2.2. Indirektni pristup izradi alata za topljive modele

Svi indirektni pristupi izrade alata za topljive modele započinju izradom AM modela završnog odlivka. Pripremljeni model koristi se za livenje traženog kalupa. Iz ovog razloga kvalitet kalupa u velikoj meri zavisi od kvaliteta AM modela. Kao i kod izrade konvencionalnih kalupa, faktori kao što su skupljanje utisnutog voska i odlivka zahtevaju kompenzaciju pri projektovanju i izradi AM modela. Ovi kompenzacioni faktori prenose se na kalup tokom njegove izrade.

Porastom broja povratnih procesa, povećava se postojanost proizvoda ali i troškovi, dok se smanjuju preciznost i tačnost. Razlikuju se jednostruko, dvostruko i trostruko povratna metoda [57].

Jednostruko-povratna metoda – koristi se da pretvori različite AM modele u metalne odlivke od različitih materijala. Razlikujemo:

- Proces Silicone rubber tooling(RTV) – postupak izrade kalupa od silikonske gume,
- Proces Spray metal tooling – izrada alata za injekciono brizganje prskanjem i
- Proces Cast metal tooling – izrada metalnih alata livenjem.

Dvostruko-povratna metoda – ako je potrebna velika serija (više hiljada komada), jezgro i školjka se pretvaraju u kalup od tvrde plastike procesom livenja gumenih delova ili u aluminijumski ili čelični kalup procesom preciznog livenja. Ovaj metod nastoji da prevaziđe nedostatke koji se javljaju u prethodnim metodama, kao što je npr. nedostatak stabilnosti.

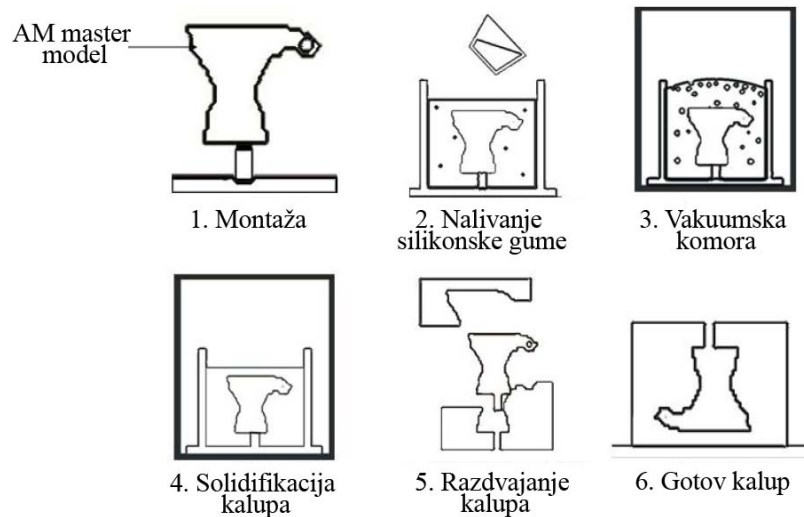
Trostruko-povratna metoda – u ovoj metodi kalup proizveden jednostruko-povratnom metodom, prevodi se u livački alat. Razlikujemo sledeće predstavnike ove metode:

- Proces Epoxy resin tooling – izrada alata od epoksidnih smola i
- Proces 3D Keltool.

U daljem radu biće opisan proces izrade kalupa od silikonske gume kao predstavnik grupe AM procesa za indirektnu izradu alata.

Silicone Rubber tooling (RTV) – izrada kalupa od silonske gume

U ovom procesu AM model ili master postavlja se u tečnu silikonsku masu (silikon-polimer) u kojoj ostavlja svoj otisak. Nakon stvrdnjavanja mase, otisak modela u masi ostaje trajan, ceo blok se preseca po podeonoj ravni, iz stvrdnute silikonske mase se uklanja AM model i kao rezultat ostaju dve polovine kalupa. U svakoj polovini se zatim izrađuju potrebni otvori za punjenje (ulivanje), odvod vazduha i hlađenje. Ovi otvori se inače mogu izraditi i u tečnoj fazi silikonske mase, postavljanjem npr. ABS elemenata. U ovakav kalup može se postupkom vakuumskog livenja ulivati tečna plastična masa ili tečni vosak, koji posle stvrdnjavanja daju finalni deo, identičan polaznom AM modelu. U silikonskom kalupu može se izraditi nekoliko desetina finalnih delova od plastike. Proces se uspešno primenjuje i za kalupovanje voštanih modela. Jedan silikonski kalup može izraditi 100-300 modela. Na slici 5.7 prikazane su faze procesa izrade kalupa od silikonske gume.



Slika 5.7. Proces izrade kalupa od silikonske gume

Ovaj postupak odlikuju sledeće prednosti:

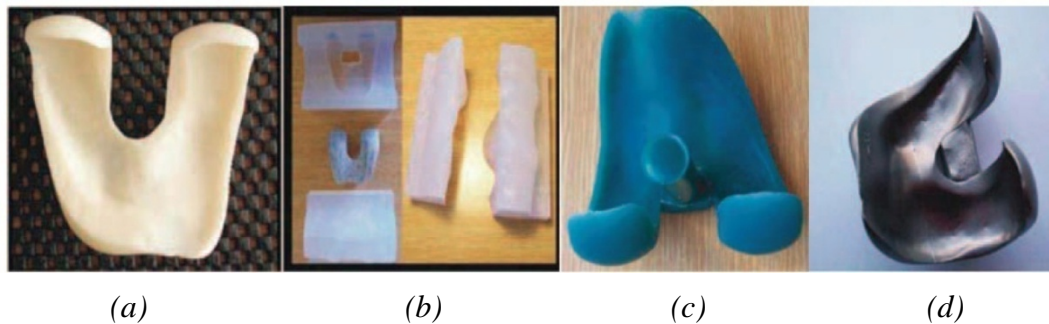
- Ekstremno visoka rezolucija – i najsitniji detalji na AM modelu mogu se preneti na silikonski kalup, čak i otisci prstiju,
- Značajno olakšano vađenje delova iz kalupa – geometrijski detalji koji bi onemogućili vađenje iz tvrdog kalupa, lako se mogu izvaditi iz savitljivog kalupa od silikonske gume.

Do sada je veliki broj istraživača analizirao proces izrade odlivaka primenom različitih AM procesa i kalupa od silikonske gume [37], [56], [67], [43]. Autori rada [37] su izradili prilagođene implantate kolena primenom SLA modela i kalupa od silikonske gume. Artikulišuće površine implantata su obrađene da budu veoma tvrde i glatke, dok je za površine implantata koje su u kontaktu sa koštanim tkivom primenjena porozna prevlaka od metala. Kod primene implantata sa poroznim materijalima dolazi do značajnog povećanja aktivne kontaktne površine između koštanog tkiva i metala, što obezbeđuje uslove za povećanje mogućnosti difundovanja metalnih jona u okolno tkivo.

U radu [56] prikazane su mogućnosti primene FDM procesa i ABS materijala za direktnu izradu topljivih modela, kao i za indirektnu izradu topljivih modela primenom kalupa od silikonske gume. Istraživanje je pokazalo značajne prednosti primene ABS modela u oba pristupa i to sa aspekta smanjenja troškova i skraćanja vremena izrade, dimenzione tačnosti završnog odlivka, kvaliteta površinske hrapavosti i eliminisanja procesa izrade metalnog alata. Oni su zaključili da se najbolji rezultati ostvaruju primenom FDM topljivih modela za slučajeve pojedinačne proizvodnje ili male serije odlivaka (<10 komada), dok je izrada topljivih modela postupkom izrade kalupa od silikonske gume pogodna za srednje serije (10-100 komada).

U radu [67] realizovana je izrada voštanog modela turbine primenom procesa izrade kalupa od silikonske gume. Ubrizgavanjem voska u silikonski kalup moguće je izraditi 40-50 voštanih modela, pre nego započne habanje kalupa. Vreme potrebno za izradu voštanog modela iznosilo je oko 24 časa.

U radu [43] autori opisuju primenu aditivnih tehnologija i postupka preciznog livenja u proizvodnji proteze kolena. Procesom FDM izrađen je ABS master model implantata kolena. Nakon proizvodnje master modela primenjena je tehnologija vakuumskog livenja u kalupu od silikonske gume, kojom je proizveden voštani model implantata kolena. Ovako dobijen voštani model kasnije je primenjen u postupku preciznog livenja. Autori zaključuju da je pristupom koji integriše procese kao što su FDM, RTV i precizno livenje moguće izraditi proteze kolena, koje svojim mehaničkim karakteristikama i svojstvima materijala pariraju konvencionalnim protezama kolena. Na slici 5.8 prikazan je proces izrade proteze kolena primenom FDM, RTV i preciznog livenja.



Slika 5.8. Faze izrade proteze kolena: ABS master model (a), kalup od silikonske gume (b), voštani model (c) i metalni odlivak proteze kolena (d) [43]

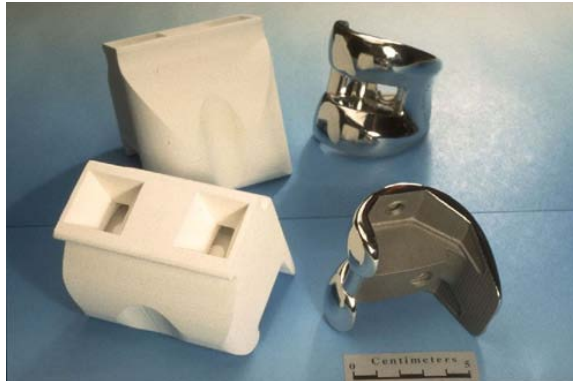
5.2.3. Direktna izrada keramičke školjke (pristup 3)

Direktna izrada keramičkih školjki pruža veliku prednost sa aspekta skraćanja vremena i smanjenja troškova izrade eliminisanjem procesa izrade alata i topljivih modela. Dodatnu prednost predstavlja činjenica da je u procesu potrebno minimalno transportovanje školjke, čime se umanjuje rizik od oštećenja i zadržava dimenziona tačnost. Takođe, u slučajevima livenja geometrijski složenih delova, koji iziskuju formiranje jezgra eliminisan je rizik od pomeranja jezgra, pošto se školjka i jezgro izrađuju kao jedinstvena celina. Značajna je i mogućnost prilagođavanja različitim debljinama keramičke školjke tokom AM izrade, što omogućava određene izmene i viši stepen kontrole nad brzinom prenosa toplote u procesu livenja. Proces Direct Shell Production Casting (DSPC) koji omogućava direktnu izradu keramičkih kalupa i školjki, opisan je u daljem tekstu.

Direct shell production casting (DSPC) – direktna izrada školjke za precizni liv

Kompanija Soligen Technology Inc. (SAD) razvila je proces DSPC 1993. god., na bazi tehnike 3D štampanja, kojim se izrađuju keramičke školjke. U ovom procesu čestice aluminijumskog praha vezuju se prilikom prskanja koloidnim silikonskim vezivom. Nevezani prah se uklanja i vrši se žarenje školjke, koja se zagreva se pre ulivanja metala. Skupljanje školjke tokom žarenja je minimalno. Karakteristična tačnost izrade je $\pm 0,02$ mm. Proces DSPC omogućava brzu izradu manjih serija potpuno funkcionalnih odlivaka od različitih materijala. Jedna od uspešnijih primena DSPC procesa je u radu sa odlivcima od superlegura na bazi nikla pri 1660°C . Uspešno se liju i bakar, bronza, aluminijum, kobalt-hrom, nerđajući i alatni čelici. Vreme izrade metalnih odlivaka u proseku iznosi od dva do tri dana.

Na slici 5.9 prikazan je odlivak implantata kolena izrađen od legure kobalt-hroma livenjem u keramičkom kalupu.



Slika 5.9. Keramički kalup izrađen DSPC procesom i kobalt-hrom implantat kolena [14]

U tabeli 5.3 prikazano je poređenje različitih AM tehnologija primenljivih za indirektnu izradu topljivih modela.

5.2.4. Direktna izrada metalnih ortopedskih implantata

Prirodni nastavak i proširenje procesa brze izrade prototipova je brza proizvodnja, odnosno direktna proizvodnja na osnovu 3D CAD zapisa. Proces Rapid Manufacturing (RM) neće nikada u potpunosti zameniti ostale proizvodne procese, posebno ne u velikoserijskoj proizvodnji. Za male serije ili pojedinačnu proizvodnju, RM je jeftiniji postupak baš zbog toga što ne zahteva rezni alat. Proces RM je takođe idealan za proizvodnju delova po narudžbini kupca i njegovoj specifikaciji. Tako se izrađuju šlemovi i kacige na osnovu digitalizovanog 3D modela, glave osobe kojoj je oprema namenjena. Proizvode se i zaštitne specijalne rukavice za svemirska odela, na osnovu 3D modela šake astronauta. Proces RM je takođe prisutan kod proizvoda koji se ne mogu napraviti skidanjem i sabijanjem materijala. Ovde se podrazumevaju delovi sa složenim ivicama, unutrašnjim kanalima, žlebovima, itd. Jedan od primera je i izrada složenih keramičkih filtera i drugih višeslojnih komplikovanih delova.

Imajući u vidu tačnost, kvalitet, neophodne mehaničke karakteristike kao i biokompatibilnost, koje treba da zadovolje implantati, u ovom trenutku, za direktnu izradu metalnih implantata izbor AM tehnologija bi se sveo na topljenje mlazom elektrona (eng. Electron Beam Melting – EBM), direktno lasersko sinterovanje metala (eng. Direct Metal Laser Sintering – DMLS) i selektivno lasersko topljenje (eng. Selective Laser Melting – SLM). Svi ovi procesi podrazumevaju kao početni korak izradu 3D geometrijskog modela implantata koji se najčešće dobija uz pomoć reverznog inženjerstva.

U daljem radu biće opisan EBM proces kao predstavnik grupe AM procesa za direktnu izradu metalnih ortopedskih implantata.

AM proces	Materijal kalupa	Površinska hrapavost [μm] R_a	Dimenziona tačnost [mm]	Životni vek kalupa (\approx kom)
DMLS	Metalni prah na bazi nikla, bronce i bakar-fosfata	12	$\pm 0,05$ %	100000*
RapidTool	Čelični prah obložen tankim slojem polimernog veziva	5	$\pm 0,1$	100000
ProMetal	Čelični prah	-	$\pm 0,1$	100000
LENS	Metal	12	$\pm 0,13$	100000
Direct AIM	Polimer	12,5	$\pm 0,05$	-
Silicone rubber tooling (RTV)	Silikonska guma	-	-	100-300
Spray metal tooling	Kalaj-cink ili čelični prah	-	-	10000-100000
Cast metal tooling	Aluminijum, čelik	-	0,1-0,3 %	> 200000
Epoxy resin tooling	Višekomponentni prah na bazi smole punjena	-	0,02 %	500000-1000000
Keltool tooling	Čelični prah i višekomponento vezivo	-	-	>1000000
Direct shell production casting (DSPC)	Keramika	30-50 [μm] R_z	$\pm 0,02$	1

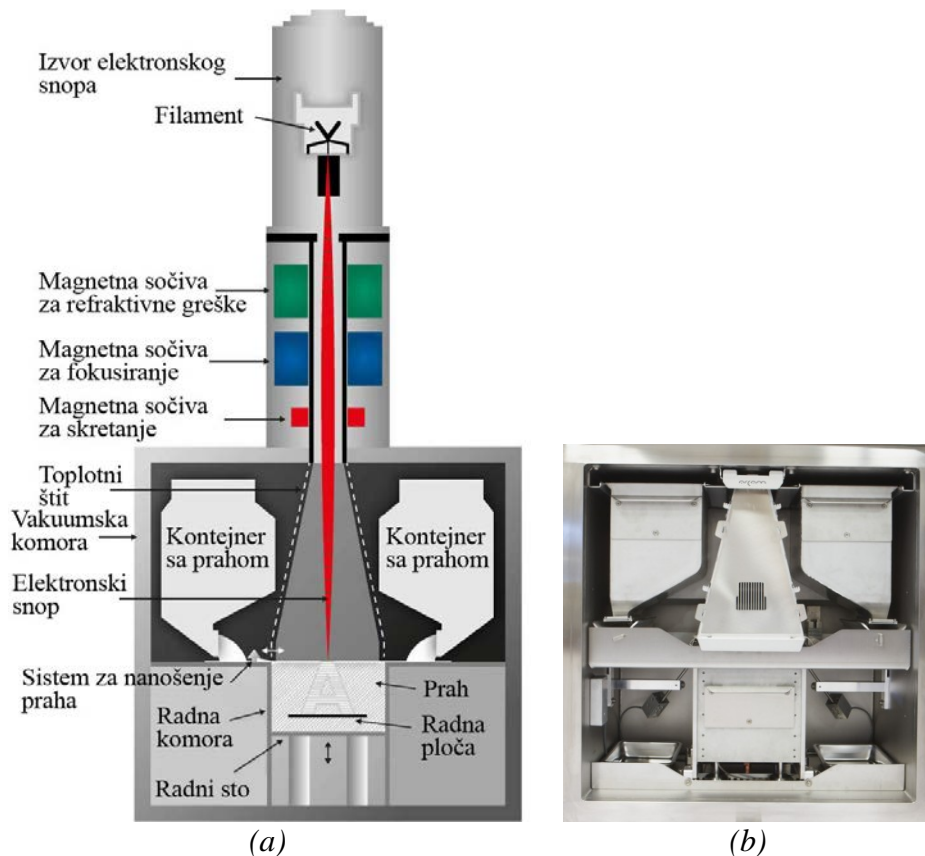
*Rezultati su dobijeni na bazi brizganja plastike, brizganje voska daje još bolje rezultate.

Tabela 5.3. Poređenje različitih AM tehnologija koje mogu indirektno da izrađuju voštane modele [12]

EBM tehnologija – topljenje mlazom elektrona

Tehnologija Electron Beam Melting (EBM) je razvijena od strane kompanije ARCAM iz Švedske i namenjena je za direktnu izradu delova pune gustine iz metalnog praha. Ovom tehnologijom se izrađuju delovi iz slojeva, a zasniva se na topljenju metalnog praha uz pomoć energije elektronskog snopa (slika 5.10).

Kao i kod drugih AM procesa i EBM započinje sa 3D CAD datotekom objekta koji se izrađuje. Kod EBM procesa elektroni se emituju iz filameta, odnosno volframskih niti, koji se zagreva na temperaturu od oko 2600°C. Elektroni se zatim ubrzavaju preko anode do brzine koja odgovara polovini brzine svetlosti. Sistem za usmeravanje elektronskog snopa koristi tri magnetna polja za usmeravanje elektronskog snopa. Prvo magnetno polje je za refrakciju zraka, drugo dovodi zrak u fokus, dok treće magnetno polje kontroliše skretanje zraka. Snop elektrona mašine se usmerava tako da izšrafira presek prvog sloja. Kada snop visoke energije udari u prah kinetička energija se pretvara u toplotnu i toplota topi prah. Snaga se kontroliše promenom količine kretanja elektrona u snopu i njihove brzine.



Slika 5.10. Šematski prikaz EBM procesa (a) i vakuumska komora (b) [111]

Kada je prvi sloj završen, platforma se spušta za debljinu jednog sloja i nanosi se novi sloj metalnog praha preko njega. Ponovo, prema preseku, snop elektrona topi drugi sloj. Novi sloj metalnog praha se zatim nanosi na njega i tako redom. Ovaj proces se odvija kontinuirano sve dok se ne istope svi slojevi i izradi ceo deo. Ovako izrađeni delovi se hlade u vakuumu ili helijumskoj atmosferi i čiste od preostalog praha peskarenjem uz

pomoć istog praha koji se koristi u procesu izrade. Na taj način se uklonjen prah može ponovo koristiti, nakon prosejavanja, u novom procesu.

Proces topljenja se odvija u vakuumu (na 10^{-3} - 10^{-5} mbar), što ga čini pogodnim za izradu delova od materijala sa visokim afinitetom prema kiseoniku, kao što je titanijum, čija se svojstva menjaju sa porastom sadržaja kiseonika, omogućavajući prvoklasne karakteristike sa mehaničkog i hemijskog stanovišta. Vakuum obezbeđuje visoku čistoću materijala, što je imperativ u proizvodnji implantata, održava hemijski sastav materijala i pruža odlične uslove za izradu delova od reaktivnih materijala. Kombinacija vakuuma i izvora energije velike snage obezbeđuje visoku čvrstoću materijala. Velika snaga elektronskog snopa obezbeđuje visoku stopu taloženja i podjednaku raspodelu temperature unutar dela, što daje potpuno istopljeni metal sa odličnim mehaničkim i fizičkim karakteristikama [63], [110].

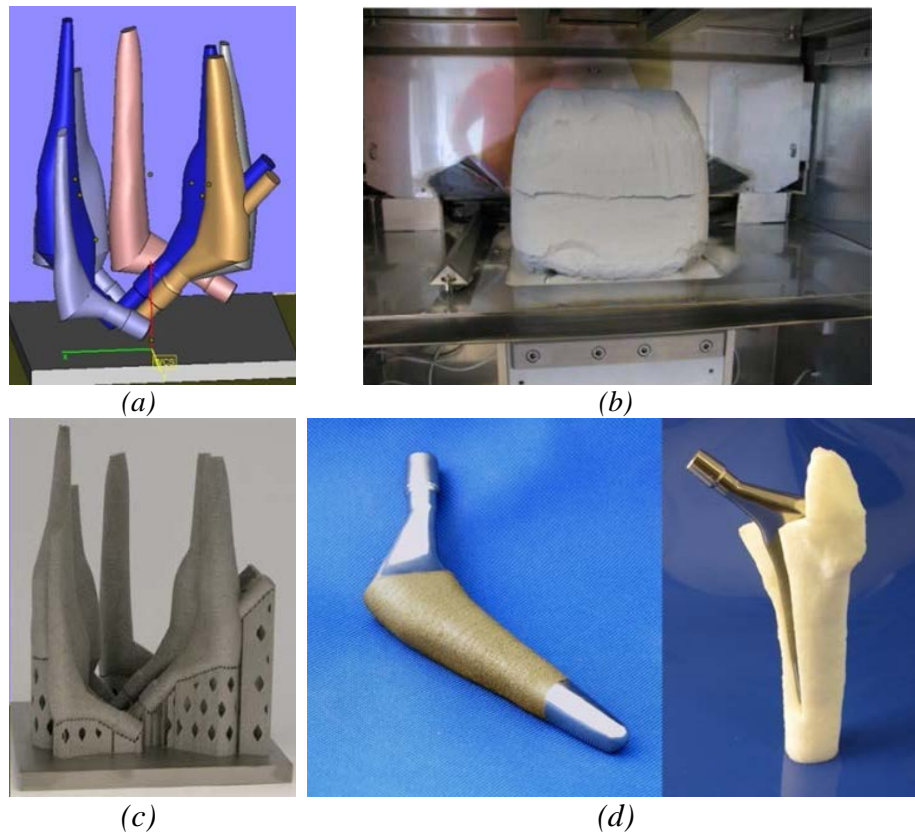
Dakle, delovi proizvedeni EBM tehnologijom imaju zadovoljavajući hemijski sastav, materijal pune gustine, sa finom mikrostrukturom, visoku žilavost i dobre karakteristike na zamor. Topljeni materijal je od čiste legure (bez punila). EBM proces funkcioniše na povišenoj temperaturi, obično između 700°C i 1000°C , proizvodeći delove koji su praktično bez rezidualnog napona. Taj aspekt daje prednost EBM tehnologiji u odnosu na mnoge druge AM tehnologije kod kojih je potrebna termička obrada nakon izrade.

U tabeli 5.4 prikazane su tehničke karakteristike Arcam Q10 sistema, koji je prvenstveno namenjen medicinskoj industriji tj. izradi ortopedskih implantata.

Najvažniji parametri mašine	Vrednosti
Maksimalne dimenzije modela koji se izrađuje (Š v D x V)	200 x 200 x 180 mm
Maksimalna snaga snopa	3000 W
Tip katode	Jednokristalna
Minimalni prečnik snopa	100 μm
Brzina skeniranja	8000 m/s
Vakuumski početni pritisak	1×10^{-5} mbar
Radni pritisak	1×10^{-3} mbar
Stpoa izrade (topljenja)	55/80 cm^3/h (Ti6Al4V)
Broj tačaka snopa	do 100
Hlađenje	Aktivno
Dimenzije sistema (Š v D x V)	1850 x 900 x 2200 mm
Težina	1420 kg
CAD interfejs	STL

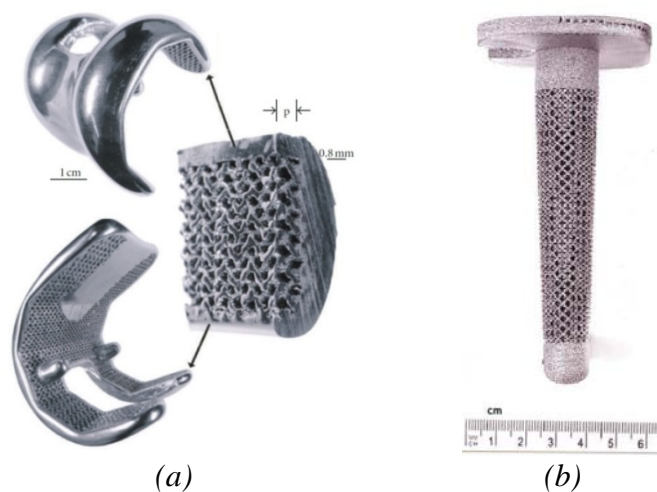
Tabela 5.4. Tehničke karakteristike Arcam Q10 sistema [110]

Uspešna primena EBM procesa za izradu implantata kuka opisana je u radu [19]. Proces izrade sedam različitih stemova implantata kuka od legure titanijuma Ti-6Al-4V ELI (krupnoća zrna 45-100 μm) sa debljinom sloja od 0,1 mm, prikazan je na slici 5.11 u različitim fazama: (a) pozicioniranje modela implantata, (b) izrada modela pre uklanjanja viška praha, (c) izrađeni modeli nakon uklanjanja viška praha i (d) komercijalni stem implantata kuka u sklopu sa plastičnim modelom femura.



Slika 5.11. Faze izrade implantata kuka EBM tehnologijom [19]

U istraživanju prikazanom u radu [64] primenom EBM tehnologije i vrućeg izostatičkog presovanja, u skladu sa ASTM-F75 standardom, izrađeni su prototipovi femoralne komponente implantata kolena i stema implantata tibije. Kao što je ranije već napomenuto, legura Co-29Cr-6Mo je čvrsta i izuzetno otporna na habanje i kao takva ona se primenjuje za cementne femoralne komponente kolena, dok se legura titanijuma Ti-6Al-4V primenjuje za izradu stemova implantata tibije. Na slici 5.12 prikazani su implantati izrađeni sa poroznom unutrašnjom strukturom od različitih EBM materijala.



Slika 5.12. Ortopedski implantati zgloba kolena proizvedeni EBM tehnologijom: femoralna komponenta izrađena od legure Co-29Cr-6Mo (a), tibijalni stem izrađen od legure Ti-6Al-4V (b) [64]

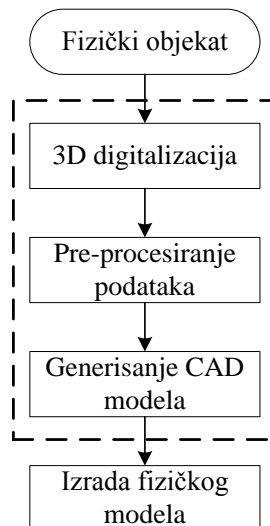
5.3. Primena reverznog inženjerstva (RE) u projektovanju i izradi ortopedskih implantata

Osnovni zahtevi savremenog tržišta primoravaju kompanije da tragaju za novim načinima skraćivanja vremena potrebnog za razvoj novog proizvoda, koji bi ispunio sve zahteva kupaca. U principu, kompanije ulažu u CAD/CAM, AM i čitav niz novih tehnologija koje obezbeđuju konkurentnost. Reverzno inženjerstvo (eng. Reverse Engineering - RE) pripada tehnologijama za koje se smatra da obezbeđuju poslovnu prednost u ciklusu razvoja proizvoda.

„Pojam reverzibilno inženjerstvo u okviru mašinstva, u užem smislu, može se definisati kao proces dupliranja neke postojeće komponente, sklopa ili proizvoda, bez pomoći crteža, tehničke dokumentacije ili kompjuterskog modela. U širem smislu, RE se može posmatrati kao sistemski prilaz za analiziranje nekog postojećeg uređaja ili sistema i može se primeniti kako za proučavanje procesa projektovanja (određenog dela/sistema) tako i kao početni korak u procesu redizajniranja u cilju posmatranja i pristupa mehanizmima na osnovu kojih uređaj funkcioniše. U kontekstu prethodnog, tehnika RE se može primeniti i radi raščlanjivanja i proučavanja unutrašnjih radnih delova mašinskog uređaja, odnosno upoređivanja aktuelnog uređaja sa sprovedenim analizama u cilju dobijanja predlog za poboljšanje.” [70]

5.3.1. Faze procesiranja RE podataka

U ovom delu disertacije dat je prikaz osnovnih faza procesiranja RE podataka prema istraživanjima različitih autora. Proces reverznog inženjerstva se prema [70] može podeliti u tri faze, koje se od slučaja do slučaja, mogu znatno razlikovati, kako po kompleksnosti tako i po sadržini, slika 5.13.



Slika 5.13. Osnovne faze procesa RE [70]

Prva faza procesa RE jeste skeniranje ili 3D digitalizacija, odnosno akvizicija podataka o geometriji fizičkog objekta. Ovu fazu karakteriše prikupljanje podataka o koordinatama tačaka na površini fizičkog objekta, koji se zatim prevode u digitalni oblik, zbog toga je usvojen i opšte prihvaćen pojam 3D digitalizacija.

Rezultat 3D digitalizacije je skup tačaka, čiji je položaj definisan preko X, Y, i Z koordinata, koji se u literaturi, zbog oblika koji zauzima u prostoru naziva oblak tačaka (eng. point cloud) [98].

Razvoj računarskih sistema uslovio je razvoj velikog broja metoda 3D digitalizacije, koje se zasnivaju na različitim tehnologijama. U odnosu na primenjene tehnologije, sve metode 3D digitalizacije se mogu svrstati u dve grupe:

1. Pasivne metode 3D digitalizacije i
2. Aktivne metode 3D digitalizacije.

Pasivne metode nemaju praktičnu primenu u medicini. Njihova glavna karakteristika je odsutnost interakcije sa objektom.

Kod aktivnih metoda, je suprotno pasivnim, prisutna interakcija sa objektom bilo ostvarivanjem kontakta sa objektom, bilo projektovanjem sa objekta nekog od oblika elektromagnetnog zračenja. Aktivne metode 3D digitalizacije mogu se podeliti na:

1. Kontaktne metode i
2. Bezkontaktne metode.

Druga faza procesa reverznog inženjerstva obuhvata rešavanje praktičnih problema koji se javljaju a vezani su za oblak tačaka, kao što su prisustvo šuma, odnosno grešaka merenja i pikova, veliki broj suvišnih tačaka, neorganizovanost i nepotpunost podataka. Osnovna posledica ovih problema jeste da rekonstrukcija na bazi takvih, sirovih, podataka ima za rezultat neadekvatni CAD model, koji ne odgovara originalnom objektu.

Cilj treće faze rekonstrukcije površina jeste kreiranje površinskog a zatim i solid modela, u matematičkom obliku, a na osnovu preprocesiranog rezultata 3D digitalizacije. Prema [70] razlikujemo dva pristupa u geometrijskom modeliranju, odnosno predstavljanju površina: preko aproksimacije na osnovu krivih ili preko poligonalne aproksimacije. Prvi pristup, danas široko primenjivan u mašinskom projektovanju, je prilaz poprečnih preseka koji podrazumeva generisanje površinskog modela na osnovu presečnih krivih kreiranih na određenoj rezoluciji prema složenosti površine. Kod drugog pristupa, poligonalnog pristupa, 3D površinski model se dobija konvertovanjem oblaka tačaka u poligonalnu mrežu koja se zatim prevodi u površinski model.

Procesiranje RE podataka se prema [73] može podeliti u četiri glavne faze:

- Procesiranje tačaka i slika,
- Procesiranje poligona,
- Procesiranje krivih i
- Procesiranje NURBS površina.

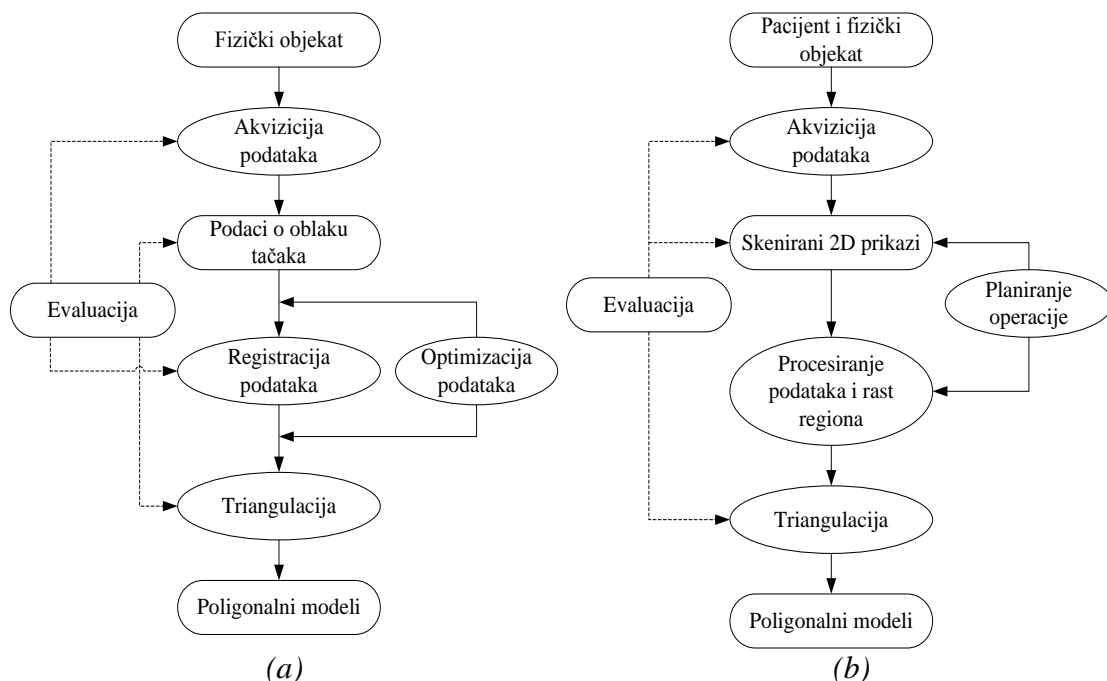
U fazi procesiranja tačaka i podataka skenirani podaci se registruju, optimizuju i pripremaju za konstrukciju 3D poligonalnih modela. Slika 5.14 prikazuje tok transformacije skeniranih RE podataka u 3D poligonalne modele.

Rezultat RE akvizicije podataka su 2D presečni prikazi ili oblaci tačaka. Sistemi RE koji primenjuju prelazne tehnike kao što su CT i MR formiraju velike serije 2D presečnih prikaza objekta. Sistemi koji primenjuju ostale RE tehnike, kao npr. lasersku triangulaciju i struktuirano svetlo, formiraju oblake tačaka.

U oblasti medicine CT i MR dijagnostičkim slikama prikaz u medicinskom DICOM formatu predstavlja ulaz u procesiranje slika i 3D rekonstrukciju anatomskih struktura.

Kada se radi sa 2D presečnim prikazima, primenjuje se segmentacija pomoću praga za definisanje regiona od interesa koji predstavljaju objekat za 3D rekonstrukciju. Segmentacija metodom praga zasniva se na homogenim regijama umesto konturama. Ona upotrebljava amplitudnu segmentaciju da pronađe piksel sličnog intenziteta. Objekat se može definisati primenom segmentacije sa jednim ili više pragova. Segmentacijom pomoću rasta regiona vrši se grupisanje susednih piksela sličnih osvetljenosti i tako formira region. Na ovaj način se npr. mogu formirati razdvojeni modeli ili 3D izgledi čašice karlične kosti i butne kosti.

U drugoj fazi vrši se konstrukcija poligonalnih modela. Oni se obrađuju i podešavaju kako bi se pripremili za primenu. Rezultujući 3D modeli su direktno primenljivi u oblastim kao što su AM, 3D grafika i animacija ili se primenjuju kao referentni podaci za kreiranje CAD entiteta (tačke, krive i primitivi) i konstrukciju NURBS površina.



Slika 5.14. Dijagram toka pretvaranja skeniranih RE podataka u 3D poligonalne modele: oblak tačaka kao ulazni podatak (a) i skenirani 2D snimci kao ulazni podatak (b) [73]

U mnogim RE projektima, posebno u oblasti RE mašinskih delova, CAD entiteti se uglavnom primenjuju kao referentni podaci za geometrijsko modeliranje u CAD programskim paketima. Ovi entiteti su direktno kreirani iz oblaka tačaka ili indirektno iz poligonalnih modela ručnim uređivanjem, uklapanjem i presecanjem. Na kraju se CAD entiteti importuju u CAD pakete sa ciljem završnog geometrijskog modeliranja.

Kod geometrijski jednostavnijih modela, manji broj referentnih tačaka može biti dovoljan za kreiranje modela, pa se iz tog razloga za akviziciju podataka mogu primeniti kontaktne metode npr. sa mehaničkim sondama. Krive su neophodne za kreiranje geometrijski složenih delova sa slobodnim površinama i u ovim slučajevima potreban je veći broj referentnih tačaka, zbog čega se za akviziciju podataka koriste bezkontaktne metode digitalizacije.

Površni NURBS mogu biti i krajnji rezultat procesa reverznog inženjerstva za CAD/CAM/CAE aplikacije. Ovakve površi mogu biti konstruisane na osnovu CAD entiteta izdvojenih iz faze procesiranja krivih ili primenom poligonalnih mreža za uravnavanje površi. Ove površi predstavljaju precizan način za definisanje slobodnih krivih i površi. Korisne su iz više razloga [73]:

- a) Pružaju zajednički matematičku formu za standardne analitičke oblike kao i za slobodne oblike,
- b) Obezbeđuju fleksibilnost u kreiranju širokog dijapazona oblika,
- c) Smanjuju količinu memorije pri memorisanju oblika,
- d) Mogu se vrednovati, u razumnom roku, numerički stabilnim i tačnim algoritmima i
- e) Predstavljaju generalizaciju neracionalnih B-splajnova i neracionalnih i racionalnih Bezier-ovih krivih i površi.

Razlikujemo tri pristupa u kreiranju NURBS površi:

- a) Ručno kreiranje NURBS površina iz osnovnih CAD entiteta,
- b) Ručno kreiranje NURBS površina iz segmenata parametarskih površina i
- c) Automatsko kreiranje NURBS površina iz poligonalnih modela.

5.3.2. Hardverska i softverska tehnologija u reverznom inženjerstvu

Hardverska tehnologija se u reverznom inženjerstvu koristi za akviziciju podataka, što u slučaju 3D modeliranja predstavlja skup koordinata tačaka koje definišu objekat. Razlikuju se tri glavne tehnologije za akviziciju podataka u reverznom inženjerstvu: kontaktne, bezkontaktne i sa razaranjem. Rezultat procesa akvizicije predstavljaju 2D prikazi presečnih krivih i oblaci tačaka koji definišu geometriju objekta.

Softverska tehnologija u reverznom inženjerstvu primenjuje se u procesu prevođenja podata dobijenih RE hardverom u 3D geometrijske modele. Krajnji rezultat obrade podataka u reverznom inženjerstvu predstavljen je u jednom od moguća dva tipa 3D podataka: poligonska mreža ili NURBS. Poligonske mreže su obično u STL, VRML ili DXF formatu i primenjuju se za AM procese, lasersko glodanje, 3D grafiku, simulacije i animacije.

5.3.2.1. Hardverska tehnologija u RE

Kontaktne metode

Kontaktne metode, kao što i sam naziv sugeriše, karakteriše kontakt objekta koji se meri i senzora kojim se vrši digitalizacija (merni pipak). Kontaktne metode koriste senzorske komponente na mehaničkoj ruci, koordinatnoj mernoj mašini (CMM) i kompjuterski

upravljanju mašini (CNC), u cilju digitalizacije površine. Razlikujemo dve tehnike akvizicije podataka kod kontaktnih metoda:

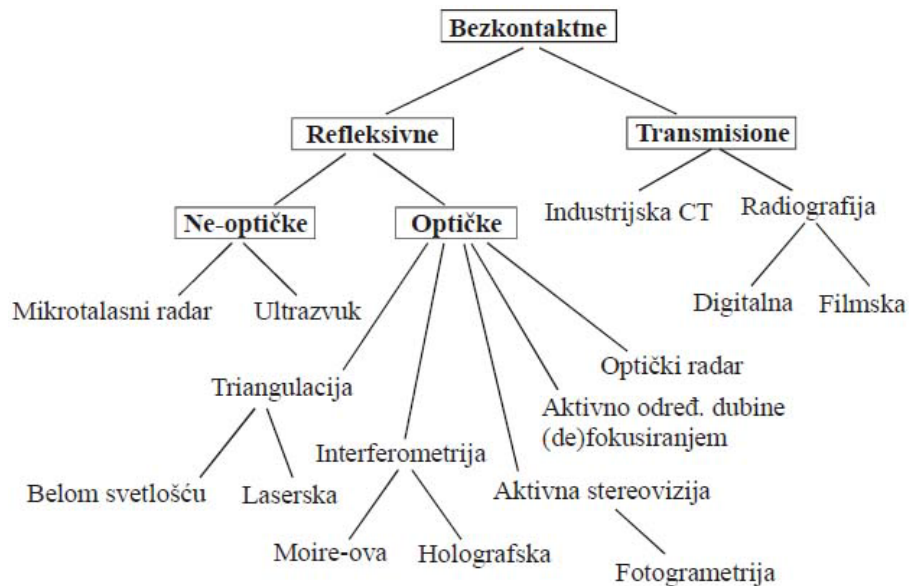
- „Touch-trigger” merne sonde i
- Analogne skenirajuće merne sonde.

Bezkontaktne metode

Princip bezkontaktnih metoda, u opštem slučaju, se zasniva na projektovanju energije, što prati snimanje ili reflektovane ili transmisione (propuštene) količine energije, pa je u skladu sa tim i izvršena podela bezkontaktnih metoda na reflektivne i transmisione. Geometrijski podaci o objektu se na kraju dobijaju triangulacijom, vremenom leta, interferometrijom i algoritimima za obradu slika.

Postojeće transmisione metode uglavnom su zasnovane na X-zracima, dok se reflektivne dalje dele na: optičke i ne-optičke. Ne-optičke metode funkcionišu na principu određivanja rastojanja merenjem vremena potrebnog zraku da dođe do objekta i da se vrati. Optičke metode predstavljaju poslednju, ali i najveću grupu aktivnih bezkontaktnih reflektivnih metoda, kojima je zajedničko to da se oblik dobija merenjem refleksije svetlosti projektovane na objekat.

Hardverske tehnologije koje se primenjuju bezkontaktnim metodama RE moguće je klasifikovati prema primenjenoj tehnici akvizicije (slika 5.15).



Slika 5.15. Klasifikacija hardverskih tehnologija za bezkontaktne RE metode [70]

Metoda RE sa razaranjem (destruktivna metoda)

Metoda sa razaranjem se koristi za reverzni inženjering malih i složenih objekata kod kojih je potrebno izvršiti skeniranje spoljašnjih i unutrašnjih detalja. Osnovni princip ove metode sastoji se u tome da se CNC mašinom obradi objekat sloj po sloj, a da se pri tome CCD kamerom snimaju 2D prikazi presečnih krivih. Softver za skeniranje automatski obrađuje skenirane digitalne prikaze i prevodi iste u geometrijske podatke o

tačkama. Dok se kod AM procesa, objekat formira sloj po sloj na osnovu 2D prikaza presečnih krivih, ovde je suprotno. Da bi se izvršilo remodeliranje objekta, 2D prikazi presečnih krivih dobijaju se razaranjem dela sloj po sloj. Nedostatak ove metode je razaranje objekta. Tehnika je veoma brza. Tačnost i ponovljivost procesa su prihvatljivi. Debljina sloja koji se uklanja iznosi od 0,0127 do 0,254 mm. Metoda omogućava skeniranje unutrašnjih detalja. Sistemi RE sa razaranjem mogu se primeniti kod svih vrsta obradivih materijala, kao što su npr.: aluminijum, čelik, liveno gvožđe, nerđajući čelik, bakar, plastika i drvo [73].

5.3.2.2. Softverska tehnologija u RE

Ispunjavanje zahteva RE i geometrijskog modeliranja ne može se ostvariti primenom samo jednog RE softvera. Izbor softvera zavisi od specifičnih zahteva projekta. U zavisnosti od mogućnosti primene, RE softveri se dele u sledeće grupe: kontrola hardvera, obrada CAD entiteta, obrada poligona, konstruisanje poligonalnih i NURBS površina, obrada 2D skeniranih prikaza i 3D modeliranje, 3D inspekcija i modeliranje solida i NURBS površina.

U tabeli 5.5 prikazane su grupe RE softvera sa reprezentativnim komercijalnim softverima.

R. br.	Aplikacija	Glavna funkcija	Softver
1.	Kontrola hardvera	Kontrola hardvera za akviziciju podataka. Osnovno procesiranje podataka i konverzija podataka.	Mitutoyo Cosmos, Hymarc, Metris Scan, CyberwareCyDir i GSI Crystal Studio.
2.	Obrada CAD entiteta	Obrada CAD entiteta dobijenih iz oblaka tačaka i mreža poligona.	ICEM surf, Imageware i drugi standardni CAD programski paketi: Pro Engineer, Catia i SolidWorks.
3.	Obrada poligona	Rad sa 3D poligonima, modifikacija i optimizacija.	Magics RP, DeskArtes, Catia Shape Sculptor i Viscam RP.
4.	Konstruisanje poligonalnih i NURBS površina	Omogućuje kompletna rešenja i alate za obradu RE podataka od rada sa oblacima tačaka i poligonima do konstruisanja NURBS površina i 3D inspekcije.	GSI Studio, CopyCAD, Rapidform, Geomagics, Polyworks (Modeler) i Paraform.
5.	Obrada 2D skeniranih prikaza i 3D modeliranje	Procesiranje 2D skeniranih prikaza (CT/MRI) i 3D rekonstruisanje.	Mimics, Geomagic Design X, BioBuild, Velocity2, Amira, Scan IP i 3D Doctors.
6.	3D CAD Inspekcija	3D CAD Inspekcija, kreiranje mape grešaka i analiza, kreiranje izveštaja o merenju.	COMETinspect, Metris Focus Inspection, Power INSPECT, PolyWorks Inspector i GOM Inspect.
7.	Modeliranje solida i NURBS površina	Pruža mogućnost NURBS modeliranja i primene alata za obradu na osnovu uobičajenih CAD entiteta i primitiva.	Pro Engineer, UG, Solidworks, Catia i Rhino.

Tabela 5.5. Klasifikacija RE softvera na osnovu aplikacije [73]

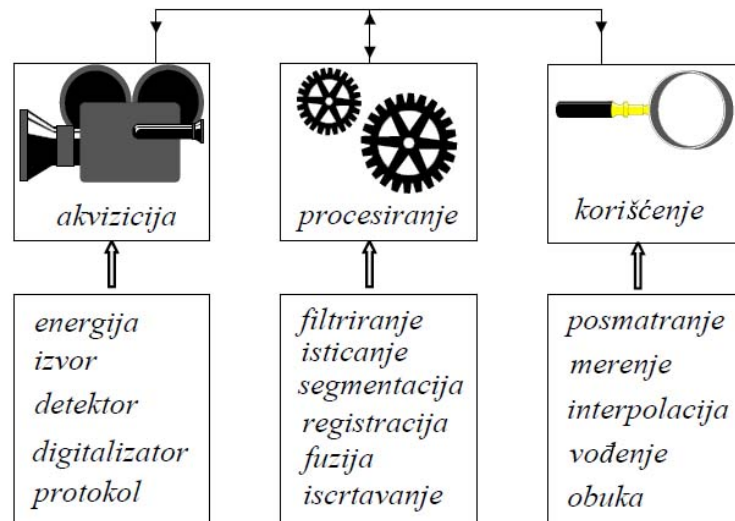
5.3.4. Tehnike medicinskog imidžinga i optičke metode skeniranja

U ovom delu istraživanja opisane su bezkontaktne metode reverznog inženjerstva, potencijalno primenljive u eksperimentalnom delu istraživanja, kao što su transmisionne metode magnetne rezonance (MR), kompjuterizovana tomografija (CT) i reflektivne optičke metode digitalizacije.

5.3.4.1. Medicinski imidžing

Pod pojmom imidžinga (slikanja) smatra se vizeulno predstavljanje dela tela ili celog tela radi medicinske dijagnoze putem kompjuterizovanih tehnika snimanja. Rezultat imidžinga je medicinska slika. Ona predstavlja „prozor” u ljudsko telo. Glavna osobina medicinskog imidžinga je neinvazivnost, pa je pacijent na taj način, ostao nedirnut bez obzira na cilj i način slikanja.

Proces medicinskog imidžinga sastoji se iz tri glavne faze: akvizicija seta podataka, procesiranje podataka i korišćenje seta podataka, slika 5.16.



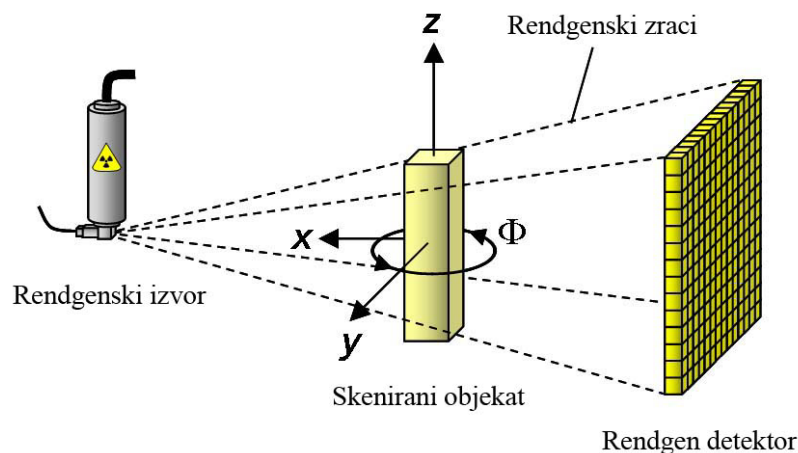
Slika 5.16. Dijagram toka medicinskog imidžinga [104]

Imidžing u medicini je niz tehnika medicinskog slikanja, koje nazivamo modalitetima medicinskog imidžinga, sa ciljem dobijanja slike unutrašnje strukture živog ljudskog tela korišćenjem γ -zraka, X-zraka ili na neki drugi način. Neki od ovih sistema pripadaju medicinskoj disciplini koja se naziva nuklearnom medicinom, dok ostali pripadaju radiologiji. Razlikujemo projekcione i tomografske tehnike imidžinga [104].

Projekciona radiografija je vrsta imidžinga koja koristi konvencionalni izvor X-zraka u cilju dobijanja 2D slike pacijenta. Slika dobijena na takav način naziva se radiografskom slikom. Pored radiografije i fluoroskopija je projekciona tehnika slikanja. Ona takođe koristi X-zrake, ali postoje i razlike. Ispitivanje fluoroskopom mogu trajati satima a i brzina doze X-zraka mora biti više redova veličine manja.

Dobijanje slike detekcijom jednog γ -zraka iz radionuklida ubačenog u organizam čini jednofotonsku emisionu kompjuterizovanu tomografiju – SPECT (Single-Photon Emission Compute Tomography). Ova vrsta imidžinga pripada nuklearnoj medicini.

Ako se dva γ -zraka, nastalih anihilacijom pozitrona i elektrona, koicidentno detektuju, radi se o pozitronskoj emisionoj tomografiji – PET (Positron-Emission Tomography). I ova vrsta imidžinga pripada nuklearnoj medicini. Snimci organa ili pojedinih delova organa mogu se dobiti i transmissionom metodom korišćenjem X-zraka. Spolja generisani X-zraci, pri prolazu kroz organizam, daće željenu sliku na izlasku iz organizma u odgovarajućem detektoru zahvaljujući razlici u vrednosti koeficijenta apsorpcije X-zraka u različitim vrstama tkiva. Ovakva vrsta tomografije naziva se kompjuterizovana tomografija – CT (Computerized Tomography). Drugi naziv je transmissiona tomografija jer se slika formira transmisijom X-zraka kroz tkivo. Ova vrsta imidžinga pripada radiologiji [104]. Pored CT sistema za slikanje u radiologiji se koriste još dva vrlo važna sistema: MRI (Magnetic Resonance Imaging), zasnovan na pojavi nuklearne magnetne rezonancije (NMR) i ultrazvučni sistemi (US), koji se zasnivaju na korišćenju ultrazvuka. Na slici 5.17 prikazan je princip rada CT uređaja.



Slika 5.17. Princip rada 3D CT skenera [113]

5.3.4.2. Optičke metode 3D digitalizacije

Trendovi u oblasti tehničko-tehnološkog razvoja ukazuju da CAD/CAM sistemi najnovije generacije u postupku 3D digitalizacije primenjuju isključivo optičke metode.

U poglavlju 5.3.2.1. na slici 5.15 prikazana je između ostalog i podela optičkih metoda digitalizacije na: triangulaciju, interferometriju, aktivnu stereoviziju, aktivno određivanje dubine defokusiranjem i optički radar. Opštija podela optičkih metoda bila bi na tačkaste i površinske. Optičke metode u postupku digitalizacije primenjuju svetlosne ili laserske zrake. Ono što je zajedničko svim metodama optičke digitalizacije je da digitalni zapisi nastaju akvizicijom reflektovane svetlosti koja se sa svetlosnog izvora projektuje na objekat.

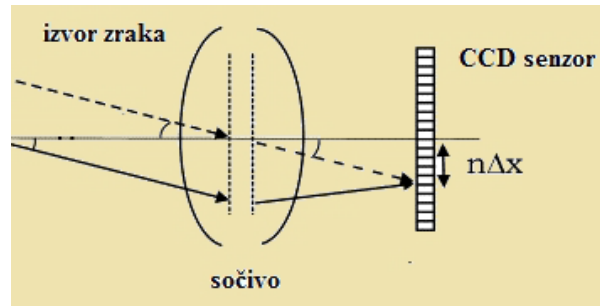
Uređaji za optičku digitalizaciju sadrže dve komponente:

- Izvor svetlosti (svetlosni ili laserski zraci) i
- Optički sistem koji reflektujuću svetlost dovodi do fotoosetljivih elemenata.

Sve kamere za optičku digitalizaciju čini optički i senzorski deo. Optički deo kamere čine sistem sočiva i optičkih filtera. Osnovna funkcija optičkog dela je da formira sliku objekta na senzoru kamere.

Senzorski deo kamere čine fotoosetljivi senzori koji raspodelu optičkih potencijala pretvaraju u električne. Savremene kamere najčešće poseduju CCD (eng. Charge Coupled Device) ili CMOS (eng. ComplementaryMetal –Oxide-Semiconductor) senzore. Osnovni deo CCD senzora su pikseli koji predstavljaju veliki broj tačaka osetljivih na svetlost, raspoređenih u redove i kolone, slika 5.18.

Za razliku od CMOS senzora kod kojih se obrada svakog piksela izvršava u okviru senzora kod CCD tehnologije obrada piksela se vrši eksterno. Savremeni triangulacioni senzori vrhunskog kvaliteta po pravilu se izrađuju u CCD tehnologiji.



Slika 5.18. Prikaz rada CCD senzora [98]

Osnovni parametri koji predstavljaju merilo kvaliteta uređaja za digitalizaciju su [107]:

1. Tačnost,
2. Preciznost,
3. Rezolucija i
4. Brzina digitalizacije.

Tačnost je razlika između senzorskog očitavanja i stvarne vrednosti merene veličine na mernom objektu. **Preciznost** ili ponovljivost predstavlja meru odstupanja rezultata ponovljenih merenja u nepromenjenim uslovima. **Rezolucija** je minimalna udaljenost između mernih tačaka u horizontalnoj i vertikalnoj ravni, odnosno gustina mreže tačaka. **Brzina digitalizacije** je definisana brojem merenih tačaka koje se prikupe u određenom vremenskom periodu [73], [98].

Najvažnije karakteristike uređaja za optičku digitalizaciju ukazuju na njihove prednosti:

- Nema kontakta sa objektom,
- Digitalizacija lomljivih, mekih i geometrijski složenih objekata,
- Visoka rezolucija dobijenih podataka,
- Relativno brz proces digitalizacije i
- Mogućnost digitalizacije sitnih skrivenih detalja.

Na tačnost digitalizovanih podataka mogu uticati optičke karakteristike objekta. Takođe je dokazano da su mat i ravne površine pogodnije za digitalizaciju. U cilju prevazilaženja negativnih efekata koje mogu izazvati senke, zaobljene površine i oštre ivice, u praksi se primenjuje nanošenje praha, npr. titan – dioksida ili magnezijum – oksida. Aplikacija praha delimično narušava izvornu geometriju objekta i povećava njegove dimenzije, tako da se debljina praha mora uzeti u obzir pri analizi odstupanja.

Za potrebe istraživanja u okviru ove disertacije dostupan je bio uređaj za optičku digitalizaciju Noomeo OptiNum i u daljem radu prikazane su njegove osnovne tehničke karakteristike.

Karakteristike trodimenzionalnog skenera Noomeo OptiNum

Trodimenzionalni skener OptiNum (slika 5.19), proizvođača Noomeo (Francuska), je portabl skener koji je povezan sa sistemom za akviziciju podataka preko USB-a sa autonomnim baterijskim napajanjem. Skener koristi tehnologiju vizuelnog samopozicioniranja, eng. „Vision based self positioning”, u kojoj se oblak tačaka generiše progresivnim foto imidžing-om preko dve CCD kamere rezolucije 1024 x 768 piksela, sa mogućnošću formiranja do 500000 tačaka po slici. Važno je napomenuti da OptiNum nije laserski skener.

Noomeo Optinum tehnologija skeniranja kombinuje strukturno belo svetlo, koje omogućava trenutno skeniranje geometrije deformacionom analizom svetla projektovanog na objektu i proces 2D imidžinga, čime se skener pozicionira na objektu i prikuplja podatke. Ovakav način rada eliminiše potrebu za postavljanjem markera. Skener je primenljiv u oblastima kao što su: opšte reverzno inženjerstvo i modeliranje, mašinstvo, medicina i sektor implantata, pa sve do digitalnog arhiviranja komponenti.

Dimenzije skenera su 230 mm x 230 mm x 80 mm, a jedna od glavnih prednosti u odnosu na konkurenciju je težina skenera koja iznosi nešto manje od 2 kg. Optimalna zapremina skeniranih objekata kreće se u rasponu od 10 cm³ do 1 m³, a minimalna veličina je 1 cm³. Tehničke karakteristike skenera su: tačnost +/-100 μm, rezolucija 300 μm, rastojanje pri akviziciji podataka 400 mm, vidno polje (field-of-view - FOV) je A4, dubina polja (depth-of-field - DOF) je 150 mm. Cena skenera Noomeo OptiNum je 25000 €



Slika 5.19.3D skener Noomeo OptiNum

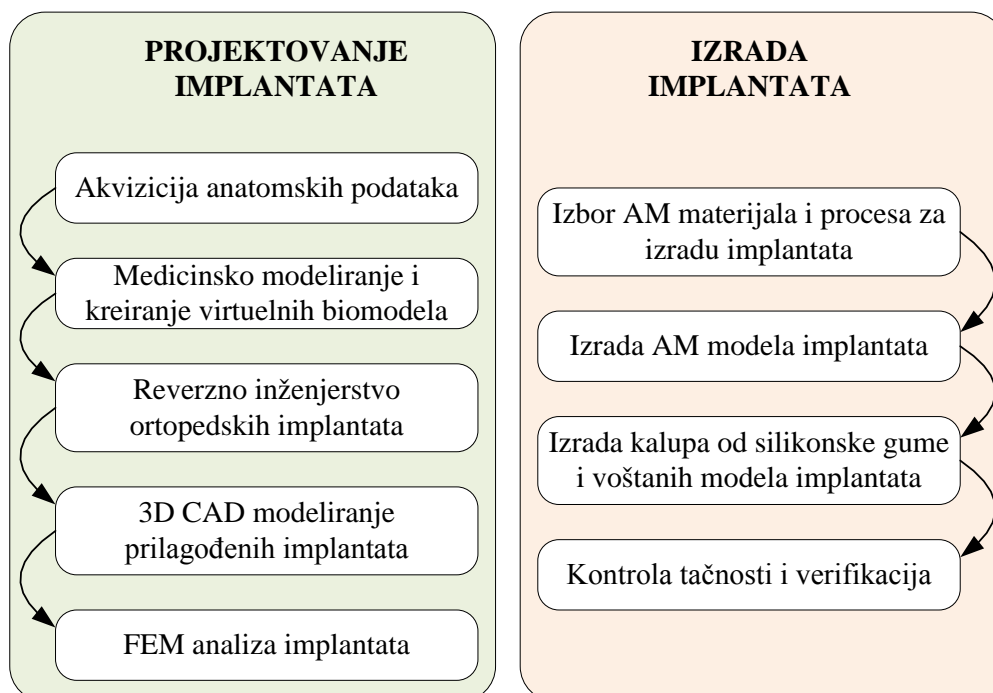
Softver koji se koristi pri radu sa skenerom je NumiSoft. Ovaj softver podržava kompletan proces akvizicije i rekonstrukcije 3D modela oblaka tačaka. Softver preko drajvera omogućava komunikaciju hardvera i algoritama za procesiranje oblaka tačaka, kao što su: uravnavanje 3D oblaka tačaka, automatska rekonstrukcija 3D modela, ufinjavanje oštih ivica, optimizacija tačaka, izvoz oblaka tačaka u XYZ ASCII format zapisa, komparacija STL i CAD geometrije na nivou tačke, izbor strategije za uravnavanje geometrije i/ili teksture.

6. RAZVOJ METODE ZA BRZO PRECIZNO LIVENJE ORTOPEDSKIH IMPLANTATA

U ovom delu istraživanja, koji ujedno predstavlja i najvažniji deo disertacije, obuhvaćeni su razvoj i implementacija integrisanog sistema za „brzo precizno livenje” ortopedskih implantata. Osnovna ideja istraživanja je da se razvije metoda za projektovanje i izradu topljivih modela i kalupa za precizno livenje ortopedskih implantata visoke geometrijske složenosti, čime bi se eliminisala potreba za dugom i skupom izradom metalnog alata za voštane modele. Metoda predložena u istraživanju posebno je interesantna za izradu ortopedskih implantata prilagođenih anatomiji pacijenta. Za izradu topljivih modela ortopedskih implantata primeniće se različiti AM materijali i procesi.

Tehnike medicinskog imidžinga i reverznog inženjerstva primenjene su u istraživanju u fazama projektovanja i izrade implantata geometrijski konzistentnih anatomskim oblicima konkretnog pacijenta, pri čemu je omogućena jednostavnost fiksacije i implantacije. Na ovaj način projektovani i izrađeni implantati poseduju visok stepen prilagodljivosti i fleksibilnost sa aspekta tehnološke izradivosti.

Predložena metoda za brzo precizno livenje ortopedskih implantata, prikazana je na slici 6.1 i obuhvata sledeće faze: akviziciju anatomskih podataka putem metoda medicinskog imidžinga (MR i CT), medicinsko modeliranje i kreiranje virtuelnih biomodela, reverzno inženjerstvo realnih ortopedskih implantata, računarsko projektovanje prilagođenih implantata, računarsku analizu ubrizgavanja voska metodom konačnih elemenata, izbor potencijalnih AM materijala i procesa za izradu implantata, izrada AM implantata, izradu voštanih modela implantata tehnologijom brizganja u kalupe od silikonske gume, kontrolu tačnosti i verifikaciju izrađenih modela implantata.



Slika 6.1. Faze projektovanja i izrade prilagođenih ortopedskih implantata obuhvaćene predloženom metodom brzog preciznog livenja

Istraživanjem su obuhvaćeni različiti tipovi standardnih implantata kolena i kuka, sa akcentom na implantat kolena, koji je zbog svoje geometrijske složenosti najinteresantniji za istraživanje. U cilju dobijanja računarskih modela prilagođenih implantata u okviru istraživanja predložena je kombinacija tehnika za akviziciju anatomskih podataka i medicinskog modeliranja sa tehnikom reverznog inženjerstva za akviziciju geometrijskih parametara standardnih implantata kolena i kuka.

Tehnike primenjene za akviziciju anatomskih i geometrijskih podataka prikazane su u tabeli 6.1. Svim navedenim tehnikama moguće je kreirati trodimenzionalnu poligonalnu mrežu, odnosno modele u STL formatu.

Akviziciona tehnika / Izvor podataka	Cilj
MR / Pacijent	Definisanje geometrije distalnog dela femura pacijenta
CT / Femur edukacijski set snimaka	Definisanje geometrije femura pacijenta
RE – 3D skener Noomeo Optinum / Voštani model femoralne komponente totalne endoproteze kolena	Definisanje geometrije generičkog modela implantata kolena za projektovanje i izradu AM modela
RE – 3D skener Noomeo Optinum / Metalni odlivci različitih proteza kuka	Definisanje geometrije generičkih modela implantata kuka za projektovanje i izradu AM modela

Tabela 6.1. Tehnike primenjene za akviziciju neophodnih podataka

6.1. Akvizicija anatomskih podataka i medicinsko modeliranje

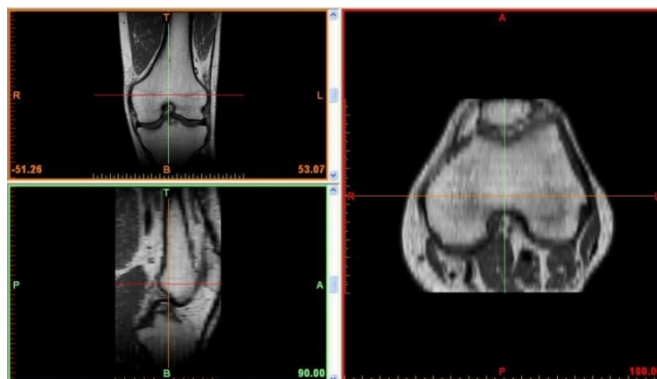
Medicinski imidžing, ranije opisan u poglavlju 5.3.4.1., je najmoćnija tehnika u oblasti neinvazivnog ustanovljavanja anatomske strukture i funkcije ljudskog tela. Najčešće korišćene imidžing metode su rentgensko zračenje, ultrazvuk, CT, PET/CT, SPECT/CT i MR. Izlaz iz svih navedenih metoda je snimak u DICOM formatu, standardnom formatu za čuvanje i prenos medicinskih slika. Za dobijanje DICOM podataka korišćenih u ovom istraživanju primenjene su metode magnetne rezonance i kompjuterizovane tomografije. U fazi kreiranja računarskog 3D modela prihvatljivog za virtuelno modeliranje i aditivnu proizvodnju, procesiranje DICOM fajlova realizovano je u aplikaciji Mimics (Materialise, Belgija). U okviru ovog softvera izvršeno je kreiranje 3D modela i eksportovanje u STL, IGES i STEP formate kako bi se analizirale različite opcije modeliranja.

U ovom delu istraživanja opisano je i analizirano medicinsko modeliranje kroz dve studije slučaja. U prvoj je primenjen MR snimak zgloba kolena pacijenta dok je u drugoj korišćen CT snimak donjih ekstremiteta odabran iz seta edukacijsko-istraživačkih on-line medicinskih snimaka.

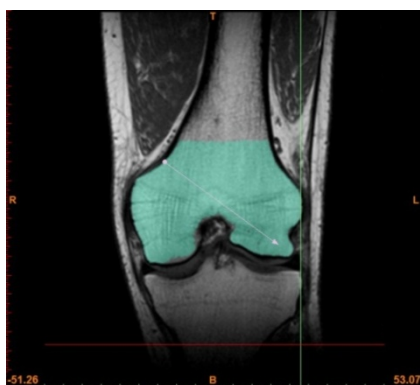
6.1.1. Medicinsko modeliranje distalnog dela femura

U istraživanju je razmatran MR snimak zgloba kolena pacijenta starosti 46 godina, u rezoluciji 320 x 320 pxl i veličine piksela 0,625 mm. Snimak je izveden u 35 preseka sa inkrementom od 3,121 mm, na MR uređaju Siemens Avanto, jačine magnetnog polja od 1,5 Tesla (T). Podaci pacijenta dobijeni MR uređajem, sačuvani su u DICOM formatu i preneti su u softver Mimics 10.01 u kojem su adekvatno učitani i poravnati.

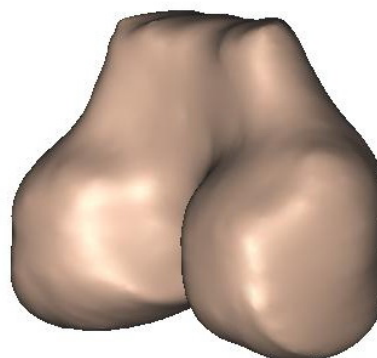
Upotrebom funkcije za prepoznavanje tipa tkiva na osnovu gustine izdvojen je oblak tačaka koji odgovara spoljnoj površini distalnog dela femura. Pri ovom postupku neminovno se izdvaja i određen broj tačaka koje ne pripadaju ovim površinama već se nalaze u unutrašnjosti kompaktne kosti. Ovakve tačke predstavljaju „šum” koji otežava izradu geometrijskog modela. Segmentacijom snimaka preko maski na medicinskom snimku izabrana je i izdvojena zona od interesa (eng. Region of Interest – ROI), koja obuhvata distalni deo femura. Softver omogućava definisanje i obradu snimaka sa više različitih maski a u ovom slučaju ih je bilo 20. Vrednosti tresholda koji je primenjen iznose od 360 do 2777 HU. Na slici 6.2 prikazan je proces 3D rekonstrukcije distalnog okrajka femura.



(a) MR snimak pacijenta adekvatno učitani i registrovani



(b) Zona od interesa izdvojena maskom

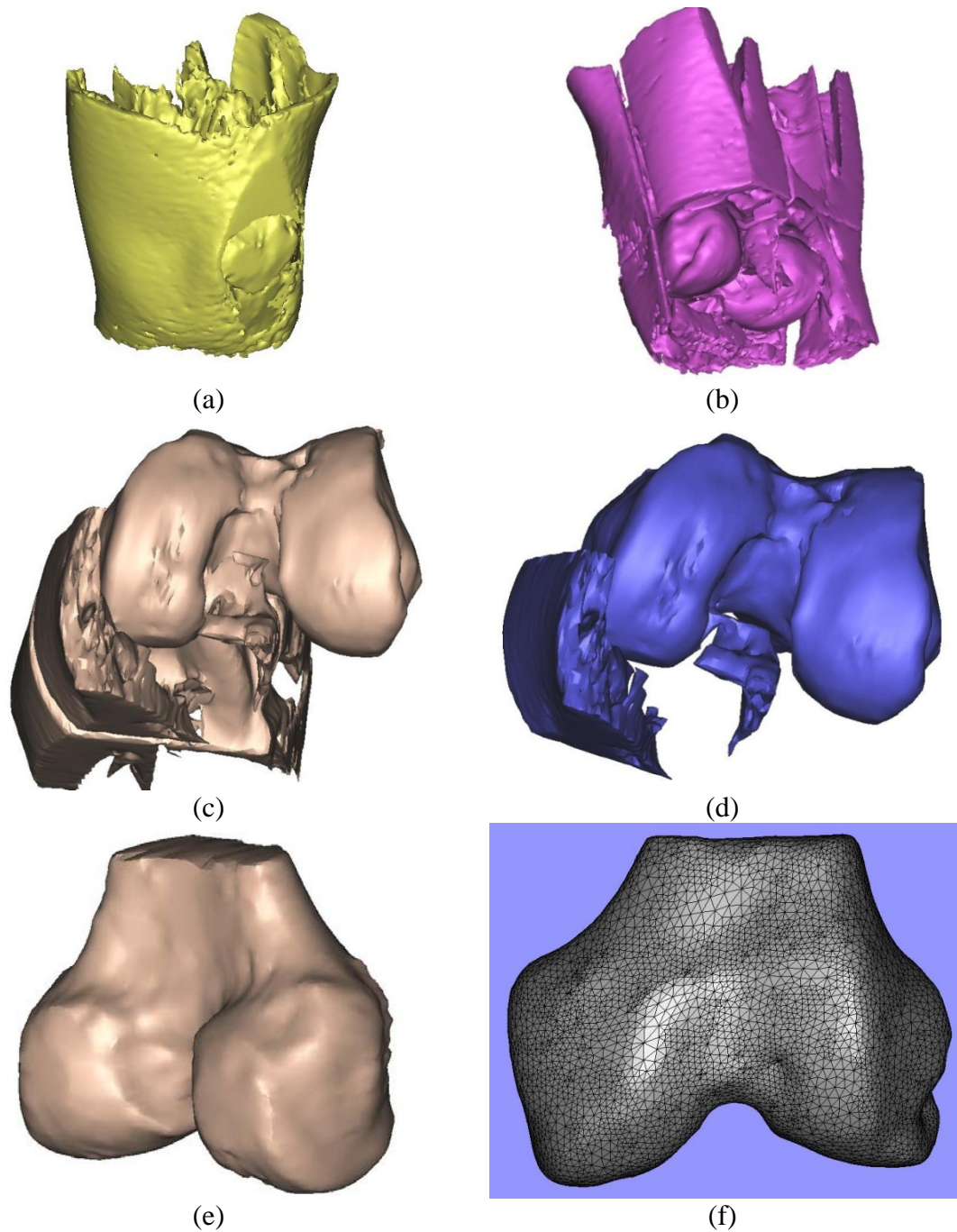


(c) 3D voxel model kolena

Slika 6.2. Registracija MR snimka (a), 2D segmentacija (b) i proces 3D rekonstrukcije (c)

Nakon izdvajanja zone od interesa, pristupa se 3D izračunavanju. Poligonalni model dobija se izradom mreže trougaonih površina nad oblakom tačaka, koja je prvenstveno namenjena boljoj vizuelizaciji podataka i njihovom prenosu u CAD programski paket. Ovaj model se, nakon čišćenja, može koristiti i u druge svrhe, kao što je izrada fizičkih modela kostiju upotrebom metoda za brzu izradu prototipova, što će kasnije biti realizovano.

Na slici 6.3 prikazan je rezultat konverzije DICOM formata u 3D model.



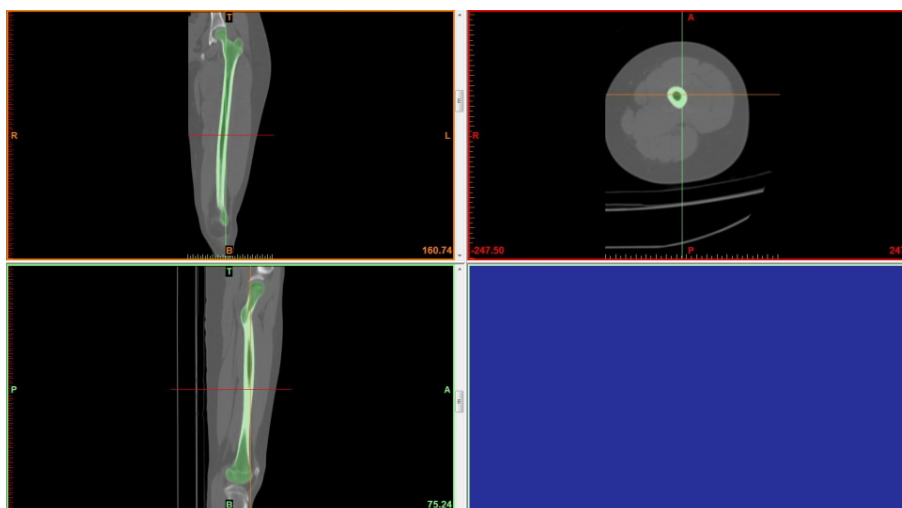
Slika 6.3. Faze 3D izračunavanja za različite maske (a) – (e) i završni poligonalni model (f)

6.1.2. Medicinsko modeliranje femura

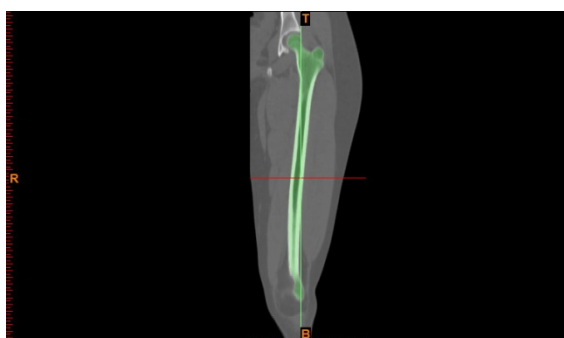
U drugoj studiji slučaja kao polazni medicinski podatak korišćen je CT snimak donjeg ekstremiteta pacijenta, koji predstavlja niz dvodimenzionalnih rentgenskih snimaka kreiranih u paralelnim i međusobno bliskim ravnima. Ovaj tomogram je odabran iz seta medicinskih MR i CT snimaka, koji se koriste kao online baza isključivo za potrebe istraživanja i edukacije, a nalaze se web adresi: <http://www.osirix-viewer.com/datasets/>.

Tomogram je kreiran u rezoluciji 251 x 355 pxl i veličine piksela 0,684 mm. Snimak je izveden u 331 presek sa inkrementom od 1,5 mm. Vrednosti tresholda koji je primenjen iznose od -91 do 1616 HU.

Na slici 6.4 prikazan je CT snimak donjeg ekstremiteta pacijenta. Svaki od prozora prikazuje jednu od presečnih ravni čije se normale podudaraju sa tri ose ortogonalnog koordinatnog sistema. Položaj ravni određen je položajem pokazivača miša.



(a) CT snimak adekvatno učitani i registrovan



(b) Zona od interesa izdvojena maskom

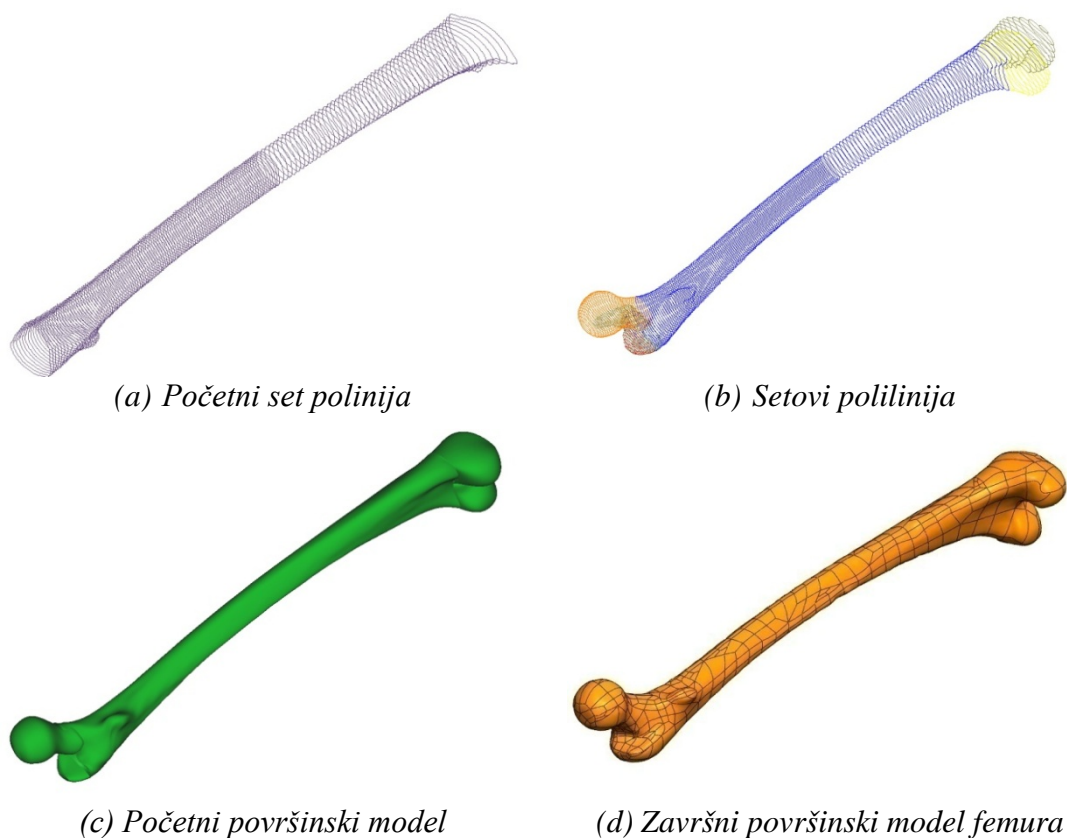


(c) 3D voxel model femura

Slika 6.4. Registracija CT snimka (a), 2D segmentacija (b) i proces 3D rekonstrukcije (c)

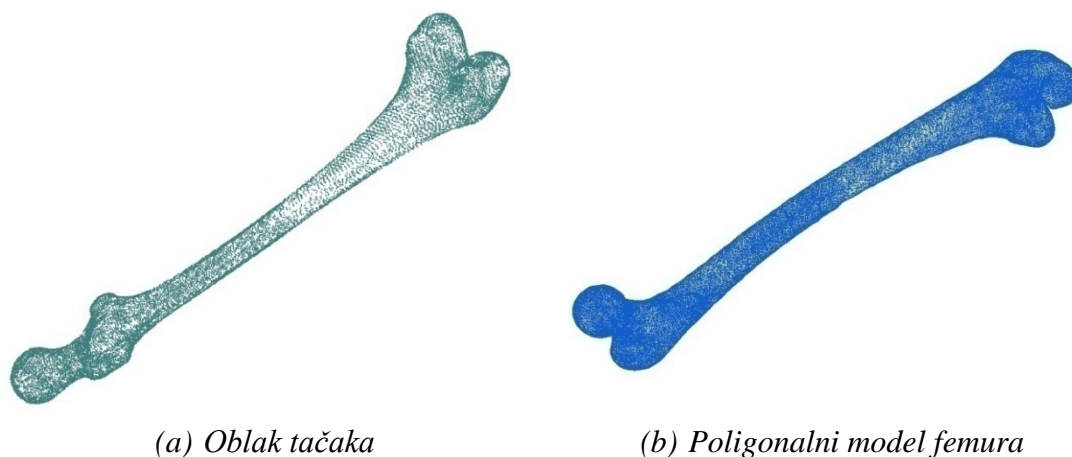
Za kreiranje 3D CAD modela femura primenjena su tri različita procesa raspoloživa u okviru softvera Mimics. Ovi procesi opisani su i u istraživanjima drugih autora [89] i obuhvataju: MedCAD proces, reverzno inženjerstvo i STL proces. Rezultati primene ovih procesa u ovom istraživanju analizirani su u daljem radu.

U MedCAD procesu (slika 6.5) kreirano je pet i više setova polilinja (slika 6.5 (a) i slika 6.5 (b) obzirom da zbog složene geometrije kosti postoje prelazne površine. Dobijeni modeli se sastoje od površina definisanih pomoću NURBS mreže poligona, slika 6.5 (c). Ovaj proces pokazao se kao brz proces ali ne i pogodan za modele složene geometrije. Veličina završnog fajla slika 6.5 (d) je mala ali je moguća jedino konverzija u IGES format. Veličina IGES fajla iznosi 312 KB.



Slika 6.5. Konverzija voxel modela u CAD model u MedCAD okruženju

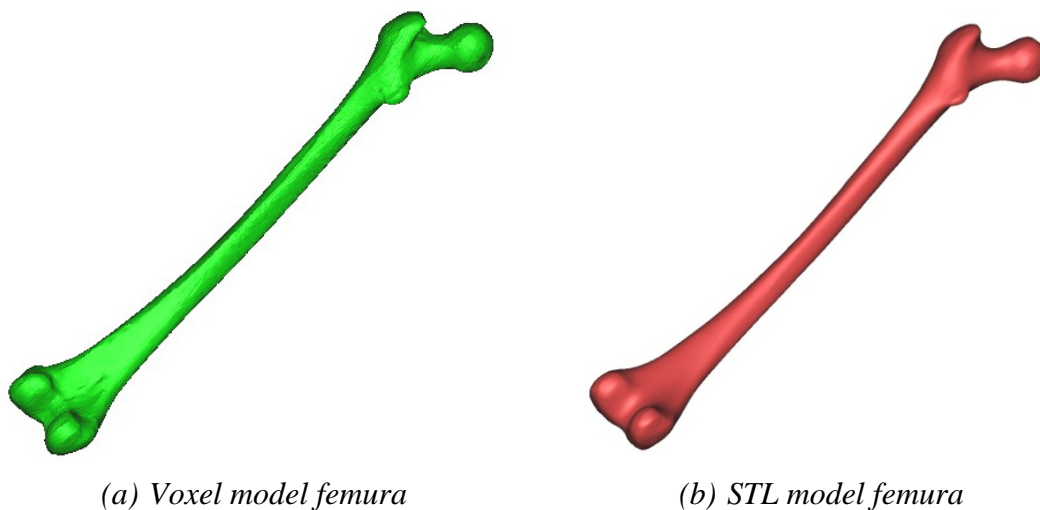
U procesu reverznog inženjerstva (slika 6.6) početni fajl je oblak tačaka slika 6.6 (a). Ovaj proces pokazao se kao sporiji ali i pogodan za modele složene geometrije. Moguće je vršiti i naknadne modifikacije geometrije. Veličina fajla je mala na početku ali se kasnije može znatno povećati. Veličina TXT fajla iznosi 592,7 KB.



Slika 6.6. Konverzija voxel modela u CAD model reverznim inženjerstvom

Proces STL (slika 6.7) pokazao se kao najbrži ali i najnepouzdaniji proces za dobijanje CAD modela. Imajući u vidu ograničenja STL formata kod predstavljanja manjih i složenih detalja dolazi do slučajnih grešaka pri triangulaciji. Tada je potrebno korigovati STL model dodavanjem novih trouglova pre završnog modeliranja. Početna veličina

STL fajla može se kasnije znatno uvećati. Veličina STL fajla na slici 6.7 (b) iznosi 1,7 MB.



Slika 6.7. Konverzija voxel model u CAD model kreiranjem STL formata

Analizom prethodno opisanih procesa može se zaključiti da je proces reverznog inženjerstva najpogodniji proces za modeliranje zbog svoje dimenzione tačnosti, geometrijske verodostojnosti i raznovrsnosti u prenosu podataka u STEP ili IGES formate. Kada se jednom CAD model kreira i sačuva u IGES ili STEP formatu kasnije se može primeniti u različitim fazama i postupcima projektovanja.

Modeli distalnog dela femura i kompletnog femura kreirani u ovoj fazi istraživanja biće primenjeni za projektovanje prilagođenih implantata kolena i kuka u softverskom paketu SolidWorks. Takođe će se na bazi ovako dobijenih modela kostiju primenom aditivnih proizvodnih tehnologija izraditi prezentacioni modeli distalnog dela femura kao i kompletnog femura.

6.2. Reverzno inženjerstvo (RE) ortopedskih implantata

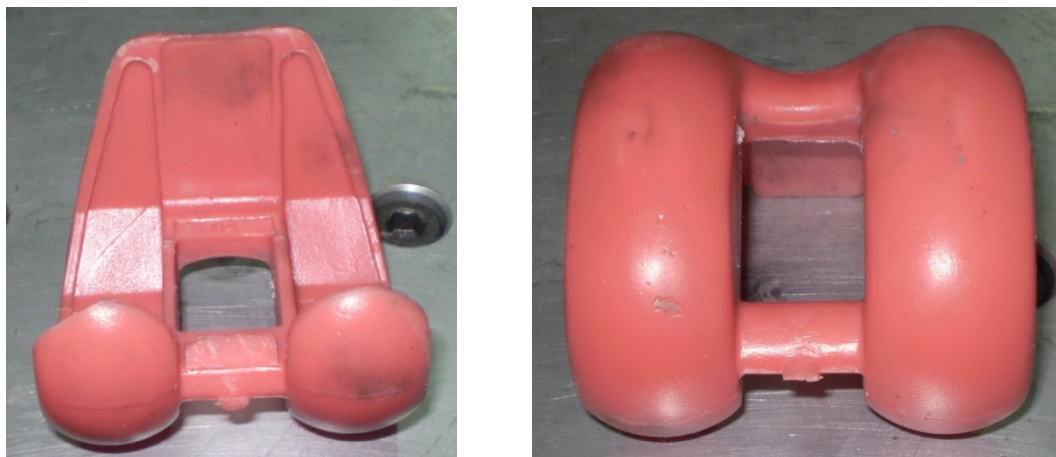
Tehnika reverznog inženjerstva obuhvata različite pristupe za reprodukciju fizičkog objekta pomoću računarskog modela podataka i detaljno je opisana u poglavlju 5.3. U ovom delu istraživanja korišćeni su uređaj za 3D digitalizaciju Noomeo OptiNum, softveri NumiSoft, Geomagic Wrap i Geomagic Design X.

Proces reverznog inženjerstva ortopedskih implantata opisan je i analiziran kroz studiju slučaja u kojoj je primenjen voštani model femoralne komponente totalne endoproteze kolena. Uzorak voštanog modela implantata dobijen je u saradnji sa Livnicom preciznih odlivaka LPO Ada.

Ortopedski implantat koji je primenjen u istraživanju je femoralna komponenta totalne endoproteze kolena koja se do pre par godina proizvodila u LPO. Implantat kolena je metalni odlivak, koji se proizvodi na osnovu odgovarajućeg voštanog modela. Dimenzije dela su 65 x 63 x 61 mm, a materijal od kog se izrađuje implantat kolena je superlegura na bazi kobalta Co-Cr-Mo (ISO 5832/4). Standardi koji definišu oblast proizvodnje komponenti implantata kolena su ISO 7207-1:2007 i ISO 7207-2:2011.

Odlivak se izrađuje u maloserijskoj proizvodnji, maksimalno do 50 komada godišnje. Ukupno vreme izrade alata za voštani model implantata kolena predstavlja vreme potrebno za konstruisanje alata, koje iznosi 80 časova i vreme izrade alata od 350 časova. Zbog visokog stepena geometrijske složenosti alata troškovi njegove izrade iznose 3000 € Zbog dimenzija i težine odlivaka, grozd modela formira se od 4 voštana modela.

Na slici 6.8 prikazana je polazna geometrija voštanog modela implantata kolena.



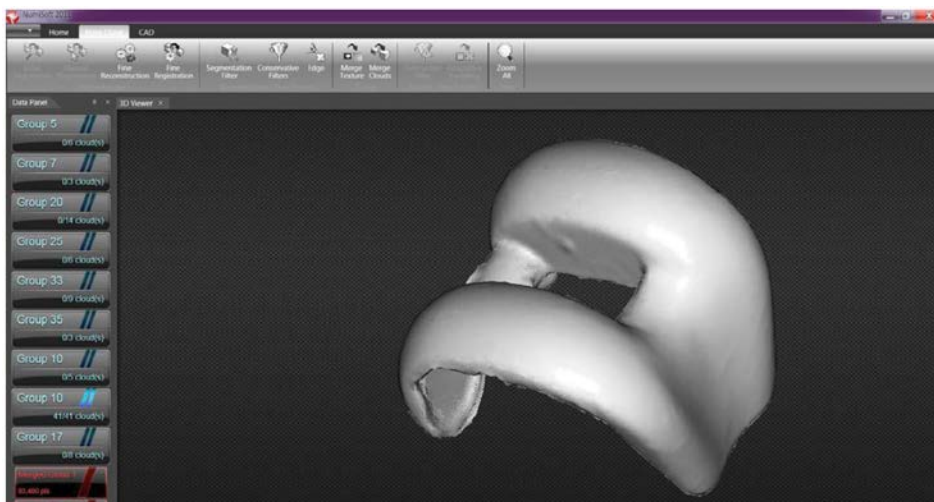
Slika 6.8. Geometrija implantata kolena

Proces reverznog inženjerstva implantata kolena realizovan je kroz tri faze:

1. **Faza skeniranja:** generisanje oblaka tačaka implantata kolena primenom bezkontaktnog optičkog 3D skenera Noomeo Optinum i softvera NumiSoft.
2. **Faza pre-procesiranja rezultata skeniranja:** uvoz podataka-tačaka u softver Geomagic Wrap. Filtriranje grešaka, uravnavanje podataka i redukovanje podataka. Izlaz iz ove faze preprocesiranja predstavlja reprezentativni objedinjen set podataka.
3. **Faza generisanja geometrijskog modela:** cilj ove faze je generisanje površinskog a zatim i solid modela, u matematičkom obliku, a na osnovu procesiranog rezultata 3D digitalizacije. Procesiranje poligonalnog modela i transfer u neutralni CAD format realizovano je u softveru Geomagic Design X. Ovo je najsloženija faza u procesu reverznog inženjerstva obzirom da su za generisanje površina neophodni složeni algoritmi za uravnavanje površina kojima se mogu tačno prikazati trodimenzionalne informacije definisane u setu podataka-tačaka.

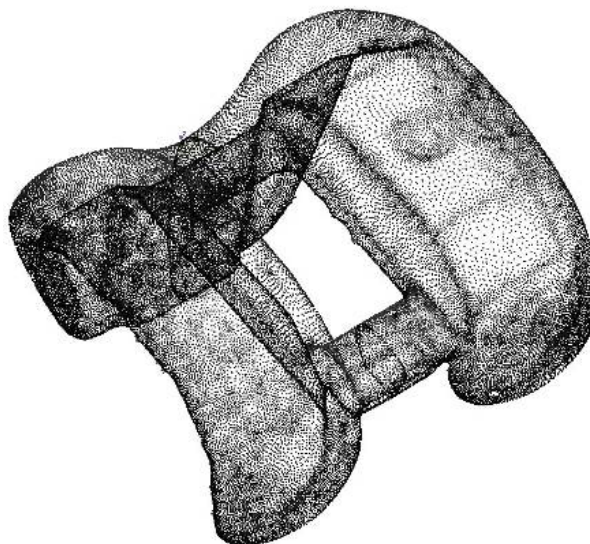
6.2.1. Faza skeniranja

Za akviziciju podataka primenjeni su 3D skener Noomeo OptiNum i softver NumiSoft, prethodno opisani u poglavlju 5.3.4.2. Na slici 6.9 prikazan je set podataka-tačaka dobijen navedenim uređajem za digitalizaciju u NumiSoft programskom okruženju.



Slika 6.9. Set podataka-tačaka dobijen skenerom Noomeo OptiNum

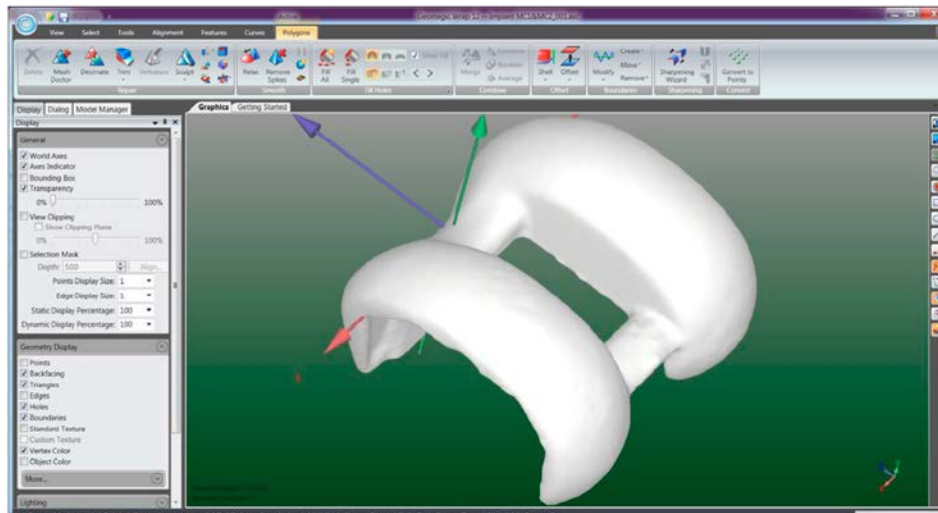
U cilju dobijanja što tačnijih podataka rezultat 3D digitalizacije je 41 set oblaka tačaka sa 1729003 tačke, slika 6.10.



Slika 6.10. Oblak tačaka kreiran 3D skenerom Noomeo OptiNum i softverom NumiSoft

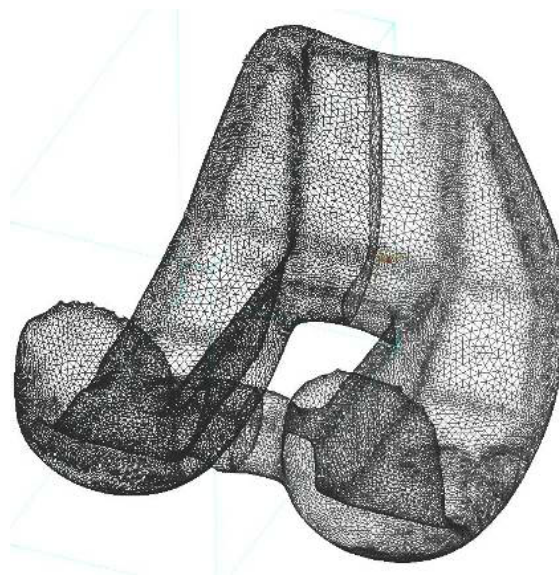
6.2.2. Faza preprocesiranja

Softver Geomagic Wrap (slika 6.11) je programski paket za uređivanje oblaka tačaka i konvertovanje rezultata skeniranja u 3D poligonalnu mrežu. Geomagic Wrap može procesirati velike setove podataka dobijene sa različitih tipova skenera i pruža mogućnost optimizacije skeniranih podataka (filtriranje grešaka, redukovanje tačaka, itd.). Pored navedenih opcija softver omogućava i sledeće: uravnavanje i objedinjavanje setova podataka, kreiranje poligonalne mreže iz oblaka tačaka, automatsku detekciju i korekciju grešaka u poligonalnoj mreži, prepoznavanje i kreiranje modelskih formi na modelu, popravku i naglašavanje konturnih ivica i izvoz 3D modela u različitim formatima: STL, OBJ, VRML1/2, DXF, PLY i 3DS.



Slika 6.11. Model implantata kolena u Geomagic Wrap softverskom okruženju

Na slici 6.12 je prikazan poligonalni model kreiran u softveru Geomagic Wrap.

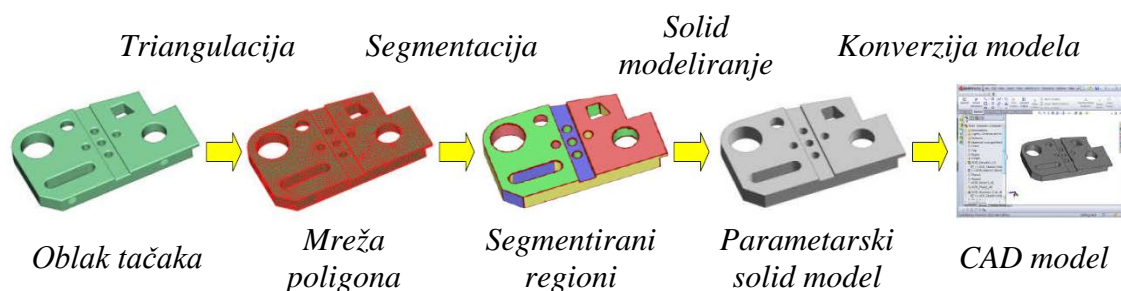


Slika 6.12. Poligonalna mreža modela implantata kolena

6.2.3. Faza generisanja geometrijskog modela

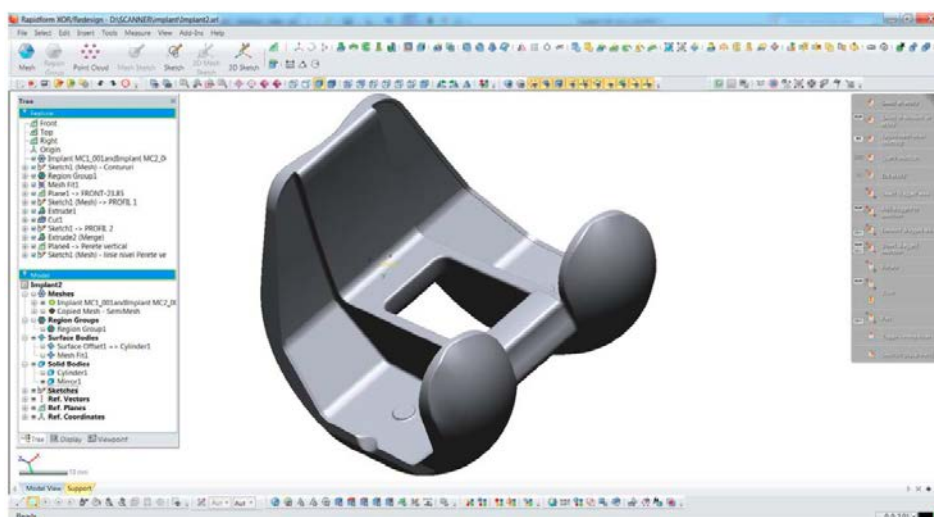
Procesiranje poligonalnog modela realizovano je u softveru Geomagic Design X (slika 6.13). Ovaj softver je u stvari aplikacija za reverzno inženjerstvo koja kombinuje CAD i 3D skeniranje u cilju formiranja parametarskih–izmenljivih solid modela. Softver poseduje mogućnost generisanja tzv. „history-based” CAD modela, sa kompletnim stablom modelskih formi koje se može geometrijski prevesti u standardne CAD pakete, između ostalih i u SolidWorks.

Na slici 6.13 prikazane su faze kreiranja CAD modela u softveru Geomagic Design X.



Slika 6.13. Faze kreiranja geometrijskog modela u softveru Geomagic Design X [10]

Na slici 6.14 prikazan je model implantata kolena kreiran u Geomagic Design X okruženju.



Slika 6.14. Geometrija implantata kolena u Geomagic Design X okruženju

Do danas je razvijen veliki broj matematičkih teorija i algoritama za rekonstrukciju površina na bazi poligonalnih aproksimacija, a metodologija se u opštem slučaju zasniva na generisanju mreže poligona povezivanjem tačaka u preprocesiranom rezultatu 3D digitalizacije, kao temena poligona, na odgovarajući način. Generisana mreža poligona se zatim, primenom različitih metoda, od kojih treba spomenuti: alfa-oblike, Delauney-jevu triangulaciju, Voronoi-jeve dijagrame, ball-pivoting algoritam i A-umetke, prevodi u površinski, najčešće NURBS (Non Uniform Rational B-Spline).

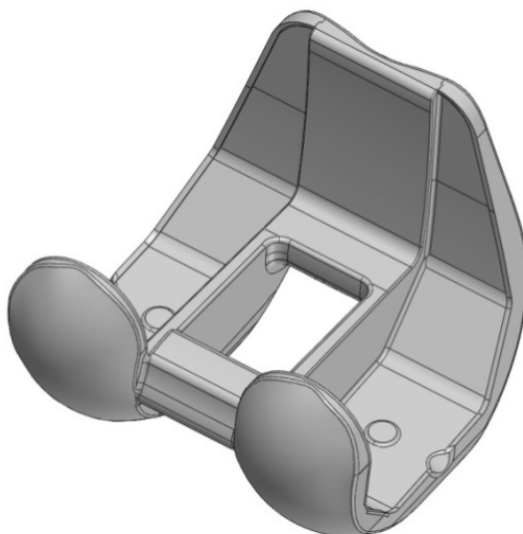
Kada je u pitanju oblast inženjerstva oblika može se reći da je solid modeliranje najmanje razvijano u proteklom periodu. Solid modeli se danas formiraju definisanjem granica objekta graničnim elementima tzv. model granične prezentacije (Boundary REpresentation - B-REP model) i sastavljanjem modela iz 3D primitiva tzv. model geometrijske konstrukcije (Constructive Solid Geometry - CSG model). Za model CSG karakteristična je Features tehnika ili tehnika tipskih formi.

U ranijem periodu je bilo pokušaja da se napravi tehnika za formiranje B-rep modela iz oblaka tačaka i poligonalnih mreža. U tim tehnikama B-rep modeli se formiraju spajanjem površina, ivica i temena. Ovakve operacije obično podržavaju sve kernel

funkcije solid modelera. B-rep modeli nisu zasnovani na tipskim formama. Da bi se na osnovu B-rep modela formirao fičer (eng. feature) model mora se izvršiti prepoznavanje svih tipskih formi kao i formiranje tzv. strukturnog stabla.

Softver Geomagic Design X se pokazao kao uspешan u procesu modeliranju solidna. Ovaj softver pruža dve opcije za modeliranje solidna. Prva je opcija „Sketch” koja pruža alate za standardno skiciranje i kasnije podržava modeliranje tipskim formama. Posebno je interesantna druga opcija „Wizard” modeliranja, kojom se automatski realizuje interaktivno formiranje solid tipskih formi na osnovu segmentiranih regiona. Ovim interaktivnim pristupom uglavnom se formiraju poprečni preseki ili vodeće krive iz poligonalne mreže, nakon čega se primenjuju standardni CAD alati za kreiranje solid tipskih formi.

U toku istraživanja pokazali su se i nedostaci metode „Wizard” modeliranja. Naime pojedini od ovako kreiranih poprečnih preseka i vodećih krivih nisu se mogli parametrizovati. Iako su ovom metodom veoma brzo kreirani solid modeli na pojedinima su se pojavili i određeni nedostaci. Na modelu implantata kolena automatski su kreirani presečni profili predstavljeni prostornim krivama - splajnovima koji se nisu mogli parametrizovati ili dimenzionisati. Nakon validacije modela kreiranih opcijom „Wizard” bilo je neophodno u cilju poboljšanja i korekcije modela primeniti i opciju „Sketch”. Na slici 6.15 prikazana je završna geometrija implantata kolena rekonstruisana u softveru Geomagic Design X.



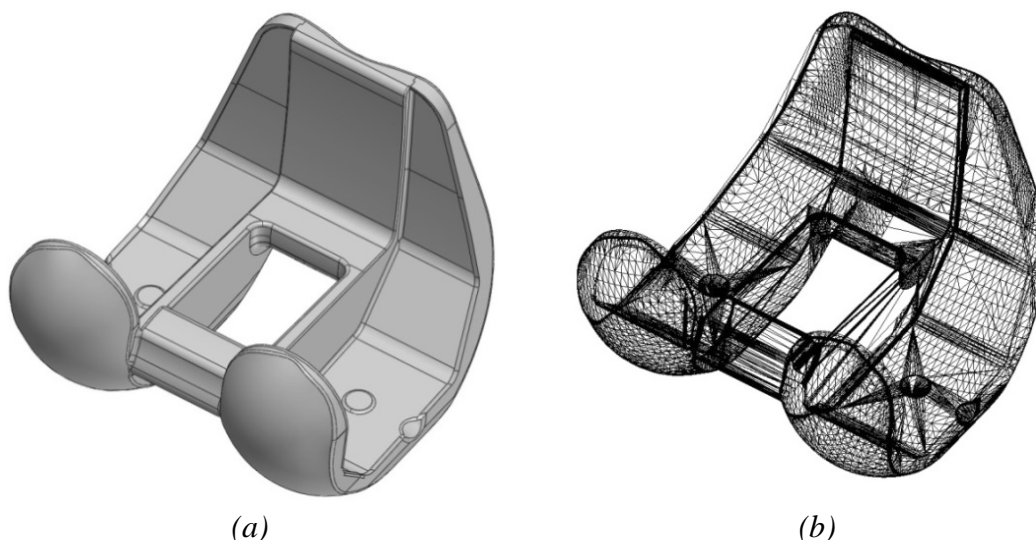
Slika 6.15. Završna solid geometrija implantata kolena

Iz svega gore navedenog može se zaključiti da je Geomagic Design X jedna od retkih aplikacija za reverzno inženjerstvo koja podržava parametarsko modeliranje solidna na osnovu skeniranih podataka. Ovaj softver poseduje CAD alate za postavljanje ograničenja i dimenzionisanje na nivou skica i solid tipskih formi u cilju kreiranja parametarskog solid modela. Kao što je ranije već rečeno softver podržava dve opcije za modeliranje, tako da se u slučaju implantata kolena pokazalo da je primena opcije „Sketch” nešto duže ali uspешnije rešenje za kreiranje parametarskih solid modela.

6.2.4. Prevođenje solid modela

U ovoj fazi istraživanja je solid model, kreiran u softveru Geomagic Design X, preveden u 3D CAD softver SolidWorks. Sve solid tipske forme koje su prethodno parametrizovane uspešno su prevedene u SolidWorks, izuzev nekoliko pomoćnih geometrijskih elemenata. Imajući u vidu da se elementi kao što su poligonalna mreža i segmentirani regioni ne nalaze u strukturi geometrije SolidWorks CAD modela, ovi elementi nisu ni prevedeni. Kao rezultat toga pojedini pomoćni elementi koji su povezani sa elementima koji ne postoje u strukturi CAD modela nisu pravilno prevedeni. Dimenzije i ograničenja definisana na skicama i solid tipskim formama u Geomagic Design X softveru uspešno su prevedena, osim elemenata koji ne postoje u strukturi SolidWorks CAD modela. Bilo je potrebno napraviti nekoliko manjih izmena (promena dimenzija ili ograničenja) kako bi se ponovo formirao parametarski solid model.

Kao poslednji korak izvršeno je prevođenje geometrije modela implantata kolena u STL format zapisa sa 40368 trouglova. Na slici 6.16 (a) prikazan je solid model formiran u SolidWorks programu a na slici 6.16 (b) STL model implantata kolena.



Slika 6.16. SolidWorks (a) i STL (b) model implanata kolena

6.3. Izrada 3D geometrijskih modela prilagođenih ortopedskih implantata

U ovom delu istraživanja predstavljena je metoda za projektovanje prilagođenih implantata na bazi anatomskih parametara femura pacijenta i računarskog modela standardnih (tipskih) implantata dobijenih tehnologijom reverznog inženjerstva.

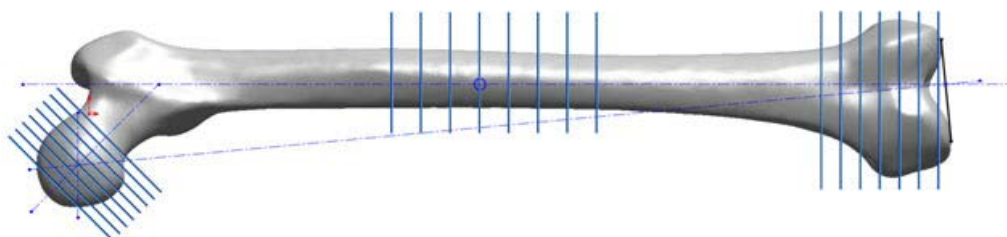
Jedan od najvažnijih aspekata u artroplastičnoj hirurgiji je projektovanje što kvalitetnijih implantata za ugradnju. U dosadašnjoj praksi je planiranje operativnog zahvata ugradnje veštačkog kolena i kuka za konkretnog pacijenta podrazumevalo definisanje velikog broja uticajnih faktora koji se najčešće mogu razvrstati u dve grupe. Prvu čine faktori koji se definišu na osnovu medicinske analize pacijenta koja obuhvata utvrđivanje tipa i obima oboljenja, starost pacijenta kao i izbor metoda operativnog

zahvata. Imajući ove faktore u vidu, u predhodnom periodu je razvijen veliki broj tipova proteza čija je kategorizacija obuhvaćena standardom ISO 7206-1. Druga grupa obuhvata geometrijske veličine koje određuju oblik i dimenzije elemenata implantata. Najznačajniju ulogu u ovoj grupi imaju dimenzije i morfološke karakteristike pelvisa, femura i tibije. U istraživanju je akcenat stavljen na definisanje parametara za izradu geometrijskog modela butne kosti – femura.

6.3.1. Određivanje geometrijskih parametara femura

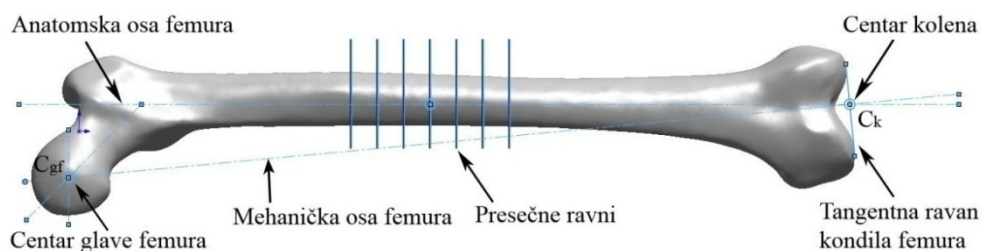
U poglavlju 6.1 prikazan je postupak medicinskog modeliranja femura na osnovu CT snimka pacijenta obrađenog u RE medicinskom softveru. Kao rezultat modeliranja dobijen je geometrijski precizan i anatomski tačan trodimenzionalni model femura. Ovako dobijeni modeli se često koriste u različitim softverskim sistemima za pripremu i kontrolu hirurških intervencija. Na osnovu dobijenog modela femura u ovoj fazi istraživanja u programu SolidWorks definisani su referentni geometrijski parametri (RGP) femura.

U istraživanju su primenjena tri seta paralelnih ravni kojima su presečeni glava, telo i distalni deo femura, slika 6.17.



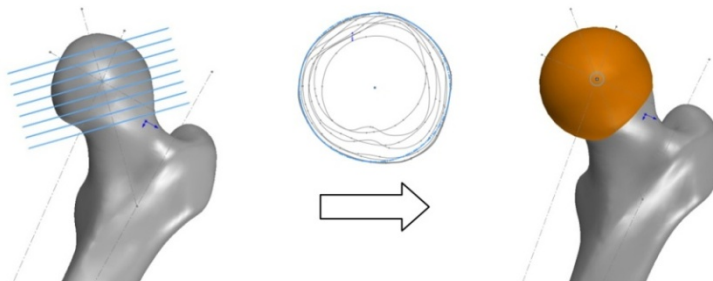
Slika 6.17. Setovi paralelnih presečnih ravni

U RGP spadaju ravni, linije, ose, tačke, rastojanja, uglovi i drugi parametri koji se mogu definisati na poligonalnom modelu kosti na osnovu anatomske i morfološke karakteristike femura. Aksijalne ose femura, mehanička i anatomska, su od velike važnosti u artroplastičnoj hirurgiji obzirom da predstavljaju reference za implantaciju, kao i za definisanje geometrijskih parametara. Kao prvo, važno je definisati aksijalne reference, a zatim na osnovu njih generisati i ostale geometrijske parametre. Mehanička osa femura definisana je linijom između centra glave femura i centra kolena. Na slici 6.18 prikazane su referentne ose femura, mehanička i anatomska.



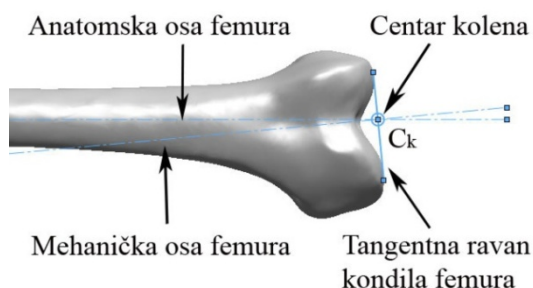
Slika 6.18. Referentni parametri femura

Glava femura se posmatra kao sferična obzirom da njen oblik aproksimira obliku kugle. Sve presečne tačke na presečnim ravnima su aproksimacijom svedene na kružnice. Prečnik glave femura odgovara prečniku najveće kružnice, dok pozicija centra glave femura takođe odgovara poziciji centra najveće kružnice. Ovako dobijeni preseći prikazani su na slici 6.19.



Slika 6.19. Određivanje centra glave femura

Centar zgloba kolena (C_k) definisan je presekom između anatomske ose femura i ravni tangentne na dve krajnje tačke posterior kondila femura, što se može videti na slici 6.20. Krajnje tačke su dve najudaljenije tačke od glave femura do zaobljenih krajeva oba kondila. One se mogu definisati poređenjem rastojanja između centara glave femura i ivica svih trouglova posterior kondila femura. Anatomska osa je osa koja prolazi kroz centar medularnog kanala femura i dobija se interpolacijom tačaka svih centara kružnica metodom najmanjih kvadrata. Presečna tačka između anatomske ose femura i tangente ravni posterior kondila femura predstavlja centar kolena. Mehanička osa femura dobija se spajanjem centra glave femura i centra kolena.



Slika 6.20. Određivanje centra kolena

Mehanička osa tibije prolazi kroz centar skočnog zgloba i centar kolena i koincidira sa anatomskom osom tibije. Procedura za izračunavanje ose tibije je slična proceduri koja je primenjena za anatomsku osu femura, ali neće biti razmatrana obzirom da nije predmet istraživanja.

Parametri morfologije femura se prema uticaju na geometriju modela implantata kolena i kuka mogu podeliti u dve grupe: globalne i lokalne. Globalni parametri obuhvataju veličine koje se koriste za definisanje gabaritnih dimenzija implantata, delova od kojih se on sastoji kao i njihovih pozicija. Lokalni parametri se formiraju na osnovu unutrašnjih i spoljašnjih dimenzija femura koje su od značaja za verifikaciju oblika implantata. Koriste se za definisanje porečnih preseka implantata i u kombinaciji sa spoljašnjim tačkama geometrije omogućavaju formiranje CAD modela implantata.

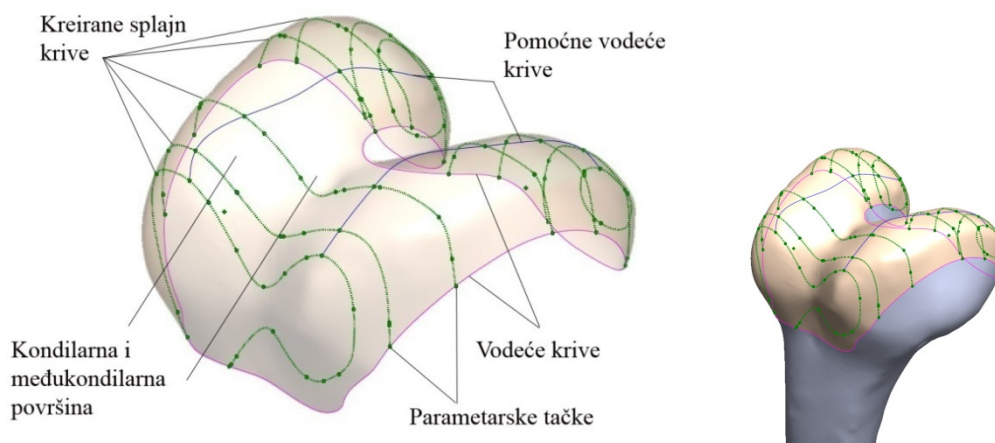
6.3.2. Modeliranje prilagođenog implantata kolena

U cilju kreiranja prilagođenog implantata kolena u ovom istraživanju izdvojeni su sledeći globalni parametri femura:

- Anatomska osa femura,
- Mehanička osa femura,
- Centar kolena (C_k) i
- Tangentna ravan kondila femura.

Nakon definisanja globalnih RGP femura pristupilo se daljoj analizi poligonalnog modela femura u cilju definisanja lokalnih geometrijskih parametara, koji će biti primenjeni za kreiranje geometrijskog modela prilagođenog implantata kolena.

U procesu modeliranja prilagođenog implantata kolena primenjena su dva različita pristupa za definisanje lokalnih parametara. U prvom pristupu definisane su parametarske B-splajn krive koje verno odražavaju geometriju i topologiju kosti u skladu sa anatomskim modelom. Splajn krive definisane na kondilima femura prikazane su na slici 6.21.



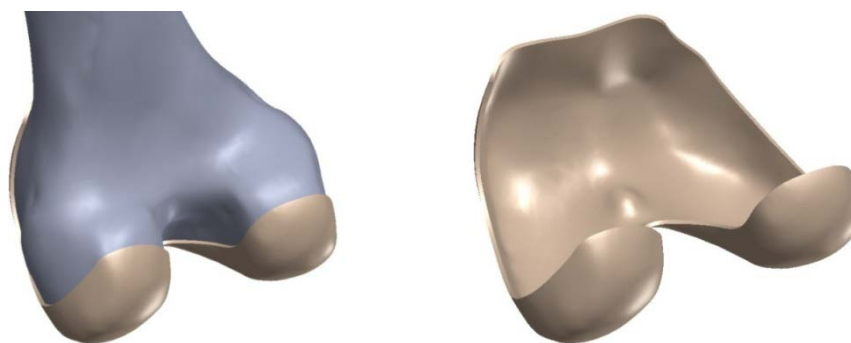
Slika 6.21. Površinski model kondila sa definisanim splajn krivama i parametarskim tačkama

Definisani entiteti predstavljaju osnovu za kreiranje odgovarajućih geometrijskih modela. Mogu se primeniti za kreiranje:

- Geometrijskih tačaka za parametarski model kosti,
- Poligonalnih, površinskih i zapreminskih modela,
- Geometrijskih modela nedostajućih delova kostiju i
- Geometrijskih modela prilagođenih implantata, itd.

Parametarski model se sastoji iz seta tačaka čije su koordinate definisane parametarskim funkcijama. Ovaj model može se smatrati za matematički definisan model oblaka tačaka. Tačke su kreirane na specifičnim anatomskim pozicijama na splajn krivama definisanim u prethodno opisanom procesu. Parametarske funkcije kreirane su posebno za svaku tačku i one obezbeđuju relacije između koordinata tačaka i ranije definisanih

globalnih parametara. Kao rezultat dobijen je geometrijski model prilagođenog implantata kolena prikazan na slici 6.22.



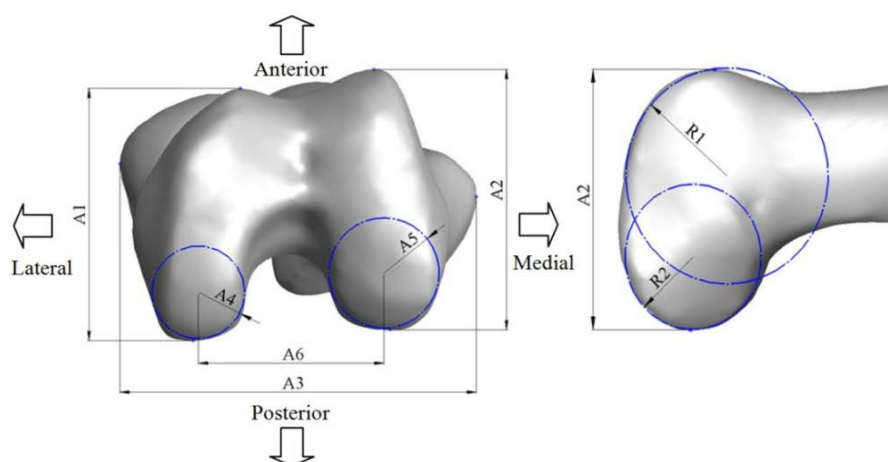
Slika 6.22. Geometrijski model prilagođenog implantata kolena

U drugom pristupu primenjen je postupak opisan u radu [51], koji sadrži definisanje većeg broja lokalnih parametara distalnog dela femura koji direktno utiču na geometrijski model prilagođenog implantata kolena.

U cilju definisanja anterior-posterior (AP) i medialis-lateralis (ML) geometrijskih lokalnih parametara distalnog femura, referentna ravan je postavljena u položaj koji se vidi na slici 6.23. Ravan je tangencijalna dvema krajnjim tačkama AP kondila i pod nešto manjim uglom od 90° u odnosu na mehaničku osu femura.

U istraživanju su izdvojeni sledeći lokalni geometrijski parametri distalnog dela femura:

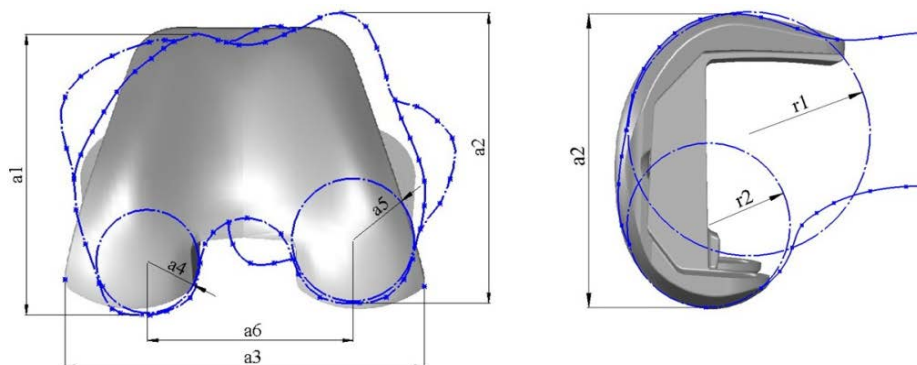
- AP dužina kondila (A1),
- AP dužina kondila (A2),
- ML epikondilara širina (A3),
- Posterior radijus kondila (A4),
- Posterior radijus kondila (A5),
- Rastojanje između centara radijusa posterior kondila (A6),
- Anterior radijus kondila (R1) i
- Posterior radijus kondila (R2).



Slika 6.23. Lokalni geometrijski parametri distalnog femura u AP i ML pogledu

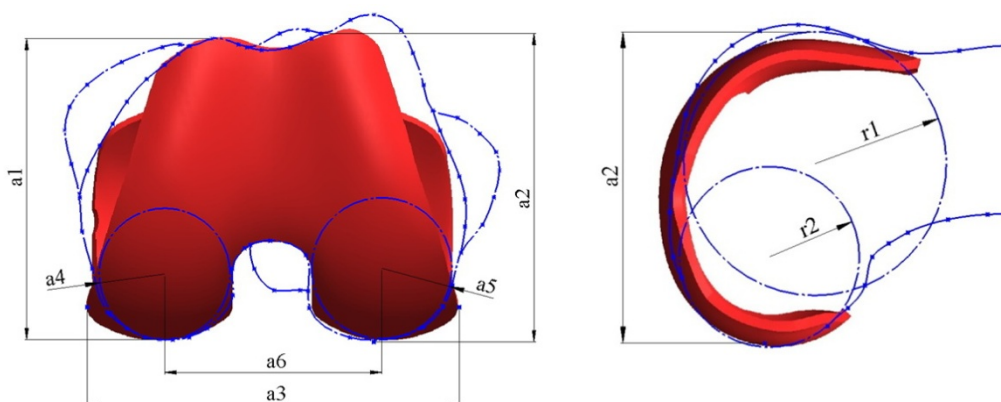
Geometrijski parametri implantata kolena u velikoj meri zavise od geometrijskih parametara distalnog femura. U cilju određivanja zajedničkih parametara potrebno je razmotriti veći broj aktuelnih implantata kolena. Najveći broj komercijalnih implantata kolena sastoji se od femoralne, tibijalne i patelarne komponente.

U ovom delu istraživanja analiziran je računarski model standardne femoralne komponente implantata kolena. Ovaj model je kreiran pomoću tehnike reverznog inženjerstva, što je ranije opisano u poglavlju 6.2. Femoralnu komponentu čini 8 geometrijskih parametara i to: 6 AP parametara (a_1 - a_6) i 2 ML parametra (r_1 i r_2), što je i prikazano na slici 6.24.



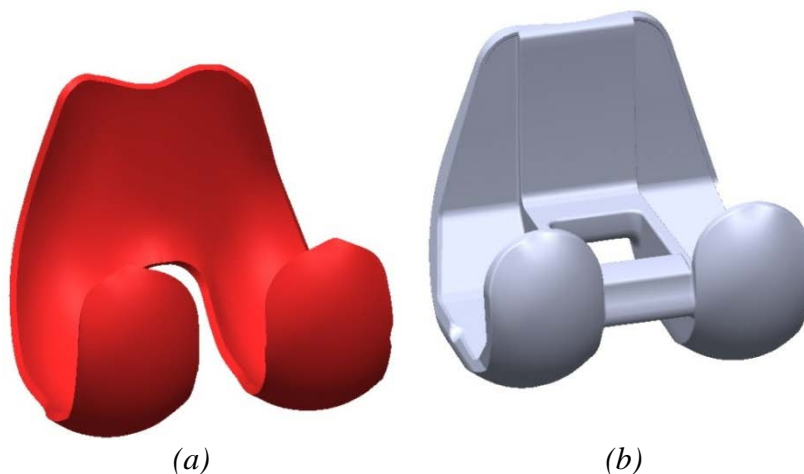
Slika 6.24. Geometrijski parametri implantata kolena

Nakon analize definisanih parametara distalnog dela femura i standardnog implantata kolena kreiran je geometrijski model prilagođenog implantata (slika 6.25) koji odgovara morfološkim karakteristikama kosti. Najvažniji kriterijum prilikom kreiranja modela je geometrijska podudarnost (konzistencija) prilagođenog implantata sa površinama kosti pacijenta.



Slika 6.25. Geometrijski parametri prilagođenog implantata

Kao rezultat ove faze istraživanja dobijen je prilagođeni implantat kolena prikazan na slici 6.26.

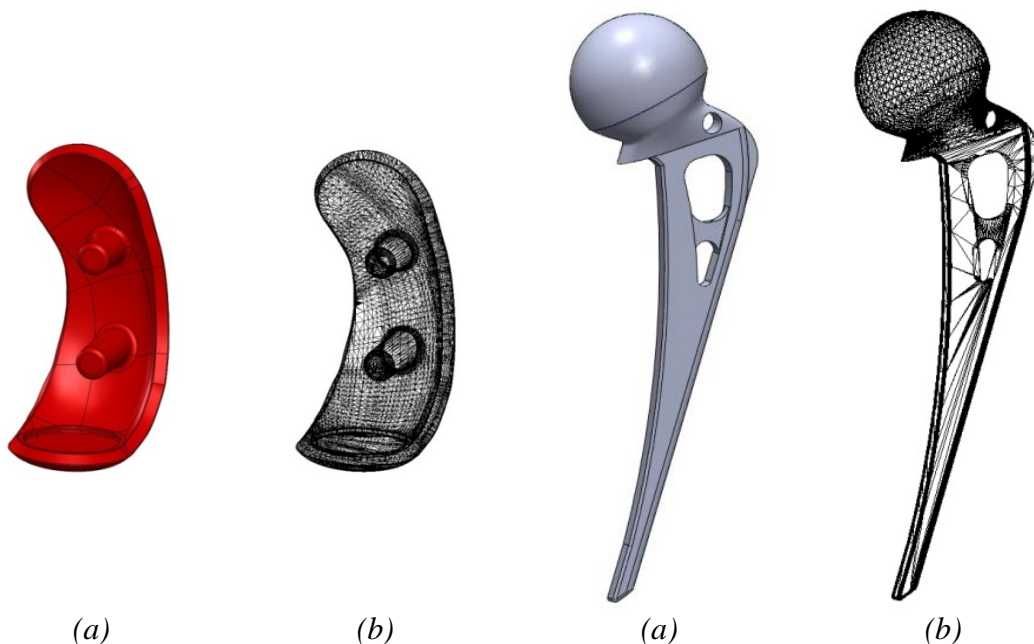


Slika 6.26. Geometrijski modeli prilagođenog (a) i standardnog (b) implantata kolena

Pored SolidWorks 3D CAD i STL modela standardnog i prilagođenih implantata kolena za potrebe istraživanja su, primenom predložene metode, kreirani sledeći modeli implantata:

- Parcijalna proteza kuka Ostin Mur,
- Prilagođeni unikondilarni implantat kolena,
- Totalna endoproteza kuka Čarnli i
- Modularna proteza kuka.

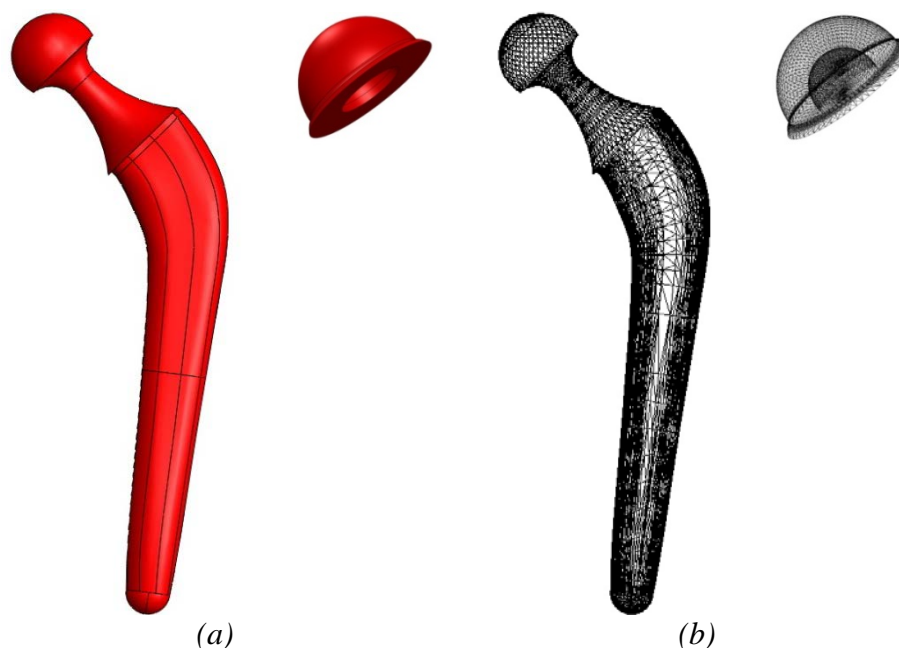
Na slici 6.27 (a) prikazana je CAD geometrija prilagođenog unikondilarnog implantata kolena kreirana u programu SolidWorks, dok je na slici 6.27 (b) prikazan STL format zapisa istog implantata. Parcijalna proteza kuka Ostin Mur, odnosno njen solid model i STL format, prikazani su na slici 6.28 (a)–(b).



Slika 6.27. CAD geometrija prilagođenog unikondilarnog implantata (a) i STL format (31350 trouglova)(b)

Slika 6.28. CAD geometrija parcijalne proteze kuka Ostin Mur (a) i STL format (9580 trouglova) (b)

Na slici 6.29 (a) prikazani su CAD modeli stema i acetabularne komponente, a na slici 6.29 (b) prikazani su STL formati stema (8134 trouglova) i acetabularne komponente (7356 trouglova) totalne proteze kuka Čarnli.



Slika 6.29. CAD geometrije stema i acetabularne komponente totalne endoproteze kuka (a) i STL formati zapisa (b)

6.4. Računarska simulacija u projektovanju ortopedskih implantata

Najnoviji trendovi razvoja postupka preciznog livenja usmereni su u pravcu razvoja složenih tankozidnih alata sa visokim zahtevima sa aspekta dimenzione tačnosti, visokom čvrstoćom i posebnim karakteristikama. Početna faza u preciznom livenju je kreiranje voštanih modela i stručnjaci iz ove oblasti smatraju da je kvalitet završnog odlivka usko povezan sa kvalitetom voštanog modela. Ključni faktori uticaja na greške prilikom utiskivanja voska jesu neuravnoteženo popunjavanje kalupne šupljine i neuniformno hlađenje.

U dosadašnjim istraživanjima u oblasti numeričke simulacije procesa ubrizgavanja voska uglavnom je korišćen softver Autodesk Moldflow. U ovom istraživanju primenjen je softver SolidWorks Plastics koji je u potpunosti integrisan u SolidWorks simulacijski paket. Ovaj softver omogućava simulaciju procesa ubrizgavanja kao i izmene na osnovu dobijenih rezultata.

U daljem istraživanju realizovana je 3D računarska simulacija brizganja voska za model implantata kolena. Očekivani rezultati simulacije su analiza vremena ciklusa ubrizgavanja i pozicije mesta ubrizgavanja.

Program SolidWorks Plastics je Computer Aided Engineering (CAE) softver prvenstveno namenjen za računarsku simulaciju injekcionog livenja polimera. Ono što je bilo važno u odabiru ovog softvera je njegova kompatibilnost sa softverom SolidWorks kao i mogućnost kreiranja matematičkih modela na osnovu Cross-WLF i 2D Tait-ovih jednačina stanja.

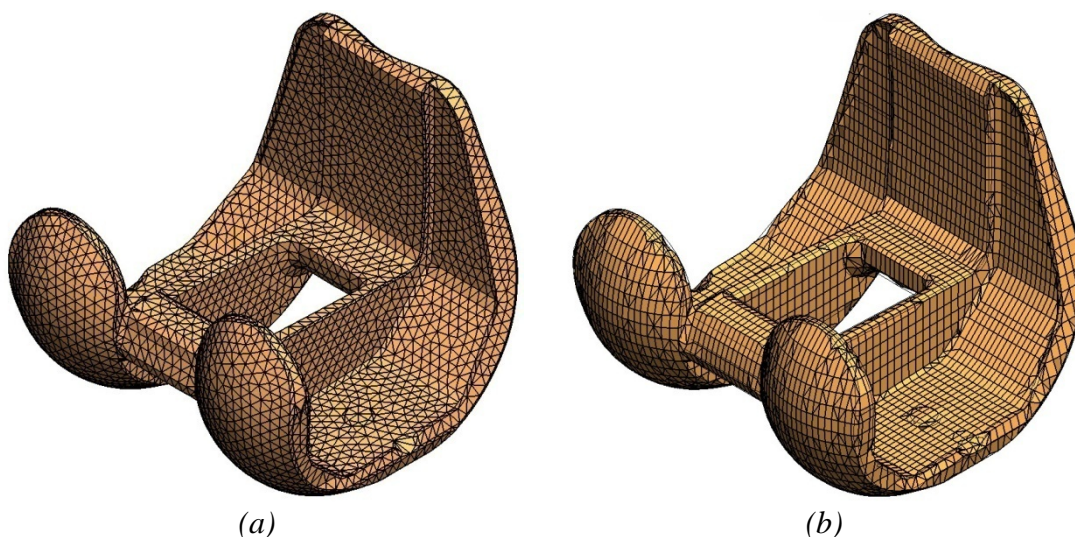
Za definisanje konstrukcije simulacijskog modela potrebno je učiniti sledeće korake:

- Konstruisanje geometrije simulacijskog modela,
- Definisanje mreže konačnih elemenata,
- Definisanje posebnih tačaka na modelu (npr. za proveru pritiska i temperature) i
- Provera mreže.

U softveru SolidWorks Plastics dostupna su dva modela za simulaciju ubrizgavanja:

- Shell model – „ljuskasti” ili tankozidni elementi na spoljašnjoj površini modela i
- Solid model – čvrsti (3D) model.

U istraživanju su primenjena oba modela simulacije, Shell i Solid. Poligonalni model kod Shell simulacije imao je 10623 elementa i 5305 tačaka - slika 6.30 (a), a kod Solid simulacije 12190 elemenata i 11929 tačaka - slika 6.30 (b).



Slika 6.30. Simulacijski mesh modeli: Shell (a) i Solid (b)

U biblioteci materijala programa SolidWorks Plastics nije pronađen odgovarajući materijal, tako da su svi neophodni parametri definisani na osnovu podataka dobijenih od strane proizvođača Paramelt Argueso. Dobijeni su podaci za nekoliko materijala (Cerita F30-53MOD, Paracast FW 13070, itd.), sa i bez punioca, a za potrebe ovog istraživanja odabran je vosak F 28-448. To je vosak za modele bez punioca i definisan je kao novi materijal u biblioteci materijala programa SolidWorks Plastics. Mehaničke i termičke karakteristike voska F 28-448 date su u tabeli 6.2.

Mehaničke karakteristike	
Modul elastičnosti (MPa)	2450
Poasonov koeficijent	0,38
Modul smicanja (MPa)	887,7
Transverzalni izotropski koeficijent termičkog širenja	
Alfa1 (1/°C)	0,000249
Alfa2 (1/°C)	0,000249
Termičke karakteristike	
Specifična toplota pri brzini zagrevanja / hlađenja od -0,3333 °C	
Temperatura (°C)	Specifična toplota (J/kg·C)
35	3158,2
40	3925,1
45	3842,1
50	2581
55	2168
60	2038,1
65	1838,1
Termička provodnost	
Temperatura (°C)	70
Termička provodnost (W/m·C)	0,159

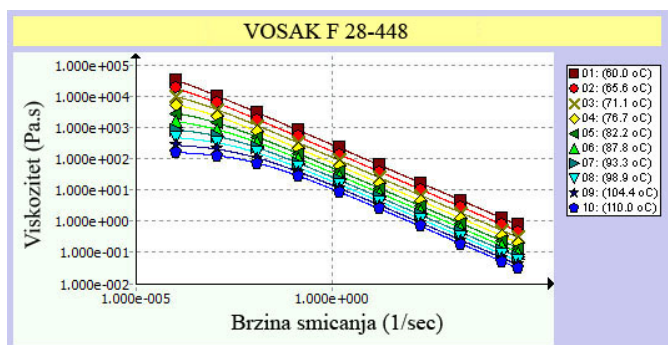
Tabela 6.2. Mehaničke i termičke karakteristike voska F 28-448

Viskozitet voska F 28-448 opisan je parametrima Cross-WLF modela datim u tabeli 6.3.

n	0,4576
τ^* (Pa)	1,0471
D1 (Pa·s)	2,41e+0.19
D2 (K)	263,15
D3 (K/Pa)	0
A1	56,456
A2 (K)	51,6

Tabela 6.3. Parametri Cross-WLF modela za vosak F 28-448

Kriva viskoziteta kao funkcija brzine smicanja generisana putem biblioteke materijala softvera SolidWorks Plastics prikazana je na slici 6.31.



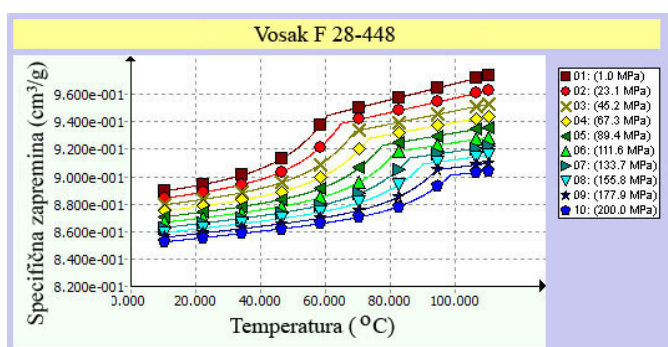
Slika 6.31. Kriva viskoziteta za vosak F 28-448

Za PVT karakteristike voska uzeti su parametri 2D Tait-ovog modela dati u tabeli 6.4.

Parametar	Vrednost
b_5 (K)	333,15
b_6 (K/Pa)	1,9e-007
b_{1m} (m ³ /kg)	0,0009451
b_{2m} (m ³ /kg·K)	5,96e-007
b_{3m} (Pa)	2,15e+008
b_{4m} (1/K)	0,005891
b_{1s} (m ³ /kg)	0,0009038
b_{2s} (m ³ /kg·K)	2,98e-007
b_{3s} (Pa)	3,23e+008
b_{4s} (1/K)	0,001
b_7 (m ³ /kg)	4,13e-005
b_8 (1/K)	0,07831
b_9 (1/Pa)	1,71e-008

Tabela 6.4. Parametri 2D Tait-ovog PVT modela

Pored koeficijenata prikazanih u gornjoj tabeli poznate su i sledeće vrednosti: gustina voska u rastopljenom stanju $\rho_{vr}=1,0561$ (g/cm³) i gustina voska u čvrstom stanju $\rho_{vč}=1,1194$ (g/cm³). Na slici 6.32 prikazan je PVT dijagram koji grafički opisuje povezanost specifične zapremine, pritiska i temperature za vosak F 28-448.



Slika 6.32. Zavisnost specifične zapremine u funkciji pritiska i temperature – PVT dijagram

Računarska simulacija procesa ubrizgavanja voska izvedena je u skladu sa preporukama proizvođača i parametrima prikazanim u tabeli 6.5.

Parametar	Preporučena vrednost
Temperatura alata [°C]	20
Temperatura topljenja [°C]	63
Temperatura utiskivanja [°C]	45
Apsolutna maksimalna temperatura topljenja [°C]	106
Maksimalni smicajni napon [MPa]	0,41
Maksimalna brzina smicanja [1/s]	40000

Tabela 6.5. Preporučene vrednosti parametara ubrizgavanja voska

Poluautomatska mašina MPI55 za utiskivanje voska je zadana u simulaciji sa definisanim maksimalnim pritiskom ubrizgavanja od 7 MPa, maksimalnom brzinom ubrizgavanja od 200 cm³/s i maksimalnom silom stezača 22,6 t.

Analiza punjenja voštanog materijala tokom procesa ubrizgavanja realizovana je u softveru SolidWorks Plastics standardnom procedurom. Računarska simulacija je sprovedena kako bi se verifikovala tehnološka izvodljivost popunjavanja kalupne šupljine. SolidWorks Plastics omogućava kontrolisano popunjavanje opciono pomoću zapremine (apsolutna kontrola) ili pomoću vremena ubrizgavanja (relativna kontrola). U istraživanju je odabrana opcija kontrole popunjavanja preko zapremine tako da su kao rezultat simulacije dobijena različita vremena ubrizgavanja.

U softveru SolidWorks Plastics moguće je izvršiti različite vrste simulacija:

- **Flow** – analiza faze popunjavanja kojom se predviđa tok voska u kalupnoj šupljini u fazi punjenja. Ova analiza se izvodi pre analize faze delovanja naknadnog pritiska. Analiza punjenja računa front toka voska koji raste inkrementno od položaja mesta ubrizgavanja. Analiza se nastavlja sve dok brzina ubrizgavanja i pritisak nedostignu tačku preklapanja, tzv. „switch point”. Ova analiza ima mogućnost izbora Shell i Solid simulacijskih modela.
- **Pack** – analiza faze delovanja naknadnog pritiska obuhvata predikciju toka voska u kalupnoj šupljini tokom faze naknadnog pritiska. Ova analiza je drugi deo kombinovane analize popunjavanja i naknadnog pritiska (Flow+Pack), i njom se utvrđuje da li će kalupna šupljina biti 100% popunjena posle završetka delovanja naknadnog pritiska. Kao i kod analize punjenja, računa se front toka voska koji raste od položaja fronta u modelu koji je već popunjen u fazi punjenja. Analiza se nastavlja sve dok front toka rastopljenog voska ne popuni kalupnu šupljinu. U slučaju ne popunjavanja kalupne šupljine prekida se simulacija faze naknadnog pritiska i dobija softversko upozorenje. Ova analiza takođe ima mogućnost izbora između Shell i Solid modela konačnih elemenata.
- **Warp** – analiza vitoperenja se koristi u svrhu određivanja stepena vitoperenja nakon vađenja iz kalupa kao i ispitivanja mogućnosti otklanjanja uzroka vitoperenja. Vitoperenje se najčešće događa zbog razlike u skupljanju. I ovde su dostupne metode Shell i Solid.

Podaci za različite parametre procesa u različitim fazama ubrizgavanja voska dobijaju se kao rezultati simulacije. U ove rezultate spadaju:

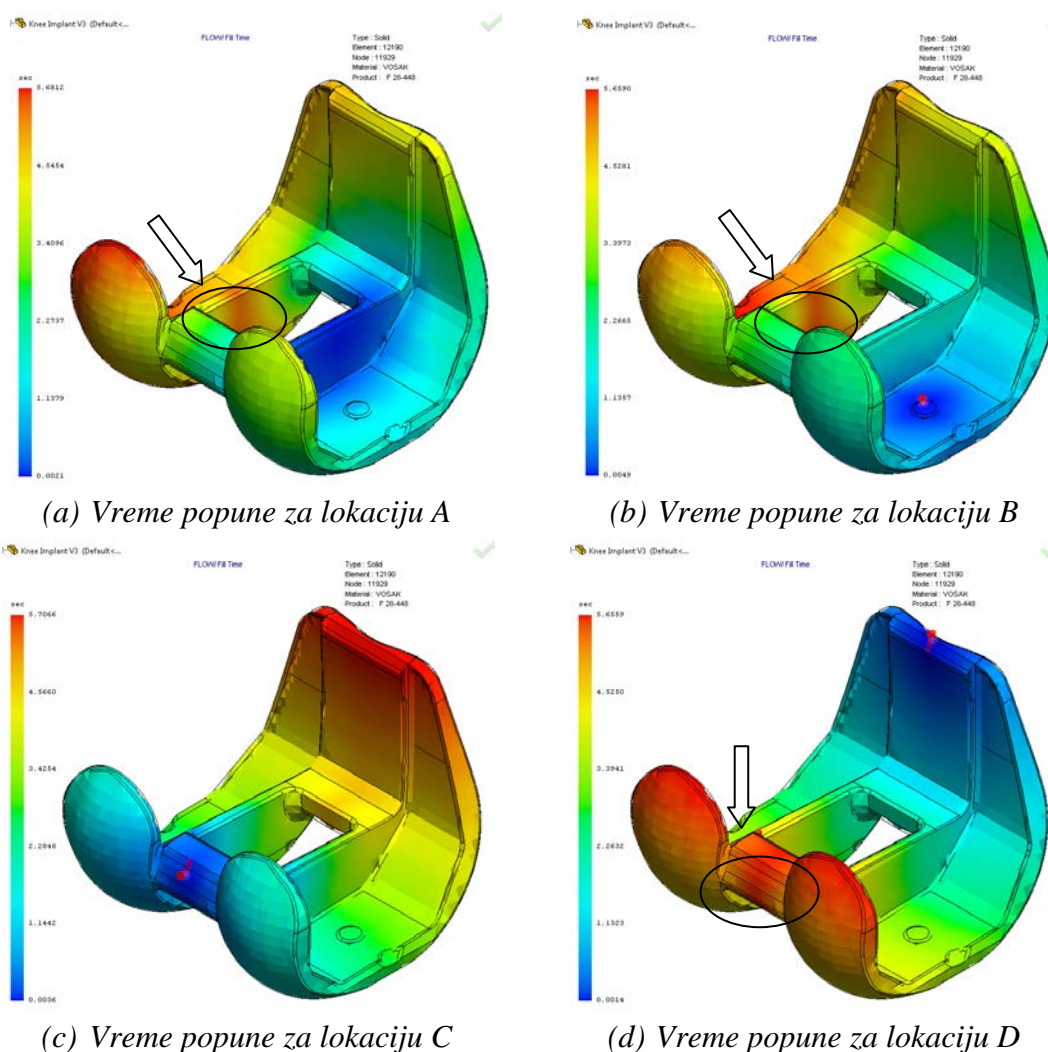
- Rezultati Flow analize: vreme popune, pritisak, temperatura, temperatura centralnog fronta toka, brzina i napon smicanja, zapreminsko skupljanje, ulegnuća, brzina, linije spajanja, vazdušni uključci,
- Rezultati Pack analize: pritisak, temperatura, brzina i napon smicanja, zapreminsko skupljanje, zaostali unutrašnji naponi i
- Rezultati Warp analize: ulegnuća, unutrašnji naponi, deformacije.

U prvoj simulaciji primenjeni su Shell i Solid simulacijski modeli i analiza tipa Flow+Pack. Analizirana su četiri različita mesta ubrizgavanja i ona su prikazana na slikama 6.33 (a)–(d). U varijanti A na slici 6.33 (a) odabrana je opcija automatskog definisanja mesta ubrizgavanja dok je u varijantama B, C i D na slikama 6.33 (b), (c) i (d) mesto ubrizgavanja definisano manualno.

U tabeli 6.6 prikazana su izračunata vremena popune za različite simulacijske modele i mesta ubrizgavanja.

Tip mesh modela	Vreme popune za mesto ubrizgavanja A [s]	Vreme popune za mesto ubrizgavanja B [s]	Vreme popune za mesto ubrizgavanja C [s]	Vreme popune za mesto ubrizgavanja D [s]
Solid	5,6812	5,6590	5,7066	5,6559
Shell	3,6911	3,6953	3,6957	3,6887

Tabela 6.6. Vremena popune različitih mesh modela i mesta ubrizgavanja



Slika 6.33. Vremena popune za različite lokacije ubrizgavanja

U varijantama A i B mogu se uočiti nehomogenosti pri popunjavanju na tankom središnjem zidu. U varijanti D postoje nehomogenosti u području središnjeg mosta, na sredini i na prelazima ka tankim zidovima. Ove nehomogenosti pri popunjavanju mogu prouzrokovati neuniformno skupljanje i vitoperenja na središnjim delovima voštanog modela. U varijanti C lokacija ubrizgavanja je na prednoj strani središnjeg mosta što je ujedno i najdeblji deo modela. U ovoj varijanti vreme popune je najduže ali je uočljiva

uniformna popuna kalupne šupljine, što ukazuje na manji procenat deformacija i tačniji model. Na osnovu ovoga je varijanta C slika 6.33 (c) usvojena kao optimalno rešenje sa mestom ubrizgavanja na prednoj strani središnjeg mosta. Ova varijanta je primenjena u daljem istraživanju.

U drugoj simulaciji izabrana je Shell metoda konačnih elemenata obzirom na kraće vreme potrebno za izvođenje analize (manje opterećenje procesora računara). Tip analize je bio Flow+Pack+Warp. U analizi su vrednosti tačke preklapanja „switch point” zadate vrednostima 90%, 95% i 100%. Vreme zadržavanja pritiska i vreme hlađenja postavljeni su na automatski režim.

U tabeli 6.7 prikazani su rezultati računarske simulacije izvedene u softveru SolidWorks Plastics sa 12 različitih varijanti. U simulaciji su zadate dve različite vrednosti brzine ubrizgavanja $10 \text{ cm}^3/\text{s}$ i $15 \text{ cm}^3/\text{s}$, dok su temperatura topljenja voska i temperatura alata zadate sa tri različite vrednosti, od minimuma do maksimuma, u opsegu preporučenom od strane proizvođača. Temperature topljenja voska su 61°C , 63°C i 66°C a temperature alata su 20°C , 27°C i 35°C .

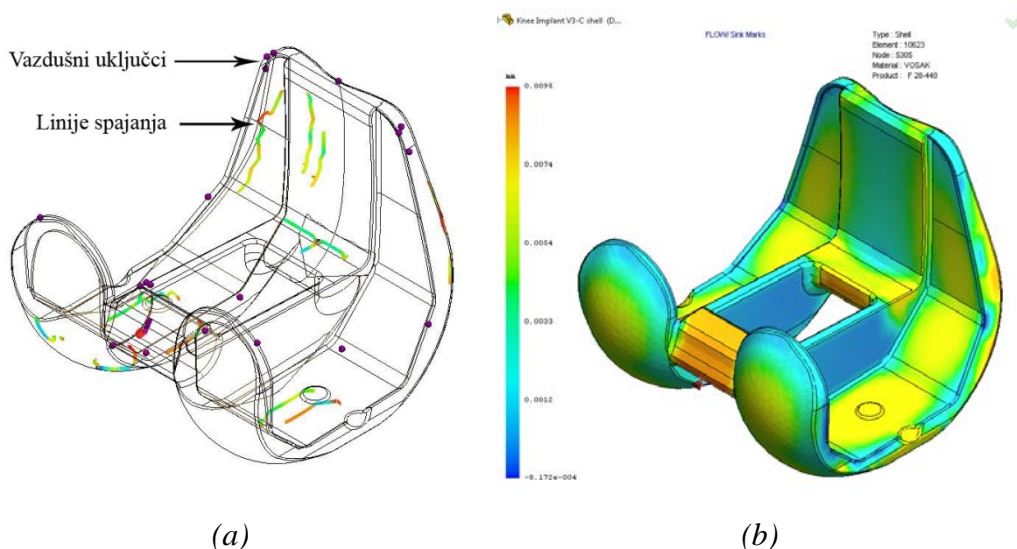
Rezultati simulacije ukazuju da je najkraće vreme popune za varijantu 12 i iznosi 3,7707 s. U ovoj varijanti zadata je veća brzina ubrizgavanja $15 \text{ cm}^3/\text{s}$ dok su temperature voska i alata na maksimumu (66°C i 35°C). Tačka preklapanja postavljena je na 100%. Poređenjem parova varijanti 1 i 4 kao i 7 i 10, može se uočiti da u slučajevima kada je niža temperatura alata, dolazi do povećanja vremena ubrizgavanja.

Broj varijante	Parametri procesa							
	Brzina brizganja [cm^3/s]	Temperatura topljenja voska [$^\circ\text{C}$]	Temperatura alata [$^\circ\text{C}$]	Tačka preklapanja [%]	Vreme naknadnog pritiska [s]	Vreme hlađenja [s]	Vreme popune [s]	Procenat popune [%]
1	10	61	20	90	9,17	17,7	6,5628	100
2	10	63	20	95	9,17	18,08	6,0191	100
3	10	66	27	100	9,17	19,99	5,6588	100
4	10	61	27	90	9,17	18,9	6,6046	100
5	10	63	35	95	9,17	22,21	5,9837	100
6	10	66	35	100	9,17	23,03	5,6649	100
7	15	61	20	90	9,17	17,74	4,2986	100
8	15	63	20	95	9,17	18,12	3,9920	100
9	15	66	27	100	9,17	20,03	3,7953	100
10	15	61	27	90	9,17	18,94	4,4492	100
11	15	63	35	95	9,17	22,26	4,0687	100
12	15	66	35	100	9,17	23,07	3,7707	100

Tabela 6.7. Rezultati numeričke simulacije

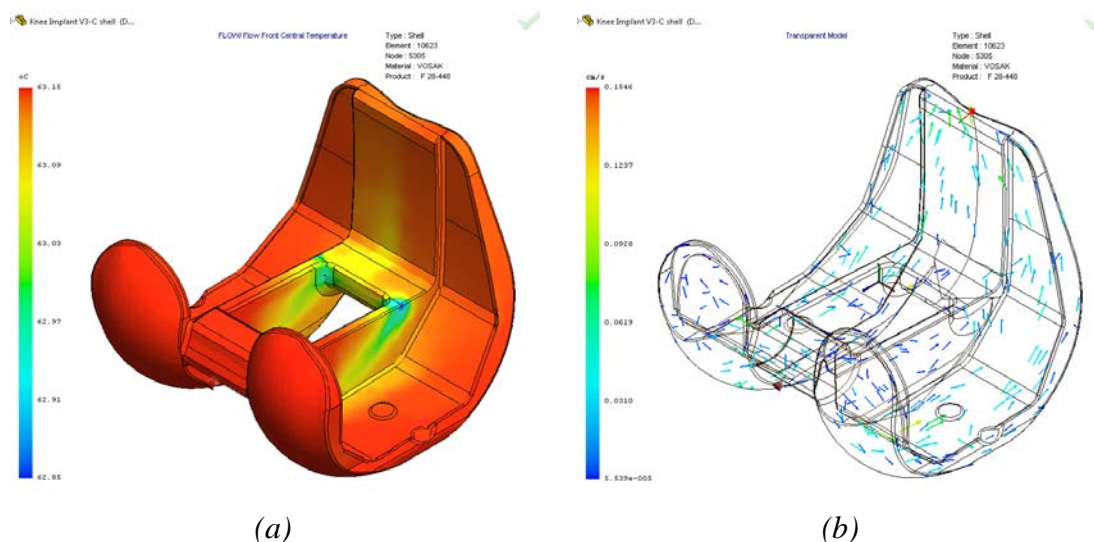
Na slici 6.34 (a) prikazane su pozicije vazdušnih uključaka i linije spajanja dobijene simulacijom ubrizgavanja. Konstruktivnim izmenama na delu, možemo vazdušne

uključke lokalizovati u zonama iz kojih se kasnije konstrukcijom alata mogu bez posledica izbaciti iz kalupne šupljine. Linije spajanja su defekti koji nastaju susretanjem dva fronta istopljenog pothlađenog voska i ovi se defekti mogu izbeći konstrukcionim izmenama i promenom lokacije ubrizgavanja. Takođe se mogu proveriti ulegnuća koja mogu nastati nakon hlađenja, što je i prikazano na slici 6.34 (b).



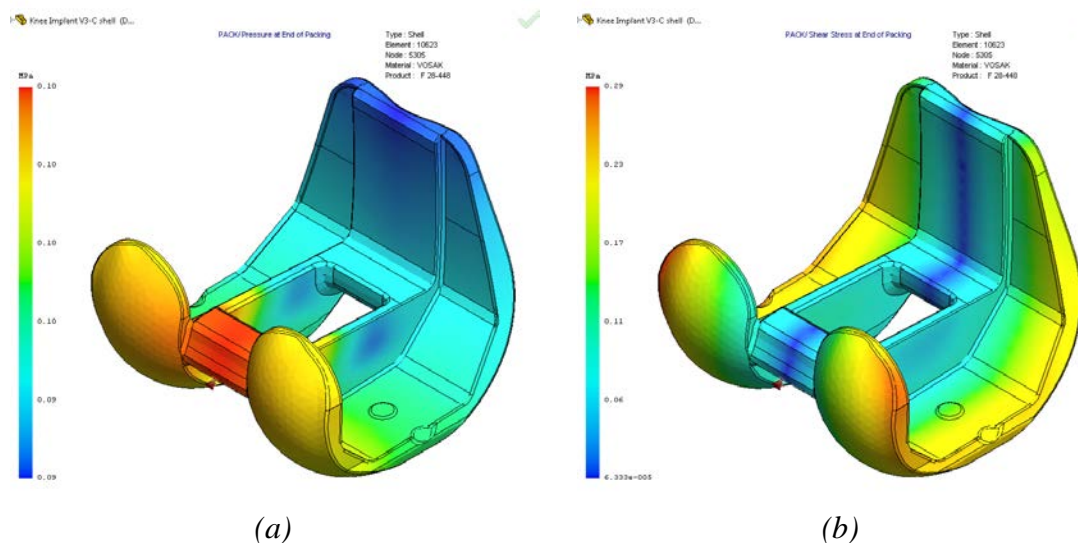
Slika 6.34. Vazdušni uključci i linije spajanja (a) i ulegnuća (b)

Rezultati simulacije prikazani na slici 6.35 (a) takođe ukazuju da je napredovanje fronta toka ($62,85^{\circ}\text{C}$ – $63,15^{\circ}\text{C}$) usko povezano sa temperaturom brizganja i pritiskom. Temperatura fronta toka je raspodela temperature u regionima do kojih je front stigao. Na slici 6.35 (b) vektorima brzina prikazano je kretanje voska u kalupnoj šupljini.



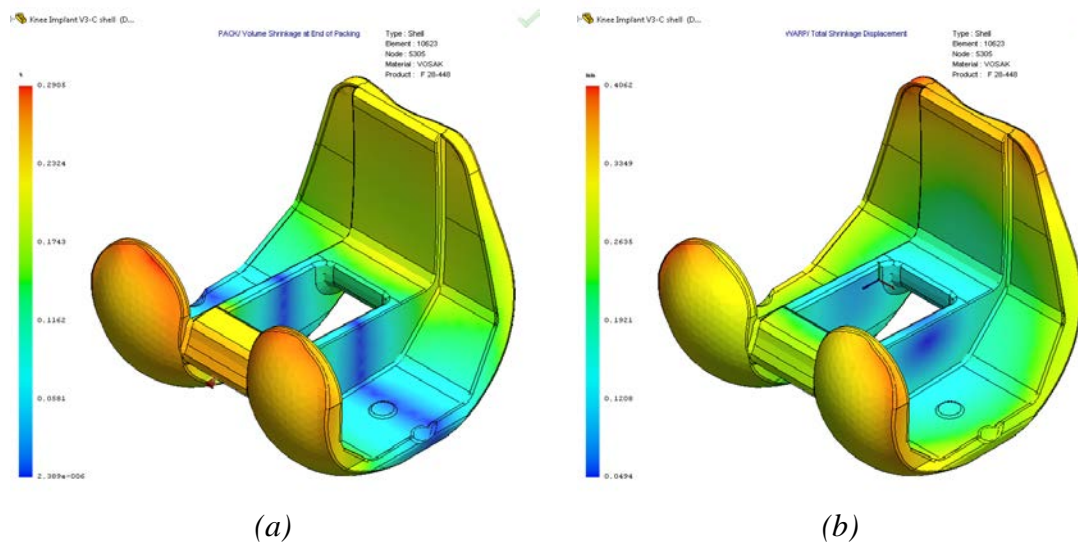
Slika 6.35. Temperatura fronta toka i vektori brzina molekula voska

Na slici 6.36 (a) prikazana je analiza pritiska na kraju punjenja i kao što se može uočiti pritisak se kreće u rasponu od 0,09 do 0,1 MPa. Smicajni napon na kraju punjenja ne prelazi 0,29 MPa, slika 6.36(b).



Slika 6.36. Analiza pritiska (a) i smicajnog napona (b) na kraju punjenja

Analiza zapreminskog skupljanja modela nakon očvršćavanja na slici 6.37 pokazuje da vrednost zapreminskog skupljanja ne prelazi 0,3%, odnosno maksimalne vrednosti odstupanja iznose 0,4062 mm.

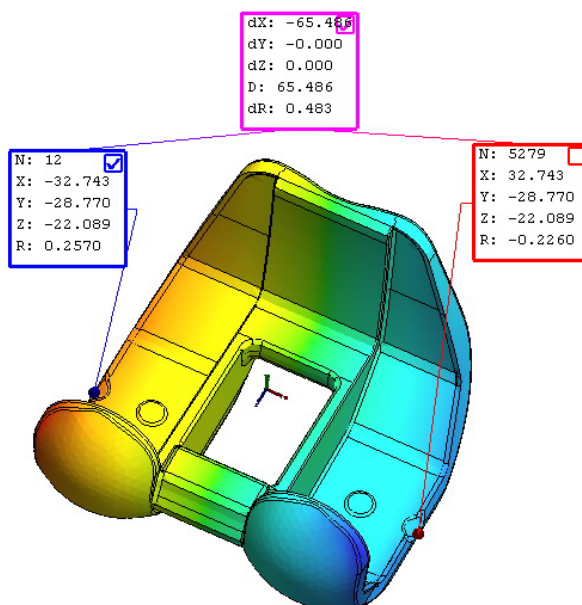


Slika 6.37. Analiza zapreminskog skupljanja (a) i odstupanja usled skupljanja (b)

Na slici 6.38 prikazana je analiza skupljanja i vitoperenja modela nakon očvršćavanja za dve krajnje tačke (plava i crvena) u pravcu X-ose.

U plavom prozoru „R“ predstavlja pomeranje plave tačke u pozitivnom smeru X-ose (nadesno) za 0,2570 mm. U crvenom prozoru „R“ predstavlja pomeranje crvene tačke u negativnom smeru X-ose (nalevo) za -0,2260 mm. U središnjem prozoru „D“

predstavlja početno rastojanje na CAD modelu i ono iznosi 65,486 mm, dok je „dR“ razlika vrednosti rastojanja pre i posle simulacije i ona iznosi 0,483 mm.



Slika 6.38. Analiza skupljanja i vitoperenja modela za dve tačke

Rastojanje nakon ubrizgavanja izračunato računarskom simulacijom između plave i crvene tačke iznosi:

$$D - dR = 65,486 - 0,483 = 65,003 \text{ mm} \quad (6.1)$$

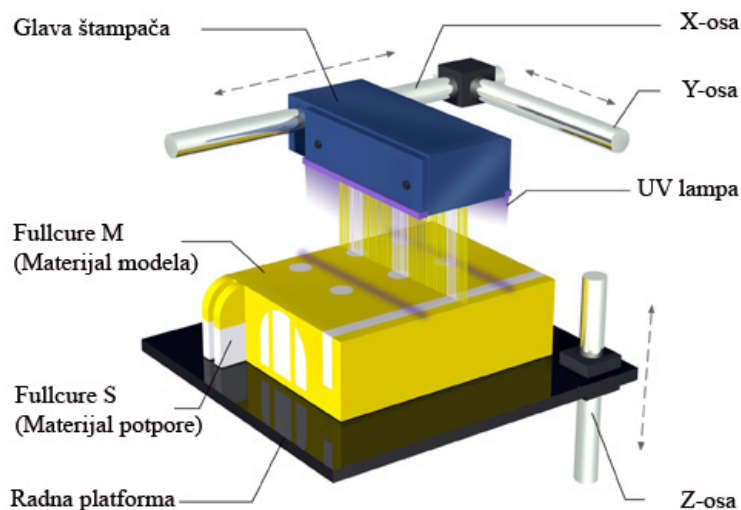
6.5. Potencijalne tehnologije za izradu AM modela implantata kolena i kuka

Uzimajući u obzir mogućnosti različitih aditivnih proizvodnih tehnologija naspram kompleksnosti geometrije implantata, dostupnosti komercijalnih sistema i materijala koje je moguće primeniti u postupku preciznog livenja, kao i velikog broja drugih parametara procesa, izbor AM tehnologija se sveo na četiri potencijalne tehnologije i sistema:

1. **PolyJet sistem Objet30**, Centar za numeričku simulaciju i digitalnu/brzu izradu prototipova, Fakultet za inženjerstvo i menadžment, Univerzitet „Eftimie Murfu” Rešica, Rumunija, <http://www.csnp.roedu.ro>,
2. **Selective Laser Sintering (SLS) sistem EOSFormiga P100**, Laboratorija „3D Impuls”, Fakultet za mašinstvo i građevinarstvo, Kraljevo, Univerzitet u Kragujevcu, <http://www.3dimpuls.com>,
3. **3D Printing (3DP) sistem Spectrum Z510**, 3D Svet, Beograd, <http://www.3dsvet.rs> i
4. **Fused Deposition Modeling (FDM) sistem Stratasys Prodigy Plus**, Laboratorija za Rapid Prototyping, Mašinski fakultet, Češki tehnički Univerzitet u Pragu, Republika Češka, <http://www.biomechanika.cz/departments/21>.

6.5.1. PolyJet sistem Objet30

Tehnologija PolyJet je ranije detaljno objašnjena u poglavlju 5.1.2. Važno je istaći da se u ovom tehnološkom postupku koristi fotopolimer koji polimerizuje pomoću UV lampe i koji se nanosi pomoću inkjet mlaznica. Na slici 6.39 prikazan je PolyJet proces štampanja.



Slika 6.39. PolyJet proces štampanja

Za potrebe ovog istraživanja na raspolaganju je bio Objet30 Desktop sistem (slika 6.40), koji ima širok spektar primene i čije se karakteristike mogu videti u tabeli 6.9. Ovaj sistem instaliran je u prostorijama Centra za numeričku simulaciju i digitalnu/brzu izradu prototipova, Univerziteta „Eftimie Murgu” Rešica, Rumunija.



Slika 6.40. PolyJet 3D štampač Objet30

Najvažniji parametri 3D štampača	Vrednosti
Veličina radne platforme (Š x D x V)	300 x 200 x 150 mm
Maksimalne dimenzije modela koji se može izraditi (X x Y x Z)	294 x 192,7 x 148,6 mm
Debljina sloja	0,028 mm
Vrsta materijala	tečni fotopolimeri
Pomoćna konstrukcija	nepotrebna
Rezolucija	X-osa: 600 dpi, Y-osa: 600 dpi, Z-osa: 900 dpi
Tačnost (varira u zavisnosti od geometrije, veličine i orijentacije modela)	0,1 mm
Glava štampača	2 glave
Dimenzije štampača	825 x 620 x 590 mm
Težina štampača	93 kg
Kertridži za materijal	4 x 1 kg
Operativni sistem	MS Windows
Softver	Objet Studio
Format ulaznih fajlova	STL i SLC

Tabela 6.8. Osnovne tehničke karakteristike 3D štampača Objet30 [114]

Materijali primenljivi za PolyJet sistem Objet 30

Karakteristike PolyJet FullCure (FC) materijala primenljivih za izradu modela ortopedskih implantata na Objet 30 sistemu, date su tabeli 6.9.

Materijal	VeroWhite FC830	VeroBlack FC870	VeroGrey FC850
Zatezna čvrstoća (ASTM D638-03) [MPa]	50	51	60
Modul elastičnosti (ASTM D638-04) [MPa]	2495	2192	3000
Izduženje pri lomu (ASTM D638-05) [%]	20	18	15
Tvrdoća po Šoru (Shore D skala)	83	83	86
Tvrdoća po Rokvelu (Skala M)	81	81	49
Savojna čvrstoća (ASTM D790-03) [MPa]	75	80	95
Modul savitljivosti (ASTM D790-04) [MPa]	2137	2276	300
Temperatura toplotne distorzije, [°C] pri 0,45 [MPa] (ASTM D648-06) [°C]	43	47	49
Temperatura toplotne distorzije, [°C] pri 1,82 [MPa] (ASTM D648-07) [°C]	40	43	47
Otpornost na udar po Izodu (ASTM D256-06) [J/m]	24	24	25
Apsorpcija vode (ASTM D570-98) 24 h [%]	1,15	1	1,1
Temperatura prelaska u staklasto stanje (ASTM DMA E") [°C]	58	63	56
Sadržaj pepela (ASTM USP281) [%]	<0,3	0,005	0,3

Tabela 6.9. Karakteristike PolyJet FullCure materijala [115]

Kao pomoćni materijal primenjuje se FullCure705 Support, ne-toksični fotopolimer u obliku gela, koji se jednostavno uklanja Objet Waterjet sistemom za ispiranje. Ovaj sistem prikazan je na slici 6.41 i sastavni je deo konfiguracije štampača. Sistem WaterJet koristi vodu pod pritiskom za uklanjanje pomoćnog materijala.



Slika 6.41. ObjetWaterJet sistem

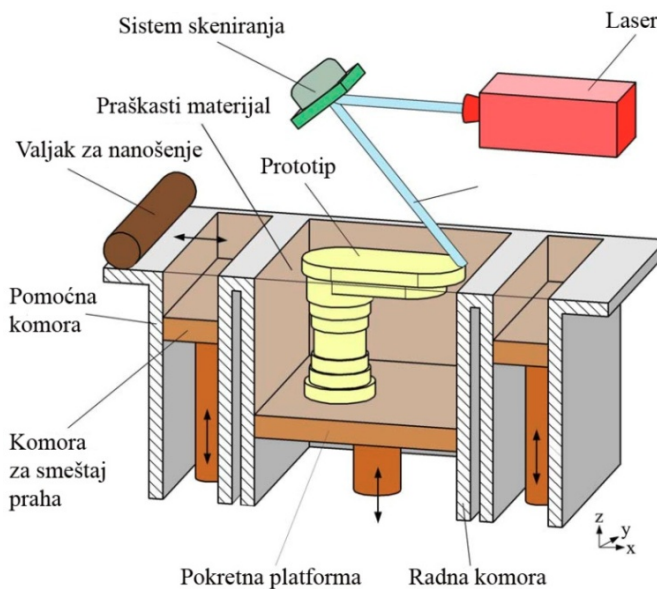
Softver Objet Studio

Kontrola rada Objet30 3D štampača obavlja se pomoću softvera Objet Studio, koji omogućava kreiranje izvršnog fajla za štampanje 3D modela. U ovom softveru postoji opcija automatskog pretvaranja STL i SLC fajlova iz 3D CAD paketa u 3D model ravanskih poprečnih preseka za osnovni i pomoćni materijal. Objet Studio omogućava automatsku orijentaciju delova, optimizaciju rasporeda modela na platformi, simulaciju procesa i informaciju o utrošku materijala i vremenu štampanja. Softver Objet Studio pruža sledeće dodatne funkcije [74]:

- Podelu objekata – izrada objekata većih od veličine platforme vrši se podelom na manje objekte. Ova funkcija omogućava štampanje određenih delova modela,
- Odabir čvrstoće potpore – pri izradi modela pomoćni materijal popunjava šupljine i prazan prostor. Objet Studio omogućava podešavanje čvrstoće potporne strukture formirane pomoćnim materijalom. Ovo podešavanje je pogodno kod proizvodnje velikih i masivnih modela, ali i kod malih modela sa sitnim detaljima i
- „Smartcast” – popuna modela pomoćnim materijalom. Modeli koji se formiraju na platformi iz STL fajlova su „solid” modeli. To znači da će prilikom štampanja model biti kompletno popunjen osnovnim materijalom. Ovo je često nepotrebno a posebno kod većih objekata. Umesto toga model može biti popunjen pomoćnim materijalom, uz manje troškove. Posebno je zanimljiva ova funkcija kada se pripremaju modeli za postupak preciznog livenja, obzirom da pomoćni materijal sagoreva brže tokom procesa livenja. Objet Studio omogućava štampanje objekata na platformi sa spoljašnjim slojem od osnovnog materijala i srednjim slojem od pomoćnog materijala. Ova funkcija Objet Studio softvera zove se „Smartcast/Hollow”.

6.5.2. SLS sistem EOS Formiga P100

Tehnologija selektivnog laserskog sinterovanja je detaljno objašnjena u poglavlju 5.1.5, a generalno se može opisati kao proces izrade 3D modela pomoću lasera, aditivnom proizvodnom metodom. Trenutno postoji veoma širok raspon različitih praškastih materijala koji se mogu koristiti na istom sistemu, što je jedna od glavnih prednosti ove metode. Šematski prikaz SLS procesa dat je na slici 6.42.



Slika 6.42. Šematski prikaz SLS procesa

U komercijalnoj primeni je veliki broj SLS sistema među kojima su najistaknutiji EOS sistemi za izradu modela na bazi polimernog i metalnog paraha. Za potrebe ovog istraživanja raspoloživ je bio EOS Formiga P100 sistem u vlasništvu laboratorije „3D Impuls”, Fakultet za mašinstvo i građevinarstvo, Kraljevo, Univerzitet u Kragujevcu.

Formiga P100 (slika 6.43) je sistem projektovan za rad sa praškastim polimernim materijalima u maloserijskoj proizvodnji i izradi funkcionalnih prototipova.



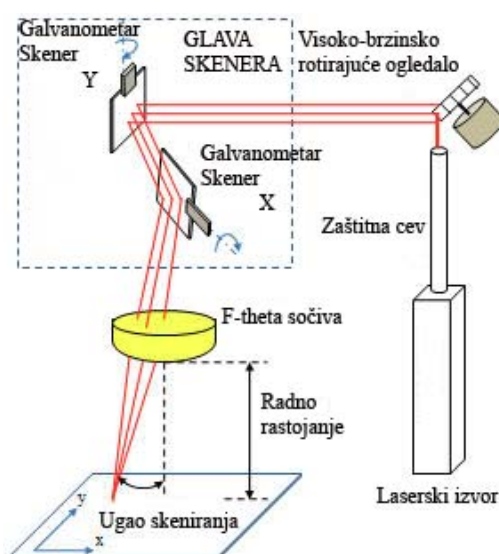
Slika 6.43. SLS sistem Formiga P100

U tabeli 6.10 prikazane su osnovne tehničke karakteristike sistema Formiga P100.

Najvažniji parametri štampača	Vrednosti
Efektivna radna zapremina (X x Y x Z)	200x 250x 330 mm
Brzina štampanja u pravcu Z-ose (zavisno od materijala)	do 24 mm/h
Debljina sloja (u zavisnosti od materijala)	standardno 0,1 mm
Pomoćna konstrukcija	nepotrebna
Tip lasera	CO ₂ , 30 W
Optička preciznost	F-theta sočiva
Brzina skeniranja pri štampanju	do 5 m/s
Vrste materijala	fotopolimeri u prahu
Napajanje	16 A
Potrošnja električne energije (nominalna)	2 KW
Dimenzije štampača sa kertridžima i monitorom	1320x 1067x2204 mm
Preporučeni instalacioni prostor	3,2 x 3,5 x 3 m
Težina štampača	600 kg
Operativni sistem	MS Windows
Softver	EOS RP-Tools, PSW, EOSTATE Magics RP (Materialise)
CAD interfejs	STL, opciono konverter za druge formate

Tabela 6.10. Osnovne tehničke karakteristike sistema Formiga P100 [116]

Ono što karakteriše EOS mašine je laserski sistem koji koristi visoko-brzinsko rotirajuće ogledalo za izmenu pravca laserskog snopa u cilju dostizanja glave skenera (slika 6.44).



Slika 6.44. Laserski optički sistem EOS na FORMIGA P100 mašini [97]

Karakteristike EOS laserskog optičkog sistema na ovoj mašini su [97]:

- Nominalna snaga: 30 W,
- Talasna dužina lasera: 10,2 do 10,8 μm ,
- Prečnik fokusa snopa: 0,40 mm,
- F-theta sočiva, fokalna dužina: 440 mm,
- Visokobrznsko rotirajuće ogledalo; sistem deflekcije sa preciznim galvanometarskim skenerom (sa temperaturnom kompenzacijom), integrisana servo elektronika i elektronski interfejs, digitalna transmisija podataka od kontrolera, digitalni procesor signala i
- Brzina laserskog snopa: maksimalno 5 m/s.

Materijali primenljivi za EOS sistem Formiga P100

Na sistemu Formiga P100 mogu se proizvoditi delovi od:

- Polimernih materijala na bazi poliamida,
- Polimernih materijala na bazi polistirena,
- Polimernih materijala sa dodatkom metalnih čestica i
- Kompozitnih materijala sa polimernom matricom ojačanom staklenim vlaknima.

Proizvođačke oznake materijala koji se koriste na Formiga P100 sistemu su: PA 2200, PA 3200 GF, PA 2201, Alumide, PrimePart Plus (PA2221), PrimeCast 101.

Za potrebe ovog istraživanja na raspolaganju je bio materijal PA 2200 beli prah na bazi poliamida 12. Ovaj poliamid je multiprimenljiv materijal sa dobro izbalansiranim osobinama. Posедуje veliku jačinu i krutost, dobru hemijsku otpornost, odlično dugoročno konstantno ponašanje, visoku rezoluciju detalja, kao i različite mogućnosti završne obrade (npr. metalizacija, bojenje, itd.). Takođe je visoko biokompatibilan prema standardu EN ISO 10993-1. Omogućava proizvodnju potpuno funkcionalnih prototipova sa dobrim mehaničkim i termičkim karakteristikama.

Poliamid PA 2200 je termoplastični semi-kristalni polimer sa širokom primenom u brzom proizvodnji u obliku recikliranog praha. Generalno, semi-kristalni polimeri se primenjuju u proizvodnji delova sa nešto manjom dimenzionalnom tačnošću, rezolucijom detalja i površinskom hrapavošću u odnosu na amorfne polimere. U toku solidifikacije, skupljanjem semi-kristalnih polimera postiže se prihvatljiva rezolucija i površinska hrapavost delova proizvedenih od poliamida PA 2200.

PrimeCast 101, sivi prah na bazi polistirena, je zbog svoje odlične dimenzione tačnosti i niske tačke topljenja prilagođen specijalno za precizno livenje. Odlikuju ga nizak ostatak pepela, veoma visok kvalitet površinske hrapavosti i mogućnost primene kao master modela. Primenjuje se kao topljivi model za precizno livenje pošto je nakon infiltracije epoksi smolama pogodan za vakuumsko livenje i livenje u keramičkim školjkama. Materijal je optimizovan za minimalni ostatak pepela posle pregorevanja i on iznosi 0,002%.

U tabeli 6.11 prikazane su karakteristike EOS materijala PA 2200 i PrimeCast 101.

Materijal	PA 2200	PrimeCast 101
Tip materijala	poliamidni prah	polistirenski prah
Gustina (lasersko sinterovanje) [g/cm ³]	0,93	0,77
Zatezna čvrstoća (ISO 527-1/-2) [MPa]	48	5,5
Modul elastičnosti (ISO 527-1/-2) [MPa]	1750	1600
Izduženje pri lomu (ISO 527-1/-2) [%]	18	0,4
Žilavost (ISO 179/1eU) [kJ/m ²]	4,8	-
Tvrdoća (Shore D skala)	75	-
Temperatura topljenja [°C]	176	-
Temperatura prelaska u staklasto stanje [°C]	58,0	105

Tabela 6.11. Karakteristike materijala PA 2200 i PrimeCast 101 [117]

Dimenziona tačnost delova izrađenih SLS tehnologijom zavisi od mnogih faktora [28], [97]:

- Temperatura procesa: ponekad dolazi do stvaranja viška materijala u gornjim slojevima dela što rezultira manjom tačnošću u pravcu Z-ose,
- Debljina slojeva: zavisi od materijala (zavisi od hemijskog sastava praha i veličine zrna); manja debljina sloja rezultuje većom tačnošću,
- Veličina dela: veći prototipovi imaju veća dimenziona odstupanja,
- Pozicija dela na radnoj platformi: veće greške javljaju se kod delova pozicioniranih u centralnom delu zbog većeg prenosa toplota sa susednih delova,
- Strategija skeniranja: odabira se u zavisnosti od mehaničkih i dimenzionih zahteva dela koji se proizvodi,
- Parametri izlaganja: različiti su za konture, ivice i unutrašnje površine dela,
- Hlađenje i protok vazduha unutar formiranih slojeva: mašina se mora ohladiti polako u roku od nekoliko sati kako bi se omogućilo optimalno skupljanje,
- Laserski sistem skeniranja – snaga lasera, laserski snop, brzina laserskog snopa, prečnik laserskog snopa i rezolucija galvanometra: moraju se pravilno podesiti kako bi se dobio očekivani kvalitet prototipa i
- Faktori skaliranja u X, Y, i Z pravcima (kompenzacija skupljanja): geometrija modela mora se promeniti u skladu sa primenjenim faktorima skaliranja kako bi se kompenzovalo skupljanje modela što zavisi od geometrije dela i orijentacije.

Veliki broj grešaka koje se javljaju u toku procesa štampanja prototipa su sistematske i mogu se kompenzovati. Naravno, postoje i nepredviđene greške koje se ne mogu jednostavno kompenzovati. Kada se zahteva visoka dimenziona tačnost dela potrebno je izvršiti ponavljanje procesa štampanja sa istim parametrima procesa, ali sa korektivnim faktorom skaliranja kako bi se unapredila dimenziona tačnost. Ova procedura zahteva vreme i dodatne troškove.

Softveri za sistem Formiga P100 – Magics RP, EOS RP Tools, PSW i EOSTATE

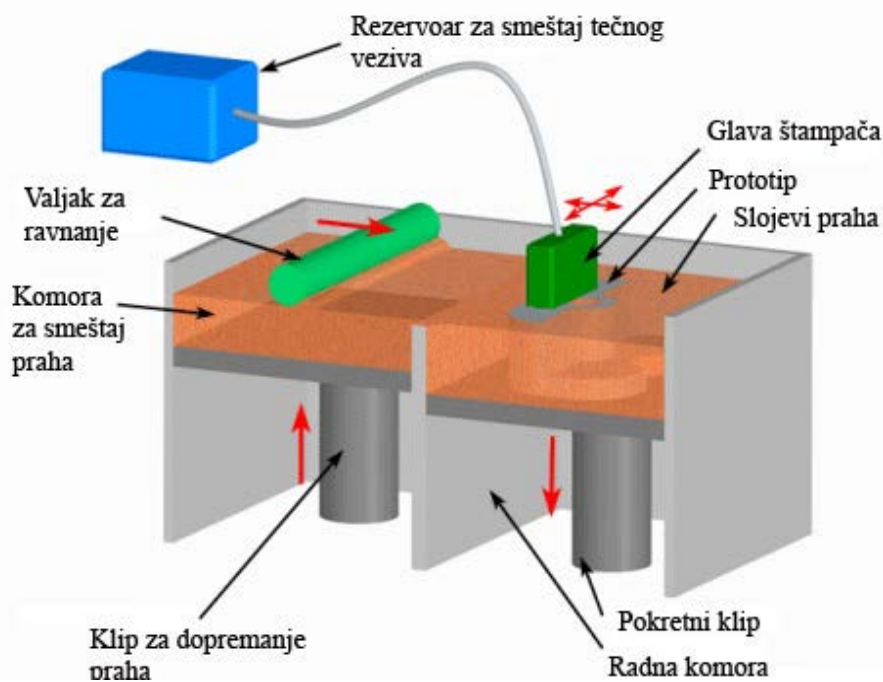
Preduslov za uspešno realizovan proces laserskog sinterovanja je priprema i kontrola CAD podataka. Orijehtacija i pozicioniranje delova obavlja se u softveru Magics RP (Materialise, Belgija). Magics RP je softver sa integrisanim STL editorom za pripremu CAD podataka za aditivnu proizvodnju. Podaci o ravanskim poprečnim preseccima pretvaraju se u podatke o slojevima u BuildProcessor-u kojim raspolaže Magics RP.

EOS RP Tools slično kao i Magics RP pretvara CAD podatke u STL ili CLI format u fazi pripreme procesa sinterovanja. Takođe poseduje mogućnost generisanja podataka o slojevima. U cilju što jednostavnijeg rada u ovom softveru se nalazi fajl „default.par” sa prethodno definisanim setovima standardnih parametara.

U softveru PSW se STL podaci kombinuju, edituju i čuvaju. Putem ovog softvera zadaju se izvršne komande, podaci o materijalu i parametrima procesa. Softver EOSTATE spada u grupu Computer Aided Quality (CAQ) alata i njime se osigurava kvalitet u procesu sinterovanja. Koristi se za proveru statusa i nadzor procesa laserskog sinterovanja, kao i za pravljenje izveštaja. Poseduje mogućnost istovremenog praćenja više povezanih sistema i evaluacije prikupljenih podataka.

6.5.3. 3DP sistem Spectrum Z510

Kao što je ranije već objašnjeno u poglavlju 5.1.3 proces 3D Printing (3DP) bazira se na inkjet mlaznicama, pomoću kojih se na praškasti materijal nanosi tečno vezivo koje ga povezuje. Proces važi za brz i precizan i pomoću njega se izrađuju modeli koji se koriste za verifikaciju koncepta ili izradu kalupa i polaznih modela za različite postupke livenja. Šematski prikaz 3D Printing procesa dat je na slici 6.45.



Slika 6.45. Šematski prikaz 3D Printing procesa

Za potrebe eksperimentalnog dela istraživanja bio je dostupan sistem Spectrum Z510 (slika 6.46) u vlasništvu kompanije 3D Svet, Beograd. Spectrum Z510 je svojevremeno bio najbolji kolor štampač u klasi sistema za najzahtevniju primenu, a od 2012. godine zamenjen je novijim sistemom ProJet 460.



Slika 6.46. Sistem Spectrum Z510

U tabeli 6.12 prikazane su osnovne tehničke karakteristike sistema Spectrum Z510.

Dimenzije štampača (D x Š x V)	1880x 740x 1450 mm
Težina štampača	340 kg
Maksimalna veličina izrade (X x Y x Z)	254 x 381x 203 mm
Debljina sloja (prilagodljiva)	0,089 – 0,102 mm
Brzina izrade	2 - 4 sloja u minuti
Rezolucija	600 dpi x 540 dpi
Vrste materijala	visokokvalitetni kompoziti u prahu
Operativni sistem	MS Windows
Softver	Z Print

Tabela 6.12. Osnovne tehničke karakteristike sistema Spectrum Z510 [118]

Materijali primenljivi za sistem Spectrum Z510

Obzirom da u sastav visokokvalitetnih kompozita u prahu koji se koriste u 3DP procesima ulaze i infiltranti, mehaničke karakteristike gotovih infiltriranih delova zavise od primenjenog metoda infiltracije. Materijali za infiltraciju su na osnovu područja primene podeljeni u dve grupe od kojih je prva za infiltraciju konceptualnih modela a druga za infiltraciju funkcionalnih modela. Prvu grupu infiltranata za konceptualne modele čine ColorBond i Water Cure. Drugu grupu infiltranata za funkcionalne modele čini StrengthMax. Mehaničke karakteristike gotovih infiltriranih delova zavise od primenjenog metoda infiltracije.

U tabeli 6.13 prikazane su mehaničke karakteristike materijala zp151, novi naziv VisiJet PXL, koji je infiltriran različitim metodama.

Infiltrant	Salt Water Cure	ColorBond	StrengthMax
Zatezna čvrstoća (ASTM D638) [MPa]	2,38	14,2	26,4
Iduženje pri lomu (ASTM D638) [%]	0,04	0,23	0,21
Modul elastičnosti (ASTM D638) [MPa]	12,855	9,450	12,56
Savojna čvrstoća (ASTM D790) [MPa]	13,1	31,1	44,1
Modul savijanja (ASTM D790) [MPa]	6,355	7,163	10,68

Tabela 6.13. Mehaničke karakteristike infiltriranog materijala zp151 [119]

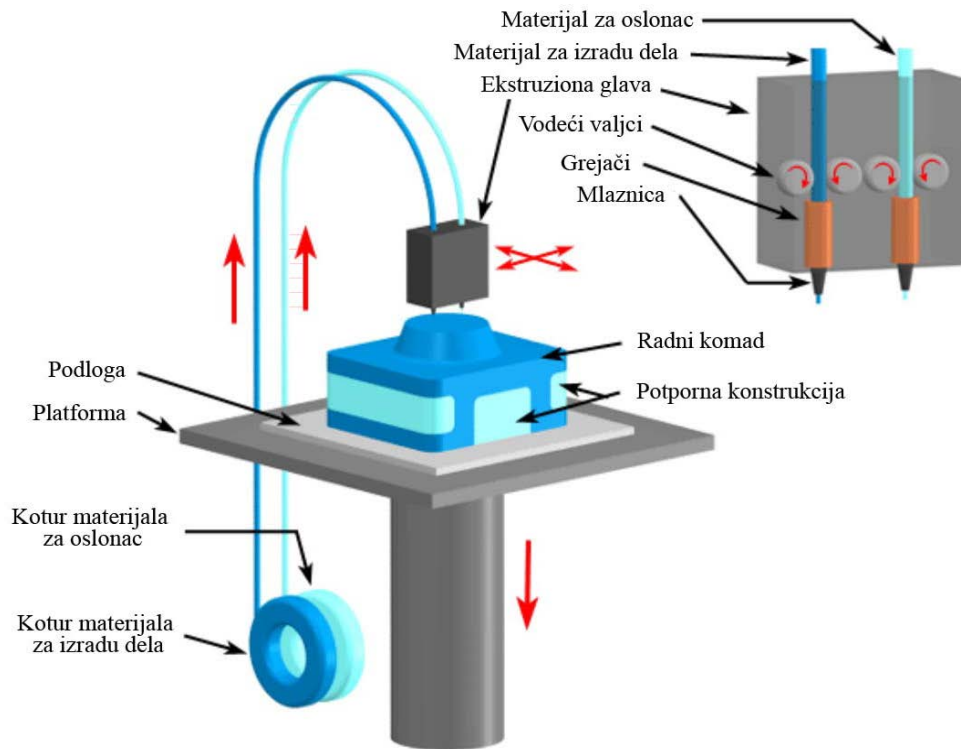
Materijal za precizno livenje zp 14 projektovan je za brzu izradu delova koji se mogu potapati u vosak u cilju dobijanja topljivih modela za precizno livenje. Materijal predstavlja mešavinu celuloze, specijalnih vlakana i drugih aditiva čijom kombinacijom dobijamo tačne delove sa maksimalnom apsorpcijom voska i minimalnim ostatkom pepela pri sagorevanju. Precizno livenje primenom zp 14 materijala čini štampanje modela koji se zatim infiltrira voskom. Posle infiltracije model se oblaže keramičkom suspenzijom i tako stvara kalup. Sagorevanjem u peći žrtvuje se polazni model.

Softver ZPrint

ZPrint je softver za pripremu i optimizaciju radne površine. Softver obuhvata pravljenje rasporeda delova (pakovanje) pri izradi prototipova u cilju postizanja maksimalne brzine izrade. Najmanja dimenzija delova raspoređuje se u pravcu Z-ose (vertikalno). Delovi su najčvršći u pravcu Y-ose i X-ose a najslabiji u pravcu Z-ose. Razlog ovome je da se ravanski poprečni preseki štampaju u kontinualnim trakama u pravcu Y-ose ili „brze” ose, upravo na X-osu ili „sporu” osu dok je laminacija slojeva u pravcu Z-ose.

6.5.4. FDM sistem Stratasys Prodigy Plus

Tehnologija FDM primenjuje metod istiskivanja i deponovanja termoplastičnog materijala u slojevima, za izradu 3D modela. Razvojem ove tehnologije njeno učešće na tržištu se znatno povećalo, tako da se prema nekim izvorima procenjuje da na ukupnom tržištu AM sistema FDM zauzima više od 50%. Na slici 6.47 dat je šematski prikaz FDM procesa.



Slika 6.47. Šematski prikaz FDM procesa

Za potrebe istraživanja dostupan je bio FDM sistem Stratasys Prodigy Plus (slika 6.48) u vlasništvu laboratorije za Rapid Prototyping, Mašinski fakultet, Češki tehnički Univerzitet u Pragu, Republika Češka.



Slika 6.48. FDM sistem Stratasys Prodigy Plus

U tabeli 6.14 prikazane su tehničke karakteristike sistema Stratasys Prodigy Plus.

Maksimalna veličina izrade (X x Y x Z)	203 x 203 x 305 mm
Tačnost	±0,127 mm
Debljina sloja (varijabilna)	„fina” – 0,178 mm „standardna” – 0,254 mm „gruba” – 0,33 mm
Vrste materijala	ABS polimeri u beloj, plavoj, žutoj, crnoj, crvenoj ili zelenoj boji
Magacin materijala	jedan kertridž sa 950 cm ³ ABS materijalom i jedan kertridž sa 950 cm ³ rastvorljivog pomoćnog materijala
Dimenzije štampača (D x Š x V)	864 x 686 x 1041 mm
Težina štampača	128 kg
Softver	Stratasys Insight software
Tip ulaznog fajla	STL
Napajanje energijom	110-120 VAC, 60 Hz, 15 A ili 220-240 VAC, 50/60 Hz, 7 A

Tabela 6.14. Osnovne tehničke karakteristike sistema Stratasys Prodigy Plus [120]

Materijal dostupan u istraživanju je ABS i njegove karakteristike su prikazane u tabeli 6.15. Materijal ABS je postojanih dimenzija sa dobrom abrazivnom i hemijskom otpornošću i dobrom čvrstoćom. Svi FDM sistemi koriste ABS plastiku, a gotovo 90% svih FDM prototipova formirano je u toj plastici.

Karakteristike	ABS
Zatezna čvrstoća (ASTM D638) [MPa]	22
Modul elastičnosti (ASTM D638) [MPa]	1027
Jedinično prekidno izduženje (ASTM D638) [%]	6
Udarna žilavost po Izodu [J/m]	107
Tvrdoća po Rokvelu	105
Temperatura prelaska u staklasto stanje [°C]	104
Temperatura toplotne distorzije pri 0,45 [MPa] (ASTM D648) [°C]	90
Temperatura toplotne distorzije pri 1,82 [MPa] (ASTM D648) [°C]	76

Tabela 6.15. Karakteristike materijala ABS [121]

Softver Stratasys Insight

Priprema FDM modela za štampu realizuje se u softveru Stratasys Insight, koji poseduje opcije automatskog isecanja, generisanja potporne konstrukcije i putanje nanošenja materijala. Pored opcije zadržavanja automatski generisanih parametara, moguće je primeniti korisnički definisane parametre sa ciljem kontrolisanja izgleda, čvrstoće i tačnosti delova kao i vremena i troškova izrade delova FDM procesom.

6.6. Izrada ortopedskih implantata kolena i kuka izabranim aditivnim proizvodnim tehnologijama

U ovom delu istraživanja izrađeni su AM modeli implantata kolena i kuka i prezentacioni modeli kostiju izabranim AM procesima, sistemima i materijalima. Ovako dobijeni modeli mogu se primeniti kao polazna tačka u procesu proizvodnje topljivih modela za postupak preciznog livenja.

Obzirom da su u pitanju četiri različite AM tehnologije, eksperimentalni deo istraživanja realizovan je na sledećim AM sistemima: PolyJet sistem Objet30, SLS sistem EOS Formiga P100, 3DP sistem Spectrum Z510 i FDM sistem Stratasys Prodigy Plus.

6.6.1. Izrada ortopedskih implantata kolena i kuka PolyJet tehnologijom

Tehnologijom PolyJet izrađeni su sledeći implantati kolena i kuka:

- Dva modela standardnog implantata kolena, materijal VeroBlack,
- Dva modela prilagođenog implantata kolena, materijal VeroBlack,
- Dva modela parcijalne cementne proteze kuka Ostin Mur, materijal VeroGrey i
- Dva modela modularne proteze kuka, materijal VeroBlack.

Takođe su izrađeni i prezentacioni modeli butne kosti:

- Jedan model femura, materijal VeroBlack i
- Jedan model distalnog dela femura, materijal VeroBlack.

U poglavlju 5.1.2 već je rečeno da u PolyJet sistemima dolazi do očvršćavanja istisnutih slojeva fotopolimera pod dejstvom UV lampe. Sistem Objet 30 poseduje četiri kertridža od kojih su dva za materijal modela (osnovni materijal) dok su druga dva za materijal potpore (pomoćni materijal). Mali valjak koji se nalazi u glavi štampača vrši poravnanje slojeva istisnutih čestica i tako priprema ujednačenu podlogu za sledeći sloj. Kako bi se obezbedila stabilna struktura i veza između istisnutih čestica izrađeni delovi se kompletno oblažu pomoćnim materijalom. Čak se i najviši slojevi oblažu pomoćnim materijalom kako bi se obezbedila ujednačenost glatkosti površine, ovo je tzv. „matte finish” odnosno mat završna obrada. Suprotno tome postoji mogućnost da se odabere opcija „glossy finish” odnosno polirana završna obrada.

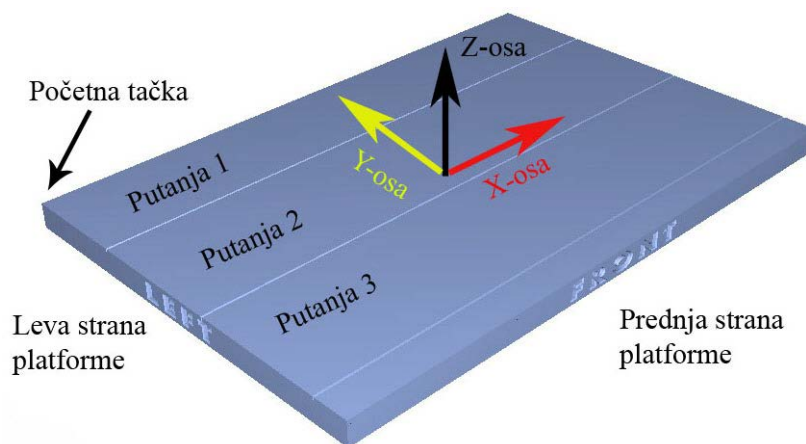
Tokom štampanja glava štampača se kreće u pravcu X-ose noseći materijal u dva smera nadesno od početne tačke i nazad (što čini jedan pun prolaz). Istiskivanje materijala odvija se samo u prvom smeru dok se u drugom smeru glava štampača vraća u početni položaj čekajući da nanešeni sloj očvrstne. Nakon završenog punog prolaza glava štampača kreće se u pravcu Y-ose radne platforme. Širina svakog prolaza definisana je širinom glave štampača.

Međuprolazno kretanje glave štampača je usko grlo PolyJet procesa i zbog toga se u softveru Objet Studio vrši automatska orijentacija pri kojoj se najveća dimenzija dela mora postaviti u pravcu X-ose, blizu početne tačke platforme. Orijehtacija delova na konstrukcijskoj platformi u direktnoj je relaciji sa brzinom i efikasnošću proizvodnje 3D štampača, gde i koliko će se utrošiti pomoćnog materijala, kao i da li će model imati mat ili poliranu površinu. Najvažnija pravila za izradu delova PolyJet procesom prikazana su u tabeli 6.16.

Pravilo	Opis	Rezultat	Obrazloženje
X-Y-Z	<ul style="list-style-type: none"> Najveća dimenzija dela mora se postaviti u pravcu X-ose, Srednja dimenzija dela mora se postaviti u pravcu Y-ose i Najmanja dimenzija dela mora se postaviti u pravcu Z-ose. 	Skraćenje vremena izrade.	<ul style="list-style-type: none"> Smanjenje broja prolaza, Smanjenje broja slojeva.
Visoko-Levo	Najviši model mora se postaviti na levoj strani platforme.	Skraćenje vremena izrade.	Skraćenje vremena kretanja glave štampača.
Uvučeno-Gore	Uvučene površine delova postavljaju se na gore.	Smanjenje troškova izrade.	Smanjenje utroška pomoćnog materijala.
Fino-Površina	Površine sa zahtevanom finom obradom postaviti na gore.	Unapređenje kvaliteta površinske hrapavosti i smanjenje troškova.	<ul style="list-style-type: none"> Unapređenje rezolucije u pravcu Z-ose i Smanjenje utroška pomoćnog materijala.

Tabela 6.16. Pravila izrade u procesu PolyJet

Na slici 6.49 prikazana je radna platforma Objeta 30 sistema sa putanjama glave štampača.



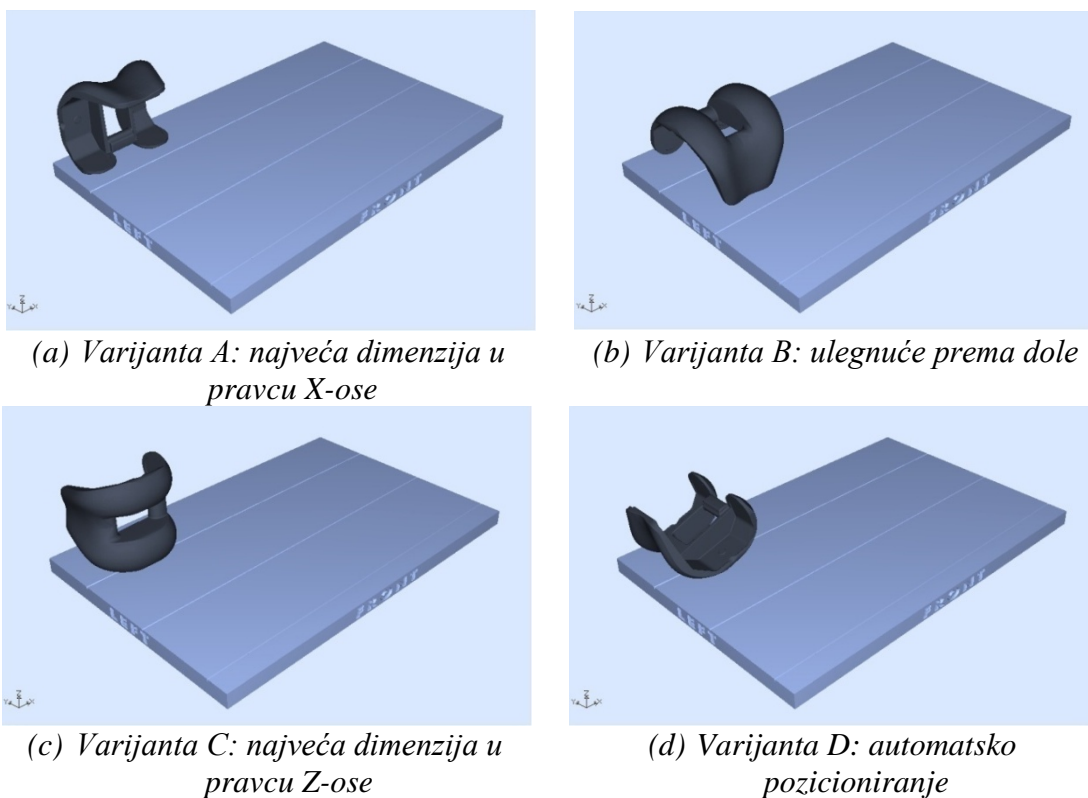
Slika 6.49. PolyJet Objeta 30 radna platforma

Izrada implantata kolena i kuka realizovana je kroz dva eksperimenta sa dva različita materijala VeroBlack i VeroGrey.

U prvom eksperimentu izrađeni su sledeći delovi: dva standardna implantata kolena, dva prilagođena implantata kolena, dva modela modularne proteze kuka i prezentacioni modeli femura i distalnog dela femura. Materijal izrade je bio VeroBlack. U okviru pripreme za izradu implantata kolena prvo je analizirana studija slučaja sa četiri varijante orijentacije dela. U varijanti A na slici 6.50 (a) najveća dimenzija je u pravcu X-ose a najmanja u pravcu Y-ose. U varijanti B na slici 6.50 (b) najveća dimenzija je u

pravcu X-ose a najmanja u pravcu Z-ose, ali je deo zarotiran za 90° oko X-ose i okrenut ulegnućem prema dole. U varijanti C na slici 6.50 (c) najmanja dimenzija je u pravcu X-ose a najveća u pravcu Z-ose. U varijanti D na slici 6.50 (d) primenjena je opcija automatske orijentacije u kojoj je najveća dimenzija dela u pravcu Y-ose a najmanja u pravcu Z-ose, ali je deo blago nagnut i okrenut ulegnućem prema gore. Kvalitet završne obrade definisan je kao mat (1) i poliran (2).

Na slici 6.50 prikazane su različite varijante orijentacije implantata na radnoj platformi.



Slika 6.50. Različite orijentacije modela implantata kolena na platformi Objet30

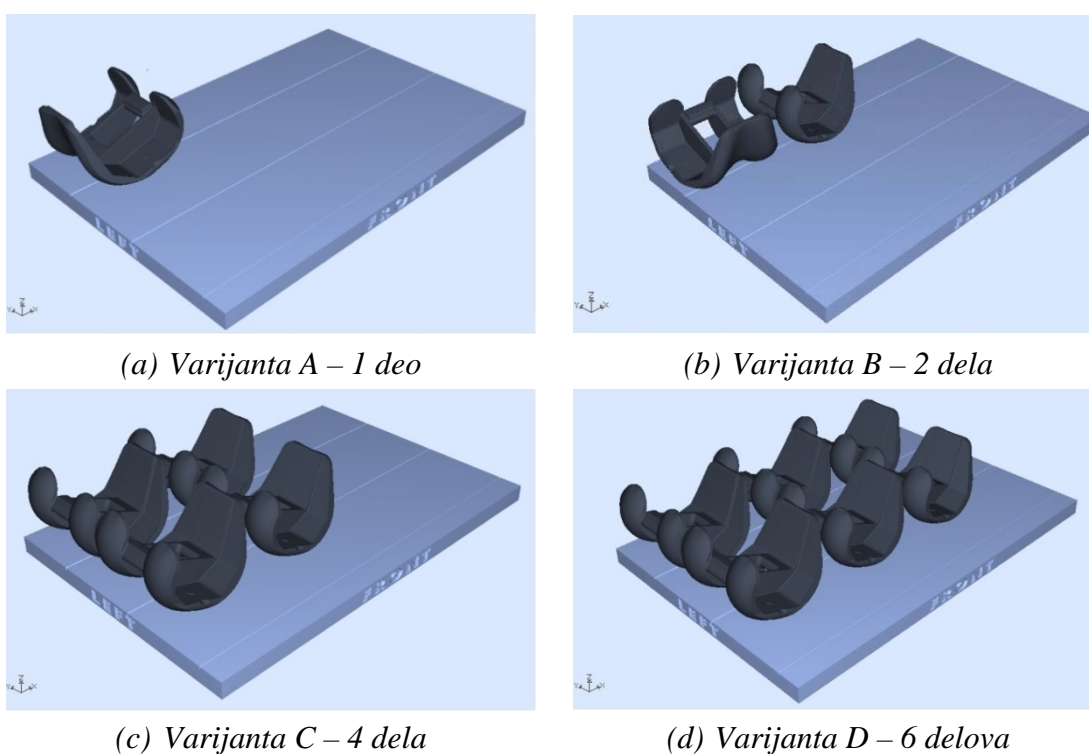
U tabeli 6.17 prikazani su rezultati analize troškova materijala i vremena izrade dobijeni softverom Objet Studio .

	Materijal modela M1	Materijal potpore M2	Ukupni troškovi materijala $T = M1 \times 0,3 \text{ €g} + M2 \times 0,15 \text{ €g}$	Vreme izrade
Varijanta A1	166 g	240 g	85,8 €	115,51%
Varijanta A2	161 g	218 g	81 €	102,85%
Varijanta B1	173 g	261 g	91,05 €	123,87%
Varijanta B2	167 g	236 g	85,5 €	118,57%
Varijanta C1	126 g	123 g	56,25 €	110,10%
Varijanta C2	121 g	101 g	51 €	107,44%
Varijanta D1	123 g	118 g	54,6 €	101,73%
Varijanta D2	117 g	94 g	49,2 €	100%

Tabela 6.17. Izračunati troškovi materijala i vremena izrade implantata kolena za prvu studiju slučaja

Iz tabele 6.17 vidi se da je najmanji utrošak materijala modela i potpore u varijanti D2 kada je zadata opcija automatskog pozicioniranja dela. U ovoj varijanti troškovi materijala su 49,2 € pri čemu je završna obrada postavljena na „polirano”. Najveći troškovi materijala su u varijanti B1 (91,5 €) gde je ulegnuće postavljeno na dole tako da je neophodno utrošiti više materijala potpore. U tabeli 6.17 nisu prikazana vremena izrade za analizirane varijante obzirom da su ovi podaci relativni i zavise od veličine i geometrije dela, ali i od prethodnih procesa izrade. Na osnovu dobijenih rezultata najkraće vreme izrade je takođe u varijanti D2 i ono je za 25% kraće od najdužeg vremena izrade u varijanti C1 gde je najveća dimenzija u pravcu Z-ose.

U drugoj studiji slučaja (slika 6.51) analizirane su četiri varijante (A, B, C i D) sa automatskom orijentacijom, ali sa različitim brojem delova: 1 deo (A), 2 dela (varijanta B), 4 dela (C) i 6 delova (D). I ovde je kvalitet završne obrade definisan je kao mat (1) i poliran (2).



Slika 6.51. Varijante sa različitim brojem modela implantata kolena

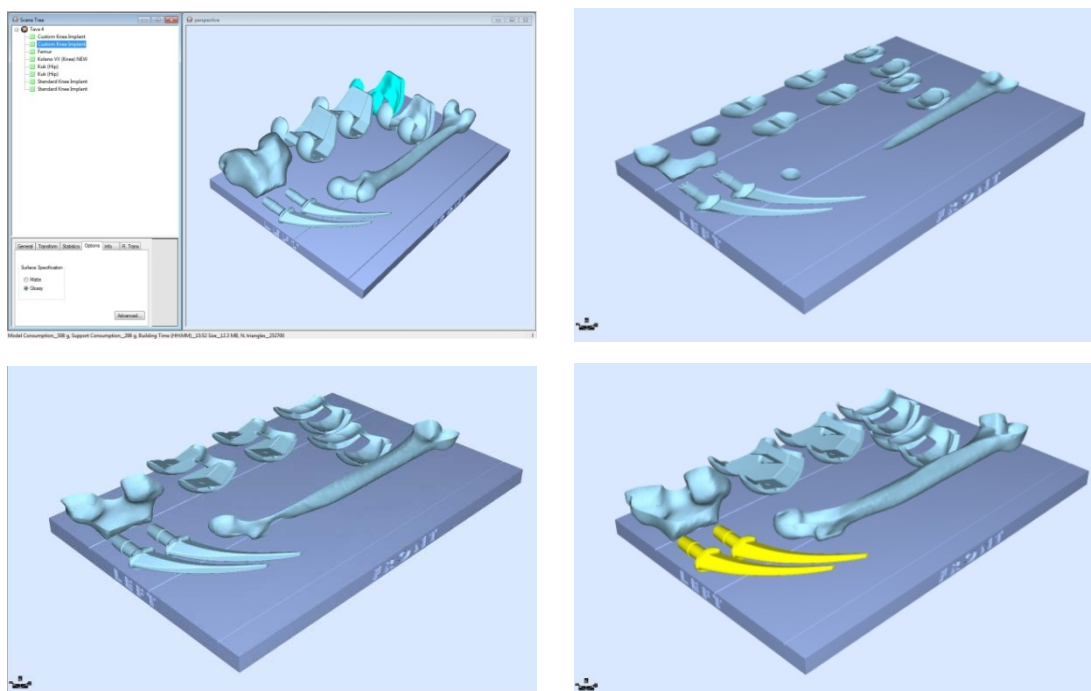
U tabeli 6.18 prikazani su rezultati analize troškova materijala i vremena izrade dobijeni softverom *Objet Studio*. Iz tabele se vidi da utrošak materijala nije proporcionalan vremenu izrade. Tako se na primer pri skoro dvostrukom povećanju od 94% ukupnog utroška materijala kod varijante B2 u odnosu na varijantu A2 vreme izrade povećava za svega 11%.

	Materijal modela M1	Materijal potpore M2	Ukupni troškovi materijala $T = M1 \times 0,3 \text{ €/g} + M2 \times 0,15 \text{ €/g}$	Vreme izrade
Varijanta A1	123 g	118 g	54,6 €	102,75%
Varijanta A2	117 g	94 g	49,2 €	100%
Varijanta B1	240 g	229 g	106,35 €	111,53%
Varijanta B2	228 g	180 g	95,4 €	111,02%
Varijanta C1	463 g	406 g	199,8 €	164,79%
Varijanta C2	452 g	358 g	189,3 €	164,18%
Varijanta D1	708 g	677 g	313,95 €	178,36%
Varijanta D2	673 g	534 g	282 €	177,44%

Tabela 6.18. Izračunati troškovi materijala i vremena izrade implantata kolena za drugu studiju slučaja

Kada je platforma spremna za štampu, upravljanje preuzima tzv. „Job Manager”, koji kreira red čekanja za spremne procese. Nakon dodele procesora napušta red i počinje da se izvršava, odnosno „Job Manager” preprocesira fajl platforme da kreira preseke, i šalje ih 3D štampaču.

Zbog efikasnosti i smanjenja troškova izrade pojedini delovi su umanjeni u razmeri 1:0,6. Na slici 6.52 prikazane su faze izrade PolyJet modela implantata i kostiju.



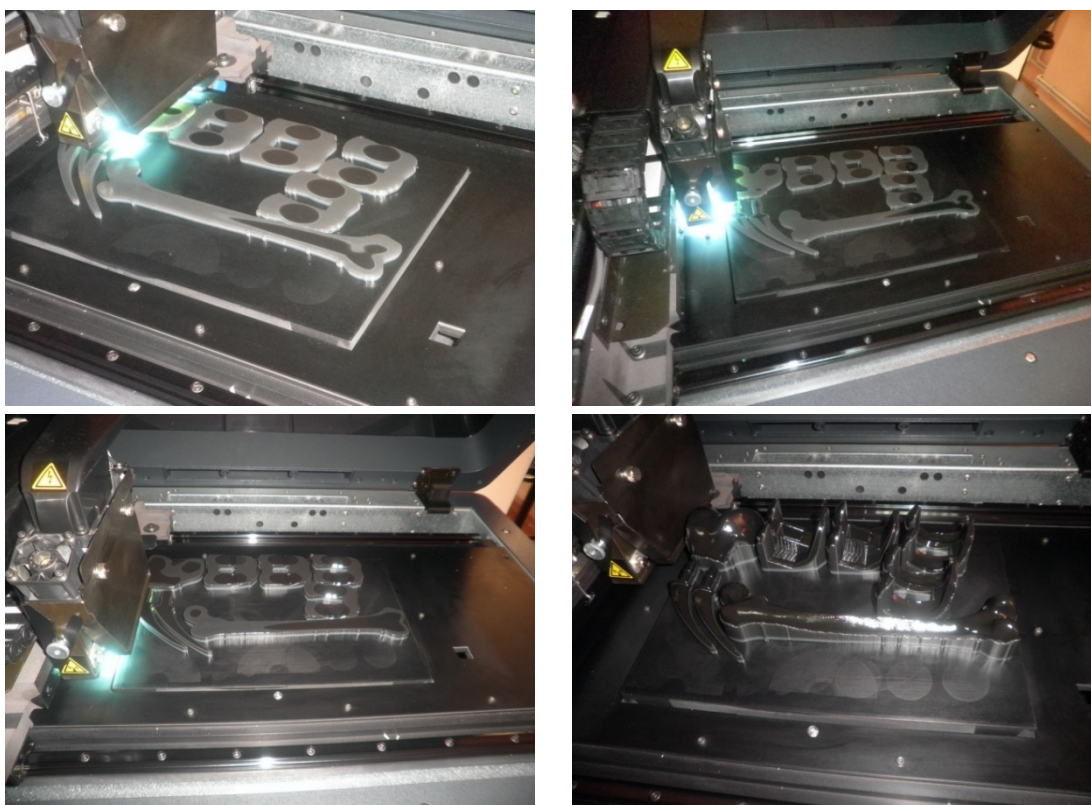
Slika 6.52. Faze procesa štampanja prikazane u Job Manager-u softvera Objet Studio

Parametri štampanja za prvi eksperiment primenom PolyJet procesa prikazani su tabeli 6.19.

Parametar	Vrednost
Materijal modela	VeroBlack
Utrošak materijala modela	512 g
Materijal potpore	FullCure705
Utrošak materijala potpore	302 g
Završna obrada	Polirano
Vreme štampe	16 č i 21 min
Debljina sloja (Z-osa)	28 μm
Broj slojeva	1683
Broj trouglova	252700

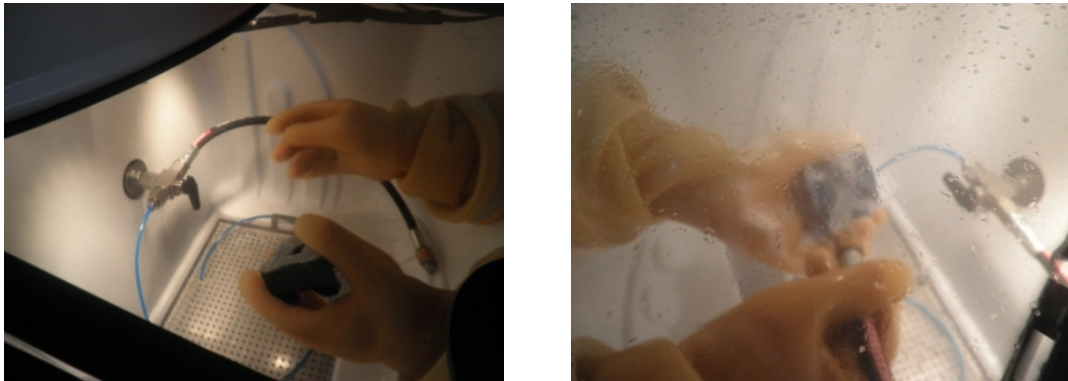
Tabela 6.19. Parametri prvog eksperimenta za PolyJet proces

U procesu izrade delova u prvom eksperimentu pojavio se problem prilikom uklanjanja materijala potpore. Naime, zbog nešto dužeg vremena izrade koje je iznosilo 16 č i 21 min, delovi nisu odmah po izradi uklonjeni sa radne platforme, što je inače preporuka proizvođača, te je na pojedinim površinama došlo do intenzivnijeg vezivanja osnovnog i pomoćnog materijala. Time je otežano uklanjanje pomoćnog materijala a samim tim je završni kvalitet hrapavosti na „zajedničkim” površinama nešto slabiji od očekivanog. Na slici 6.53 prikazane su različite faze izrade modela implantata i kostiju u prvom eksperimentu.



Slika 6.53. Različite faze izrade PolyJet modela implantata i kostiju

Slika 6.54 prikazuje uklanjanje pomoćnog materijala sa modela implantata pomoću Objet Waterjet sistema.



Slika 6.54. Uklanjanje pomoćnog materijala u Objet Waterjet sistemu

Na slici 6.55 prikazani su modeli implantata i prezentacioni modeli kostiju izrađeni 3D štampačem Objet Desktop 30.



(a)



(b)



(c)



(d)



(e)

Slika 6.55. Polyjet modeli: implantat kolena (a), implantati kuka (b), prilagođeni implantat kolena (c), distalni deo femura (d) i femur (e)

U drugom eksperimentu izrađena su dva modela parcijalne proteze kuka Ostin Mur u materijalu VeroGrey. Parametri štampanja za drugi eksperiment prikazani su u tabeli 6.20.

Parametar	Vrednost
Materijal modela	VeroGrey
Utrošak materijala modela	60 g
Materijal potpore	FullCure705
Utrošak materijala potpore	40 g
Završna obrada	Polirano
Vreme štampe	3 č 26 min
Debljina sloja (Z-osa)	28 μm
Broj slojeva	1004
Broj trouglova	60306

Tabela 6.20. Parametri drugog eksperimenta za PolyJet proces

Na slici 6.56 prikazane su različite faze izrade implantata kuka u drugom eksperimentu.



Slika 6.56. Različite faze štampanja PolyJet implantata kuka

Na slici 6.57 prikazan je završni izgled dva PolyJet modela implantata kuka Ostin Mur.



Slika 6.57. PolyJet modeli implantata kuka Ostin Mur

6.6.2. Izrada ortopedskih implantata kolena i kuka SLS tehnologijom

Tehnologijom SLS izrađeni su sledeći implantati kolena i kuka:

- Dva modela standardnog implantata kolena, materijal PA 2200,
- Dva modela parcijalne proteze kuka Ostin Mur, materijal PA 2200.

Modeli implantata su štampani na SLS sistemu EOS Formiga 100 od materijala na bazi poliamida PA 2200, sa debljinom sloja od 0,1 mm. Uzimajući u obzir da izrada ortopedskih implantata ima istraživačku svrhu, kao i dostupnost i visoku cenu materijala PrimeCast 101 polistirena, koji je po katalogu proizvođača materijala predviđen za precizno livenje, poliamid PA 2200 je usvojen kao sasvim prihvatljiv materijal za potrebe eksperimenta.

Uzimajući u obzir faktore koji utiču na dimenzionu tačnost delova, a koji su objašnjeni u poglavlju 6.5.2, proces izrade modela implantata na EOS Formiga 100 mašini obuhvatio je sledeće korake:

- U softveru Magics RP je realizovano pozicioniranje delova na radnoj platformi na međusobnom rastojanju od 5 mm, kako bi se izbegao uticaj toplote između susednih delova,
- U softveru EOS RP-Tools izvršeno je definisanje debljine sloja od 0,1 mm, isecanje fajla na debljinu sloja, kao i verifikacija i korekcija slojeva,
- U softveru PSW su zadati materijal i parametri procesa (tabela 6.21) i izvršena je verifikacija izvršnog fajla koji je zatim eksportovan do mašine,
- Proces štampanja modela automatski je započet po postizanju radne temperature komore od 172°C i trajao je 5 časova i
- Hlađenje mašine i delova trajalo je 5 časova nakon čega se pristupilo uklanjanju delova, čišćenju i pranju.

Pozicioniranje delova na radnoj platformi zasniva se na uniformnoj distribuciji sinterovanih površina u toku izrade. Grupisanje modela u određenom području sa istom veličinom u pravcu Z-ose može dovesti do povećanja temperature u tom području, što opet može uticati na stabilnost procesa štampanja.

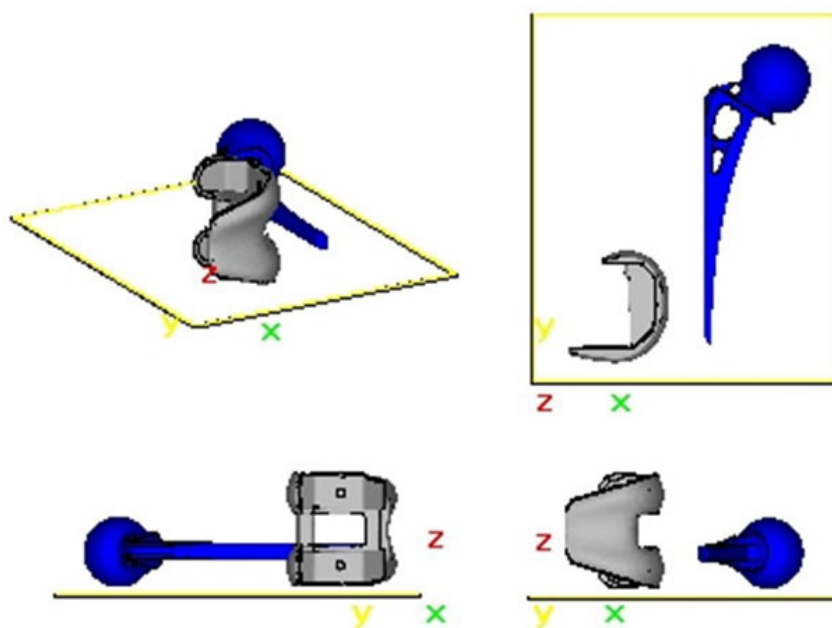
Tehnologija SLS omogućava izradu većeg broja delova u istoj radnoj zapremini. Delovi ne moraju biti povezani osloncima sa radnom pločom i moguće ih je izrađivati jedan iznad i pored drugog. U realizovanom eksperimentu pored modela implantata kolena i kuka izrađeno je još šest drugih delova.

U tabeli 6.21 prikazane su vrednosti parametara izrade SLS modela implantata, primenjenih u eksperimentu.

Parametar	Vrednost
Temperatura radne komore	172°C
Temperatura u kertridžima	145°C
Debljina sloja	$0,1 \times 10^{-3}$ m
Snaga lasera	25 W
Brzina skeniranja	2.54 m/s
Rastojanje između linija skeniranja	$0,26 \times 10^{-3}$ m
Broj prolaza	1
Broj delova	8 h
Priprema delova	2 h
Priprema mašine	1 h
Visina gradnje	113 mm
Vreme gradnje	10 h
Postprocesiranje	1 h

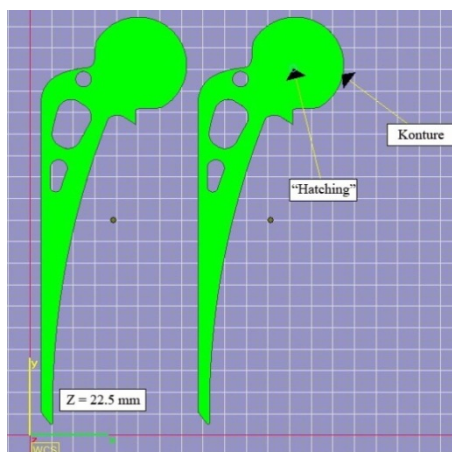
Tabela 6.21. Parametri eksperimenta za SLS proces

Na slici 6.58 prikazan je položaj modela implantata kolena i kuka na radnoj platformi SLS sistema EOS Formiga P100.



Slika 6.58. Pozicioniranje implantata na radnoj platformi SLS sistema

Alat za isecanje transformiše 3D podatke u nizove 2D podataka na osnovu zadate debljine sloja. Na slici 6.59 prikazan je reprezentativni sloj gde su crnom bojom prikazane konture a zelenom bojom unutrašnje površine tzv. „hatching”.



Slika 6.59. Reprezentativni sloj bez grešaka

Snaga lasera tokom procesa sinterovanja zavisi od vrste materijala i debljine sloja. Promenom parametara CO₂ lasera može se uticati na kvalitet površinske hrapavosti, dimenzionu tačnost i vreme izrade. Promenom gustine energije laserskog zraka mogu se poboljšati veze između sinterovanih čestica i mehaničke karakteristike modela, kako spoljašnjim tako i na unutrašnjim slojevima. Na osnovu ranijih istraživanja gustina energije zavisi od snage i brzine laserskog zraka kao i od rastojanja između skeniranih linija i izračunava se na osnovu sledeće jednačine [28]:

$$E_A = P / (U \times SP) \quad (6.2)$$

gde je E_A [J/mm²] gustina energije, P [W] je snaga lasera, U [mm/s] je brzina skeniranja a SP je rastojanje između paralelnih linija skeniranja.

Na slici 6.60 prikazane su faze štampanja SLS modela implantata kolena i kuka.



Slika 6.60. Različite faze štampanja SLS modela implantata kolena i kuka

Vreme izrade i tačnost u SLS procesu zavise od geometrije modela i njihove pozicije na platformi. Vreme izrade u pravcu osa X i Y je značajno duže u odnosu na Z-osu. Maksimalna brzina izrade je oko 24 mm/h. Tačnost izrade je ograničena prečnikom laserskog snopa. Prečnikom snopa od 0,4 mm postiže se tačnost izrade od $\pm 0,15-0,2$ mm i detalji kao samonoseći zidovi minimalne debljine 0,5 mm.

Radna temperatura komore od 172°C zahteva duže hlađenje sinterovanih modela, i u ovom slučaju ono je iznosilo 5 časova. Modeli implantata su minimalno završno obrađeni i očišćeni. Ovako obrađeni modeli spremni su za dalju upotrebu bez potrebe za eventualnim poliranjem, peskarenjem ili termičkom obradom.

Na slikama 6.61 i 6.62 prikazani su gotovi SLS modeli implantata kolena i kuka izrađeni na EOS Formiga P100 sistemu.



Slika 6.61. SLS modeli implantata kolena



Slika 6.62. SLS modeli implantata kuka tipa Ostin Mur

6.6.3. Izrada ortopedskih implantata kolena i kuka 3DP tehnologijom

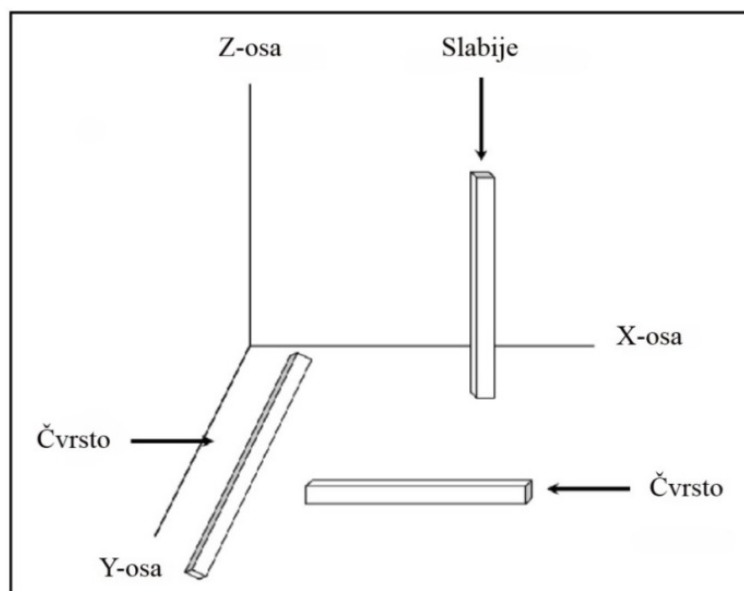
Tehnologijom 3D Printing izrađeni su sledeći implantati kolena i kuka:

- Jedan model standardnog implantata kolena, materijal zp151,
- Jedan model prilagođenog unikondilarnog implantata kolena, materijal zp151,
- Jedan model parcijalne proteze kuka Ostin Mur, materijal zp151,
- Jedan model stema proteze kuka Čarnli, materijal zp151,
- Jedan model acetabularne komponente proteze kuka Čarnli, materijal zp151.

Delovi su izrađeni na 3D Printing sistemu Spectrum Z510 od visoko kvalitetnog kompozita u prahu zp 151 sa binderom zb 60. Debljina sloja iznosila je 0,0889 mm.

Najvažnije karakteristike 3DP sistema koje utiču na tačnost izrade delova kao i na kvalitet površinske hrapavosti su:

- Raspored delova: softver ZPrint automatski rapoređuje delove na radnoj platformi sa ciljem postizanja maksimalne brzine izrade. Delovi se rapoređuje tako da je namanja dimenzija uvek u pravcu Z-ose,
- Čvrstoća delova: delovi su čvršći u pravcu X-ose i Y-ose a nešto slabiji u pravcu Z-ose (slika 6.63). Važno je napomenuti da ovo važi samo za delove pre infiltracije, obzirom da nakon infiltracije delovi poprimaju karakteristike materijala primenjenog za infiltraciju i
- Tačnost: u velikoj meri zavisi od vrste materijala koji se primenjuje. U cilju postizanja veće tačnosti primenjuje se anizotropno skaliranje kojim se kompenzuju očekivana skupljanja.



Slika 6.63. Poređenje čvrstoće delova u različitim pravcima izrade

Kvalitet izrađenih delova i karakteristike izrade u 3DP procesu usko su povezani sa parametrima procesa kao što su debljina sloja, saturacija - parametri vezani za količinu veziva, anizotropno skaliranje i pozicioniranje delova na radnoj platformi. Svaki od ovih parametara značajno utiče na kvalitet izrađenih delova i brzinu izrade:

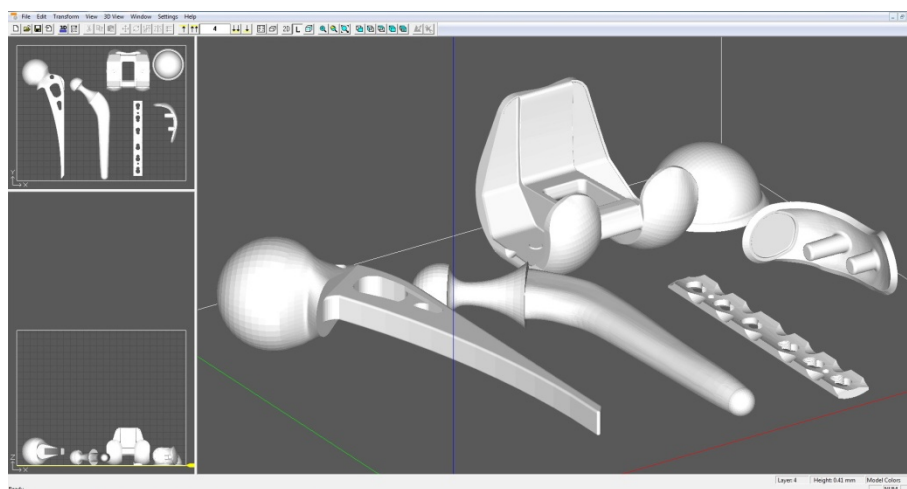
- Debljina sloja se može definisati u rasponu od 0,089-0,102 mm. Debljina sloja predstavlja vrednost za koju se platforma u procesu izrade spušta u pravcu Z-ose. Tačnost izrade delova opada sa povećanjem broja slojeva,
- Parametar vrednosti saturacije veziva („školjka” i „jezgro”) odnosi se na količinu veziva nanešenog na prah pri izradi delova,
- Anizotropnim skaliranjem kompenzuju se skupljanja do kojih dolazi pri temperaturnim promenama. Vrednost skaliranja 1 odgovara vrednosti 100% dimenzije dela u pravcu zadate ose. Veća tačnost postiže se merenjem dimenzija i ponavljanjem procesa sa korigovanim faktorom skaliranja i
- Pozicioniranje delova na platformi utiče na brzinu izrade. U prvoj operaciji valjak za ravnanje i glava štampača kreću se sa leve strane na desnu. Ako se delovi pozicioniraju na levoj strani skraćuje se putanja glave štampača a samim tim i vreme izrade delova.

U tabeli 6.22 prikazani su najvažniji parametri 3DP procesa izrade modela implantata.

Parametar	Vrednost
Ukupna zapremina delova	181,23 cm ³
Odnos površine i zapremine	8,5
Maksimalna visina izrade	51,53 mm
Debljina sloja	0,089 mm
Broj slojeva	579
Materijal modela	ZP151
Vezivni materijal - binder	ZB60
Utrošak bindera	83,9 ml
Materijal infiltranta	epoxy smola S5000
Vreme izrade	3 č 11 min

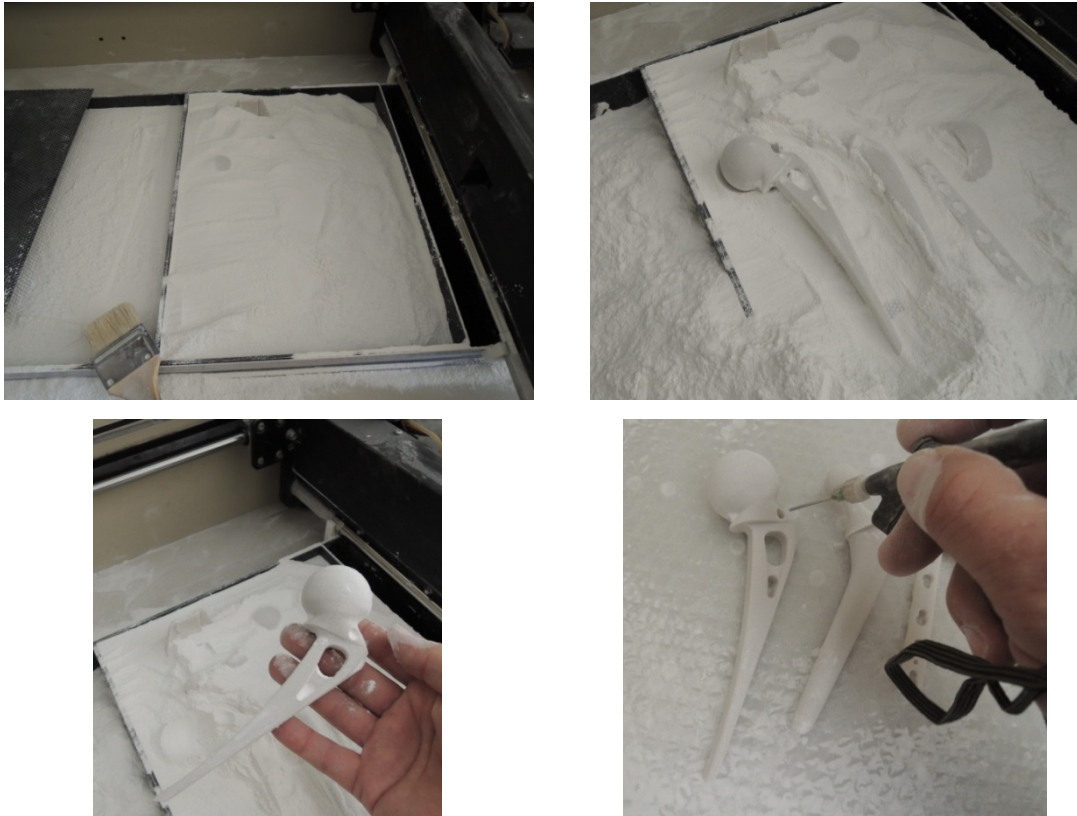
Tabela 6.22. Parametri eksperimenta za 3D Printing proces

Slika 6.64 prikazuje raspored i orijentaciju modela implantata na radnoj platformi u softveru ZPrint.



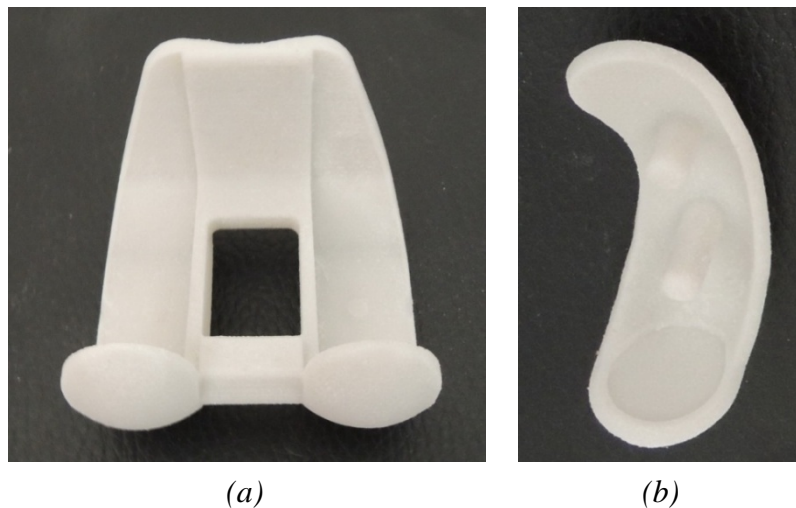
Slika 6.64. STL fajlovi implantata učitani u softveru ZPrint i pozicionirani na radnoj platformi

Na slici 6.65 prikazane su različite faze izrade modela implantata 3DP tehnologijom.



Slika 6.65. Različite faze izrade 3DP modela implantata

Na slikama 6.66, 6.67 i 6.68 prikazani su gotovi 3DP modeli različitih implantata.



Slika 6.66. 3DP modeli implantata kolena: standardni implantat kolena (a) i prilagođeni unikondilarni implantat (b)



Slika 6.67. 3DP model parcijalne proteze kuka Ostin Mur



Slika 6.68. 3DP modeli acetabuluma i stema totalne proteze kuka Čarnli

6.6.4. Izrada ortopedskih implantata kolena i kuka FDM tehnologijom

Tehnologijom modeliranja deponovanjem istopljenog materijala izrađeni su sledeći implantati kolena i kuka:

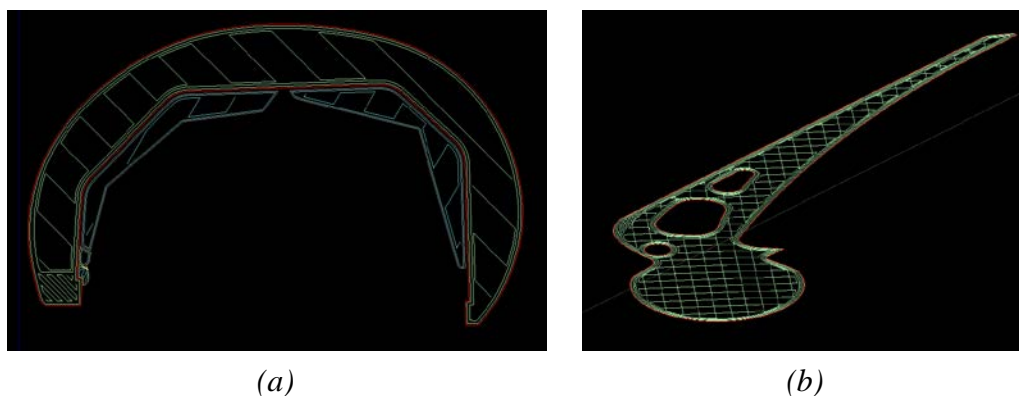
- Jedan model standardnog implantata kolena, materijal ABS i
- Jedan model parcijalne proteze kuka Ostin Mur, materijal ABS.

Za izradu modela standardnih implantata kolena i kuka FDM tehnologijom, korišćen je termoplastični materijal ABS na FDM sistemu Stratasys Prodigy Plus.

Modeli implantata kolena i kuka izrađeni su sa šupljom unutrašnjom strukturom, čime je ispunjen jedan od zahteva pri izradi topljivih modela preciznim livenjem a to je mala zapreminska masa modela.

Model kolena je izrađen kao šupalj sa debljinom zida od 0,9 mm do 1,2 mm, dok je model kuka izrađen kao kvazi-šupalj odnosno sa unutrašnjom mrežnom strukturom i debljinom zida od 1,5 mm do 1,9 mm. Na slici 6.69 može se uočiti razlika u unutrašnjoj strukturi dva izrađena modela odnosno drugačije kretanje mlaznice pri nanošenju materijala.

Modeli su izrađeni sa debljinom sloja od 0,1778 mm, dok je vreme izrade za model kolena iznosilo 6 č 15 min, a za model kuka 6 č 45 min.



Slika 6.69. Kretanje alata pri formiranju reprezentativnog sloja modela: implantat kolena (a) i implantat kuka (b)

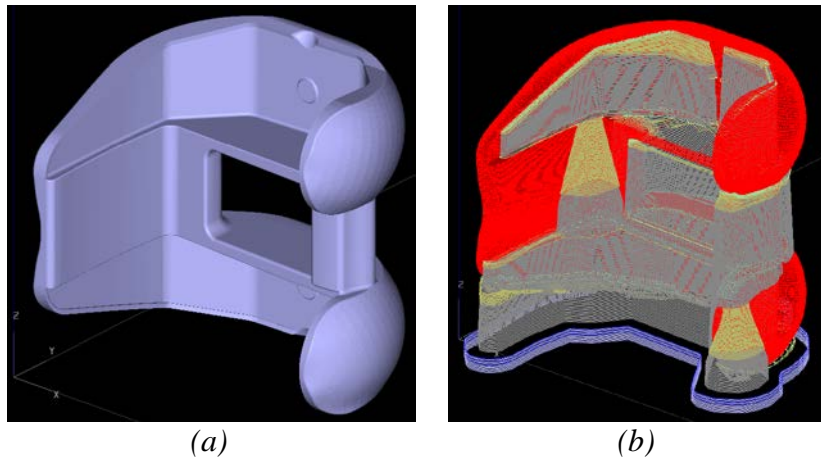
U tabeli 6.23 prikazani su najvažniji parametri procesa izrade ortopedskih implantata kolena i kuka primenjeni u eksperimentu.

Parametar	Model implantata kolena	Model implantata kuka
Ukupna zapremina dela	49,26 cm ³	69,986cm ³
Maksimalna visina izrade	69,34 mm	48,36 mm
Debljina sloja	0,1778 mm	
Širina putanje alata kod popunjavanja unutrašnjosti	0,3798 mm	
Širina putanje alata kod formiranja konture	0,4298 mm	
Broj slojeva	390	272
Materijal modela (ABS)	19,032 cm ³	32,356 cm ³
Materijal potpore (WaterWorks)	15,900 cm ³	18,322 cm ³
Vreme izrade	6 č 15 min	6 č 45 min

Tabela 6.23. Parametri eksperimenta za FDM proces

Priprema modela za štampanje realizovana je u programskom paketu Stratasys Insight koji koriste FDM sistemi. Za pozicioniranje i orijentaciju se najčešće koristi položaj modela pri kojem se velike površine postavljaju u horizontalnu ravan, čime se povećava stabilnost i smanjuje potrošnja materijala potpore konstrukcije. Uslov je da se izbegne kontakt važnih detalja modela i potpore konstrukcije sa ciljem očuvanja kvaliteta površine. Nakon podešavanja svih neophodnih parametara za izradu i pravilne orijentacije dela, program Stratasys Insight prikazuje model sa potpornom konstrukcijom neophodnom zbog stabilnosti dela (u ovom slučaju model je obojen crveno dok je potporna struktura siva). Radna temperatura 73°C-75°C održava se pomoću dva ventilatora koji uduvavaju topli vazduh u radnu komoru. Materijal se u ekstruzionoj glavi zagreva skoro do temperature topljenja, koja iznosi oko 293°C. Prvo se nanosi materijal za oslonac koji je crne boje a zatim sukcesivno, sloj po sloj, materijal za izradu modela.

Na slici 6.70 prikazani su orijentisani STL model implantata kolena (a) i model sa potpornom konstrukcijom (b).



Slika 6.70. Orijentisani STL model implantata kolena (a) i potporna konstrukcija modela (b)

Na slici 6.71 prikazan je ABS model standardnog implantata kolena izrađen FDM procesom sa potpornom konstrukcijom od WaterWorks materijala.



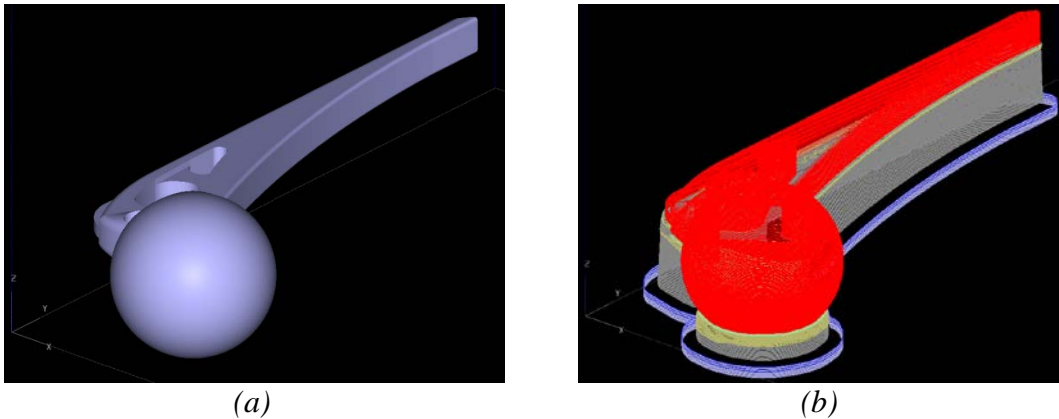
Slika 6.71. FDM model implantata kolena sa potpornom konstrukcijom

Na slici 6.72 prikazan je završni FDM model standardnog implantata kolena.



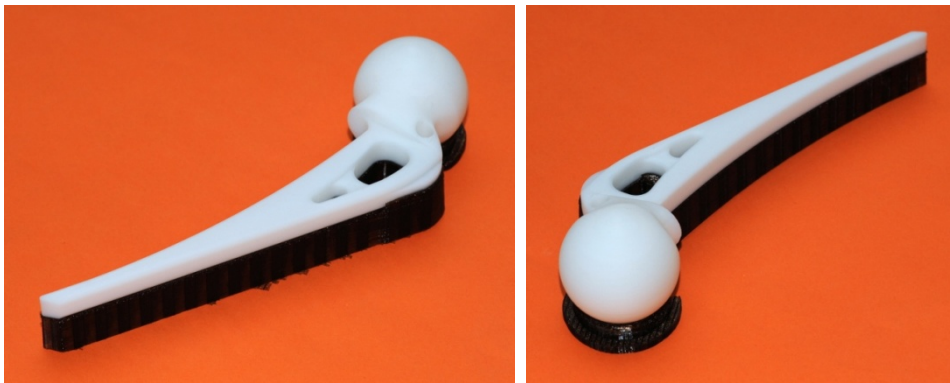
Slika 6.72. Završni FDM model implantata kolena

Na slici 6.73 prikazani su STL model implantata kuka Ostin Mur (a) i potporna konstrukcija (b).



(a) (b)
Slika 6.73. Orijentisani STL model (a) i potporna konstrukcija modela (b)

Na slici 6.74 prikazan je ABS model implantata kuka izrađen FDM procesom sa potpornom konstrukcijom od WaterWorks materijala.



Slika 6.74. FDM model implantata kuka sa potpornom konstrukcijom

Na slici 6.75 prikazan je završni FDM model implantata kuka Ostin Mur.



Slika 6.75. Završni FDM model implantata kuka

6.7. Izrada voštanih modela ortopedskih implantata tehnologijom brizganja u kalupe od silikonske gume

Za izradu tehnologijom brizganja u kalupima neophodan je master model prema kojem se izrađuje kalup. Od kvaliteta master modela zavisi i kvalitet voštanih modela. Za master modele mogu se koristiti modeli implantata izrađeni svim odabranim AM tehnologijama, a u ovom delu istraživanja primenjeni su 3DP modeli. Izbor tehnološkog postupka izrade master modela je veoma važan obzirom na visoku preciznost tehnologije brizganja kojom se čak i otisci prstiju mogu preneti na voštani model.

Pre izrade kalupa neophodno je analizirati način podele kalupa. Iako su silikonski kalupi izuzetno fleksibilni, potrebno je voditi računa da se završni deo izvadi bez oštećenja kalupa. Takođe je potrebno zatvoriti sve otvore na master modelu koji mogu onemogućiti vađenje master modela iz kalupa.

Protivno standardnom načinu izrade kalupa, ulivni sistem i odušci se dodaju na master model pre nalivanja kalupa, što više podseća na samo livenje. Prednost ovakvog načina izrade je ta što se ulivni sistem može dizajnirati i izraditi na AM mašini zajedno sa master modelom. Takođe je moguće formirati kalup za izradu više odlivaka odjednom.

Nakon dopune master modela ulivnim sistemom i osloncima, kompletan sklop se spušta u livačku kutiju i fiksira. Kutija treba da bude nepropusna za silikon i da dobro podnosi temperature do 80°C. Silikon za kalup je najčešće primenjivan, a mogu se koristiti i drugi specijalni materijali. Priprema silikona podrazumeva da se iz njega uklone mehuri gasa, a to se ostvaruje držanjem silikona u vakuumskoj komori oko 15 minuta. Pri nalivanju kalupa treba voditi računa da ne dođe do značajnih grešaka koje se mogu preslikati na odlivku. Posle nalivanja kalup se postavlja u vakuumsku komoru na 15-20 minuta zbog uklanjanja eventualnih mehura gasa.

U eksperimentalnom delu primenjena je dvokomponentna silikonska guma Hydrosil 1:1 SILADENT, Dr. Bohme & Schops GmbH, pogodna za izradu kalupa za kalupovanje keramike, gipsa, voska, poliestera i epoksi smole. Jedna od osnovnih oblasti primene ove silikonske gume je stomatologija i ortodoncija. Ova silikonska guma vulkanizuje na sobnoj temperaturi (RTV – Room Temperature Vulcanization). Na slici 6.76 prikazan je dvokomponenti silikon Hydrosil, a u tabeli 6.24 date su njegove karakteristike.



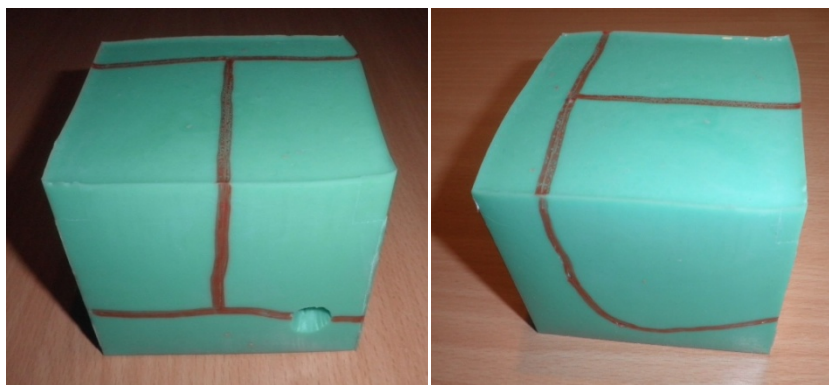
Slika 6.76. Dvokomponenti silikon Hydrosil 1:1

Karakteristika	Vrednost
Maseni odnos mešanja A (bela) : B (zelena)	1:1
Mešanje pod vakuumom	40 sek.
Procesno vreme pri 23°C	4-5 min
Vreme očvršćavanja pri 23°C	≈ 30 min
Zatezna čvrstoća	2,6 MPa
Izduženje pri kidanju	400%
Otpornost na kidanje	≈ 7 N/mm
Tvrdoća u Šorima (A skala) posle 60 min	22-24
Cena za 2 x 1 kg	57 €

Tabela 6.24. Karakteristike materijala Hydrosil

Upotrebno vreme materijala Hydrosil, kao što se vidi iz tabele, je oko 35 minuta, a vreme do rastavljanja kalupa iznosilo je 24 časa na sobnoj temperaturi. Silikon može da očvrstne na sobnoj temperaturi ali se inače preporučuje sušenje na oko 40°C u trajanju od 4 do 8 časova, jer tada neće doći do širenja master modela. Karakteristike materijala kalupa kao što su postojanost i životni vek kalupa u velikoj meri zavise od masenog odnosa komponenti pri mešanju.

Na slici 6.77 prikazan je silikonski kalup za izradu voštanih modela implantata kolena. Crvene linije predstavljaju linije razdvajanja odnosno putanju isecanja kalupa.



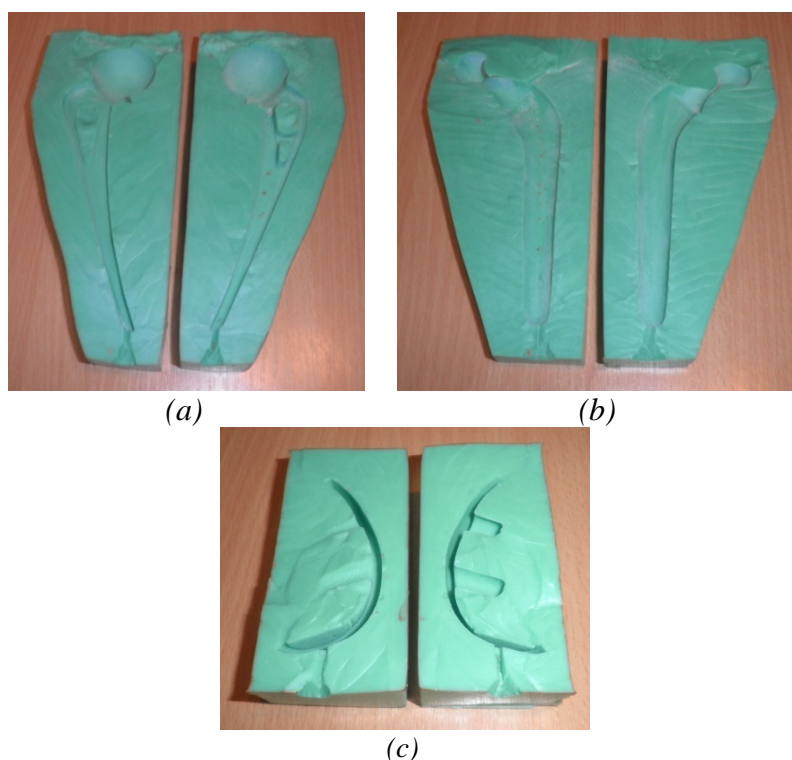
Slika 6.77. Silikonski kalup za izradu voštanih modela implantata kolena

Kod rasecanja kalupa moraju se ukloniti kutija i delovi ulivnog sistema. Ukoliko je u prethodnim koracima označena linija razdvajanja, kalup je neophodno raseći duž linije sklapičelom ili posebnim nožem. Pravilno sečenje po liniji nije toliko značajno obzirom da neravna površina razdvajanja omogućava lako sastavljanje kalupa. Na slici 6.78 prikazan je rastavljeni silikonski kalup za izradu voštanog modela implantata kolena.



Slika 6.78. Rastavljen kalup od silikonske gume za izradu voštanog modela implantata kolena

Pored kalupa za implantat kolena izrađeni su i kalupi za voštane modele implantata kuka Ostin Muri Čarnli, kao i kalup za prilagođeni unikondilarni implantat kolena (slika 6.79)



Slika 6.79. Silikonski kalupi za voštane modele: implantati kuka Ostin Mur (a) i Čarnli (b) i unikondilarni implantat kolena (c)

Nakon izrade kalupa primenjen je postupak brizganja voska na raspoloživoj brizgaljci (injektoru) namenjenoj za izradu pozitivna modela nakita od voska, čije su tehničke karakteristike prikazane u tabeli 6.25.

Karakteristika	Vrednost
Zapremina posude	2 lit. voska
Snaga grejača	500 W / 220V
Radna temperatura	75°C, maksimalna 100°C

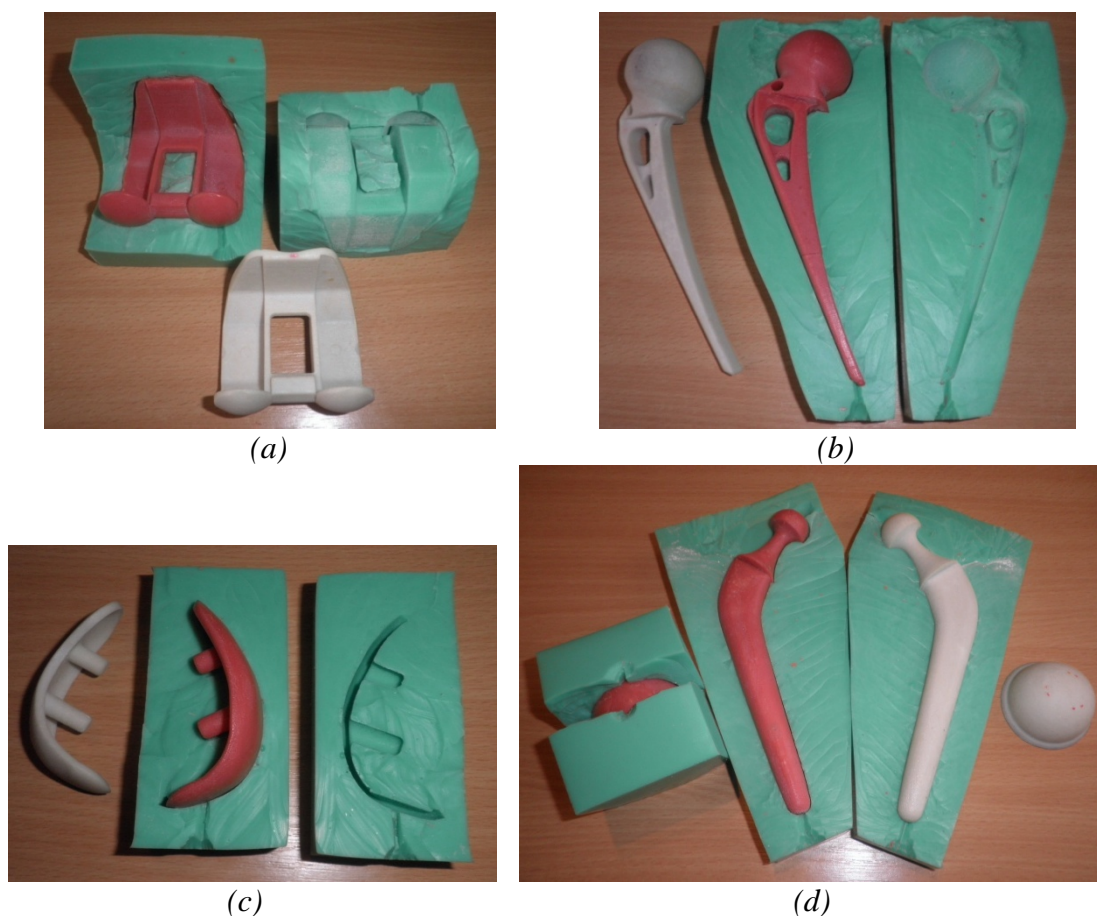
Tabela 6.25. Tehničke karakteristike brizgaljke za vosak

Vosak primenjen za izradu modela ortopedskih implantata je juvelirski vosak SRS 863 Pink Wax sa dobrim opštim karakteristikama, veoma malim procentom skupljanja i velikom elastičnošću. Karakterističan je po izuzetno sjajnoj površini. Temperatura brizganja ovog voska je 72°C-74°C. Proizvođač voska je kompanija Specialist Refractory Services (SRS) Limited, V. Britanija, (www.srs-ltd.co.uk). Cena voska 863 Pink Wax je 11,15 €/kg. Na slici 6.80 prikazan je vosak SRS 863 Pink Wax.



Slika 6.80. Vosak SRS 863 Pink Wax

Na slici 6.81 prikazani su kalupi od silikonske gume sa voštanim modelima standardnih i prilagođenih ortopedskih implantata izrađeni za potrebe istraživanja. Takođe su prikazani i primenjeni master 3DP modeli.



Slika 6.81. Kalupi od silikonske gume, voštani modeli izrađeni brizganjem i 3DP modeli: implantat kolena (a), implantat kuka Ostin Mur (b), prilagođeni unikondilarni implantat kolena (c) i implantat kuka Čarnli (d)

6.8. Kontrola tačnosti dimenzija i verifikacija izrađenih topljivih modela

Tačnost izrađenih AM i voštanih modela implantata kolena i kuka određena je merenjem kritičnih dimenzija i poređenjem sa odgovarajućim nominalnim merama. Merenja su sprovedena primenom digitalnog kljunastog merila (slika 6.82) čiji je opseg merenja 0-150 mm a tačnost 0,01 mm. Svaka kritična dimenzija merena je tri puta.



Slika 6.82. Digitalno kljunasto merilo i modeli implantata

Kvantitativna analiza rezultata koji predstavljaju pokazatelj tačnosti AM sistema u postupku izrade ortopedskih implantata kolena i kuka obuhvatala je analizu odstupanja aritmetičke sredine izmerenih vrednosti AM eksperimentalnih modela u odnosu na polazne CAD modele.

Srednja vrednost ili aritmetička srednja vrednost (označava se sa \bar{x}) izračunava se tako što se zbir svih merenja podeli njihovim brojem:

$$\bar{x} = \frac{\sum x_i}{N} \quad (6.3)$$

Srednje odstupanje (označava se sa S_0) izračunava se jednačinom:

$$S_0(mm) = \bar{x}(mm) - \text{Nominalna mera}(mm) \quad (6.4)$$

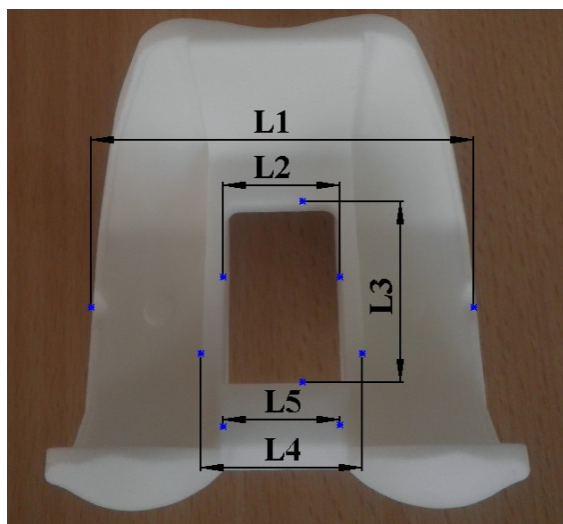
Procentualno odstupanje ili tačnost izračunava se jednačinom:

$$\text{Tačnost} (\%) = \left[\frac{|\text{Srednje odstupanje}| (mm)}{\text{Nominalna mera} (mm)} - 1 \right] \times 100 \quad (6.5)$$

6.8.1. Kontrola tačnosti AM modela i voštanog modela implantata kolena

Na slici 6.83 prikazane su analizirane kritične dimenzije AM i voštanog modela implantata kolena. U tabelama 6.26–6.31 date su kritične mere CAD modela, izmerene vrednosti, odgovarajuće srednje vrednosti izmerenih dimenzija, srednja odstupanja i procentualni prikaz odnosno dimenziona tačnost.

Važno je istaći da su AM modeli izrađeni na bazi dimenziono različitih CAD modela, zbog uštede u materijalu. Tako je u odnosu na SLS model implantata kolena PolyJet model izrađen sa faktorom skaliranja 0,8 dok su 3DP i FDM modeli izrađeni sa faktorom skaliranja 0,9. Za izradu voštanog modela implantata kolena primenjen je postupak brizganja u kalupu od silikonske gume na osnovu polaznog 3DP modela.



Slika 6.83. Kritične dimenzije implantata kolena

CAD model [mm]		L1	L2	L3	L4	L5
		57,63	16,40	24,68	21,24	16,40
PolyJet model [mm]	Merenje I	58,00	16,25	24,71	21,42	16,65
	Merenje II	58,01	16,33	24,73	21,46	16,75
	Merenje III	57,99	16,32	24,74	21,45	16,57
	AS	58,00	16,30	24,73	21,44	16,66
Srednje odstupanje [mm]		0,37	-0,10	0,05	0,20	0,26
Procentualni prikaz [%]		0,6420	0,6098	0,2026	0,9416	1,5854
Prosečna tačnost [%]		0,7963				

Tabela 6.26. Poređenje PolyJet i CAD modela implantata kolena

CAD model [mm]		L1	L2	L3	L4	L5
		72,04	20,50	30,75	26,51	20,50
SLS model [mm]	Merenje I	72,29	20,28	30,82	26,85	20,84
	Merenje II	72,29	20,37	30,80	26,82	20,73
	Merenje III	72,27	20,31	30,79	26,79	20,76
	AS	72,28	20,32	30,80	26,82	20,78
Srednje odstupanje [mm]		0,24	-0,18	0,05	0,31	0,28
Procentualni prikaz [%]		0,3331	0,8780	0,1626	1,1694	1,3659
Prosečna tačnost [%]		0,7818				

Tabela 6.27. Poređenje SLS i CAD modela implantata kolena

CAD model [mm]		L1	L2	L3	L4	L5
		65,49	18,64	28,14	24,15	18,64
3DP model [mm]	Merenje I	65,32	18,65	28,21	24,21	18,56
	Merenje II	65,29	18,68	28,18	24,23	18,64
	Merenje III	65,33	18,64	28,19	24,22	18,73
	AS	65,31	18,66	28,19	24,22	18,64
Srednje odstupanje [mm]		-0,18	0,02	0,05	0,07	0,00
Procentualni prikaz [%]		0,2749	0,1073	0,1777	0,2899	0,0000
Prosečna tačnost [%]		0,1699				

Tabela 6.28. Poređenje 3DP i CAD modela implantata kolena

CAD model [mm]		L1	L2	L3	L4	L5
		65,49	18,64	28,14	24,15	18,64
FDM model [mm]	Merenje I	65,41	18,78	28,23	24,36	18,72
	Merenje II	65,48	18,74	28,24	24,34	18,74
	Merenje III	65,43	18,75	28,21	24,33	18,78
	AS	65,44	18,76	28,23	24,34	18,75
Srednje odstupanje [mm]		-0,05	0,12	0,09	0,19	0,11
Procentualni prikaz [%]		0,0763	0,6438	0,3198	0,7867	0,5901
Prosečna tačnost [%]		0,4834				

Tabela 6.29. Poređenje FDM i CAD modela implantata kolena

3DP model - AS [mm]		L1	L2	L3	L4	L5
		65,31	18,66	28,19	24,22	18,64
Voštani model [mm]	Merenje I	64,36	18,96	28,57	23,96	18,13
	Merenje II	64,34	18,85	28,53	23,89	18,20
	Merenje III	64,33	18,91	28,51	23,97	18,07
	AS	64,34	18,91	28,54	23,94	18,13
Srednje odstupanje [mm]		-0,97	0,25	0,35	-0,28	-0,51
Procentualni prikaz [%]		1,4852	1,2416	1,3398	1,1561	2,7361
Prosečna tačnost [%]		1,5917				

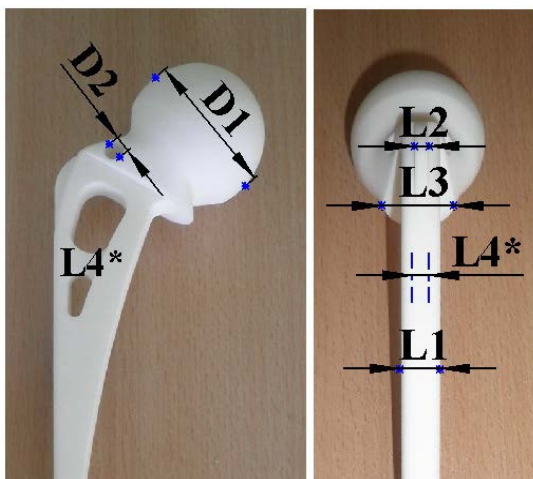
Tabela 6.30. Poređenje voštanog i master 3DP modela implantata kolena

CAD model - 3DP [mm]		L1	L2	L3	L4	L5
		65,49	18,64	28,14	24,15	18,64
Voštani model [mm]	Merenje I	64,36	18,96	28,57	23,96	18,13
	Merenje II	64,34	18,85	28,53	23,89	18,20
	Merenje III	64,33	18,91	28,51	23,97	18,07
	AS	64,34	18,91	28,54	23,94	18,13
Srednje odstupanje [mm]		-1,15	0,27	0,40	-0,21	-0,51
Procentualni prikaz [%]		1,7560	1,4485	1,4215	0,8696	2,7361
Prosečna tačnost [%]		1,6463				

Tabela 6.31. Poređenje voštanog i CAD modela implantata kolena

6.8.2. Kontrola tačnosti AM modela i voštanog modela implantata kuka

Na slici 6.84 prikazane su analizirane kritične dimenzije AM i voštanog modela implantata kuka. Dimenzija L4* je zaklonjena i zbog toga je na slici desno predstavljena isprekidanom linijom. Kada su u pitanju analizirane dimenzije modela implantata kuka, važno je naglasiti da su PolyJet i 3DP modeli izrađeni sa faktorom skaliranja 0,6 odnosno 0,95 u odnosu na SLS i FDM modele.



Slika 6.84. Kritične dimenzije implantata kuka

Kao što je to bio slučaj za modele implantata kolena i za implantate kuka su u tabelama 6.32–6.37 date vrednosti izmerenih parametara.

CAD model [mm]		L1	L2	L3	L4	D1	D2
		6,37	2,12	13,60	4,25	27,00	4,20
PolyJet model [mm]	Merenje I	6,52	2,09	13,65	4,32	26,74	4,09
	Merenje II	6,48	2,08	13,66	4,28	26,74	4,11
	Merenje III	6,48	2,10	13,64	4,30	26,70	4,10
	AS	6,49	2,09	13,65	4,30	26,73	4,10
Srednje odstupanje [mm]		0,12	-0,03	0,05	0,05	-0,27	-0,10
Procentualni prikaz [%]		1,8838	1,4151	0,3676	1,1765	1,0000	2,3810
Prosečna tačnost [%]		1,3707					

Tabela 6.32. Poređenje PolyJet i CAD modela implantata kuka

CAD model [mm]		L1	L2	L3	L4	D1	D2
		10,62	3,54	23,07	7,08	45,00	7,00
SLS model [mm]	Merenje I	10,66	3,50	23,08	7,10	44,86	6,88
	Merenje II	10,66	3,56	23,04	7,10	44,88	6,92
	Merenje III	10,68	3,60	23,06	7,12	44,88	6,92
	AS	10,67	3,55	23,06	7,11	44,87	6,91
Srednje odstupanje [mm]		0,05	0,01	-0,01	0,03	-0,13	-0,09
Procentualni prikaz [%]		0,4708	0,2825	0,0433	0,4237	0,2889	1,2857
Prosečna tačnost [%]		0,4658					

Tabela 6.33. Poređenje SLS i CAD modela implantata kuka

CAD model [mm]		L1	L2	L3	L4	D1	D2
		10,09	3,36	23,07	6,73	42,75	6,65
3DP model [mm]	Merenje I	10,64	3,52	23,28	6,69	42,56	6,44
	Merenje II	10,62	3,51	23,23	6,68	42,52	6,42
	Merenje III	10,66	3,58	23,22	6,66	42,57	6,47
	AS	10,64	3,54	23,24	6,68	42,55	6,44
Srednje odstupanje [mm]		0,55	0,18	0,17	-0,05	-0,20	-0,21
Procentualni prikaz [%]		5,4509	5,3571	0,7369	0,7429	0,4678	3,1579
Prosečna tačnost [%]		2,6523					

Tabela 6.34. Poređenje 3DP i CAD modela implantata kuka

CAD model [mm]		L1	L2	L3	L4	D1	D2
		10,62	3,54	23,07	7,08	45,00	7,00
FDM model [mm]	Merenje I	10,76	3,60	24,10	7,10	44,86	6,80
	Merenje II	10,76	3,62	24,16	7,10	44,84	6,89
	Merenje III	10,76	3,60	24,11	7,12	44,86	6,85
	AS	10,76	3,61	24,12	7,11	44,85	6,85
Srednje odstupanje [mm]		0,14	0,07	1,05	0,03	-0,15	-0,15
Procentualni prikaz [%]		1,3183	1,9774	4,5514	0,4237	0,3333	2,1429
Prosečna tačnost [%]		1,7912					

Tabela 6.35. Poređenje FDM i CAD modela implantata kuka

3DP model - AS [mm]		L1	L2	L3	L4	D1	D2
		10,64	3,54	23,24	6,68	42,55	6,44
Voštani model [mm]	Merenje I	10,80	3,48	23,54	7,14	41,74	6,26
	Merenje II	10,78	3,50	23,54	7,16	41,75	6,31
	Merenje III	10,78	3,52	23,56	7,15	41,74	6,34
	AS	10,79	3,50	23,55	7,15	41,74	6,30
Srednje odstupanje [mm]		0,15	-0,04	0,31	0,47	-0,81	-0,14
Procentualni prikaz [%]		1,4098	1,1299	1,3339	7,0359	1,9036	2,1739
Prosečna tačnost [%]		2,4979					

Tabela 6.36. Poređenje voštanog i master 3DP modela implantata kuka

CAD model - 3DP [mm]		L1	L2	L3	L4	D1	D2
		10,09	3,36	23,07	6,73	42,75	6,65
Voštani model [mm]	Merenje I	10,80	3,48	23,54	7,14	41,74	6,26
	Merenje II	10,78	3,50	23,54	7,16	41,75	6,31
	Merenje III	10,78	3,52	23,56	7,15	41,74	6,34
	AS	10,79	3,50	23,55	7,15	41,74	6,30
Srednje odstupanje [mm]		0,70	0,14	0,48	0,42	-1,01	-0,35
Procentualni prikaz [%]		6,9376	4,1667	2,0806	6,2407	2,3626	5,2632
Prosečna tačnost [%]		4,5085					

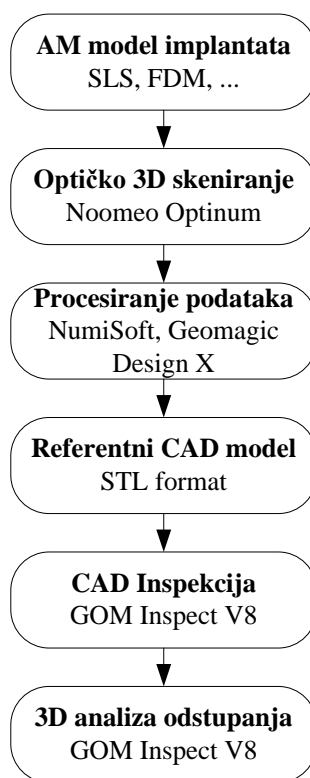
Tabela 6.37. Poređenje voštanog i CAD modela implantata kuka

6.8.3. CAD inspekcija AM modela i analiza uređaja za optičku digitalizaciju

U ovom delu istraživanja izvršena je CAD inspekcija AM modela implantata kolena primenom optičkog skenera Noomeo OptiNum, poređenjem sa referentnim CAD modelom. Ujedno je sprovedena analiza osnovnih metroloških karakteristika spomenutog uređaja za optičku digitalizaciju. Na slici 6.85 prikazan je dijagram toka procesa CAD inspekcije i analize.

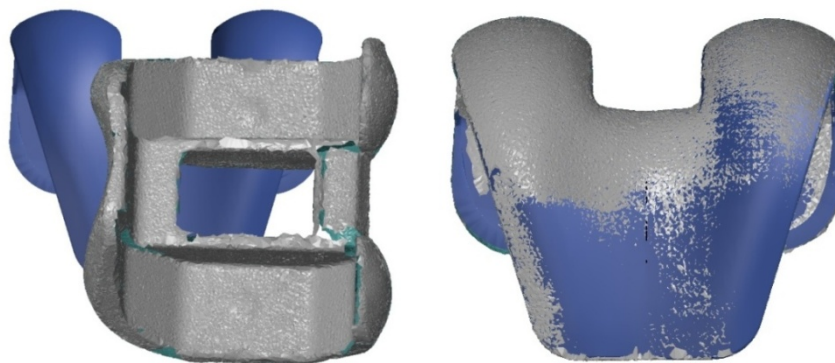
Kao polazni modeli u istraživanju primenjen je SLS model implantata kolena. Proces optičkog 3D skeniranja i procesiranja podataka prethodno su detaljno objašnjeni u poglavlju 6.2.

Merenje i analiza odstupanja SLS modela realizovano je primenom programskog paketa GOM Inspect V8. To je besplatni programski paket za 3D nadzor, dimenzione analize i obradu 3D poligonizovanih mreža oblaka tačaka. Ovaj program poseduje mogućnost učitavanja CAD modela u standardnim formatima (IGES, STEP, itd) i mogućnost višestrukog poklapanja mernog rezultata i CAD modela u okviru istog projekta (automatsko poravnanje, RPS, 3-2-1, ravan-linija-tačka, metoda najmanjih odstupanja, hijerarhijsko poravnanje, itd.).



Slika 6.85. Dijagram toka CAD inspekcije i analize

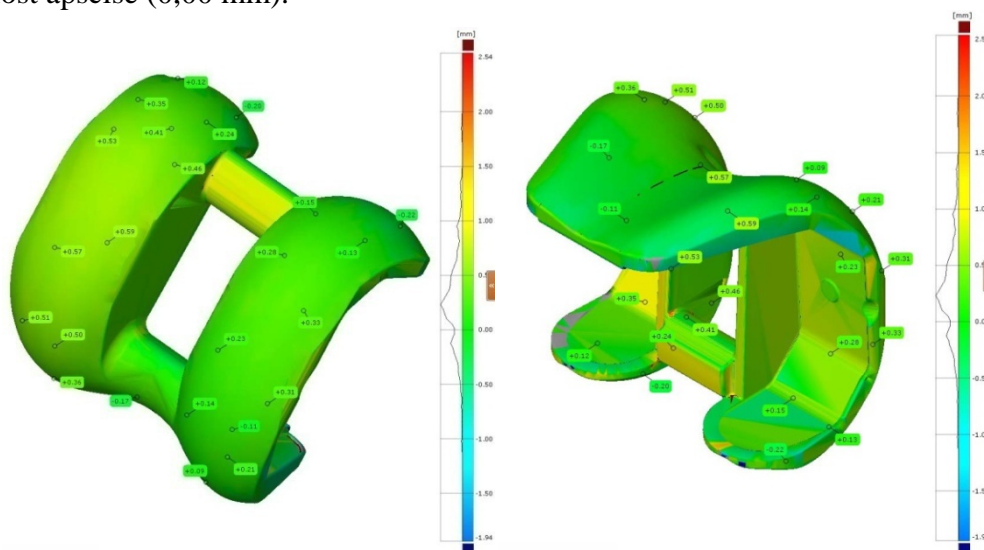
Program GOM Inspect V8 raspolaže opcijama prikaza rezultata analize odstupanja oblika mernog dela od referentnog CAD modela i to kao površinski prikaz, po presecima i u pojedinačnim tačkama. Programski paket GOM Inspection V8 omogućava subsekvencijalnu analizu tačnosti i analizu u odnosu na referenti model. Na slici 6.86 prikazana je faza poravnanja nominalnog CAD modela (plava boja) i analiziranog SLS modela implantata kolena (siva boja).



Slika 6.86. Poravnanje nominalnog CAD modela i SLS modela

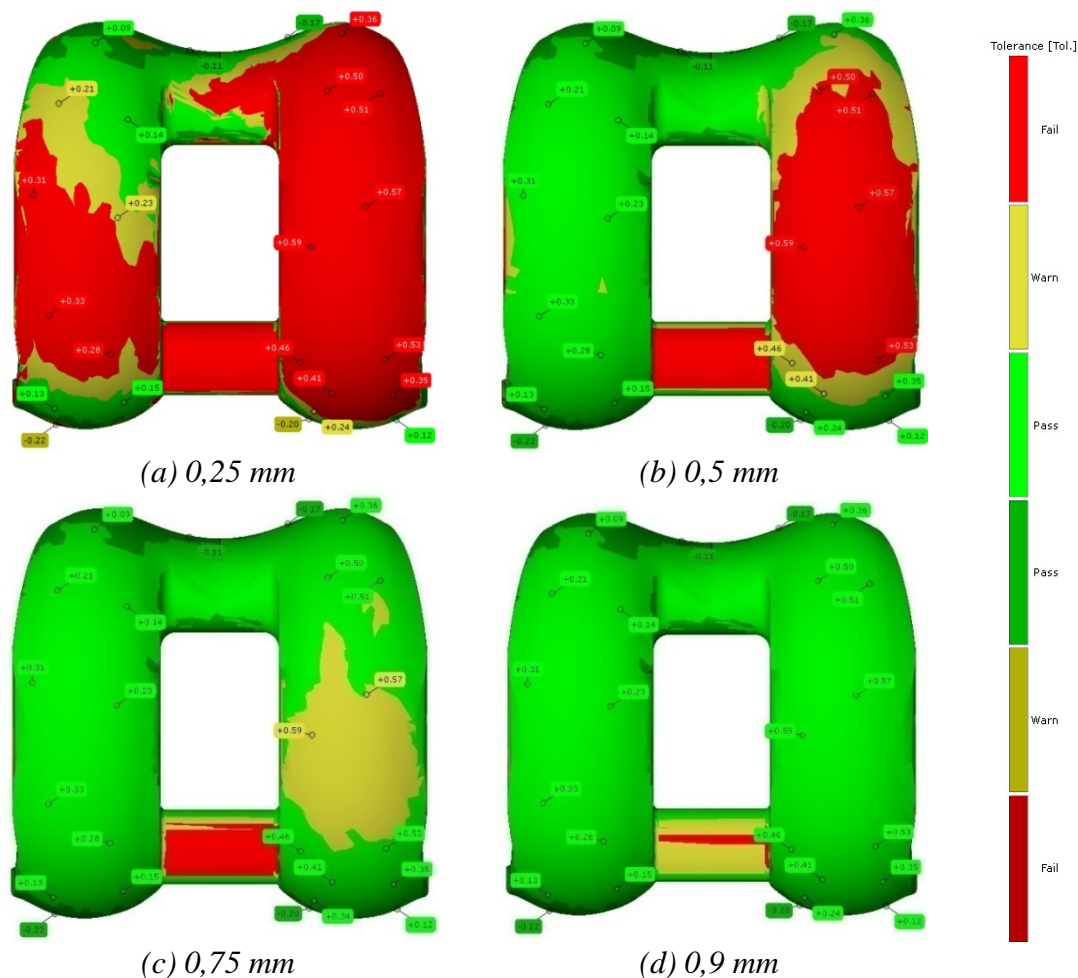
Rezultati sprovedene inspekcije 3D odstupanja obuhvataju prikaz rezultata kroz dva različita načina. Kvantitativna analiza rezultata koji prezentuju tačnost izrade SLS sistema i preciznost uređaja za optičku digitalizaciju, pomoću programskog paketa GOM Inspect V8, prikazana je u obliku histograma. Histogram je grafički prikaz rezultata merenja u kojem apscisa predstavlja skupove rezultata koji su u okviru granica merene veličine, a ordinata učestalost njihovih pojavljivanja. Determinisane vrednosti odstupanja izražene su numerički (u milimetrima) i u vidu mape regiona u boji (slika 6.87).

Prilikom tumačenja histograma potrebno je analizirati: raspodelu rezultata oko centralne vrednosti apscise, disperziju i frekvenciju pojave rezultata i oblik histograma (uži dijagram implicira veću tačnost, viši dijagram bolju preciznost). Prikazani histogrami ukazuju na različitu disperziju i raspodelu izmerenih odstupanja u odnosu na centralnu vrednost apscise (0,00 mm).



Slika 6.87. Rezultat analize odstupanja na mapi regiona

Analiza rezultata pomoću programa GOM Inspect V8 obuhvatala je proračune za odstupanja (tolerancijska polja) čije vrednosti iznose: 0,25, 0,5, 0,75 i 0,9 mm. Takođe je izvršeno poređenje definisanih površina na modelima, čije su dimenzije izražene u milimetrima kvadratnim. Na slici 6.88 prikazani su rezultati dobijeni za četiri različite granice odstupanja.

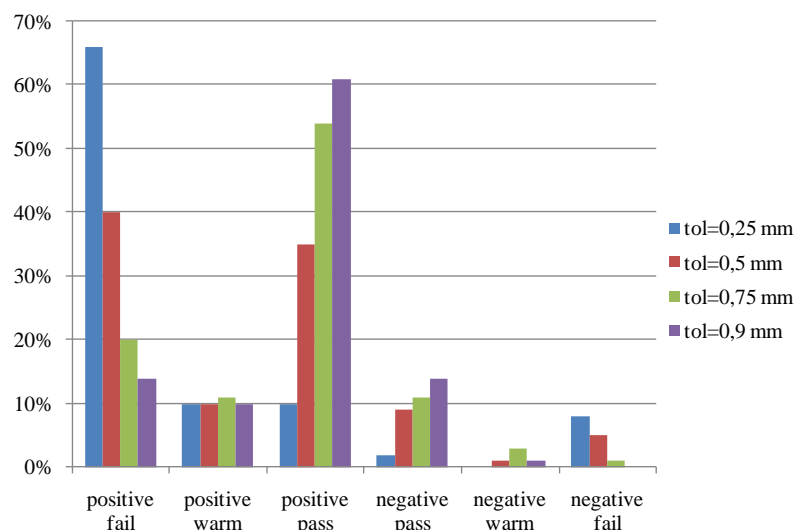


Slika 6.88. Rezultati analize odstupanja predstavljeni u obliku područja klasifikovanih prema granici odstupanja

Uporednom analizom odstupanja kod Noomeo OptiNum skenera uočava se da je najveća procentualna zastupljenost *positive pass* (61%) i *negative pass* (14%) vrednosti u zoni tolerancije od 0,9 mm. Vrednosti *negative fail* (8%) i *positive fail* (66%) u najvećem procentu su zastupljene u zoni tolerancije 0,25 mm (tabela 6.38, slika 6.89)

		Noomeo Optinum			
		0,25 mm	0,5 mm	0,75 mm	0,9 mm
Tolerancija:					
<i>positive fail</i>	više od 100%	66%	40%	20%	14%
<i>positive warn</i>	75% do 100%	10%	10%	11%	10%
<i>positive pass</i>	između 0% i 75%	10%	35%	54%	61%
<i>negative pass</i>	između -75% i 0%	2%	9%	11%	14%
<i>negative warn</i>	-100% do -75%	4%	1%	3%	1%
<i>negative fail</i>	manje od -100%	8%	5%	1%	0%

Tabela 6.38. Procentualna zastupljenost odstupanja kod Noomeo OptiNum 3D skenera



Slika 6.89. Prikaz procentualne zastupljenosti odstupanja

Programski paket GOM Inspect V8 u postupku analize odstupanja SLS eksperimentalnog u odnosu na polazni CAD model dobijene vrednosti grupiše u sledeće kategorije: *positive fail*, *positive warm*, *positive pass*, *negative pass*, *negative warm* i *negative fail*. Za verifikaciju stepena tačnosti uređaja najvažnije su vrednosti iz oblasti *positive pass* (od 0% - 75%), *negative pass* (od -75% - 0%) i *positive fail* (> 100%) i *negative fail* (< -100%). Veći procenat *positive* i *negative pass* vrednosti ukazuje na viši stepen tačnosti uređaja na odabranom nivou odstupanja. Veći procenat *negative fail* vrednosti ukazuje na niži stepen tačnosti uređaja. GOM Inspect V8 u postupku analize prikazuje i vrednosti za oblasti *negative warm* i *positive warm*. Obzirom na odstupanja koja predstavljaju, one nemaju veliki značaj u tumačenju tačnosti posmatranog uređaja.

Uređaj Noomeo OptiNum na svim tolerancijskim nivoima ima visok procenat odstupanja u oblasti *positive fail* (0,25 mm - 66%, 0,50 mm - 40%, 0,75 mm - 20% i 0,9 mm - 14%). Uočava se da je smanjenje procentualne zastupljenosti proporcionalno sa povećanjem veličine odabrane tolerancije. Može se zaključiti da su razlozi visoke procentualne zastupljenosti odstupanja u oblasti *positive fail* greške koje nastaju u postupku generisanja virtuelnih modela unutar softvera ili odstupanja koja nastaju u postupku poravnanja eksperimentalnog SLS sa CAD modelom. Na tolerancijskom nivou 0,5 mm uočava se porast *positive pass* (35%) i *negative pass* vrednosti (9%), koje svoj maksimum dostižu u zoni tolerancije od 0,9 mm (*positive pass* -61% i *negative pass* - 14%). Ako se saberu procenti *positive* i *negative pass* za vrednost odstupanja od 0,5 mm, možemo uočiti da je njihov zbir manji od 50% (44%).

Uređaj Noomeo OptiNum najviši stepen tačnosti, u ovom slučaju, pokazuje na tolerancijskom nivou od 0,9mm, što se za primenu u oblasti medicinskog modeliranja može smatrati limitirajućim faktorom. Međutim, sagledavanjem rezultata prikazanih u tabeli 6.27 gde je za tačnost izrade SLS implantata kolena dobijen rezultat od 0,7818%, jasno je da i ovaj procenat tačnosti dimenzija u značajnoj meri uticao na postupak optičke digitalizacije uređajem Noomeo OptiNum. Nema dostupnih literaturnih podataka o tačnosti ovog uređaja, dok prema fabričkim podacima tačnost iznosi $\pm 0,1$ mm. Preciznost uređaja za digitalizaciju nije definisana posebnim standardima. Informacije o preciznosti mogu se naći u katalozima proizvođača uređaja ili publikovanim radovima.

7. OCENA TEHNOLOGIČNOSTI IZRADE MODELA IMPLANTATA I IZBOR OPTIMALNOG TEHNOLOŠKOG POSTUPKA

U ovom delu disertacije prikazana je analiza tehnološkičnosti izrade i konstrukcije ortopedskih implantata i izbor optimalnog AM procesa za izradu topljivih modela ortopedskih implantata za postupak preciznog livenja.

7.1. Uporedni prikaz primenjenih AM tehnoloških postupaka

U ovom poglavlju predstavljeni su uporedni podaci za tehnologije, sisteme i materijale primenjene u eksperimentalnom delu istraživanja. U tabelama su za pojedine parametre dati približni podaci i mogućnosti sistema koji zavise od proizvođača AM sistema i materijala. Svaka od ovih tehnologija ima svoje prednosti i nedostatke i potencijalnu primenu u postupku preciznog livenja i ovi podaci su samo kratak pregled na osnovu kojeg se može dobiti okvirna slika o nekim razlikama između primenjenih tehnoloških postupaka. Pojedini tehnički podaci o tehnologijama i sistemima nisu još standardizovani pa se u zavisnosti od izvora javljaju određene oscilacije u brojkama koje opisuju neku tehnologiju. U tabeli 7.1 prikazani su analizirane AM tehnologije, sistemi i materijali.

Tehnologija	Sistem	Materijal	Podešenost mašine
PolyJet	Objet 30	VeroBlack4 FullCure870 (fotopolimer)	Standardna Režim štampanja - visoka rezolucija Z-osa = 0,028 mm
SLS	EOS Formiga P100	PA 2200 (poliamid 12)	Standardna Tipična kalibracija za PA 2200 Z-osa = 0,1 mm
3DP	Spectrum Z510	zp151 (kompozit u prahu)	Standardna Prah zp151 i binder zb60 Z-osa = 0,089 mm
FDM	Stratasys Prodigy Plus	ABS (ABS polimer)	Standardna Unutrašnjost - šuplja Z-osa = 0,1778 mm

Tabela 7.1. Analizirane AM tehnologije, sistemi i materijali

7.1.1. Tačnost izrade i površinska hrapavost izrađenih AM modela implantata

Uporedni prikaz eksperimentalnih rezultata merenja kritičnih dimenzija AM i voštanih modela implantata kolena i kuka dat je u tabeli 7.2.

AM tehnologija	PolyJet	SLS	3DP	FDM	Vosak
Prosečna tačnost izrade modela implantata kolena [%]	0,7963	0,7818	0,1699	0,4834	1,6463
Prosečna tačnost izrade modela implantata kuka [%]	1,3707	0,4658	2,6523	1,7912	4,5085
Ukupna prosečna tačnost izrade [%]	1,0835	0,6238	1,4111	1,1373	3,0774

Tabela 7.2. Uporedni prikaz tačnosti izrade implantata

Na osnovu tabele 7.2 uočava se da SLS proces ima najbolju tačnost izrade (0,62%), a zatim slede PolyJet (1,07%), FDM (1,41%) i 3DP (1,13%). Prosečna tačnost izrade voštanih modela primenom AM indirektnog pristupa izrade iznosi 3,07%. Ovde je važno napomenuti da se ovaj procenat tačnosti može značajno poboljšati korigovanjem faktora skaliranja. Obzirom da je eksperimentalni uzorak voštanog modela namenjen isključivo za potrebe istraživanja, a ne za livenje implantata za ugradnju, nisu uzeti u obzir faktori skupljanja voska i silikona. Ovo će biti predmet budućih istraživanja.

Kada je u pitanju površinska hrapavost izrađenih modela prema literaturnim podacima za primenjene AM tehnologije iznosi [28], [58]:

- Površinska hrapavost za PolyJet: 12-24 μm ,
- Površinska hrapavost za SLS: 100-125 μm ,
- Površinska hrapavost za 3DP: 75-100 μm i
- Površinska hrapavost za FDM: 100-125 μm .

7.1.2. Termičke karakteristike primenjenih materijala

Termičke karakteristike materijala primenjenih u istraživanju prikazane su u tabeli 7.3. Kao što se vidi iz ove tabele PolyJet materijal VeroBlack ima značajno nižu temperaturu toplotne distorzije u odnosu na druge materijale (47°C), što ga čini neprihvatljivim za direktnu primenu u postupku preciznog livenja kao topljivi model. Za pojedine materijale ne postoje podaci za tačku topljenja obzirom da pri zagrevanju amorfnih materijala ne postoji nagli prelaz iz čvrstog u tečno stanje, na određenoj temperaturi (nemaju tačku topljenja), već pri zagrevanju prvo omekšavaju, a zatim se tope u određenom temperaturnom intervalu.

AM tehnologija	PolyJet	SLS	3DP	FDM
Materijal	VeroBlack	PA 2200	zp151	ABS
Temperatura toplotne distorzije [°C] pri 0,45 [MPa]	47	130	115	98
Tačka topljenja [°C]	-	176	-	-
Temperatura prelaska u staklasto stanje [°C]	63	58	-	104
Ostatak pepela [%]	0,005	>1	<1	0,05

Tabela 7.3. Termičke karakteristike primenjenih materijala

7.1.3. Mehaničke karakteristike primenjenih materijala

Na osnovu istraženih podataka uočava se da najbolje mehaničke osobine poseduje PolyJet materijal VeroBlack, dok je materijal sa značajno slabijim performansama, izuzimajući tvrdoću, zp151. Mehaničke karakteristike materijala primenjenih u istraživanju prikazane su u tabeli 7.4.

AM tehnologija	PolyJet	SLS	3DP	FDM
Materijal	VeroBlack	PA 2200	zp151	ABS
Zatezna čvrstoća [MPa]	51	48	14,2	22
Modul elastičnosti [MPa]	2192	1750	9,45	1627
Izduženje pri lomu [%]	18	18	0,23	6
Tvrdoća po Šoru (D skala)	83	75	87	109,5*

*Tvrdoća po Rokvelu

Tabela 7.4. Mehaničke karakteristike primenjenih materijala

7.1.4. Fleksibilnost i zrelost primenjenih tehnologija

Fleksibilnost je analizirana sa aspekta broja materijala od kojih AM sistem može da izrađuje modele, kao i karakteristika tih materijala. PolyJet sistem Objet 30 ima mogućnost rada sa ukupno pet različitih materijala od kojih su četiri iz grupe krutih i neprovidnih (VeroWhite, VeroBlack, VeroBlue, VeroGray), dok jedan materijal oponaša polipropilen (Durus White). Sistem EOS Formiga P100 izrađuje delove od sedam polimernih materijala: PA2200 (poliamid 12), PA 3200 GF (poliamid sa staklenim česticama), PA 1101, PA 2210 FR (poliamid otporan na vatru), Alumide (poliamid sa česticama aluminijuma), CarbonMide (poliamid sa karbonskim česticama) i PrimeCast 101 (polistiren namenjen preciznom livenju). Sistem Spectrum Z510 podržava rad sa pet materijala (materijal modela/binder): zp131/zb60, zp140/zb60, zp151/zb60, ZCast/zb56, zp15e/zb58. Ključni nedostatak FDM sistema Stratasys Prodigy Plus je upravo mala fleksibilnost, odnosno ABS je jedini materijal sa kojim ovaj sistem može izrađivati delove. Moguće je koristiti ABS materijal u različitim bojama.

Kada je u pitanju zrelost primenjenih tehnologija, može se konstatovati da su sve primenjene tehnologije aktuelne i već dugi niz godina prisutne na AM tržištu. Sistemi Objet 30 i EOS Formiga P100 su trenutno komercijalno raspoloživi, sistem Prodigy Plus je bio aktuelan do 31.03.2015. god., dok je sistem Spectrum Z510 od 2005. god. zamenjen sistemom ProJet 460.

U realizaciji eksperimentalnog dela istraživanja korišćeni su dostupni AM sistemi, od kojih su dva (Spectrum Z510 i EOS Formiga P100) u Republici Srbiji, dok su sistemi Objet 30 i Prodigy Plus u Rumuniji odnosno Češkoj. Trenutno su sve četiri tehnologije zastupljene u Republici Srbiji a najveći je broj 3DP sistema.

7.1.5. Troškovi izrade AM implantata

Troškovi izrade nastaju na mestima izrade i nazivaju se i proizvodni troškovi. Ovi troškovi obuhvataju: troškove osnovnog materijala, pomoćnog materijala, pogonske energije, radne snage na poslovima izrade, na pomoćnim poslovima, troškove sredstava za rad. Obzirom na specifičnosti AM tehnologija u ovom istraživanju primenjena je uprošćena analiza troškova izrade AM implantata, gde su uzeti u obzir samo troškovi utrošenog materijala i vremena izrade. Analiza je sprovedena na primeru izrade AM modela implantata kolena primenom četiri različite tehnologije.

Troškovi izrade se mogu prikazati kao:

$$T_i = M + T_{vr} \quad (7.1)$$

gde su u jednačini (7.1):

T_i – troškovi izrade dela,

M – troškovi materijala za izradu dela i

T_{vr} – troškovi na osnovu vremena za izradu dela.

7.1.5.1. Troškovi materijala za izradu AM implantata

Troškovi materijala (M) za izradu dela se u većini AM tehnologija sastoje od troškova osnovnog i pomoćnog materijala i mogu se prikazati kao:

$$M = M_o + M_p \quad (7.2)$$

$$M_o = m_o \times C_{mo} \quad (7.3)$$

$$M_p = m_p \times C_{mp} \quad (7.4)$$

gde su u jednačinama (7.2–7.4):

M – troškovi materijala,

M_o – troškovi osnovnog materijala,

M_p – troškovi pomoćnog materijala,

m_o – količina utrošenog osnovnog materijala za izradu dela,

m_p – količina utrošenog pomoćnog materijala za izradu dela,

C_{mo} – cena glavnog materijala i

C_{mp} – cena pomoćnog materijala.

7.1.5.2. Troškovi na osnovu vremena izrade AM implantata

Troškovi nastali na osnovu vremena izrade (T_{vr}) mogu se izračunati kao proizvod vremena izrade dela i norma sata analiziranog AM sistema. Vreme izrade dela može se podeliti na glavno vreme izrade (štampanje) dela, pripremno i vreme postprocesiranja. Obzirom da pripremno i vreme postprocesiranja u velikoj meri zavise od obučenosti i iskustva operatera u pojedinim slučajevima ga je teško predvideti. Pripremno vreme se sastoji od pripreme 3D CAD modela i mašine za rad, dok vreme postprocesiranja obuhvata uklanjanje završenog dela sa mašine i pomoćnog materijala sa dela. Delovi sa puno detalja, kao i delovi sa dubokim rupama ili malim elementima konstrukcije

zahtevaju više vremena za postprocesiranje. Troškovi vremena izrade AM dela prikazuju se kao:

$$T_{vr} = t \times N_s \quad (7.5)$$

$$t = t_g + t_p + t_{pp} \quad (7.6)$$

gde su u jednačinama (7.5 i 7.6):

T_{vr} – troškovi na osnovu vremena izrade dela i norma sata AM sistema,

t – ukupno vreme izrade dela,

t_g – vreme izrade dela štampanjem, glavno vreme,

t_p – vreme pripreme za izradu, pripremno vreme,

t_z – vreme postprocesiranja i

N_s – norma sat AM sistema, podatak koji se može dobiti od proizvođača ili se može približno izračunati.

Troškovi izrade AM implanata kolena korišćenjem PolyJet, SLS, 3DP i FDM tehnologija iznose:

za PolyJet:

Vrednosti parametara dobijenih izradom modela PolyJet tehnologijom prikazane su tabeli 7.5.

Parametar	Jedinica	Vrednost
Osnovni materijal m_o (FullCure 870 VeroBlack)	[kg]	0,117
Pomoćni materijal m_p (FullCure 705)	[kg]	0,094
Cena osnovnog materijala C_{mo}	[€/kg]	300
Cena pomoćnog materijala C_{mp}	[€/kg]	150
Glavno vreme izrade t_g	[h]	16,62
Pripremno vreme izrade t_p	[h]	1
Vreme postprocesiranja t_{pp}	[h]	1
Norma sat mašine N_s (PolyJet Objet 30)	[€/h]	2,58

Tabela 7.5. Vrednosti parametara izrade PolyJet modela

Ukupni troškovi izrade PolyJet modela implantata kolena iznose:

$$T_i = M + T_{vr} = [(m_o \times C_{mo}) + (m_p \times C_{mp})] + [(t_g + t_p + t_{pp}) \times N_s] = [(0,117 \text{ kg} \times 300 \text{ €/kg}) + (0,094 \text{ kg} \times 150 \text{ €/kg})] + [(16,62 \text{ h} + 1 \text{ h} + 1 \text{ h}) \times 2,58 \text{ €/h}] = 49,2 \text{ €} + 48,04 \text{ €} = \mathbf{97,6 \text{ €}}$$

za SLS:

Vrednosti parametara dobijenih izradom modela SLS tehnologijom prikazane su tabeli 7.6.

Parametar	Jedinica	Vrednost
Osnovni materijal m_o (PA 2200)	[kg]	0,073
Pomoćni materijal m_p	[kg]	-
Cena glavnog materijala C_{mo}	[€/kg]	60
Cena pomoćnog materijala C_{mp}	[€/kg]	-
Glavno vreme izrade t_g	[h]	5
Pripremno vreme izrade t_p	[h]	1
Vreme postprocesiranja t_{pp}	[h]	6
Norma sat mašine N_s (EOS Formiga P100)	[€/h]	11,3

Tabela 7.6. Vrednosti parametara izrade SLS modela

Ukupni troškovi izrade SLS modela implantata kolena iznose:

$$T_i = M + T_{vr} = [(m_o \times C_{mo}) + (m_p \times C_{mp})] + [(t_g + t_p + t_{pp}) \times N_s] = [(0,073 \text{ kg} \times 60 \text{ €/kg}) + 0] + [(5 \text{ h} + 1 \text{ h} + 6 \text{ h}) \times 11,3 \text{ €/h}] = 4,38 \text{ €} + 135,6 \text{ €} = \mathbf{139,98 \text{ €}}$$

za 3DP:

Vrednosti parametara dobijenih izradom modela 3DP tehnologijom prikazane su tabeli 7.7.

Parametar	Jedinica	Vrednost
Osnovni materijal m_o (zp151)	[cm ³]	49,26
Pomoćni materijal m_p (ZB60)	[cm ³]	51
Cena osnovnog materijala C_{mo}	[€/cm ³]	0,092
Cena pomoćnog materijala C_{mp}	[€/cm ³]	0,18
Glavno vreme izrade t_g	[h]	3,15
Pripremno vreme izrade t_p	[h]	1
Vreme postprocesiranja t_{pp}	[h]	1
Norma sat mašine N_s (Spectrum Z510)	[€/h]	3,69

Tabela 7.7. Vrednosti parametara izrade 3DP modela

Ukupni troškovi izrade 3DP modela implantata kolena iznose:

$$T_i = M + T_{vr} = [(m_o \times C_{mo}) + (m_p \times C_{mp})] + [(t_g + t_p + t_{pp}) \times N_s] = [(49,26 \text{ cm}^3 \times 0,092 \text{ €/cm}^3) + (51 \text{ cm}^3 \times 0,18 \text{ €/cm}^3)] + [(3,15 \text{ h} + 1 \text{ h} + 1 \text{ h}) \times 3,69 \text{ €/h}] = 13,71 \text{ €} + 19 \text{ €} = \mathbf{32,71 \text{ €}}$$

za FDM:

Vrednosti parametara dobijenih izradom modela FDM tehnologijom prikazane su tabeli 7.8.

Parametar	Jedinica	Vrednost
Osnovni materijal m_o (ABS)	[cm ³]	19,032
Pomoćni materijal m_p (WaterWorks)	[cm ³]	15,9
Cena osnovnog materijala C_{mo}	[€cm ³]	0,2
Cena pomoćnog materijala C_{mp}	[€cm ³]	0,2
Glavno vreme izrade t_g	[h]	6,25
Pripremno vreme izrade t_p	[h]	1
Vreme postprocesiranja t_{pp}	[h]	1
Norma sat mašine N_s (Stratasys Prodigy Plus)	[€h]	4,8

Tabela 7.8. Vrednosti parametara izrade FDM modela

Ukupni troškovi izrade FDM modela implantata kolena iznose:

$$T_i = M + T_{vr} = [(m_o \times C_{mo}) + (m_p \times C_{mp})] + [(t_g + t_p + t_{pp}) \times N_s] = [(19,032 \text{ cm}^3 \times 0,2 \text{ €cm}^3) + (15,9 \text{ cm}^3 \times 0,2 \text{ €cm}^3)] + [(6,25 \text{ h} + 1 \text{ h} + 1 \text{ h}) \times 4,8 \text{ €h}] = 6,98 \text{ €} + 39,6 \text{ €} = 46,58 \text{ €}$$

7.1.6. Ekološki i socijalni aspekt primenjenih AM tehnologija

Sistemi aditivne proizvodnje baziraju se na različitim principima i koriste različite materijale, kako u samom procesu tako i u naknadnim obradama. Zbog svega toga ne postoji jedan detaljan, opštevažeći propis o zaštiti osoblja koje radi na tim uređajima, nego je to propisano po pojedinim vrstama obrade.

Prilikom planiranja i izvođenja proizvodnje u koju su uključene AM tehnologije, moraju biti zadovoljeni odgovarajući propisi iz sledećih oblasti:

- Građevinski propisi,
- Propisi o zaštiti voda,
- Propisi o štetnim ispravanjima,
- Propisi o hemijskom zagađenju i
- Propisi o otpadu.

Najveća opasnost po zagađenje čovekove sredine, pre svega za rukovaoca AM uređajem, potiče od materijala koji se primenjuje u procesu. Sem LOM procesa sa papirom kao radnim medijumom, svi ostali relevantni AM postupci koriste veštačke materijale. Pri tome se za vreme izvođenja procesa odvijaju različite hemijske reakcije ili dolazi do topljenja praha, prilikom čega nastaju štetna isparavanja. Zbog svega ovoga, u zemljama EU uvedeni su strogi propisi kojima se sprečava štetno dejstvo primena AM na čovekovu okolinu. Uvedeni su tzv. sigurnosni dokumenti o svakom

materijalu ponaosob, i to na nacionalnom i na evropskom nivou. Na primer, postoje DIN i EU-dokumenti o materijalu za pojedine vrste AM tehnologija. Ti dokumenti sadrži sve relevantne podatke o materijalu: naziv, oznaka, proizvođač, hemijski sastav, moguće opasnosti, prva pomoć u slučajevima potrebe, rukovanje i manipulisanje, lična zaštitna sredstva, stabilnost i reaktivnost materijala, toksičnost, mogućnost reciklaže, transport, itd.

U daljem tekstu daju se neki aspekti primene pojedinih polimernih materijala u postupcima stereolitografije i PolyJet. Kod ovih tehnologija je veoma bitno da polimer za vreme procesa potpuno otvrdne, tj. da ne preostane tečni, nestvrdnuti polimer u radnoj zoni. Tečni polimer deluje štetno na kožu, a može imati i štetno hemolitičko dejstvo. Pri pojavi prvih simptoma potrebno je primeniti odgovarajuće sredstvo za ispiranje kože, a za vreme procesa SL i PolyJet potrebno je nositi odgovarajuće zaštitne rukavice. Kada je reč o biokompatibilnosti AM modela, tu postoje nova saznanja. U principu, potpuno otvrdnuti akrilati (modeli) su biokompatibilni. Poznati su slučajevi da su određeni akrilati, u vezi sa veštačkim implantatima, već uspešno primenjivani, što može uputiti na zaključak da su takvi modeli biokompatibilni.

U procesu čišćenja modela nakon pojedinih vrsta obrade koristi se TPM sredstvo (kombinacija alkohola i etera), koje sem zaštitnih rukavica ne zahteva neku posebnu zaštitu.

Sistemi i oprema koji se koriste u AM procesima zahtevaju specifična znanja i veštine za rukovanje. Potrebno je ulaganje u teorijsku i praktičnu obuku operatera, koji kasnije mogu opsluživati nekoliko AM mašina.

7.2. Analiza tehnološkičnosti izrađenih ortopedskih implantata

Analiza tehnološkičnost predstavlja proces u kome se utvrđuje stepen tehnološkičnosti proizvoda i vrši korekcija dizajna proizvoda u cilju dobijanja proizvoda koji će biti pogodan za proizvodnju dostupnim postupcima. Za definisanje tehnološkičnosti ne postoji apsolutna mera, niti se proces analize tehnološkičnosti može predstaviti jednim univerzalnim algoritmom, dijagramom ili šematskim prikazom. Za svaku vrstu proizvodnje postoje specifičnosti i razlike modula koje će se javiti pri analizi tehnološkičnosti. Ono što je tehnološkično za jedan proizvodni sistem, za drugi možda nije.

Utvrđivanje stepena tehnološkičnosti konstrukcije ogleda se u nalaženju odgovora na sledeća pitanja [35]:

- Da li neka konstrukcija jeste ili nije izradiva,
- Ukoliko je konstrukcija izradiva, koliki je stepen složenosti izrade i
- Ukoliko konstrukcija nije izradiva, koje osobine konstrukcije uzrokuju probleme u izradi.

Sistemi analize tehnološkičnosti dele se prema prilazu, oceni tehnološkičnosti i nivou automatizacije [60]:

1. Prilaz – razlikuju se dva osnovna prilaza u analizi tehnološkičnosti:

- *Direktan prilaz* ili prilaz baziran na pravilima (rule-base) kod kojeg se pravila koriste da se identifikuju neodgovarajući atributi dizajna proizvoda. Ovaj prilaz je najpogodniji za near-net proizvodnju.
- *Indirektan prilaz* ili prilaz baziran tehnološkim procesima (plan-base) kod kojeg se na bazi dizajna proizvoda projektuje idejno rešenje tehnološkog procesa a zatim vrši modifikacija delova procesa i dizajna u cilju smanjenja troškova.

2. Ocena tehnološkičnosti – postoji više skala i njihovih kombinacija za ocenu tehnološkičnosti:

- *Binarna ocena*. Ovo je primarni oblik izražavanja stepena tehnološkičnosti, kod kojeg se jednostavno izveštava da li je dati skup atributa konstrukcija proizvoda tehnološkičan ili nije (0 ili 1),
- *Kvalitativno ocenjivanje*. U ovom slučaju, stepen tehnološkičnosti proizvoda u okviru određenog tehnološkog postupka ili stepen tehnološkičnosti proizvoda se ocenjuju kvalitativno, opisnim ocenama: loš, prosečan, dobar, odličan. Ponekad se ovakve ocene tehnološkičnosti teško interpretiraju, npr. u situacijama kada projektanti imaju više alata za ocenu tehnološkičnosti, itd.
- *Kvantitativna ocena*. Ovaj tip uključuje izražavanje stepena tehnološkičnosti proizvoda kroz kvantitativno ocenjivanje dodeljivanjem numeričkih vrednosti na apstraktnoj skali, koja može biti sa različitim rasponom vrednosti. Isto kao i kod kvalitativnog ocenjivanja postoji problem kod interpretacije ocene, upoređivanja i kombinovanja više skala.
- *Vreme i troškovi*. Kako sve tehnološke operacije imaju merljivo vreme i troškove oni se mogu iskoristiti kao osnova za odgovarajući sistem određivanja stepena tehnološkičnosti. Vrednovanje bazirano na vremenu i troškovima može se kombinovati u zbirnu ocenu tehnološkičnosti. Ovi parametri prikazuju stvaran uvid u složenost proizvodnje posmatranog proizvoda i mogu lako biti iskorišćeni kao pomoć u donošenju odluka. Ovi parametri se ipak ne mogu direktno koristiti za utvrđivanje da li je projektant postigao zadovoljavajući nivo tehnološkičnosti proizvoda.

3. Nivo automatizacije – pokazuje nivo učešća projektanta u donošenju odluka, kao i vrstu informacija koje se prosleđuju projektantu:

- *Količina i vrsta interakcije projektanta*. Kod nekih sistema projektant mora posebno da predstavi proizvod pomoću tipskih oblika iz baze podataka, dok se kod nekih sofisticiranih sistema prepoznavanje tipskih oblika vrši automatski ili uz određenu pomoć projektanta.
- *Količina i vrsta povratnih informacija*. Najviše sistema za analizu tehnološkičnosti obezbeđuje neku vrstu ocene tehnološkičnosti kompletne konstrukcije proizvoda, dok neki sistemi daju dekompoziciju ocene tehnološkičnosti pojedinih atributa proizvoda. Kod pojedinih sistema, pored ocene tehnološkičnosti, daju se i preporuke za redizajn pojedinih površina, tipskih oblika delova ili pak proizvoda u celini.

U ovom istraživanju, primenom Binarnog ocenjivanja tehnološkičnost izrade i konstrukcije ortopedskih implantata razmatrana je analizom dva parametra K_n – konstrukcije i M_n – materijala:

1. Konstrukcija implantata $K=(K_1...K_n)$ – varijante različitih konstrukcijskih rešenja ortopedskih implantata koji pokazuje da se oblik i dimenzije konstrukcije mogu realizovati raspoloživim tehnologijama.

U analizi tehnološkičnosti razmatrana su dva konstrukcijska rešenja:

- K_1 – varijanta standardne konstrukcije sa punim modelom implantata i
 - K_2 – varijanta specifične konstrukcije namenjene preciznom livenju sa šupljim modelom.
2. Materijal za izradu dela $M=(M_1...M_n)$ – koji pokazuje da li je moguće raspoloživim materijalima izraditi AM modele ortopedskih implantata primenljive za postupak preciznog livenja.

U analizi tehnološkičnosti razmatrane su četiri vrste materijala i to:

- M_1 – materijali primenljivi za direktnu izradu topljivih modela,
- M_2 – materijali primenljivi za direktnu izradu alata,
- M_3 – materijali primenljivi za indirektnu izradu alata, i
- M_4 – materijali primenljivi za direktnu izradu keramičke školjke.

Za analizu su uzete u obzir četiri prethodno opisane AM tehnologije (PolyJet, SLS, 3DP i FDM) i sistemi koji su i korišćeni za izradu modela ortopedskih implantata. U tabeli 7.9 dati su rezultati Binarnog ocenjivanja tehnološkičnosti konstrukcije ortopedskih implantata.

Varijantna rešenja konstrukcije ortopedskih implantata		Tehnologije			
Oznaka konstrukcije	Oznaka materijala	PolyJet	SLS	3DP	FDM
K_1	M_1	0	1	1	1
K_1	M_2	0	1	1	1
K_1	M_3	1	1	1	1
K_1	M_4	0	0	0	0
K_2	M_1	0	1	1	1

Tabela 7.9. Binarno ocenjivanje tehnološkičnosti konstrukcije ortopedskih implantata

Analiza tehnološkičnosti je pokazala da se predloženo konstrukcijsko rešenje može uspešno izraditi na svim raspoloživim sistemima za varijantu standardne konstrukcije sa punim modelom i materijala primenljivih za indirektnu izradu topljivih modela.

Kada je u pitanju direktna izrada topljivih modela obe predložene varijante sa punim i šupljim modelom mogu se izraditi pomoću SLS, 3DP i FDM tehnologije. Sa druge

strane PolyJet tehnologijom se mogu izrađivati i puni i šuplji modeli, ali od materijala koji nisu primenljivi za direktnu izradu topljivih modela.

Nijednom od analiziranih raspoloživih tehnologija ne mogu se direktno izrađivati keramičke školjke za precizno livenje.

7.3. Izbor optimalnog tehnološkog postupka za izradu AM modela primenljivih u preciznom livenju

Kod ocene tehnološkosti razmatrano je koje varijantno rešenje konstrukcije od više predloženih je moguće izraditi primenom određenog tehnološkog postupka, uz ostvarivanje zahtevanog kvaliteta i minimalnih troškova, dok se izbor optimalnog tehnološkog postupka zasniva na komparaciji različitih raspoloživih tehnoloških postupaka u izradi jednog konstrukcijskog rešenja i utvrđivanju koji od tih postupaka predstavlja optimalno rešenje za izradu topljivih modela za precizno livenje.

Za izbor neke tehnološkog postupka, metoda ili tehnologije, najvažniji su sledeći kriterijumi [92], [95]:

1. *Kriterijum proizvoda,*
2. *Kriterijum tehnološkog postupka,*
3. *Ekonomski kriterijum i*
4. *Zaštita životne sredine i socijalni kriterijum.*

Rezultat ocene navedenih kriterijuma treba da bude izbor optimalne tehnološke varijante za date uslove. Samo potpuna i temeljna analiza će pokazati koja je tehnološka varijanta opravdana.

Za rešavanje složenih zadataka ocene i izbora optimalnog tehnološkog postupka razvijene su brojne metode višekriterijumske optimizacije, a jedna od najpoznatijih i poslednjih godina najviše korišćenih je metoda Analitičko hijerarhijski proces (AHP – The Analytic Hierarchy Process). Metoda AHP omogućava precizno definisanje kriterijumskih funkcija za ocenu posmatranih varijanti tehnologija, kako na bazi numeričkih, tako i na bazi opisnih ocena elemenata kvaliteta, odnosno obeležja.

Metodu AHP je razvio Thomas Saaty početkom sedamdesetih godina dvadesetog veka i ona predstavlja vrlo važnu metodu za odlučivanje. Ova metoda ima svoju primenu u rešavanju kompleksnih problema čije elemente čine ciljevi, kriterijumi, podkriterijumi i alternative. O važnosti Analitičkog hijerarhijskog procesa (AHP) dovoljno govori činjenica da je metoda detaljno proučavana i unapređivana putem mnogih naučnih radova na prestižnim svetskim univerzitetima, kao i da se svake godine održava međunarodna naučna konferencija ISAHP, posvećena AHP metodi i mogućnostima njene primene (International Conference on Analytic Hierarchy Process) [8], [59].

U poređenju sa drugim metodama, AHP metoda je često pokazivala bolje praktične karakteristike što je od velike važnosti, posebno ako se ima u vidu još uvek prisutni animozitet donosioca odluke donosioca odluka prema sofisticiranim metodama odlučivanja.

Analitičko hijerarhijski proces se zasniva na konceptu balansa koji se koristi za određivanje sveukupne relativne značajnosti skupa parametara, aktivnosti ili kriterijuma, a odnosi se na analizirani problem odlučivanja. To se može postići struktuiranjem bilo kog kompleksnog problema odlučivanja, koji uključuje više osoba, više kriterijuma i više perioda u veći broj hijerarhijskih nivoa, dodeljujući težine u obliku serije matrica poređenja parova, a potom i korišćenjem sistema za podršku odlučivanju radi određivanja normalizovanih težina.

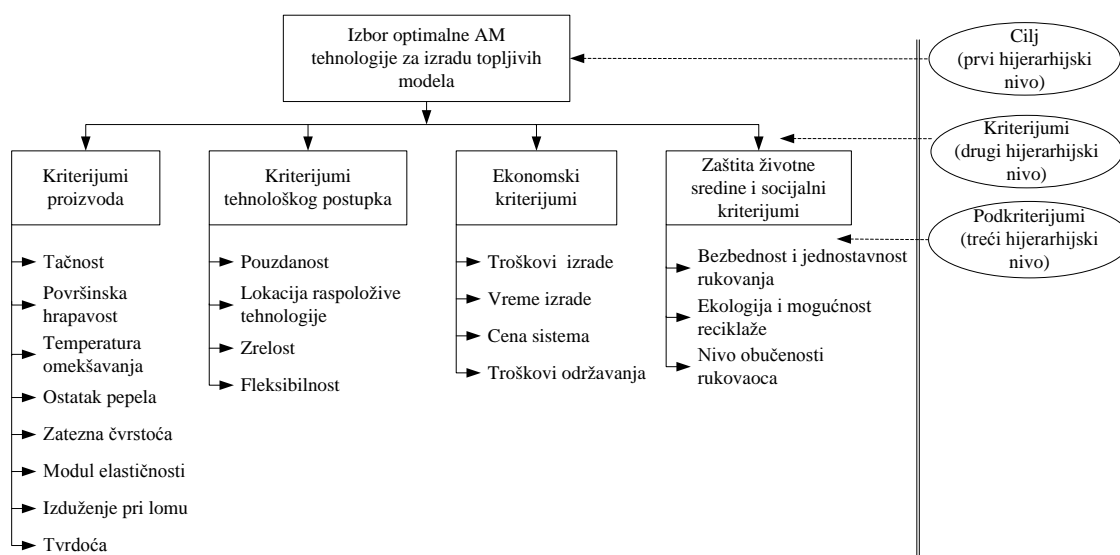
Aplikacija AH procesa podrazumeva četiri faze:

1. *Struktuiranje problema,*
2. *Prikupljanje podataka,*
3. *Ocenjivanje relativnih težina i*
4. *Određivanje rešenja problema.*

7.3.1. Struktuiranje problema

Ova faza se sastoji od dekomponovanja bilo kog kompleksnog problema odlučivanja u seriji hijerarhija, gde svaki nivo predstavlja manji broj upravljivih atributa. Oni se potom dekomponuju u drugi skup elemenata koji odgovara sledećem nivou, itd. Ovakvo hijerarhijsko struktuiranje bilo kog problema odlučivanja na ovaj način je efikasan put rešavanja kompleksnih realnih problema i identifikovanje značajnih parametara u cilju dostizanja sveukupnog cilja problema.

Grafički prikaz hijerarhijske strukture konstruisanog AHP modela sa ciljem, kriterijumima i podkriterijumima prikazan je na slici 7.1.



Slika 7.1. Hijerarhijska struktura konstruisanog modela

U postupku razvoja hijerarhijskog modela problema odlučivanja, primenom softvera Expet Choice, razvijena je hijerarhijska struktura u pet nivoa. Na prvom hijerarhijskom nivou nalazi se cilj, koji je u ovom slučaju definisan kao „Izbor optimalne AM tehnologije za izradu topljivih modela”. Na drugom nivou, nalaze se kriterijumi odlučivanja: kriterijum proizvoda, kriterijum tehnološkog postupka, ekonomski

kriterijum i zaštita životne sredine i socijalni kriterijum. Na trećem hijerarhijskom nivou, nalaze se podkriterijumi odlučivanja. Na poslednjem, najnižem nivou, nivou četiri, nalaze se četiri zadate alternative: varijanta SLS EOS Formiga P100, varijanta 3D Printing Spectrum Z510, varijanta FDM Stratasys Prodigy Plus i varijanta PolyJet Objet30.

7.3.2. Prikupljanje podataka

Druga faza AH procesa počinje prikupljanjem podataka i njihovim merenjem. Zatim se vrši evaluacija, odnosno dodeljivanje relativnih ocena u parovima parametara jednog hijerarhijskog nivoa, za date parametre sledećeg višeg hijerarhijskog nivoa. Isti proces se ponavlja za sve nivoe celokupne hijerarhije. Poređenje svih parametara u hijerarhijskom stablu vrši se na svim nivoima pomoću Saaty-jeve skale za poređenje parova, koja je prikazana u tabeli 7.10. Oni koji procenjuju mogu koristiti sopstvena verovanja, procene ili informacije pri dodeljivanju težina ukoliko ne raspolažu sa objektivnim podacima.

Razmatranjem prednosti i nedostataka individualnog i grupnog odlučivanja, za potrebe ovog dela istraživanja nije korišćena opcija grupnog odlučivanja, koja je inače podržana od strane programskog alata Expert Choice. Ipak, pri kreiranju AHP modela i unosu najvažnijih procena konsultovani su stručnjaci iz laboratorija u kojima su izrađeni eksperimentalni uzorci ortopedskih implantata izabranim AM tehnologijama, kao i inženjeri iz livnice preciznog liva.

Po kompletiranju ovog procesa dobiće se odgovarajuća matrica upoređivanja po parovima koja odgovara svakom nivou hijerarhije.

$$S = \{ 1/9, 1/8, 1/7, 1/6, 1/5, 1/4, 1/3, 1/2, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 \} \quad (7.7)$$

Značaj	Definicija	Objašnjenje
1	Isti značaj	Dva elementa imaju isti značaj
3	Slaba nadmoć	Praksa ili procena slabo favorizuje jedan element
5	Snažna nadmoć	Praksa ili procena snažno favorizuje jedan element
7	Dokazana nadmoć	Nadmoć jednog elementa dokazana u praksi
9	Apsolutna nadmoć	Najviši stepen nadmoći jednog elementa nad drugim
2, 4, 6, 8	Srednje vrednosti	Potreban kompromis

Tabela 7.10. Saaty-jeva skala za poređenje parova [75]

U tabeli 7.11 prikazan je preliminarni skup atributa za vrednovanje tehnoloških postupaka sa definisanim pokazateljima za procenu.

Kriterijumi	Podkriterijumi	Pokazatelj	Značaj	
Kriterijum proizvoda	Tačnost	Kolika je tačnost izrade dela?	10-najviše 7-visoko	5-srednje 3-nisko
	Površinska hrapavost	Kolika je površinska hrapavost izrađenog dela?	10-najviše 7-visoko	5-srednje 3-nisko
	Temperatura omekšavanja	Kolika je temperatura omekšavanja?	7-10 odgovarajuća 2-5 manje odgovarajuća 0-1 neodgovarajuća	
	Ostatak pepela	Koliki je procenat ostatka pepela?	10-najmanji 7-manji	5-srednji 3-visoki
	Zatezna čvrstoća	Kolika je zatezna čvrstoća materijala?	10-najviša 7-visoka	5-srednja 3-niska
	Modul elastičnosti	Koliki je modul elastičnosti materijala?	10-najviši 7-visok	5-srednji 3-niski
	Izduženje pri lomu	Koliko je izduženje pri lomu?	10-najviše 7-visoko	5-srednje 3-nisko
	Tvrdoća	Kolika je tvrdoća materijala?	10-najviša 7-visoka	5-srednja 3-niska
Kriterijumi tehnološkog postupka	Pouzdanost	Kolika je pouzdanost procesa da ostvari očekivani rezultat?	10-najviša 7-visoka	5-srednja 3-niska
	Lokacija raspoložive tehnologije	Udaljenost dostupne tehnologije?	7-10 u Srbiji 2-5 u okruženju 0-1 velika udaljenost	
	Zrelost tehnologije	Raspoloživost tehnologije na tržištu?	7-10 aktuelna 3-7 nadolazeća tehnologija 0-2 u fazi razvoja	
	Fleksibilnost	Mogućnost rada sa više materijala	7-10 bez problema 3-7 uz manja ograničenja 0-2 uz veća ograničenja	
Ekonomski kriterijumi	Troškovi izrade	Koliki su troškovi izrade jednog implantata?	10-najmanji 7-manji	5-srednji 3-najviši
	Vreme izrade	Koliko je vreme izrade implantata?	10-najmanje 7-manje	5-srednje 3-najviše
	Cena sistema	Kolika je cena sistema?	10-niska 7-srednja	5-visoka 3-najviša
	Troškovi održavanja	Koliki su troškovi održavanja?	10-niski 7-srednji	5-visoki 3-najviši
Zaštita životne sredine i socijalni kriterijumi	Bezbednost i jednostavnost rukovanja	Jednostavnost rukovanja, rizik od povrede	10-najviša 7-visoko	3-srednje 0-nisko
	Štetnost za čovekovu okolinu i mogućnost reciklaže	Stepen zagađenja radne i životne sredine, mogućnost reciklaže	10-najmanji 7-srednji	3-visok 0-najviši
	Nivo obučenosti rukovaoca	Potreban stepen obučenosti rukovaoca opremom	10-nizak 7-srednji	3-visoki 0-najviši

Tabela 7.11. Skup atributa za vrednovanje tehnoloških postupaka sa pokazateljima za procenu

U tabeli 7.12 prikazane su vrednosti parametara za različite AM tehnološke postupke, a na osnovu analiziranih procesa izrade jednog modela implantata kolena.

	AM tehnologija	SLS	3DP	FDM	PolyJet
	Sistem	Formiga P100	Spectrum Z510	Prodigy Plus	Objet30
	Materijal	PA 2200	ZP151	ABS	VeroBlack FullCure870
Kriterijumi	Podkriterijumi				
Kriterijum proizvoda	Tačnost [%]	0,62	1,41	1,13	1,08
	Površinska hrapavost [μm]	100-125	75-100	100-125	12-24
	Temperatura omekšavanja [°C]	130	115	98	47
	Ostatak pepela [%]	>1	<1	0,05	0,005
	Zatezna čvrstoća [MPa]	48	14,2	22	51
	Modul elastičnosti [MPa]	1750	9,45	1627	2192
	Izduženje pri lomu [%]	18	0,23	6	18
	Tvrdoća po Šoru (D skala)	75	87	109,5 R	83
Kriterijumi tehnološkog postupka	Pouzdanost	Visoka	Visoka	Visoka	Visoka
	Lokacija raspoložive tehnologije	Srbija	Srbija	Češka, (Srbija)	Rumunija, (Srbija)
	Zrelost tehnologije	Aktuelna	Aktuelna	Aktuelna	Aktuelna
	Fleksibilnost	Visoka	Visoka	Manja	Srednja
Ekonomski kriterijumi	Troškovi izrade [€]	139,98	32,71	46,58	97,6
	Vreme izrade [h]	12,00	5,15	8,25	18,62
	Cena sistema [€]	150000	50000	65000	35000
	Troškovi održavanja [€/god]	7500	2500	2500	1750
Zaštita životne sredine i socijalni kriterijumi	Bezbednost i jednostavnost rukovanja	Srednja	Srednja	Srednja	Visoka
	Štetnost za čovekovu okolinu i mogućnost reciklaže	Manje štetna	Manje štetna	Manje štetna	Srednja
	Nivo obučeniosti rukovaoca	Visok	Visok	Visok	Visok

Tabela 7.12. Vrednosti parametara za različite AM tehnologije

7.3.3. Ocenjivanje relativnih težina

Ova faza prevodi matricu poređenja po parovima u probleme određivanja sopstvenih vrednosti, radi dobijanja normalizovanih i jedinstvenih sopstvenih vektora težina za sve parametre na svakom nivou hijerarhije.

Pretpostavimo da dati nivo hijerarhije ima n atributa A_1, A_2, \dots, A_n sa vektorom težina $t=(t_1, t_2, \dots, t_n)$. Potrebno je naći t u cilju određivanja relativnog značaja za A_1, A_2, \dots, A_n . Ukoliko onaj ko ocenjuje težine upoređuje svaki par $A_j(t_i/t_j)$, tada se može formirati matrica upoređivanja parova kao:

$$A = (a_{ij}) = \begin{bmatrix} A_1 & A_2 & \dots & A_j & \dots & A_n \\ t_1/t_1 & t_1/t_2 & \dots & t_1/t_j & \dots & t_1/t_n \\ t_2/t_1 & t_2/t_2 & \dots & t_2/t_j & \dots & t_2/t_n \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ t_i/t_1 & t_i/t_2 & \dots & t_i/t_j & \dots & t_i/t_n \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ t_n/t_1 & t_n/t_2 & \dots & t_n/t_j & \dots & t_n/t_n \end{bmatrix} \quad (7.8)$$

Potom se normalizovani vektor težina $t=(t_1,t_2,\dots,t_n)$ može naći rešavanjem odgovarajućeg problema najveće sopstvene vrednosti:

$$At = nt \quad (7.9)$$

Neka je A, recipročna, tj. matrica sa osobinom:

$$a_{ij}=1/a_{ji} \text{ i } a_{ij}=1 \text{ za sve } i, j=1,\dots,n \quad (7.10)$$

Takođe je poznato da ako su dijagonalni elementi matrice A jednaki 1 ($a_{ij}=1$) i ako je A regularna matrica, tada male promene u vrednostima za a_{ij} zadržavaju najveću sopstvenu vrednost na, recimo λ_{\max} , a ostale sopstvene vrednosti su približno jednake nuli:

$$At = \lambda_{\max} t \quad (7.11)$$

Indeks konzistentnosti (IK), kao mera konzistentnosti odstupanja n od λ_{\max} može se izračunati iz sledećeg izraza:

$$IK = \frac{\lambda_{\max} - n}{n - 1} \quad (7.12)$$

za vrednost manju od 0,10 uopšteno se smatra da predstavlja zadovoljavajuću meru koja indicira da su procene (za a_{ij}) konzistentne i da je zbog toga određena vrednost za λ_{\max} bliska idealnoj vrednosti koju želimo da procenimo.

Donosilac odluke teško zadržava konzistentnost pri procenjivanju vrednosti ili odnosa kvalitativnih elemenata u hijerarhiji. AHP na odredjen način ublažava ovaj problem tako što meri stepen nekonzistentnosti i o tome obaveštava donosioca odluke. Opcija *inconsistency* u alatu Expert Choice identifikuje moguće greške i nekonzistentnost u proceni.

Posle 6 poređenja ($(4 \times 3)/2 = 6$) urađenih u softveru Expert Choice formirana je matrica poređenja. Dimenzije matrice su 4 x 4, pošto svaka kolona i red odgovaraju jednom kriterijumu. Ako se matrica označi kao $A = \{a_{ij}\}$, sve vrednosti dobijaju se unošenjem relativnog značaja jednog kriterijuma u odnosu na drugi, s obzirom na cilj. Ova matrica prikazana je u tabeli 7.13.

	Kriterijum proizvoda	Kriterijum tehnološkog postupka	Ekonomski kriterijum	Zaštita životne sredine i socijalni kriterijum
Kriterijum proizvoda	1	3	3	5
Kriterijum tehnološkog postupka	1/3	1	1/2	3
Ekonomski kriterijum	1/3	2	1	3
Zaštita životne sredine i socijalni kriterijum	1/5	1/3	1/3	1

Tabela 7.13. Matrica poređenja kriterijuma u odnosu na cilj

Nakon primene Analitičko-hijerarhijskog procesa u izboru optimalnog AM procesa za primenu u postupku preciznog livenja, dobijeni su rezultati o ocenjivanju relativnog značaja kriterijuma, s obzirom na kriterijume na višem nivou i cilj AH procesa, i dati su u tabeli 7.14.

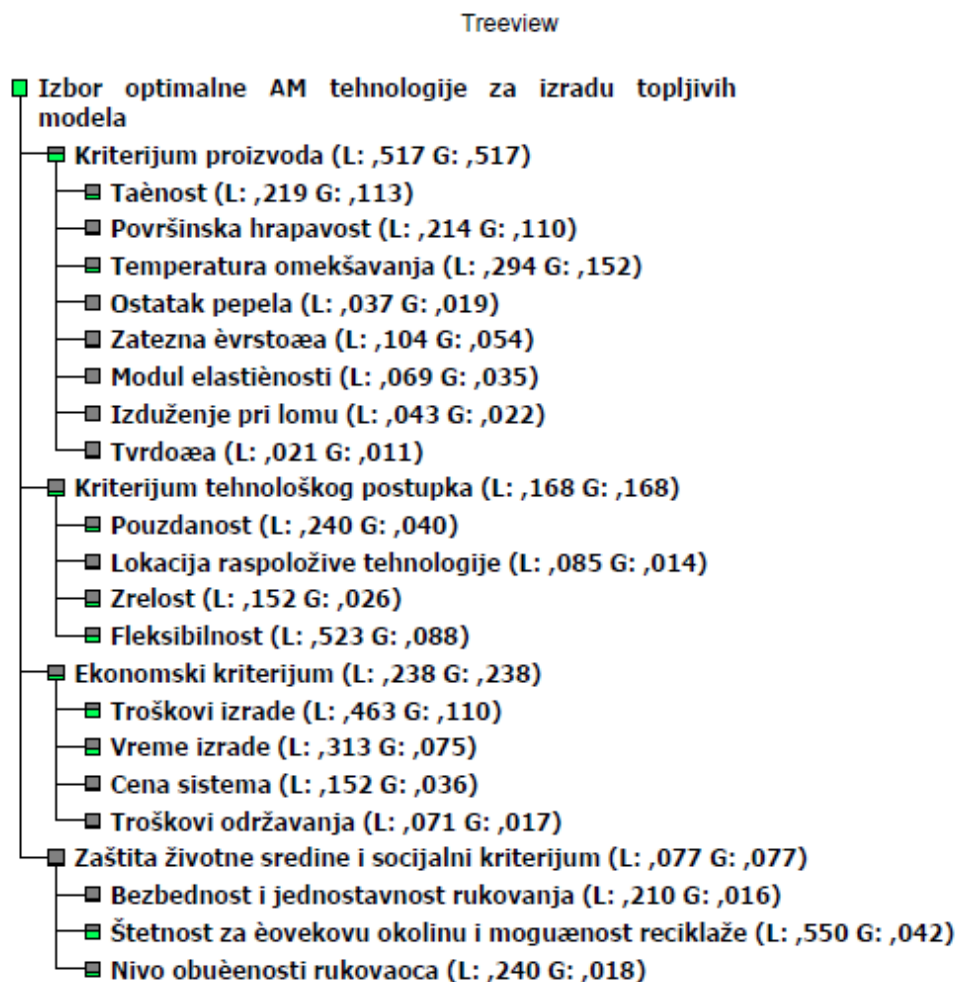
Kriterijumi	Podkriterijumi	Lokalni značaj	Ukupni značaj
Kriterijum proizvoda			0,517
	Tačnost	0,219	0,113
	Površinska hrapavost	0,214	0,110
	Temperatura omekšavanja	0,294	0,152
	Ostatak pepela	0,037	0,019
	Zatezna čvrstoća	0,104	0,054
	Modul elastičnosti	0,069	0,035
	Izduženje pri lomu	0,043	0,022
	Tvrdoća	0,021	0,011
Kriterijum tehnološkog postupka			0,168
	Pouzdanost	0,240	0,040
	Lokacija raspoložive tehnologije	0,085	0,014
	Zrelost	0,152	0,026
	Fleksibilnost	0,523	0,088
Ekonomski kriterijum			0,238
	Troškovi izrade	0,463	0,110
	Vreme izrade	0,313	0,075
	Cena sistema	0,152	0,036
	Troškovi održavanja	0,071	0,017
Zaštita životne sredine i socijalni kriterijum			0,077
	Bezbednost i jednostavnost rukovanja	0,210	0,016
	Štetnost za čovekovu okolinu i mogućnost reciklaže	0,550	0,042
	Nivo obučenosti rukovaoca	0,240	0,018

Tabela 7.14. Značaj kriterijuma u AH procesu

7.3.4. Određivanje rešenja problema

Poslednja faza AH procesa podrazumeva nalaženje tzv. kompozitnog normalizovanog vektora. Pošto su sukcesivni nivoi hijerarhije međusobno povezani, jedinstveni kompozitni vektor jedinstvenih i normalizovanih vektora težina za celokupnu hijerarhiju će se odrediti množenjem vektora težina svih sukcesivnih nivoa. Takav kompozitni vektor će se kasnije koristiti za nalaženje relativnih prioriteta svih elemenata na najnižem hijerarhijskom nivou, što omogućava dostizanje postavljenih ciljeva celokupnog problema.

Na slici 7.2 data je hijerarhijska struktura problema odlučivanja u procesu izbora optimalne AM tehnologije za izradu topljivih modela u postupku preciznog livenja. Pored svakog kriterijuma i podkriterijuma, u zagradi su date po dve vrednosti. Prva vrednost, vrednost L, je lokalna važnost kriterijuma (podkriterijuma), odnosno, njegova važnost unutar grupe kojoj pripada. Druga vrednost, vrednost G, je globalna važnost svakog od kriterijuma (podkriterijuma), odnosno, njegova važnost u kompletnoj hijerarhijskoj strukturi, a u odnosu na zadati cilj.



Slika 7.2. Hijerarhijska struktura razmatranog problema sa vrednostima kriterijuma

Vrednost alternativa u odnosu na zadati cilj data je u posebnoj tabeli na slici 7.3. U konkretnom slučaju najveću vrednost (najveću važnost na ostavriavanje postavljenog cilja) ima alternativa 3D Printing Spectrum Z510 sa vrednošću 0,277.

Alternatives

SLS EOS Formiga P100	,246
3D Printing Spectrum Z510	,277
FDM Stratasys Prodigy Plus	,233
PolyJet Objet30	,244

Slika 7.3. Konačne vrednosti alternativa u odnosu na zadati cilj

Očigledno je da je kriterijum proizvoda najvažniji kriterijum sa koeficijentom od 0,517. Zaštita životne sredine i socijalni kriterijum se pokazao kao kriterijum od najmanje važnosti sa koeficijentom 0,077, što u stvari ukazuje na spremnost korisnika i potencijalnih korisnika AM sistema na izvesne kompromise, kada su u pitanju krajnji efekti primene ove tehnologije.

Ekonomski kriterijum je na drugom mestu sa koeficijentom 0,238 a kao značajniji podkriterijumi izdvojili su se troškovi i vreme izrade.

Kada je u pitanju kriterijum tehnološkog postupka, treći po značaju sa koeficijentom 0,168 uočava se važnost fleksibilnosti i pouzdanosti u odnosu na zrelost i lokaciju raspoložive tehnologije.

Na slici 7.3 uočava se da alternative SLS (0,246) i PolyJet (0,244) imaju približne vrednosti, a da alternativa FDM (0,233) ima nešto nižu ocenu od ostale tri alternative.

Detaljnija analiza rezultata AHP metode preko analize osetljivosti prikazana je u poglavlju 8.3 Analiza rezultata višekriterijumske optimizacije.

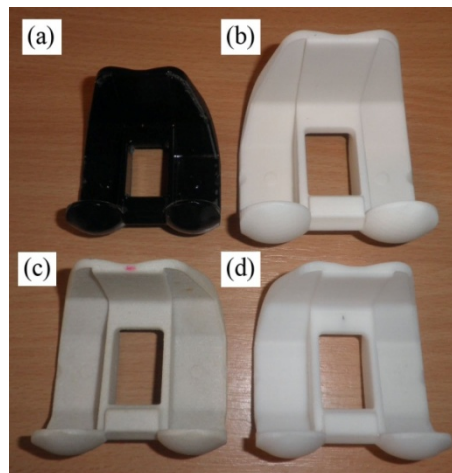
8. ANALIZA I DISKUSIJA REZULTATA

Cilj disertacije je bio da se na osnovu teorijskih i eksperimentalnih istraživanja potencijala predložene metode za korišćenje savremenih informaciono-proizvodnih tehnologija u preciznom livenju, utvrde efekti primene razvijene metode na skraćenje vremena i smanjenje troškova proizvodnje u postupku preciznog livenja prilagođenih ortopedskih implantata.

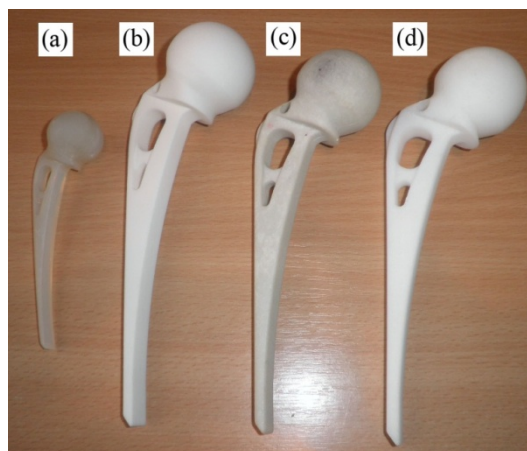
U ovom poglavlju prikazana je analiza i diskusija rezultata dobijenih na osnovu eksperimentalnog dela istraživanja, numeričke simulacije i primene metode višekriterijumske optimizacije koji su prikazani u prethodnim poglavljima.

8.1. Analiza eksperimentalnih rezultata

U eksperimentalnom delu istraživanja primenom četiri različita AM procesa (PolyJet, SLS, 3DP i FDM) izrađeno je 25 modela različitih implantata, a na slikama 8.5 i 8.6 prikazani su najvažniji AM modeli implantata kolena i kuka.

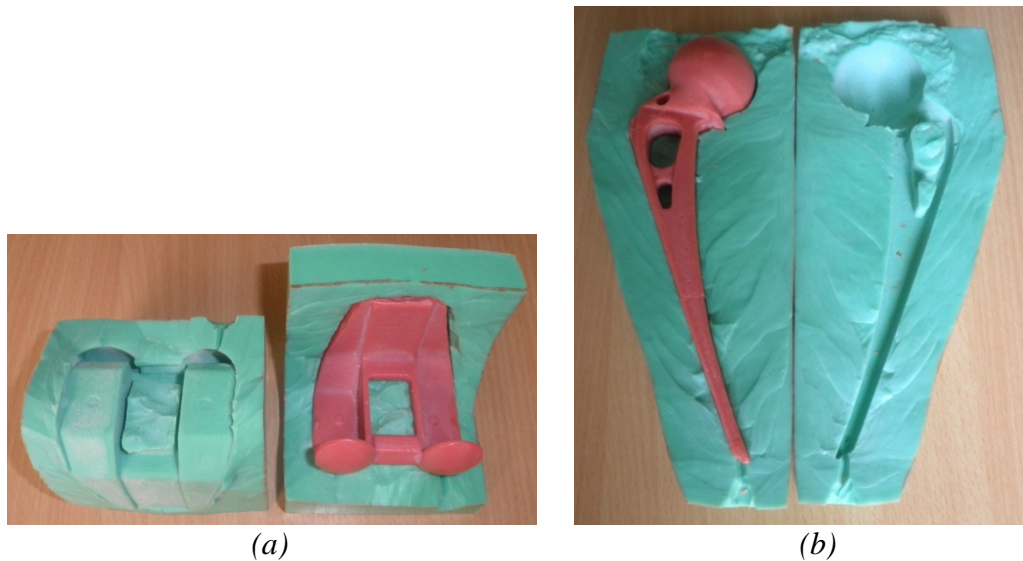


Slika 8.1. Završni modeli implantata kolena:
PolyJet (a), SLS (b), 3DP (c) i FDM (d)



Slika 8.2. Završni modeli implantata kuka:
PolyJet (a), SLS (b), 3DP (c) i FDM (d)

Primenom tehnologije brizganja voska u kalupe od silikonske gume, a na osnovu 3DP master modela, izrađeno je šest voštanih modela standardnih i prilagođenih implantata. Na slici 8.3 prikazani su najvažniji kalupi i voštani modeli izrađeni u eksperimentalnom delu istraživanja.



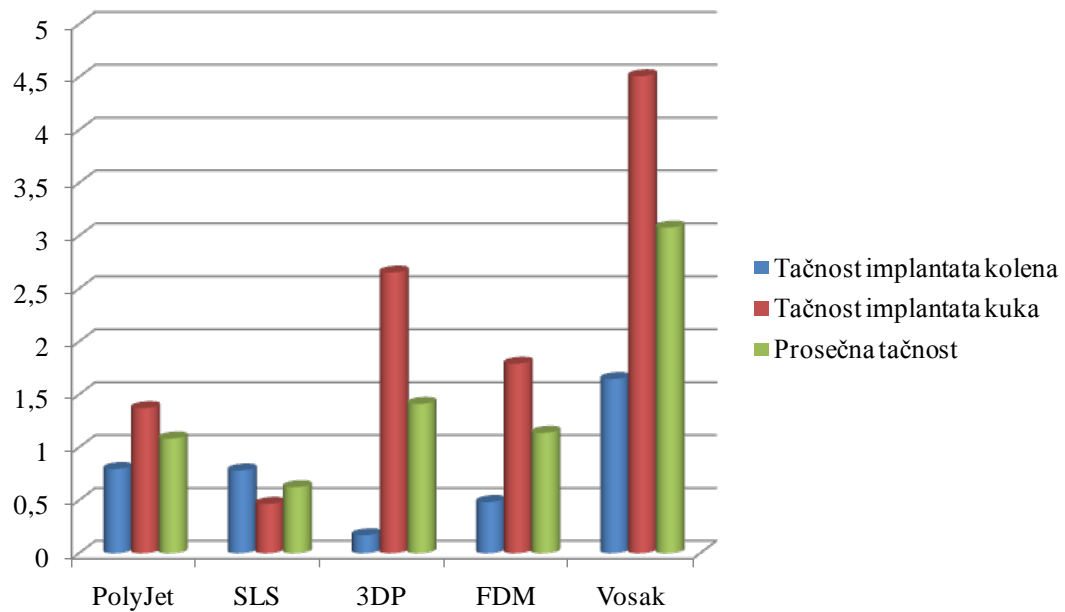
Slika 8.3. Završni silikonski kalupi i voštani modeli implantata kolena (a) i kuka (b)

Izrada topljivih modela ortopedskih implantata kolena i kuka spomenutim AM tehnologijama, kao i detaljna analiza tehnoloških postupaka izrade istih različitim AM sistemima i materijalima, pokazali su prednosti i nedostatke svake od primenjenih tehnologija u izradi topljivih modela za postupak preciznog livenja.

U poglavlju 7.1 date su uporedne vrednosti tačnosti izrade, vremena izrade, utrošenog materijala, troškova na osnovu vremena izrade, troškova materijala i ukupnih troškova izrade implantata kolena pomoću PolyJet, SLS, 3DP i FDM tehnologije.

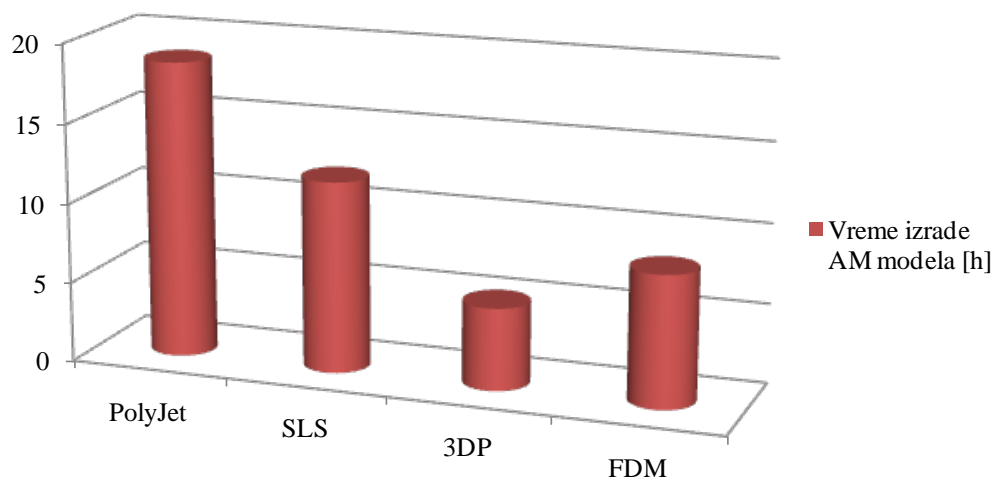
Kada se posmatra dijagram na slici 8.4 koji prikazuje uporednu analizu tačnosti izrade AM i voštanih modela implantata kolena i kuka može se zaključiti sledeće:

- Proces SLS je u eksperimentu pokazao najbolju prosečnu tačnost izrade sa malom razlikom u tačnosti između procesa izrade modela implantata kolena i kuka,
- Kada se uporede AM procesi najmanju prosečnu tačnost imao je 3DP proces, s tim što je imao najbolju tačnost izrade kod implantata kolena i značajno slabiju tačnost kod izrade modela implantat kuka i
- Indirektni pristup izrade voštanih modela implantata pokazao se kao najmanje tačan, a na to je uticalo nekoliko faktora. Važno je napomenuti da se ovaj procenat tačnosti može značajno poboljšati korigovanjem faktora skaliranja. Obzirom da je eksperimentalni uzorak voštanog modela namenjen isključivo za potrebe istraživanja, a ne za livenje implantata za ugradnju, nisu uzeti u obzir faktori skupljanja voska i silikona. Ovo će biti predmet budućih istraživanja.



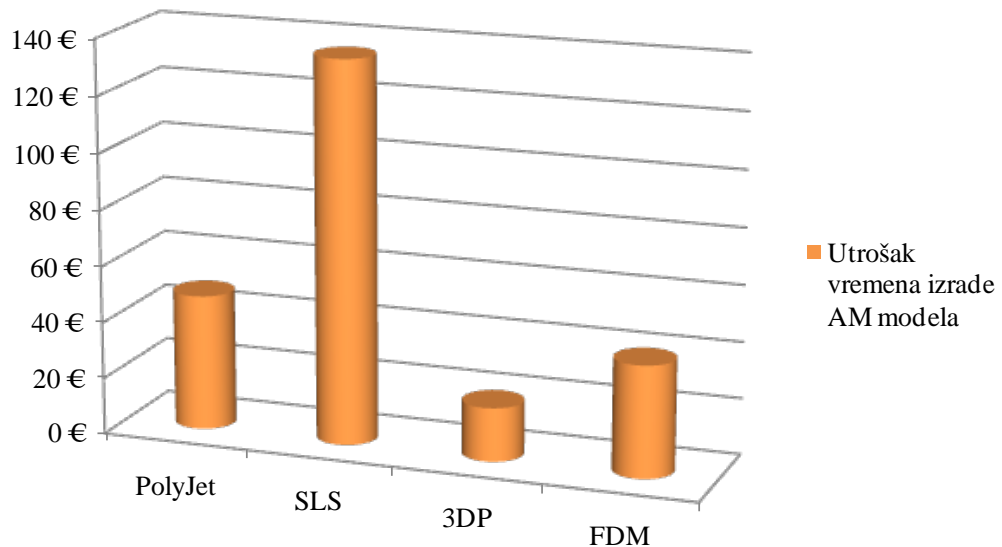
Slika 8.4. Uporedni dijagram tačnosti izrade topljivih modela implantata različitim tehnologijama

Analiza vremena izrade, dijagram na slici 8.5, pokazuje da je 3DP tehnologijom najbrže realizovana izrada implantata kolena (5,15 h) u poređenju sa FDM (8,25 h), SLS (12 h) i PolyJet (18,62 h) tehnologijama. Interesantno je napomenuti da je kod procesa SLS glavno vreme izrade (5 h) za jedan čas kraće u odnosu na završno vreme (6 h) potrebno za hlađenje i čišćenje sinterovanog dela.



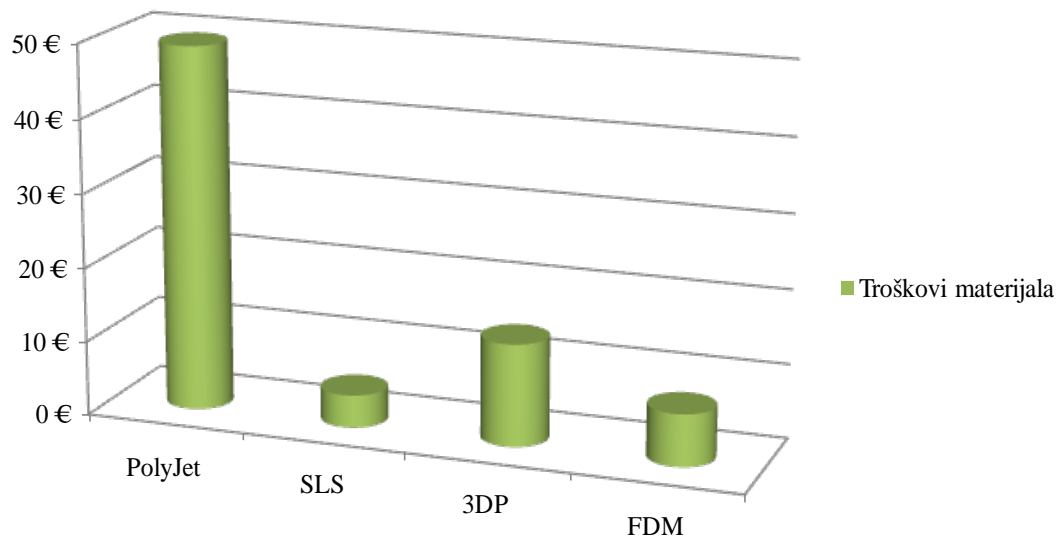
Slika 8.5. Uporedna analiza vremena izrade implantata kolena za različite AM tehnologije

Kada su u pitanju troškovi nastali kao proizvod vremena izrade i norma sata za AM sisteme, 3DP tehnologija se pokazala kao najekonomičnija tehnologija sa 48,04 €. Kod SLS tehnologije su troškovi najveći i iznose 135,6 €, a razlog tome je relativno visoka vrednost norma sata. Zbog toga je npr. SLS tehnologija manje ekonomična u odnosu na PolyJet iako je vreme izrade dela znatno kraće. Dijagram na slici 8.6 prikazuje troškove nastale na osnovu vremena izrade AM modela.



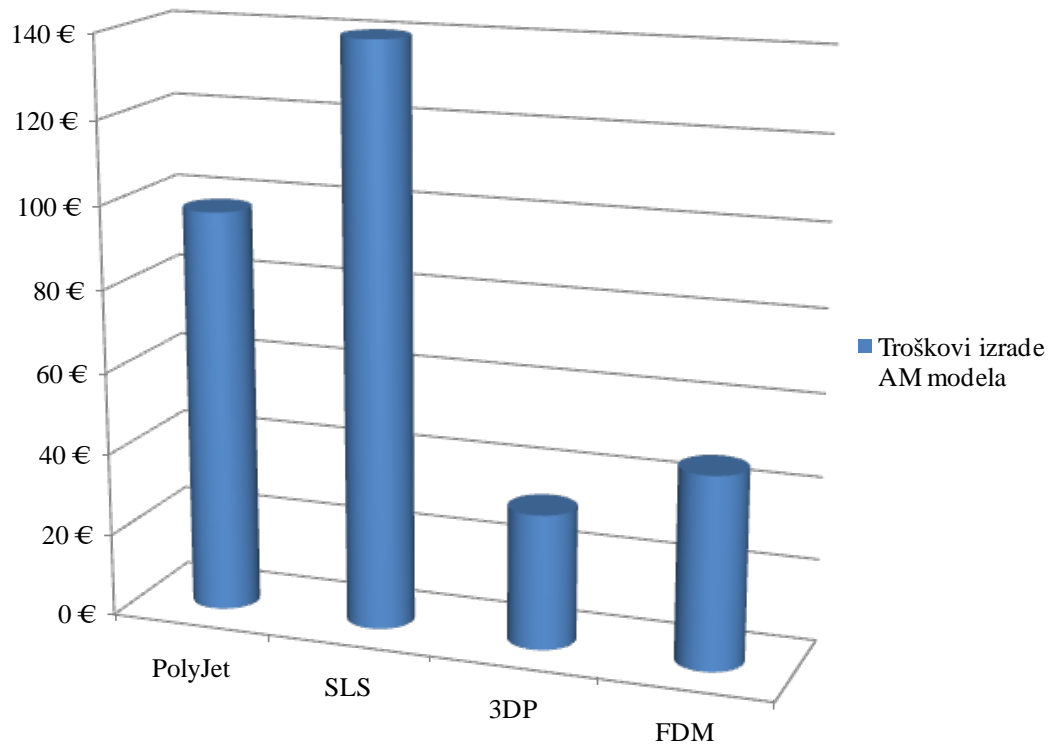
Slika 8.6. Uporedna analiza troškova na osnovu vremena izrade

Dijagram na slici 8.7 prikazuje da su troškovi materijala najniži kod SLS tehnologije (4,38 €), zatim slede FDM (6,98 €), 3DP (13,71 €) i PolyJet (49,2 €). Ovde je važno napomenuti da je FDM implantat kolena izrađen sa šupljom unutrašnjom strukturom, što je posebno važno za postupak preciznog livenja.



Slika 8.7. Uporedna analiza troškova AM materijala za izradu implantata kolena

Analiza ukupnih troškova (slika 8.8) pokazuje da je izrada implantata kolena najekonomičnija kada se koristi 3DP tehnologija (32,71 €), zatim slede FDM (46,58 €), PolyJet (97,6 €) i na kraju SLS tehnologija (139,98 €).



Slika 8.8. Uporedna analiza ukupnih troškova izrade implantata kolena različitim AM tehnologijama

U tabeli 8.1 prikazano je poređenje vremena potrebnog za izradu ortopedskog implantata kolena. Na osnovu podataka iz ove tabele može se uočiti da je vreme potrebno za izradu metalnog odlivka implantata kolena značajno duže za postupak konvencionalnog preciznog livenja (469 h) u odnosu na u istraživanju predložene metode brzog preciznog livenja indirektnim (109,65 h) i direktnim (86,25 h) pristupom.

Analizom vremena potrebnog za izradu topljivih modela, bez faze CAD projektovanja, dobija se vreme od 351 h za konvencionalni postupak CNC izrade kalupa za voštani model, 31,65 h za indirektni pristup i 5,15 h za direktni pristup izrade topljivih modela. Za izradu kalupa od silikonske gume analiziran je 3DP proces dok je za direktnu izradu topljivog modela analiziran FDM proces.

Važno je napomenuti da je analiza sprovedena za prototipsku odnosno pojedinačnu izradu metalnog implantata kolena. Životni vek metalnog kalupa izrađenog CNC postupkom je i do 100000 komada voštanih modela, dok kod kalupa od silikonske gume iznosi 100-300 komada voštanih modela. Na osnovu podataka dobijenih od livnice preciznog liva, prema kojima se godišnje proizvede maksimalno 50 komada metalnih odlivaka implantata kolena, može se zaključiti da bi za taj kapacitet proizvodnje optimalna bila primena indirektnog pristupa izrade topljivih modela. Za slučaj prototipske i pojedinačne proizvodnje prilagođenih ortopedskih implantata zapaža se velika prednost direktnog pristupa izrade topljivih modela.

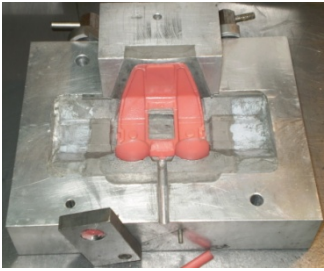


Konvencionalno precizno livenje		Brzo precizno livenje indirektni pristup – 3DP - silikonski kalup		Brzo precizno livenje direktni pristup – FDM	
					
Tehnološka operacija	Časova	Tehnološka operacija	Časova	Tehnološka operacija	Časova
CAD projektovanje alata	80	CAD projektovanje master modela	40	CAD projektovanje topljivih modela	40
CNC izrada metalnog kalupa za topljivi model	350	Priprema procesa	1	Priprema FDM procesa	1
		Izrada 3DP master modela	3,15	Izrada FDM modela	6,25
		Postprocesiranje 3DP master modela	1	Postprocesiranje FDM modela	1
		Priprema za nalivanje silikona	1		
		Očvršćavanje silikona	24		
		Postprocesiranje kalupa od silikonske gume	0,5		
Izrada voštanog model	1	Izrada voštanog model	1		
Formiranje grozda	0,5	Formiranje grozda	0,5	Formiranje grozda	0,5
Formiranje keramičke školjke	0,5	Formiranje keramičke školjke	0,5	Formiranje keramičke školjke	0,5
Sušenje keramičke školjke	24	Sušenje keramičke školjke	24	Sušenje keramičke školjke	24
Žarenje keramičke školjke	10	Žarenje keramičke školjke	10	Žarenje keramičke školjke	10
Livenje metala	0,25	Livenje metala	0,25	Livenje metala	0,25
Hlađenje	1	Hlađenje	1	Hlađenje	1
Otsecanje ulivnog sistema	0,25	Otsecanje ulivnog sistema	0,25	Otsecanje ulivnog sistema	0,25
Čišćenje i poliranje	1,5	Čišćenje i poliranje	1,5	Čišćenje i poliranje	1,5
Ukupno	469		109,65		86,25

Tabela 8.1. Poređenje vremena izrade prilagođenog ortopedskog implantata kolena

8.2. Analiza numeričkih rezultata

Analiza brizganja voštanog modela implantata kolena realizovana je u softveru SolidWorks Plastics primenom standardnih procedura. U pregledanim literaturnim podacima za ovu svrhu u istraživanjima je do sada korišćen softver Autodesk Moldflow. Ovo je prvi put da je u softveru SolidWorks Plastics realizovana numerička simulacija ubrizgavanja voska, tako da je za potrebe istraživanja bilo potrebno korisnički definisati sve neophodne parametre na osnovu podataka dobijenih od proizvođača voska. U biblioteci materijala softvera SolidWork Plastics kao novi materijal definisan je vosak F28-448 (Paramelt Argueso). Interesantno je napomenuti da se tek u poslednoj verziji softvera SolidWorks Plastics u biblioteci materijala pojavio jedan voštani materijal.

Vremena popune kalupne šupljine modela implantata kolena za različite lokacije ubrizgavanja određena na osnovu prve numeričke simulacije, prikazana na slici 6.41, omogućavaju izbor optimalnog rešenja za lokaciju ubrizgavanja voska. Pored analize ciklusnih vremena sprovedena analiza omogućila je i proveru tehnološke izvodljivosti pravilnog popunjavanja kalupne šupljine.

U tabeli 6.8 prikazani su numerički rezultati dobijeni u drugoj simulaciji za 12 varijantnih rešenja u kojima su zadati različiti parametri brzine ubrizgavanja voska, temperature ubrizgavanja voska i temperature alata. Numeričkom simulacijom određena je optimalna varijanta sa najkraćim vremenom popune. Analizom dobijenih rezultata uočava se da pri nižim temperaturama dolazi do produženja ciklusa ubrizgavanja.

Na slici 6.42 (a) prikazane su pozicije vazdušnih uključaka kao i linije spajanja dobijene simulacijom. Ulegnuća, koja mogu potencijalno nastati prikazani su na slici 6.42 (b). Kod napredovanja fronta toka voska, prikazanog na slici 6.43 (a), rezultati simulacije ukazuju da je front toka usko povezan sa temperaturom i pritiskom brizganja. Na slici 6.43 (b) vektorima brzina prikazano je kretanje voska u kalupnoj šupljini. Broj i dužina vektora brzina mogu se korisnički definisati.

Analiza pritiska u kalupnoj šupljini na kraju popune prikazana je na slici 6.44 (a) i on se kretao u rasponu od 0,09-0,1 MPa. Zaostali napon na kraju popune nije prelazio 0,29 MPa, slika 6.44 (b). Procenti zapreminskog skupljanja i vrednosti odstupanja nisu prelazili 0,3% odnosno 0,4062 mm. Simulacija je izvedena sa Shell metodom konačnih elemenata, pa se može pretpostaviti da bi za Solid simulacijski model vrednosti zapreminskog skupljanja i odstupanja bile i do nekoliko puta veće.

8.3. Analiza rezultata višekriterijumske optimizacije

Uporedna analiza primenjenih procesa, analiza tehnoložnosti izrade i izbor optimalnog AM procesa za izradu topljivih modela ortopedskih implantata za postupak preciznog livenja, koji su sprovedeni primenom Binarnog ocenjivanja i metode Analitičko hijerarhijski proces, pokazali su da je 3DP tehnologija optimalan izbor za izradu topljivih modela za postupak preciznog livenja. Proces SLS je u AHP analizi zauzeo drugo mesto, dok su sa nešto slabijim performansama na trećem i četvrtom mestu PolyJet i FDM procesi.

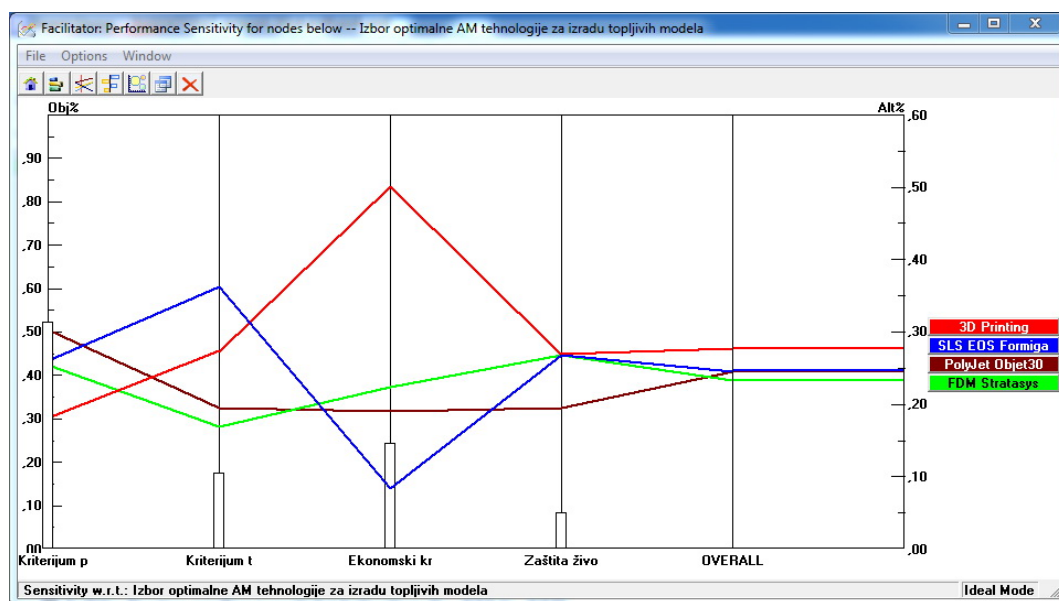
Važno je istaći da iako je na osnovu analize AHP procesom PolyJet tehnologija zauzela treće mesto, u ovoj fazi razvoja primenjeni sistem Objet30 ne poseduje u dovoljnoj meri

moгуćnost primene za direktnu izradu topljivih modela, već isključivo za indirektni pristup izrade ovih modela. Ovo je naznačeno i kroz rezultate Binarnog ocenjivanja u poglavlju 7.2.

U programskom paketu Expert Choice, rezultati se prikazuju i preko analize osetljivosti. Ova analiza se sprovodi sa ciljem da se vidi u kojoj meri se promene ulaznih podataka odražavaju na promene dobijenih rezultata. Ponekad procene donosioca odluke mogu varirati u nekim rasponima, a da te promene još uvek budu u skladu s preferencijama donosioca odluke. U cilju dolaženja do zaključka da li je rang lista alternativa dovoljno stabilna u odnosu na prihvatljive promene ulaznih podataka, predlaže se provera prioriteta alternativa za različite kombinacije ulaznih podataka.

U programu Expert Choice bira se između pet opcija analize osetljivosti: *Performance*, *Dynamic*, *Gradient*, *Head to head* i *2D*. Analizu je moguće sprovesti iz cilja iz bilo kog drugog objekta u hijerarhiji. Analiza osetljivosti iz čvora cilja prikazuje osetljivost alternativa prema svim objektima u hijerarhijskom stablu.

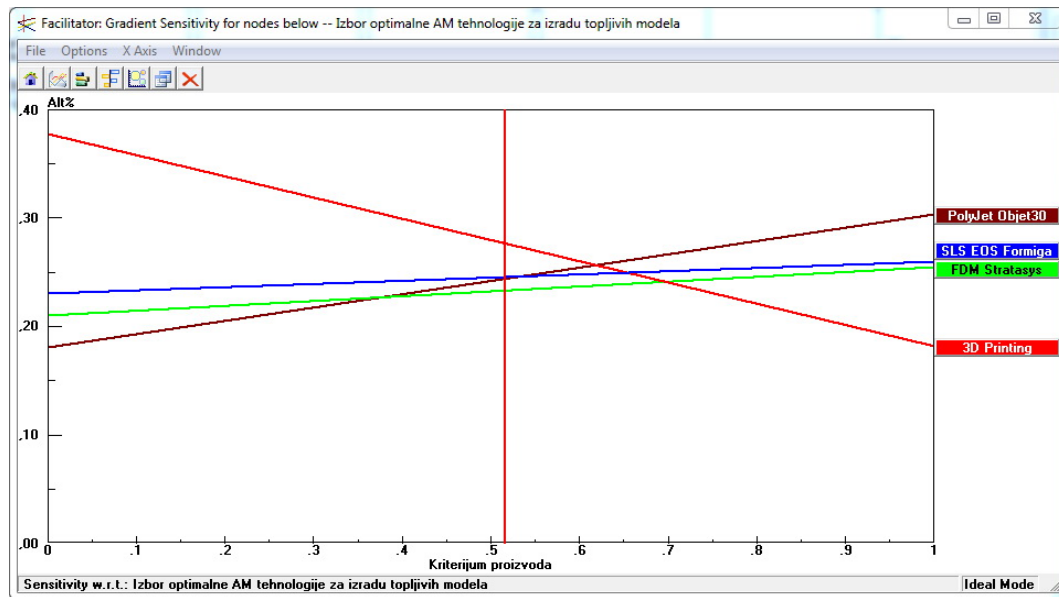
Opcijom *Performance* prikazuju se prioriteta alternativa i postavljaju se u relacije sa težinama pojedinih objekata i/ili svim objektima zajedno. Simulacija se vrši tako da se menjanjem težina pojedinih objekata posmatraju promene u prioritetima alternativa. Na slici 8.9 prikazana je analiza osetljivosti opcijom *Performance* iz čvora cilja.



Slika 8.9. Analiza osetljivosti – opcija Performance

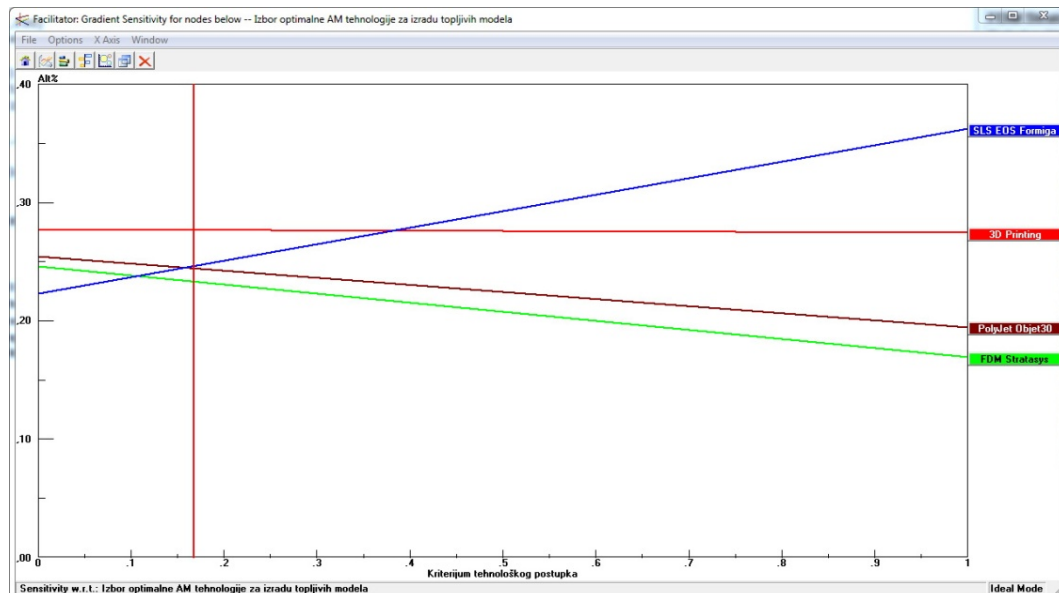
Analiza osetljivosti – opcija *Gradient* daje uvid u prioriteta alternativa u odnosu na težinu jednog objekta (kriterijuma ili podkriterijuma). Ona omogućava analizu osetljivosti prioriteta alternativa na promene težine pojedinih kriterijuma. Vertikalna linija na prikazima označava koeficijent važnosti za odabrani kriterijum. Slike 8.10–8.13 prikazuju analizu osetljivosti - opciju *Gradient* za sve kriterijume u modelu.

Sa slike 8.10 primećuje se da porastom važnosti kriterijuma proizvoda raste prioritet svih varijanti, osim varijante 3D Printing, čiji prioritet značajno opada. Porast važnosti ovog kriterijuma najviše utiče na porast važnosti alternative PolyJet. Važnost alternativa SLS i FDM takođe raste ali veoma umereno.



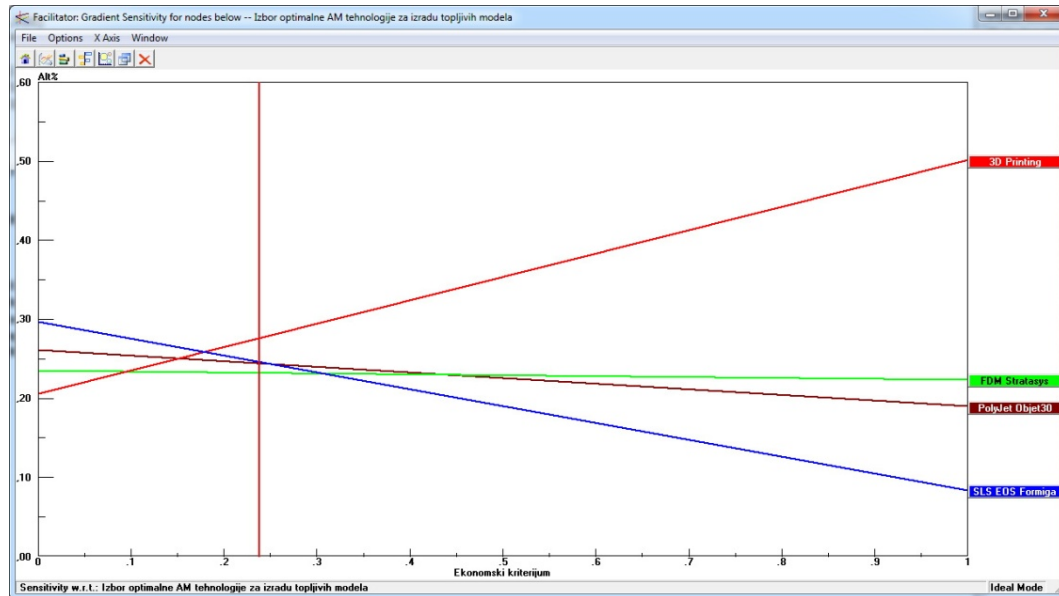
Slika 8.10. Analiza osetljivosti – opcija Gradient za kriterijum proizvoda

Sa slike 8.11 uočava se da porast prioriteta kriterijuma tehnološkog postupka ima najviše uticaja na porast prioriteta alternative SLS, koja iz alternative sa najnižim postepeno prelazi u alternativu sa najvećim prioritetom. Kod ostalih alternativa porastom kriterijuma tehnološkog postupka beleži se blagi pad prioriteta.



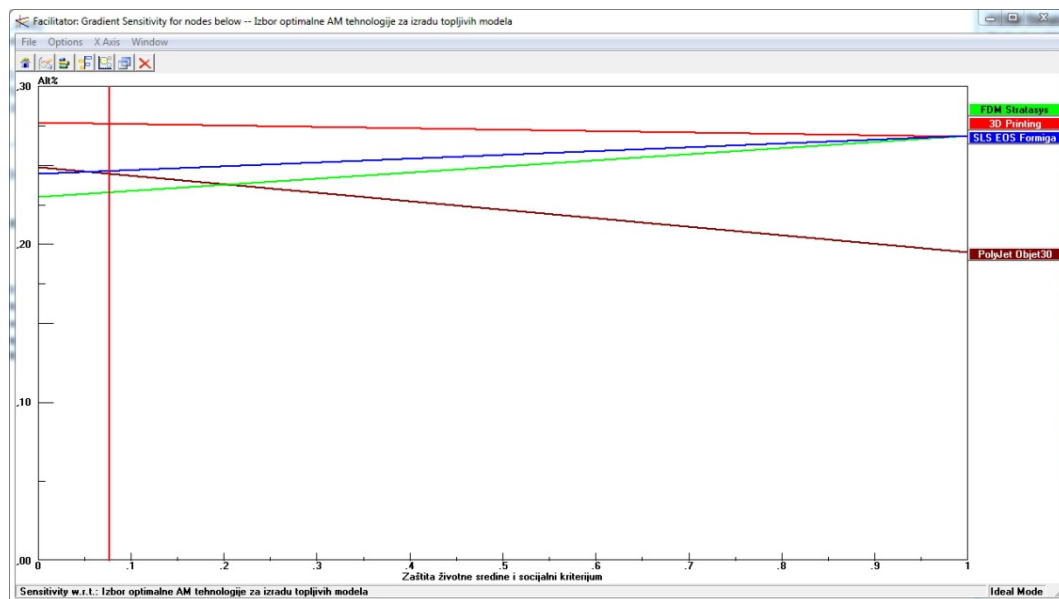
Slika 8.11. Analiza osetljivosti – opcija Gradient za kriterijum tehnološkog postupka

Najveću osetljivost na promenu prioriteta ekonomskog kriterijuma pokazuje alternativa 3D Printing, čiji prioritet značajno raste i iz alternative sa najnižim brzo prelazi u alternativu sa najvećim prioriteto, dok je kod alternative SLS taj proces potpuno obrnut, odnosno, sa porastom prioriteta ekonomskog kriterijuma značajno pada prioritet alternative SLS. Slična je situacija i kod alternative PolyJet, dok je alternativa FDM neosetljiva na promenu prioriteta ekonomskog kriterijuma, što je vidljivo sa slike 8.12.



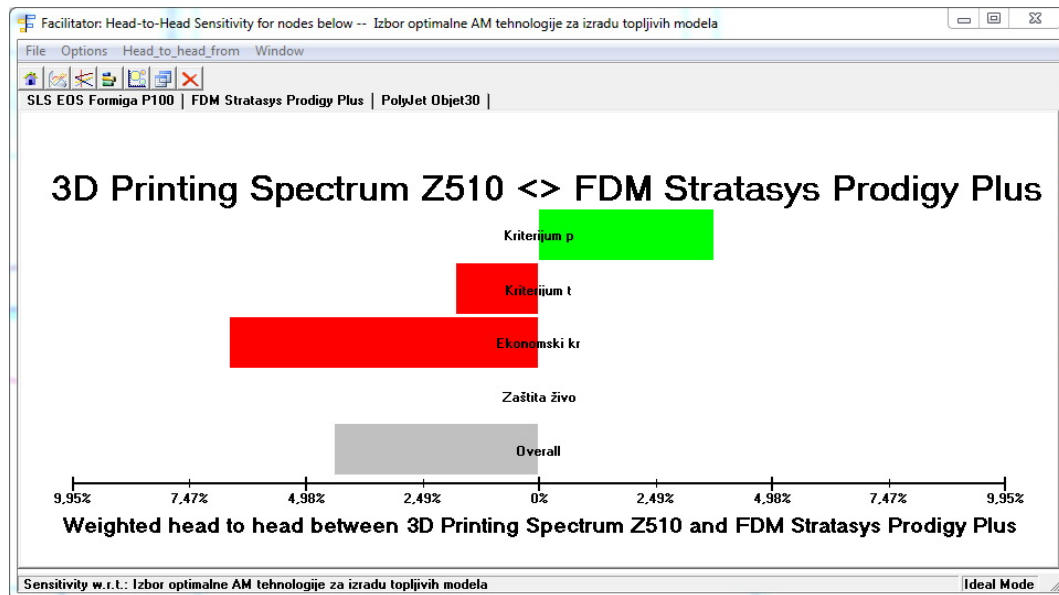
Slika 8.12. Analiza osetljivosti – opcija Gradient za ekonomski kriterijum

Sa slike 8.13 uočava se da su na promenu prioriteta zaštite životne sredine i socijalnog kriterijuma najviše osetljive alternative FDM i SLS, čiji prioriteti postepeno rastu, dok prioritet PolyJet značajno opada. Manju osetljivost pokazuje alternativa 3D Printing, čiji prioritet blago pada.



Slika 8.13. Analiza osetljivosti – opcija Gradient za zaštitu životne sredine i socijalni kriterijum

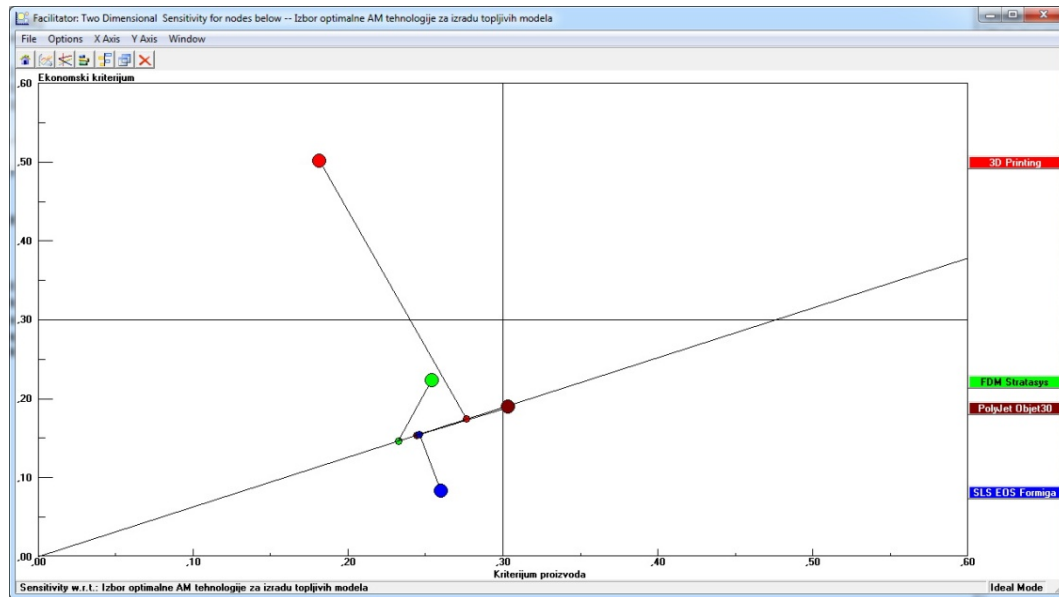
Analiza osetljivosti – opcija *Head to head* upoređuje dve alternative u odnosu na sve objekte. Jedna alternativa se prikazuje na levoj strani dijagrama, a druga na desnoj. Jednostavnim korišćenjem opcija moguće je grafički predstaviti odnose razmatranih alternativa u svim parovima. Preko opcije *Head to head* na glavnoj traci sa alatima mogu se birati alternative za koje želimo videti analizu. Na slici 8.14 prikazana je analiza osetljivosti - opcija *Head to head* za alternative 3D Printing Spectrum Z510 (kao alternative sa najvećim prioritetom) i alternative FDM Stratasys ProdigyPlus (kao alternative sa najnižim prioritetom). Sa slike se uočava da alternativa 3DP ima prednost nad alternativom FDM po svim kriterijumima, osim kriterijuma proizvoda. Na slici se vidi i ukupna ponderisana prednost alternative 3DP koja iznosi blizu 4%.



Slika 8.14. Analiza osetljivosti – opcija *Head to head* za par alternativa 3DP - FDM

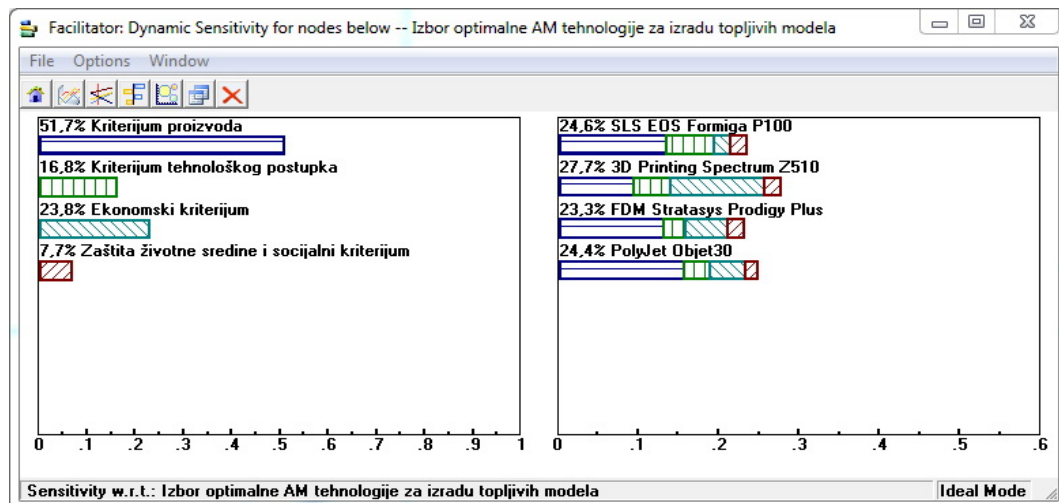
Analiza osetljivosti – opcija *2D* izdvaja dva izabrana objekta i stavlja ih u odnos sa alternativama. Na svakoj od osa dijagrama prikazan je po jedan kriterijum. Dijagram, je podeljen na kvadrante tako da ona alternativa koja se nalazi u gornjem desnom kvadrantu ima najveći prioritet u odnosu na ta dva objekta. Alternative su prihvatljivije što su bliže tom kvadrantu.

Na slici 8.15 prikazana je analiza osetljivosti – opcija *2D* za par najznačajnijih kriterijuma (kriterijuma sa najvećim globalnim prioritetima), kriterijum Proizvoda i Ekonomski kriterijum. Sa slike uočavamo da na osnovu ta dva kriterijuma, najveću važnost imaju alternative 3DP i SLS, dok alternative PolyJet i FDM, iako se njihove projekcije nalaze u istom kvadrantu na liniji projekcija, imaju niži prioritet u odnosu na 3DP i SLS.



Slika 8.15. Analiza osetljivosti – opcija 2D za par kriterijum proizvoda i ekonomski kriterijum

Preko analize osetljivosti – opcije *Dynamic* moguće je videti kako se dinamički menjaju prioriteta alternativa ukoliko se menjaju težine pojedinih kriterijuma. Moguće je izvesti prikaz simulacije na svim nivoima u modelu. Ovaj tip analize osetljivosti ima i opciju *Components* (Komponente) u kojoj je moguće videti učešće težina pojedinih kriterijuma u ukupnom prioritetu alternativa. Pomoću opcije *Dynamic* dobija se odgovor na pitanje: „Kolika bi trebala biti težina pojedinog kriterijuma da bi određena alternativa dobila prednost nad nekom drugom alternativom?“. Slika 8.16 prikazuje analizu osetljivosti – opcija *Dynamic* iz čvora cilja uz uključenu opciju *Components*.



Slika 8.16. Analiza osetljivosti – opcija *Dynamic* iz čvora cilja

Konačna vrednost alternativa u odnosu na zadati cilj data je u tabeli 8.2. U konkretnom slučaju najveću vrednost ima alternativa 3DP Spectrum Z510 sa koeficijentom 0,277. To znači da je ovaj 3DP sistem optimalan izbor i najbolja varijanta od četiri analizirane. Od mogućih 100 poena ovaj sistem dobio je 27,7.

R. br.	AM tehnologija i sistem	Ocena	Ocena u procentima
1.	3DP Spectrum Z510	0,277	100%
2.	SLS Formiga P100	0,246	88,8%
3.	PolyJet Objet 30	0,244	88,08%
4.	FDM Prodigy Plus	0,233	84,11%

Tabela 8.2. Konačne vrednosti alternativa u odnosu na zadati cilj

9. ZAKLJUČAK

U cilju provere postavljenih radnih hipoteza istraživanja izvršen je pregled i analiza stanja savremenih istraživanja u oblasti aditivnih proizvodnih tehnologija i reverznog inženjerstva, kao i analiza dostupnosti odgovarajućih AM sistema, materijala i opreme za RE, nakon čega su izabrane četiri različite tehnologije (PolyJet, SLS, 3DP i FDM) i uređaj za optičku digitalizaciju Noomeo OptiNum. Sve četiri tehnologije iskorišćene su za direktnu izradu topljivih modela za precizno livenje, a 3DP modeli implantata primenjeni su i za izradu kalupa od silikonske gume za brizganje voštanih modela ortopedskih implantata.

Na osnovu postavljenog cilja istraživanja, sprovedenog teorijskog i eksperimentalnog istraživanja, kao i izvršene analize i diskusije rezultata, može se zaključiti sledeće:

1. Primena metoda za medicinsko modeliranje (skeniranje oštećene ili zdrave kosti, obrada dobijenih podataka, ozdravljenje modela i konverzija u odgovarajući model) korišćenjem DICOM formata u savremenim programskim paketima Mimic i Magics RP omogućava efikasno modeliranje ortopedskih implantata čija je geometrija konzistentna anatomiji dela kosti određenog pacijenta,
2. Korišćenje tehnika reverznog inženjerstva u procesu digitalizacije realnih tipskih ortopedskih implantata koja je pored akvizicije podataka obuhvatila i obradu dobijenih oblaka tačaka i formiranje 3D „mesh” modela u značajnoj meri utiče na skraćanje vremena projektovanja prilagođenih implantata, a samim tim i na njihovu izradu. U istraživanju su uspešno primenjeni raspoloživi RE hardver (bezkontakti 3D skener Noomeo OptinNum) i softver (NumiSoft i Geomagic Design X),
3. PLM programski paket SolidWorks može se uspešno primeniti za modeliranje 3D CAD modela standardnih i prilagođenih implantata kolena i kuka, koji se zatim u okviru CAE modula SolidWorks Plastics mogu iskoristiti za računarsku simulaciju ubrizgavanja voska, čime se u značajnoj meri redukuje vreme i troškovi projektovanja spomenutih implantata,
4. Primena savremenih aditivnih proizvodnih tehnologija (PolyJet, SLS, 3DP i FDM) omogućava efikasniju izradu standardnih a naročito i prilagođenih ortopedskih implantata,
5. Ne postoji univerzalni skup relevantnih kriterijuma za izbor optimalnog varijantnog rešenja AM tehnologije za izradu topljivih modela, već se može definisati samo preliminarni skup kriterijuma odlučivanja, čiju relevantnost nije nužno verifikovati na naučno prihvatljiv način za sledeće slučajeve,
6. Sprovedenom analizom verifikovana je validnost i praktična upotrebljivost AHP modela, razvijenog u disertaciji.

9.1. Naučni doprinos disertacije

Doktorska disertacija predstavlja konkretan doprinos istraživanjima u oblasti primene aditivnih proizvodnih tehnologija u izradi ortopedskih implantata. Razvijena metoda je zasnovana na primeni AM i RE tehnologija u preciznom livenju implantata, i kao takva je pogodna za implementaciju u livnicama preciznog liva. U okviru ove disertacije sakupljena su brojna iskustva istraživača iz sveta, koji su se bavili teorijskim i eksperimentalnim istraživanjima u ovoj oblasti.

Problematika koja je tema disertacije je veoma aktuelna i zaokuplja sve veće interesovanje naučne i stručne javnosti, jer se radi o multidisciplinarnom području interesovanja većeg broja naučnih oblasti. Nakon sprovedenog detaljnog teorijskog istraživanja i uvida u domaću literaturu i radove iz oblasti primene aditivnih proizvodnih tehnologija i reverznog inženjerstva u preciznom livenju ortopedskih implantata i praksu domaćih livnica preciznog liva, nameće se zaključak da se ovoj tematici ne posvećuje dovoljno pažnje. Jedna od najvažnijih prednosti metode predložene u ovoj disertaciji je potencijal integrisanja savremenih PLM sistema, preciznog livenja i medicine.

Teorijski doprinos disertacije ogleda se u proučenoj problematici primene AM i RE tehnologija u preciznom livenju prilagođenih ortopedskih implantata. U značajnom broju radova analizirane su mogućnosti primena AM i RE tehnologija u oblasti izrade različitih medicinskih implantata. U nešto manjem broju radova analizirani su aspekti primene AM tehnologija u preciznom livenju, ali zbog kompleksnosti tematike nije bilo puno radova u kojima su analizirane konkretno mogućnosti primene AM i RE tehnologija u preciznom livenju ortopedskih implantata. Posebno je važno istaći da u većem broju radova autora iz tehničko-tehnološki visokorazvijenih zemalja, predmet istraživanja jesu uglavnom postupci direktne izrade prilagođenih metalnih ortopedskih implantata. U disertaciji su sintetizovana saznanja do kojih su došli istaknuti stručnjaci iz ove oblasti a na bazi detaljne analize stranih knjiga i časopisa sa međunarodnom reputacijom. U tom smislu problematika izložena u ovoj disertaciji ima posebnu vrednost i predstavlja vredan naučni doprinos. Primenjena je relevantna naučna metodologija i pored dostupne strane literature, korišćeni su i razni empirijski izvori. Doktorska disertacija je ukazala na svu složenost i značaj primene aditivnih proizvodnih tehnologija i tehnika reverznog inženjerstva, i može da bude koristan izvor za dalja istraživanja.

Empirijski doprinos doktorske disertacije predstavljaju rezultati istraživanja koji su potvrdili polazne hipoteze. Rezultati dobijeni iz eksperimentalnog rada, ukazuju na potencijal primene istih u industriji preciznog liva, što može da doprinese značajnom skraćenju vremena proizvodnje i smanjenju troškova preciznog livenja.

Društveni i privredni značaj disertacije ogleda se u izvršenoj tehno-ekonomskoj analizi implementacije četiri raspoložive AM tehnologije u procesu direktne i indirektno izrade 25 uzoraka topljivih modela implantata kolena i kuka. Rezultati istraživanja ukazuju na to da se strategijom naučnog i tehnološkog razvoja Republike Srbije ranije već definisati prioriteta istraživanja u novim materijalima okrenuti ka biomaterijalima, trebaju usmeriti ka implementaciji AM sistema u razvoju implantatnih sklopova fiksatora i endoproteza, kao i za razvoj novih vrsta potpornih matrica za koštana ali i meka tkiva.

Rezultati istraživanja mogu biti podjednako korisni kako proizvođačima AM sistema i materijala, inženjerima u livnicama, konstruktorima implantata, ortopedima tako i pacijentima tj. mogu doprineti njihovom efikasnijem oporavku.

9.2. Dokazivanje (potkrepljenost) glavne hipoteze

Istraživanje u okviru ove disertacije imalo je za osnovni cilj razvoj metode za „brzo precizno livenje” kojom su integrisani AM tehnologija i postupak preciznog livenja

prilagođenih ortopedskih implantata. Poređenjem tehno-ekonomskih parametara konvencionalnog preciznog livenja i integrisanog „brzog preciznog livenja” ortopedskih implantata, proverena je glavna istraživačka hipoteza disertacije tj. da li **PRIMENA ADITIVNIH PROIZVODNIH TEHNOLOGIJA I REVERZNOG INŽENJERSTVA U POSTUPKU PRECIZNOG LIVENJA PRILAGOĐENIH ORTOPEDSKIH IMPLANTATA IMA ZNAČAJAN UTICAJ NA OPTIMIZACIJU TROŠKOVA, POVEĆANJE KVALITETA I SKRAĆENJE VREMENA PROIZVODNJE.**

Postavljeni cilj ostvaren je dokazivanjem sledećih radnih (pomoćnih hipoteza):

I) Hipoteza po kojoj se **umesto relativno duge i skupe izrade alata za topljive modele u postupku preciznog livenja, mogu uspešno primeniti AM tehnologije, koje omogućavaju proizvodnju topljivih modela bilo koje složenosti na osnovu 3D CAD modela, pri čemu je:**

Istraživanje pokazalo da se primenom četiri različita AM procesa (PolyJet, SLS, 3DP i FDM) mogu izraditi topljivi modeli, veoma zahtevnih geometrija na osnovu polaznog 3D CAD modela, čime se eliminiše faza izrade alata za topljive modele, pri čemu je navedeni stav detaljno obrazložen u delu 8.1 disertacije,

II) Hipoteza po kojoj se **materijali koji se koriste u AM procesima, mogu iskoristiti za izradu topljivih modela implantata u postupku brzog preciznog livenja, zatim za direktnu i indirektnu izradu kalupa za topljive modele, kao i za direktnu izradu metalnih implantata, pri čemu su:**

U eksperimentalnom delu istraživanja uspešno izrađeni topljivi modeli od različitih AM materijala i to: PolyJet tečni foto-senzitivni polimerni materijali VeroBlack FullCure870 i VeroGray FullCure850 na bazi akrila, SLS polimerni prah PA 2200 na bazi poliamida 12, 3DP visokokvalitetni kompozit prah zp151 na bazi skroba i FDM materijal ABS polimer. Takođe su uspešno izrađeni kalupi od dvokomponentne silikonske gume Hydrosil. Navedeni stav je detaljno obrazložen u poglavljima 6.7 i 6.8. Deo pomoćne hipoteze u vezi primene AM materijala za direktnu izradu metalnih kalupa kao i za direktnu izradu metalnih implantata potvrđen je teorijskim istraživanjima, obzirom da AM materijali na bazi metalnog praha, kao ni odgovarajući AM sistemi nisu bili dostupni u istraživanju. Navedeni stav je detaljno obrazložen u poglavlju 5.3.

III) Hipoteza po kojoj **informacione tehnologije značajno doprinose razvoju metoda za proizvodnju metalnih implantata. Sofisticirani programski paketi kao što su Mimics, Magics RP, NumiSoft, Geomagic Design X, SolidWorks, SolidWorks Plastics i GOM Inspect mogu se uspešno primeniti u AM projektovanju i izradi prilagođenih implantata, kao i u konvencionalnim tehnologijama proizvodnje implantata, čime se značajno redukuju vreme i troškovi izrade, pri čemu je:**

Istraživanje pokazalo da su programski paketi primenjeni u eksperimentalnom delu istraživanja neophodan alat u svim fazama projektovanja prilagođenih ortopedskih implantata. Projektovanje prilagođenih ortopedskih implantata je nezamislivo bez primene usko-specijalizovanih softvera za obradu medicinskih snimaka kao što su u konkretnom slučaju bili Mimics i Magics RP. Softveri za reverzno inženjerstvo NumiSoft

i Geomagic Design X omogućili su digitalizaciju realnih modela implantata, dok je u programu SolidWorks sprovedeno trodimenzionalno modeliranje prilagođenih implantata kolena i kuka. CAD inspekcija AM modela i analiza uređaja za optičku digitalizaciju realizovana je u programskom paketu GOM Inspect V8. Navedeni stav je detaljno obrazložen u poglavlju 6. disertacije.

IV) Hipoteza po kojoj je računarskom simulacijom procesa injekcionog brizganja voska, još u fazi projektovanja tehnološkog postupka formiranja topljivih modela i kalupa, moguće praćenjem zadatih parametara uočiti i otkloniti greške, te za kraće vreme i bez utrošaka materijala i energije usvojiti optimalnu tehnologiju izrade topljivih modela, pri čemu je:

Istraživanje pokazalo da se analizom ciklusa ubrizgavanja voska numeričkom simulacijom sprovedenom u softveru SolidWorks Plastics primenom standardnih procedura, mogu izabrati optimalna rešenja za lokaciju ubrizgavanja i da je moguće odrediti optimalnu varijantu sa najkraćim vremenom popune. Takođe se analizom mogu identifikovati pozicije vazdušnih uključaka, linije spajanja i ulegnuća. Računarska simulacija pruža projektantu informacije o parametrima kao što su zaostali naponi, temperature i pritisci u toku procesa ubrizgavanja voska. Veoma važan rezultat računarske simulacije predstavljaju i podaci o zapreminskom skupljanju i vrednostima odstupanja. Navedeni stav je, takođe, detaljnije obrazložen u poglavlju 8.2 disertacije.

V) Hipoteza po kojoj će primena metode tehno-ekonomske komparacije, na osnovu troškova i vremena izrade topljivih modela prilagođenih implantata, dokazati superiornost predloženog integrisanog sistema za brzo precizno livenje u poređenju sa konvencionalnim postupkom preciznog livenja, pri čemu je:

Uporednom analizom vremena i troškova izrade topljivih modela dokazana prednost integrisanog sistema brzog preciznog livenja. Ova analiza je obuhvatila prototipsku izradu prilagođenog implantata kolena i rezultati analize potvrđuju superiornost pristupa direktne izrade topljivih modela u slučajevima prototipske i pojedinačne proizvodnje prilagođenih implantata. Kada je u pitanju maloserijska proizvodnja ortopedskih implantata, do nekoliko desetina komada, optimalna varijanta je primena pristupa indirektno izrade topljivih modela brizganjem u kalupe od silikonske gume. Kod slučajeva velikoserijske i masovne proizvodnje, koje svakako i nisu interesantne za izradu prilagođenih ortopedskih implantata, prednost je nesumnjivo na strani konvencionalnog preciznog livenja. Navedeni stav je detaljnije obraložen u delu 8.1 disertacije.

Postavljeni ciljevi i hipoteze su dokazani na realnim primerima pri čemu je pokazana njihova primenljivost.

10. PREDLOG DALJIH ISTRAŽIVANJA

Aktuelnost problematike istraživanja mogućnosti primene aditivnih proizvodnih tehnologija u izradi ortopedskih implantata i njihovog uticaja na proces izrade topljivih modela i kalupa za precizno livenje, istraživanje realizovano u okviru ove disertacije, kao i dobijeni rezultati, upućuju da postoji prostor i potreba za nastavkom istraživanja.

Prednost primene aditivnih proizvodnih tehnologija u preciznom livenju prilagođenih implantata dokazana je eksperimentalnim rezultatima u ovoj disertaciji, međutim ne treba zanemariti činjenicu da trenutne mogućnosti AM tehnologija pokazuju određene nedostatke u pogledu efekata njihove primene za slučajeve tipskih implantata, odnosno izradu velikih serija od nekoliko stotina do više hiljada komada. Tu se, upravo, može naći motiv za pravce daljih istraživanja:

- Jedan pravac se odnosi na nastavak istraživanja u vezi primene PLM tehnologija u projektovanju i izradi privremenih i trajnih kalupa od AM materijala. Predlaže se primena analize naponsko-deformacionog stanja, ne samo implantata već i kalupa, primenom metoda konačnih elemenata (MKE). Potrebno je analizirati različite vrste kalupa sa aspekta primenjenih AM materijala, površinske hrapavosti, debljine zida, geometrije i dimenzija,
- Drugi pravac istraživanja se odnosi na nastavak istraživanja u oblasti računarske simulacije ubrizgavanja različitih, kako voštanih tako i nevoštanih, materijala za topljive modele. U tom cilju predlaže se kreiranje baze podataka sa materijalima primenljivim za izradu kalupa i topljivih modela,
- Treći pravac se odnosi na razvoj procesa izrade metalnih kalupa za topljive modele na AM sistemima. Ovde se prvenstveno misli na izradu kalupa za topljive modele nekim od procesa koji pripada tehnologiji laserskog sinterovanja metalnog praha, kao što su: Selective Laser Sintering (SLS), Selective Laser Melting (SLM) i Direct Metal Laser Sintering (DMLS). Ovi procesi su primenljivi za izradu metalnih kalupa, ali su troškovi angažovanja sistema, materijala i ljudskih resursa, posebno za naše uslove, i dalje veoma visoki,
- Četvrti pravac se odnosi na istraživanje novih biokompatibilnih materijala koje je moguće koristiti na postojećim AM sistemima. Ovde se misli na istraživanje različitih biokompatibilnih metalnih legura koje bi trebalo da unaprede prenos opterećenja na kost i umanje incidentnost popuštanja spoja i bola u zglobu. Ove nove legure uglavnom spadaju u jednu od četiri kategorije: legure titana, legure kobalta, nerđajući čelici i ređe odobravani refraktorni metali (cirkonijum i tantal). Pored novih metalnih legura za dalja istraživanja interesantni su i polimerni materijali, kao što je npr. PEKK-OPTIMA,
- Obzirom da u eksperimentalnom delu istraživanja nije obuhvaćen celokupan proces preciznog livenja, već je fokus bio na izradi topljivih modela implantata i kalupa za izradu istih, peti pravac budućih istraživanja odnosi se na problematiku formiranja keramičke školjke i livenja biokompatibilnih metalnih odlivaka. U tom pravcu predlaže se primena metoda konačnih elemenata tj. računarske simulacije procesa livenja metalnih odlivaka implantata i
- Šesti pravac se odnosi na primenu algoritma razvijenog u predloženoj metodi u okviru disertacije i za implantatne sklopove drugih tipova proteza i fiksatora, kao i za razvoj novih vrsta potpornih matrica za koštana tkiva.

11. LITERATURA

- [1] ASTM F136 - 11 Standard Specification for Wrought Titanium 6Aluminum 4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401)
- [2] ASTM F139 - 08 Standard Specification for Wrought 18Chromium 14Nickel 2.5Molybdenum Stainless Steel Sheet and Strip for Surgical Implants (UNS S31673)
- [3] ASTM F562 - 07 Standard Specification for Wrought 35Cobalt 35Nickel 20Chromium 10Molybdenum Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R30035)
- [4] ASTM F75 - 12 Standard Specification for Cobalt 28 Chromium 6Molybdenum Alloy Castings and Casting Alloy for Surgical Implants (UNS R30075)
- [5] ASTM F90 - 09 Standard Specification for Wrought Cobalt 20Chromium 15Tungsten 10Nickel Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R30605)
- [6] Bassoli, E., Gatto, A., Luliano, L., Violente, M.G., „3D printing technique applied to rapid casting”, *Rapid Prototyping Journal*, Vol. 13, No. 3, pp. 148-155, 2007.
- [7] Bonilla, W., Masood, S.H., Iovenitti, P., „An investigation of wax patterns for accuracy improvement in investment casting parts”, *Bulletin of Industrial Research Institute of Swineburne, Melbourne, Australia*, Vol. 18, pp. 348-356, 2001.
- [8] Braglia, M., Petroni, A., A Management-Support Technique for the Selection of Rapid Prototyping Technologies, *Journal of Industrial Technology*, Vol. 15, Number 4, August – October, pp. 2-6, 1999.
- [9] Brown, J.R., *Foseco Ferrous Foundryman's Handbook*, Butterworth-Heinemann, 2000.
- [10] Chang, K.H., Chen, C., „3D Shape Engineering and Design Parameterization”, *Computer-Aided Design & Applications*, Vol. 8, No. 5, pp. 681-692, 2011.
- [11] Charlton, P., „The Application of Zeeko Polishing Technology to Freeform Femoral Knee Replacement Component Manufacture”, *Doctoral thesis*, University of Huddersfield, 2011.
- [12] Cheah, C.M., Chua, C.K., Lee, C.W., Feng, C., Totong, K., „Rapid prototyping and tooling techniques: a review of applications for rapid investment casting”, *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Vol. 25, pp. 308-320, 2005.
- [13] Cheah, C.M., Chua, C.K., Ong, H.S., „Rapid molding using epoxy tooling resin”. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Vol. 20, pp. 368-374, 2002.
- [14] Chhabra, M., Singh, R., „Rapid casting solutions: a review”, *Rapid Prototyping Journal*, 17 (5), pp. 328-350, 2011.
- [15] Chua, C.K., Feng, C., Lee, C.W., Ang, G.Q., „Rapid investment casting: direct and indirect approaches via model maker II”, *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Vol. 25, pp. 26-32, 2005.
- [16] Chua, C.K., Leong, K.F., Lim, C.S., „Rapid prototyping: Principles & Applications. 3rd edition”, Singapore: World Scientific, 2010.

- [17] Coman, A., Radu, S.A., Berce, P., „Wax Pattern Defects”, Acta Technica Napocensis, Series: Applied Mathematics and Mechanics, Technical University of Cluj-Napoca, Vol. 55, Issue I, pp. 167-170, 2012.
- [18] Copper, K.G., Wells, D., „Application of Rapid Prototyping to the Investment Casting of Test Hardware”, Project Report, NASA, Marshall Space Flight Center, Huntsville, AL, 2000.
- [19] Cronskar, M., Backstrom, M., Rannar, L. E., „Production of customized hip stem prostheses—a comparison between conventional machining and electron beam melting (EBM)”, Rapid Prototyping Journal, 19(5), pp. 365-372, 2013.
- [20] Čolić, K., „Analiza otpornosti na lom biomaterijala za veštački kuk”, Doktorska disertacija, Univerzitet u Beogradu, Mašinski fakultet, Beograd, 2012.
- [21] Dickens, P.M., Stangroom, R., Greul, M., Holmer, B., Hon, K.K.B., Hovtun, R., Neumann, R., Noeken, S., Wimpenny, D., „Conversion of RP models to investment castings”, Rapid Prototyping Journal, Vol. 1, No. 4, pp. 4-11, 1995.
- [22] Dimitrov, D., Schreve, K., Beer, N., Christiane, P., „Three dimensional printing in the South African industrial environment”, South African Journal of Industrial Engineering, Vol. 19, pp. 195-213, 2008.
- [23] Dotchev, K., Soe, S., „Rapid manufacturing of patterns for investment casting: improvement of quality and success rate”, Rapid Prototyping Journal, Vol. 12, No. 3, pp. 156-164, 2006.
- [24] Dotchev, K.D., Dimov, S.S., Pham, D.T., Ivanov, A.I., „Accuracy issues in rapid manufacturing CastForme patterns”, Journal of Engineering Manufacture (Proceedings – Institution of Mechanical Engineers Part B), Vol. 221, No. 1, pp. 53-67, 2007.
- [25] Đenadić, D.M., Tanikić, D.I., Manić, M.T., Randelović, S.S., Đekić, P.S., „Analiza i prikaz vrsta fiksatora u medicini i metoda obrade materijala za izradu fiksatora” Vojnotehnički glasnik, Vol. 61, br. 2, str. 123-139, 2013.
- [26] Gebelin, J.C., Jolly, M.R., “Modeling of the investment casting process”, Journal of Material Processing Technology, Vol. 135, pp. 291-300, 2003.
- [27] Gibson, I., „Advanced Manufacturing Technology for Medical Applications, Reverse Engineering, Software Conversion and Rapid Prototyping”, John Wiley & Sons Ltd., 2005.
- [28] Gibson, I., Rosen, D.W., Stucker, B., „Additive Manufacturing Technologies: Rapid Prototyping to Direct Digital Manufacturing”, Springer Science and Business Media, LLC, 2010.
- [29] Gouldsen, C., Blake, P., „Investment casting using FDM/ABS Rapid Prototype patterns”, 1998.
- [30] Greenbaum, P.Y., Khan, S., „Direct investment casting of rapid prototype parts: practical commercial experience”, Proceedings of 2nd European Conference on Rapid Prototyping, Nottingham, UK, 15–16 July, pp. 77-93, 1993.
- [31] Greenbaum, P.Y., Pearson, R., Khan, S., „Direct investment casting of RP parts: practical commercial experience”, Proceedings of 4th International Conference on Rapid Prototyping, Dayton, OH, 14–16 June, pp. 43-50, 1993.
- [32] Grimm, T., „Fused deposition modelling: a technology evaluation”, Time-Compression Technologies, Vol. 11, No. 2, pp. 1-6, 2003.

- [33] Grujić, J., Tabaković, S., Živković, A., Zeljković, M., Gatalo, R., „Modularna tumorska endoproteza zgloba kuka”, Infoteh-Jahorina, Vol. 10, Ref. C-5, str. 259-262, 2011.
- [34] Gulušija, Z., „Osnovi livačke tehnologije”, Naučna knjiga, Beograd, 1992.
- [35] Gupta, S. K., Regli, W. C., Das, D., Nau, D. S., „Automated Manufacturability Analysis: a Survey”, Research in Engineering Design, Vol. 9 (3), pp. 168-190, 1997.
- [36] Hafsa, M.N., Ibrahim, M., Sharif, S., „Investment Casting using Multi-jet Modeling Patterns: The Thermogravimetric Analysis of Visijet® SR200 UV Curable Acrylate Plastic”, International Conference on Mechanical Engineering Research (ICMER2013), Paper ID: P124, 1-3 July, 2013.
- [37] Harrysson, O. L. A., Cormier, D. R., Marcellin-Little, D., Jajal, K., „Direct Fabrication of Metal Orthopedic Implants Using Electron Beam Melting Technology”, Solid Freeform Fabrication Symposium 2003, Austin, TX, 2003.
- [38] Harun, W.S.W., Sharif, S., Idris, M.H., „Characteristic studies of collapsibility of ABS patterns produced from FDM for investment casting”, Materials Research Innovations, Vol. 13, pp. 340-343, 2009.
- [39] He, B., Wang, D., Li, F., Sun, B., „Simulation study on wax injection for investment casting”, Advanced Materials Research, Vol. 834-836, pp. 1575-1579, 2014.
- [40] Hermawan, H., Ramdan, D., Djuansjah, J.R.P., „Metals for Biomedical Applications”, Biomedical Engineering: from Theory to Applications, InTech Pub, Rijeka, pp. 411-430, 2011.
- [41] Hilton, P.D., Jacobs, P.F., „Rapid Tooling Technologies and Industrial Applications”, CRC Press, Dallas, TX, 2000.
- [42] Hopkinson, N., „Rapid manufacturing: what, why, and how?”, Foundry Trade Journal, Vol. 176, No. 3590, pp. 12-15, 2002.
- [43] Horacek, M., „Latest trends in investment casting technology”, Innovative Foundry Materials and Technologies, Varazdin, University of Zagreb, Croatia, 7, 2005.
- [44] Horacek, M., Charvat, O., Pavelka, T., Sedlak, J., Madaj, M., Nejedly, J., Dvoracek, J., „Medical implants by using RP and investment casting technologies”, China Foundry, 8(1), pp. 107-111, 2011.
- [45] Hosni, Y., Harryson, O., „Design and Manufacturing of Customized Implants”, at Industrial Engineering and Management Systems University of Central Florida Orlando, FL 32816 – USA, 2002.
- [46] Hot, I., „Upravljanje izradom generalnih projekata u oblasti infrastrukture primenom višekriterijumske analize”, Doktorska disertacija, Univerzitet u Novom Sadu, Fakultet tehničkih nauka, Novi Sad, 2014.
- [47] Hudetz, D., „Utjecaj biofilma kod stafilokone infekcije oko čeličnih i titanijskih implantata”, Doktorska disertacija, Sveučilište u Zagrebu, Medicinski fakultet, Zagreb, 2009.
- [48] Jacobs, P.F., „QuickCastTM1.1 and Rapid Tooling”, Proceedings of the 4th European Conference on Rapid Prototyping and Manufacturing, University of Nottingham, Nottingham, 13-15 June, pp. 1-25, 1995.
- [49] Jain, P.L., „Principles of Foundry Technology”, Tata McGraw Hill, New Delhi, 2009.
- [50] Joshi, A. B., Lee, J., Christensen, C., „Results for a custom acetabular component for acetabular deficiency”, J. Arthroplasty, 17(5), pp. 643-648, 2002.

- [51] Jun, Y., „Morphological analysis of the human knee joint for creating custom-made implant models”, *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Vol. 52, pp. 841-853, 2011.
- [52] Jun, Y., J., Choi, K., „Design of patient-specific hip implants based on the 3D geometry of the human femur”, *Advances in Engineering Software*, 41, pp. 537-547, 2009.
- [53] Karapatis, N.P., Egger, G., Gygax P.E., Glardon, R., „Optimisation of powder layer density in selective laser sintering”, *Proceedings of the Solid Freeform Fabrication Symposium*, Austin, TX, 9–11 August, pp 255-263, 1999.
- [54] Keenan, J., Chakrabarty, G., Newman, J.H., „Treatment of supracondylar femoral fracture above total knee replacement by custom made hinged prosthesis”, *Knee*, 7, pp. 165-170, 2000.
- [55] Kovač, R., „Tehnologija izrade odливaka”, *Univerzitet u Novom Sadu, Fakultet tehničkih nauka*, Novi Sad, 1991.
- [56] Lee, C.W., Chua, C.K., Cheah, C.M., „Rapid investment casting: direct and indirect approaches via fused deposition modeling”, *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Vol. 23, pp. 93-101, 2004.
- [57] Lee, K.: „Principles of CAD/CAM/CAE Systems”, *Seoul National University*, 1999.
- [58] Liou, F., „Rapid Prototyping and Engineering Applications: A Toolbox for Prototype Development”, *CRC Press, Taylor & Francis Group*, 2008.
- [59] Lokesh, K., Jain, P.K., „Selection of Rapid Prototyping Technology”, *Advances in Production Engineering & Management*, Vol. 5 (2), pp. 75-84, 2010.
- [60] Lukić, D., Milošević, M., Todić, V., „Integrirani CAPP sistemi i tehnološka baza podataka (Modul Integrirani CAPP sistemi), *Skripta sa predavanja, Univerzitet u Novom Sadu, Fakultet tehničkih nauka*, Novi Sad, 2013.
- [61] Maji, P.K., Banerjee, P.S., Sinha, A., „Application of Rapid Prototyping and Tooling for fast development of patient-specific craniofacial implant: an Investigation Study“, *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Vol. 36, Issue. 5-6, pp. 510-515, 2008.
- [62] Milne, I., Ritchie, R.O., Karihaloo, B., „Comprehensive Structural Integrity, Vol. 9: Bioengineering”, *Elsevier Ltd, Oxford*, 2003.
- [63] Milovanović, J., „Primena aditivnih tehnologija u izradi anatomski prilagođenih skafolda za rekonstrukciju koštanog tkiva”, *Doktorska disertacija, Univerzitet u Nišu, Mašinski fakultet Niš*, 2013.
- [64] Murr, L.E., Gaytan, S.M., Martinez, E., Medina, F., Wicker, R.B., „Next generation orthopaedic implants by Additive Manufacturing using Electron Beam Melting”, *International Journal of Biomaterials*, Vol. 2012, Article ID 245727, 14, 2012.
- [65] Nedelcu, D., Rajic, A., Danut, F., Raoul, A., „The Reverse Engineering of a Spring Support using the Noomeo Optinum 3D Scanner and the Rapidform XOR3 software”, *Analele Universitatii „Eftimie Murgu” Resita, Anul XX, Nr. 1*, pp. 199-206, 2013.
- [66] Norouzi, Y., Rahmati, S., Hojjat, Y., „A novel lattice structure for SL investment casting patterns”, *Rapid Prototyping Journal*, 15 (4), pp. 255-263, 2009.
- [67] Pal, D.K., Ravi, B., „Rapid tooling route selection and evaluation for sand and investment casting”, *Virtual and Physical Prototyping Journal*, Vol. 4, pp. 197-207, 2007.

- [68] Park, J.B., Lakes, R.S., „Biomaterials An Introduction”, Plenum Press, New York, 1992.
- [69] Pham, D.T., Dimov, S.S., Lacan, F., „RapidTool process: technical capabilities and applications”, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part B: Journal of Engineering Manufacture, Vol. 214, pp. 107-116, 2000.
- [70] Plančak, M., „Brza izrada prototipova modela i alata - Rapid Prototyping and Rapid Tooling”, Univerzitet u Novom Sadu, Fakultet tehničkih nauka, Novi Sad, 2009.
- [71] Radu, S.A., Fratila, D.F., „Simulation and experimental research on the vacuum casting of non-metallic complex parts using flexible molds”, Proceedings of the Romanian Academy, Series A, Vol. 13, Number 4, pp. 343-350, 2012.
- [72] Rahmati, S., Abbaszadeh, F., Farahmand, F., „An improved methodology for design of custom-made hip prostheses to be fabricated using additive manufacturing technologies”, Rapid Prototyping J., 18(5), pp. 389-400, 2012.
- [73] Raja, V., Fernandes, K.J., Reverse Engineering: An Industrial Perspective, Springer-Verlag London Limited 2008.
- [74] Rajic, A. Stojadinovic, S., Nedelcu, D., Desnica, E., Vulicevic, Lj.V., Applications of the Additive Manufacturing technology to manufacture the hip implants, Annals of Faculty Engineering Hunedoara – International Journal of Engineering, Tome XII, Fascicule 2, pp. 101-106, 2014.
- [75] Rajić, A., „Razvoj i optimizacija procesa i sistema u preciznom livenju primenom „Rapid Tooling” tehnologije”, Magistarska teza, Univerzitet u Novom Sadu, Tehnički Fakultet „Mihajlo Pupin”, Zrenjanin, 2006.
- [76] Rajic, A., Desnica, E., Stojadinovic, S., Nedelcu, D., „Development of method for Reverse Engineering in creation of 3D CAD model of knee implant”, Facta Universitatis, Series: Mechanical Engineering, Vol. 11, No. 1, pp. 45-54, 2013.
- [77] Rajic, A., Desnica, E., Stojadinovic, S., Nedelcu, D., „Numerical Simulation and Additive Manufacturing technology in design of knee implant patterns”, Journal of Optoelectronics and Advanced Materials, Vol. 16, No. 9-10, pp. 1180-1190, 2014.
- [78] Raković, D., Uskoković, D., (ur.), Balać, I., i dr., „Biomaterijali”, Institut tehničkih nauka Srpske akademije nauka i umetnosti, Društvo za istraživanje materijala Srbije, 2010.
- [79] Ramos, A.M.D.M., Simoes, J.A., „CAD-CAM-RTV - lost-wax casting technology for medical implants”, Rapid Prototyping Journal, 15(3), 211-215, 2009.
- [80] Randjelovic, S., Misic, D., Trajanovic, M., Vitkovic, N., Veselinovic, M., „Customization of elements for orthopedic external and internal fixation”, 5th International Conference on Mass Customization and Personalization in Central Europe (MCP-CE 2012), Customer Co-Creation in Central Europe, September 19-21, Novi Sad, 2012.
- [81] Ratner, B.D., Hoffman, A.S., Schoen, F.J., Lemons, J.E., „Biomaterials Science, An Introduction to Materials in Medicine”, Academic Press, 1996.
- [82] Ristić, B., Popović, Z., Adamović, D., Devedžić, G., „Izbor biomaterijala u ortopedskoj hirurgiji”, Vojnosanitetski preglad, 67 (10), str. 847-855, 2010.
- [83] Sabau, A.S., Viswanathan, S., „Material properties for predicting wax pattern dimensions in investment casting”, Material Science and Engineering, A362, pp. 125-134, 2003.

- [84] Sarkis, B.E., „Rapid prototyping for non-ferrous investment casting”, Proceedings of Rapid prototyping and Manufacturing Conference, Dearbon, MI, 26–28 April, 1994.
- [85] Shaha, K.S., Khan, A.A., Haque, M.M., „Design and development of acrylic die for producing wax pattern to fabricate hip bone joint”, Journal of materials Science & Engineering B 1, pp. 184-189, 2011.
- [86] Sharkey, P.F., Hozack, W.J., Tothman, R.H., Shastri, S., Jacoby, S.M., „Insall Award paper. Why are total knee arthroplasties failing today?”, Clin Orthop Relat Res., 404, pp. 7-13, 2002.
- [87] Shende, V., Kulkarni, P., „Decision Support System for Rapid Prototyping Process Selection”, International Journal of Scientific and Research Publications, Volume 4 (1), 2014.
- [88] Shetty, A.A., Tindall, A., Ting, P., Heatlea, F.W., „The evolution of total knee arthroplasty. Part II: the hinged knee replacement and the semi-constrained knee replacement”, Current Orthopaedics, 17, pp. 403-407, 2003.
- [89] Starly, B., „Biomimetic design and fabrication of tissue engineered scaffolds using computer aided tissue engineering”, Doctoral Dissertation, Drexel University, Philadelphia, 2006.
- [90] Stojadinović, S., Ljevar, A., „Poznavanje materijala”, Tehnički fakultet "Mihajlo Pupin" Zrenjanin, 2001.
- [91] Stojković, M., Milovanović, J., Vitković, N., Trajanović, M., Grujović, N., Milivojević, V., Milisavljević, S., Mrvić, S., Reverse modeling and solid free-form fabrication of sternum implant”, Australasian Physical & Engineering Science in Medicine, 33(3), pp. 243-250, 2010.
- [92] Šljivić, M., Stanojević M., „Osnove proizvodnih tehnologija”, Univerzitet u Banjoj Luci, Mašinski fakultet, Banja Luka, 2003.
- [93] Tabaković, S., Milojević, Z., Zeljković, M., Živković, A., Grujić, J., „Programsko rešenje za projektovanje tela endoproteze zgloba kuka - tehničko rešenje”, Univerzitet u Novom Sadu, Fakultet tehničkih nauka, Novi Sad, 2012.
- [94] Tabaković, S., Zeljković, M., Živković, A., Grujić, J., „Development of the endoprosthesis of the femur according to the characteristics of a specific patient”, Journal of Production Engineering, 16(1), pp. 81-86, 2012.
- [95] Todić, V., Stanić, J., „Osnove optimizacije, tehnoloških procesa izrade i konstrukcije proizvoda”, Univerzitet u Novom Sadu, Fakultet tehničkih nauka, Novi Sad, 2002.
- [96] Toksvig-Larsen, S., Ryd, L. „Surface characteristics following tibial preparation during total knee arthroplasty”, Journal of Arthroplasty, 9, pp. 63–66, 1994.
- [97] Toth-Tascau, M., Stoia, D. I., „Analysis of dimensional accuracy of two models of customized hip prostheses made of Polyamide powder by Selective Laser Melting Technology”, Optoelectronics and Advanced Materials – Rapid Communications, Vol. 5 (12), pp. 1356-1363, 2012.
- [98] Trifković, B., Analiza metroloških karakteristika uređaja za optičku digitalizaciju stomatoloških CAD/CAM sistema, Doktorska disertacija, Univerzitet u Beogradu, Stomatološki fakultet, Beograd, 2012.
- [99] Tromans, G., „Development in Rapid Casting”, Wiley: New York, NY, 2004.
- [100] Viceconti, M., Testi, D., Gori, R., Zannoni, C., Cappello, A., De Lollis, A., „HIDE: a new hybride environment for the design of custom-made hip prosthesis”, Comput. Meth. and Programs in Biomed., 64, pp. 137-144, 2001.

- [101] Werner, A., Lechniak, Z., Skalski, K., Kedzior, K. „Design and manufacturing of anatomical hip joint endoprotheses using CAD/CAM systems”, J. Mater. Process. Technol., 107, pp. 181-186, 2000.
- [102] Wolff, T., M. Argueso & Co., Inc. Muskegon, Michigan, „Investment casting waxes: influences which eliminate wax pattern defects”, (<http://www.paramelt.com/files/Pdf/casting-wax/Investment-casting-wax-Technical-publication-Paramelt-Argueso-Kindt.pdf>)
- [103] Yang, J., Shi, Y., Shen, Q., „Selective laser sintering of HIPS and investment casting technology”, Journal of Materials Processing Technology, Vol. 209, pp. 1901-1908, 2009.

Internet izvori:

- [104] http://nobel.etf.bg.ac.rs/studiranje/kursevi/of3mf/materijali/mfms_g1_g2_materijali.pdf
Pristupljeno: 15.08.2014.
- [105] <https://www.healthbase.com/hb/pages/hip-resurfacing.jsp>
Pristupljeno: 29.04.2014.
- [106] <http://www.siemens.com/innovation/en/news/2010/high-speed-manufacturing-of-medical-implants.htm>
Pristupljeno: 29.04.2014.
- [107] http://www.utwente.nl/ctw/opm/research/design_engineering/rm/RM%20processes/
Pristupljeno: 29.04.2014.
- [108] http://www.eos.info/systems_solutions/metal/systems_equipment/eosint_m280
Pristupljeno: 19.06.2014.
- [109] <http://www.eos.info/material-m>
Pristupljeno: 19.06.2014.
- [110] <http://www.arcam.com/wp-content/uploads/Arcam-Q10.pdf>
Pristupljeno: 19.06.2014.
- [111] <http://www.arcam.com/technology/electron-beam-melting/hardware/>
Pristupljeno: 19.06.2014.
- [112] <http://www.arcam.com/technology/electron-beam-melting/materials/>
Pristupljeno: 19.06.2014.
- [113] http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/1/10/3D_Computed_Tomography.png
Pristupljeno: 15.08.2014.
- [114] <http://www.stratasys.com/3d-printers/design-series/objet30>
Pristupljeno: 24.09.2014.
- [115] <http://www.stratasys.com/materials/polyjet/~media/29592222B80C489BAC28803DB08C10E5.ashx>
Pristupljeno: 24.09.2014.
- [116] http://www.eos.info/systems_solutions/plastic/systems_equipment/formiga_p110
Pristupljeno: 24.09.2014.
- [117] <http://eos.materialdatacenter.com/eo/en>
Pristupljeno: 24.09.2014.
- [118] <http://www.zcorp.com/de/Products/3D-Printers/Spectrum-Z510/Technical-Specifications308/spage.aspx>
Pristupljeno: 24.09.2014.

- [119] <http://www.nagyformatumu.hu/files/3dp-consumables-catalog-rev-j.pdf>
Pristupljeno: 15.08.2014.
- [120] <http://uploadkon.ir/uploads/124-131.pdf>
Pristupljeno: 22.10.2014.
- [121] <http://www.wohlersassociates.com/materials2011.pdf>
Pristupljeno: 22.10.2014.