

Razvoj kirurške vodilice po mjeri pacijenta s mikrognatijom s pomoću aditivne proizvodnje

Zoretić, Dominik

Master's thesis / Diplomski rad

2022

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:697877>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-08-02**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Dominik Zoretić

Zagreb, 2022.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Mentor:

Dr. sc. Damir Godec, dipl.ing.

Student:

Dominik Zoretić

Zagreb, 2022.

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

Zahvaljujem mentoru dr.sc. Damiru Godecu, dipl.ing. na velikoj pomoći, razumijevanju i davanju smjernica prilikom izrade ovog diplomskog rada te na ukazivanju važnosti koju će aditivna proizvodnja imati u budućnosti. Znanje koje sam naučio pišući ovaj rad pod njegovim mentorstvom sigurno ću primijeniti u budućnosti.

Zahvaljujem, tehničkom suradniku gospodinu Miodragu Kataleniću koji mi je pokazao i objasnio funkcije softvera u kojima sam radio te detaljnije uveo u svijet aditivne proizvodnje.

Veliko hvala Damiru Harmicaru dr.med. koji mi je približio medicinski dio rada te mi objasnio funkcije i primjenu medicinskih termina pri izradi kirurške vodilice, također hvala na smjernicama koje mi je dao s medicinskog gledišta na ovu temu bez kojih ne bih mogao dovršiti rad.

Jedno veliko hvala svi mojim prijateljima i kolegama koji su uvijek bili motivacija i potpora u mom obrazovanju, koji su me uvijek spontano tjeroali da budem bolji i savjetovali me u svim aspektima života.

Ogromna zahvala mojoj djevojci Margareti koja mi je pobliže objasnila pogled doktora dentalne medicine na jedan ovakav diplomski rad te joj hvala što je bila bezuvjetna podrška u dobrim i onim malo manje dobrim danima i što je uvijek našla vremena i razumijevanja za moje ideje čak i kada one nisu bile najbolje.

Na kraju, želim zahvaliti i svojoj obitelji, majci Nedi, ocu Branimiru i sestri Dajani koji su me uvijek gurali u pravom smjeru bez obzira na težinu situacije. Hvala im što su bili temelj ovoj građevnoj konstrukciji koja se naziva obrazovanje.

Dominik Zoretić



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
Povjerenstvo za diplomske radove studija strojarstva za smjerove:
proizvodno inženjerstvo, računalno inženjerstvo, industrijsko inženjerstvo i menadžment,
inženjerstvo materijala te mehatronika i robotika

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum:	Prilog:
Klasa:	602-14/22-6/1
Ur. broj:	15-1703-22-

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **DOMINIK ZORETIĆ** Mat. br.: 0069072202

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Razvoj kirurške vodilice po mjeri pacijenta s mikrognatijom s pomoću aditivne proizvodnje**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Development of patient-tailored surgical guide for the patient with micrognathia by aid of additive manufacturing**

Opis zadatka:

Jedno od važnijih područja primjene aditivne proizvodnje nesumnjivo je medicina jer prema potrebi omogućuje i individualnu proizvodnju bez signifikantnog povećanja troškova i produljenja vremena proizvodnje. Aditivna proizvodnja se u medicini primjenjuje, osim za istraživanja i razvoj, i za pretkliničke analize i ispitivanja (npr. modeli za pripremu kompleksnog operativnog zahvata), proizvodnju medicinskih uređaja (npr. implantata, proteza, ortoza, kirurških pomagala), primjenu u farmaciji (proizvodnja lijekova) i proizvodnja bio-tkiva (bio-ispis).

U okviru diplomskog rada potrebno je:

- 1) Načiniti pregled mogućnosti izrade kirurških pomagala s posebnim osvrtom na pomagala – kirurške vodilice za maksilofacijalnu kirurgiju.
- 2) Načiniti pregled dostupnih materijala u slučaju primjene aditivne proizvodnje kirurških vodilica, uvažavajući regulativnu i potrebne certifikate.
- 3) Načiniti pregled aditivnih tehnologija koje omogućuju izradu maksilofacijalnih kirurških vodilica te navesti prednosti primjene tih tehnologija pred klasičnim proizvodnim postupcima.
- 4) Na konkretnom primjeru razvoja i proizvodnje maksilofacijalne kirurške vodilice po mjeri pacijenta s mikrognatijom potrebno je definirati i opisati potrebne korake unutar procesa, od sakupljanja DICOM podataka do aditivne proizvodnje prototipa kirurške vodilice.
- 5) Donijeti zaključke o dobivenim rezultatima.

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

Zadatak zadan:
29. rujna 2022.

Rok predaje rada:
1. prosinca 2022.

Predvideni datum obrane:
12. prosinca do 16. prosinca 2022.

Zadatak zadao:
prof. dr. sc. Damir Godec

Predsjednica Povjerenstva:
prof. dr. sc. Eiserka Runje

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	III
SAŽETAK	V
SUMMARY	VI
1 UVOD.....	1
2 VRSTE 3D PISAČA KOJI SE PRIMJENJUJU U MEDICINI I NJIHOVE ZNAČAJKE ...	3
2.1 MEX postupak (<i>Material Extrusion</i>)	3
2.2 <i>PolyJet</i> pisači.....	6
2.3 SLS (<i>Selective Laser Sintering</i>) pisači	7
2.4 SLA (stereolitografski) pisači	8
2.5 BJT (<i>Binder jetting</i>) i MJF (<i>Multi Jet Fusion</i>) pisači.....	9
2.6 SLM pisači (<i>Selective Laser Melting</i>).....	11
2.7 DED pisači (<i>Direct Energy Deposition</i>)	14
3 MATERIJALI ZA 3D ISPIS	16
3.1 PLA- Poliaktid.....	16
3.2 PETG- Poli(etilen-tereftalat glikol).....	18
3.3 ABS- Akrlonitril/butadien/stirenska plastika.....	18
3.4 PA- Poliamid (Nylon)	19
4 Materijali s primjenom u medicini	20
4.1 PEEK- Poli(eter-eter-ke-ton).....	20
4.2 PEKK- Poli(eter-ke-ton-ke-ton).....	21
4.3 PMMA- Poli(metil-metakrilat)	21
4.4 PPSU- Poli(fenilen-sulfon)	22
4.5 Titan (Ti-6Al-4V).....	22

4.6	Kobalt-krom (Co-Cr).....	24
5	Primjena 3D tehnologija (aditivnih tehnologija) u medicini	25
5.1	Povijest aditivnih tehnologija u medicini.....	25
5.2	Bioispis tkiva i organa (4D ispis).....	25
5.3	Aditivne tehnologije u dentalnoj medicini	26
5.4	Primjena aditivnih tehnologija u ostalim granama medicine	28
5.5	3D tehnologija u izradi čeljusti	29
6	PROCEDURA RAZVOJA PROTOTIPA KIRURŠKE VODILICE I IMPLANTATA.....	32
6.1	Uzimanje CT (<i>Computed tomography</i>) slike glave te obrada.....	32
6.2	Izrada računalno generiranog modela (CAD)	35
6.3	Čišćenje CAD modela te uklanjanje nepotrebnog viška slojeva.....	35
6.4	Izrada oblika prototipa implantata i vodilice.....	36
6.5	Priprema prototipa za izradu	38
6.6	Izrada prototipa	41
6.7	Naknadna obrada i rezultati.....	43
6.8	Proces i rezultati jednog operacijskog zahvata uz primjenu tehnologije	45
7	ZAKLJUČAK.....	47
8	LITERATURA	48

POPIS SLIKA

Slika 1	Načelo rada FFF pisača [3].....	3
Slika 2	Otvorena izvedba FFF pisača proizvođača PRUSA [4].....	5
Slika 3	Zatvorena izvedba FFF pisača proizvođača FLASHFORGE [5].....	5
Slika 4	PolyJet pisač [5].....	6
Slika 5	SLS pisač [6]	8
Slika 6	Razlika između DLP i obične SLA izvedbe [9]	9
Slika 7	Princip rada BJT pisača [10]	10
Slika 8	MJF pisač [11].....	11
Slika 9	Princip rada SLM pisača [12].....	12
Slika 10	Prednosti SLM i drugi tehnologija aditivne proizvodnje nad konvencionalnim metodama [12]	13
Slika 11	Princip rada DAD pisača [13]	15
Slika 12	Primjer specijalne izvedbe FFF pisača (Tripteron) [14].....	15
Slika 13	Proces stvaranja i razgradnje PLA [16].....	17
Slika 14	Umjetni kuk i umjetno koljeno [25]	23
Slika 15	Postupak pristupa bioispisu [29].....	26
Slika 16	Prikaz 3D modela za izradu kirurške vodilice [31]	27
Slika 17	Prototip ušne šupljine [33].....	28
Slika 18	Prikaz mikrognatije [34].....	29
Slika 19	Prikaz djelovanja mandibularne kirurške vodilice [34].....	30
Slika 20	Uređaj za dobivanje CT slike [35].....	33
Slika 21	Prikaz nepravilnog spremanja DICOM datoteke (svi slojevi u jednoj datoteci)	33
Slika 22	Prikaz pravilnog spremanja DICOM datoteke (sloj po sloj)	34
Slika 23	Sverzalna, frontalna i sagitalna ravnina [36]	34
Slika 24	InVesalius 3.1 i dobivanje željenog 3D prikaza	35
Slika 25	Očišćeni i uređeni model mandibule	36
Slika 26	Oblik prototipa implantata u odnosu na donju čeljust pacijenta	37
Slika 27	Prikaz oblika prototipa kirurške vodilice.....	38
Slika 28	Prikaz orijentacije i pozicije na radnom stolu 3D pisača.....	39
Slika 29	Prikaz proračuna mase iskorištenog materijala i procjene vremena izrade	40

Slika 30	Početa faza izrade prototipa.....	41
Slika 31	Završni faza izrade prototipa	41
Slika 32	Stvarni podaci izrade	42
Slika 33	Prototip implantata nakon uklanjanja potporne strukture.....	43
Slika 34	Prototip kirurške vodilice nakon uklanjanja potporne strukture	44
Slika 35	Proces bilateralne distrakcijske osteogeneze mandibule	45
Slika 36	Prikaz krajnjeg rezultata [38]	46

SAŽETAK

Primjena aditivnih tehnologija u medicini sve je veća, no ista je regulirana je nizom pravila i normi.

Izrada implantata i kirurških pomagala pomoću tehnologija aditivne proizvodnje iz dana u dan sve više raste. Aditivna proizvodnja omogućuje individualnu proizvodnju bez signifikantnog povećanja troškova i produljenja vremena proizvodnje.

Osim za istraživanja i razvoj te za prekliničke analize i ispitivanja poput modela za pripremu kompleksnog operativnog zahvata aditivna tehnologija se primjenjuje i u izradi medicinskih pomagala kao što su implantati, proteze, kirurške vodilice. Također, u posljednjih nekoliko godina ova tehnologija sudjeluje i u proizvodnji bio-tkiva (bio-ispis)

U ovom radu opisana je procedura izrade prototipa kirurške vodilice po mjeri pacijenta s mikrognatijom primjenjujući aditivnu proizvodnju te sve njene norme i standarde.

KLJUČNE RIJEČI : 3D ispis, primjena, aditivne tehnologije, medicina, materijal, plastika, titan, mikrognatija, kirurška vodilica, implantat

SUMMARY

The use of additive technologies in medicine is increasing, but it is regulated by a series of rules and norms.

The production of implants and surgical aids using additive manufacturing technologies is growing day by day. Additive production enables individual production without significantly increasing costs and prolonging production time.

In addition to research and development and for preclinical analyzes and tests such as models for the preparation of a complex surgical procedure, additive technology is also used in the production of medical aids such as implants, prostheses, surgical guides. Also, in the last few years, this technology has been involved in the production of bio-tissue (bio-printing).

This paper describes the procedure of making a prototype of a surgical guide made to measure for a patient with micrognathia using additive manufacturing and all its norms and standards.

KEY WORDS: 3D printing, application, additive technologies, medicine, material, plastic, titanium, micrognathia, surgical guide, implant

1 UVOD

Aditivne tehnologije (AT) (još znane kao tehnologije 3D ispisa) jedan su od važnih tehnoloških napredaka u medicini 21. stoljeća. Primjenu istih u medicini uvelike omogućava poboljšanje i kompatibilnost digitalnih proizvodnih procesa. Korištenjem CAD (*Computer aided design*), CAM (*Computer aided machining*) te CAE (*Computer aided engineering*) tehnologije odnosno softvera se mogu metodom sloj po sloj, stvaranjem kalupa itd. dobiti geometrijski precizni te u potpunosti funkcionalni oblici. Glavna razlika između “tradicionalnijih” postupak obrade materijala i aditivnih tehnologija je u tome što se kod aditivnih tehnologija dodaje sloj materijala dok se kod “tradicionalnih” postupaka materijal uklanja (obrada odvajanjem čestica) takve metode su npr. glodanje, tokarenje, bušenje... Iako se tehnologija 3D ispisa smatra relativno novom tehnologijom, no njen početak datira već osamdesetih godina prošlog stoljeća kada je Charles Hull prvi upotrijebio pojam stereolitografije. Stereolitografija je tehnologija koja koristi fotokemijske metode pri izradi uzoraka i proizvodnih dijelova “sloj po sloj” (slika 1). Korištenjem svjetlosti se stvara veza između monomera i oligomera te se tvori polimer. Polimeri su osnova materijalne građe konačnog proizvoda aditivnih tehnologija. Isti čovjek zaslužan je i za stvaranje STL (*Standard Triangle Language*) (.stl) formata zapisa objekta, koji se koristi kao poveznica između CAD-a i 3D pisača, a radi na principu aproksimiranja trodimenzionalnog objekta odnosno površine pomoću pravilno poredanih trokuta (pravilo desne ruke) u Kartezijevom koordinatnom sustavu. Na samim počecima korištenja STL formata niti jedna koordinata nije smjela biti negativan broj, no u današnjim primjenama ta restrikcija više ne postoji. [1]

Prva primjena aditivne tehnologije u medicini zabilježena je krajem dvadesetog stoljeća odnosno 1999. godine pri izradi dentalnih implantata, dok je 2008. godine prvi put napravljena protetska noga. U zadnjih nekoliko godina aditivne tehnologije se koriste u mnogim granama medicine, ali i farmacije, primjerice, za istraživanje metabolizma te za doziranje lijekova. Još neke od primjena 3D aditivnih tehnologija u medicini su: slušni aparati, specijalni kirurški instrumenti te bioispis tkiva i organa koji se mogu koristiti kao predmet za istraživanje ili pak kao jeftinija alternativa prilikom organske transplatacije. Još jedna od bitnijih primjena AT u medicini jest stvaranje kopija odnosno replika određenih organa koje mogu poslužiti kirurzima i pripravnicima

za vježbu prije zahtjevnijih operacija. Istraživanja su dokazala kako takve metode ubrzavaju sve procese vezane uz oporavak pacijenta te smanjuju traume. [2]

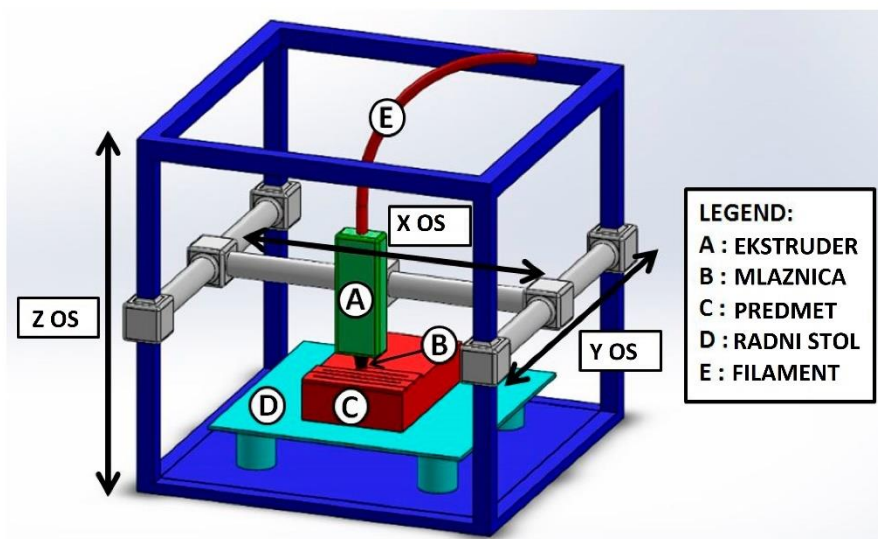
2 VRSTE 3D PISAČA KOJI SE PRIMJENJUJU U MEDICINI I NJIHOVE ZNAČAJKE

Ukoliko postoji potreba za 3D ispisom, od velike je važnosti izabrati ispravan 3D pisač zbog same učinkovitosti, preciznosti i točnosti predmeta koji se obrađuje. Postoji više vrsta 3D pisača, svaki od njih ima svoju namjenu ovisno o području, znanosti u kojem ga se koristi. Vrste pisača se kategoriziraju prema normi – ISO/ASTM 59000:2021.

2.1 MEX postupak (*Material Extrusion*)

Najjednostavniji od svih postupaka ispisa sa najširokom primjenom. MEX postupak koristi se kod 3D ispisa i posebnih vrsta plastika kako bi se proizveli čvrsti, izdržljivi te najbitnije dimenzijski stabilni dijelovi sa što boljom preciznošću i ponovljivošću koju takav pisač može dati.

Kao što je prikazano na slici 1. MEX postupci djeluju prema načelu istiskivanja plastomernih niti (filamenta) koje obavlja tzv. ekstruder. Niti se istiskuju kroz zagrijanu mlaznicu te se materijal tali i nanosi na platformu odnosno stol i to načelom sloj po sloj po Z-osi. Postavlja se jedan po jedan sloj dok se predmet obrade ne dovrši. Zbog ispisa sloj po sloj po Z-osi ovakav način ispisa zahtijeva potporne elemente koje također treba uračunati u vrijeme ispisa te u potrošnju materijala.



Slika 1 Načelo rada FFF pisača [3]

Glavni predstavnici ovog postupka su FFF (*Fused Filament Fabrication*) i FDM (*Fused Deposition Modeling*) pisači. Razlika između dvije navedene opcije jest u tome što FDM pisači koriste grijano okruženje (zatvoreni su) te zbog multinacionalne kompanije Stratasys koja polaže svoja prava na izraz FDM. Ukoliko se radi o drugim proizvođačima koristi se skraćenica FFF. FFF pisači (slika 2) dobar su odabir pri izradi osnovnih modela te provjeravanje koncepata, no ne samo toga već i za brzu i jeftinu izradu prototipa jednostavnih dijelova (dijelovi koji se obično mogu i strojno obraditi). Osim osnovnih modela FFF pisači koriste se i za proizvodnju dijelova za konačnu upotrebu, kao što su mali estetski dijelovi, no i dijelovi specijalnih proizvodnih alata. Neke vrste plastomera koje se koriste u FFF tehnologiji se čak koriste kod pakiranja u prehrambenoj i farmaceutskoj industriji poput ambalaže za hranu i lijekove. Najviše što je unaprijedilo korištenje FFF-a jest njegova primjena u medicinskoj industriji.

No, unatoč svim prednostima FFF pisača on ipak ima neka ograničenja koja uvelike utječu na odluku izbora FFF pisača kao glavnog pisača za korištenje. Prvo ograničenje je raspon materijala koji se mogu upotrijebiti pri 3D ispisu koristeći FFF tehnologiju, zatim postoje poteškoće i problemi prilikom 3D ispisa predmeta koji imaju vrlo fine detalje te zahtjev za malim tolerancijama odstupanja, a zadnji problem je mogućnost da gotovi proizvod ne udovoljava postavljenim zahtjevima kvalitete. Također, jedan od velikih nedostataka je i nemogućnost ispisa u punom spektru boja te nužnost korištenja potporne strukture.

Postoje dvije izvedbe FFF pisača, a to su otvoreni i zatvoreni. Izbor izvedbe ovisi o tome koja vrsta plastomera se koristi npr. ukoliko se koristi PLA, PETG plastika moguće je izabrati obje izvedbe (češće se izabire otvorena jer je jeftinija), no ukoliko se koristi ABS plastiku odabir pada na zatvorenu izvedbu. Na slici 2. i slici 3. prikazani su otvorena i zatvorena izvedba.



Slika 2 Otvorena izvedba FFF pisača proizvođača PRUSA [4]

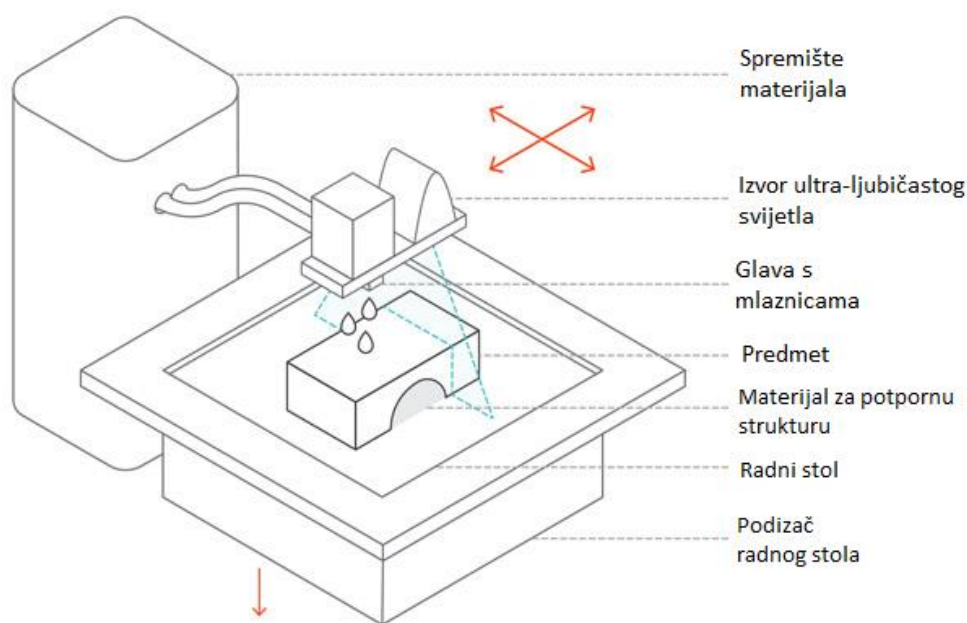


Slika 3 Zatvorena izvedba FFF pisača proizvođača FLASHFORGE [5]

2.2 PolyJet pišači

PolyJet je tehnologija 3D ispisa koja proizvodi glatke, točne dijelove, prototipove i alate. Uz mikroskopsku rezoluciju slojeva i točnost do 0,014 mm, može proizvesti tanke stijenke i složene geometrije koristeći najširi raspon materijala dostupnih s bilo kojom tehnologijom. [5]

PolyJet postupak počinje raspršivanjem malih kapljica tekućih fotopolimera u slojeve koji se trenutno UV stvrdnjavaju. Vokseli (trodimenzionalni pikseli) strateški su postavljeni tijekom izrade, što omogućuje kombinaciju fleksibilnih i krutih fotopolimera poznatih kao digitalni materijali. Svaki vksel ima okomitu debljinu jednaku debljini sloja od 30 mikrona. Fini slojevi digitalnih materijala nakupljaju se na platformi za izradu kako bi se stvorili točni 3D ispisani dijelovi. Jedan od nedostataka ove tehnologije 3D ispisa je potreba za potpornom strukturom. Nakon ispisa dijelova na Polyjetu oni se uklanjaju sa stola (platforme) te se za uklanjanje potporne strukture koristi voda pod tlakom. Dijelovi PolyJet pišača prikazani su na slici 4. [5]



Slika 4 PolyJet pišač [5]

2.3 SLS (*Selective Laser Sintering*) pisaiči

SLS pisaiči koriste laser kao izvor energije koji tali selektivnom metodom plastični materijal koji dolazi u obliku praha te ih tako spaja u 3D model. SLS tehnologija je jedan od postupaka iz grupe LPBF (Laser Powder Bed Fusion) tehnologija. Ona je jedna od najnaprednijih i najpouzdanijih tehnologija u području 3D ispisa odnosno aditivne proizvodnje. [6]

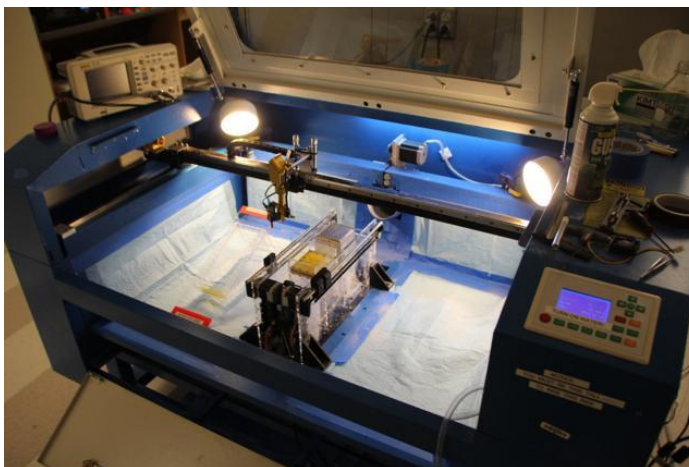
LPBF jedan je od najpoznatijih postupaka u aditivnoj proizvodnji. Djeluje prema načelu taljenja praha selektivnim postupkom sloj po sloj uz pomoć laserskih zraka što je uzrok stvaranja površine poprečnog presjeka. Model se zatim izrađuje dok se nekoliko taljenih staza spaja u procesu mikrozavarivanja. [6]

Materijali koji se koriste kod SLS ispisa su plastomeri koji dolaze u obliku praha odnosno u granuliranom obliku. SLS tehnologija se koristi za izradu funkcionalnih prototipova od polimernih komponenti te za proizvodnju u malim serijama. Najčešće korišten materijal je poliamid (*nylon*) zbog svoje izdržljivosti te stabilnosti u različitim uvjetima. Također ima vrlo veliku otpornost na UV svjetlo, toplinu, vlažnost. Ima mogućnost rada u vodenom okruženju te pri visokim temperaturama. SLS pisaiči također mogu raditi sa metalima poput čelika, titana i ostalih. [6]

Jedna od prednosti SLS-a jest ta da ne zahtjeva potporne strukture jer nesinterirani prah okružuje dijelove tijekom ispisa i predstavlja prirodnu potpornu strukturu. SLS je u mogućnosti proizvesti modele i dijelove vrlo zahtjevnih geometrija kao što su međusobno povezani ili dijelovi koji su pokretni, dijelovi koji sadrže unutarnje komponente ili kanale i drugo. [6]

No, i ovakva tehnologija ima svoje nedostatke kao što je vrlo visoka cijena. Primjerice pisaič koji koristi SLS tehnologiju može koštati i više od 250.000 \$. Nakon ispisa potrebno je čekati više od 50% vremena ispisa što može biti i preko 12 sati, a to uvelike produljuje vrijeme proizvodnje dijelova. Još jedan nedostatak jest da bez naknadne obrade dijelovi mogu imati hrapavu površinu. [6]

Na slici 5. prikazan je primjer SLS pisaiča.



Slika 5 SLS pisac [6]

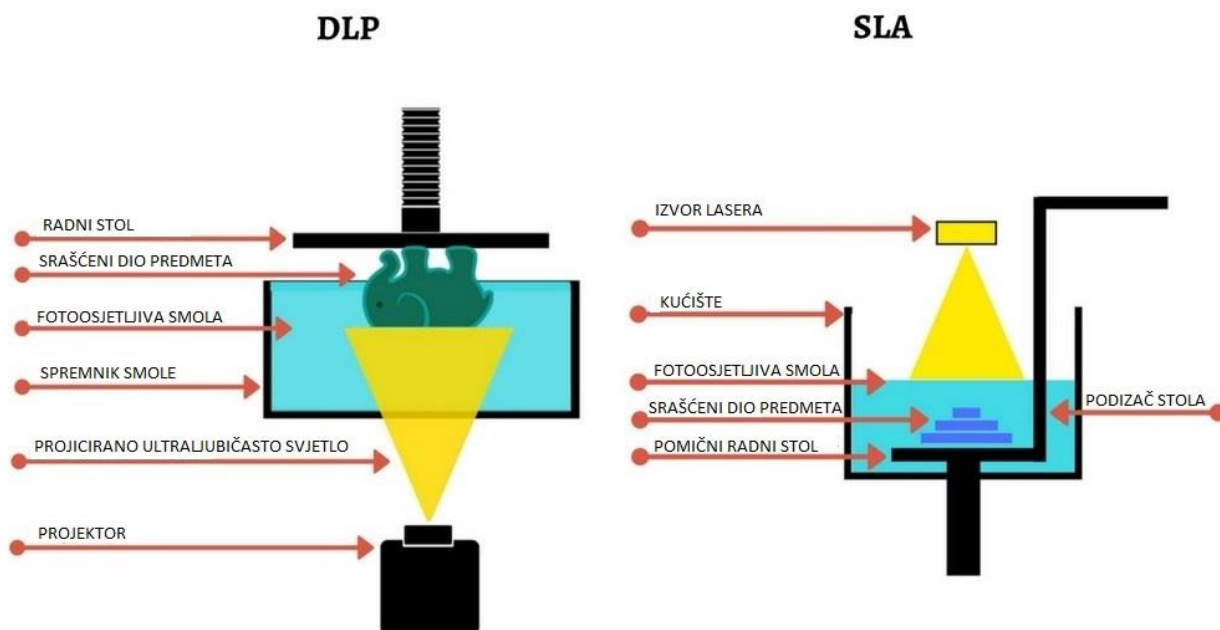
2.4 SLA (stereolitografski) pisaci

SLA pisaci za stvaranje modela koriste kapljevite smole. Ovakva tehnologija koristi snažni laser za oblikovanje 3D objekta. Laserski izvor se nalazi na dnu posude koja je ispunjena kapljevitom smolom koja je termoreaktivna. [7]

Načelo rada SLA pisaca temelji se na tome da se prvo pozicionira stol (platforma) na kojoj će se model izrađivati. Platforma se nalazi u spremniku s kapljevitim fotopolimerom, na udaljenosti od visine jednog sloja za debljinu same kapljevine. UV laser stvara naredni sloj selektivnom metodom očvršćivanja fotopolimerne smole.[7]

Razlika između SLS i SLA pisaca odražava se u tome što SLA može raditi jedino s polimerima u obliku smola, dok kod SLS tehnologije postoji mogućnost rada s metalima. Zatim SLA koristi kapljevinu dok SLS koristi prah, što predstavlja opasnost po čovjeka jer se taj prah može slučajno udahnuti. [8]

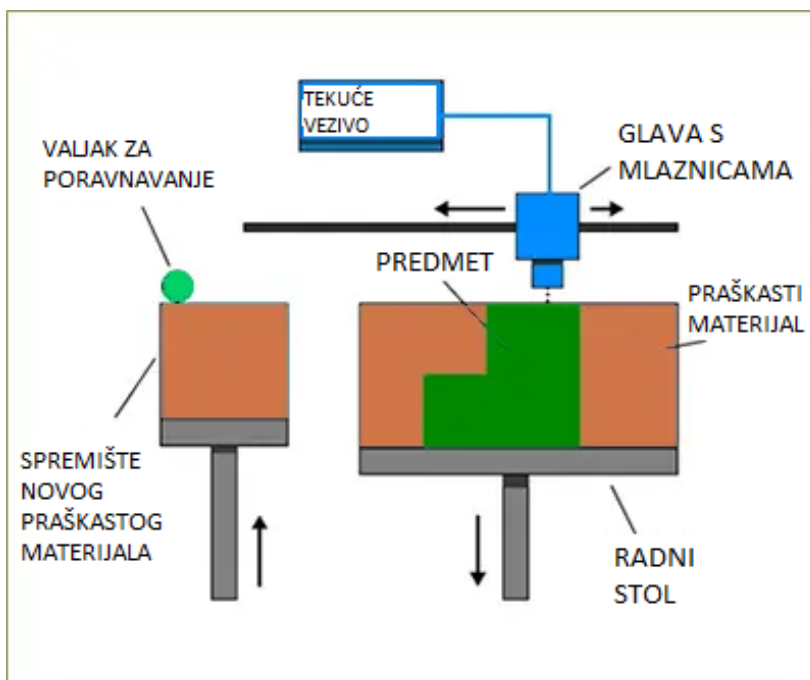
Ovisno o vrsti izvora svjetla razlikuje se obična SLA izvedba koja koristi UV lasere kao izvor svjetlosti za očvršćivanje smole, no postoji i DLP (*Digital Light Processing*) izvedba koja koristi digitalni projektor kao izvor UV svjetla koji služi za očvršćivanje sloja smole (slika 6.). [9]



Slika 6 Razlika između DLP i obične SLA izvedbe [9]

2.5 BJT (*Binder jetting*) i MJF (*Multi Jet Fusion*) pisači

Binder jetting je aditivni proizvodni proces u kojem ispiska glava (mlaznica) selektivno nanosi kapljeviti reagens na tanki sloj čestica praha poput ljevačkog pijeska, polimera, keramike, metala ili kompozita te se koristi za izradu jedinstvenih dijelova u medicini kao i u alatničarstvu. Slično ispisu na listove papira proces se ponavlja koristeći geometriju zadanu CAD modelom sve dok objekt nije u potpunosti izgrađen. Jedna od najvećih prednosti ovog pisača jest to što ne zahtjeva potpunu strukturu te je samim time potrošnja materijala manja, a vrijeme ispisa kraće. Nedostatak se očituje u nekad nedovoljnoj kvaliteti površine tj. površinska hrapavost je veća nego kod ostalih aditivnih proizvodnih procesa. Omogućuje puni spektar boja što joj također daje prednost ispred ostalih postupaka. Djeluje na načelu nanošenja praha na platformu koristeći drugu platformu kao dodavač praha te posebnog valjka koji ravna novododani sloj praha. Zatim se nanosi kapljeviti reagens pomoću glave pisača koji spaja čestice praha u model zadane geometrije (slika 8.).[10]



Slika 7 Princip rada BJT pisarča [10]

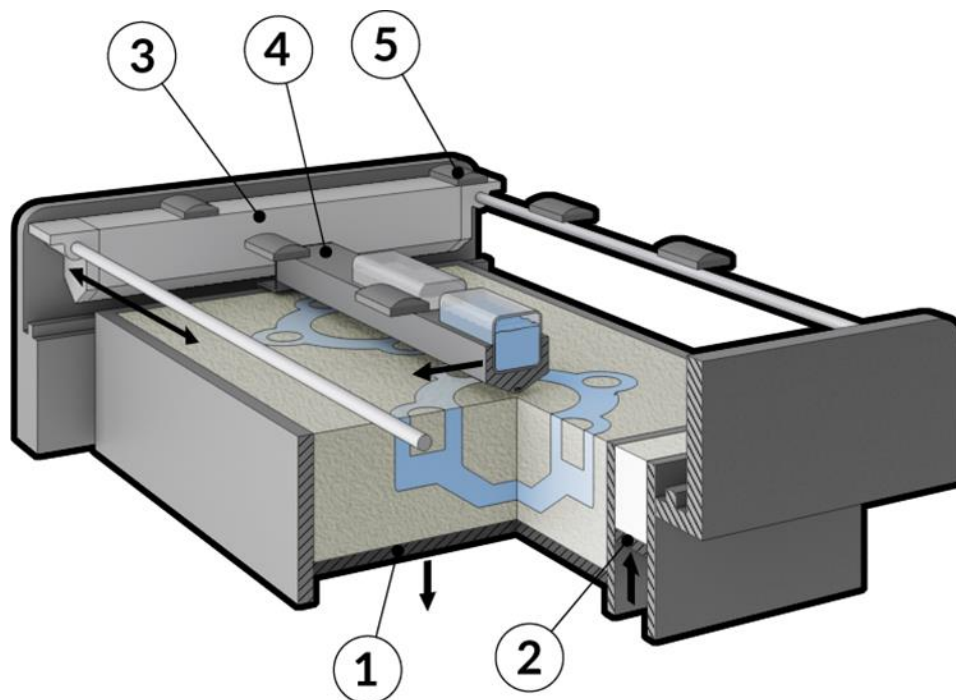
Kao jedna od podskupina BJT postupaka javlja se MJF tehnologija koja se opisuje kao industrijski proces 3D ispisa koji proizvode funkcionalne poliamidne prototipove i uporabne dijelove za samo jedan dan. Konačni proizvod MJF ispisa za razliku od FDM-a imaju vrlo kvalitetnu završnu obradu površina, puno bolju rezoluciju pojedinih značajki te veću mehaničku dosljednost. [11]

MJF pisarči koriste prah kao temelj za stvaranje 3D modela dok neki drugi pisarči koriste filament odnosno niti (FDM) ili laser (SLS,SLA). Sloj se praha na početku procesa izrade zagrijava podjednako na svim dijelovima. Sredstvo za spajanje (fuziju) se mlazom brizga tamo gdje je potrebno rastaliti dijelove (radi se selektivno znači dio po dio). Nakon toga se sredstvo za finu obradu detalja mlazom dovodi oko kontura, kako bi rezolucija ispisanog dijela bila što bolja. [11]

MJF koristi 'inkjet' niz kako bi omogućio selektivno nanošenje sredstava za spajanje (fuziju) te sredstava za detalje na sloj poliamidnog praha te se oni nakon nanošenja spajaju grijaćim elementima u čvrsti sloj. Nakon svakog sloja, prah se raspoređuje na vrh stola (bed) i postupak se ponavlja dok model nije gotov. [11]

Na slici 8. prikazan je MJF pisar s naznačenim dijelovima. Broj (1) je platforma (stol) na kojem se obrađuje model, podizanje praha koji se raspoređuje po cijeloj platformi nalazi se na

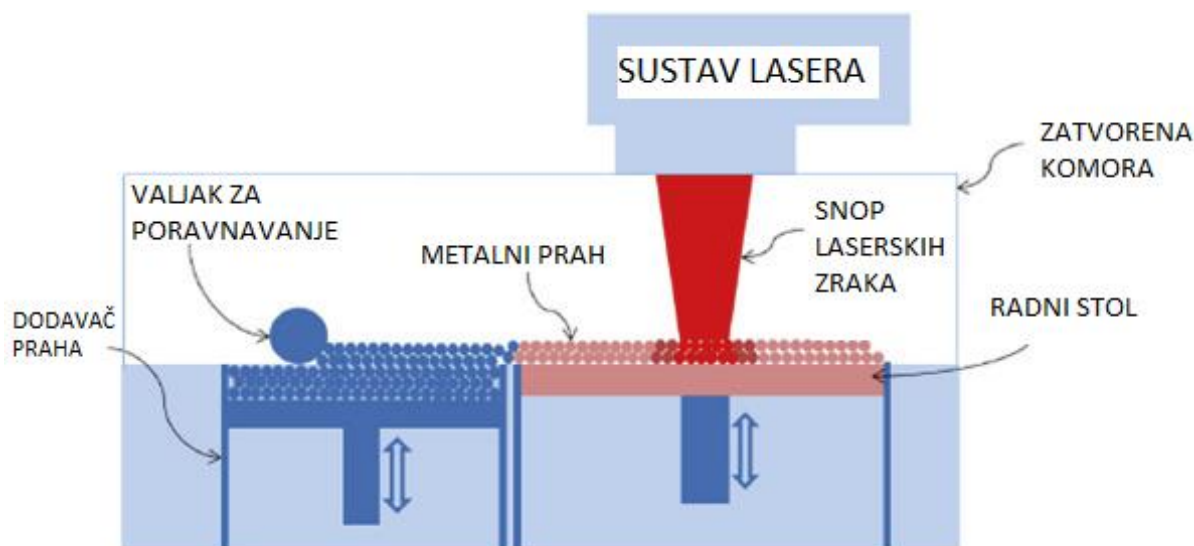
broju (2). Na broju (3) nalazi se strugač (*scraper*) koji distribuira sloj praha po cijeloj platformi i to tako da sloj bude debljine između 0,07 – 0,12 mm. Broj (4) označava glavu pisača s mlaznicom preko koje se dva različita sredstva dovode do praha te na broju (5) se nalaze žarulje, flash-lampe koje uzrokuju taljenje praha tamo gdje je se primjenjuje sredstvo za spajanje.[11]



Slika 8 MJF pisač [11]

2.6 SLM pisači (*Selective Laser Melting*)

Ovaj postupak 3D ispisa jedna je od najzastupljenijih u aditivnoj proizvodnji metalnih proizvoda. Tijekom samog procesa ispisa ovim postupkom laserska zraka tali i stapa različite metalne prahove. Kako laserska zraka pogađa tanki sloj materijala, ona selektivno spaja ili zavaruje čestice (slika 9.). Nakon jednog potpunog ciklusa ispisa, pisač dodaje novi sloj materijala prethodnom. Predmet se tada spušta točno za debljinu jednog sloja. Kada se cjelokupni proces završi potrebno je ukloniti neiskorišteni prah s predmeta (iz komore). Glavna razlika između SLM-a i SLS-a je u tome što SLM potpuno tali prah, dok se kod SLS-a koristi samo djelomično rastaljeni ili sinterirani prah. [12]



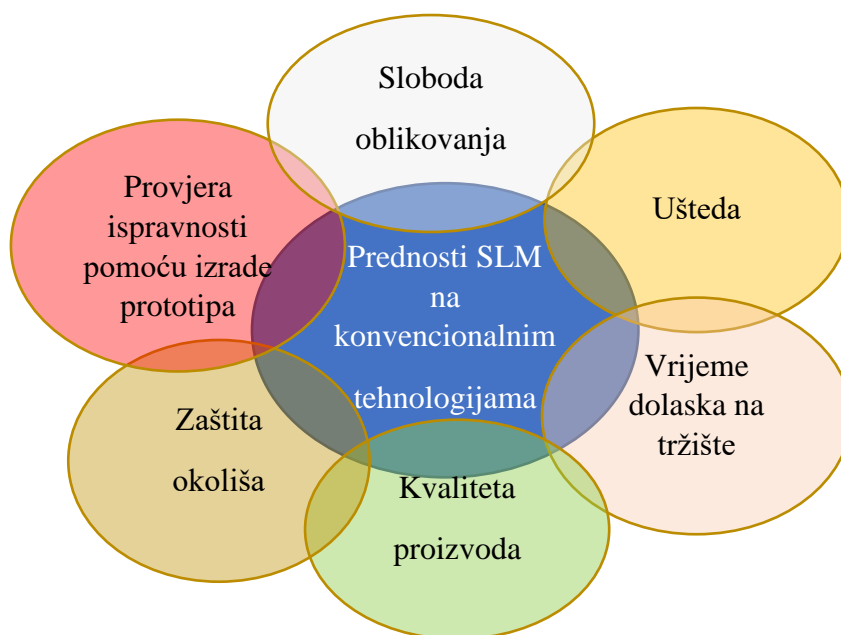
Slika 9 Princip rada SLM pisaa [12]

Prednosti selektivnog laserskog taljenja (SLM) su mogućnost proizvodnje modela složenijih geometrija koje nije moguće proizvesti konvencionalnim proizvodnim postupcima poput lijevanja, metalurgije praha, kovanjem ili ekstrudiranjem. Zatim, kao i kod drugih tehnika aditivne proizvodnje, kod same proizvodnje biomedicinskih pomagala i uređaja SLM ima veliki ekonomski učinak jer omogućuje kratke proizvodne serije bez značajnih troškova. Postoji više razloga zašto je SLM pogodniji za proizvodnju biomedicinskih pomagala, a oni su:

1. Omogućuje proizvodnju prototipova komponenti pomagala u svrhu verifikacije oblika prije pokretanja masovne proizvodnje
2. SLM tehnologija omogućuje male količine proizvodnih komponenti, posebno tijekom početnih implementacija oblika, što omogućuje brzu implementaciju bilo kakvih promjena oblika
3. Ova tehnologija kao i druge tehnologije aditivne proizvodnje rezultira kraćim životnim ciklusom kroz fleksibilne proizvodne faze koje osiguravaju kraće vrijeme izlaska proizvedenih uređaja na tržište
4. Praktično nema ograničenja u izradi bilo koje geometrije složenog oblika putem SLM tehnologije. Komponente biomedicinskih pomagala koje nije tehnički izvedivo izraditi drugim konvencionalnim metodama, na primjer složene porozne skele i komponente s oblikovanom poroznošću, mogu se precizno proizvesti pomoću SLM-a

5. Proizvodnja biomedicinskih pomagala od strane SLM-a ne zahtijeva nikakve dodatne skupe alate ili opsežne zahtjeve za sklapanje, čime se izravno smanjuju troškovi proizvodnje
6. SLM tehnologija kao i sve tehnologije aditivne proizvodnje omogućuje složenost i prilagodbu biomedicinskih uređaja besplatno
7. Optimiranja različitih parametara obrade SLM-a rezultira gustoćom dijelova do 99,98% za titanske legure, rezultirajući visokim mehaničkim svojstvima proizvedenih dijelova, njihovom korozivskom postojanošću i točnošću procesa, kako bi se ispunili zahtjevi za proizvodnju medicinskih i stomatoloških dijelova.[12]

Važno je napomenuti da sve ove prednosti koje vrijede za SLM postupak vrijede i za ostale postupke aditivne proizvodnje te ih upravo to čini atraktivnima u odnosu na konvencionalne postupke proizvodnje poput CNC (*Computerized Numerical Control*) te sličnih postupaka. Glavne prednosti prikazane na slici 10. su: sloboda oblika, bolja financijska slika, *time-to-market* (vrijeme koje je potrebno da određeni predmet dođe na tržište), kvaliteta proizvoda, bolja zaštita okoliša, te verifikacija proizvoda kroz prototip. [12]

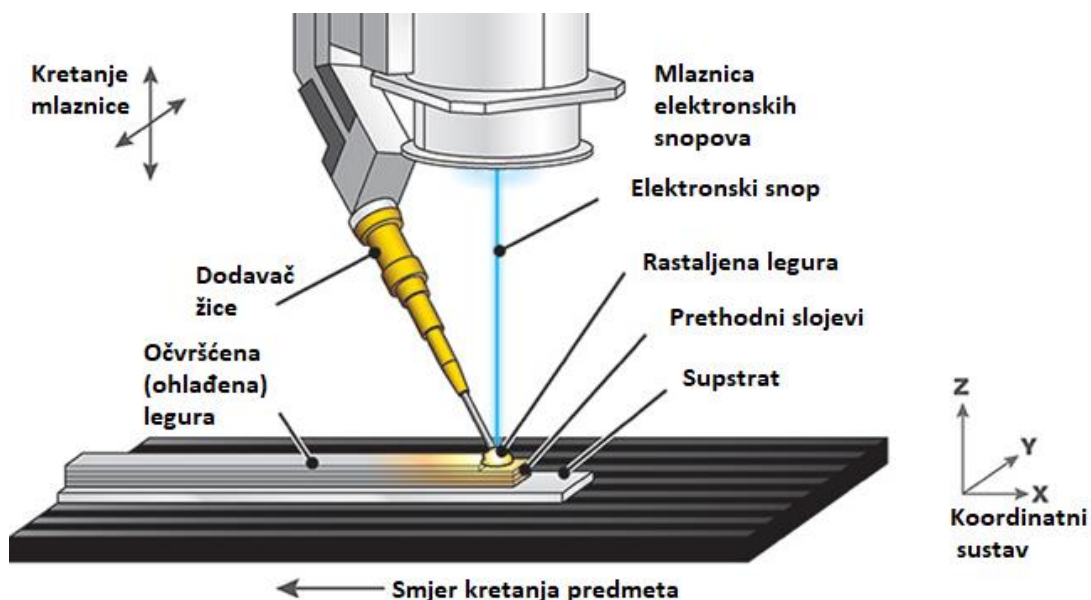


Slika 10 Prednosti SLM i drugi tehnologija aditivne proizvodnje nad konvencionalnim metodama [12]

Jedna tehnologija koja ima vrlo slične karakteristike kao SLM dakako je DMLS (*Direct Metal Laser Sintering*) jedina razlika je u tome što se na molekularnoj razini kod SLM-a prah topi dok kod DMLS-a se prah samo sinterira (kao kod SLS-a). To rezultira dijelovima koji su manje porozni. Prednost ovog postupka je što se može jednostavno ispisivati od legura koje sadrže materijale s različitim talištem. Kombinacija metalnih i plastičnih materijala također je primjerena za ovaj postupak aditivne proizvodnje. Jedan od najpoznatijih predstavnika ove metalno-plastične skupine jest Alumide koji je mješavina poliamidnog i aluminijskog praha. Osim širokog spektra materijala od prednosti je važno istaknuti i kratko vrijeme izrade modela, izvrsnu kvalitetu te mogućnost izrade modela kompleksnije geometrije kao i njihova izvrsna mehanička svojstva. [12]

2.7 DED pisaiči (*Direct Energy Deposition*)

Ovo je postupak 3D ispisa koji koristi fokusirani izvor energije, kao što je laser ili elektronski snop za taljenje materijala koji se istovremeno taloži pomoću mlaznice. Najpoznatiji predstavnik ovog postupka ispisa je EBM (*Electron Beam Melting*) tehnologija koja je slična SLM (*Selective Laser Melting*), no umjesto fotona koji se koriste u SLM-u ona koristi, kao što joj ime sugerira, snop elektrona visoke energije koji tali slojeve metala u prahu kako bi stvorio oblik proizvoda unutar vakuuma. Na slici 11. prikazan je princip rada DED pisaiča u ovom slučaju EBM koja kako je već spomenuto pomoću snopa elektrona i pomoću dodavača te mlaznice s elektronskim snopovima sloj po sloj stvara model zadane geometrije. Njegova najčešća upotreba, što se tiče aditivne proizvodnje i medicine, je kod izrade proizvoda od materijala poput titana i kobalt-kroma. [13]



Slika 11 Princip rada DAD pisača [13]

Važno je napomenuti da svaka od ovih vrsta 3D pisača ima i svoje preinake i specijalne izvedbe (slika 12.) ovisno o materijalu koji koristi, dostupnosti samog stroja, zahtjevnosti geometrije, brzine izrade i ostalih zahtjeva koje tržište postavlja proizvođaču koji se bavi proizvodnjom uz pomoć aditivne tehnologije.

Svi navedeni pisači rade na načelu 3D CAD (Computer Aided Design) modela i to korištenjem .stl 3D datoteka za ispis.



Slika 12 Primjer specijalne izvedbe FFF pisača (Tripteron) [14]

3 MATERIJALI ZA 3D ISPIS

Izbor materijala koji će se koristiti u procesima aditivnih tehnologija može ovisiti o vrsti 3D pisača (pisača), npr. pojedini pisači poput FDM-a ne podržavaju preradu metala i materijala u obliku praha. Još jedna komponenta o kojoj ovisi izbor materijala jest i sam model odnosno hoće li on biti funkcionalan, estetski, pod velikim opterećenjima...

Važno je znati raspoznati koji materijal ima određene karakteristike i za kakve sklopove i u kakvim uvjetima okoline se može koristiti. Kako bi se to moglo raspoznati, potrebno je znati svojstva određenih materijala te njihovu građu

3.1 PLA- Poliaktid

PLA (poliaktid) je plastomer koji se dobiva iz obnovljivih i organskih izvora kao što su kukuruzni škrob, šećerna trska (slika 14)... Ima vrlo visok stupanj čvrstoće te je dosta jednostavan za preradu 3D tehnologijom. Ima gustoću od $1,24\text{g/cm}^3$, rasteznu čvrstoću od 50MPa te čvrstoću na savijanje od 80MPa.[15]

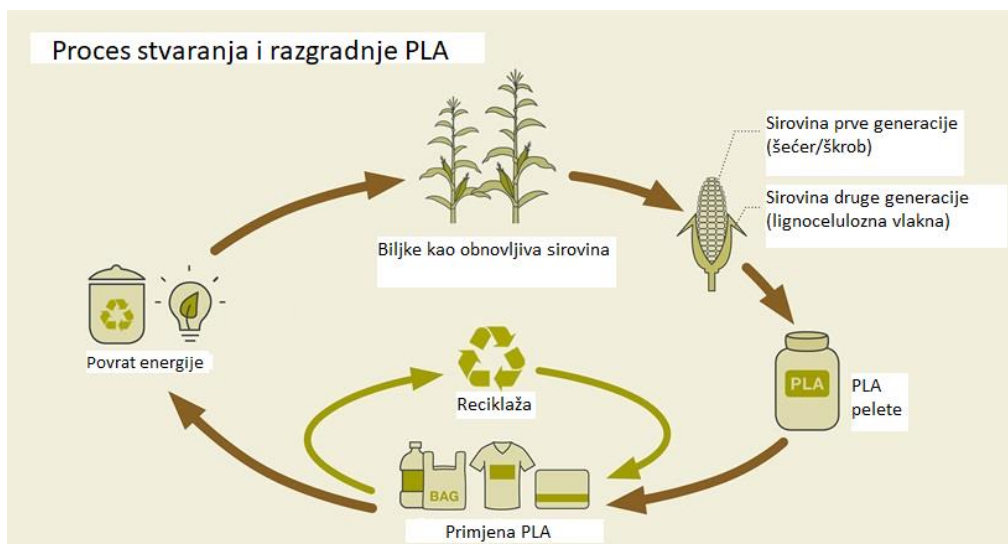
PLA se klasificira kao kristalasti polimer. Temperatura taljenja je približno $180\text{ }^\circ\text{C}$ dok se kristalizira (očvršćuje) na otprilike $55\text{ }^\circ\text{C}$. To su relativno niske temperature ako ih se usporedi s primjerice ABS. Također treba paziti da PLA ne izgori jer je na bazi nafte, što znači da gori. Najčešća upotreba PLA jest u prehrambenoj industriji kao sredstvo za pakiranje proizvoda (hrane), u medicinskoj i farmaceutskoj industriji, tekstilnoj industriji, kozmetičkoj te pri izradi prototipova. [15]

PLA je biokompatibilan s ljudskim tijelom, što znači da se može koristiti za izgradnju uređaja koji se ugrađuju u ljudsko tijelo (posebno važno za medicinu) i to uzrokujući minimalne upale i infekcije. Kao posljedica toga PLA se koristi u biomedicini te kliničkoj medicini kod izrade uređaja za fiksaciju kostiju npr. vijci, ploče, kirurške vodilice, mrežice... Također, jedna od velikih prednosti PLA jest to što se zbog svoje biokompatibilnosti može koristiti i u tkivnom inženjerstvu. Uvelike se razmišlja o PLA kao rješenju medicinskih problema poput gubitka tkiva ili zatajenja organa.[15]

Prednost PLA je ta da je biorazgradiva. Odnosno svojim razgrađivanjem će se pretvoriti u prirodni materijal kao što su voda, ugljični dioksid. Taj proces se odvija s pomoću mikroorganizama pod utjecajem temperature i vlage. [15]

Nedostaci su što se sporo raspada ako nije u kontroliranom okruženju. Vrijeme razgrađivanja u kontroliranim uvjetima je oko tri mjeseca, no ukoliko ti uvjeti ne postoje razgradit će se tek nakon 100 do 1000 godina. Kukuruzni škrob i ostali organski izvori od kojih se PLA proizvodi su također i prehrambeni te se tu postavlja moralno pitanje (često se ovdje radi o GMO usjevima). Još jedan od nedostataka je kontaminacija procesa recikliranja drugih plastika. [16]

Niti PLA najčešće se koriste u FDM tehnologiji ispisa te imaju mogućnost korištenja u otvorenim FFF pisačima, a na slici 13. prikazana njena mogućnost prerade i nakon iskorištenja kao jedan od glavnih ekoloških faktora za okretanje prema aditivnoj proizvodnji. [16]



Slika 13 Proces stvaranja i razgradnje PLA [16]

3.2 PETG- Poli(etilen-tereftalat glikol)

Glavna svojstva PETG (poli(etilen-tereftalat glikol)) plastomera su velika tvrdoća, kemijska otpornost (otpornost na nagrizanje kemikalijama), velika otpornost na udarna opterećenja, prozirnost te duktilnost. Ovaj materijal se vrlo lako ekstrudira i ima dobru toplinsku stabilnost. Taljenje i kristaliziranje se odvijaju pri višim temperaturama od PLA. Može se koristiti u otvorenom FFF pisaču. [17]

PETG je relativno novi materijal koji se koristi kao filament u 3D ispisu te je sve popularniji. Jedna od glavnih razloga zašto mu prodaja toliko raste jest njegova čvrstoća. Kada se razmatra rasteznu čvrstoću postoje različiti rezultati (ovisno o tipu obrade, postotku pojedinih kemijskih elemenata), ali se ona kreće u rasponu od 25MPa pa sve do 59MPa. [17]

Za razliku od PLA, PETG se ne može zapaliti već samo rastaliti što je još jedna od prednosti PETG pred PLA. Također, još jedna od prednosti pred PLA jest ta što je otporniji na vanjske uvijete poput sunčevog UV zračenja, kiše, hladnoće. [17]

Isto kao i PLA ima široku primjenu te se koristi u prehrambenoj, medicinskoj (manje od PLA), farmaceutskoj, tekstilnoj i ostalim industrijama. [17]

3.3 ABS- Akrlonitril/butadien/stirenska plastika

ABS (akrlonitril/butadien/stirenska plastika) plastomer nudi izvrsnu ravnotežu otpornosti na udarna opterećenja, utjecaj topline i kemikalija, zatim otpornosti na habanje, ima dobru stabilnost dimenzija, rasteznu čvrstoću, površinsku tvrdoću, krutost te električne karakteristike. ABS ostaje tvrd, krut i čvrst čak i pri niskim temperaturama. Još jedna prednost jest to da je vatrootporan. ABS ima rasteznu čvrstoću u području između 22,1MPa i 74MPa (ovisno o temperaturi, načinu obrade...). [18]

Jedan od glavnih nedostataka jest ta što se deformira ako se ne ispisuje na zagrijanoj podlozi. Također proizvodi dim neugodna mirisa koji može biti poguban po zdravlje stoga zahtjeva ventilaciju ili rad u zatvorenoj izvedbi FFF (FDM) pisača. Izrađuje se na bazi nafte te je manje ekološki materijal od PLA. [18]

ABS ima nisku temperaturu taljenja (200°C), no i dalje više od PLA i PETG. Zbog niske temperature taljenja omogućena mu je jednostavna upotreba u procesu injekcijskog prešanja ili 3D ispisa. Primjena ABS najviše je u prehrambenoj industriji. [18]

3.4 PA- Poliamid (Nylon)

PA (poliamid) nastaje kondenzacijskom polimerizacijom određenih monomera (kemijski blokovi koji čine polimere) u dugom lancu. Monomeri koji se koriste za izgradnju poliamida 6-6 su adipinska kiselina i heksametilen diamin. Definiira se kao lagani sintetički polimer sa dugim nitima i vodikovim vezama. U usporedbi sa celulozom u pamuku ima središnju molekularnu strukturu što pridonosi njegovoj rasteznoj čvrstoći. [19]

Ukoliko je riječ poliamidnoj smoli, onda je riječ o vrsti inženjerskog plastomera koji je sintetiziran od etilen-diamina te je njegova najčešća upotreba u industriji folija, ljepila za topljenje i drugih veziva te kao filament u BJT tehnologiji. Rastezna čvrstoća poliamida iznosi oko 85MPa što je u usporedbi s PLA, ABS i PETG puno više. U aditivnim tehnologijama se koristi kao kapljevina (poliamidna smola) kod SLA ili poput praha kod SLS i MJF tehnologije. Postoji i mogućnost ispisa FFF tehnologijom, ali ona je vrlo skupa. [19]

Prednosti poliamida su te da je sjajan i elastičan, vrlo čvrst i otporan na oštećenja uzrokovana kako udarnim opterećenjima tako i kemikalijama. Također imaju dobru električnu otpornost, ali mogu akumulirati statički elektricitet. [19]

Zbog toga se proizvodi od petrokemikalija poliamid nije biorazgradiv te ima još jedan nedostatak, a to je da njegova proizvodnja stvara dušikov oksid, staklenički plin 310 puta jači od ugljikovog dioksida. Poliamid kao materijal koji se koristi u industriji aditivnih tehnologija prilično je skup. Vrlo često zna dolaziti u kombinacijama s nekim metalima (u svrhu poboljšanja svojstava) primjerice ugljikom (*carbone-nylon*). [19]

4 Materijali s primjenom u medicini

Materijali koji su svoju primjenu našli u medicini moraju proći kroz poseban proces certificiranja kako bi se ustanovilo jesu li oni pogodni za ljudsko tijelo ili nisu. Najpoznatiji polimeri koji se koriste u medicinskoj industriji su PEEK (poli(eter-eter-keton)), PEKK (poli(eter-keton-keton)), PPSU (poli(fenilen-sulfon)) te PMMA (poli(metil-metakrilat)). Od metala ističe se titan (Ti-6Al-4V), cirkon (Zirconia), kobalt-krom, litij-disilikat (LS₂). [20]

4.1 PEEK- Poli(eter-eter-keton)

PEEK polimer zaštićen normom odnosno certifikatom ISO 23153-2:2020 jedan je od vodećih polimera s primjenom u medicinskoj industriji. On je organski plastomer. Ima izvrsnu mehaničku i kemijsku otpornost koje se zadržava čak i pri visokim temperaturama. PEEK se tali pri oko 340°C te ima visoki stupanj otpornosti na toplinsku degradaciju, kao i na djelovanje organskih i vodenih medija. Ima izvanrednu otpornost na abraziju i trošenje te izrazito nizak koeficijent trenja. Zbog svoje robusnosti PEEK se obično koristi za izradu zahtjevnih predmeta koji imaju specijalnu primjenu uključujući i one predmete oblikovane za industriju medicinskih pomagala. Pogodan je za ispis pomoću više postupaka aditivne tehnologije od kojih je jedan i MEX postupak. [21]

PEEK se dosada koristio u puno medicinskih postupaka. Primjerice kod spinalne fuzije gdje je u posljednjem desetljeću postao glavna alternativa metalnim implantatima (kod intervertebralnih kaveza). Mogućnost nadomještanja dijelova tijela poput kralježaka temelje se na ovom polimeru te je s time pozitivno utjecao na minimalno invazivnu fuzijsku kirurgiju koja za svoj cilj ima smanjenje disekcije tkiva i retrakcije korijena živaca. Osim ovih utjecaja postoji i utjecaj u samoj dinamičkoj stabilizaciji i očuvanju pokreta (kretanja) kralježnice čiji su kralješci izgrađeni od PEEK. Također, umjesto klasičnih metalnih šipki sve se više koriste šipke od PEEK polimera zbog boljeg gibanja kralježnice i same rehabilitacije iste. [21]

U posljednjih nekoliko godina pojavila se i imitacija PEEK pod nazivom PEAK (poli(eter-aril-eton)) koja ima slična svojstva kao PEEK plastika, ali nije certificirana za primjenu u medicini te je samim time velika razlika u cijeni (PEEK je skuplja).

4.2 PEKK- Poli(eter-eton-eton)

PEKK je novi polimerni materijal koji je još u razvoju. PEKK biomaterijali su elastični materijali s dobrom apsorpcijom udarca i otpornošću na lomove te imaju ultra-visoke performanse među plastomernim kompozitima. Također, ima visoku mehaničku čvrstoću te dobru kemijsku otpornost i visoku toplinsku stabilnost. [22]

PEKK je svoju ulogu u medicini pronašao u protetici ponajviše u izradi protetskih pomagala poput nožnih i ručnih proteza te u oralnoj implantologiji kod izrade privremenih krunica. FDA (Uprava za hranu i lijekove) ga je uvrstila na popis materijala pogodnih za oro-maksilofacijalnu i spinalnu kirurgiju, odnosno pri izradi kirurških vodilica i implantata na području skeleta lica i kralježnice. Zbog svoje biokompatibilnosti s ljudskim tijelom pomaže kod pacijenata s alergijama te također zamjenjuje metal prilikom restauracije kostiju. [22]

4.3 PMMA- Poli(metil-metakrilat)

PMMA pripada skupini materijala koji se nazivaju inženjerske plastike. Poznat je i pod imenom akrilno staklo te „*Plexiglass*“. Ovaj materijal svoju primjenu u medicini je pronašao u izradi koštanog cementa, kontaktnih leća, fiksacijskih vijaka te kao punilo za koštane šupljine i defekte lubanje.

Ima veliki udio primjene u maksilofacijalnoj kirurgiji te ostalim kirurgijama reparacije kosti i koštanog tkiva poput traumatologije ili ortopedije. Vrlo je tražen zbog svoje biokompatibilnosti te mnogo niže cijene od primjerice PEEK polimera. Njegov najveći nedostatak je loša otpornost na udarce, habanje i abraziju te ograničena otpornost na visoke temperature i kemikalije. Sklon je i otapanju u kiselim otapalima, a moguće je i pucanje pod opterećenjem.[23]

4.4 PPSU- Poli(fenilen-sulfon)

Iako je zbog svojih karakteristika pogodan i za zrakoplovnu i za automobilsku industriju PPSU je materijal koji je svoju upotrebu našao u proizvodnji bočica za hranjenje novorođenčadi i djece do treće godine života. Zbog svoje kemijske otpornosti i visoke tlačne čvrstoće te sigurnosti idealan je za ovu upotrebu. Poznat je i pod nazivom „Radel“.

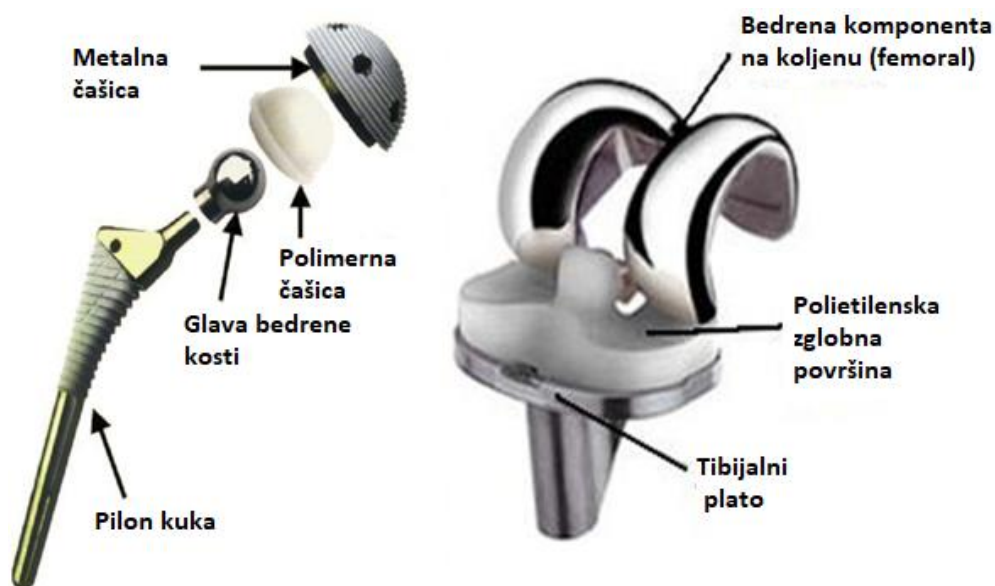
Što se tiče kemijske strukture izgrađen je od akromatskih prstenova povezanih sulfonskom skupinom. Također, poput svih već navedenih polimera i PPSU je razgradiv te se reciklažom od njega najčešće proizvode peleti za kućne peći. [24]

4.5 Titan (Ti-6Al-4V)

Titan je biomaterijal koji pomoću svojih legura dolazi do vrhunske biokompatibilnosti i izvrsne otpornosti na koroziju zbog tankog površinskog oksidnog sloja. Također, zbog dobrih mehaničkih svojstava, kao što su modul elastičnosti te niska gustoća titan pokazuje mehaničko ponašanje blisko ljudskim kostima. [25]

Lagan, čvrst i potpuno biokompatibilan, titan je jedan od rijetkih materijala koji prirodno ispunjavaju zahtjeve za ugradnju u ljudsko tijelo. Od svih podvrsta titana i njegovih legura u biomedicinskom polju se komercijalno koristi čisti titan (Ti, stupanj 2) i legura Ti-6Al-4V (stupanj 5). [25]

Jedna od najčešćih primjena legura titana su umjetni zglobovi kuka koji se sastoje od zglobnog ležaja (glave bedrene kosti i čašice) te pilona. Čašica i pilon kuka izrađeni su od titana. Također, se često koristi kao nadomjestak zglobova koljena, koji se sastoje od femoralne i tibijalne komponente izrađene od titana i poletilenske zglobne površine (slika 14.). [25]



Slika 14 Umjetni kuk i umjetno koljeno [25]

Temeljni nedostatak titana i njegovih legura koji ograničavaju njihovu širu upotrebu je njihova loša otpornost na zamor materijala struganjem te loša tribološka svojstva. Njihovo loše tribološko ponašanje okarakterizirano je visokim koeficijentom trenja te jakim adhezivnim trošenjem s jakom sklonosti prema zapinjanju te niskom otpornošću na abraziju. [25]

Titan je sklon jakom trošenju kada se trlja između sebe ili s drugim materijalima. Ima tendenciju zapinjanja pri klizanju ili pokretu u dodiru s drugom površinom. Dakle, glavni razlog kvara implantata je visoki koeficijent trenja koji uzrokuje odvajanje materijala te njihov odlazak u krvotok, što kao krajnju posljedicu ima upalu okolnog tkiva te resorpciju kosti (osteoliza). Zbog ovog nedostatka deset do dvadeset posto zglobova treba zamijeniti unutra prvih dvadeset godina. [25].

Još jedan nedostatak titana je vrlo teška obrada pomoću aditivnih tehnologija jer je sam po sebi otrovan kada se tali stoga se moraju koristiti specijalni pisari što je najčešće financijski zahtjevno. Tehnologije koje se koriste pri aditivnoj proizvodnji dijelova od titana su DED, EBM te SLM. [25]

4.6 Kobalt-krom (Co-Cr)

Kobalt-krom je svoju primjenu našao u dentalnoj medicini (stomatologiji). Ova legura se inače koristi za izradu djelomičnih proteza koje se mogu ukloniti, također se od nedavno koristi i kao metalna podkonstrukcija za izradu porculanskih restauracija spojenih metalom i okvira implantata. Očekivani vijek trajanja proteze napravljene od kobalt-kroma je između pet i deset godina, no i tu postoji mogućnost povremenih popravaka. [26]

Za preradu kobalt-kroma pomoću aditivne tehnologije koristi se SLM postupak ispisa. Ovakav tip prerade ima prednost pred klasičnom obradom odvajanjem čestica jer se kobalt-krom kao i titan smatra materijalom kojeg je teško rezati. [26]

Kobalt-krom ima sličan nedostatak kao i titan, a to je skidanje čestica prilikom trenja. Problem je u tome što krom-kobalt može oštetiti oči, kožu, srce te pluća. Također, velika izloženost česticama kobalta može prouzročiti rak, stoga je u posljednjih nekoliko godina izrazito pala popularnost njegove primjene u medicini. [27]

5 Primjena 3D tehnologija (aditivnih tehnologija) u medicini

5.1 Povijest aditivnih tehnologija u medicini

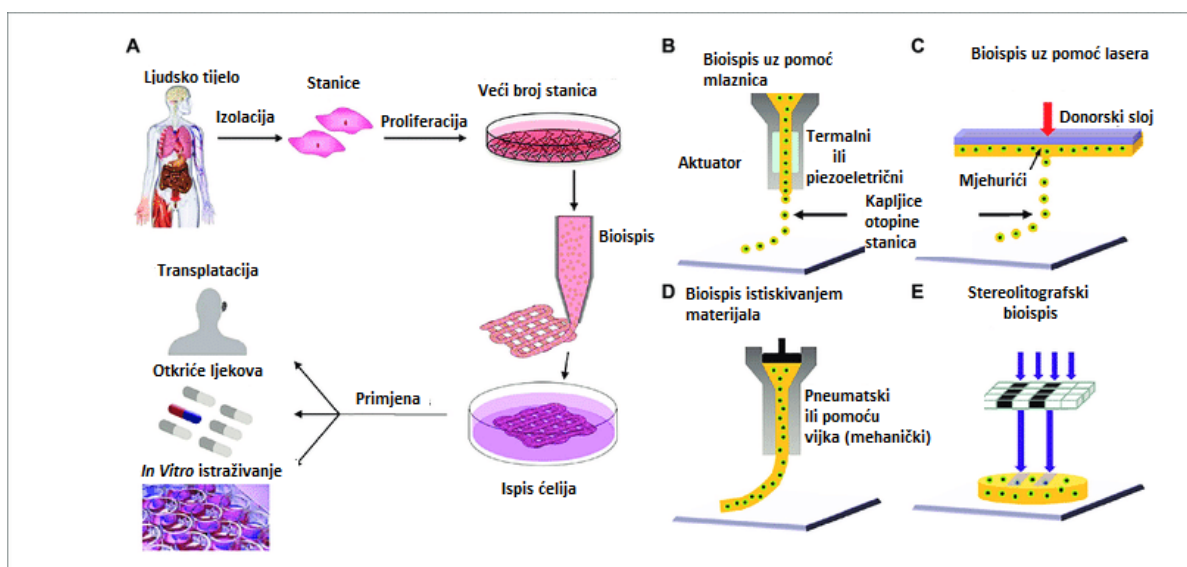
3D ispis u medicini u primjeni je početka 21. stoljeća te je tada ova tehnologija prvi put korištena pri izradi zubnih implantata i u protetici. Unazad nekoliko godina primjene aditivnih tehnologija su se uvelike razvile. Postoje podaci i recenzije o 3D proizvodnji dijelova tijela poput kostiju, ušne šupljine, egzoskeleta, kosti čeljusti, krvnih žila, vaskularnih mreža... Trenutačnu upotrebu 3D tehnologija moguće je razvrstati u kategorije poput izrade tkiva i organa, zatim primjene u dentalnoj medicini te izradu anatomskih modela... [28]

5.2 Bioispis tkiva i organa (4D ispis)

Zatajenje organa i tkiva zbog bolesti ili nesreća te naposljetku starenja jedan je od najkritičnijih problema moderne medicine. Ukoliko organ ili tkivo zataji najčešći medicinski pristup zahtijeva transplantaciju organa od živućih ili umrlih osoba (darivatelja) što uvelike predstavlja problem, jer dostupnost takvih osoba je vrlo mala, a red čekanja na organe za transplantaciju je dugotrajan, dok osobe kojima je potrebna transplantacija u većini slučajeva nemaju mogućnost toliko čekati. Transplantacija ima još jedan nedostatak, a to je da je cijena operacije presađivanja enormno visoka, a sam zahvat je vrlo zahtjevan. Već se desetljećima istražuju različite terapije koje se temelje na tkivnom inženjerstvu i regenerativnoj medicini kao rješenja gore navedenog nedostatka. Za razliku od tradicionalne strategije regenerativne medicine (izolacija matičnih stanica iz uzoraka malih tkiva te njihovo miješanje s hormonima i ostalim faktorima rasta, kao i laboratorijsko izvedeno umnožavanje) 3D bioispis nudi važne prednosti, a to su: jako precizno postavljanje stanica, precizna digitalna kontrola brzine rasta, puno bolja razlučivost koncentracije stanica, volumena istih te promjera ispisanih stanica. Dakle tehnologija 3D ispisa proizvodi stanice sloj po sloj izravno stvarajući trodimenzionalnu strukturu koja nalikuje tkivu. Korištenjem različitih materijala aditivne tehnologije se također mogu prilagoditi željenoj čvrstoći, poroznosti ili vrsti tkiva pri čemu se najčešće koriste hidrogelovi. [28]

Liječnici sa Sveučilišta u Michiganu su objavili istraživanje da su kombinacijom korištenja 3D pisača i CT slika dišnog puta pacijenta uspjeli izraditi vrlo precizan model bioresorbabilne trahealne udlage koje je kirurškim putem implantirana bebi koja je imala traheobronhomalaciju (stanje koje karakterizira mlitavost dušnika i potpore hrskavice što dovodi do kolapsa dušnika). Potpuni oporavak i resopreija udlage očekuje se u roku od tri godine nakon zahvata.[28]

Postoji još mnogo istraživanja i primjera gdje se s pomoću 3D tehnologije popravila zglobova hrskavica ili pak primjenom biokompatibilnih hidrogelova uspjelo proizvesti i modelirati umjetnu jetru. Na slici 15. vidi se postupak bioispisa od izolacije stanica do proliferacije (umnožavanje stanica), pa sve do stvaranje materije koja služi kao materijal za bioispis. Tijekom zadnjih nekoliko godina ovakvi postupci aditivnih tehnologija u medicini nazivaju se 4D ispisom jer osim standardne tri dimenzije uključuju i četvrtu, a to je vrijeme.[28]



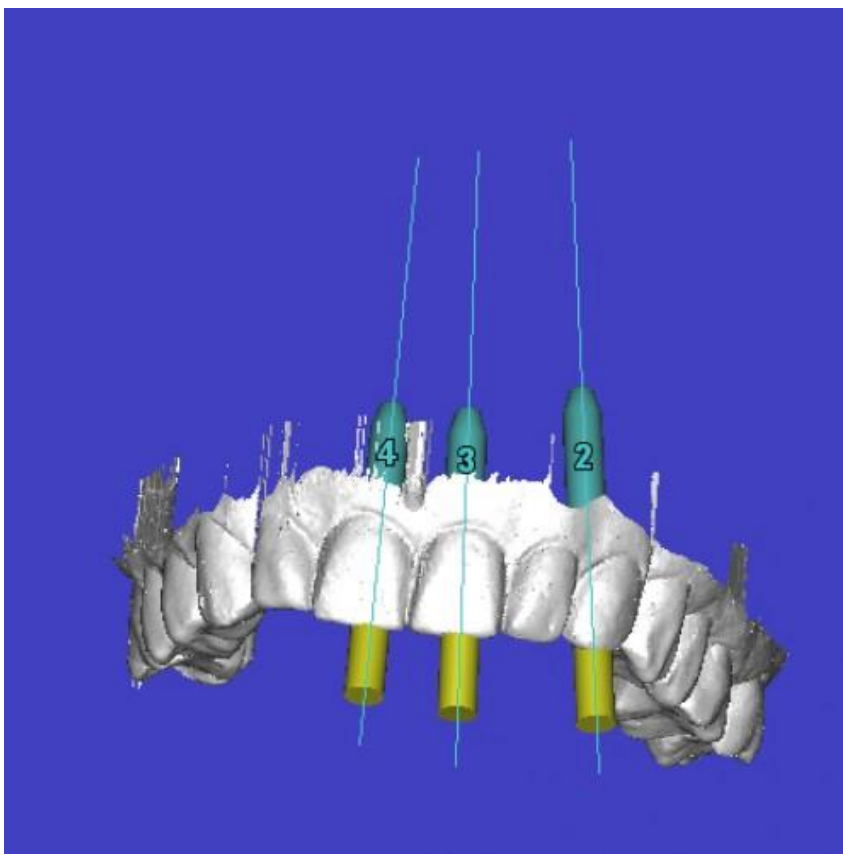
Slika 15 Postupak pristupa bioispisu [29]

5.3 Aditivne tehnologije u dentalnoj medicini

Aditivna tehnologija omogućuje izradu implantata i proteza u skoro bilo kojoj zamislivoj geometriji i to pretvaranjem DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) podataka dobivenih rendgenskim snimkama (MRI, CT ili CTC) u STL format datoteke. 3D ispis nudi mogućnost brze i precizne izrade implantata i proteza te time daje rješenje na problem koji se

prije, a i danas često javlja u dentalnoj medicini, a on je taj da standardni implantati u većini slučajeva nisu dovoljni za neke pacijente odnosno za neke složenije slučajeve. Također, postoje izrade predmeta koji samim dentalnim kirurzima olakšavaju stavljanje implantata poput kirurških vodilica koje se mogu modelirati tako da točno daju kut pod kojim je potrebno bušiti provrt za ugradnju implantata te dubinu utora kako se ne bi zahvatio živac. To uvelike ubrzava proces same ugradnje te smanjuje mogućnost pogreške (slika 16.). Na slici 16. brojevima dva, tri i četiri prikazane su trajektorije ugradnje implantata. [30]

Aditivna tehnologija se isto tako koristi za proizvodnju udloga (*retainer*) koje služe za poravnavanje zubi. Najčešće korišteni materijali u dentalnoj industriji su metalne prirode (zbog svojih mehaničkih svojstava), a to su titan i kobalt-krom koji u posljednje vrijeme nije popularan jer se dokazalo da njegove čestice koje se odvajaju pri trenju mogu biti kancerogenog karaktera.



Slika 16 Prikaz 3D modela za izradu kirurške vodilice [31]

5.4 Primjena aditivnih tehnologija u ostalim granama medicine

Osim bioispisa i primjene u dentalnoj medicini aditivne tehnologije se koriste i u traumatološkoj kirurgiji kao i u maksilofacijalnoj kirurgiji i to na način da se izrađuju replike slomljenih ili defektnih kosti ili se iste rekonstruiraju. Jedna od najpoznatiji primjena ovakvih tehnologija u medicini jest izrada replike kralježaka koji imaju izrazito kompleksnu geometriju te ih je samim time nemoguće proizvesti konvencionalnim metodama. Osim kralježaka zbog brže, ekonomičnije i učinkovitije izrade, sve je učestalija primjena aditivnih tehnologija i pri izradi zglobnih dijelova tijela poput kukova i koljena. Primjena ovih tehnologija u posljednjih nekoliko godina doživljava procvat i u maksilofacijalnoj kirurgiji kako estetski tako i za izradu kirurških pomagala poput vodilica, fiksacijskih vijaka te prototipova istih. [32]

Prototip služi kao pokazni primjer sa svrhom lakše vizualizacije i shvaćanja problema te bržeg nalaženja rješenja. Na njemu se također mogu provoditi određeni testovi poput otpornosti na udarce ili na kemijske reakcije. Dakle, kako ne bi došlo do pogreške izravno pri operativnom zahvatu, prototip može poslužiti kao dobro sredstvo pripreme za operativni zahvat kao i postoperativnu rehabilitaciju. Na slici 17 prikazan je prototip ušne šupljine i auditivnog aparata koji otorinolaringolozima olakšava samo ugradnju istog na ljudsko tijelo bez neželjenih posljedica. [32]



Slika 17 Prototip ušne šupljine [33]

5.5 3D tehnologija u izradi čeljusti

Deformacija čeljusti u maksilofacialnoj medicini predstavlja veliki problem zbog mogućnosti zatvaranja dišnih kanala te samim time pojave respiratornih problema, krivog zagriža, no tu postoji i još jedan problem koji utječe na ljude, a to je estetika.

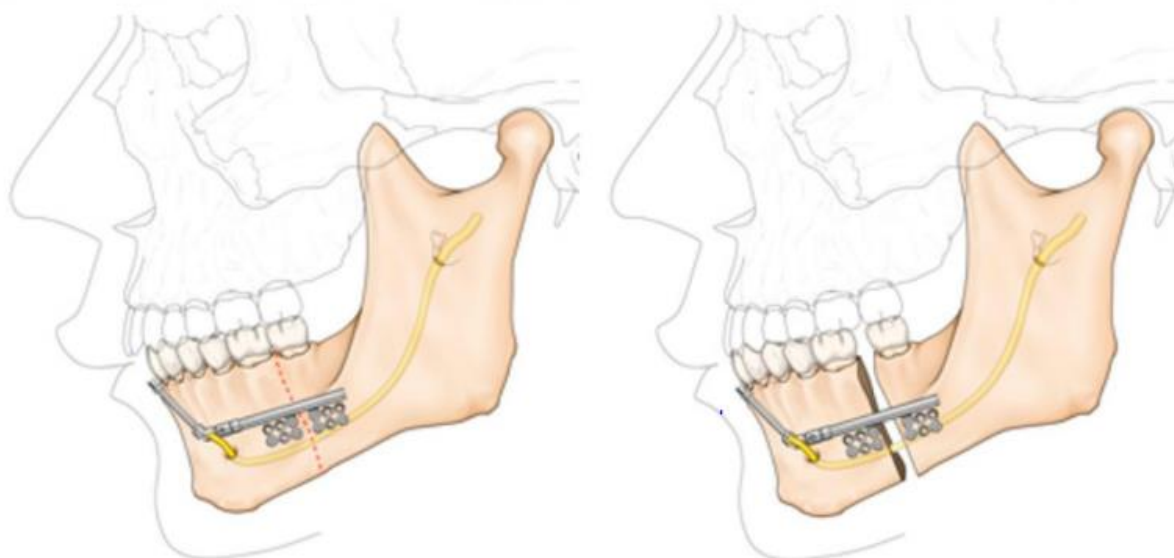
Jedan od takvih problema uzrokovan je sindromom mikrognatije. Mikrognatija se uglavnom javlja kod djece koja su rođena s genetskim stanjima poput trisomije 16 (kromosomska abnormalnost gdje postoje tri kopije kromosoma 16 umjesto standardne dvije, ona je najčešći uzrok pobačaja od svih trisomija) ili progenije (donja čeljust strši van više od gornje čeljusti, dojam „ladice“). Još jedan uzrok nastanka mikrognatije je i fetalni alkoholni sindrom. U težim slučajevima mikrognatija može uzrokovati probleme s disanjem i hranjenjem (slika 18.). [34]



Slika 18 Prikaz mikrognatije [34]

Klasičnim pristupom liječenja kirurg bi provodio osteotomiju (rezanje kosti) definiranog dijela te bi ručno namještao dijelove mandibule tako da zarastu pravilno ili bi sam konstruirao improviziranu vodilicu koja bi pomogla da dijelovi preciznije zarastu. Naravno nedostatak ovakvog pristupa jest velika mogućnost pogreške zbog ljudskog faktora u procesu. [34]

Stoga se moderna medicina sve više oslanja na upotrebu modernih tehnologija poput aditivnih. Pomoću aditivnih tehnologija mogu se izraditi prototipovi koji bi kirurgu uvelike olakšali konstruiranje implantata, ukoliko se radi o estetskoj operaciji, ili kirurške vodilice, ukoliko je riječ i o promjeni funkcionalnosti cijele mandibule. [34]



Slika 19 Prikaz djelovanja mandibularne kirurške vodilice [34]

Dakako postoji i opcija 3D ispisa pravog modela koji se ukoliko je napravljen od certificiranih materijala i određenom tehnologijom može izravno ugraditi u tijelo u obliku implantata ili pomagala za zarašćivanje u obliku kirurške vodilice. Naravno, sama izrada ovakvih 3D modela trenutno je teško dostupna i u većini slučajeva skupa. [34]

Razlika između vodilice i implantata kao što je prije navedeno jest u funkciji (estetika/funkcionalnost). Kod implantata se pojavljuje jedan veliki problem (on zamjenjuje kost i koštano tkivo), a taj je da vanjsku okolinu i implantat dijeli tanka usna sluznica te je izložen napadu bakterija. Zbog nedovoljne kvalitete površine ovakvih implantata bakterije ulaze u njegove pore te ga nagrizaju što može dovesti do upala. Stoga se savjetuje da se implantati češće mijenjaju. S druge strane kirurške vodilice služe samo kao pomagalo da kost pravilno zaraste (poput gipsa za slomljene kosti ruke), ona ukoliko je građena od određenih materijala (titan, PEEK) srašćuje s novonastalim koštanim tkivo te ga zbog svog oblika „vodi“ u pravilnom smjeru zarašćivanja. Takva vodilica mora se posebnim fiksacijskim vijcima spojiti za ostatak mandibule, kako ne bi dolazilo do oscilacija puta stvaranja koštanog tkiva te naposljetku kosti. Kako bi se pravilno postavili fiksacijski vijci potrebno je odrediti trajektorije postavljanja kojima se bavi jedna grana maksilofacijalne kirurgije. Vodilica na kraju može ostati srašćena s novonastalom kosti te nije potreban poseban operativni zahvat kako bi je se izvadilo van, no u praksi je češći slučaj da se ona

izvlači van neposredno nakon operativnog zahvata kako bi se smanjio rizik od pojave infekcija. Također, ista se može premazati vodikovim peroksidom (H_2O_2) poznatiji pod nazivom hidrogen, kako bi dobila još više na osteokonduktivnosti. Treba pripaziti da sama vodilica bude izrađena od točno određenog materijala, jer primjerice fino brušeni titan nije osteokonduktivan, kao primjerice legura titana Ti-6Al-4V (stupanj 5). Fiksacijski vijci mogu se i ne moraju ukloniti iz ljudskoj tijela, a to ovisi o tome koliko je nova kost srasla sa ostatkom mandibule. U narednom je poglavlju detaljno opisana cijela procedura razvoja prototipa kirurške vodilice koja će služiti kao pomoć za određivanje trajektorija postavljanja fiksacijskih vijaka te za lakše poimanje samog operacijskog zahvata. Postoji i opcija izrade kalupa za vodilicu (implantat) koji bi olakšali kirurzima precizno oblikovanje koštane sintetike u željeni oblik. [34]

6 PROCEDURA RAZVOJA PROTOTIPA KIRURŠKE VODILICE I IMPLANTATA

Procedura izrade prototipa kirurške vodilice i implantata sastoji se od sedam koraka:

1. Uzimanje CT (*Computed tomography*) slike glave (sloj po sloj) te njihovo spremanje u DICOM vrstu datoteka (također sloj po sloj)
2. Izrada računalno generiranog modela (CAD) pomoću određenog softvera
3. Čišćenje CAD modela tj. uklanjanje nepotrebnog viška slojeva
4. Izrada oblika prototipa kirurške vodilice i implantata
5. Priprema modela za izradu (spremanje u STL format datoteke) te izbor optimalne orijentacije kako bi se smanjio postotak potpornih struktura te samim time trošak materijala i vremena
6. Izrada prototipa primjenom određene aditivne tehnologije
7. Naknadna obrada prototipa




6.1 Uzimanje CT (*Computed tomography*) slike glave te obrada

Prvi korak je svakako dijagnoza problema odnosno stanja pacijenta. Kako bi se utvrdilo je li zaista riječ o mikrognatiji potrebno napraviti CT sliku glave. CT se definira kao kombinacija rendgenskih slika snimljenih iz različitih kutova oko ljudskog tijela koja koristi računalnu obradu za stvaranje slike poprečnih presjeka (slojeva) kostiju, krvnih žila te mekih tkiva unutar ljudskog tijela. Na slici 20. prikazan je uređaj kojim se vrši dobivanje CT slike. [35]



Slika 20 Uređaj za dobivanje CT slike [35]

Nakon uzimanja CT slike tu sliku je potrebno pravilno spremiti kako bi se ona mogla računalo obraditi prema potrebama pacijenta. CT slike se spremaju sloj po sloj (ne smije se spremiti cjelokupna slika jer je softveri za učitavanje CT-a neće moći učitati) u DICOM datoteku koja je standardni protokol za prijenos medicinskih slika i srodnih im podataka. Na slici 21. prikazan je nepravilan način spremanja CT slike u DICOM datoteke, dok je na slici 22. prikazan pravilan.

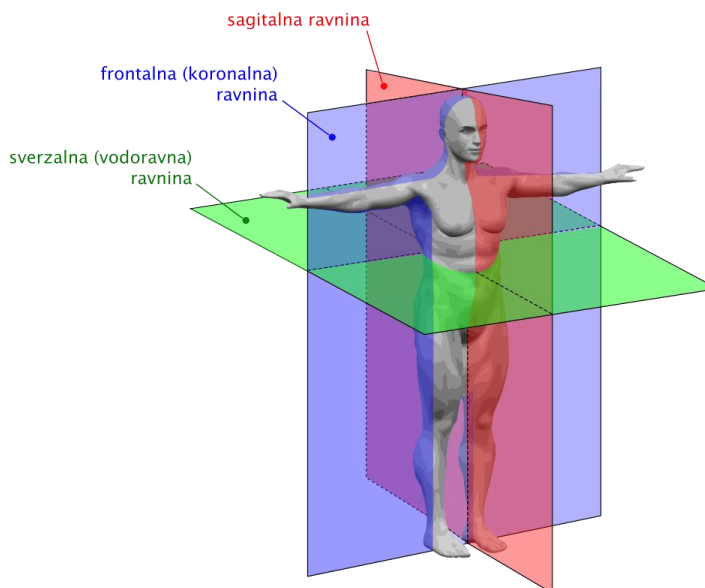
	IVAN.dcm	6/21/2022 1:45 PM	DCM File	247,505 KB
	IVAN.txt	6/21/2022 1:45 PM	Text Document	2 KB
	IVAN.xml	6/21/2022 1:45 PM	XML Document	38 KB

Slika 21 Prikaz nepravilnog spremanja DICOM datoteke (svi slojevi u jednoj datoteci)

ivona_001.dcm	8/3/2022 1:45 PM	DCM File	315 KB
ivona_002.dcm	8/3/2022 1:45 PM	DCM File	315 KB
ivona_003.dcm	8/3/2022 1:45 PM	DCM File	315 KB
ivona_004.dcm	8/3/2022 1:45 PM	DCM File	315 KB
ivona_005.dcm	8/3/2022 1:45 PM	DCM File	315 KB
ivona_006.dcm	8/3/2022 1:45 PM	DCM File	315 KB
ivona_007.dcm	8/3/2022 1:45 PM	DCM File	315 KB
ivona_008.dcm	8/3/2022 1:45 PM	DCM File	315 KB
ivona_009.dcm	8/3/2022 1:45 PM	DCM File	315 KB
ivona_010.dcm	8/3/2022 1:45 PM	DCM File	315 KB
ivona_011.dcm	8/3/2022 1:45 PM	DCM File	315 KB
ivona_012.dcm	8/3/2022 1:45 PM	DCM File	315 KB
ivona_013.dcm	8/3/2022 1:45 PM	DCM File	315 KB
ivona_014.dcm	8/3/2022 1:45 PM	DCM File	315 KB
ivona_015.dcm	8/3/2022 1:45 PM	DCM File	315 KB
ivona_016.dcm	8/3/2022 1:45 PM	DCM File	315 KB
ivona_017.dcm	8/3/2022 1:45 PM	DCM File	315 KB
ivona_018.dcm	8/3/2022 1:45 PM	DCM File	315 KB

Slika 22 Prikaz pravilnog spremanja DICOM datoteke (sloj po sloj)

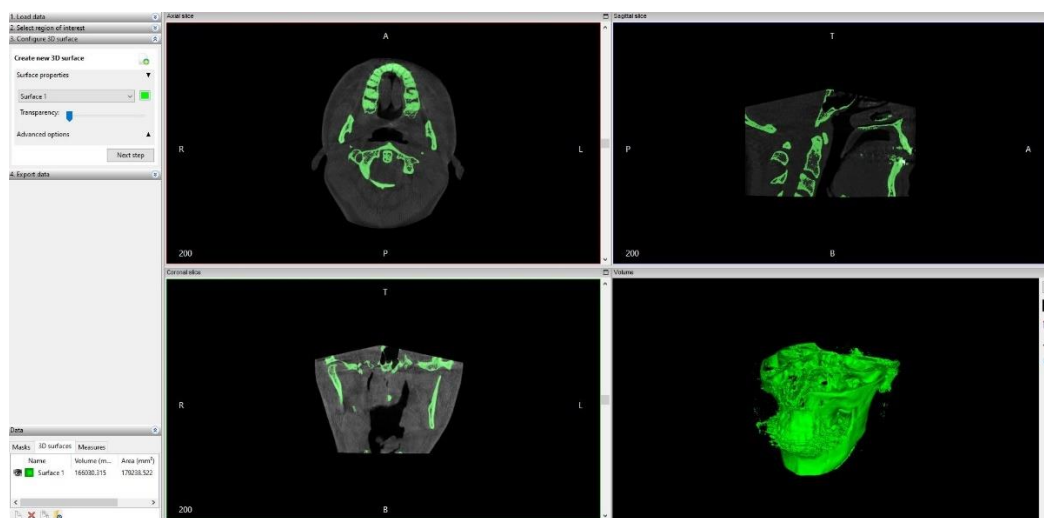
Nakon pravilnog spremanja potrebno je otvoriti sve slojeve u zadanom softveru za obradu DICOM podataka kako bi se mogli izabrati koji točno dio CT slike je potreban (u ovom slučaju gornja i donja čeljust), a to se provodi sverzalnim, sagitalnim i frontalnim ravninama. Na slici 23. pojednostavljeni su prikazi svih ravnina. Naime, frontalna ravnina razdvaja dio na prednju i stražnju polovicu, sagitalna lijevu i desnu, dok sverzalna na gornju i donju.



Slika 23 Sverzalna, frontalna i sagitalna ravnina [36]

6.2 Izrada računalno generiranog modela (CAD)

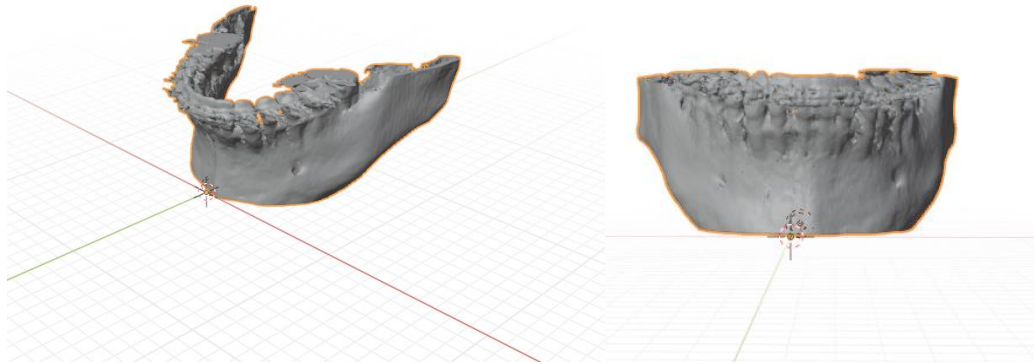
Za dobivanje 3D prikaza iz ovih presjeka korišten je softver InVesalius 3.1 na kojem je od CT-a cijele glave izdvojen dio gornje i donje čeljusti manipulacijom aksijalnog presjeka (slika 24.). Nakon dobivenog 3D prikaza istog se sprema kao datoteku umreženih točaka.



Slika 24 InVesalius 3.1 i dobivanje željenog 3D prikaza

6.3 Čišćenje CAD modela te uklanjanje nepotrebnog viška slojeva

Sustav umreženih točaka odnosno sam 3D CAD model izvučen iz softvera InVesalius 3.1 nije „očišćen“ (prilikom stvaranja CT slike može doći do pojave sitnih stranih čestica koje se ne bi trebali naći na CT slici te se njih poželjno riješiti). Kako bi se očistio i uredio takav CAD model, koriste se softver softvere poput Autodesk Blendera ili Rhinoceros 3D. Osim čišćenja u ovim softverima moguće je i ukloniti nepotrebnii višak slojeva koji ne utječu na izradu same kirurške vodilice i implantata. Na slici 25. se vidi prikaz očišćenog i uređenog sustava mrežnih točaka spremljenog u STL datoteci. Na drugom pogledu na slici 25. može se vidjeti da mandibula nije simetrična, što je također predstavljalo problem pri izradi vodilice, jer se tako i ona trebala izrađivati kako ne bi došlo do neželjene kolizije kod zgloba između maksile i mandibule.

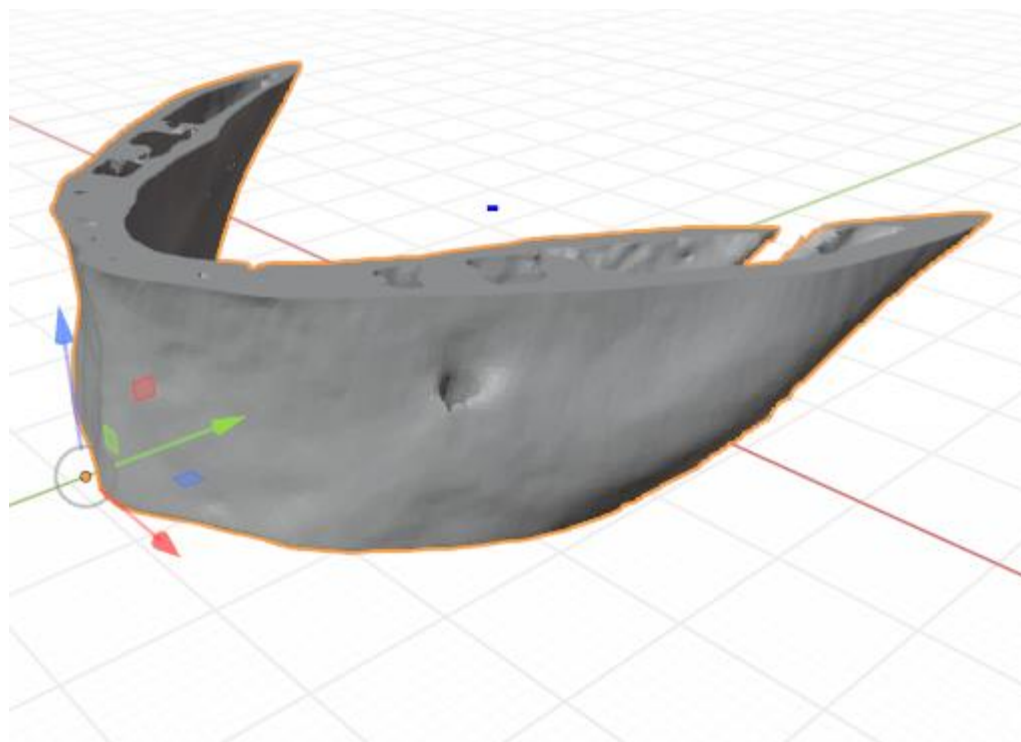


Slika 25 Očišćeni i uređeni model mandibule

6.4 Izrada oblika prototipa implantata i vodilice

Izrada oblika prototipa implantata puno je jednostavnija od izrade vodilice dakle s kirurgom i pacijentom u dogovoru odabiru se određene dimenzije implantata (s kirurgom je dogovor oko osteotomije, dok je s pacijentom dogovor oko samog izgleda) te ga se oblikuje, s vrlo bitnom napomenom da se oblik vrši u odnosu na pacijentovu donju čeljust, kao se ne bi pojavili nepotrebni problemi prilikom same ugradnje implantata u osobu. Na slici 26. prikazan je oblik prototipa implantata.

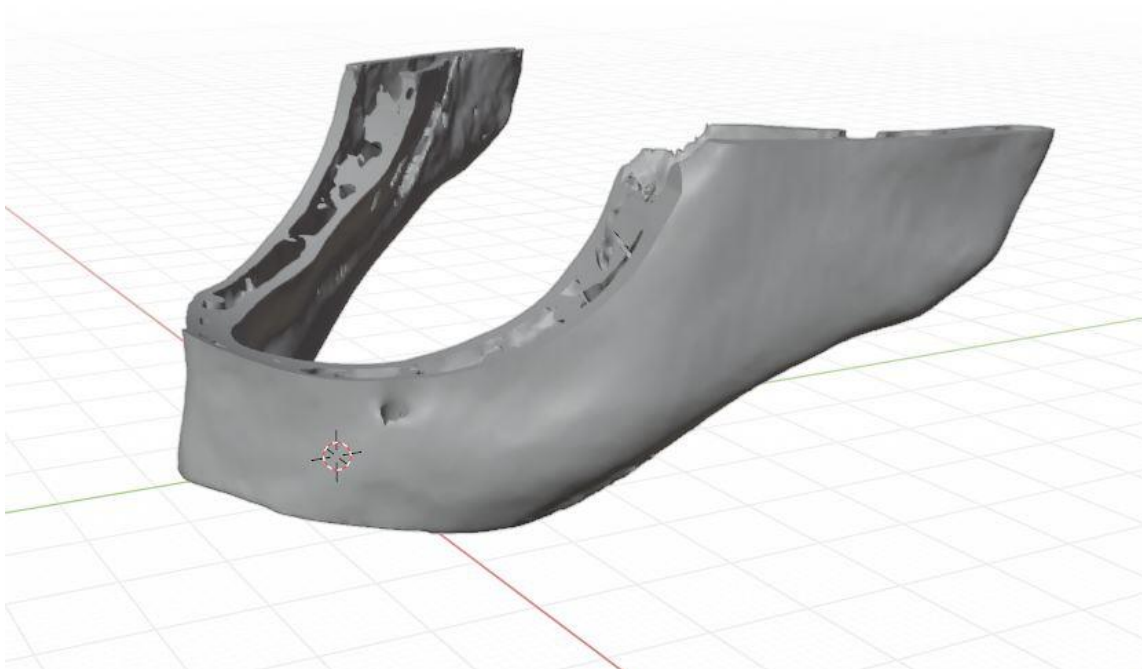
Danas u svijetu postoje određene tvrtke koje proizvode mandibularne implantate prema katalogu, no problem s takvim implantatima je što nakon njihove ugradnje mandibula djeluje neprirodno stoga pacijenti sve više podliježu načinu izrade implantata prema njihovim izmjerama čeljusti.



Slika 26 Oblik prototipa implantata u odnosu na donju čeljust pacijenta

Oblikovanje prototipa same kirurške vodilice je puno složenije zbog puno užih tolerancija mjera, kako bi sve savršeno sjelo na mjesto, odnosno kako bi se izbjeglo trenje između dijelova što u većini slučajeva dovodi do odvajanja čestica materijala od kojeg je izrađen dio koji se ugrađuje u ljudsko tijelo, a u poglavlju o materijalima s primjenom u medicini objašnjene su sve posljedice tog problema.

Bitno je da kirurška vodilica bude šupljikava zbog nanošenja smjese odnosno otopine vodikovog peroksida radi povećanja ostekonduktivnosti. Oblik ovog prototipa, kao i sam prototip služi kao pokazni primjer biranja trajektorija za postavljanje fiksacijskih vijaka, pa je njegova sama unutrašnjost nije bitna kao njegova kontura što je uvelike olakšalo posao. Na slici 27 prikazana je kirurška vodilica također napravljena prema mjerama mandibule pacijenta u dogovoru s kirurgom povećana je na određenu mjeru ($1,055 \pm 0,05$ mm) kako bi zadovoljila uvjete idealnog srašćivanja kostiju. Naravno samo posebne tehnologije 3D ispisa imaju mogućnost takve tolerancije, prototip nije izrađen takvom tehnologijom, stoga tolerancija nije uzeta u obzir.

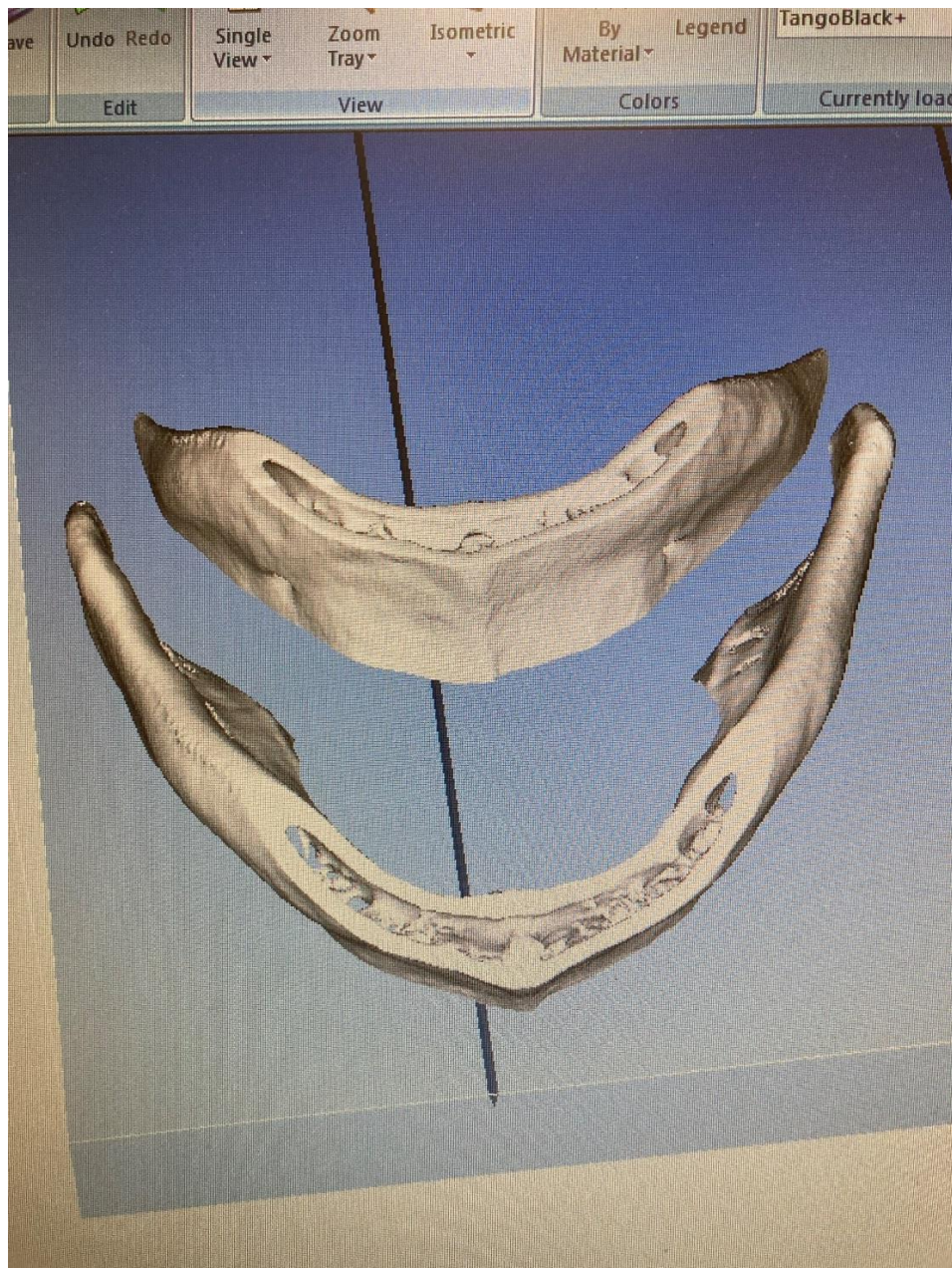


Slika 27 Prikaz oblika prototipa kirurške vodilice

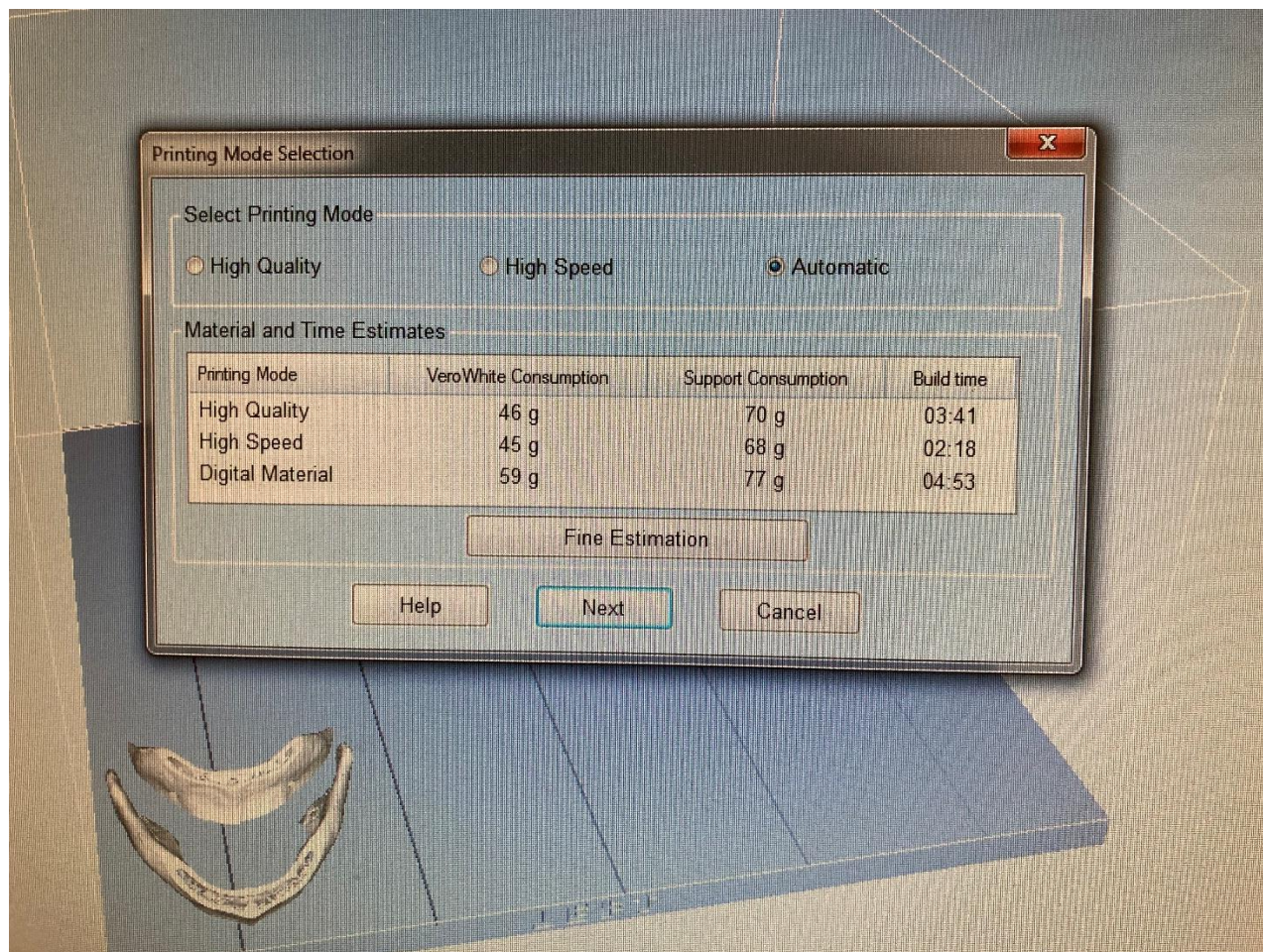
6.5 Priprema prototipa za izradu

Kako bi izrada prototipa protekla što lakše, potrebno je napraviti pripremu. Prvo se mora definirati vrsta datoteke u kojoj se sprema oblik. Jedina vrsta datoteke koju prihvaćaju softveri za pripremu CAD modela za 3D ispis jest STL (*Standard Tessellation Language*) koja je opisana u prethodnim poglavljima ovog rada. Kada se iz softvera u kojem se provodilo oblikovanje izvuče oblik u STL formatu, potrebno ga je učitati u softver za rezanje slojeva tzv. „*slicer*“. U njemu se može odrediti orijentacija CAD modela koji ide na ispis, u ovom slučaju odabrana orijentacija je standardna donja ploha dolazi na stol. Ovakva orijentacija je odabrana da bi se sačuvala visoka kvaliteta vanjske konture koja nam je trenutno najbitnija. Orijentacija se mogla odabrati i tako da postotak potporne strukture u odnosu na dio koji se 3D ispisa bude manji, a samim time bi i potrošnja materijala bila manja kao i vrijeme izrade. Odluka je pala na istovremenom 3D ispisu vodilice i implantata zbog štednje na vremenu. Na slici 28. prikazana je orijentacija implantata i vodilice u odnosu na Kartezijev koordinatni sustav, odnosno njena orijentacija i pozicija na radnom stolu 3D pisača. Za 3D ispis korišten je Polyjet Matrix pisač koji ima mogućnost ispisa

prozirnih materijala. Radi bolje percepcije korišten je prozirni materijal „Vero Clear“ te je na slici prikazano koliko mase materijala ćemo iskoristiti za ovaj ispis koliko materijala odlazi na potpurnu strukturu te koje je proračunato vrijeme izrade pri automatskoj vrsti ispisa, moglo bi se izabrati i sporiju varijantu s kvalitetnijim ispisom ili bržu, no tada bi se izgubilo na kvaliteti površine (slika 29.).



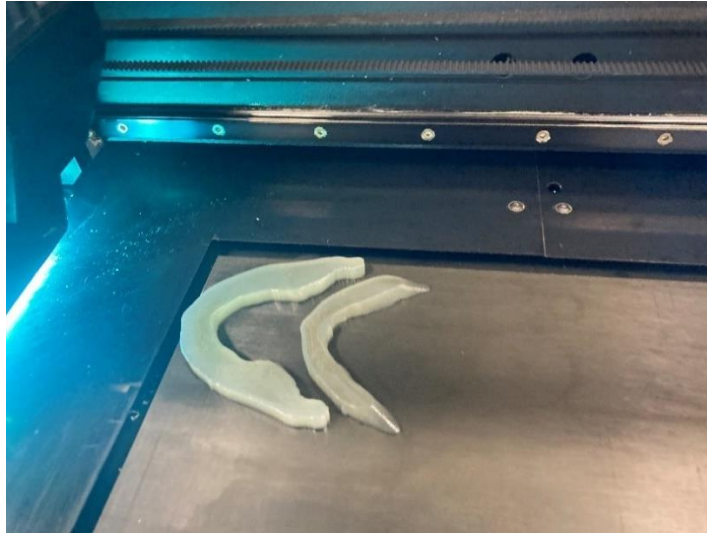
Slika 28 Prikaz orijentacije i pozicije na radnom stolu 3D pisaa



Slika 29 Prikaz proračuna mase iskorištenog materijala i procjene vremena izrade

6.6 Izrada prototipa

Nakon pripreme CAD modela za 3D ispis nastupa njegova izrada. Važno je pratiti i pomno motriti ciklus izrade kako bi se moglo vidjeti postoje li neke greške prilikom same pripreme ili konstruiranja 3D modela te kako bi se te greške mogle popraviti. Na slikama 30. i 31. prikazana je izrada u različitim fazama (početak i kraj).

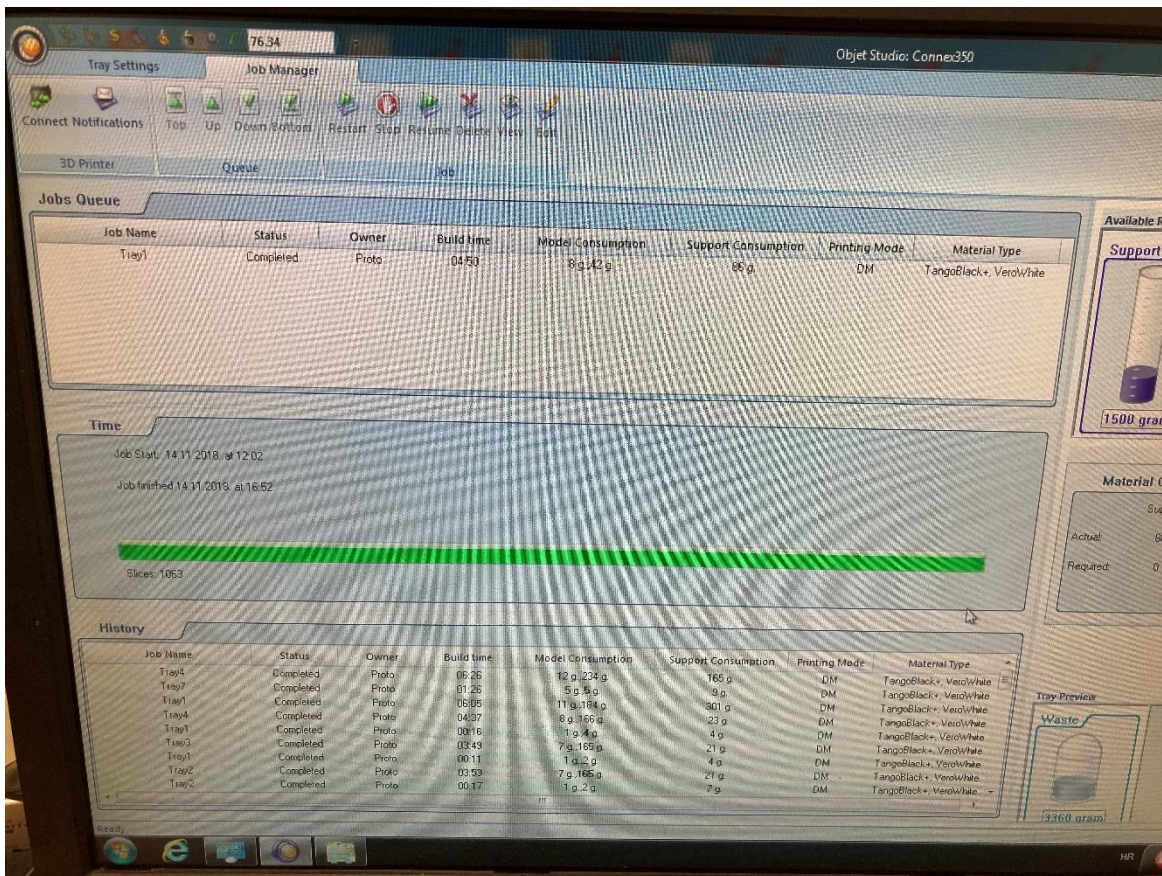


Slika 30 Početna faza izrade prototipa



Slika 31 Završna faza izrade prototipa

Nakon izrade potrebno je skinuti predmet sa radnog stola, što ponekad također predstavlja veliki izazov jer postoji mogućnost pucanja dijelova, posebno kod ovakvih, kod kojih postoji puno tankih stijenki. Na slici 32. prikazani su stvarni podaci izrade (vrijeme i utrošeni materijal). Uočljivo je da je sam postupak izrade trajao četiri sata i pedeset minuta, dok se za model potrošilo 128 grama materijala (od čega potporna struktura 86 grama).



Slika 32 Stvarni podaci izrade

6.7 Naknadna obrada i rezultati

Nakon izvlačenja ispisanog modela sa radnog stola stroja potrebno je skinuti potpurnu strukturu. U ovom slučaju ona se skida vodenim mlazom pod povišenim tlakom. Zbog tankih stjenki dio potporne strukture unutar objekta je ostao netaknut, no ionako ovaj prototip služi kao pokazni materijal te je bitna vanjska kontura. Prilikom čišćenja kirurške vodilice maleni dio unutarnje konture se odvojio, ali to nije utjecalo na funkciju tog prototipa. Na slikama 33. i 34. prikazani su očišćeni dijelovi prototipa implantata i kirurške vodilice.

Ukoliko se ne bi izrađivao prototip nego dio koji bi se izravno stavljao u ljudsko tijelo veliki dio naknadne obrade bi se utrošio na proces same sterilizacije i dodavanja hidrogenske otopine.



Slika 33 Prototip implantata nakon uklanjanja potporne strukture



Slika 34 Prototip kirurške vodilice nakon uklanjanja potporne strukture

6.8 Proces i rezultati jednog operacijskog zahvata uz primjenu tehnologije

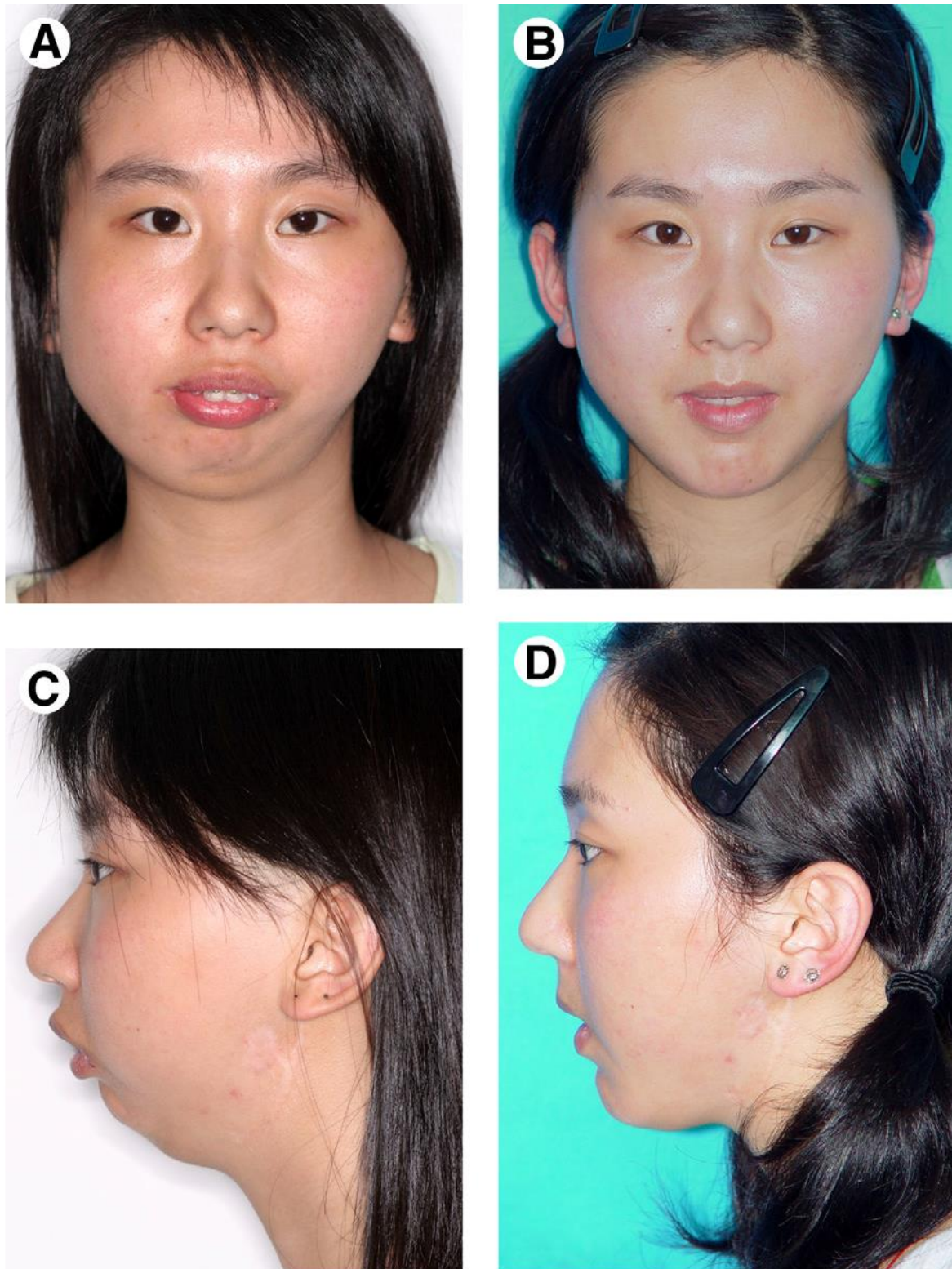
Na slici 35. prikazan je proces bilateralne distrakcijske osteogeneze mandibule korištenjem 3D ispisane kirurške vodilice. Proces se dijeli na nekoliko koraka:

1. Označavanje položaja reza na licu pacijenta
2. Provjeravanje ispravnosti morfologije 3D ispisane kirurške vodilice
3. Postavljanje kirurške vodilice unutar reza na licu pacijenta
4. Određivanje položaja fiksacijskih vijaka na rupama za kiruršku vodilicu
5. Pričvršćivanje vijaka na odgovarajući način
6. Uklanjanje kirurške vodilice na kraju operacije [37]



Slika 35 Proces bilateralne distrakcijske osteogeneze mandibule

Na slici 36. prikazana je osoba prije i poslije operacijskog zahvata kod kojeg se primijenila aditivna tehnologija. Operacija osobe prikazane na slici bila je estetskog i funkcionalnog karaktera te su rezultati vidljivi već nakon šestog tjedna od zahvata. A i C slike prikazuju položaj mandibule prije operativnog zahvata dok na slikama B i D prikazan je izgled mandibule nakon operativnog zahvata te šestotjedne rehabilitacije. Puna rehabilitacija traje nekoliko mjeseci. Ovakav zahvat puno je brži, jednostavniji i samim time sigurniji od klasičnog zahvata. Samim time se povećava stupanj produktivnosti i ekonomičnosti.



Slika 36 Prikaz krajnjeg rezultata [38]

7 ZAKLJUČAK

Na prikazanom primjeru procedure izrade prototipa pojavila su se tri problema. Prvi od njih je softverske i financijske prirode, jednostavno nisu svi softveri besplatni, korišteni su najbolji mogući besplatni softveri za generiranje CAD modela. Drugi problem se javlja u nedovoljnom poznavanju maksilofacijalne i oralne kirurgije, a treći sam materijal kao i aditivna tehnologija koji se primjenjuju u medicini u našoj zemlji su još nedovoljno zastupljeni.

Mirkognatija kao stanje nije puno zastupljena među ljudima, a ako je najčešće su te operacije estetskog karaktera. No, ovakvo načelo rada se može primijeniti i kod osoba čija je mandibula stradala zbog udaraca s vanjskim tijelom.

Sam rezultat izrade prototipa kirurške vodilice je i više nego zadovoljavajući, unatoč manjim oštećenjima ona nije izgubila svoju funkciju, a to je pokazna funkcija te će poslužiti kirurgu pri držanju nastave iz kolegija „Maksilofacijalna kirurgija“ kako bi pokazao studentima medicine odnosno budućim liječnicima kako pravilno postaviti fiksacijske vijke te možda i probuditi želju za suradnjom između pojedinih grana strojarstva (točnije inženjera koji su fokusirani na aditivnoj tehnologiji) i pojedinih grana medicine.

Važno je poznavati standarde te razlog primjene određenih materijala kao i vrstu aditivne proizvodnje prema kojoj će se taj materijal oblikovati kako bi se dobio idealan krajnji rezultat. Isto tako važno je razumjeti načela na kojima se temelji medicina kako bi se krajnji rezultati mogli primijeniti u stvarnosti.

Aditivnu proizvodnju dio stručnjaka smatra početkom nove industrijske revolucije. Klasična obrada materijala je zahtjevnija, spora te ne može ispuniti geometrijske i ostale zahtjeve kao aditivna. Njena primjena u medicini tek je na početku, a izrada ovog prototipa samo je dokaz da ova tehnologija mora još napredovati kako bi se postigli idealni uvjeti za njenu primjenu u medicini, što i je krajnji cilj.

8 LITERATURA

- [1] https://www.researchgate.net/figure/Stereolithography-SLA-pisač_fig1_265692065
Pristupljeno: 15.10.2022.
- [2] Indihar S, „Primjena aditivnih tehnika u fiksoprotetskoj terapiji”, diplomski rad, 2019., Hrvatska
- [3] <https://www.mdpi.com/2073-4360/11/7/1094> Pristupljeno: 15.10.2022
- [4] <https://filament2print.com/gb/3d-pisačs/1447-flashforge-adventurer-3-fdm-3d-pisač.html>
Pristupljeno: 15.10.2022
- [5] <https://www.3dnatives.com/en/polyjet100420174/> Pristupljeno: 15.10.2022
- [6] <https://3dprint.com/5104/opensls-sls-3d-pisač/> Pristupljeno: 21.10.2022
- [7] <https://en.wikipedia.org/wiki/Stereolithography> Pristupljeno: 21.10.2022
- [8] <https://www.protolabs.com/resources/blog/stereolithography-versus-selective-laser-sintering/> Pristupljeno: 21.10.2022
- [9] <https://manufactur3dmag.com/difference-dlp-sla/> Pristupljeno: 23.10.2022
- [10] <https://www.engineersgarage.com/3d-printing-processes-binder-jetting-part-4-8/>
Pristupljeno: 23.10.2022
- [11] <https://www.manufacturingguide.com/en/multi-jet-fusion-mjf> Pristupljeno: 23.10.2022
- [12] <https://www.sciencedirect.com/topics/materials-science/selective-laser-melting>
Pristupljeno: 23.10.2022
- [13] <https://www.sciaky.com/additive-manufacturing/what-is-ded-3d-printing>
Pristupljeno: 01.11.2022
- [14] <https://all3dp.com/2/tripteron-3d-pisač-simply-explained/> Pristupljeno: 01.11.2022
- [15] DeStefano, V., Khan, S., & Tabada, A. (2020). Applications of PLA in modern medicine. *Engineered Regeneration, 1*, 76–87. <https://doi.org/10.1016/j.engreg.2020.08.002>

- [16] <https://www.sulzer.com/en/shared/stories/leading-technology-for-biobased-pla-plastics>
Pristupljeno: 02.11.2022
- [17] <https://www.acmeplastics.com/what-is-petg> Pristupljeno: 02.11.2022
- [18] https://en.wikipedia.org/wiki/Acrylonitrile_butadiene_styrene Pristupljeno: 06.11.2022
- [19] <https://www.ukessays.com/essays/chemistry/nylon-chemical-structure-and-applications.php> Pristupljeno: 06.11.2022
- [20] <https://www.neo-lab.hr/materijali> Pristupljeno: 06.11.2022
- [21] <https://www.medicaldevice-network.com/analysis/feature128303/>
Pristupljeno: 06.11.2022
- [22] <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33384878/> Pristupljeno: 06.11.2022
- [23] <https://www.tapecon.com/blog/what-does-it-mean-for-materials-to-be-medical-grade>
Pristupljeno: 06.11.2022
- [24] <https://www.ensingerplastics.com/en-us/shapes/high-performance-plastics/ppsu>
Pristupljeno: 07.11.2022
- [25] <https://www.intechopen.com/chapters/44858> Pristupljeno: 07.11.2022
- [26] <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22578000/> Pristupljeno: 07.11.2022
- [27] <https://denturesatvarsity.com.au/chrome-cobalt-partial-dentures/>
Pristupljeno: 07.11.2022
- [28] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4189697/> Pristupljeno: 08.11.2022
- [29] https://www.researchgate.net/figure/Bioprinting-process-and-techniques-A-The-typical-workflow-of-bioprinting-starts-with_fig1_351554220 Pristupljeno: 08.11.2022
- [30] <https://www.techtarget.com/searchhealthit/definition/DICOM-Digital-Imaging-and-Communications-in-Medicine> Pristupljeno: 12.11.2022
- [31] <http://perkovic.hr/works/implantologija/> Pristupljeno: 12.11.2022

- [32] <https://www.medicaldevice-network.com/analysis/3d-printing-in-the-medical-field-applications/> Pristupljeno: 16.11.2022
- [33] <https://www.nih.gov/news-events/nih-research-matters/3-d-printing-working-bionic-ears>
Pristupljeno: 16.11.2022
- [34] <https://trickycare.com/what-is-micrognathia-its-causes-diagnosis-and-treatment/>
Pristupljeno: 16.11.2022
- [35] <https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/ct-scan/about/pac-20393675>
Pristupljeno: 16.11.2022
- [36] https://hr.wikipedia.org/wiki/Anatomski_izrazi_za_smje%C5%A1taj
Pristupljeno: 16.11.2022
- [37] Mao, Z., Zhang, N., & Cui, Y. (2019). Three-dimensional printing of surgical guides for mandibular distraction osteogenesis in infancy. *Medicine (United States)*, 98(10).
<https://doi.org/10.1097/MD.00000000000014754>
- [38] <https://www.semanticscholar.org/paper/Staged-treatment-of-temporomandibular-joint-with-Li-Zhu/94e267f29415230055f4ce2ba569cad8d800a2ed> Pristupljeno: 22.11.2022