

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Elena Pavlek

Zagreb, 2019.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentor:

Prof. dr. sc. Zdravko Schauperl, dipl. ing.

Student:

Elena Pavlek

Zagreb, 2019.

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

Zahvaljujem se svom mentoru, prof. dr. sc. Zdravku Schauperlu, na savjetima i ukazanoj pomoći tijekom izrade ovog rada.

Također se zahvaljujem asistentu, Daliboru Viderščaku, mag. ing., na pruženoj pomoći oko izrade ovog rada.

Zahvaljujem svojim roditeljima i sestri na pruženoj podršci tijekom studiranja.

Elena Pavlek



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomске ispите
Povjerenstvo za završne ispите studija strojarstva za smjerove:
procesno-energetski, konstrukcijski, brodstrojarski i inženjersko modeliranje i računalne simulacije

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa:	
Ur.broj:	

ZAVRŠNI ZADATAK

Student:

Elena Pavlek

Mat. br.: 0035202132

Naslov rada na
hrvatskom jeziku:

Karakterizacija dentalne legure dobivene 3D printanjem

Naslov rada na
engleskom jeziku:

Characterisation of dental alloy obtained by 3D printing

Opis zadatka:

U suvremenoj stomatologiji sve češće se koriste 3D printeri za izradu individualiziranih protetskih nadomjestaka. Osim polimera, sve veću ulogu u tom području imaju uređaji koji mogu izrađivati dijelove od metalnih legura kao što su npr. Co-Cr legure. Međutim, ta tehnologija je relativno nova u području stomatologije i još uvijek postoje mnoge nepoznanice vezane uz strukturu i svojstva protetskih dijelova proizvedenih ovom tehnologijom.

U radu je potrebno dati prikaz postupaka 3D printanja s posebnim naglaskom na prednosti i mane vezane uz primjenu u stomatologiji. U praktičnom dijelu rada potrebno je izraditi model sličan standardnim stomatološkim izradcima kojeg je potrebno isprintati koristeći standardnu leguru za primjenu u stomatologiji. Na tako izrađenom dijelu potrebno je provesti laboratorijska ispitivanja strukture i osnovnih mehaničkih svojstava.

Na temelju dobivenih rezultata potrebno je donijeti zaključke o strukturi i svojstvima ispitivanog materijala te o utjecaju tehnoloških parametara na materijal od kojeg su uzorci izrađeni.

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

Zadatak zadan:

29. studenog 2018.

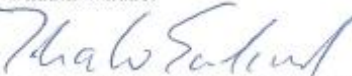
Rok predaje rada:

1. rok: 22. veljače 2019.
2. rok (izvanredni): 28. lipnja 2019.
3. rok: 20. rujna 2019.


Predvideni datumi obrane:

1. rok: 25.2. - 1.3. 2019.
2. rok (izvanredni): 2.7. 2019.
3. rok: 23.9. - 27.9. 2019.

Zadatak zadao:


Prof. dr. sc. Zdravko Schauerperl

Predsjednik Povjerenstva:


Prof. dr. sc. Igor Balen

SADRŽAJ

POPIS SLIKA.....	III
POPIS TABLICA	V
POPIS OZNAKA.....	VI
SAŽETAK.....	VII
1 UVOD	1
1.1 Razvoj aditivne proizvodnje.....	1
1.2 Načela aditivne proizvodnje	3
1.3 Postupci aditivne proizvodnje metalnih proizvoda.....	4
1.3.1 Selektivno lasersko srašćivanje (engl. <i>Selective Laser Sintering</i> - SLS).....	4
1.3.2 Selektivno lasersko taljenje (e. <i>Selective Laser Melting</i> – SLM).....	7
1.3.3 3D tiskanje metala (postupak <i>ProMetal</i>)	8
1.3.4 Izravno taloženje metala (engl. <i>Laser Engineering Net Shaping</i> –LENS)	10
1.3.5 Izravno taloženje metalnog praha (e. <i>Direct Metal Deposition</i> – DMD)	10
1.3.6 Taljenje pomoću snopa elektrona (engl. <i>Electron Beam Melting</i> – EBM)	11
1.3.7 Izrada objekata laminiranjem (engl. <i>Laminated Object Manufacturing</i> – LOM) ...	13
1.4 Postupci aditivne proizvodnje polimernih proizvoda	14
1.4.1 Stereolitografija (engl. <i>Stereolithography</i> – SLA)	14
1.4.2 Selektivno lasersko srašćivanje (engl. <i>Selective Laser Sintering</i> - SLS).....	16
1.4.3 Taložno očvršćivanje (engl. <i>Fused Deposition Modeling</i> – FDM)	16
1.4.4 PolyJet postupak	17
1.4.5 Očvršćivanje digitalno obrađenim svjetlosnim signalom (engl. <i>Digital Light Processing</i> – DLP).....	18
2 Primjena aditivne tehnologije u stomatologiji.....	20
2.1 Princip rada.....	21
2.1.1 CAD/CAM proizvodnja	22
2.1.2 Tehnologije dentalnih otisaka.....	23
2.1.2.1 Intraoralni skener	23
2.1.2.2 Konvencionalna otisna tehnika.....	26
2.1.2.3 Materijali za funkcijski otisak	27
2.1.3 Razlika aditivne i konvencionalne tehnologije u stomatologiji	29

2.2	Dentalni biomaterijali.....	30
2.3	Dentalni nadomjesci.....	32
2.3.1	Fiksni protetski nadomjesci.....	33
2.3.1.1	Zubne krunice.....	33
2.3.1.2	Zubni mostovi.....	34
2.3.2	Mobilni protetski nadomjesci.....	35
2.3.2.1	Zubne proteze.....	35
2.3.3	Kombinirani protetski nadomjesci.....	36
2.3.3.1	Dentalni implantati.....	36
3	Eksperimentalni dio.....	38
3.1	Ispis epruveta na <i>EOS M100</i> printeru.....	38
3.2	Ispitivanje mehaničkih svojstava.....	42
3.2.1	Ispitivanje tvrdoće po Vickersu.....	42
3.2.2	Ispitivanje savojne čvrstoće.....	46
3.2.3	Ispitivanje udarnog rada loma.....	52
3.3	Metalografska analiza.....	55
4	Zaključak.....	61
	LITERATURA.....	63
	PRILOZI.....	66

POPIS SLIKA

Slika 1. Faze aditivne proizvodnje [4]	3
Slika 2. Selektivno lasersko srašćivanje [2]	5
Slika 3. Postupak selektivnog laserskog taljenja [7].....	7
Slika 4. Postupak 3D tiskanja metala (postupak ProMetal) [2].....	8
Slika 5. Načela rada izravnog taloženja metala (LENS postupak) [2].....	10
Slika 6. Postupak izravnog taloženja metalnog praha (DMD) [2].....	11
Slika 7. Postupak taljenja pomoću snopa elektrona (EBM).....	12
Slika 8. Postupak proizvodnje laminarnih objekata (LOM) [5]	13
Slika 9. Prikaz postupka stereolitografije [5]	15
Slika 10. Prikaz FDM postupka [5]	16
Slika 11. Prikaz PoliJet postupka [5]	18
Slika 12. Porikaz DLP postupka [5].....	19
Slika 13. Prikaz oblaka točaka zuba: a)simulirana intraoralna digitalizacija, b) lasersko skeniranje, c)metoda projekcije bijele svjetlosti, d) idealizirani oblak uzorkovanja [17].....	23
Slika 14. Postupak skeniranja sa intraoralnim skenerom.....	24
Slika 15. Prikaz površine zuba u STL formatu [11]	24
Slika 16. Prikaz virtualnog modela donje čeljusti nastalog korištenjem intraoralnog skenera [13]	25
Slika 17. Dental Wings intraoralni skener [14]	26
Slika 18. Gornji funkcijski otisak iz:	29
Slika 19. Prikaz metalno- keramičkih krunica [41]	34
Slika 20. Postavljanje zubnog mosta [34]	35
Slika 21. Prikaz totalne zubne proteze [26].....	36
Slika 22. Paralelna usporedba prirodnog i implantiranog zuba [25].....	37
Slika 23. Prikaz epruveta za ispitivanje udarnog rada loma u programu 3Shape CAMbridge sa potpornim strukturama	38
Slika 24. Prikaz epruvete za ispitivanje udarnog rada loma u programu 3Shape CAMbridge bez 3D potporne strukture	39
Slika 25. Prikaz epruveta na platformi u programu 3Shape CAMbridge	39
Slika 26. Prikaz isprintanih epruveta na platformi.....	40
Slika 27. Uređaj EOS M100 [44].....	40
Slika 28. Prikaz utiskivanja penetratora prema Vickersu [43]	43
Slika 29. Uređaj za ispitivanje tvrdoće.....	44
Slika 30. Prikaz epruveta za ispitivanje tvrdoće u poliranom stanju:	45
Slika 31. Princip ispitivanja savojne čvrstoće [42].....	46
Slika 32. Dimenzije epruveta za ispitivanje savijanja.....	47
Slika 33. Kidalica Inspekt table 20 kN.....	48
Slika 34. Postupak ispitivanja savojne čvrstoće	48
Slika 35. Prikaz isprintanih epruveta za ispitivanje savijanja	49
Slika 36. Prikaz odnosa naprezanja i deformacija za EOS M100	51
Slika 37. Prikaz odnosa naprezanja i deformacija za Sisma MySint100	51

Slika 38. Prikaz epruveta nakon provedenog ispitivanja: a) Sisma MySint100, b) EOS M100 ...	51
Slika 39. Mehanizam Charpyjevog bata [42]	52
Slika 40. Dimenzije epruveta za postupak ispitivanja udarnog rada loma	53
Slika 41. Charpyjev bat	53
Slika 42. Isprintane epruvete za ispitivanje udarnog rada loma:	54
Slika 43. Postupak ispitivanja udarnog rada loma	54
Slika 44. Svjetlosni mikroskop Olympus GX51	55
Slika 45. Prikaz mikrostrukture u poprečnom smjeru uzorka isprintanog na uređaju Sisma MySint100	56
Slika 46. Prikaz mikrostrukture u poprečnom smjeru uzorka isprintanog na uređaju Sisma MySint100	56
Slika 47. Prikaz mikrostrukture u uzdužnom smjeru uzorka isprintanog na uređaju Sisma MySint100	57
Slika 48. Prikaz mikrostrukture u uzdužnom smjeru uzorka isprintanog na uređaju Sisma MySint100	57
Slika 49. Prikaz mikrostrukture u poprečnom smjeru uzorka isprintanog na uređaju EOS M10058	
Slika 50. Prikaz mikrostrukture u poprečnom smjeru uzorka isprintanog na uređaju EOS M10058	
Slika 51. Prikaz mikrostrukture u uzdužnom smjeru uzorka isprintanog na uređaju EOS M100.	59
Slika 52. Prikaz mikrostrukture u uzdužnom smjeru uzorka isprintanog na uređaju EOS M100.	59

POPIS TABLICA

Tablica 1. Prednosti i nedostaci SLS postupka [2], [5].....	6
Tablica 2. Prednosti i nedostaci SLM postupka [4].....	7
Tablica 3. Prednosti i nedostaci 3D tiskanja metala [2], [5]	9
Tablica 4. Prednosti i nedostaci EBM postupka [2]	12
Tablica 5. Prednosti i nedostaci LOM postupka [2], [5].....	14
Tablica 6. Prednosti i nedostaci postupka stereolitografije [2], [5]	15
Tablica 7. Prednosti i nedostaci FDM postupka [2], [5].....	17
Tablica 8. Prednosti i nedostaci PoliJet postupka [5]	18
Tablica 9. Prednosti i nedostaci DLP postupka [5].....	19
Tablica 10. Podjela otisnutih materijala prema fazama izvođenja funkcijskog otiska [16].....	27
Tablica 11. Prednosti i nedostaci suvremenih materijala za otiske za otiskivanje funkcijskog otiska [16].....	28
Tablica 12. Maseni udio elemenata materijala CobaltChrome SP2 za pisac EOS M100	41
Tablica 13. Tablica svojstava materijala CobaltChrome SP2 za pisac EOS M100.....	41
Tablica 14. Rezultati ispitivanja tvrdoće epruveta za uređaj <i>Sisma MySint100</i>	45
Tablica 15. Rezultati ispitivanja tvrdoće epruveta za uređaj <i>EOS M100</i>	45
Tablica 16. Očitane vrijednosti za epruvete isprintane na uređaju <i>Sisma MySint100</i>	50
Tablica 17. Očitane vrijednosti za epruvete isprintane na uređaju <i>EOS M100</i>	50
Tablica 18. Ispitivanje udarnog rada loma na epruvetama ispisanim na uređaju <i>Sisma MySint100</i>	55
Tablica 19. Ispitivanje udarnog rada loma na epruvetama ispisanim na uređaju <i>EOS M100</i>	55

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
b	mm	Širina epruvete
d	mm	Srednja vrijednost dijagonala baze piramide
f	mm	Progib epruvete
h	mm	Debljina epruvete
\bar{h}	mm	Aritmetrička sredina debljina svih epruveta
h_1	mm	Početna visina pozicije glave bata
h_2	mm	Pozicija visine glave bata prilikom mirovanja
HV	HV	Tvrdoća po Vickersu
KU	J	Udarni rad loma
l	mm	Duljina epruvete
L_s	mm	Razmak između oslonaca
F	N	Primjenjena sila
F_a	N	Aksijalna sila
F_{max}	N	Maksimalna sila
R_{fM}	MPa	Savojna čvrstoća
S	mm ²	Površina šuplje piramide otisnute na materijalu
ε_{fB}	%	Savojna deformacija u trenutku loma
σ_{fB}	MPa	Savojno naprezanje u trenutku loma
σ_{fM}	MPa	Savojno naprezanje

SAŽETAK

U suvremenoj stomatološkoj praksi, sve veću ulogu pri izradi protetskih nadomjestaka zauzimaju postupci aditivne proizvodnje. 3D printanje je zapravo budućnost stomatologije koja ima potencijal napraviti potpunu revoluciju konvencionalnih proizvodnih tehnologija. Ovaj postupak kombinira visoku kvalitetu i poboljšanu skrb o pacijentima uz niže jedinične troškove i optimizirane radne procese. Složene geometrije se mogu ostvariti s velikom preciznošću u jednom proizvodnom koraku. Zahvaljujući različitim metodama 3D printanja, broj upotrebljivih materijala raste. U tom slučaju, mogu se koristiti prednosti i kvalitete drugih materijala koji nisu zastupljeni pri konvencionalnim postupcima proizvodnje.

U teorijskom dijelu ovog rada je dan pregled postupaka aditivne proizvodnje s pogledom na pozitivne i negativne strane svakog postupka te pregled detaljnog postupka 3D printanja u stomatologiji i tehnologija za dentalne otiske.

U eksperimentalnom dijelu ovog rada je dan prikaz postupka printanja epruveta od Co-Cr metalne legure izrađenih postupcima 3D printanja metodom DMLS (*Direct Metal Laser Sintering*) na *EOS M100* printeru.

Na kraju je provedena usporedba svojstava uzoraka izrađenih na dva različita proizvođača 3D printera. Uspoređivala se struktura i mehanička svojstva. Na temelju rezultata, dobivenih eksperimentalnim postupkom, doneseni su zaključci o strukturi i svojstvima ispitivanog materijala.

Ključne riječi: : kobalt-krom legure, 3D printanje, 3D printanje u dentalnoj medicini

1 UVOD

ASTM (engl. “*American Society for Testing and Materials*“) aditivnu proizvodnju definira kao proces povezivanja materijala pri izradi objekata izravno iz 3D računalnih modela, najčešće sloj po sloj. Prednosti ove metode su da se mogu izraditi geometrijski zahtjevniji oblici koje nije moguće izraditi konvencionalnim postupcima obrade odvajanjem čestica i bolje iskorištavanje materijala. Materijal se, kod postupka aditivne proizvodnje, dodaje po potrebi te se samim time izbjegava gomilanje odvojene čestice koja više nije upotrebljiva. Ovaj postupak ne zahtijeva upotrebu pribora, alata za rezanje, rashladnih sredstava kao ni drugih pomoćnih sredstava te omogućuje optimizaciju dizajna i proizvodnju prilagođenih dijelova na zahtjev u vrlo kratkom vremenu. Postupak 3D printanja dobiva puno na važnosti jer ne zahtijeva razvoj te izradu alata i kalupa, a pruža gotovo neograničene mogućnosti kada se radi o kompleksnoj geometriji proizvoda

Postupkom aditivne proizvodnje se danas nekoliko metalnih materijala, uz inženjerski važne poput čelika, aluminijska i titana, može preraditi u dijelove velike gustoće sa izvanrednim mehaničkim svojstvima.

Postupci aditivne proizvodnje mogu zadovoljiti trenutne trendove prilagodbe proizvoda zahtjevima kupaca na tržištu. Mnogi kupci žele personalizirane proizvode koji su namijenjeni samo njima. Aditivni postupci proizvodnje omogućuju troškovno efikasniji pristup u slučajevima proizvodnje proizvoda prilagođenih kupcu. Zbog toga što aditivni postupci ne zahtijevaju izradu kalupa i alata, isplativa aditivna proizvodnja ne mora biti velikoserijska kako bi se pokrio trošak izrade istih. Primjena postupka 3D printanja za izravnu proizvodnju mora zadovoljavati zahtjeve kao što su kontrola kvalitete, sljedivost i ponovljivost kvalitete. Sljedivosti i ponovljivosti kvalitete se posvećuje sve više pozornosti kako bi se kvaliteta proizvoda proizvedenih aditivnim postupkom približila onoj koja je rezultat konvencionalnih postupaka.

1.1 Razvoj aditivne proizvodnje

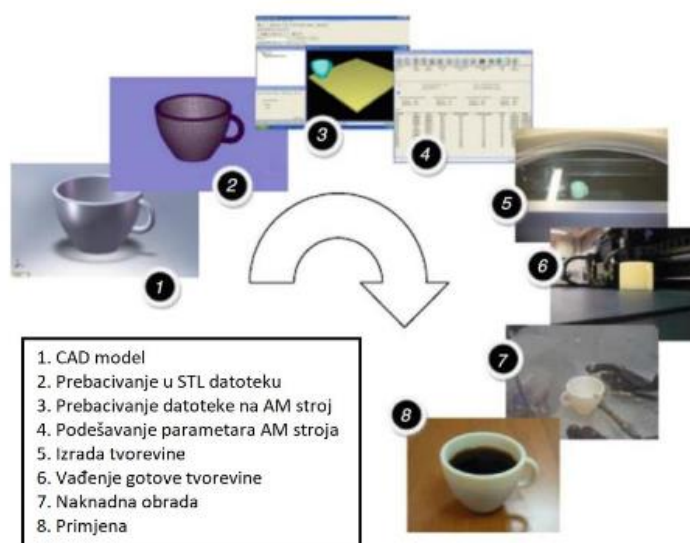
U institutu *Battelle Memorial* se kasnih šezdesetih godina prošloga stoljeća dogodio prvi pokušaj stvaranja čvrstih objekata pomoću fotopolimera i laserske tehnologije. Materijal se pokušao polimerizirati na mjestu križanja dvije laserske zrake različitih valnih duljina u sredini

posude smole. Službeni početak razvoja aditivne proizvodnje počinje razvojem stereolitografije. Stereolitografija se počela razvijati 1987. godine u američkoj tvrtki *3D Systems*. Postupak koji se provodio je definiran očvršćivanjem fotopolimera osjetljivog na djelovanje ultraljubičastog zračenja u tankim slojevima pomoću lasera. Nekoliko godina nakon početka razvoja stereolitografije, točnije 1992. godine, tvrtka *DTM* (sada je u sastavu tvrtke *3D Systems*) je na tržište izbacila prvi sustav za selektivno lasersko srašćivanje (engl. *Selective Laser Sintering – SLS*). Nakon osam godina proizvodnje i prodaje sustava za stereolitografiju, tvrtka *3D Systems* plasirala je na tržište svoj prvi 3D pisac *Actua 2100* s ink-jet mehanizmom. Osim tvrtke *3D Systems*, 1994. godine je tvrtka *EOS* komercijalizirala uređaj *EOSINT* za SLS postupak. Krajem 1997. godine se osnovala tvrtka *AeroMet* koja je razvila sustav koji je koristio laser visoke snage te tako omogućio srašćivanje dodane čestice koje su se koristile za izradu proizvoda od titanovih legura. Ovakav postupak nazivamo laserska aditivna proizvodnja. Godinu dana nakon je tvrtka *Optomec* komercijalizirala postupak taloženja metalnog praha pomoću lasera. Već 2001. godine je tvrtka *EOS* najavila novi materijal *DirectSteel 20-V1*, prah na osnovi čelika s česticama promjera 20 mikrometara. U isto vrijeme je predstavljen i uređaj *EOSINT380* za lasersko srašćivanje polimera koji je omogućio poboljšanja u brzini rada u usporedbi s konkurentima. Tvrtka *EOS* je i dalje nastavila razvijati uređaje te je 2003. predstavila novi poboljšani uređaj *EOSINT M 270* koji je služio za izravno lasersko srašćivanje metala. Ovaj sustav koristi vlaknasti laser, a ne CO2 laser, koji se koristi u *EOSINT M 250 Xtended* stroju. 2006. godine je predstavljen uređaj *InVision Dental professional* tvrtke *3D Systems*, ovaj uređaj obuhvaća 3D pisac i 3D skener za stomatološko tržište. Iste godine je *EOS* predstavio nove materijale za izradu metalnih proizvoda: nehrđajući čelik i kobalt-krom prah za *EOSINT M 270* sustave. Najvažnija godina za područje aditivnih postupaka je bila 2009. godina. Iste godine je osnovana međunarodna komisija *ASTM International Committee F45 za postupke aditivne proizvodnje*. Komisija je osnovana kako bi se definirale norme za ispitivanje, procese, materijale, konstrukcije i terminologiju. Španjolski istraživački centar *IQS* objavio je dvije nove formulacije hidroksiapatita za uporabu u 3D pisacima u 2010. godini. Hidroksiapatit je kalcificiran materijal koji se često koristi u biomedicini i u području stomatologije. Tehnologija je toliko napredovala u posljednjih dva desetljeća da su se 2013. godine *Made in Space* i *NASA* udružili su se kako bi razvili 3D pisac koji će biti prevezen do *Međunarodne svemirske postaje* 2014. godine za proizvodnju dijelova bez gravitacije. 2015. godine su objavili da je isprintano više od 25 dijelova bez gravitacije [1], [2].

1.2 Načela aditivne proizvodnje

Aditivna proizvodnja se temelji na načelu izrade tvorevine sloj po sloj. Način dobivanja trodimenzijskog željenog oblika je da se dvodimenzijski slojevi slažu jedan na drugi.

Načelo aditivne proizvodnje je uvijek isto neovisno o postupku, a dijeli se na sljedeće faze: izrada 3D CAD modela, pretvaranje 3D CAD modela u STL datoteku, prebacivanje STL datoteke na stroj za aditivnu proizvodnju, podešavanje parametara stroja, proizvodnja tvorevine, vađenje gotove tvorevine, naknadna obrada, ako je ona potrebna i sama primjena [3]. Slika 1. prikazuje prethodno navedene faze.



Slika 1. Faze aditivne proizvodnje [4]

Postupak izrade proizvoda postupkom aditivne proizvodnje počinje izradom trodimenzionalnog geometrijskog modela u CAD programu. Nakon toga taj model spremamo u STL datoteku (engl. *Standard Tessellation Language*), koja model prikazuje kao mrežu međusobno povezanih trokuta. U STL datoteci se nisu mogle prikazivati boje pa je 2009. godine uvedena AMF datoteka (engl. *Additive Manufacturing File*) koja objekt opisuje pomoću vektora. Svaki od objekata je opisan kao skupina volumena koji nisu preklapljeni i koji su opisani kao mreža trokuta koja povezuje skupinu točaka. Ta se skupina točaka može podijeliti između volumena. AMF datoteka opisuje materijal i boje pojedinog volumena te boju svakog trokuta u mreži. U trećem se koraku učitava STL ili AMF datoteka u programski sustav za pripremu procesa

ispisa 3D komada te definiramo sve bitne parametre za proces ispisa. Parametri procesa ispisa su rezolucija, brzina ispisa, gustoća, vrsta materijala i boja. Nakon što se podese parametri stroja slijedi izrada tvorevine te na kraju dolazi vađenje gotove tvorevine. Prilikom vađenja tvorevine treba paziti da je temperatura u radnom prostoru stroja dovoljno niska za sigurno rukovanje. U sedmom koraku se vrši naknadna obrada izrađenog dijela kao što je čišćenje viška materijala, odstranjivanje potporne strukture, brušenje, toplinska obrada, bojanje, itd. Posljednji korak postupka uključuje primjenu gotovog dijela.

1.3 Postupci aditivne proizvodnje metalnih proizvoda

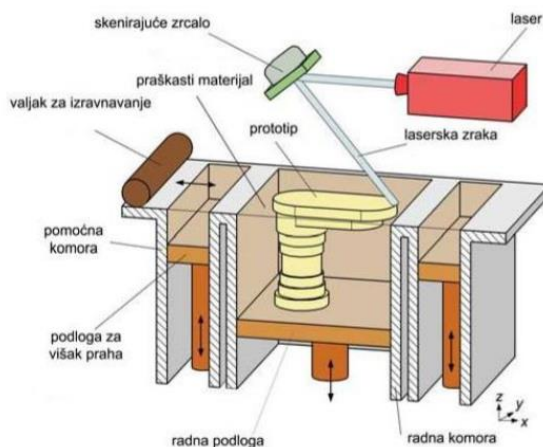
Postupci aditivne proizvodnje prototipnih polimernih proizvoda obilježili su početke razvoja u tom području. Nije, međutim, trebalo dugo čekati da se ti postupci počnu primjenjivati i za izradu dijelova ili čitavih alata i kalupa, kao i da se njima počnu proizvoditi proizvodi koji nisu isključivo od polimernih materijala. Stoga se pojavila skupina proizvoda nazvana brza proizvodnja alata (engl. *Rapid Tooling* – RT) s pomoću koje se mogu izrađivati elementi kalupa od materijala koji su polimeri, mješavine polimera i metala, mješavine metala i čisti metali. Istodobno, dio tih postupaka omogućuje i proizvodnju metalnih prototipnih proizvoda te konačnih metalnih proizvoda [2].

Kod aditivne proizvodnje metalnih proizvoda najčešće se primjenjuju materijali u obliku praha ili folija i ploča. U nastavku ćemo navesti najčešće postupke aditivne proizvodnje metalnih materijala.

1.3.1 Selektivno lasersko srašćivanje (engl. *Selective Laser Sintering* - SLS)

Selektivno lasersko srašćivanje je jedna od najvažnijih tehnologija aditivne proizvodnje. Postupak je prikazan na slici 2. Takvim je postupkom moguće prerađivati gotovo sve materijale u praškastom obliku. Kod izrade metalnih proizvoda rabi se čisti prah ili mješavina prahova. Kod primjene miješanih prahova, jedan sastojak ima više talište od drugog. Postoje dva tipa postupka srašćivanja: srašćivanje praha u čvrstom stanju i srašćivanje praha u kapljevitom stanju. Proces srašćivanja u čvrstom stanju se odvija pri temperaturama ispod tališta praha. Difuzija jedne čestice u drugu omogućuje povezivanje čestica praha. Srašćivanje u čvrstom stanju je relativno spor

proces jer je brzina difuzije vrlo mala. Srašćivanje u kapljevitom stanju je mnogo brži proces, nego u čvrstom stanju.



Slika 2. Selektivno lasersko srašćivanje [2]

Kako bi se smanjila neželjena interakcija materijala s atmosferom, radna komora mora biti ispunjena inertnim plinom. Inertni plin mora biti zagrijan na temperaturu blisku talištu materijala, a laser treba osigurati dio toplinske energije kako bi se osiguralo spajanje pojedinih slojeva proizvoda. Tim postupkom se postižu bitno kraća vremena izrade proizvoda te su smanjene njegove deformacije. Pri SLS postupku laserska se zraka reflektira o zrcalo za usmjeravanje zraka i ocrta oblik sloja proizvoda po praškastome materijalu koji se nalazi u posebnom spremniku.

Pod djelovanjem toplinske energije laserske zrake praškasti materijal omekšava i dolazi do međusobnog zavarivanja ili srašćivanja čestica materijala. Laser je moduliran tako da utječe samo na one čestice koje je ozračio (samo one srašćuju). Srašćivanje se opisuje kao proces u kojem viskoznost zagrijanog materijala opada do točke u kojoj površinska napetost prevladava viskoznost zagrijanoga praškastog materijala te dolazi do spajanja susjednih čestica. Odvođenjem topline očvršćuje radni sloj i time je pravljenje jednog sloja završeno [1].

Pri završetku sloja, radna platforma spušta se za visinu idućeg sloja, idući sloj praška potom je niveliran i spreman za ponavljanje procesa u daljnjem dijelu izrade proizvoda te nastavlja do završetka izrade proizvoda. Potreban je period hlađenja kako bi se dozvolilo pravilno formiranje dijelova te adaptacija na temperaturu ambijenta i atmosfere. Ukoliko se ne dozvoli period hlađenja

može doći do degradacije, oksidacije i deformacija uslijed neravnomjerne i nagle promjene temperature [3].

Praškasti materijali koji se rabe pri SLS postupku najčešće su veličine čestica u rasponu od 0,020 mm do 0,100 mm. To je razlog postizanja hrapave (grube) površine proizvoda. Hrapavost površine je posebice izražena u procesima u kojima dolazi do djelomičnog taljenja čestica na samom početku SLS procesa pa čestice do kraja procesa zadržavaju svoj oblik [2].

Kako se povećava debljina sloja i udaljenost između prolaza laserske zrake, povećava se i sama poroznost modela. Povećanje poroznosti uzrokuje sniženje tvrdoće i gustoće proizvoda. Veću gustoću proizvoda dobivamo kod manje debljine slojeva i kod brzina skeniranja laserske zrake tako da je unesena veća energija po jedinici površine. Debljina sloja je ograničena veličinom čestica. Kod manjih debljina slojeva bi došlo do razmicanja prethodno nanesenih slojeva pa moramo definirati minimalnu debljinu sloja. Temperatura radnog prostora je obično malo ispod temperature taljenja sastojka s nižom temperaturom tališta. Kad su temperature radnog prostora više, postiže se veći udio kapljevite faze i lakše prodiranje kapljevite faze oko čvrste faze.

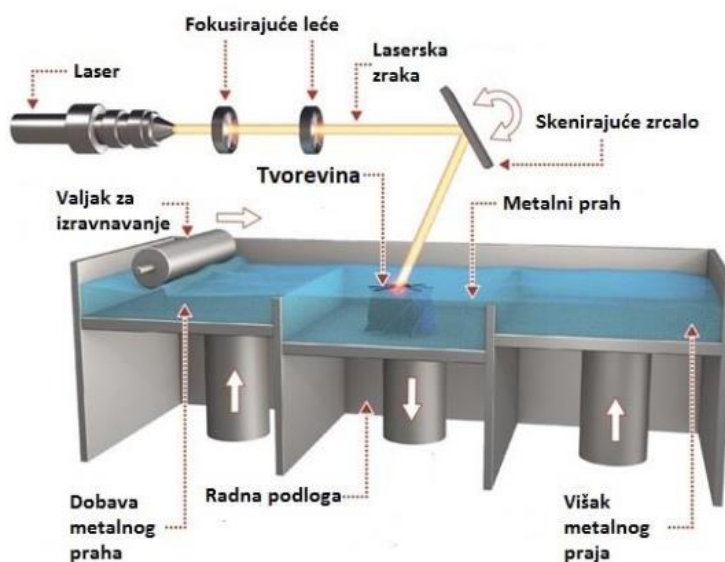
Prednosti i nedostaci SLS postupka prikazani su u tablici 1.

Tablica 1. Prednosti i nedostaci SLS postupka [2], [5]

Prednosti	Nedostaci
<ul style="list-style-type: none"> • Relativno brz postupak • Mala zaostala naprezanja • Mogućnost izrade vrlo malih tvorevina • Primjena većeg broja materijala • Mogućnost ponovne upotrebe već primijenjenog materijala • Nije potrebna potporna struktura 	<ul style="list-style-type: none"> • Lošija kvaliteta površine proizvoda • Tvorevine su porozne i gustoća se može jako razlikovati • Dugo vrijeme hlađenja nekih tvorevina • Pri uporabi određenih materijala potrebna je zaštitna atmosfera zbog pojave štetnih plinova • Skupa početna ulaganja u opremu i održavanje

1.3.2 Selektivno lasersko taljenje (e. *Selective Laser Melting – SLM*)

Postupak je sličan SLS postupku, no pri SLM-u metalni ili keramički prahovi potpuno se tale (ne srašćuju), što rezultira visokom gustoćom načinjenih metalnih proizvoda. Stoga nema potrebe za naknadnim koracima kao što su naknadno srašćivanje i prodiranje [2]. Postupak SLM je prikazan na slici 3.



Slika 3. Postupak selektivnog laserskog taljenja [7]

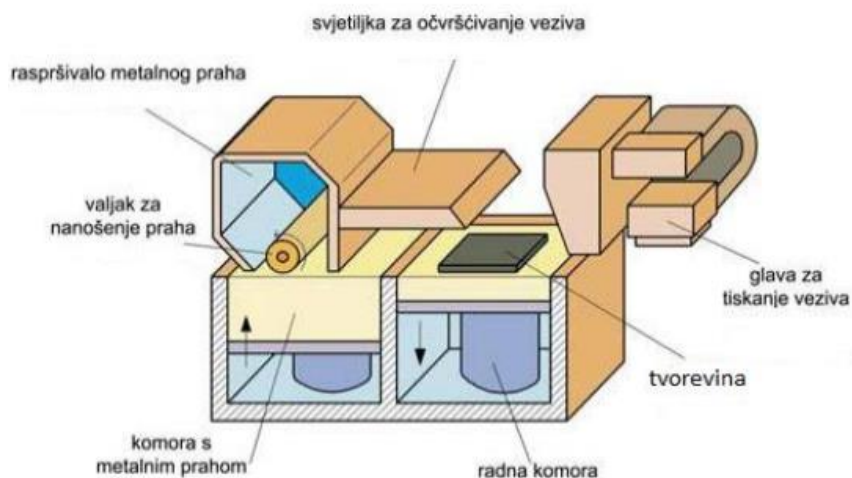
Prednosti i nedostaci SLS postupka prikazani su u tablici 2.

Tablica 2. Prednosti i nedostaci SLM postupka [4]

Prednosti	Nedostaci
<ul style="list-style-type: none"> • Širok raspon upotrebe metalnih materijala • Izdržljivi, jaki metalni dijelovi 	<ul style="list-style-type: none"> • Gruba površina proizvoda koju je potrebno naknadno doraditi • Manja točnost izmjera u usporedbi sa SLS postupcima • Visoki troškovi

1.3.3 3D tiskanje metala (postupak *ProMetal*)

Tvrtka *ExtrudeHone* (danas *ExOne*, SAD) licencirala je postupak 3D tiskanja metala pod nazivom *ProMetal*. Postupak je prikazan na slici 4. Tim se postupkom mogu izrađivati metalni proizvodi ili prototipni kalupi. Postupak se temelji na načelima *ink-jet* tiskanja. Uređaj koji je razvila tvrtka *ExtrudeHone* sastoji se od glave s mlaznicom, čije je gibanje u smjeru osi x i y upravljano pomoću računala te spremnika s metalnim prahom ispod kojega je podloga koja omogućuje gibanje u smjeru osi z [2].



Slika 4. Postupak 3D tiskanja metala (postupak *ProMetal*) [2]

Kod nanošenja veziva na metalni prah, kontinuirani se mlaz veziva pomoću piezoelektričnih elemenata raspršuje u kapljice prosječnog promjera 0,008 mm. Svaka od kapljica prolazi kroz elektrostatičko polje, a kapljice se električki nabijaju i njihov se naboj rabi za točno nanošenje na metalni prah. U trenutku kada kapljica dotakne metalni prah, nastaje kuglasti konglomerat veziva i metalnog praha. Kapljevito vezivo se pomiče na željena mjesta na metalnom prahu pomoću kapilarnih sila. Osim povezivanja samih čestica, time se postupkom omogućuje povezivanje tog sloja s prethodnim. Kod postupka *ProMetal*, debljine slojeva su u rasponu od 0,12 mm do 0,17 mm.

Nakon isparavanja kapljevite faze veziva s pomoću posebnog sušila načinjeni prototip sastoji se od 60% obujamnog udjela metalnog praha i 10% udjela organskog veziva. Mehanička svojstva proizvoda nakon tog koraka izrade (zelena faza) vrlo su niska pa je potrebno srašćivanje proizvoda u peći zbog povišenja svojstava. Srašćivanjem se proizvodu povisuju mehanička

svojstva i gustoća. Pravilnim izborom temperature srašćivanja iz proizvoda se uklanja organsko vezivo uz očuvanje 60% gustoće. Konačno povišenje gustoće proizvoda ostvaruje se u sljedećem koraku toplinske obrade, prodiranjem bronce u proizvod. Struktura gotovoga metalnog proizvoda ili prototipnog kalupa sastoji se od 60% čelika i 40% bronce. Pri tome je veličina čestice čeličnog praha oko 0,07 mm. Kvaliteta površine proizvoda izrađenih postupkom ProMetal malo je lošija nego pri uporabi SLS postupka, no taj se nedostatak može ukloniti razvojem novih prahova, čestica manjeg promjera [2].

Prednosti i nedostaci postupka 3D tiskanja metala prikazani su u tablici 3.

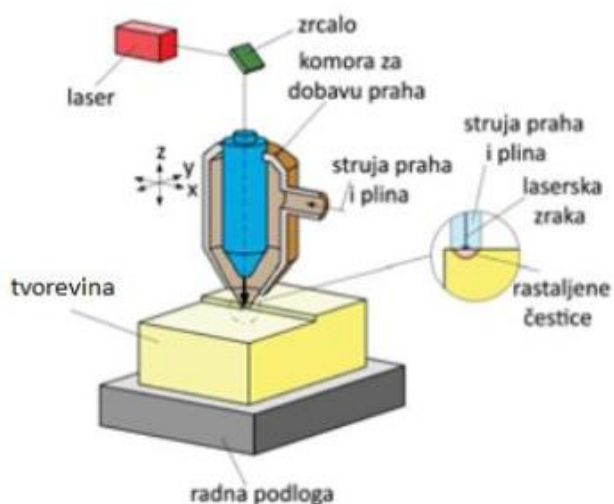
Tablica 3. Prednosti i nedostaci 3D tiskanja metala [2], [5]

Prednosti	Nedostaci
<ul style="list-style-type: none"> • Raznolikost raspoloživih metalnih prahova • Nije potreban prodor • Mogućnost izrade proizvoda komplicirane geometrije i s unutrašnjim podrezima • Mogućnost promjene preciznosti stroja radi povećanja brzine rada • Jednostavna izmjena materijala • Jednostavnost postupka (načela <i>ink-jet</i> tiskanja) • Sustav za samodijagnosticiranje i izvještavanje o trenutačnom status te automatska kalibracija radi postizanja što kvalitetnijih proizvoda 	<ul style="list-style-type: none"> • Loša kvaliteta površine proizvoda • Po završetku potrebno je čekati da se materijal stvrdne • Kod tvorevina velikih dimenzija lošija je točnost u usporedbi s drugim postupcima

1.3.4 Izravno taloženje metala (engl. *Laser Engineering Net Shaping –LENS*)

LENS postupak pripada skupini aditivnih postupaka izrade metalnih proizvoda koji se temelje na načelima taloženja, odnosno navarivanja. Proces započinje djelovanjem laserske zrake na vrlo usko područje površine, pri čemu nastaje lokalno rastaljeno područje. Pomoću mlaznice se zatim dodaje točno određena količina novog materijala u praškastom stanju, pri čemu nastaje novi sloj metalnog proizvoda.

Postupak se odvija u podtlačnoj komori, u kojoj se lako mogu kontrolirati uvjeti izrade metalnog proizvoda. Primjerice, moguće je održavati atmosferu s argonom u kojoj je sadržaj kisika manji od 10 ppm. To je posebice važno pri izradi proizvoda od aluminija, gdje prisutnost kisika sprječava dobro međusobno povezivanje slojeva proizvoda [2]. Postupak je prikazan na slici 5.

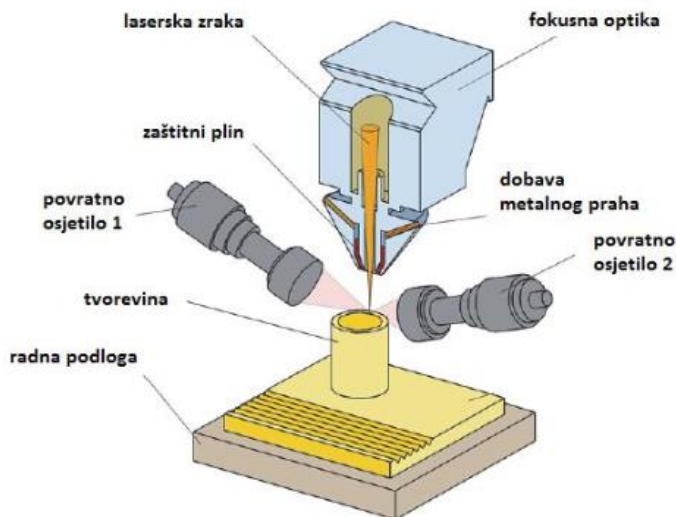


Slika 5. Načela rada izravnog taloženja metala (LENS postupak) [2]

1.3.5 Izravno taloženje metalnog praha (e. *Direct Metal Deposition – DMD*)

Izravno taloženje metalnog praha je postupak koji je veoma sličan LENS postupku. Razlike su detaljima vezanim za upravljanje i upotrebu uređaja za izradu metalnih proizvoda. Prednost DMD postupka je izrada proizvoda od više materijala te izrada kanala za temperiranje na optimalnim položajima. Jedan od nedostataka ove metode je vrijeme trajanja procesa tj. veoma je

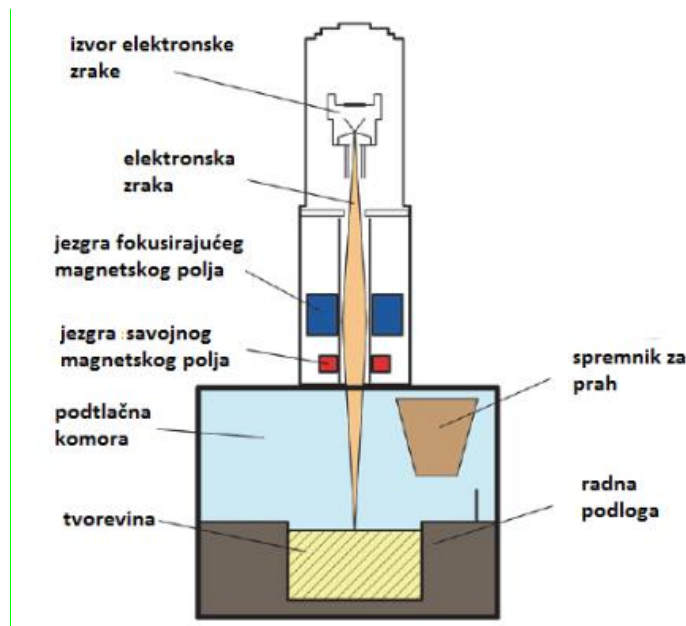
spor, no ova je metoda pogodnija za izradu preciznih detalja na prethodno načinjenome osnovnom modelu. Postupak DMD je prikazan na slici 6.



Slika 6. Postupak izravnog taloženja metalnog praha (DMD) [2]

1.3.6 Taljenje pomoću snopa elektrona (engl. *Electron Beam Melting – EBM*)

Primjenom EBM postupka, proizvod se gradi sloj po sloj taljenjem sloja metalnog praha pomoću snopa elektrona. Za postupak proizvodnje su nam potrebni CAD podaci, a nakon izrade nema potrebe za naknadnom obradom očvršćivanjem. Proizvode treba planirati tako da moraju imati dodatke za naknadnu obradu na konačne mjere. Sam postupak se odvija u podtlačnoj komori, gdje se snop elektrona proizvodi pomoću posebne mlaznice koja se učvršćuje u komori. Snop elektrona može dosegnuti svaki kutak komore, a njime se upravlja pomoću dva magnetska polja, gdje prvo polje djeluje kao magnetska leća. Pomoću tog polja se snop elektrona fokusira i postiže se željen promjer snopa. Drugo polje usmjerava snop na određeno mjesto u komori. Elektroni se emitiraju iz cijevi koja je temperature oko 2500 °C te u električnom polju ubrzavaju na polovinu brzine svjetlosti. Prilikom sudara elektrona s metalnim prahom kinetička se energija pretvara u toplinsku, a ona lokalno tali metalni prah. Postupak je prikazan na slici 7.



Slika 7. Postupak taljenja pomoću snopa elektrona (EBM)

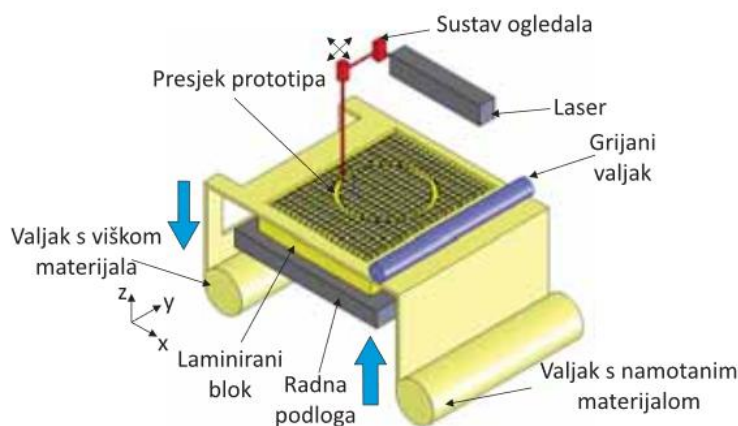
Prednosti i nedostaci EBM postupka prikazani su u tablici 4.

Tablica 4. Prednosti i nedostaci EBM postupka [2]

Prednosti	Nedostaci
<ul style="list-style-type: none"> • Mogućnost postizanja visoke razine energije u malom snopu • Pravljenje proizvoda pri podtlaku, što rezultira vrlo dobrim mehaničkim svojstvima proizvoda • Niski troškovi instaliranja i održavanja • Visoka brzina izrade proizvoda • Usmjeravanje snopa elektrona postiže se bez pokretnih elemenata uređaja, što snizuje troškove održavanja i povisuje brzinu izrade proizvoda 	<ul style="list-style-type: none"> • Visoka podtlačna atmosfera koja zahtijeva prisutnost dodatnog uređaja • Tijekom postupka prisutno je γ-zračenje • Moguća izrada proizvoda samo od materijala koji su vodiči električne energije

1.3.7 Izrada objekata laminiranjem (engl. *Laminated Object Manufacturing – LOM*)

LOM postupkom proizvodi se tvorevina laminiranjem i laserskim dovršavanjem (rezanjem) materijala od papira, polimernih filmova i folija te metalnih ploča [5]. Postupak je prikazan na slici 8.



Slika 8. Postupak proizvodnje laminarnih objekata (LOM) [5]

Sam postupak laminiranja zahtijeva pripremne aktivnosti oko izrade prvih slojeva koji sprječavaju stvaranje nabora na radnim slojevima papira te njegovo klizanje. Debljina filmova i folija koji se rabe za laminiranje iznosi od 0,05 mm do 0,5 mm. Pri gradnji slojeva proizvoda papir se s valjka dovodi u radno područje gdje se podvrgava djelovanju pritiska zagrijanog valjka. Valjak je zagrijan na temperaturu od 330 °C, pri čemu se aktivira ljepilo nanoseno na papir. Temperatura valjka ovisi o veličini proizvoda pa je za manje proizvode niža, a za veće viša. Nakon lijepljenja nekoliko slojeva, uređaj CO₂ laserom izrezuje konturu proizvoda te rasterizira ostatak radnog sloja radi lakšega kasnijeg odvajanja tog viška materijala. Uređaji omogućuju istodobno laminiranje do četiri sloja uz postizanje zadovoljavajuće točnosti izmjera proizvoda. Obrada većeg broja slojeva povisuje brzinu izrade, ali se smanjuje točnost modela te dolazi do pougljenjivanja rubova proizvoda [2].

Prednosti i nedostaci LOM postupka prikazani su u tablici 5.

Tablica 5. Prednosti i nedostaci LOM postupka [2], [5]

Prednosti	Nedostaci
<ul style="list-style-type: none"> • Relativno velika brzina postupka • Mogućnost izrade velikih proizvoda • Mogućnost istodobne izrade većeg broja proizvoda • Niska cijena materijala za izradu proizvoda • Niska zaostala naprezanja • Strojevi ne primjenjuju otrovne materijale pa nije potreban poseban prostor 	<ul style="list-style-type: none"> • Funkcionalnost proizvoda ograničena je malim izborom materijala • Anizotropnost svojstava i higroskopnost materijala • Potrebna završna obrada za dotjerivanje površine • Stabilnost proizvoda ograničena je čvrstoćom lijepljenih spojeva • Velik udio otpadnog materijala • Šuplji proizvodi trebaju se izrađivati kao dvodijelni

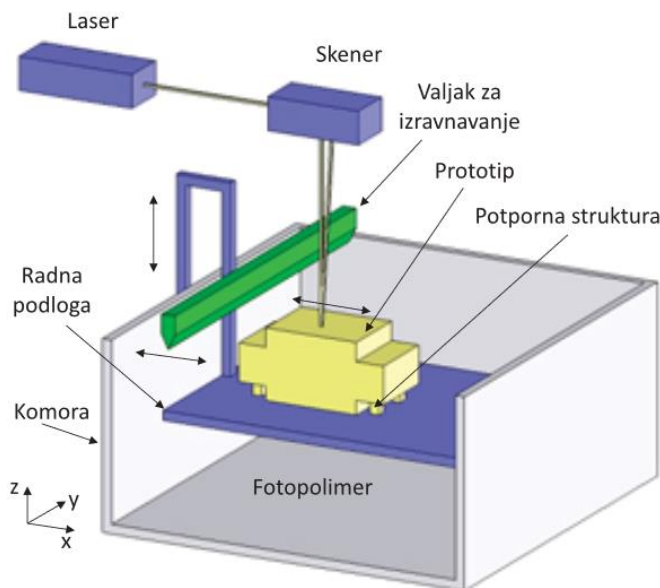
1.4 Postupci aditivne proizvodnje polimernih proizvoda

1.4.1 Stereolitografija (engl. *Stereolithography* – SLA)

Jedan od najšire upotrebljivanih postupaka aditivne proizvodnje je stereolitografija. Stereolitografija se temelji na konvencionalnim fotolitografskim metodama s UV polimerizacijom. Ovim postupkom sami proizvodi nastaju polimeriziranjem niskoviskozne polimerne kapljevine sloj po sloj. Ar ili He-Cd laser s potrebnom optičkom opremom, zrcalo za usmjeravanje UV zraka, posuda s fotopolimerom te pokretna podloga s mogućnošću kretanja u smjeru okomite osi u razmacima jednakim debljini sloja CAD modela su osnovni dijelovi uređaja za stereolitografiju.

Načelo stereolitografije je da se fotopolimer skrućuje kada je izložen izvoru svjetlosti. Radna podloga smještena je samo jedan sloj debljine ispod vrha površine kapljevito polimera. Laser generira i fokusira UV svjetlost i skenira sloj polimera iznad podloge koji očvršćuje. Taj korak počinje s najdonjim presjekom tvorevine. Radna podloga se zatim spušta prema dolje za debljinu idućeg sloja. Kako se tvorevine proizvode u kapljevini, potrebno je osigurati položaj tvorevine s pomoću potporne strukture, koja se uklanja nakon završnog postupka. Postupak se ponavlja do konačne proizvodnje tvorevine. Tvorevina se vadi iz kapljevito polimera, a višak polimera se ispire u otapalu, čime nastaje tzv. “zelena faza”. Naknadno umrežavanje odvija se

minimalno 1 sat izlaganjem naknadnom zračenju. Taj korak potreban je zbog toga što se neka kapljevita područja mogu zadržati u slojevima [5]. Postupak stereolitografije je prikazan na slici 9.



Slika 9. Prikaz postupka stereolitografije [5]

Materijali koji se primjenjuju u postupku stereolitografije su: akrilni PMMA, EP, PE-HD, PP, PA 66, ABS, PC, PBT, nano-kompoziti [5].

Prednosti i nedostaci postupka stereolitografije prikazani su u tablici 6.

Tablica 6. Prednosti i nedostaci postupka stereolitografije [2], [5]

Prednosti	Nedostaci
<ul style="list-style-type: none"> • mogućnost rada 24 h dnevno • visoka razlučivost • izrada višebojnih proizvoda • nema geometrijskih ograničenja • potpuno automatiziran process • kombinacija brzine, preciznosti i kvalitete završne površine • proizvodnja vrlo tankih slojeva debljine 0,05 mm do 0,15 mm 	<ul style="list-style-type: none"> • visoka cijena materijala • upotreba potporne structure te njeno naknadno uklanjanje • potrebna naknadna obrada proizvoda • deformacija polimera pri očvršćivanju • razvijaju se otrovni plinovi • ograničenje materijala samo na fotopolimere • ograničena primjena proizvoda • skupo održavanje lasera

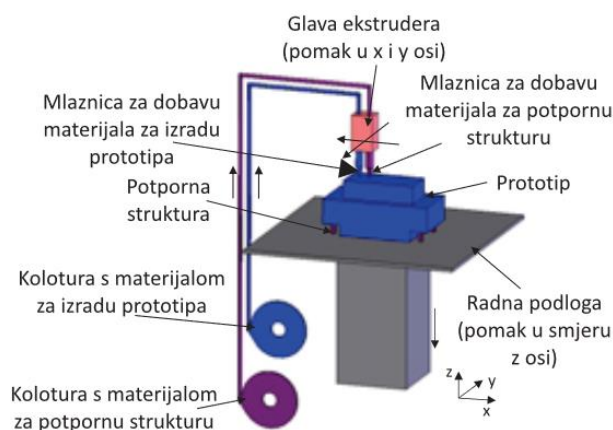
1.4.2 Selektivno lasersko srašćivanje (engl. *Selective Laser Sintering - SLS*)

Postupak selektivnog laserskog srašćivanja kod polimernih materijala je identičan prethodno opisanom postupku za metalne materijale. Tim je postupkom moguće prerađivati teorijski gotovo sve vrste materijala prerađljivih u praškastom obliku, što je glavna prednost postupka [2].

Materijali koji se primjenjuju u postupku selektivnog laserskog srašćivanja su: PA 12, PA GF, čestice od nehrđajućeg čelika (54%) i bronce (46%) koje su prevučene polimernim vezivom, smjesa poliamida i aluminijske, poliamid s dodatkom ugljičnih vlakana, PS, PP, elastoplastomeri, PC, PVC, elastomeri, keramika, voskovi [5].

1.4.3 Taložno očvršćivanje (engl. *Fused Deposition Modeling – FDM*)

Uređaji za FDM rade na načelima troosnog NC obradnog centra. Kroz mlaznicu upravljanu s pomoću računala u sve tri osi, prolazi polimerni materijal u obliku žice, koji se u mlaznici zagrijava i tali. Materijal napušta mlaznicu u kapljevitom stanju, a pri sobnoj temperaturi vrlo brzo očvršćuje. Stoga je osnovni zahtjev FDM procesa održavanje temperature kapljevitog materijala malo iznad temperature očvršćenja. Tijekom građenja proizvoda materijal se ekstrudira i polaže na željena mjesta u vrlo finim slojevima [2]. Cijeli sustav je u temperiranoj okolini. Nakon izrade prvog sloja, radna podloga spušta se za debljinu novog sloja i ekstrudira se novi sloj [5]. Postupak FDM je prikazan na slici 10.



Slika 10. Prikaz FDM postupka [5]

Za izradu proizvoda kompliciranije geometrije može se i uporabiti i podupor. Tada je riječ o modificiranju postupka uporabom dvostruke glave ekstrudera. Pri tome jedna mlaznica nosi gradivni materijal, a druga vosak za podupiranje [2]. Prednosti i nedostaci FDM postupka prikazani su u tablici 7.

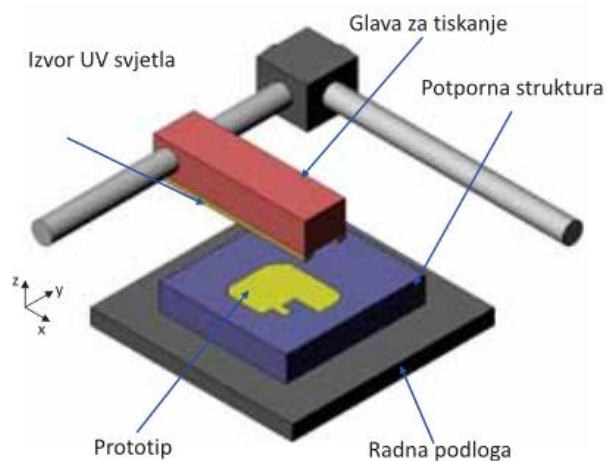
Tablica 7. Prednosti i nedostaci FDM postupka [2], [5]

Prednosti	Nedostaci
<ul style="list-style-type: none"> • manja potrošnja energije • ne zahtijeva hlađenje i ventilaciju • jednostavna uporaba • nije potrebno čišćenje tvorevine • relativno mala investicija/niski troškovi održavanja • male izmjere uređaja 	<ul style="list-style-type: none"> • ograničen izbor materijala • nužnost izrade podupora • vidljive linije između slojeva • mala čvrstoća proizvoda • niska dimenzijska točnost • oscilacije temperature može dovesti do delaminiranja proizvoda • potrebna naknadna obrada proizvoda • mehanička svojstva ovise o položaju tvorevine na radnoj podlozi, pogotovo u smjeru osi z

1.4.4 PolyJet postupak

PolyJet je tehnologija aditivne proizvodnje koja koristi kapljevite materijale. U PolyJet postupku mreža mlaznica kliže naprijed - nazad u smjeru osi y i nanosi sloj fotoosjetljivog polimernog materijal na radnu podlogu. Svaki sloj fotoosjetljivog polimera očvršćuje pod djelovanjem UV svjetlosti odmah nakon tiskanja, tvoreći potpuno umreženu tvorevinu bez naknadnog umrežavanja. Primjenjuju se dva različita materijala: jedan za model, drugi za potpurnu strukturu, tj. Pola mreže mlaznica nanosi materijal za model, a druga polovica za potpurnu strukturu. Nakon završenog prvog sloja, radna podloga se spušta za debljinu sljedećeg sloja i glava za tiskanje započinje izradu tog sljedećeg sloja. Nakon izrade tvorevine potporna struktura se lako uklanja s vodom pri tlaku od 40 bara ili ručno, ovisno o obliku tvorevine. Mala debljina sloja

osigurava izradu tvorevina s vrlo glatkom površinom zbog čega nije potrebna naknadna obrada [5]. PoliJet postupak je prikazan na slici 11.



Slika 11. Prikaz PoliJet postupka [5]

Prednosti i nedostaci PoliJet postupka prikazani su u tablici 8.

Tablica 8. Prednosti i nedostaci PoliJet postupka [5]

Prednosti	Nedostaci
<ul style="list-style-type: none"> • dobra kvaliteta površine proizvoda • postojanost dimenzija • mogućnost izrade sitnih detalja i tankih stijenki • modeli mogu biti od kombiniranih materijala 	<ul style="list-style-type: none"> • potreba za potpornom konstrukcijom • visoka cijena uređaja

1.4.5 Očvršćivanje digitalno obrađenim svjetlosnim signalom (engl. *Digital Light Processing – DLP*)

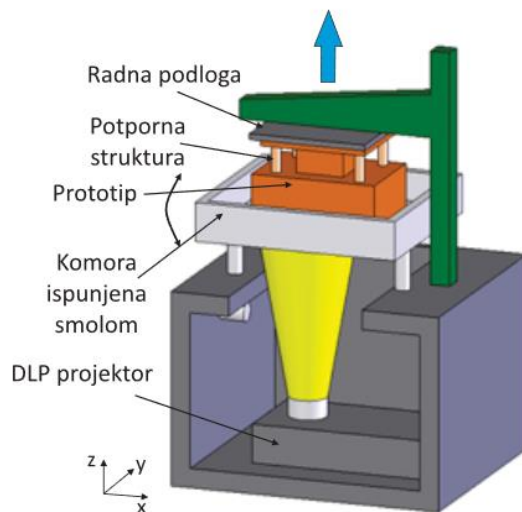
Očvršćivanje digitalno obrađenim svjetlosnim signalom je izrada 3D modela pomoću fotoosjetljive akrilne smole i DLP postupka. Projicirana slika iz DLP izvora svjetlosti predstavlja

presjek tvorevine koji očvršćuje u polimernoj smoli. Vidljiva svjetlost se projicira ispod radne podloge, tako da se radna površina nalazi iznad nje. Uređaj osvjetli cijeli sloj odjednom čime se skraćuje ukupno vrijeme ciklusa. Projektor je smješten ispod radne podloge. Smola se nalazi u komori načinjenoj od stakla te prekriva projektor. Prvi sloj tvorevine izrađuje se na donjoj površini smole koja očvršćuje s pomoću svjetlosti projicirane iz projektora. Radna podloga podiže se za debljinu novog sloja i postupak počinje ispočetka [5]. Postupak je prikazan na slici 12.

Prednosti i nedostaci DLP postupka prikazani su u tablici 9.

Tablica 9. Prednosti i nedostaci DLP postupka [5]

Prednosti	Nedostaci
<ul style="list-style-type: none"> • brza i jednostavna izmjena materijala • mogućnost primjene velike količine fotoosjetljivih materijala 	<ul style="list-style-type: none"> • potrebna je potporna struktura • postupak je pogodan za tvorevine malih izmjera s obzirom na male dimenzije komore



Slika 12. Porikaz DLP postupka [5]

2 Primjena aditivne tehnologije u stomatologiji

Tehnologije u stomatologiji trenutno prolaze kroz radikalnu transformaciju što rezultira promjenama proizvoda, povećanjem zahtjeva kupaca te promjenom poslovnih procesa. Digitalna umreženost procesa povezuje stomatologe, laboratorije te stomatološku industriju sve intenzivnije te stavlja sve sudionike u položaj da mogu lakše djelovati te međusobno dijeliti informacije. Proizvodni lanac dentalnih proizvoda također podliježe procesu digitalizacije te je danas kao takav postao nezamjenjiv. Proizvodni procesi su se veoma promijenili korištenjem digitalnih tehnologija te se sada mogu ubrzati i pojednostaviti, a vrijeme i sami troškovi se mogu znatno smanjiti. Osim toga, razvijeni su novi materijali, a samim time i nove mogućnosti pri stvaranju stomatoloških proizvoda koje su prije bile nezamislive. 3D printanje je zapravo budućnost stomatologije koja ima potencijal napraviti potpunu revoluciju konvencionalnih proizvodnih tehnologija. Ova revolucija je već započela jer ono što je prije nekoliko godina bila utopija to je sada stvarnost. Većinu toga što zamislimo je moguće isprintati, a raspon opreme i materijala nevjerojatno je raznolik i naizgled neograničen. Razvoj novih tehnologija, uključujući 3D printanje, proširio je opseg stomatološke prakse i došlo je do revolucije pristupa liječenju. Očekuje se da će ovakav razvoj tehnologija otvoriti još veće mogućnosti u stomatologiji u vrlo bliskoj budućnosti. Mnogi su stomatološki laboratoriji već izvršili digitalizaciju njihovih radnih procesa, a taj se trend i danas povećava. Važno je da se, primjenom novih tehnologija, i dalje mogu jamčiti prethodni standardi kvalitete i karakteristike. Zbog korištenja intraoralnih skenova te CAD/CAM tehnologije, došlo je do velikog napretka kod izrade mostova, krunica, kao i brojnih ortodontskih pomagala. Cilj aditivnih tehnologija je povećanje kvalitete proizvoda te preciznosti uz vrlo kratko vrijeme od faze koncipiranja pa sve do postavljanja proizvoda na tržište. Stomatološki laboratoriji koji kombiniraju digitalnu stomatološku tehnologiju i 3D printanje su konkurentni na tržištu.

Aditivne metode proizvodnje mogu na prvi pogled izgledati kao jednostavne metode koje razgrađuju 3D tvorevine u pojedinačne slojeve tvorevine te ih zatim grade sloj po sloj odgovarajućim materijalom. Međutim, pri detaljnijem razmatranju otkriva se visoka složenost ovog procesa pri čemu se moraju uzeti u obzir mnogi čimbenici. Kako bi se izgradio funkcionalni lanac procesa 3D ispisa, korisnik mora izbjegavati izobličenja optičkih komponenti, postići visoku kvalitetu površine i osigurati pouzdanost procesa. Od velike su važnosti međudjelovanje

tehnologije, uređaja, kontrola izloženosti softverom i specifikacije korištenog materijala kako bi se tvorevine isprintale u što boljoj kvaliteti i kako bi bile što preciznije izrađene.

2.1 Princip rada

Prvi način dobivanja modela je pomoću otisaka tj. pomoću otisnog materijala. Otisci se uzimaju nakon pripreme i brušenja zuba. Standardni je način uzimanja otisaka pomoću žlice na koju se stavlja otisni materijal i on se tako unosi u usta pacijenta. Nakon stvrdnjavanja materijala, otisak se vadi iz usta, dezinficira se te se šalje u laboratorij gdje ga tehničar izlijeva. Nakon toga se otisci ili izliveni modeli skeniraju stolnim skenerima u zubotehničkom laboratoriju.

Drugi način dobivanja modela je pomoću digitalnog snimanja intraoralnim skenerom. Ovaj postupak je jeftiniji i ugodniji pacijentu. 3D kamerom se uzima digitalni otisak gornje i donje čeljusti te zagriža pacijenta, a spajanjem i preklapanjem mnogih slika iz usne šupljine s velikom točnošću rekonstruira se 3D model sa svim geometrijskim karakteristikama. Nakon izračuna, model koji se temelji na podacima pojedinog sloja može se vizualizirati u CAD/CAM programu. Virtualni artikulator, uređaj za simulaciju gibanja čeljusti, može se koristiti za vizualizaciju dinamičke okluzije pri stvaranju krunica i mostova. Osim toga, namjenski skeneri omogućuju integraciju podataka iz fizičkog artikulatora u softver. Računalna kalkulacija prema zadanim parametrima izračunava dizajn zuba koji je veličinom, oblikom i položajem usklađen s postojećim zubima. Stomatolog predloženi dizajn dodatno mijenja i dorađuje prema potrebi uz aktivno sudjelovanje pacijenta kako bi se već u fazi dizajna njegove želje što bolje vizualizirale. Osim toga, moguće je dizajnirati nekoliko predložaka konačnog rješenja i odabrati koje najbolje odgovara. To omogućava zubnom tehničaru da u bilo kojem trenutku izvrši bilo kakva podešavanja digitalnog modela bez potrebe za stvaranjem fizičkih objekata, koji se osim vremena i materijala mogu spremiti. Uzimajući u obzir sve podatke, zubni tehničar može konstruirati konačni proizvod predviđen u terapijskom planiranju, izvršiti potrebnu optimizaciju i odabrati prikladne materijale. Kod korištenja aditivne tehnologije postoji mogućnost pohranjivanja zapisa podataka.

Podaci potrebni za 3D printanje konačno se izvoze kao STL datoteke iz softvera. Nakon postavljanja parametara ovisnih o stroju, proces izgradnje se odvija automatski do završetka same

komponente. Ako je to potrebno, još uvijek su nam dostupni postupci hlađenja ili naknadni postupci kao što je sinteriranje te poliranje i završno čišćenje.

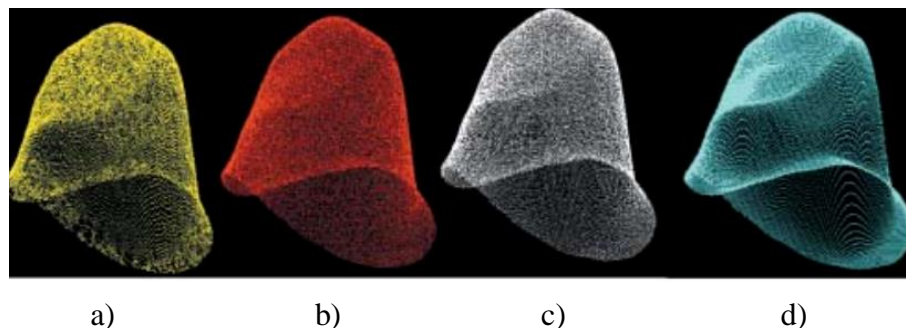
2.1.1 CAD/CAM proizvodnja

CAD/CAM procesni lanac u stomatologiji se u osnovi sastoji od prikupljanja podataka, obrade podataka, CAD modeliranja i CAM proizvodnje. Proces digitalizacije se može obaviti indirektno mehaničkim postupkom ili optički (laserska ili bijela projekcijska metoda) nakon izrade otiska i modela. Kao rezultat digitalizacije, stvaraju se jedan ili više točkastih oblaka čije točke određuju njihove koordinate u tri prostorna smjera. Sve točke zajedno opisuju površinu, a time i oblik digitaliziranog objekta. Obrada podataka obuhvaća filtriranje podataka, odnosno postupak smanjenja broja podataka uz očuvanje točnosti oblaka točaka, reverznog inženjeringa i računalnog projektiranja (CAD). Polazeći od podataka digitalizacije, pomoću različitih matematičkih metoda dobivamo gotovu restauraciju u obliku koherentnog objekta. Primjenom ove metode se može opisati složenost oblika zuba i individualnost svakog pripravka u geometriji koju je teško opisati tj. geometriji površine slobodnog oblika.

Uspoređujući modeliranje pri reverzibilnom inženjerstvu s klasičnim modeliranjem s pomoću računala, a reverzibilnom inženjerstvu se najčešće modeliraju kompleksne površine. Pretvorba oblaka točaka u slobodne površine može se odvijati na dva načina: modeliranje temeljeno na krivuljama i modeliranje temeljeno na poligonalnim površinama [2].

Pri modeliranju temeljenom na krivuljama u prvom se koraku skenirani oblaci točaka organiziraju u pravilnu strukturu te se onda dijele i klasificiraju u jednostavnije oblike ili skupine točaka. Zatim slijedi postupak uklapanja površine te ono započinje uklapanjem NURBS krivulja kroz točke. Slijedi aproksimiranje slobodnih površina s pomoću dobivene krivulje i njihovim spajanjem dolazimo do zatvorenog CAD modela [2]. Najistaknutije obilježje takvih krivulja ili površina je da same ne prolaze kroz definirajuće čvorove i stoga se mogu uređivati. S druge strane NURBS površine moguće je generirati i izravno na temelju trianguliranih podataka bez uklapanja krivulja. Glavna je karakteristika tog pristupa konstruiranje modela poliedara prije generiranja NURBS modela [2].

Slika 13. prikazuje različite načine dobivanja oblaka točaka zuba.



Slika 13. Prikaz oblaka točaka zuba: a) simulirana intraoralna digitalizacija, b) lasersko skeniranje, c) metoda projekcije bijele svjetlosti, d) idealizirani oblak uzorkovanja [17]

2.1.2 Tehnologije dentalnih otisaka

2.1.2.1 Intraoralni skener

Kako bi se dobio intraoralni optički otisak, kamera se postavlja iznad prethodno obrađenog zuba. Skener, koji se nalazi na kameri, emitira infracrvene zrake koje prolaze kroz leću i zatim padaju na zub. Linije padaju u svjetlijim i tamnijim uzorcima te se nakon toga reflektiraju natrag i dolaze u fotoreceptor koji je smješten na kameri. Intenzitet reflektiranog svjetla registrira se kao napon koji se naknadno pretvara u digitalnu formu. Tamniji dijelovi obrađenog zuba višeg su napona, a svjetliji dijelovi nižeg.

Za oblikovanje CAD/CAM nadomjeska potrebno je trodimenzionalno prezentirati podatke dobivene skeniranjem (optičkim otiskom) kojim su dobivene veličina i vrijednost faze (napona) za svaku skeniranu točku (piksel). Ta je vrijednost u izravnoj vezi s dubinom skenirane točke. Uporabom tako interpretiranih podataka trodimenzionalno oblikovanje može se izvesti u nekoliko slojeva.

Konvencionalni otisak zubiju nije baš ugodan pacijentima. Disfagija, odnosno otežano gutanje i kratak dah nisu neuobičajeni, za razliku od prisustva neugodnog okusa. Ova metoda uzimanja otisaka nije baš popularna kod korisnika zbog velike mogućnosti pogreške prilikom postupka te sam postupak iziskuje puno vremena. Osim toga, mogu se pojaviti velika odstupanja od točnosti na otisku te u slučaju ponavljanja otiska i veći materijalni troškovi.

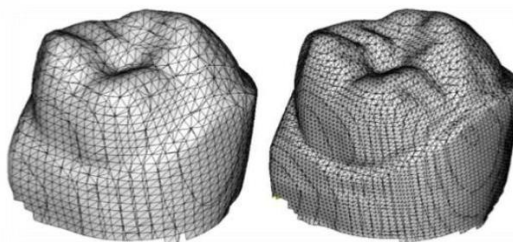
Intraoralni skener bi stoga trebao pronaći svoj put u praksi bez otisaka i postići poboljšanje u udobnosti liječenja, uštedi vremena i povećanju isplativosti, a sve to bez žrtvovanja kvalitete.

Skener služi kao središnji informacijski sustav koji omogućuje da se nove stomatološke analize izvode bez odstupanja od točnosti i obrade u realnom vremenu. Zbog napredne digitalizacije u ovom području, već je moguće izvršiti potpunu obnovu u jednom koraku. Postupak skeniranja pomoću intraoralnog skenera prikazan je na slici 14.



Slika 14. Postupak skeniranja sa intraoralnim skenerom

Kod intraoralnog skenera, za razliku od analognog, proces dobivanja digitalnog otiska sastoji se od nekoliko koraka. Na početku liječenja skenira se zubalo te se ono naknadno provjerava. Skeniranje uključuje pripremljeno područje, suprotnu čeljust i zagriz u centralnoj okluziji. Nakon toga slijedi unos naloga i otprema podataka. Nalog pruža informacije o vrsti restauracije, boje i materijala. Stomatolog zatim potpisuje nalog sa svojom osobnom zaporkom i šalje ga u dentalni laboratorij. Tamo se pomoću STL datoteke izrađuje proizvod. Prikaz površine zuba u STL format je prikazan na slici 15. Nakon toga dobiveni proizvod stomatolog ugrađuje u pacijenta te ga pričvršćuje pomoću cementa



Slika 15. Prikaz površine zuba u STL formatu [11]

Tijekom faze skeniranja, parametri kao što su anatomska situacija i pripreme mogu se provjeriti na digitalnom modelu. Osim toga, intraoralni skener ima funkciju da prilikom skeniranja pojednostavljuje određena područja te ukazuje na mogućnost korekcije. Ta funkcija može također

upućivati na zube koje se isplati liječiti. Zahvaljujući bazi podataka stvorenoj u sustavu, opsežni dijelovi skeniranja mogu se pohraniti tijekom složene ukupne obnove, a baza podataka također omogućuje digitalne analize za otkrivanje promjena kao što su abrazije i pomak zuba. Slika 16. prikazuje virtualni model donje čeljusti nastalog korištenjem intraoralnog skenera.



Slika 16. Prikaz virtualnog modela donje čeljusti nastalog korištenjem intraoralnog skenera [13]

Intraoralni skener nam omogućuje prikaz digitalne funkcionalne okluzije. Mogu se postaviti različiti artikulacijski parametri za simulaciju pomoću virtualnog artikulatora pri čemu se može odrediti položaj zagriža. Osim toga, ova aplikacija omogućuje sveobuhvatnu procjenu funkcionalnosti putem digitalno kontroliranih rješenja. Na primjer, vrijednosti specifične za čeljusti iz sustava elektroničke registracije mogu se preuzeti i primijeniti na digitalnom intraoralnom modelu. Pomoću rendgenske snimke možemo dobiti podatke pomoću kojih izračunavamo relativno gibanje donje čeljusti u odnosu na gornju čeljust. Intraoralni skener se primjenjuje i za standardne ispune. Sustav skeniranja za planiranje može se koristiti za bilježenje trodimenzionalnih preoperativnih anatomskih struktura i vizualizaciju planirane protetske nadogradnje. To omogućuje optimalno prostorno, virtualno pozicioniranje upornjaka implantata u koordinaciji s protetskim nadogradnjama. Osnovni preduvjet za izvođenje ovog postupka je posjedovanje skenera koji je kompatibilan sa CAD softverom te koji može precizno odrediti geometriju i položaj implantata. Najbitnije svojstvo skenera je preciznost i točnost reprodukcije intraoralnih struktura. Iako možemo navesti brojne prednosti intraoralnih skenera, on ima i svoje nedostatke: nije moguće skeniranje subgingivalnog područja, kao ni točno shvaćanje potpuno bezubih čeljusti. Digitalne metode otiskivanja imaju neke nedostatke, a one se odnose na visoku cijenu nabave i održavanja uređaja. Slika 17. prikazuje *Dental Wings* intraoralni skener.



Slika 17. *Dental Wings* intraoralni skener [14]

2.1.2.2 Konvencionalna otisna tehnika

Funkcijski otisak služi definitivnom oblikovanju rubova i preciznom otiskivanju tkiva ležišta potpune proteze. Njime se postiže optimalno proširivanje baze potpune proteze, pravilan smještaj njezinih rubova te dobro priližeganje njezinih unutarnjih stijenki uz meka tkiva ležišta [15].

Funkcijski otisak izvodi se u dvije faze. Prva faza obuhvaća oblikovanje rubova na individualnoj žlici, a druga faza je nanošenje otisnog materijala na čitavu površinu žlice i otiskivanje čitave površine ležišta proteze [16].

Nakon testiranja i prilagodbe individualne žlice, potrebno je izraditi oslonce ili stopere. Oni osiguravaju mjesto za otisni materijal, stabilan položaj žlice na ležištu te pravilno pozicioniranje žlice tokom faza rada. Izrađuju se iz gustog silikona, termoplastičnog materijala ili autoakrilata. Materijali od kojih se izrađuju oslonci moraju biti neelastični ili malo elastični te velike čvrstoće kako ne bi bili dislocirani prilikom izvođenja funkcijskog otiska. U određenim fazama uzimanja otiska može doći do nastanka mišićne sile koja bi elastične materijale razvukla, a to bi rezultiralo nepreciznim otiskom. Oblikovanje rubova na individualnoj žlici za otiske predstavlja prvu fazu uzimanja otisaka. Može se izvesti s relativnom lakoćom i s mnoštvom različitih materijala. Najčešće su u uporabi termoplastični kompozicijski materijali, autopolimerizirajuće akrilatne smole, metalne paste na bazi cink oksid eugenola, elastomerni materijali i voskovi za otiske. Nakon završetka funkcijskog oblikovanja rubova, slijedi uzimanje otiska konačnim materijalom. Otisak se može izvesti samo jednim materijalom ili kombinacijom dvaju gumastih materijala. Ukoliko se otisak izvodi gumastim materijalom, unutrašnjost žlice premaže se adhezivnim sredstvom kako se otisni materijal ne bi odvojio od žlice pri vađenju iz usta [16].

Materijal za otisak zamiješa se prema uputama proizvođača. Zamiješani materijal nanosi se na unutarnji dio i rubove žlice. Žlica s materijalom unosi se u usta i namjesti na ležište. Od pacijenta se zatraži da čini određene kretnje kako bi se otisnuli rubovi za totalnu protezu. Nakon što se otisni materijal stvrdne, žlica se može izvaditi iz usta. Rubovi otiska moraju biti dobro oblikovani, glatki i zaobljeni. Ako na nekim područjima žlica probija kroz otisni materijal, taj dio se treba izbrusiti te ponovno otisnuti [16].

2.1.2.3 Materijali za funkcijski otisak

Materijale za izvođenje funkcijskih otisaka dijelimo u dvije skupine na osnovi odlike elastičnosti. Neelastični materijali su sadra, kompozicijske termoplastične mase, cink oksid eugenol paste i voskovi. U skupinu elastičnih materijala ubrajaju se sintetički elastomeri (polisulfidi, silikoni adicijskog i kondenzacijskog tipa, polieteri) i hidrokoloide (reverzibilni i ireverzibilni). Osim prema fizikalnim svojstvima, materijale za funkcijski otisak možemo podijeliti prema fazama izvođenja funkcijskog otiska na one koji se primjenjuju za oblikovanje rubova i za uzimanje otiska [16]. Slika 18. prikazuje gornji funkcijski otisak nastalog korištenjem različitih materijala.

Podjela otisnutih materijala prema fazama izvođenja funkcijskog otiska prikazani su u tablici 10.

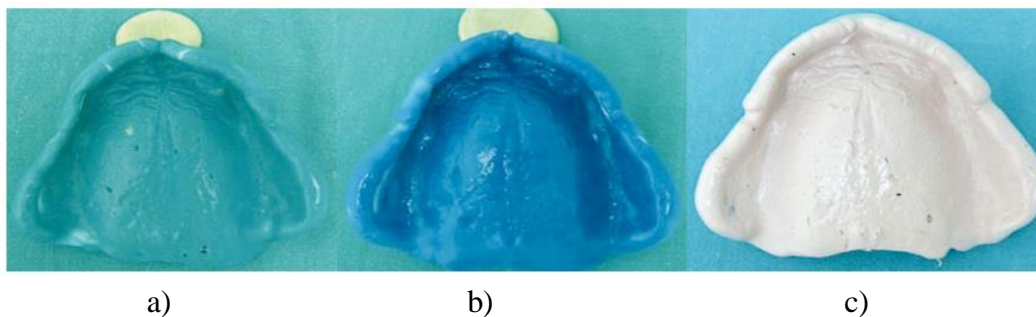
Tablica 10. Podjela otisnutih materijala prema fazama izvođenja funkcijskog otiska [16]

Materijali za uzimanje funkcijskih rubova na individualnoj žlici	Materijali za uzimanje funkcijskog otiska
Termoplastični materijali	Sintetički elastomeri (polisulfidi, silikoni, polieteri)
Autopolimerizirajuće akrilatne smole	Cink oksid eugenol paste
Elastomerni materijali	Sadra
Voskovi	Voskovi za otiske
Metalne paste (cink oksid eugenol paste)	

Prednosti i nedostaci suvremenih materijala za otiske za otiskivanje funkcijskog otiska prikazani su u tablici 11.

Tablica 11. Prednosti i nedostaci suvremenih materijala za otiske za otiskivanje funkcijskog otiska [16]

MATERIJAL	PREDNOSTI	NEDOSTACI
Ireverzibilni hidrokoloide	Brzo vezivanje, jednostavna tehnika, niska cijena	Nedovoljan prikaz detalja
Reverzibilni hidrokoloide	Hidrofilni, produljeno radno vrijeme, niska cijena	Slaba stabilnost, niska otpornost na trganje, potrebna posebna oprema
Polisulfidni polimeri	Visoka otpornost na trganje, jednostavno lijevanje modela	Upitna stabilnost, neugodan miris, dugo vrijeme vezivanja, potrebna pažnja pri uporabi
Kondenzacijski silikoni	Jednostavni za uporabu, ugodni za pacijenta, kratko vrijeme vezivanja	Hidrofobni, loše vlaženje površine, dimenzionalno nestabilni
Adicijski silikoni	Dimenzionalno stabilni, ugodni za pacijenta, kratko vrijeme vezivanja, automatizirano miješanje	Hidrofilni, cijena



Slika 18. Gornji funkcijski otisak iz:

a) adicijskog silikona, b) kondenzacijskog silikona i c) cink oksid eugenol paste [16]

2.1.3 Razlike aditivne i konvencionalne tehnologije u stomatologiji

Stomatološki 3D printanje je ključ moderne stomatologije te postaje nezaobilazan za stomatološke laboratorije. Glavna prednost je u tome što dobivamo personalizirane dentalne nadomjestke koji se mogu mijenjati i ponovno printati ukoliko dođe do pogreške. Prednosti 3D printanja su prvenstveno učinkovitost, udobnost, sloboda dizajna i ekonomičnosti. Ovaj postupak troši samo onoliko materijala koliko je potrebno za stvaranje određenog proizvoda. Visoka ekonomska učinkovitost također proizlazi iz činjenice da se pojedinačni komadi mogu proizvesti jednim procesom printanja, a zagađenje tijekom proizvodnog procesa je praktički eliminirano. Ovaj postupak kombinira visoku kvalitetu i poboljšanu skrb o pacijentima uz niže jedinične troškove i optimizirane radne procese. S geometrijom se izvedbeni profil stomatološke protetike nevjerojatno poboljšava. Omogućuju se dodatna ojačanja područja na proizvodima koji su podvrgnuti velikim opterećenjem. Složene geometrije se mogu ostvariti s velikom preciznošću u jednom proizvodnom koraku. Zahvaljujući različitim metodama 3D printanja, broj upotrebljivih materijala raste. U tom slučaju, mogu se koristiti prednosti i kvalitete drugih materijala koji nisu zastupljeni pri konvencionalnim postupcima proizvodnje. To omogućuje ostvarivanje potpuno novih dosad nemogućih mogućnosti. Osim toga, optimizacija procesa kao i ušteda materijala te vremena dovode do smanjenja troškova i povećanja učinkovitosti pa je sam print znatno manje sklon pogreškama. Proizvodi proizvedeni konvencionalnim proizvodnim tehnologijama imaju značajne nedostatke u odnosu na one proizvedene aditivnom tehnologijom, kao što su veća potrošnja materijala, visoki troškovi proizvodnje i manja kvaliteta u vezi s prikladnošću i

preciznošću dimenzija, niska gustoća materijala, ograničenost geometrije, vrijeme proizvodnje i napora u preradi.

Danas su najčešće korištene tehnologije u dentalnoj medicini stereolitografija (SLA), očvršćivanje digitalno obrađenim svjetlosnim signalom (DLP), selektivno lasersko srašćivanje (SLS) i taložno očvršćivanje (FDM). Detaljniji predjed prednosti i nedostataka navedenih postupaka je prethodno opisan u ovome radu.

2.2 Dentalni biomaterijali

U svakodnevnoj stomatološkoj praksi, dentalne legure su često zastupljene kao gradivni materijali, kako za fiksne, tako i za mobilne zubne nadomjestke. Zbog toga što su stomatološki implantati postali prihvaćeni način liječenja za djelomično ili potpuno bezubih bolesnika, postalo je očito da je interakcija tkiva domaćina s površinom implantata od velike važnosti za dugotrajnu prognozu. S anatomske točke gledišta prihvaćeno je da stomatološki implantati moraju imati bliski kontakt i moraju se integrirati s nekoliko tipova tkiva domaćina. Od velike je važnosti razvijanja i održavanja dovoljnog prostora dodirivanja kost-implantat za mehaničko držanje i prenošenje sile okluzije. Usprkos dokumentiranom uspjehu dugotrajnih stomatoloških implantata, zapaženi su neuspjesi upravo kod ovih implantata uslijed slabe integracije vezivnog i epitelnog tkiva, zbog čega se kao posljedica javlja permukozno zatvaranje slično onom kod prirodnih struktura zuba. S biološke točke gledišta, treba još sagledati karakteristike supstrata implantata, koje dozvoljavaju integraciju mekog i tvrdog tkiva i sprječavaju adheziju bakterija i plaka. Vjerojatno je da što više budu poznati i potpuno shvaćeni osnovni biološki odgovori tkiva domaćina, poboljšanja u primijenjenim materijalima kao i novi materijali postat će raspoloživi za primjenu u području stomatološke implantologije [23].

Osnovni medicinski zahtjev postavljen pred ove materijale je da nisu toksični za ljudski organizam. Međutim, način izrade nadomjestka od dentalnih legura je u koliziji s ovim zahtjevom: dentalne legure se termički obrađuju, čime dobivaju bolja mehanička svojstva, ali se smanjuje njihova biološka kvaliteta. Biološka kvaliteta dentalnih legura objašnjava se njihovom biokompatibilnošću, a to, u širem smislu predstavlja harmoničan odnos nekog materijala i živih ćelija u njegovom okruženju. To je svojstvo materijala da u kontaktu sa živim tkivom ne izaziva štetne efekte. Materijali koji se u stomatologiji svakodnevno koriste trebalo bi da opravdaju naziv

biomaterijali, s obzirom na to šta se od njih očekuje. Biokompatibilnost nekog materijala određuje se na dva načina: odgovorom organizma na prisutstvo biomaterijala i utjecajem biomaterijala na ćelije i tkiva u okruženju prilikom svoje degradacije. Biomaterijali, u zavisnosti od toga kakvu interakciju imaju sa tkivima s kojima su u kontaktu, mogu biti biološki neaktivni ili bioaktivni, toksični ili netoksični, resorptivni ili neresorptivni itd [18].

Dentalne legure trebaju biti postojane u specifičnoj korozivnoj sredini, kao što je usna šupljina, dugi niz godina. U takvoj sredini djeluju mnogi individualni faktori domaćina: pH pljuvačke, termički utjecaji, konzumacija začinjene hrane, alkohola, cigareta, uzimanje lijekova, itd. Svi ovi utjecaji dovode do prirodnog starenja legura. Starenje materijala, kao univerzalni proces, manifestira se u obliku: degradacija, korozija, trošenje i umor. Korozija je od posebnog značaja, imajući u vidu specifične zahtjeve usne šupljine [18].

Od mehaničkih svojstava moraju imati odgovarajuću čvrstoću, kako bi pokazali trajnost te elastičnost sličnu okolnoj kosti. Među ostalim svojstvima navode se ekonomična cijena, mogućnost sterilizacije i obradivosti, zatim moraju biti prihvatljive estetske kakvoće, površine koja omogućuje dobru higijenu. Moraju biti rendgenski kontrastni te praktični za kirurški i protetički dio primjene [19].

Dentalna industrija teži stvaranju novih legura koje bi bile biokompatibilne i elektrokemijski otporne u korozivnoj sredini, a istovremeno dobrih mehaničkih svojstava. Jasno je da idealna dentalna legura ne postoji, ali se na tržištu može naći veliki broj dentalnih legura različitog sastava, različitih fizičko-mehaničkih svojstava, različite biološke kvaliteta i upravo sva ta svojstva određuju njihovu pravu primjenu i upotrebu u izradi stomatoloških nadomjestaka [18].

Fiksnoprotetski se radovi mogu izrađivati od jednog materijala, kao npr. metala/legure, akrilatnih polimernih smola ili bis-akrilnih kompozitnih materijala (u slučajevima privremenih nadomjestaka) ili mogu biti dvoslojni tako da prvi dio čini osnovna konstrukcija, a drugi obložni, estetski materijal. Osnovna konstrukcija može biti izrađena od metala ili legure ili pak od potpune keramike. U tim se slučajevima osnovna konstrukcija oblaže estetskim materijalom koji može biti akrilat ili keramika. Obložni estetski materijal osigurava konačan oblik i boju, odnosno izgled krunice. Ako se osnovna konstrukcija izrađuje od metala ili legure i oblaže keramikom, govori se o tehnologiji napečenja keramike na metal, odnosno metal-keramičkim nadomjescima [20].

Konačna odluka o odabiru protetskog nadomjeska ovisi o stupnju oštećenja pojedinog zuba ili skupine zubi, smještaju oštećenog zuba u zubnom nizu, o starosti pacijenta te o mehaničkim i optičkim svojstvima keramičkog materijala, opremljenosti zubnoga laboratorija, kompetentnosti doktora dentalne medicine i financijskim mogućnostima pacijenta. Kod opsežnijih zahvata izrađuju se potpune krunice, a kod gubitka zubi mostovi [20].

Materijale koji se danas upotrebljavaju u dentalnoj implantologiji dijelimo s obzirom na reakcije koje izazivaju u koštanom metabolizmu te na vrstu tkivnoga cijeljenja po ugradnji na [21]:

- Biotolerantne
- Bioinertne
- Bioaktivne materijale.

Biotolerantni materijali većinom su kovine (nehrđajući čelik, kobalt-krom-molibden legura, legure plemenitih kovina) te plastične mase (polioksimetilen i polimetilmetakrilat). Bioreakcija na takve materijale je fibroosealna inkorporacija.

Kod bioinertnih materijala (titan, tantal, aluminijsko-oksidna keramika) ugradnjom u kost ne oštećuje se regenerativnu sposobnost koštanoga tkiva te njegovo kasnije remodeliranje nema imunoloških odgovora pa se implantati mogu inkorporirati neposrednom koštanom vezom.

Bioaktivni materijali (staklena keramika, kalcijfosfatna keramika) nakon ugradnje u koštano tkivo pobuđuju osteogenezu. Međutim, osnovni je problem tih materijala njihova resorbilnost, odnosno prodor osteogeneze s površine materijala u dubinu te inkorporiranje materijala u koštano tkivo domaćina te podložnost tih materijala remodeliranju.

2.3 Dentalni nadomjesci

Zubna protetika grana je dentalne medicine koja se bavi nadomještanjem izgubljenih zuba i mehaničkih dijelova usne šupljine potpunim ili djelomičnim protezama, krunicama, mostovima i ljuskama [24]. Potrebno je nadoknaditi svaki zub jer već gubitak i jednog zuba može narušiti harmoniju žvakanja i ugroziti funkcije žvačnog sustava. S obzirom na to da li pacijent dentalni nadomjestak može izvaditi iz usta ili ne, dijelimo ih na mobilne, fiksne i kombinirane nadomjestke.

Svaka od ovih vrsta nadomjestaka ima jako puno varijacija te će ovdje biti spomenuti samo oni koji se najčešće koriste [25].

2.3.1 Fiksni protetski nadomjesci

U fiksne protetske nadomjestke spadaju krunice i mostovi. Krunice koristimo za nadograđivanje oštećene krune zuba, kada je korijen zuba još čvrst i zdrav. One mogu biti izrađene od keramike nanesene na metalnu osnovu, ili potpune keramičke krunice, koje zadovoljavaju visokoestetske kriterije. Mostovima se također rješava nedostatak jednog ili više zuba, a za nosače mosta se uzimaju susjedni zubi. Tako da se most sastoji od krunica koje se cementiraju na susjedne zube-nosače i krunica - međučlanova, koje popunjavaju prostor zuba koji nedostaje [25].

2.3.1.1 Zubne krunice

Zubne krunice su protetski nadomjesci koji se trajno cementiraju na izbrušeni zub ili zubni implantat s ciljem rekonstrukcije izgubljene funkcije ili estetike zuba, a izrađuju se u slučaju kad je zub toliko oštećen karijesom ili traumom da se na njemu ne može napraviti ispun. Krunice mogu biti dio mosta, takve krunice predstavljaju tzv. sidra mosta, a zubi na koji se postavljaju nazivaju se zubi nosači. One ispunjavaju sve funkcije kao i samostalne krunice – nadomještaju oštećenja, osiguravaju estetiku i štite zub, a uz to dodatno služe za pričvršćivanje mosta za zube nosače [28]. Razlikuju se potpuno metalne krunice, metalno – keramičke i potpuno keramičke krunice. Za izradu metalnih krunica koriste se slitine plemenitih metala zlata, platine, srebra i paladija te neplemenitih metala kobalta, nikla i kroma. Ove krunice su zbog svoje boje neestetske pa se koriste samo u predjelima zubnog luka koji nisu vidljivi pri govoru ili smijanju. Njihova prednost je što su vrlo male debljine, a to omogućava manje brušenje tvrdog zubnog tkiva. Uz ovo dobro svojstvo, prednost im je i izrazita otpornost na djelovanje žvačnih sila i najveća trajnost. Slika 19. prikazuje metalno- keramičke krunice.



Slika 19. Prikaz metalno- keramičkih krunica [41]

Metalno-keramičke krunice izrađene su od kombinacije metala i keramike. Jezgra krunice izrađena je od metala koji joj daje čvrstoću i otpornost na opterećenja, a keramika sa svih strana obavija jezgru i osigurava estetiku. Ove krunice su u potpunosti estetske jer je pažljivim nanošenjem slojeva keramike prilikom izrade moguće vjerno imitirati izgled prirodnog zuba. Zbog dobrih estetskih svojstava izrađuju se i za prednje i za stražnje zube. Debljina metalno-keramičke krunice je veća od debljine metalne krunice pa je potrebno i opsežnije brušenje. Budući da je keramika krhki materijal, ona može puknuti pri zagrizu u tvrdi predmet ili pod utjecajem vrlo velikih sila [29].

Bezmetalne zubne krune su vrhunac moderne stomatologije te u zadnjih nekoliko godina postaju standard kod visoko estetski restorativnih radova te radova u frontalnom dijelu čeljusti. Najbolje rezultate daju posebice kada se kruna postavlja na prirodni brušeni zub.

2.3.1.2 Zubni mostovi

Zubni se most sastoji od minimalno tri zubne krunice koje su međusobno povezane u cjelinu. Krajnje dvije zubne krunice imaju ulogu nosača mosta te se one fiksiraju na prirodne brušene zube ili na implantate [30]. Ukoliko se zubni most ugrađuje na prirodne zube, iznimno je važno da su oni zdravi i čvrsti. Također, zubni mostovi ne mogu stajati zasebno jer je za njihovo držanje potreban temelj (čvrsti korijen okolnih zubi) na kojem mogu ležati. Kad se postavljaju na prirodne zube, potrebno je brusiti okolne zube kako bi bili fiksirani. Osim estetske funkcije, zubni most ima i vrlo bitnu zdravstvenu funkciju jer onemogućava pomicanje susjednih zuba. Glavni

nedostatak postavljanja zubnih mostova, ako se radi o postavljanju na prave zube, je brušenje zdravih zubi koji će djelovati kao nosači. Slika 20. prikazuje postupak postavljanja zubnog mosta.



Slika 20. Postavljanje zubnog mosta [34]

2.3.2 Mobilni protetski nadomjesci

U mobilne nadomjestke spada proteza, koja može biti totalna (ako pacijent nema niti jedan zub) ili djelomična (kod postojanja zubi u čeljusti). Totalna proteza napravljena je od akrilata te se u ustima pridržava isključivo prisisavanjem proteze na meka tkiva (nepce, zubni greben, podjezični prostor). Djelomična proteza se različitim metalnim kvačicama povezuje s preostalim zubima u čeljusti te zajedno s njima oblikuje funkcionalnu cjelinu. Da bi proteza ispunila kriterije estetike, umjesto vidljivih kvačica koriste se različite skrivene kopče ili se izrađuje tzv. teleskop – proteza koja prekriva preostale zube u čeljusti [25].

2.3.2.1 Zubne proteze

Zubna proteza mobilni je nadomjestak za zube koji nedostaju i za tkiva povezana s tim zubima. Svojim oblikom i bojom proteza u potpunosti nalikuje prirodnim zubima i tkivima koje nadoknađuje. Potpune zubne proteze zamjenjuju sve zube, a djelomične proteze popunjavaju

prostore gdje zubi nedostaju i sprječavaju pomake drugih zubiju. Slika 21. prikazuje totalnu zubnu protezu.



Slika 21. Prikaz totalne zubne proteze [26]

2.3.3 Kombinirani protetski nadomjesci

U kombiniranoj protetskoj terapiji se koriste mobilni i fiksni protetski nadomjesci, ovisno o rasporedu preostalih zubi. Osim ovih vrsta zubnih nadomjestaka sve više se u stomatologiji upotrebljavaju implantati, titanski „vijci“ koji se operativno ugrađuju u kost na mjestu zuba koji nedostaje. Nakon faze srastanja implantata s kosti (3-6 mjeseci), na implantat se stavlja pojedinačna krunica ili most, a mogu se iskoristiti i za pričvršćivanje različitih vrsta zubnih proteza [25].

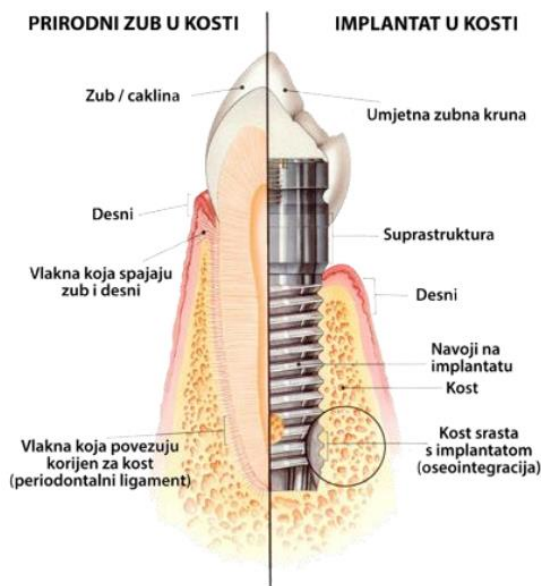
2.3.3.1 Dentalni implantati

Dentalni implantati su komponente koje se pričvršćuju za kost čeljusti, a zadaća im je podržavanje zubnih nadomjestaka poput krunica, mostova i proteza, a imaju i ulogu ortodontskog sidra. Dentalni implantati najčešće su titanski jer titan ima jako dobra svojstva kao što su: otpornost na koroziju, velika rastezljivost, otpornost na deformaciju, niska toplinska vodljivost, tvrdoća, inertan je prema biološkoj sredini i brzo oksidira što pogoduje osteointegraciji. Proces oseointegracije je temelj suvremenih dentalnih implantanata, gdje se materijali čvrsto priljubljuju uz kost.

Vijčani se implantanti odgovarajućim priborom učvršćuju u kost, u koju se s pomoću navoja mehanički fiksiraju. Dentalni implantati se smještaju ispod razine zubnog mesa te imitiraju

zubni korijen, tj. predstavljaju unutarnji, nevidljivi, noseći dio konstrukcije, a na njega se postavlja vanjski, vidljivi dio – krunice ili zubni mostovi. Prva faza ugradnje dentalnog implantata je kirurška ugradnja implantata u kost nakon čega je potrebno obično dva do tri mjeseca za “spajanje” implantata s okolnom kosti (osteointegracija) te zacjeljivanje koštanog tkiva oko implantata. U međuvremenu, pacijent ima privremeno mobilno ili fiksno protetsko rješenje. Da bi se stvorila sigurna baza za nadogradnju implantata, implantat mora dobro srasti s kosti. Vrijeme zacjeljivanja, odnosno srastanja s kosti ovisi o stanju kosti i općem stanju organizma pacijenta (6-8 tjedana). Uklanjanje šavova najčešće nije potrebno jer se upotrebljavaju šavovi od resorpcijskog konca koji sami otpadaju.

Položaj, duljina i promjer implantanata odabiru se prema anatomskim i morfološkim karakteristikama alveolne kosti. Vrlo važan faktor za uspješnost i dugotrajnost ugrađenih implantata je opće zdravstveno stanje organizma. Ugradnjom zubnih implantata spriječit će se resorpcija ili propadanje alveolne kosti te povećati stabilnost susjednih zubi [39]. Slika 22. prikazuje paralelnu usporedbu prirodnog i implantiranog zuba.



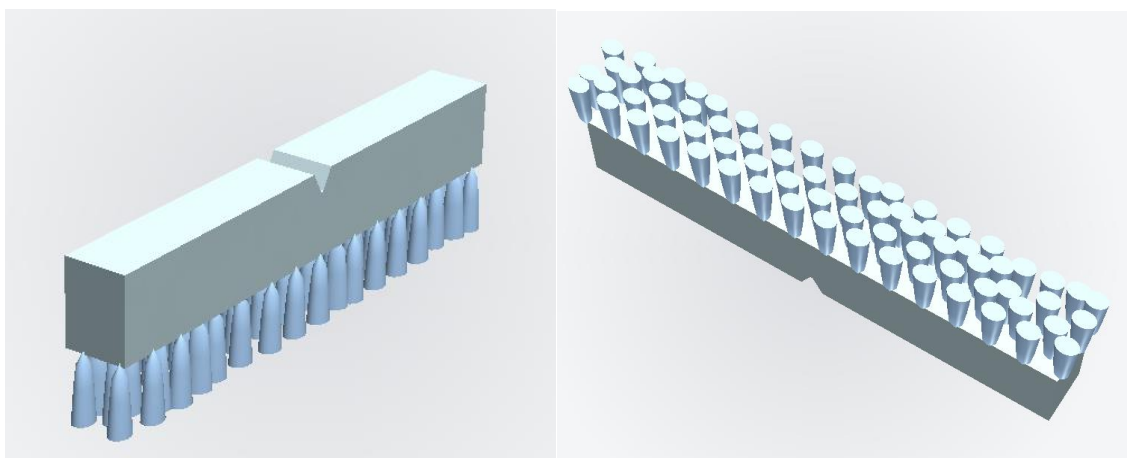
Slika 22. Paralelna usporedba prirodnog i implantiranog zuba [25]

3 Eksperimentalni dio

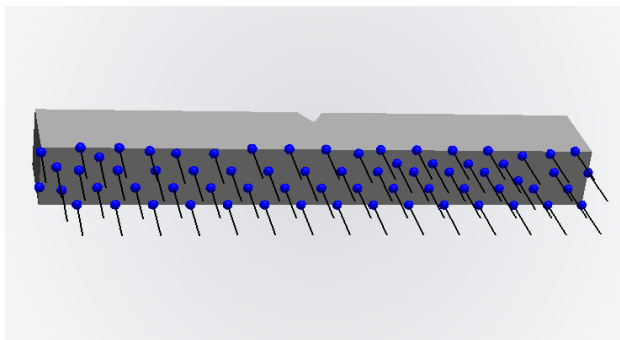
Eksperimentalni dio rada sastoji se od modeliranja epruveta u programskom paketu *Solidworks*, 3D printanja i ispitivanja istih na kidalici. U nastavku je dan prikaz printanja epruveta na pisaču *EOS M100*. Eksperimentalni dio ovoga rada ima za cilj usporediti mehanička svojstva epruveta isprintanih na pisačima *EOS M100* i *Sisma MySint100* te donijeti zaključke o eventualnim razlikama u svojstvima među njima.

3.1 Ispis epruveta na *EOS M100* printeru

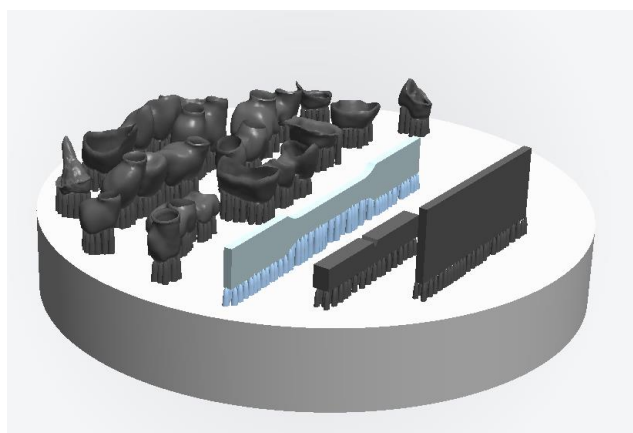
Nakon modeliranja i spremanja epruveta u STL format, epruvete se ubacuju u program *3Shape CAMbridge*. Program smješta epruvete na platformu i pridodaje im potpornu strukturu na kojoj se grade, tzv support. Posebna se pozornost posvećuje postavljanju potpornih struktura te ih je potrebno pomaknuti ukoliko se nalaze na neprikladnom mjestu. Potporne strukture su šupljeg eliptičnog oblika. Kada se epruvete postave u odabrani položaj na platformi, program pretvara datoteku iz STL formata u SLI format te ih dijeli po segmentima po z-osi s razmakom od 30 mikrometara. Ovisno o veličini rada, broju članaka, mase postoje različite vrste laserske ekspozicije potpornih struktura, kako bi se dobila što bolja kvaliteta i točnost radova. Zatim se sve šalje na 3D printer. Slike 23. i 24. Prikazuju epruvetu za ispitivanje udarnog rada loma u program *3Shape CAMbridge*, a slika 25. položaj smještaja epruveta na platformi.



Slika 23. Prikaz epruveta za ispitivanje udarnog rada loma u programu *3Shape CAMbridge* sa potpornim strukturama

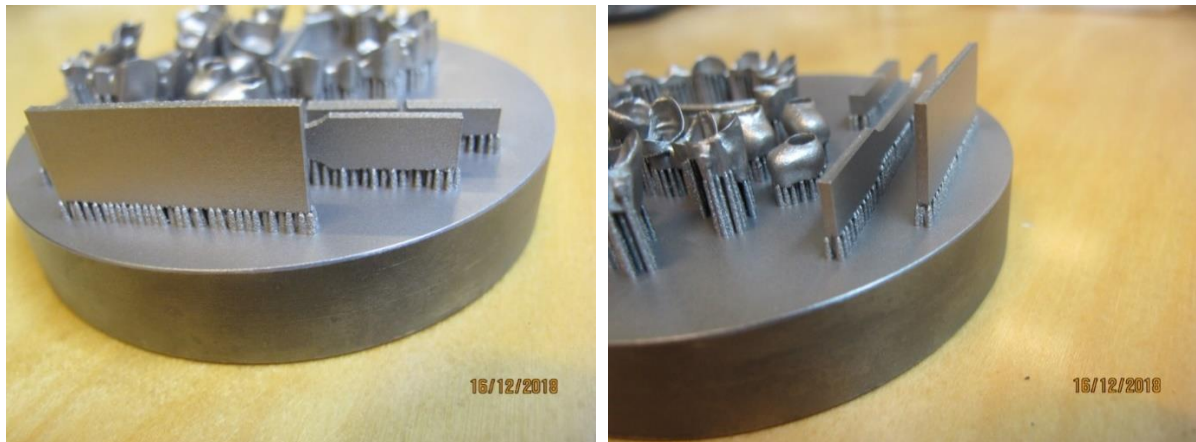


Slika 24. Prikaz epruvete za ispitivanje udarnog rada loma u programu 3Shape CAMbridge bez 3D potporne strukture



Slika 25. Prikaz epruveta na platformi u programu 3Shape CAMbridge

Printer gradi epruvete sloj po sloj metodom *Direct Metal Laser Sintering* (DMLS). Radi se o postupku selektivnog laserskog srašćivanja koji za materijal koristi metalni prah te je detaljan pregled postupka dan u teorijskom dijelu ovoga rada. Nakon provedenog postupka printanja provodi se postupak pjeskarenja s ciljem uklanjanja viška praha i nakon toga se provodi postupak normalizacijskog žarenja koji je potrebno provesti radi postizanja homogene strukture i uklanjanja zaostalih naprezanja. Posljednji korak je uklanjanje potpornih struktura. Materijal koji se koristio u 3D ispisu je *EOS CobaltChrome SP2*. Slika 26. prikazuje isprintane epruvete na *EOS M100* printeru.



Slika 26. Prikaz isprintanih epruveta na platformi



Slika 27. Uređaj EOS M100 [44]

EOS CobaltChrome SP2 je slitina na bazi kobalta za zubnu metal- keramiku od koje se mogu izrađivati različite dentalne restauracije koje se u narednim radnim koracima oblažu keramikom.

Certificirana svojstva materijala nakon oslobađanja napetosti žarenjem (1 h pri 750 °C), simulacije pečenja oksida (5 min pri 950 °C) i pečenja keramike (4 x 2 min pri 930 °C) prema normi ISO 22674 prikazana su u tablicama 12. i 13..

Tablica 12. Maseni udio elemenata materijala CobaltChrome SP2 za pisač EOS M100

Element	Maseni udio, %
Co	63,8
Cr	24,7
Mo	5,1
W	5,4
Si	1,0
Fe	0,50
Mn	0,10

Tablica 13. Tablica svojstava materijala CobaltChrome SP2 za pisač EOS M100

Relativna gustoća	Oko 100 %
Gustoća	8,5 g/cm ³
Granica razvlačenja (Rp 0,2 %)	850 MPa
Vlačna čvrstoća	1350 MPa
Prekidno istezanje	3 %
Modul elastičnosti	Oko 200 Gpa
Tvrdoća po metodi Vickers HV10	420 HV
Koeficijent toplinskog rastezanja (25-500 °C)	14,3 x 10E-6 m/m°C
Koeficijent toplinskog rastezanja (20-600 °C)	14,5 x 10E-6 m/m°C
Interval topljenja	1410-1450 °C

3.2 Ispitivanje mehaničkih svojstava

Ispitivanje mehaničkih svojstava se provodi na epruvetama, odnosno uzorcima normiranog oblika i dimenzija. Provedena su ispitivanja epruveta proizvedenih postupkom 3D printanja na pisačima *EOS M100* i *Sisma MySint100*.

U ovom radu provedena su sljedeća ispitivanja:

- Ispitivanje savojne čvrstoće
- Ispitivanje tvrdoće
- Ispitivanje udarnog rada loma

3.2.1 Ispitivanje tvrdoće po Vickersu

Ispitivanje tvrdoće također je jedno od glavnih ispitivanja mehaničkih svojstva materijala. Tvrdoća je otpornost materijala prema prodiranju drugog, tvrdog materijala. Ovisno o vrsti materijala primjenjuju se različiti postupci mjerenja tvrdoće koji u osnovi rade na sličnom principu. Tvrdi indentor se utiskuje u ispitni uzorak te se mjeri dubina prodiranja ili širina otiska. Na osnovi izmjerenih podataka određuje se iznos tvrdoće [43].

Neki od postupaka mjerenja tvrdoće su:

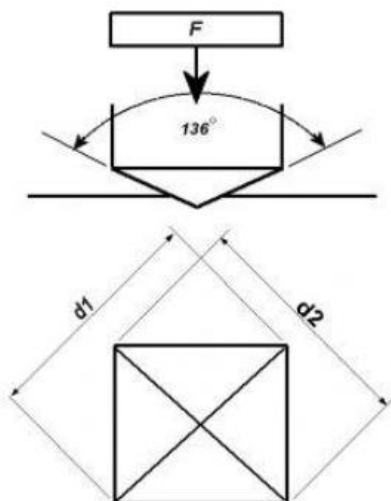
- Rockwellova metoda – utiskivanje dijamantnog stošca
- Vickersova metoda – utiskivanje dijamantne piramide
- Brinellova metoda – utiskivanje kuglice od tvrdog metala

U sklopu ovog rada rađeno je ispitivanje tvrdoće po Vickersu.

Vickersova metoda

Ovom metodom je moguće mjeriti i najtvrdje materijale, a tvrdoća nije ovisna o primijenjenoj sili. Penetrator je građen od najtvrdjeg materijala, dijamanta. Penetrator je oblika istostrane četverostrane piramide s kutem između stranica od 136° . Utiskivanjem penetratora s tim kutem, dobivaju se vrijednosti tvrdoće neovisne o primijenjenoj sili, stoga se primjenom iste sile

moгу mjeriti tvrdoća mekih i tvrdih materijala. Utiskivanjem ovakvog penetratora u materijalu ostaje otisak oblika piramide. Slika 28. prikazuje prikaz utiskivanja penetratora prema Vickersu.



Slika 28. Prikaz utiskivanja penetratora prema Vickersu [43]

Tvrdoća se određuje po izrazu:

$$HV = \frac{F}{S}$$

gdje su:

F - primijenjena sila [N]

S - površina šuplje piramide otisnute u materijalu [mm²]

Pomoću mjernog mikroskopa mjere se dijagonale (d_1 , d_2) baze piramide otisnute u materijalu, a tvrdoća se određuje prema izrazu:

$$HV = \frac{F \cdot 0,189}{d^2}$$

gdje je:

F - primijenjena sila u N

d - srednja vrijednost dijagonala baze piramide u mm, $d=(d_1+d_2)/2$

Prednosti Vickersove metode [43]:

- tvrdoća je neovisna o primijenjenoj sili utiskivanja,
- mogućnost mjerenja tvrdoće i najtvrdih materijala,
- ispitivanje tvrdoće tankih uzorka, prevlaka pa čak i pojedinih zrna u mikrostrukturi materijala
- mali otisak koji estetski ne oštećuje izgled površine.

Nedostaci Vickersove metode:

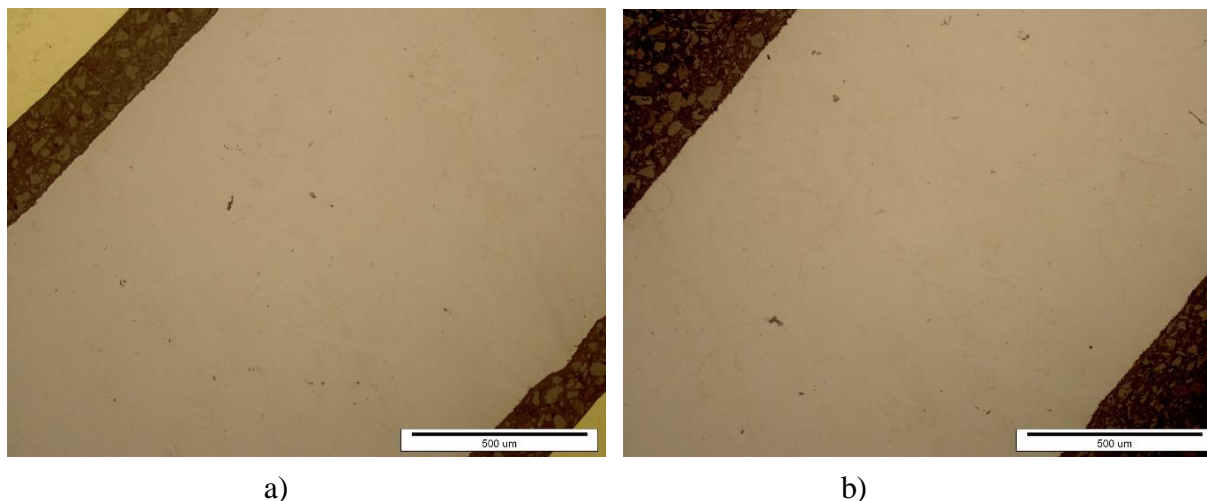
- potreba za mjernim mikroskopom,
- složena priprema ispitne površine uzorka (fino brušenje i poliranje).

Slika 29. prikazuje uređaj na kojem je provedeno ispitivanje tvrdoće.



Slika 29. Uređaj za ispitivanje tvrdoće

Ispitivanje se vrši s HV0,2 što znači da je sila (F) pritiska četverostrane piramide jednaka 1,961 N. Utiskivanje traje nekoliko sekundi. Potrebno je izvesti tri mjerenja u poprečnom i uzdužnom smjeru te izračunati srednju vrijednost. Rezultati ispitivanja prikazani su u tablicama 14. i 15.



Slika 30. Prikaz epruveta za ispitivanje tvrdoće u poliranom stanju:

a) Sisma MySint100, b) EOS M100

Tablica 14. Rezultati ispitivanja tvrdoće epruveta za uređaj Sisma MySint100

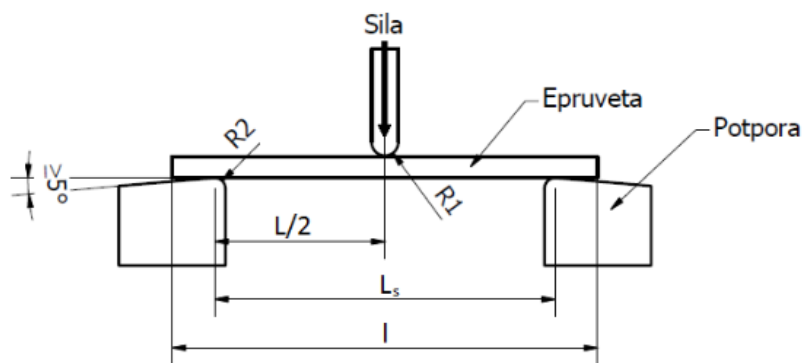
Mjerenje	Iznos tvrdoće u poprečnom smjeru	Iznos tvrdoće u uzdužnom smjeru
1	683	745
2	833	745
3	766	589
Srednja vrijednost	761	693

Tablica 15. Rezultati ispitivanja tvrdoće epruveta za uređaj EOS M100

Mjerenje	Iznos tvrdoće u poprečnom smjeru	Iznos tvrdoće u uzdužnom smjeru
1	441	649
2	524	549
3	536	512
Srednja vrijednost	500	570

3.2.2 Ispitivanje savojne čvrstoće

Savojno ispitivanje ili ispitivanje savojne čvrstoće provodi se na univerzalnoj kidalici. Epruveta četvrtastog poprečnog presjeka se postavlja na dva oslonca te po sredini epruvete djeluje pritisak koji opterećuje ispitni uzorak u tri točke (prikazano na slici 31.). Postupak se provodi do konačnog pucanja epruvete pri čemu se mjeri maksimalna sila koju epruveta može izdržati do pojave loma [42].



Slika 31. Princip ispitivanja savojne čvrstoće [42]

Gdje je:

L_s – razmak između oslonaca

l – duljina epruvete

$R_1 = 5 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$

$R_2 = 5 \text{ mm} \pm 0,1 \text{ mm}$

Razmak između oslonaca računa se prema jednadžbi:

$$L_s = (16 \pm 1) \times \bar{h}$$

gdje je:

L_s – razmak između oslonaca

\bar{h} - aritmetička sredina debljina svih epruveta

Savojno ispitivanje je uglavnom namijenjeno za utvrđivanje graničnog naprezanja pri kojem dolazi do loma ukoliko je materijal napregnut na savijanje.

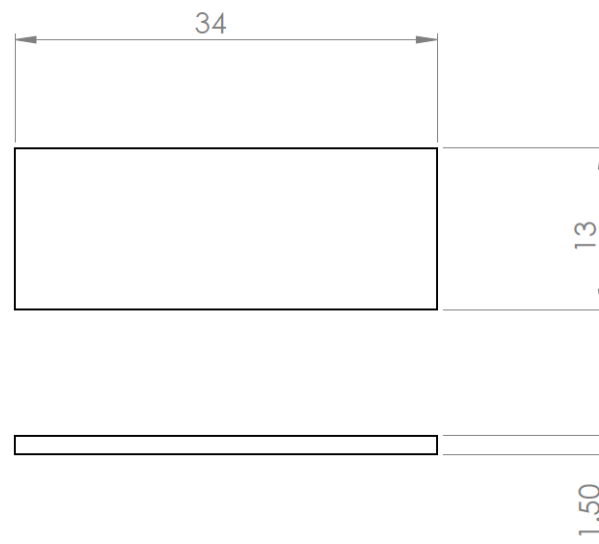
Ispitivanje epruveta provedeno je na kidalici *Inspekt table 20 kN*. Slika 32. prikazuje dimenzije epruvete za ispitivanje savijanja.

Zadane vrijednosti prilikom ispitivanja:

$$R_1=R_2=5 \text{ mm}$$

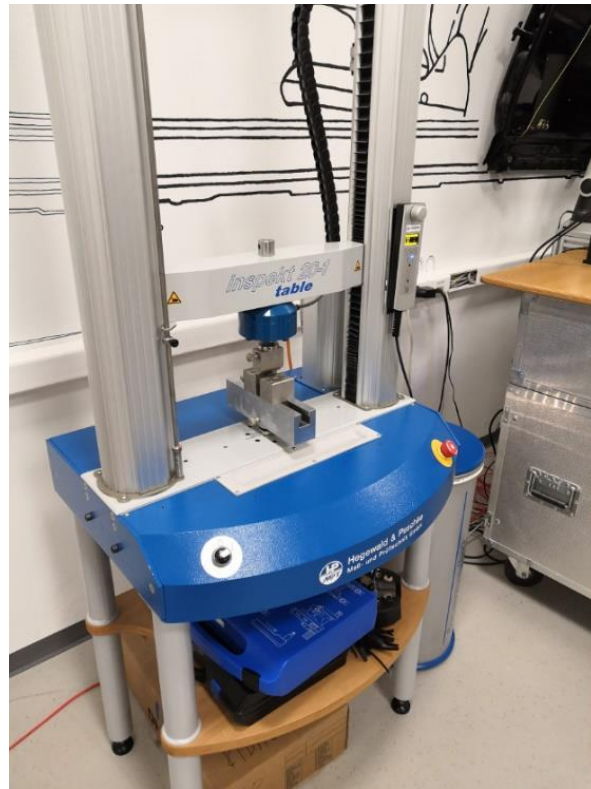
$$L_s=24 \text{ mm}$$

$$v= 20 \text{ N/s}$$

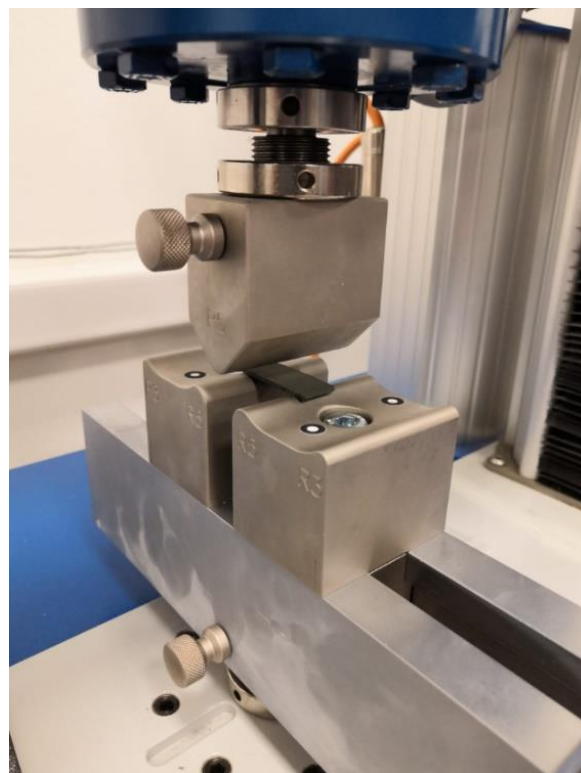


Slika 32. Dimenzije epruveta za ispitivanje savijanja

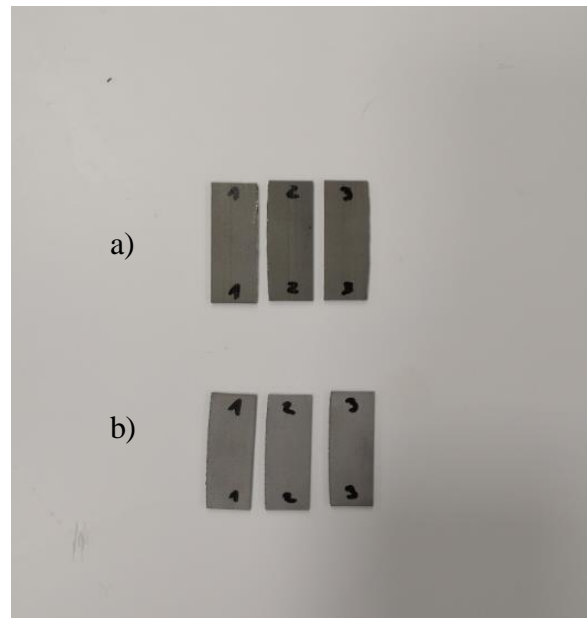
Slika 33. prikazuje kidalicu *Inspekt table 20 kN*, a slika 34 postupak ispitivanja savojne čvrstoće. Slika 35. prikazuje isprintane epruvete za ispitivanje savijanja.



Slika 33. Kidalica *Inspekt table* 20 kN



Slika 34. Postupak ispitivanja savojne čvrstoće



Slika 35. Prikaz isprintanih epruveta za ispitivanje savijanja

a) Sisma MySint100, b) EOS M100

Savojna čvrstoća računa se prema izrazu:

$$R_{fM} = \frac{3 \cdot F_{max} \cdot L_S}{2 \cdot b \cdot h}$$

gdje je:

R_{fM} - savojna čvrstoća [N/mm²]

F_{max} - maksimalna sila opterećenja [N]

L_S - razmak između oslonaca [mm]

b - širina epruvete [mm]

h - debljina epruvete [mm]

Očitane vrijednosti prikazane su u tablicama 16. i 17.

Tablica 16. Očitane vrijednosti za epruvete isprintane na uređaju Sisma MySint100

Broj epruvete	b [mm]	h [mm]	f [mm]	σ_{fB} [MPa]	σ_{fM} [MPa]	ε_{fB} [%]	F_{max} [N]	R_{fM} [MPa]
1	13,3	1,45	2,17	1219	2248	2,246	1746	2248
2	13,2	1,60	2,40	1747	1773	2,207	1665	1773
3	13,2	1,50	2,25	1454	2156	2,455	1779	2156

Tablica 17. Očitane vrijednosti za epruvete isprintane na uređaju EOS M100

Broj epruvete	b [mm]	h [mm]	f [mm]	σ_{fB} [MPa]	σ_{fM} [MPa]	ε_{fB} [%]	F_{max} [N]	R_{fM} [MPa]
1	13,2	1,60	2,40	2012	2073	4,674	1946	2073
2	13,1	1,50	2,25	1415	2251	3,807	1843	2251
3	13,2	1,50	2,25	1934	2207	3,772	1821	2207

b – širina epruvete

h – debljina epruvete

f- progib

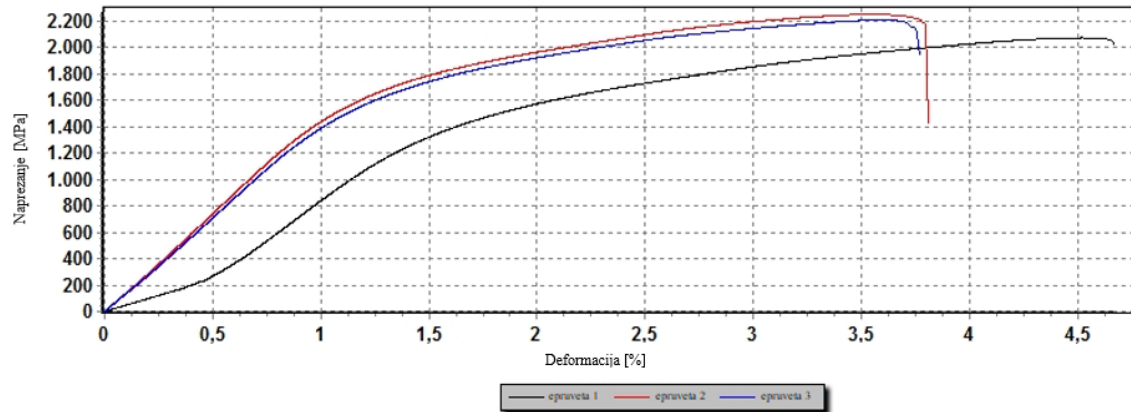
σ_{fB} – savojno naprezanje u trenutku loma

σ_{fM} – savojno naprezanje

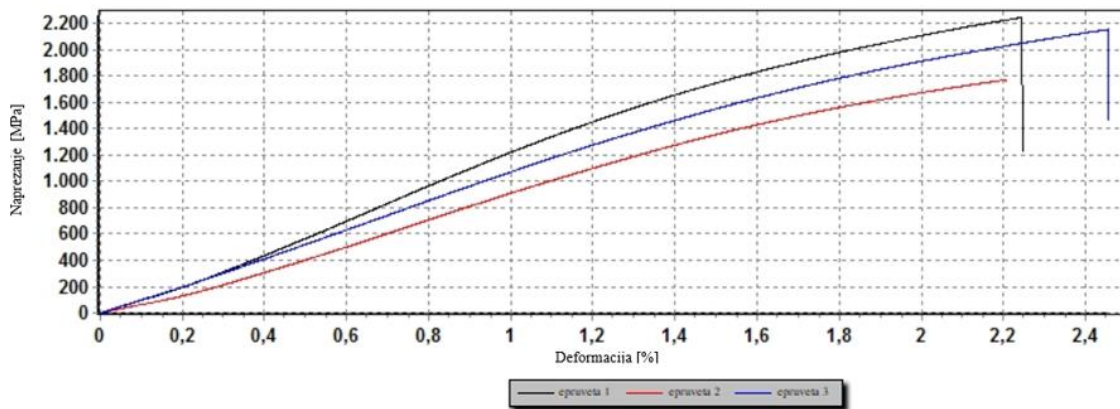
ε_{fB} – savojna deformacija u trenutku loma

F_{max} – maksimalna sila

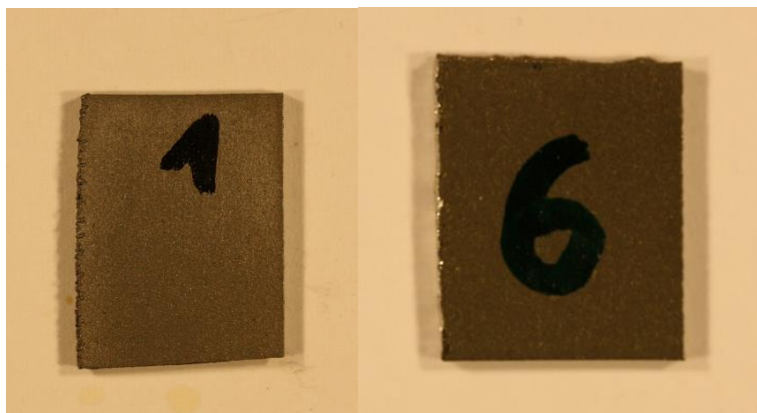
Slike 36. i 37. Prikazuju dijagrame odnosa naprezanja i deformacije za pojedine printere.



Slika 36. Prikaz odnosa napreznja i deformacija za *EOS M100*



Slika 37. Prikaz odnosa napreznja i deformacija za *Sisma MySint100*



a)

b)

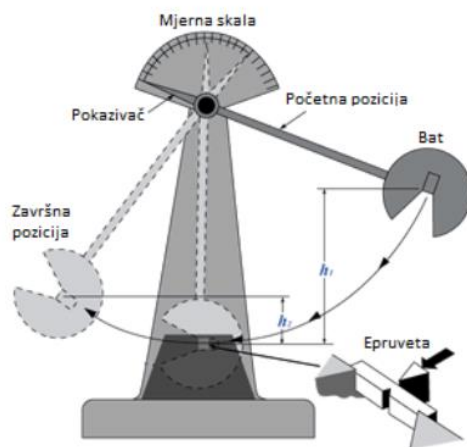
Slika 38. Prikaz epruveta nakon provedenog ispitivanja: a) *Sisma MySint100*, b) *EOS M100*

3.2.3 Ispitivanje udarnog rada loma

Ispitivanje udarnog rada loma provodi se s ciljem utvrđivanja ponašanja materijala u uvjetima udarnog opterećenja. Iznos udarnog rada loma je pokazatelj žilavosti materijala. Žilavost je najlakše odrediti ispitivanjem udarnog rada loma na uređaju koji se naziva Charpyjev bat (Slika 39.). Glava bata se postavlja u početnu poziciju na određenu visinu, h_1 te se zatim ispušta da udari epruvetu [42]. Nakon što bat udari epruvetu, doseže određenu visinu u stanju mirovanja, h_2 , a pritom zaustavlja pokazivač na određenoj vrijednosti na mjernoj skali. Na temelju tih dviju vrijednosti, visine bata u stanju mirovanja i mase bata, na mjernoj skali se očitava iznos žilavosti. Točnije, razlika potencijalnih energija glave bata u stanju mirovanja prije i nakon udara jednaka je energiji utrošenoj na lom uzorka, odnosno jednaka je udarnom radu loma te se računa prema sljedećem izrazu:

$$KU(V)=G \cdot h_1 - G \cdot h_2 = G \cdot (h_1 - h_2) \text{ [J]}$$

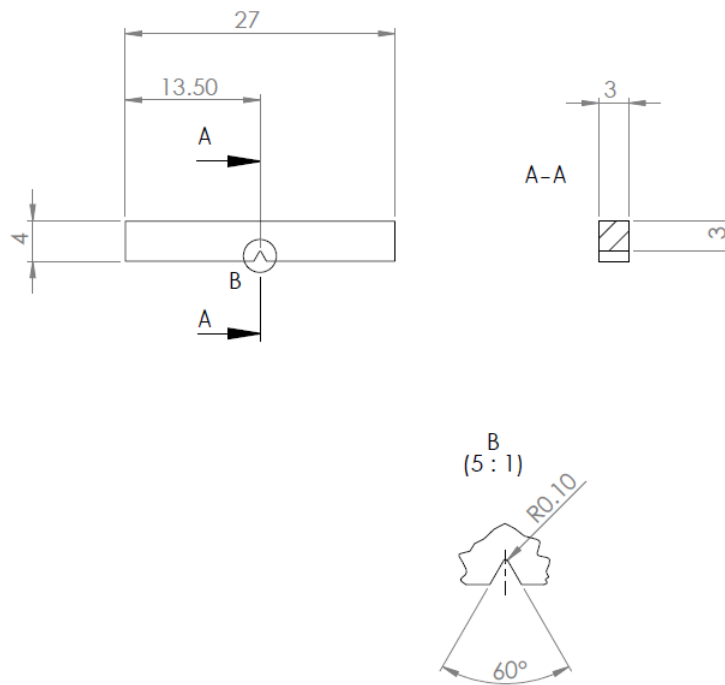
Ovisno o vrsti materijala koji se ispituje epruvete mogu biti sa zarezom ili bez njega. Što je udarni rad loma veći to je i materijal žilaviji. Nasuprot tome materijali visoke čvrstoće najčešće imaju mali udarni rad loma. Kod žilavih materijala dolazi do znatnije plastične deformacije prije samog loma.



Slika 39. Mehanizam Charpyjevog bata [42]

Slika 40. prikazuje dimenzije epruveta za postupak ispitivanja udarnog rada loma, a slika 42. isprintane epruvete na printerima *EOS M100* i *Sisma MySint100*.

Slika 41. prikazuje Charpyjev bat na kojem je izvedeno ispitivanje, a sam postupak ispitivanja je prikazan na slici 43.



Slika 40. Dimenzije epruveta za postupak ispitivanja udarnog rada loma

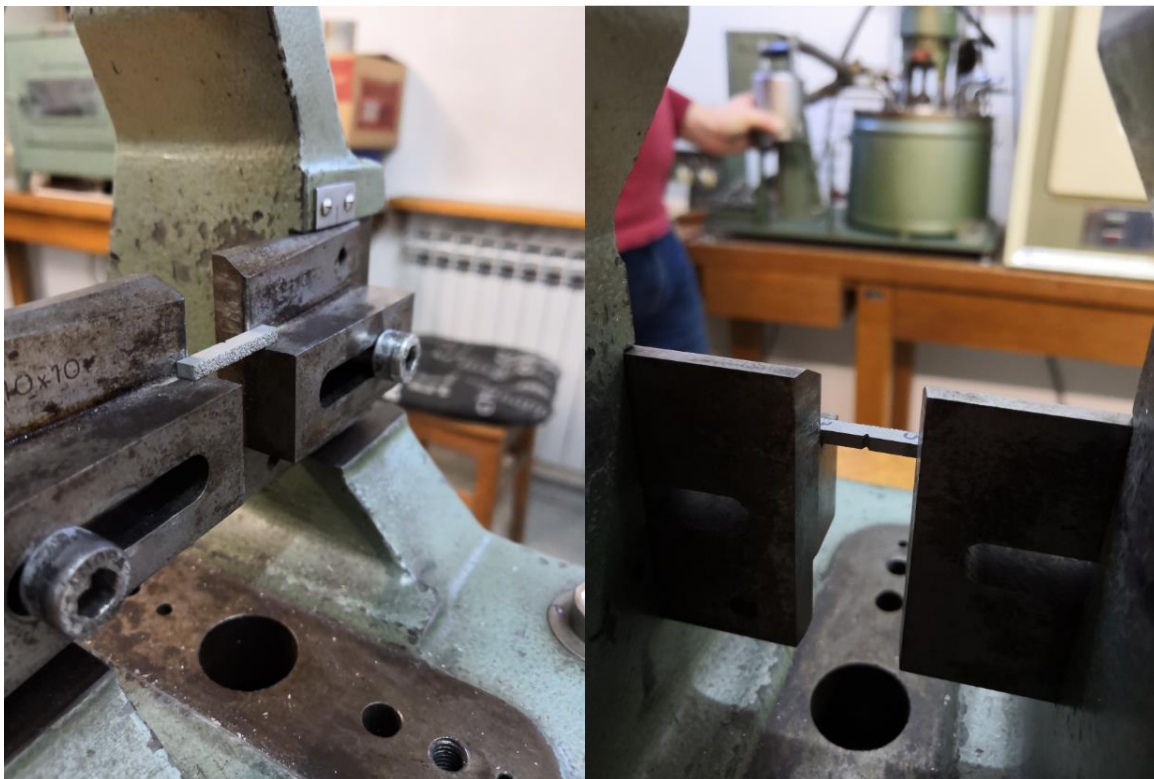


Slika 41. Charpyjev bat



Slika 42. Isprintane epruvete za ispitivanje udarnog rada loma:

a) Sisma MySint 100, b) EOS MI100



Slika 43. Postupak ispitivanja udarnog rada loma

Tablice 18. i 19. prikazuju rezultate dobivene prilikom ispitivanja udarnog rada loma.

Tablica 18. Ispitivanje udarnog rada loma na epruvetama ispisanim na uređaju *Sisma MySint100*

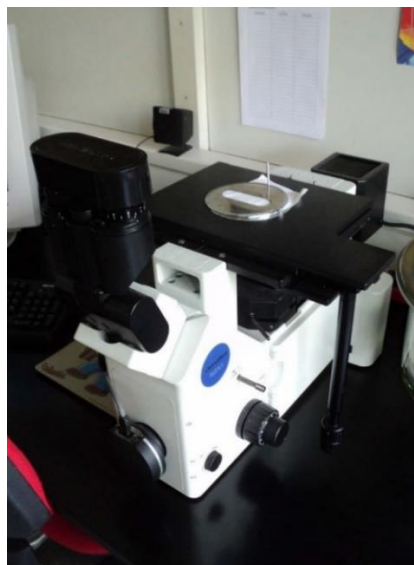
Epruveta	Udarni rad loma [J]
1	0,28
2	0,26
3	0,25

Tablica 19. Ispitivanje udarnog rada loma na epruvetama ispisanim na uređaju *EOS M100*

Epruveta	Udarni rad loma [J]
1	0,9
2	0,93
3	0,53

3.3 Metalografska analiza

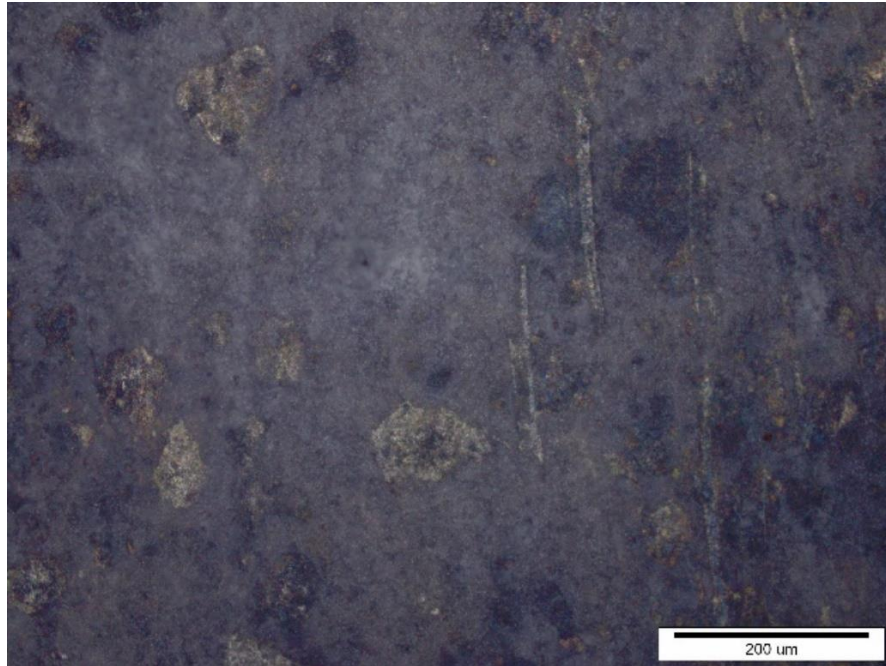
Za metalografska ispitivanja korišten je svjetlosni mikroskop *Olympus GX51* koji je prikazan na slici 44.



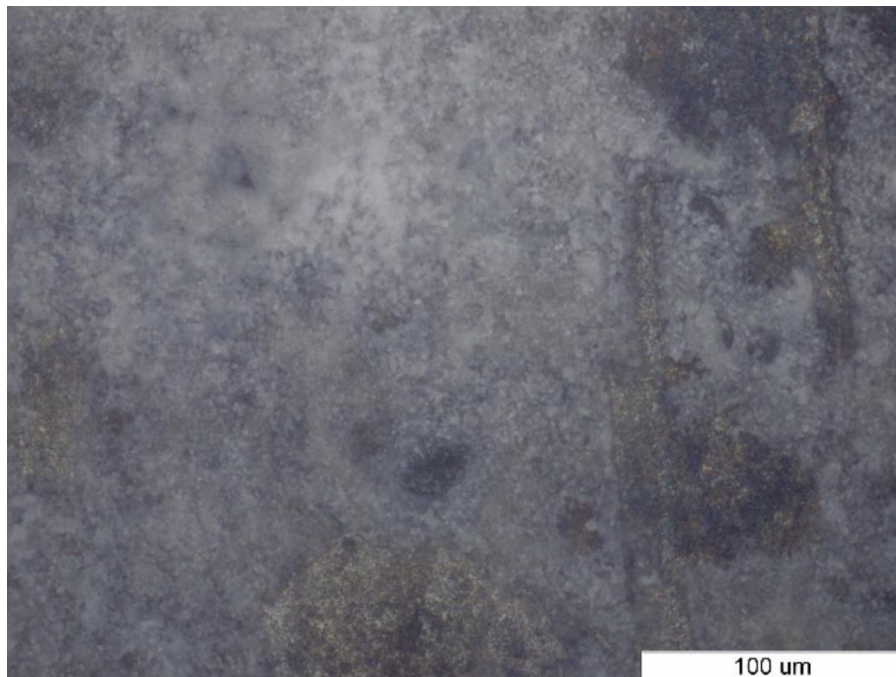
Slika 44. Svjetlosni mikroskop *Olympus GX51*

Rezultati metalografskih ispitivanja, dobivena mikrostruktura kobalt - krom legure prikazani su na slijedećim slikama.

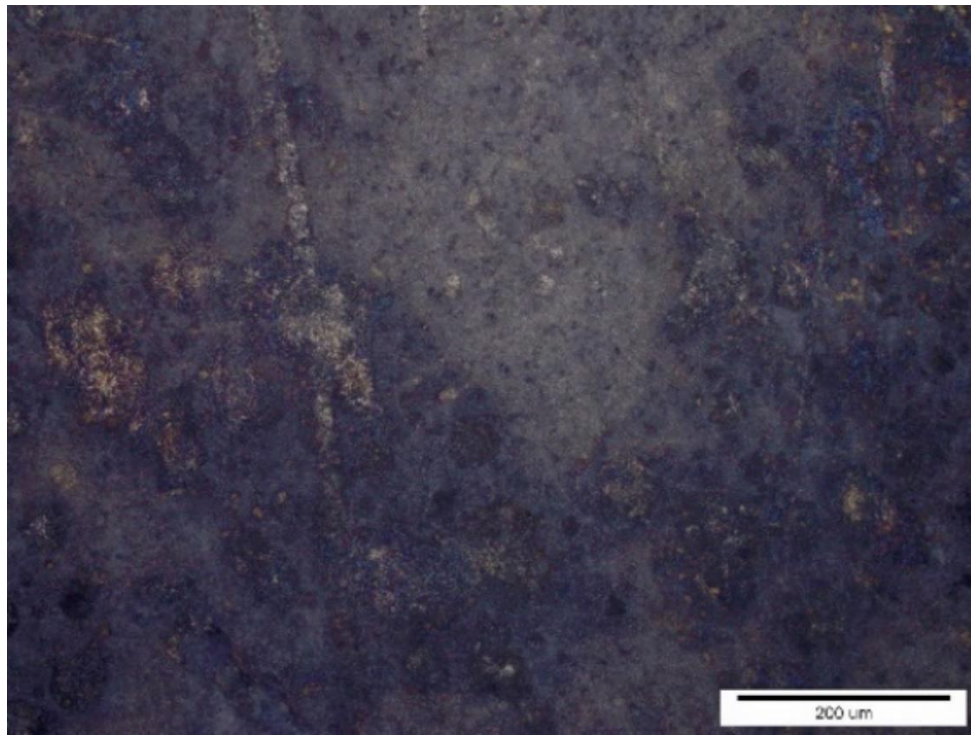
Sisma MySint100



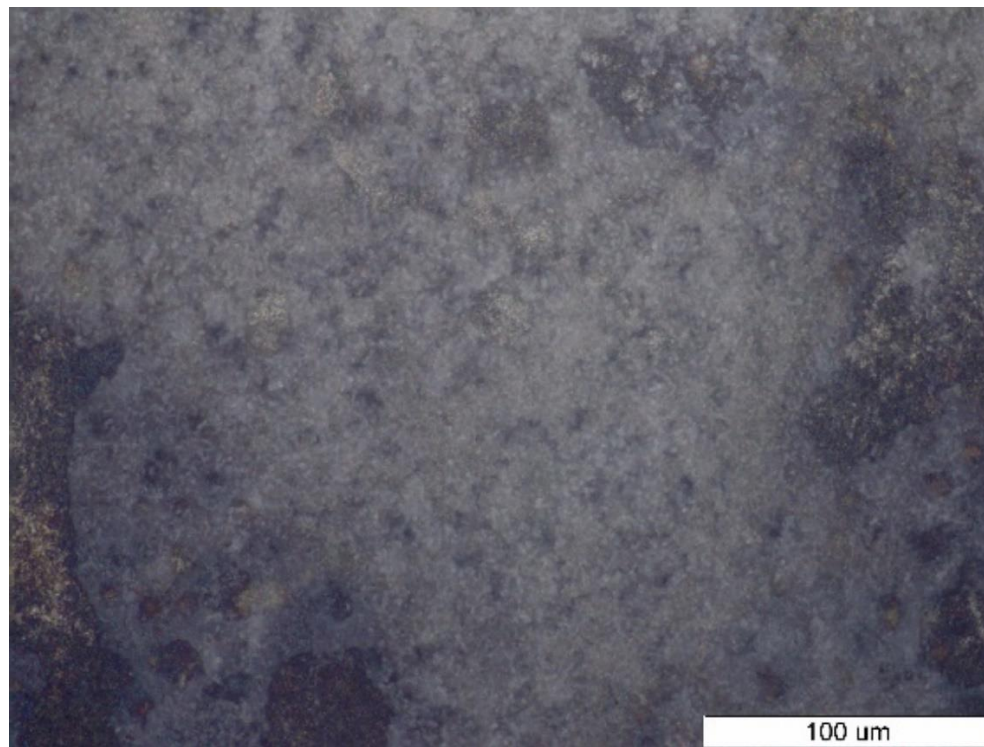
Slika 45. Prikaz mikrostrukture u poprečnom smjeru uzorka isprintanog na uređaju *Sisma MySint100*



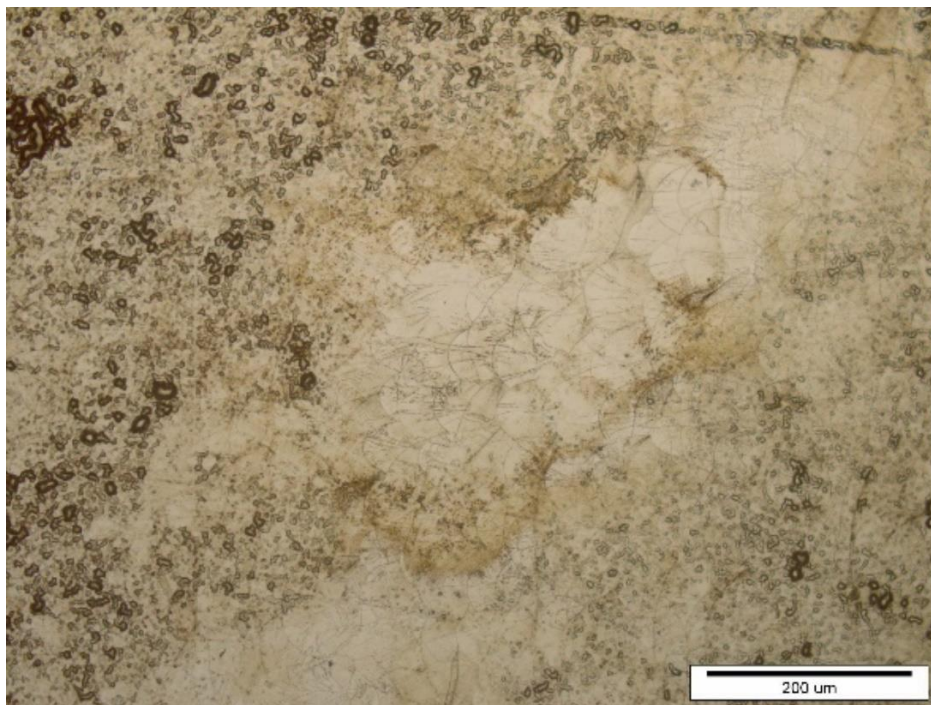
Slika 46. Prikaz mikrostrukture u poprečnom smjeru uzorka isprintanog na uređaju *Sisma MySint100*



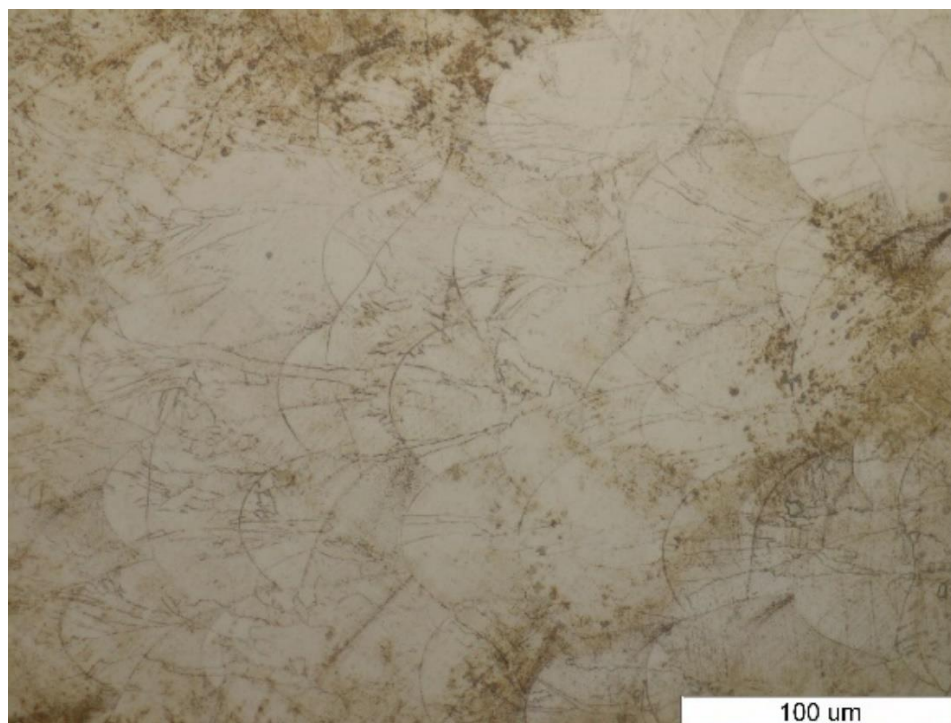
Slika 47. Prikaz mikrostrukture u uzdužnom smjeru uzorka isprintanog na uređaju *Sisma MySint100*



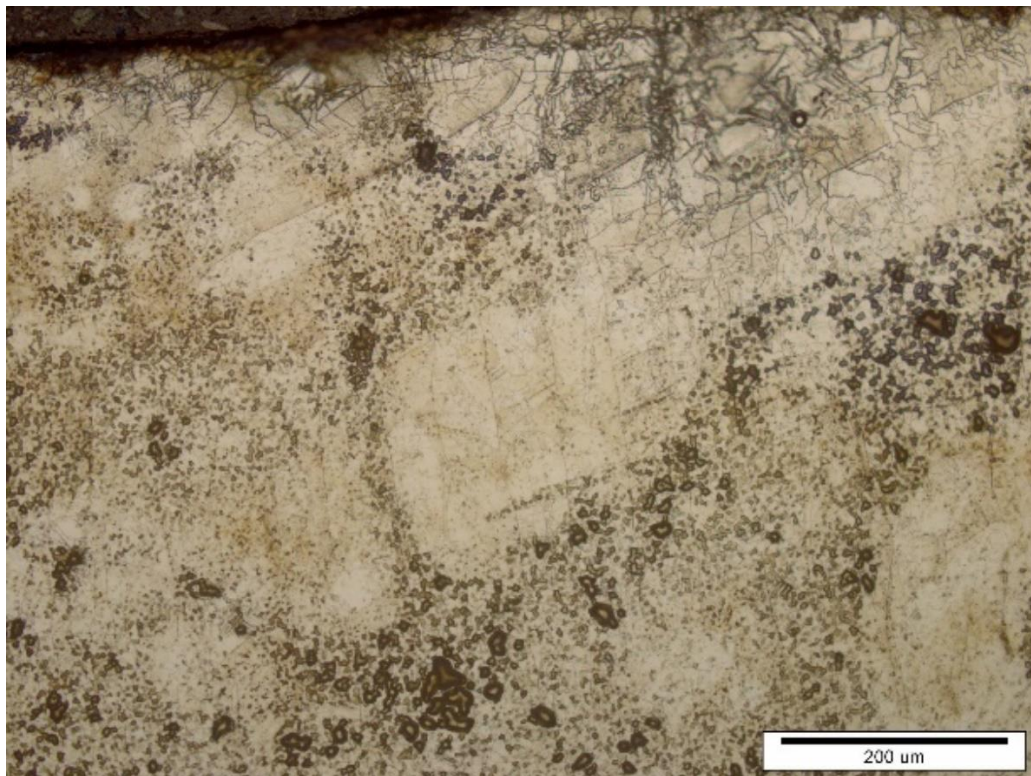
Slika 48. Prikaz mikrostrukture u uzdužnom smjeru uzorka isprintanog na uređaju *Sisma MySint100*

EOS M100

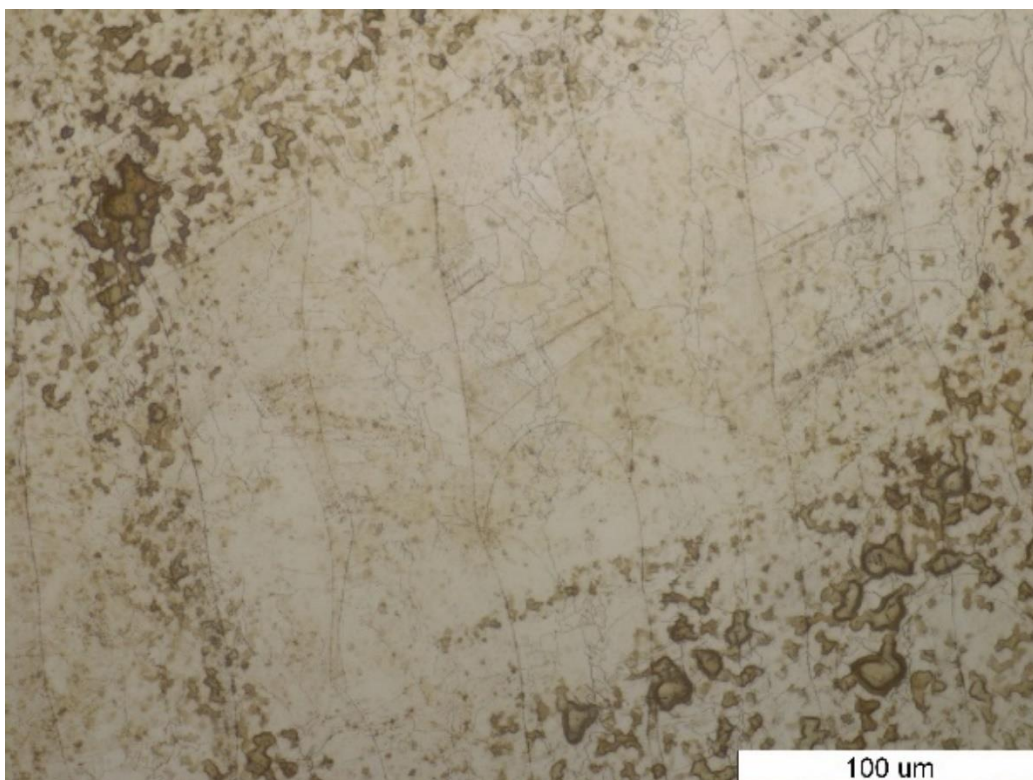
Slika 49. Prikaz mikrostrukture u poprečnom smjeru uzorka isprintanog na uređaju *EOS M100*



Slika 50. Prikaz mikrostrukture u poprečnom smjeru uzorka isprintanog na uređaju *EOS M100*



Slika 51. Prikaz mikrostrukture u uzdužnom smjeru uzorka isprintanog na uređaju *EOS M100*



Slika 52. Prikaz mikrostrukture u uzdužnom smjeru uzorka isprintanog na uređaju *EOS M100*

Uzorak isprintan na *EOS M100* printeru ima homogenu mikrostrukturu. Duž poprečnog smjera se izgrađuje DMLS proces, na to nam ukazuje pravilno orijentirani kružni oblici koji odgovaraju smjeru lasera prilikom procesa. Fina mikrostruktura ukazuje na to da se metalne čestice ravnomjerno tale. Poroznost je prikazana u obliku crnih točaka. Kod uzorka isprintanog na *Sisma MySint100* printeru ne vidimo razliku između površine u poprečnom i uzdužnom smjeru. Može se primijetiti kako ne postoji definiran smjer kretanja lasera kao što je to slučaj kod uzorka isprintanog na *EOS M100* printeru.

4 Zaključak

Zbog ekonomičnosti pojedinačne proizvodnje te bolje prilagodbe dentalnih nadomjestaka samome korisniku, aditivna proizvodnja je danas postala nezaobilazna u području stomatologije. Glavna prednost postupka 3D printanja je u tome što dobivamo personalizirane dentalne nadomjestke koji se mogu mijenjati i ponovno printati ukoliko dođe do bilo kakve pogreške. Učinkovitost, sloboda dizajna, ekonomičnost, neograničeno područje geometrije te visoka kvaliteta, samo su neki od čimbenika zašto se aditivna proizvodnja smatra revolucionarnom u području stomatologije te će se u budućnosti i dalje rapidno razvijati. U području stomatologije bilježimo godišnji rast, primjene aditivne tehnologije, od 35% što je rezultat težnja stomatologa za zadovoljavanjem krajnjih korisnikovih potreba. U odnosu na aditivne postupke, konvencionalne metode imaju značajne nedostatke. Neki od nedostataka su veća potrošnja materijala, visoki troškovi proizvodnje i manja kvaliteta u vezi s prikladnošću i preciznošću dimenzija, niska gustoća materijala, ograničenost geometrije, vrijeme proizvodnje i napora u preradi. Zbog sve veće konkurencije na tržištu, važno je razvoj te sam proizvod orijentirati prema krajnjem korisniku.

Nakon provedenog ispitivanja te očitavanja krajnjih rezultata ispitivanja materijala *CobaltChrome SP2* isprintanog na *EOS M100* printeru, zaključeno je da su podaci o materijalu koje proizvođač navodi točni te sam materijal može izdržati čak i veće opterećenje od onog referentnog zapisanog u certifikatu što je vidljivo iz tablice 13.

Na temelju analize mehaničkih svojstava došlo je do zaključka da uzorci isprintani na *Sisma MySint100* printeru pokazuju bolje vrijednosti tvrdoće u odnosu na *EOS M100* printer. Radi se o nešto manje od 35% većoj srednjoj vrijednosti tvrdoće u poprečnom smjeru ispitanih uzoraka. Uređaj *Sisma MySint100* pokazuje veće vrijednosti tvrdoće u poprečnom smjeru nego u uzdužnom, dok su rezultati kod *EOS M100* printera obrnuti. Naime, on pokazuje 12% veću srednju vrijednost izmjerene tvrdoće u uzdužnom smjeru u odnosu na poprečni smjer.

Iz usporedbe savojne čvrstoće vidljivo je da uzorci isprintani na *EOS M100* printeru imaju veće vrijednosti te je potrebno veće opterećenje da bi epruveta pukla prilikom postupka ispitivanja. Epruvete isprintane na *Sisma MySint100* printeru su pokazale niže vrijednosti savojne čvrstoće.

Postupkom udarnog rada loma utvrđena je vrijednost žilavosti. Uzorci isprintani na *EOS M100* printeru pokazali su i do 70% veću vrijednost žilavosti u odnosu na uzorke isprintane na *Sisma MySint100* printeru.

Na temelju svih provedenih ispitivanja, donesen je zaključak da epruvete isprintane na *EOS M100* printeru imaju bolja svojstva materijala od epruveti isprintanih na uređaju *Sisma MySint100*. Bolja mehanička svojstva posjeduje materijal isprintan na uređaju *EOS M100*.

LITERATURA

- [1] Wohlers T.;Garnett T.; History of additive manufacturing; Wohlers Associates, INC.; 2014.
- [2] Godec D, Šercer M; Aditivna proizvodnja; Fakultet strojarstva i brodogradnje; Zagreb, 2015.
- [3] Gibson I., Rosen D.W., Stucker B.; Additive Manufacturing Technologies; Springer Science; New York; 2010
- [4] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26601041> (28.1.2019.)
- [5] http://adtec.cateh.eu/brosura/content/AdTec%20Brosura_web.pdf (5.2.2019.)
- [6] Gajić S. (2014), 3D printer, Završni rad, Fakultet elektrotehnike, računarstva i informacijskih tehnologija, Sveučilište Josipa Jurja Strossmayera, Osijek
- [7] Videršćak D., Primjena aditivnih postupaka u automobilske industriji, Diplomski rad; Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2018.
- [8] <https://www.3dnetzwerk.com/3d-druck-in-branchen/3d-druck-in-der-zahntechnik/> (28.01.2019.)
- [9] <https://3druck.com/drucker-und-produkte/digitalisierung-der-zahntechnik-interview-mit-fresdental-2429078/> (28.1.2019.) (5.2.2019.)
- [10] <https://digital-dental-magazin.de/wp-content/uploads/Der-3D-Druck-und-seine-scheinbar-unbegrenzten-M%C3%B6glichkeiten.pdf> (5.2.2019.)
- [11] <https://www.hs-osnabrueck.de/fileadmin/HSOS/Homepages/Wehmoeller/DT-Tagungsband-2-2016.pdf#page=27> (7.02.2019.)
- [12] <https://zir.nsk.hr/islandora/object/sfzg:337/preview> (7.02.2019.)
- [13] <https://dr-zahedi.de/leistungen/kronen-und-bruecken-ohne-abdruck/> (7.02.2019.),
- [14] <http://dentalproducts.ba/proizvod/dental-wings-intraoralni-skener/> (13.02.2019.)
- [15] <https://hrcak.srce.hr/file/186602> (13.02.2019.)
- [16] <http://sonda.sfzg.hr/wp-content/uploads/2015/04/Krhen-P-at-al.-%E2%80%93-Materijali-za-funkcijske-otiske-u-mobilnoj-protetici-i-njihova-primjena.pdf> (13.02.2019.)
- [17] http://www.zahnheilkunde.de/beitragpdf/pdf_1695.pdf (13.02.2019.)
- [18] <http://nardus.mpn.gov.rs/bitstream/handle/123456789/5295/Disertacija954.pdf?sequence=1&isAllowed=yhttps://zir.nsk.hr/islandora/object/simet:29/preview>

- [19] <https://zir.nsk.hr/islandora/object/vuka:563/preview#%5B%7B%22num%22%3A65%2C%22gen%22%3A0%7D%2C%7B%22name%22%3A%22XYZ%22%7D%2C68%2C688%2C0%5D> (13.02.2019.)
- [20] https://bib.irb.hr/datoteka/825942.DIPLOMSKI_RAD_KORINA.pdf
- [21] <https://zir.nsk.hr/islandora/object/vuka:563/preview>
- [22] https://www.zora.uzh.ch/id/eprint/76360/1/Christine_Sievert.pdf (13.02.2019.)
- [23] I. Belać, B. Bugarski, I. Ćosić, M. Dramićanin, D. Đorđević, N. Filipović, N. Ignjatović, Đ. Janačković, M. Kojić, V. Manojlović, Z. Marković, B. Obradović, I. Pajić-Lijaković, M. Pavlović, M. Plavšić, D. Raković, V. Ranković, B. Stojanović, V. Trajković, D. Uskoković, P. Uskoković, D. Veljković, I. Vlastelica, G. Vunjak-Novaković, Biomaterijali, Beograd, 2010.
- [24] <http://www.stomatologija-i-estetika.hr/hr/zubna-protetika/> (16.02.2019.)
- [25] <https://zir.nsk.hr/islandora/object/vuka:563/preview> (16.02.2019.)
- [26] <http://drmarkovic.com/djelatnosti/stomatoloskaprotetika/mobilnaprotetika/totalnaproteza/> (16.02.2019.)
- [27] https://www.dr-jolic.com/index.php?option=com_content&view=article&id=71&Itemid=78 (16.02.2019.)
- [28] <https://dentusperfectus.hr/keramicke-krunice/> (16.02.2019.)
- [29] <https://mojstomatolog.com.hr/u-fiksne-nadomjeske-ubrajaju-se-krunice-mostovi-i-estetske-ljuske/> (16.02.2019.)
- [30] <https://dentusperfectus.hr/keramicki-most/> (16.02.2019.)
- [31] <http://sonda.sfzg.hr/wp-content/uploads/2015/04/Mik%C5%A1i%C4%87-M.-%E2%80%93-Suvremeni-postupak-postavljanja-fiksne-ortodonske-naprave.pdfB> (16.02.2019.)
- [32] <http://bisabankovic.com/stomatoloska-protetika/skeletiranje-wisil-proteze/>(16.02.2019.)
- [33] <https://dentusperfectus.hr/zubne-proteze/> (16.02.2019.)
- [34] <https://www.a-dent.hr/novosti/sve-sto-trebate-znati-o-zubnim-krunicama-i-mostovima> (16.02.2019.)
- [35] <https://www.krenizdravo.rtl.hr/zdravlje/zubi/ortodoncija-danas> (16.02.2019.)
- [36] <https://www.arenapoliklinika.hr/ortodoncija/mobilna-ortodoncija/> (16.02.2019.)
- [37] <http://dentalvisionzg.com/protetika/> (16.02.2019.)

- [38] https://hr.wikipedia.org/wiki/Zubni_implantat (16.02.2019.)
- [39] <https://dentusperfectus.hr/ugradnja-implantata/> (16.02.2019.)
- [40] <https://medikadent.com/proteze/> (16.02.2019.)
- [41] <http://www.ezcadlab.com/> (16.02.2019.)
- [42] K. Kupres, Kompozitni materijali proizvedeni od otpadnog papira, Diplomski zadatak, Zagreb, 2015.
- [43] A. Krunić, Karakterizacija i svojstva niolegiranog čelika API 5L X80, Pula, 2017.
- [44] <https://www.eos.info/eos-m-100> (10.02.2019.)

PRILOZI

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