

Utjecaj parametara izrade na svojstva 3D printanih CoCr legura

Bilić, Dujo

Master's thesis / Diplomski rad

2021

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:157939>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-04-24**

Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Dujo Bilić

Zagreb, 2021.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Mentor:

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

Student:

Dujo Bilić

Zagreb, 2021.

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

Zahvaljujem mentoru prof. dr. sc. Zdravku Schauperlu dipl. ing. na pruženoj prilici, pomoći i savjetima pri pisanju ovog rada.

Također zahvaljujem se asistentu Daliboru Viderščaku, mag. ing. na pomoći i usmjeravanju tijekom pisanja ovog rada. Zahvaljujem se i izvanrednoj profesorici dr. sc. Ani Pilipović, dipl. ing. na korisnim savjetima i opremi za ispitivanje, te stručnom suradniku Ivanu Vovku zbog pomoći u eksperimentalnom dijelu rada.

Osim toga posebno se želim zahvaliti profesorima tjelesne i zdravstvene kulture Željku Lukendi, prof. i Nenadu Zvonareku, prof. na neizmjereno vrijednim savjetima i pomoći koju su mi pružili tijekom cijelog studiranja. Njihovi savjeti dodali su jednu drugu dimenziju mome studiranju i pripremili me dalje za život. Hvala Vam na svim trenucima koje smo proveli skupa organizirajući nastavu Tjelesne i zdravstvene kulture.

Na kraju neizmjereno se zahvaljujem svome ocu, majci, sestri, baki i djedu na podršci i povjerenju koje su mi pružili tijekom cijelog studija. Hvala Vam, bez Vas nikada ne bih uspio ostvariti ovaj cilj

Dujo Bilić



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



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

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

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **DUJO BILIĆ** Mat. br.: 0035197383

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Utjecaj parametara izrade na svojstva 3D printanih CoCr legura**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Influence of production parameters on the properties of 3D printed CoCr alloys**

Opis zadatka:

U suvremenoj dentalnoj protetici se sve češće koriste nadomjesci dobiveni postupcima 3D printanja. Najveći udio u toj proizvodnji imaju CoCr legure iako još nije do kraja objašnjen utjecaj svih parametara printanja na strukturu i svojstva ovih legura.

U teorijskom dijelu rada treba dati pregled primjene postupaka 3D printanja u izradi dentalnih nadomjestaka. U eksperimentalnom dijelu potrebno je izraditi laboratorijske uzorke od CoCr legure postupkom 3D printanja uz različite vrijednosti snage laserskog snopa i brzine skeniranja. Na tako izrađenim uzorcima treba provesti laboratorijska ispitivanja strukture i osnovnih mehaničkih svojstava.

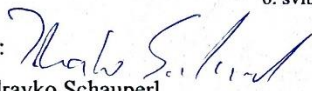
Na temelju dobivenih rezultata potrebno je objasniti utjecaj korištenih tehnoloških parametara na strukturu i svojstva izrađenih uzoraka.

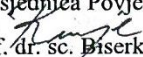
U radu je potrebno navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan:
4. ožujka 2021.

Rok predaje rada:
6. svibnja 2021.

Predvideni datum obrane:
10. svibnja do 14. svibnja 2021.

Zadatak zadao: 
prof. dr. sc. Zdravko Schauerl

Predsjednica Povjerenstva: 
prof. dr. sc. Biserka Runje

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	II
POPIS TABLICA.....	III
POPIS OZNAKA	IV
POPIS KRATICA	V
SAŽETAK.....	VI
SUMMARY	VII
1. UVOD.....	8
2. ADITIVNA PROIZVODNJA	9
2.1. Klasifikacija aditivne proizvodnje	11
2.2. Aditivna proizvodnja metala	12
2.2.1. Procesi aditivne proizvodnje metala bez lasera	13
2.2.1.1. EBM postupak	13
2.2.1.2. 3DP postupak	14
2.2.1.3. LOM postupak	15
2.2.2. Procesi aditivne proizvodnje metala s laserom	15
2.2.2.1. SLS postupak	16
2.2.2.2. DED postupci	17
2.3. SLM – selektivno lasersko taljenje	18
2.3.1. Parametri procesa selektivnog laserskog taljenja.....	19
2.3.1.1. Materijal izrade	19
2.3.1.2. Parametri lasera.....	23
2.3.1.3. Parametri atmosfere	24
3. ADITIVNA PROIZVODNJA U DENTALNOJ PRIMJENI	26
3.1. Zahtjevi na materijale u dentalnoj primjeni	27
3.1.1. Biokompatibilnost materijala.....	27
3.1.2. Otpornost materijala na mrlje i koroziju	28
3.1.3. Čvrstoća materijala	28
3.1.4. Toplinske karakteristike	28
3.2. Kobalt – krom (Co-Cr) legure u dentalnoj primjeni	28
4. EKSPERIMENTALNI DIO	30
4.1. Strojevi za izradu ispitnih uzoraka	30
4.2. Norma EN ISO 22674.....	33
4.3. Ispitni uzorci	33
4.4. Statičko vlačno ispitivanje	35
4.5. Karakterizacija mikrostrukture uzoraka	40
4.6. Ispitivanje mikrotvrdoće	45
5. ZAKLJUČAK.....	48
LITERATURA.....	49

POPIS SLIKA

Slika 1.	Prikaz povećanja preciznosti aditivne proizvodnje kroz godine [1] 10	
Slika 2.	Prikaz EBM postupka [8]	13
Slika 3.	Prikaz 3DP postupka [4].....	14
Slika 4.	Prikaz LOM postupka [10].....	15
Slika 5.	Prikaz SLS postupka [11].....	17
Slika 6.	Prikaz DED postupka [12]	18
Slika 7.	Prikaz SLM postupka [15]	19
Slika 8.	Karakteristike kojima se karakterizira materijal	21
Slika 9.	Atomizacija plinom [17]	23
Slika 10.	Vrsta, tehnologija i kemijski sastava Co-Cr legura u dentalnoj i medicinskoj primjeni [20].....	29
Slika 11.	Tehnički crtež ispitnog uzorka (epruvete).....	30
Slika 12.	EOS – M100 [24]	31
Slika 13.	DMP Dental 100 stroj [25].....	32
Slika 14.	Uzorci izrađeni na 3D Systems DMP Dental 100 stroju.....	33
Slika 15.	Uzorci izrađeni na EOS – M100 stroju	34
Slika 16.	Prikaz kemijskog sastava korištenih prahova [13].....	34
Slika 17.	Prikaz deklariranih mehaničkih svojstava korištenih prahova [13]	35
Slika 18.	$\sigma - \epsilon$ dijagram [26].....	36
Slika 19.	Shimadzu AGS – X kidalica [27].....	37
Slika 20.	WPM EU 40 MOD kidalica	37
Slika 21.	Pozicioniranje ispitnog uzorka u čeljusti Shimadzu AGS – X kidalice, na slici je vidljiv i ekstenziometar	38
Slika 22.	Pozicioniranje ispitnog uzorka u čeljusti WPM EU 40 MOD kidalice.....	38
Slika 23.	Prikaz pokušaja improviziranog eliminiranja klizanja epruveta iz čeljusti.....	39
Slika 24.	Prikaz montiranih profila za sprečavanje proklizavanja	40
Slika 25.	Struers Accutom-2 s vodenim hlađenjem rezalica	41
Slika 26.	Buehler Ltd. Pneumet Press stroj za ulijevanje uzoraka u polimernu smjesu.....	41
Slika 27.	Prikaz ispitnih uzoraka ulivenih u polimernu masu	42
Slika 28.	Struers Pedemin stroj za brušenje	42
Slika 29.	Mikrostruktura Co-Cr legure u nagriženom stanju	43
Slika 30.	Prikaz poroznosti Co-Cr legure.....	43
Slika 31.	Parametri ispitivanja mikrotvrdoće Vickersovom metodom [28].....	46
Slika 32.	Mikrotvrdomjeru PMT3	46
Slika 33.	Prikaz mjerenja mikrotvrdoće	47

POPIS TABLICA

Tablica 1. Prikaz lepeze materijala koji se koriste u dentalnoj primjeni.....	27
Tablica 2. Prikaz vrijednosti maksimalne sile i vlačne čvrstoće za EOS ispitne uzorke	40
Tablica 3. Mikrostrukture uzoraka u poliranom stanju	44
Tablica 4. Mikrostrukture uzoraka u nagriženom stanju.....	45
Tablica 5. Prikaz rezultata mjerenja mikrotvrdoće HV0,2.....	47

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
σ	N/mm ²	Naprezanje
ε	mm/mm	Istezanje
R _m	N/mm ²	Vlačna čvrstoća

POPIS KRATICA

Kratika	Opis
SLM	Selektivno lasersko taljenje
Co	Kobalt
Cr	Krom
3D	Trodimenzijski
CT	Računalna tomografija
MR	Magnetna Rezonanca
DMLF	Direktna izrada metalnih dijelova
DMLS	Direktno lasersko sinteriranje metalnih dijelova
LENS	Laserski projektirano oblikovanje mreže
DLF	Izravno lasersko oblikovanje
EBM	Taljenje elektronskom zrakom
UC	Ultrazvučna konsolidacija
3DP	Trodimenzijsko printanje
LOM	Proizvodnja laminiranih dijelova
SLS	Selektivno lasersko srašćivanje
DED	Izravno taloženje energijom
CAD	Konstruiranje potpomognuto računalom
Mo	Molibden
CO ₂	Uglikov dioksid
Nd-YAG	Laser s krutom jezgrom
W	Volfram
Si	Silicij
Mn	Mangan
Ni	Nikal
Be	Berilij
Cd	Kadmij
Pb	Olovo
C	Ugljik
S	Sumpor
Fe	Željezo
N	Dušik
HCP	Heksagonska gusto slagana kristalna rešetka
FCC	Plošno centrirana kubična rešetka

SAŽETAK

U ovom radu opisani su utjecaji parametara izrade selektivnog laserskog taljenja (SLM) na svojstva Co-Cr legura koje se koriste za dentalnu primjenu. Rad se sastoji od pet poglavlja od kojih su četiri poglavlja posvećena teoretskom dijelu rada, a jedno poglavlje je posvećeno eksperimentalnom dijelu rada. Prvo poglavlje je uvod u tematiku, drugo poglavlje obrađuje aditivnu proizvodnju općenito, obrađuje se klasifikacija aditivne proizvodnje, aditivna proizvodnja metala, procesi aditivne proizvodnje s i bez lasera. Osim toga u drugom poglavlju je detaljno obrađen postupak selektivnog laserskog taljenja. Treće poglavlje odnosi se na aditivnu proizvodnju u dentalnoj primjeni gdje se obrađuju zahtjevi na materijale u dentalnoj primjeni i Co-Cr legure za dentalnu primjenu. Četvrto poglavlje pokriva eksperimentalni dio ovog rada u kojem su detaljno obrađeni strojevi na kojima su se izrađivali ispitni uzorci, norma, a opisani su i postupci statičko vlačnog ispitivanja, karakterizacije mikrostrukture i ispitivanja mikrotvrdoće. U konačnici u petom poglavlju doneseni su zaključci o tome na koji način parametri izrade utječu na svojstva 3D printanih Co-Cr legura.

Ključne riječi: SLM, dentalna primjena, kobalt-krom (Co-Cr), 3D printanje, aditivna proizvodnja

SUMMARY

This paper describes effects of 3D print manufacturing parameters on properties of cobalt-chromium (Co-Cr) alloys in dental medicine. Paper consists of five chapters of which four are theory based and one is describing the experiment. First chapter is introduction to paper, second chapter offers detailed view of additive manufacturing in general, classification of additive manufacturing processes, additive manufacturing of metals and additive manufacturing of metals with and without lasers. Also, in second chapter there is detailed overview of selective laser melting process. Third chapter consists of overview of additive manufacturing in dental medicine with classification of requirements on metal materials which are used in dental medicine. Also, in third chapter you can find everything about cobalt-chromium alloys for dental medicine. Fourth chapter covers experiment and detail explanation of procedures used. Final, in the fifth chapter, there is conclusion about how manufacturing parameters affect properties of cobalt-chromium alloys in dental medicine.

Key words: SLM, dental medicine, cobalt-chromium (Co-Cr), 3D printing, additive manufacturing

1. UVOD

Prednosti koje nudi aditivna proizvodnja mogu se osjetiti u širokom spektru industrija i zanimanja. Od umjetnika, učenika, izumitelja, vlasnika poduzeća do inženjera aditivna proizvodnja može se implementirati s njihovim vještinama kako bi pomogla, poboljšala i ubrzala svakodnevne proizvodne procese tih ljudi. Iako ima puno prednosti aditivna proizvodnja ima i puno nedostataka pa tako uglavnom ti nedostaci odlučuju hoće se aditivna proizvodnja implementirati na određeno mjesto ili ne.

Konvencionalne tehnologije izrade dentalnih rekonstrukcija su komplicirane, često ne zadovoljavajuće i skoro uvijek zahtijevaju nekoliko iteracija kako bi pacijent bio zadovoljan. Osim toga konvencionalnim metodama je često teško zadovoljiti traženu mikrostrukturu, a o njoj na kraju ovise i mehanička svojstva i ponašanje materijala u eksploataciji.

Najveća prednost aditivne proizvodnje u odnosu na konvencionalne postupke je taj što se aditivna proizvodnja temelji na dodavanju materijala pa to omogućava da se ovim postupcima izrađuju kompleksne i individualizirane rekonstrukcije bez iteracija. Valja napomenuti da bez modernih sustava skeniranja poput CT-a i MR-a ne bi bilo moguće koristiti aditivnu proizvodnju u dentalne i medicinske svrhe. Ovi sustavi su zaslužni za pomoću u konstruiranju 3D modela koji se onda proizvode aditivnim postupcima.

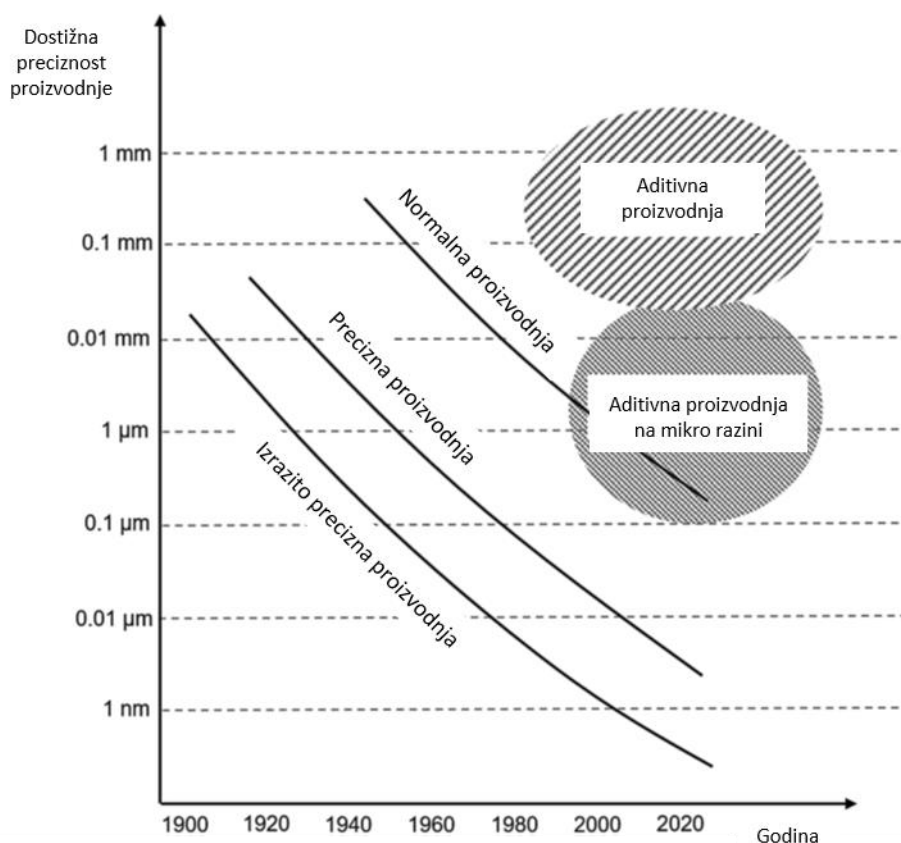
Kobalt-krom (Co-Cr) legure su široko zastupljene u aditivnoj proizvodnji zbog svojih odličnih mehaničkih karakteristika. Iako se već duže vremena koriste još uvijek ima prostora za napredak u vidu različitih kemijskih sastava i parametra izrade.

2. ADITIVNA PROIZVODNJA

Aditivnu proizvodnju čini skupina nekonvencionalnih proizvodnih tehnologija za izradu složenih trodimenzionalnih predmeta u digitalnom, fleksibilnom i učinkovitom okruženju. Aditivna proizvodnja može se podijeliti u različite kategorije prema stvarnom procesu proizvodnje, korištenim materijalima, načinu dodavanja materijala i vrsti uložene energije. Zbog velike fleksibilnosti različitih procesa aditivne proizvodnje sve više industrija implementira istu u svoje proizvodne procese. Trenutno se aditivnom proizvodnjom mogu obrađivati različite vrste materijala poput polimera, metala, keramike i kompozita. Međutim, proizvodnja metalnih dijelova koji se mogu izravno koristiti u različitim primjenama trenutno je u središtu glavnih istraživanja na ovom području. [1]

Pojava aditivne proizvodnje dobila je značajnu pozornost u zadnjih nekoliko desetljeća, od osoba koje interesira tehnologija do profesionalnih proizvođača u raznim granama proizvodnje. Mogućnosti koje nudi aditivna proizvodnja puno su veće u odnosu na mogućnosti koje nude tradicionalni proizvodni postupci. Na aditivnu proizvodnju gleda se kao na priliku da se realiziraju novi dizajni, tehnike i da se, u potpunosti, promijene pristupi proizvodnji. Aditivna proizvodnja omogućava postavljanje proizvodnje koja bolje i brže odgovara na ponudu i potražnju na tržištu, lakše se prilagođava promjeni troškova proizvodnje i omogućava „digitalizaciju“ proizvodnje. O aditivnoj proizvodnji se uglavnom priča kao o „novom“ postupku, ali on ustvari seže sve u 1980-te godine kada se i pojavio prvi komercijalni sustav aditivne proizvodnje SLA-1 kojeg je na tržište stavila tvrtka 3D systems. Od tada pa do dana aditivna proizvodnja je u procesu stalnog napretka i evolucije. Danas aditivna proizvodnja čini jedan od vjerodostojnih i opće prihvaćenih načina proizvodnje. Ako uzmemo u obzir da ljudi koriste tradicionalne postupke rezanja i oblikovanja već tisućama godina onda možemo reći da je aditivna proizvodnja sa svojih 40 godina povijesti novi postupak. [1]

Aditivna proizvodnja može se definirati kao proces koji služi za proizvodnju dijelova iz trodimenzionalnih digitalnih modela uglavnom postupkom „sloj po sloj“. Baš ta „aditivna“ metoda izrade odvaja aditivnu proizvodnju od ostalih tradicionalnih postupaka proizvodnje poput lijevanja, kovanja i drugih. Aditivna proizvodnja koristi široki spektar materijala od kojih su neki: metali, polimeri, keramika i biomaterijali. Tijekom godina povećavala se i preciznost proizvodnje aditivnom proizvodnjom kao što je prikazano na slici 1. [1], [2]



Slika 1. Prikaz povećanja preciznosti aditivne proizvodnje kroz godine [1]

Uspjesi u nizu aplikacija pokazuju koliki je napredak aditivna proizvodnja ostvarila do sada. Najveći napredak ostvaren je u industrijama slušnih aparata i u dentalnoj medicini. Tu je aditivna proizvodnja postala de facto novi standardni način izrade proizvoda. Ovakvi uspjesi potaknuli su stručnjake s područja aditivne proizvodnje na tvrdnje da će ona u bliskoj budućnosti potpuno istisnuti tradicionalne proizvodne procese. Bez obzira na svoj veliki potencijal aditivna proizvodnja je do danas zabilježila svega nekoliko primjera uspješne komercijalne primjene u proizvodnji standardnih dijelova. Primjeri uspješne komercijalne primjene uglavnom su „sagrađeni“ na dvije najveće prednosti aditivne proizvodnje. Jedna od najvećih prednosti je mogućnost eliminacije velikih dodatnih troškova prilagodbe alata kod malih geometrijskih promjena na individualnim proizvodima. Druga prednost je mogućnost realizacije izrazito kompleksnih geometrija proizvoda.

Industrija aditivne proizvodnje u protekla tri desetljeća narasla je u industriju vrijednu više od 9 milijardi američkih dolara godišnje. Određeni poznavatelji industrije predviđaju ubrzani rast u godinama koje dolaze s obzirom da se aditivna proizvodnja usvaja u sve više proizvodnih procesa. Prema nacionalnoj strategiji aditivne proizvodnje Velike Britanije

industrija aditivne proizvodnje trebala bi doseći razinu od oko 50 milijardi američkih dolara do 2025. godine. [1]

2.1. Klasifikacija aditivne proizvodnje

Postupci koji pripadaju u skupinu aditivne proizvodnje mogu se klasificirati na nekoliko načina. Klasifikacija se najčešće radi prema samom procesu koji se odvija prilikom proizvodnje, prema materijalima koji se koriste u proizvodnji, prema načinu dodavanja materijala ili prema izvoru energije koji se koristi prilikom dodavanja materijala.

Procesi se dijele na:

- Ekstruziju,
- Polimerizaciju,
- Printanje s vezivom,
- Sinteriranje,
- Taljenje,
- Ultrazvučna fuzija metala.

Materijali se dijele na:

- Polimere,
- Metale, legure i keramiku,
- Smole.

Prema načinu dodavanja materijala aditivnu proizvodnju možemo podijeliti na:

- Proizvodnju „sloj po sloj“,
- Proizvodnju prahom,
- Proizvodnju dodavanjem žice.

Prema korištenoj energiji aditivna proizvodnja dijeli se na:

- Laser kao izvor energije,
- Elektronska zraka kao izvor energije,
- Ultrazvučna vibracija kao izvor energije,
- Infracrveno zračenje kao izvor energije,
- Ultraljubičaste zrake kao izvor energije. [3]

2.2. Aditivna proizvodnja metala

Nove aplikacije i dizajni pokazuju snagu i potencijal koji aditivna proizvodnja metala posjeduje. Napredak aditivne proizvodnje metala brzo se kreće prema proizvodnji komponenata visoke vrijednosti izrađenih od naprednih materijala. Primjere primjene već možemo vidjeti u područjima zrakoplovstva i medicine, a osim toga moguća je izrada jedinstvenih i personaliziranih predmeta po narudžbi. [4]

Različiti sustavi za aditivnu proizvodnju metala najčešće se opisuju i razlikuju prema korištenom izvoru topline. Izvor topline kod ovih sustava može biti laser, elektrolučni snop ili elektronski snop. Osim toga ovi sustavi mogu se razlikovati prema načinu isporuke sirovine, vrsti sirovine koja se koristi ili po veličini proizvoda. Sirovina se može isporučiti u obliku praha ili žice, dok se veličina proizvoda kreće od nekoliko milimetara do nekoliko metara. Svaki sustav ima svoje prednosti i nedostatke, ograničenja. Metalni materijali mogu se koristiti u nizu postupaka aditivne proizvodnje. Generalno postupci aditivne proizvodnje metalnim materijalima mogu se podijeliti na dvije skupine ovisno o tome na koji način se sami materijal dodaje prilikom aditivne proizvodnje. Pa tako postoje dvije osnovne skupine ulaznih materijala, prah i žica. Postupci aditivne proizvodnje koji koriste ulazni materijal u obliku žice, poput laserskog taloženja metala i aditivne proizvodnje elektronskim snopom, karakteristični su po višim stopama taloženja i nižoj dimenzijskoj točnosti, dok su postupci aditivne proizvodnje koji koriste ulazni materijal u obliku praha sporiji, ali i točniji. Osim toga postupci i strojevi koji se koriste u aditivnoj proizvodnji s ulaznim materijalima u obliku žice su uglavnom znatno jeftiniji od postupaka koji kao ulazni materijal koriste prah. Kod ulaznog materijala u obliku žice dostupan je veći spektar materijala, ali to su uglavnom uobičajene legure za široku primjenu. Materijali dostupni u obliku praha nisu toliko rašireni, ali zato se većina posebnih legura sa specifičnim namjenama može koristiti u obliku praha u aditivnoj proizvodnji. Stoga postupci aditivne proizvodnje koji koriste prah kao ulazni materijal, u kombinaciji s visokom dimenzijskom točnošću, imaju široku primjenu u posebnim situacijama kada postoje visoki i posebni zahtjevi na proizvod. [4]

Standardni metali koji se široko koriste u aditivnoj proizvodnji su nehrđajući čelik i razni metalni prahovi koji se koriste za proizvodnju alata i dijelova. Posljednjih godina obojeni metali u prahu su se počeli sve više koristiti zbog svojih primjena u industrijama poput medicine i zrakoplovstva. Korištenjem aditivnih postupaka moguće je proizvesti dijelove od materijala od kojih je konvencionalnim postupcima jako teško i skupo izraditi dijelove. Neki od zahtjevnih materijala su dijelovi od čistog titana, titanijevih legura, legura kobalta i kroma, legura nikla i

legura aluminija. Od nedavno postupci aditivne proizvodnje intenzivno se koriste i u izradi biokompatibilnih legura visokih zahtjeva. Procesi aditivne proizvodnje koji mogu obrađivati materijale mogu se podijeliti u dvije široke kategorije ovisno o tome da li koriste laser ili ne. [4]

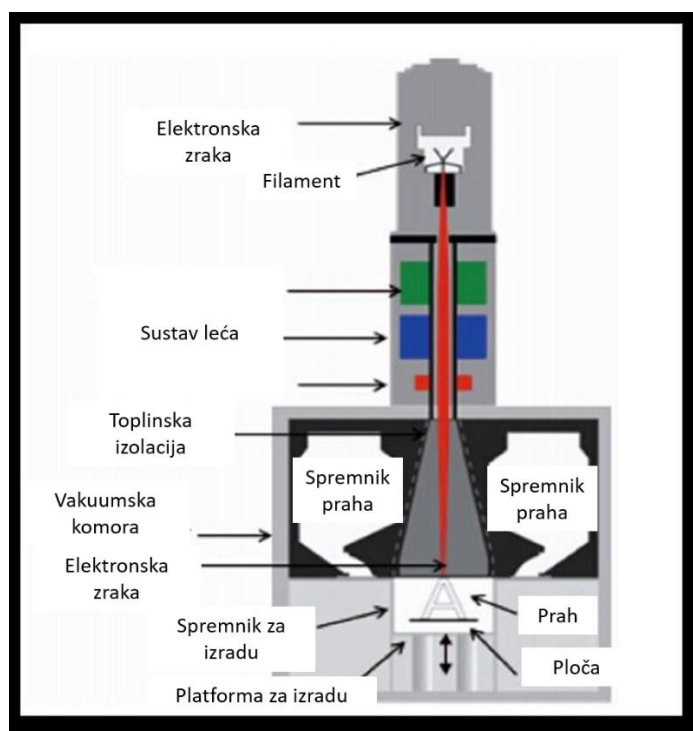
Laserski procesi aditivne proizvodnje poznati su i pod nazivom DMLF (e. Direct Metal Laser Fabrication), dok su neki od pojedinih procesa u toj skupini SLM (e. Selective Laser Melting), DMLS (e. Direct Metal Laser Sintering), LENS (e. Laser Engineered Net Shaping), DLF (e. Direct Light Fabrication) i drugi.

Skupini koja ne koristi laser pripadaju EBM (e. Electron Beam Melting), UC (e. Ultrasonic Consolidation), 3DP (e. 3D Printing) i drugi.

2.2.1. Procesi aditivne proizvodnje metala bez lasera

2.2.1.1. EBM postupak

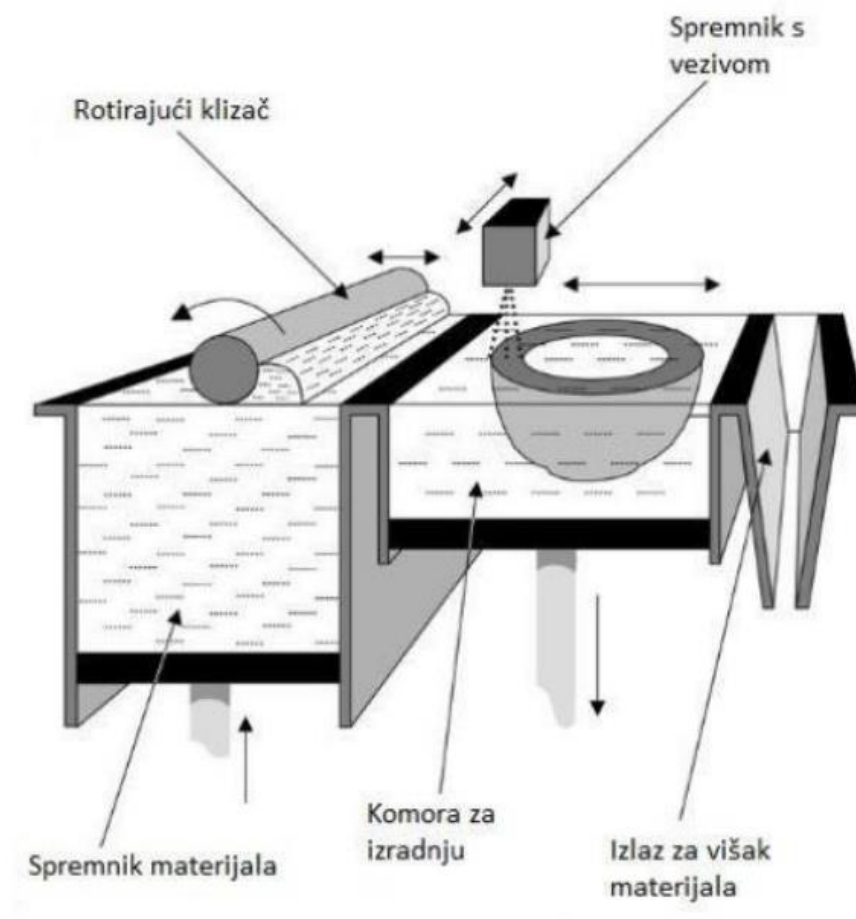
EBM (e. Electron Beam Melting) je postupak aditivne proizvodnje koji koristi elektrone kako bi potpuno rastopio prethodno rašireni sloj praha u dijelu gdje se trodimenzionalni dio proizvodi. EBM je karakterističan po tome što je njime moguće proizvesti dijelove velike gustoće pri velikim brzinama. Najveći nedostatak ovog postupka je gruba površinska obrada dijelova koja obično zahtijeva naknadnu obradu. [7]



Slika 2. Prikaz EBM postupka [8]

2.2.1.2. 3DP postupak

U 3DP postupku proizvod se izrađuje vezivanjem praha materijala, od kojeg se proizvod izrađuje, i veziva. Proces započinje nanošenjem prvog sloja materijala na podlogu za izradu. Nakon toga valjak, koji na sebi ima mlaznice, prelazi preko sloja materijala nanoseći vezivo. Prilikom nanosa veziva, koje je najčešće u obliku kapljica promjera 80 nm, ono se veže s prahom materijala i tvori sferne nakupine veziva i čestica praha. Takve nakupine osiguravaju lijepljenje na prethodno otisnuti sloj. Nakon otiskivanja jednog sloja podloga se spušta i na nju se nanosi novi sloj materijala i tako sloj po sloj sve dok izrada proizvoda nije završena. Budući da valjak sadrži nekoliko mlaznica za izbacivanje materijala i veziva postupak se može izrazito jednostavno skalirati povećanjem broja mlaznica. Proizvod se nakon završetka izrade obično ostavlja na podlozi neko vrijeme kako bi se vezivo u potpunosti povezal sa prahom. Naknadna obrada je izrazito jednostavna jer uključuje uklanjanje nevezanog praha putem stlačenog zraka. Shema postupka vidljiva je na slici 3. [4]

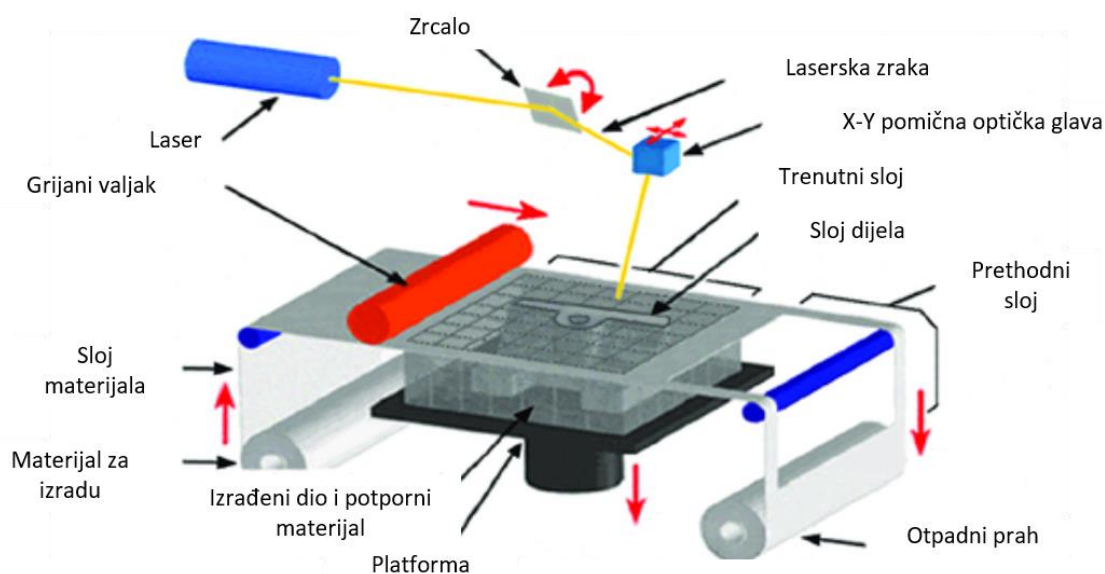


Slika 3. Prikaz 3DP postupka [4]

2.2.1.3. LOM postupak

Izrada proizvoda laminiranjem je postupak aditivne proizvodnje koji koristi tanke tanke slojeve materijala koji se nanose jedan na drugi i tako izrađuju proizvod. Iako u definiciji aditivne proizvodnje stoji kako je postupak proizvodnje dodavanjem materijala LOM se sastoji od dodavanja i uklanjanja materijala. Kao takvog mogli bi ga okarakterizirati kao hibridni postupak aditivne proizvodnje. Stroj za LOM sastoji se od valjka koji se zagrijava, radne površine i lasera. Zagrijani valjak nanosi jedan sloj materijala na radnu površinu nakon čega laser uklanja sve dijelove tog sloja koji na kraju izrade neće biti dio gotovog proizvoda. Izrezani dijelovi uklanjaju se s radne površine i na nju se nanosi novi sloj materijala. Prije svakog novog nanosa materijala radna podloga se spušta prema dolje. Postupak se ponavlja u krug sve dok izrada proizvoda ne završi. Prednosti LOM postupka su mogućnost proizvodnje izdržljivih dijelova, visoka dimenzijska točnost i široku raspon materijala koji se mogu upotrebljavati.

Nedostaci LOM postupka su relativno gruba završna površina proizvoda i potreba za naknadnom obradom kako bi se zadovoljili traženi zahtjevi za površinom, kao i visoki troškovi postupka. [9]



Slika 4. Prikaz LOM postupka [10]

2.2.2. Procesi aditivne proizvodnje metala s laserom

Iako se procesi i tehnologija aditivne proizvodnje metala s laserom intenzivno razvija oni se i dalje suočavaju s problemima po pitanju kvalitete, ponovljivosti i standardizacije. Ukoliko aditivna proizvodnja želi preuzeti ulogu primarnog načina proizvodnje ovi problemi

moraju biti riješeni. Osim toga većina dijelova proizvedenim aditivnom proizvodnjom koristi se u posebnim uvjetima (svermir, zrakoplovstvo i medicina).

Količina energije koja se isporučuje materijalu u prahu određuje stupanj topljenja čestica i na kraju o njoj ovisi i kvaliteta proizvoda. Svi procesi aditivne proizvodnje koji koriste laser oslanjaju se na proces sinteriranja kako bi spojili čestice materijala i izradili proizvod. Sinteriranje se općenito može podijeliti na sinteriranje u čvrstom stanju, sinteriranje u tekućoj fazi (djelomično topljenje) i potpuno topljenje.

Toplinski proces koji se događa u zadanom temperaturnom rasponu, a gdje se nalazi i točka taljenja materijala koji se obrađuje, naziva se sinteriranje u krutom stanju. U tom temperaturnom rasponu osim fizikalnih i kemijskih promjena koje se događaju, pojavljuje se i difuzija. Vezanje čestica praha difuzijom ne uključuje tekuću fazu nego se formiraju vratovi između dviju čestica. Proces difuzije je izrazito spor pa se sinteriranje u krutom stanju rijetko koristi u aditivnoj proizvodnji. Najveći problem kod sinteriranja u tekućoj fazi je što postoji ograničeno kretanje čvrstih čestica kapilarnim silama, što u većini slučajeva rezultira poroznošću. Ovaj postupak sinteriranja ne koristi vezivo, a energija koja se prenosi na čestice nije dovoljna kako bi se one otopile do kraja, nego se tope samo površine čestica dok jezgra ostaje čvrsta. Kao i kod prethodnog procesa sinteriranja i kod ovog dijelovi zahtijevaju naknadnu obradu kako bi im se povećala čvrstoća i strukturalni integritet.

Sinteriranje u tekućoj fazi se može postići različitim metodama, a najčešće metoda je da osnovni materijal ostaje u čvrstom stanju, dok se drugi materijal topi i veže čestice osnovnog materijala. Materijal koji veže čestice naziva se vezivom. U nekim su slučajevima i tekući i čvrsti materijal isti, a razlikuju se po tome jesu li u čvrstom ili tekućem stanju.

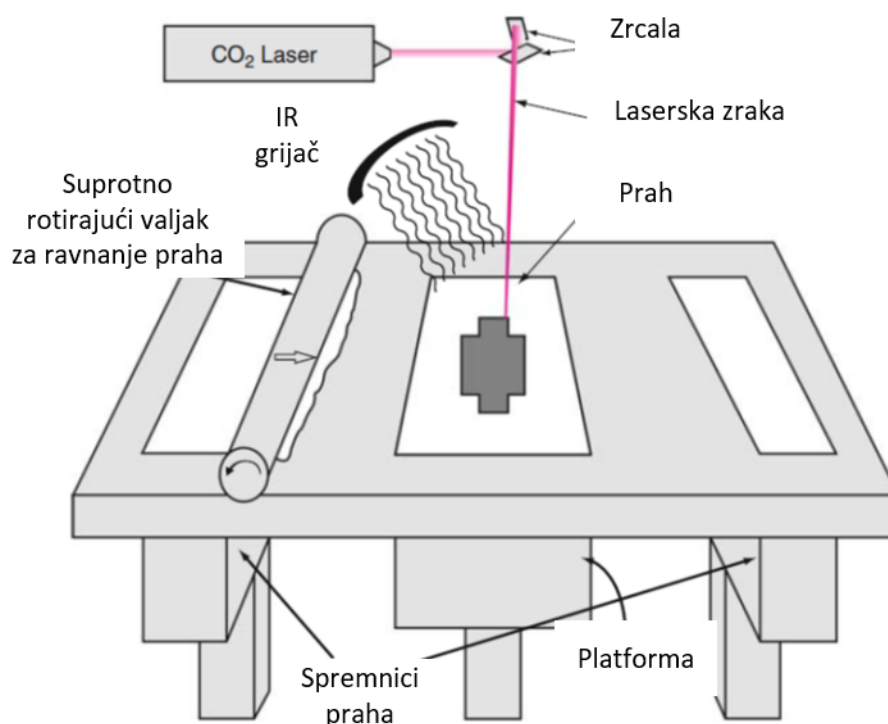
U postupku potpunog topljenja materijal praha dobiva dovoljno energije da se u potpunosti rastopi. Potpuno topljenje praha zahtijeva visoke razine energije i u jednom koraku se mogu proizvesti dijelovi s gotovo 100% gustoće. Najveći nedostatak ovog postupka je generiranje velike količine toplinskih naprezanja. U procesu SLM-a koristi se ovaj postupak sinteriranja. [11]

U nastavku će ukratko biti opisani najrašireniji procesi aditivne proizvodnje koji koriste laser, a potom će detaljno biti obrađen SLM proces.

2.2.2.1. SLS postupak

U postupku SLS-a, odnosno selektivnog laserskog srašćivanja, tanki slojevi praha se stapaju pomoću valjka. Cijeli proces odvija se u zatvorenoj komori ispunjenoj s dušikom koji

služi za minimiziranje oksidacije materijala tijekom procesa. Prah koji se koristi za izradu proizvoda održava se na konstantnoj temperaturi, malo ispod točke taljenja. Za to su zaslužni infracrveni grijači koji su smješteni iznad prostora u kojem se proizvod izrađuje. U nekim se slučajevima i platforma na kojoj se cijeli postupak odvija također zagrijava. Zagrijavanje i održavanje temperature ima važan utjecaj na samu snagu lasera koja je potrebna za srašćivanje. Što je temperatura bliže zadanoj to je potrebna manja snaga lasera za srašćivanje. Nakon što se prah oblikuje i zagrije na njega se usmjeri laserska zraka koja onda pokreće proces srašćivanja. Nakon prolaska laserske zrake ponovno započinje proces dodavanja, oblikovanja i zagrijavanja praha. Cjelokupni proces se ponavlja sve dok izrada proizvoda nije gotova. [11]

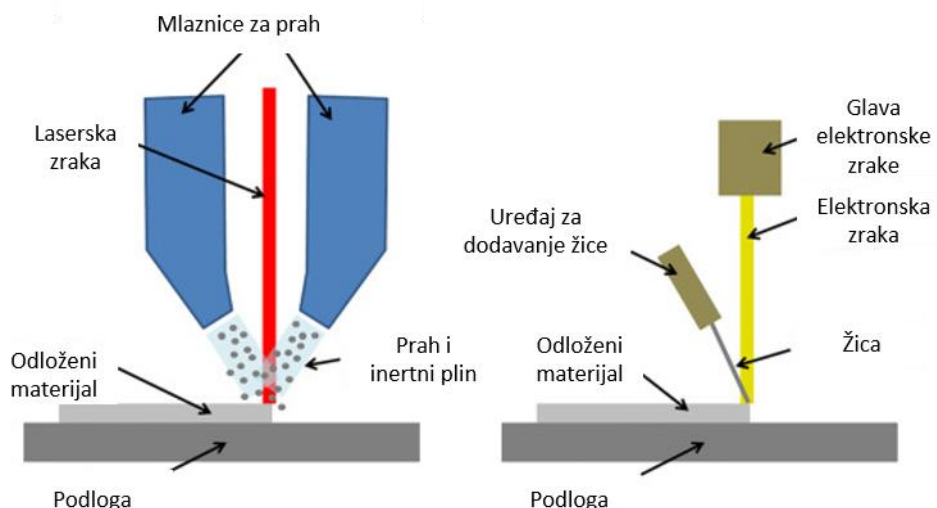


Slika 5. Prikaz SLS postupka [11]

2.2.2.2. DED postupci

DED postupci ili postupci taloženja usmjerenim izvorom energije obuhvaćaju niz postupaka aditivne proizvodnje koji koriste dodavanje materijala, u obliku praha ili žice, u izvor energije, najčešće laser, kako bi se na podlozi oblikovao otopljeni ili sinterirani sloj materijala. Osim za aditivnu proizvodnju trodimenzionalnih proizvoda DED se može koristiti i za postupke prevlačenja postojećih proizvoda. Jedan od postupaka DED-a je i LENS, odnosno izrada laserski oblikovane mreže. Ovaj postupak se uspješno koristi za stvaranje funkcionalno stupnjevanog Co-Cr-Mo premaza na poroznoj površini implantata koji osigurava

minimalizaciju trošenja površine, ali ujedno i podržava odličnu interakciju između implantata i ljudskog tkiva ili kosti. Neki nedostaci DED-a su potreba za velikim količinama inertnog plina kada je on potreban za izradu proizvoda i veća količina, u usporedbi s drugim postupcima, otpadnog materijala. Oba nedostatka smanjuju učinkovitost tehnike. [12]



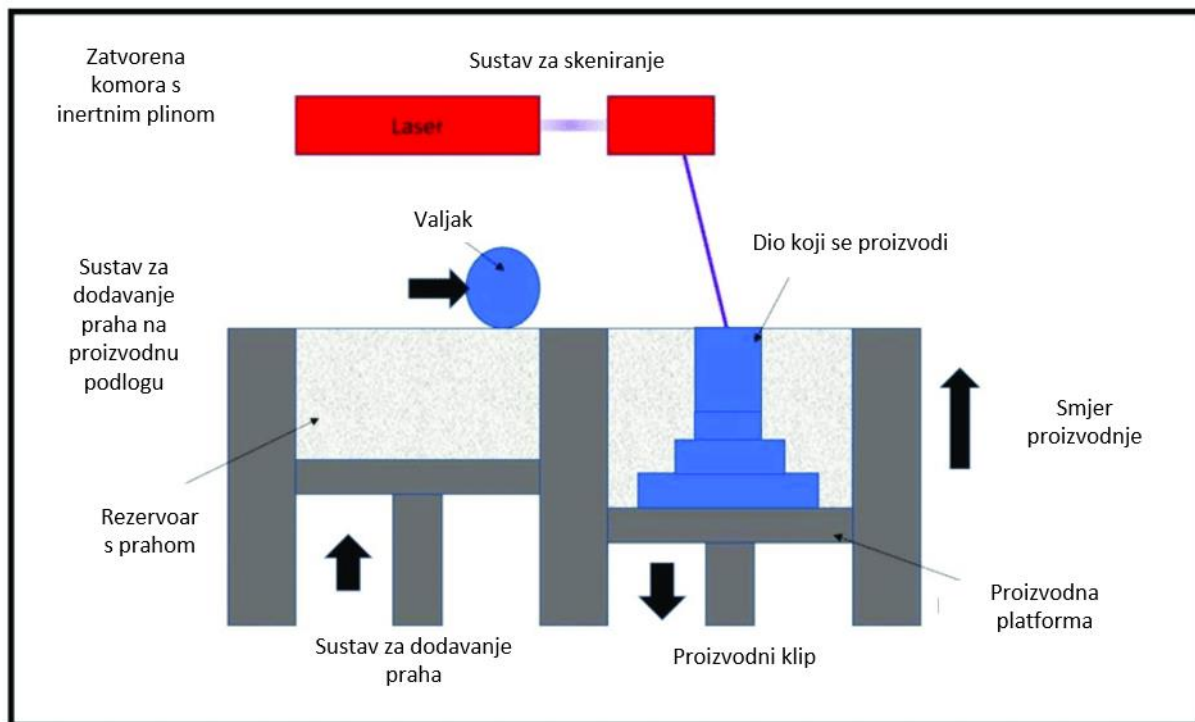
Slika 6. Prikaz DED postupka [12]

2.3. SLM – selektivno lasersko taljenje

Selektivno lasersko taljenje je jedan od ključnih DMLF procesa. U ovom procesu metalne čestice se potpuno rastope da bi potom stvorile čvrsti dio. Različiti parametri procesa prilagođavaju se kako bi se dobili potpuno gusti metalni dijelovi spremni za upotrebu. U teoriji svi metali ili metalne legure mogu se prerađivati SLM-om, ali je trenutni raspon dostupnih metala ograničen. Razlog tome su ponajviše fizička svojstva materijala poput koeficijenta toplinskog širenja, tališta, toplinske vodljivosti, površinske napetosti, apsorpcije i viskoznosti lasera, kao i drugih.

Kod selektivnog laserskog taljenja dijelovi se proizvode na proizvodnoj podlozi koja je postavljena na klip s mogućnošću pomicanja po z osi. Praškasti materijal nalazi se u za to predviđenom spremniku, a distribuira se na proizvodnu podlogu putem valjka ili na neki drugi način (ovisno o kojem se stroju radi). Laser, prema učitanoj CAD modelu, prelazi preko dijela praškastog materijala topeći ga. Nakon prolaska lasera materijal opet očvrstne i jedan sloj konačnog proizvoda je završen. Nakon prolaska lasera proizvodna podloga se pomiče prema dolje točno za onoliko kolika je debljina sljedećeg sloja proizvoda. Ovaj postupak se ponavlja u krug sve dok se ne dobije cjeloviti trodimenzionalni proizvod. Većina strojeva za selektivno lasersko taljenje koristi sustav zrcala kako bi laser mogao pod različitim kutovima i na različitim

mjestima doprijeti do proizvodne podloge. Kada laserska zraka udari u česticu praha ona apsorbira energiju lasera i to ju zagrijava i na kraju topi, nakon hlađenja dobivamo čvrsti predmet. Sloj praha moguće je predgrijavati pomoću grijača u platformi. Cijeli proces odvija se u atmosferi inertnog plina. [13], [14]



Slika 7. Prikaz SLM postupka [15]

2.3.1. Parametri procesa selektivnog laserskog taljenja

Parametri SLM procesa mogu se podijeliti u tri glavne skupine: parametri vezani za materijal izrade, parametri lasera i parametri atmosfere u kojoj se proizvod izrađuje. [13], [14]

2.3.1.1. Materijal izrade

Svojstva materijala za određenu primjenu definirana su zahtjevima te iste primjene pa se tako, nakon što se odabere materijal za obradu SLM-om, vrši karakterizacija materijala radi provjere njegovih fizičkih svojstava i kemijskog sastava. Kemijski sastav metala definira njegovo ponašanje unutar više komponentnog materijala a najviše utječe na skupljanje materijala. Neka fizička svojstva metala koja su bitna u aditivnoj proizvodnji SLM-om su gustoća, specifični toplinski kapacitet, latentna toplota taljenja, temperatura taljenja i entalpija taline. Svi ovi parametri su izrazito bitni prilikom SLM-a, a o njima će ovisiti i karakteristike krajnjeg proizvoda. [13], [14]

Metalurgija praha je područje za sebe i već se dužni niz godina uspješno primjenjuje za obradu metala koji se ne mogu lijevati ili strojno prerađivati. Pokazala se kao isplativa i relativno jednostavna tehnologija za manje dijelove koji se proizvode u velikim količinama. Jedan od najpoznatijih primjera metalurgije praha je proizvodnja zupčanika gdje se metal koji se koristi za njihovu proizvodnju preša i sinterira. Ovisno o metalu ili leguri prahovi dolaze u mnogim veličinama i oblicima, a za njihovu proizvodnju koristi se široki spektar postupaka. Iako metalurgija praha i proizvodnja prahova postoji već duže vrijeme potrebno je razlikovati prahove koji se koriste za taloženje i sinteriranje od prahova koji se koriste za aditivnu proizvodnju. Kod prahova za aditivnu proizvodnju postoje posebni zahtjevi na veličinu, oblik i kemijski sastav s obzirom da su ti zahtjevi presudni za uspješnu izradu proizvoda i samu ponovljivost proizvodnje. Konvencionalni metalni prahovi poput onih dobivenih vodenom atomizacijom mogu biti nepravilnog oblika s veličinama u širokim rasponima od submikrometarskih dimenzija pa sve do preko 100 mikrometara. Ovakvi oblici i veličine nisu prikladni za aditivnu proizvodnju. Raspon veličine trenutno korištenih prahova u aditivnoj proizvodnji je od 10 do 105 mikrometara i prah je uglavnom sfernog oblika. Sferni oblik ključan je za fino i precizno nanošenje praha u sloju prilikom aditivne proizvodnje. Zahtjevi na veličinu, oblik i kemijsku čistoću različiti su za svaki proces aditivne proizvodnje. Ne mogu se svi komercijalni metalni prahovi koristiti u aditivnoj proizvodnji, iako su određeni sustavi tolerantniji od drugih na oblik, veličinu i čistoću praha. Za punu karakterizaciju određenog praha potrebno je odraditi četiri karakteristike:

- Kohezivnost i tečnost,
- Kemijsku čistoću,
- Gustoću i poroznost,
- Morfologija oblika. [13], [14]



Slika 8. Karakteristike kojima se karakterizira materijal

Raspodjela veličine čestica praha prikazuje učestalost veličine čestica u praškastom uzorku. Ova raspodjela utječe na važne karakteristike praha poput tečnosti i kompaktnosti. Što je raspodjela veličine čestica praha šira to je gustoća samog materijala veća jer dopušta da se praznine u materijalu popune sa manjim česticama dok veće čestice zajedno tvore kostur samog proizvoda. Proporcionalno gustoći povećava se i sinterirana gustoća materijala. Iako je što veća gustoća sinteriranog materijala cilj prema kojem treba težiti, treba isto tako pripaziti jer široka raspodjela veličine čestica u prahu može imati negativni utjecaj na ostale karakteristike praha koji se koristi u aditivnoj proizvodnji poput protočnosti. Razlog tome je što manje čestice praha imaju veće Van der Wallsove sile zbog velikog omjera površine i volumena što u nekim slučajevima može rezultirati nakupljanjem prilikom korištenja praha u aditivnoj proizvodnji.

To bi značilo da uska raspodjela veličine čestica poboljšava konzistenciju taline, ali smanjuje gustoću proizvoda. Osim toga veći broj manjih čestica u prahu smanjuje energiju potrebnu za njihovo otapanje i poboljšava kvalitetu površine nakon izrade. Manje čestice u prahu također znače da slojevi prilikom izrade mogu biti tanji što rezultira boljom kvalitetom izrade. U konačnici prilikom postavljanja parametara procesa selektivnog laserskog taljenja potrebno je pronaći kompromis između udjela manjih i većih čestica u prahu. Prah s manjim česticama značiti će bolju kvalitetu izrade, ali riskira se pojava konglomeracije prilikom procesa, kao i problemi sa samim dostavljanjem materijala na proizvodnu podlogu. Ako se koristi prah s većim česticama poboljšavaju se svojstva taline, ali se smanjuje gustoća proizvoda. [13], [16]

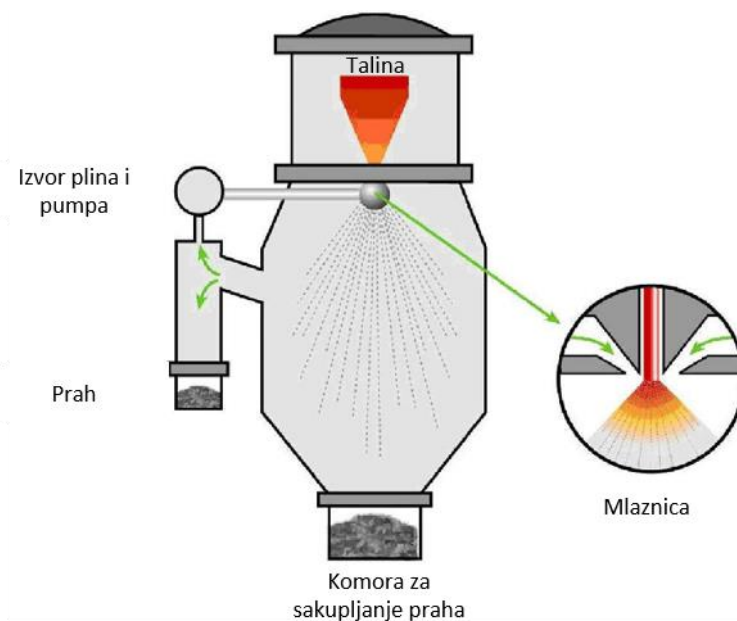
Morfologija praha odnosi se na to kojeg su oblika čestice praha. Ovo svojstvo praha direktno ovisi o načinu proizvodnje praha. Prahovi se najčešće proizvode postupcima atomizacije. Atomizacija je postupak u kojem se iz taline određenog metalnog materijala dobiva prašak visoke čistoće. Ovim postupkom znatno se smanjuje naknadna obrada prahova. Sami postupak atomizacije moguće je podijeliti u tri dijela:

- taljenje,
- atomizacija,
- hlađenje i očvrstnuće.

Postupci atomizacije dijele se prema načinu dobivanja prahova, a to su:

- atomizacija tekućinom,
- atomizacija plinom,
- atomizacija centrifugom,
- vakuumaska atomizacija.

Atomizacija plinom je najčešće korišteni postupak dobivanja prahova za aditivnu proizvodnju. Sami postupak provodi se unutar komore u kojoj se metal ili legura nalaze u rastaljenom stanju. U komoru se pušta plin pod velikim tlakom (6 -10 bar) i s velikom stopom strujanja (250-350 m/s) prilikom čega se rastaljeni metal ili legura atomiziraju. Plin u pitanju je najčešće argon. Nakon atomizacije prah prolazi kroz sito i sortira se prema veličinama. Ovim postupkom dobivaju se prahovi velike čistoće i sferičnog oblika. Najveći nedostaci ovog postupka su mogućnost poroznosti praha zbog zarobljenog plina unutar samih čestica praha. Ovaj nedostatak može biti veliki problem ovisno o tome gdje će se i na koji način krajnji proizvod upotrebljavati. [13], [16]



Slika 9. Atomizacija plinom [17]

Toplinska vodljivost je sposobnost materijala da provodi toplinu kroz pojedine čestice i mijenja se s temperaturom čestica. Toplinska vodljivost sloja praha određene debljine ovisi o broju kontakata čestica, što pak ovisi o zbijanju praha. Što je sloj praha zbijeniji, to će više biti kontaktnih točaka, a samim tim i veći prijenos topline kroz sloj praha.

Ostala svojstva prahova koja su bitna prilikom aditivne proizvodnje odnosno prilikom selektivnog laserskog taljenja su: specifični toplinski kapacitet, latentna toplota, talište, viskoznost i slobodna površinska energija. Specifični toplinski kapacitet je količina toplinske energije potrebna za podizanje jedinične količine materijala za jedan stupanj, a utječe na toplinsku ravnotežu. Latentna toplota definira se kao količina energije potrebna za promjenu stanja jedinične mase materijala iz čvrste u tekuću bez porasta temperature. Talište je točka topljenja materijala pri određenoj temperaturi u kojoj materijal prelazi u tekuću fazu. Viskoznost je otpor materijala da teče i utječe na kvalitetu proizvoda. Površinska slobodna energija kvantificira prekid kemijskih veza kada se površina transformira. Utječe na ponašanje materijala prilikom samog procesa. [18], [19]

2.3.1.2. Parametri lasera

U procesu selektivnog laserskog taljenja koristi se toplinska energija laserske zrake kako bi se otopio prah materijala izrade. S time u vidu, parametri poput promjera (veličine) laserske zrake, valne duljine laserske zrake, snage laserske zrake i oblika u kojem se energija isporučuje materijalu (impulsna ili kontinuirana) izuzetno su važni. Promjer (veličina) laserske zrake obično se postavlja prije samog postupka i ne mijenja se tijekom trajanja postupka. Neki od

ovih parametara laserskog sustava su fiksni pa se ne mogu mijenjati, a najčešće se mijenjati mogu samo snaga lasera i promjer (veličina) laserske zrake. Kod impulsnog lasera prilagodljivi parametri su frekvencija impulsa, promjer (veličina) laserske zrake, trajanje impulsa i vršna snaga. [18], [20]

Pulsni laseri koriste mali nalet energije za topljenje materijala, a generirana talina zadržava se u rastopljenom stanju ponovnim impulsima. Impulsni laser prelazi preko praha materijala na način da preklapa impulsne zone. To znači da za svaki sloj materijala stroj prvo odredi „rute“ po kojima će ići, a granice tih „ruta“ se preklapaju što je kasnije vidljivo i na gotovom proizvodu. S obzirom da ova vrsta lasera ima više parametara koji se mogu kontrolirati s njom je moguće i finije podesiti eksperimentalne parametre i eventualno dobiti bolje rezultate (širi raspon eksperimentalnih uvjeta). Oblikovanje impulsa utječe na svojstva materijala pri čemu jači impulsi smanjuju izobličenje dijela i zaostala naprezanja u materijalu, dok slabiji impulsi smanjuju hrapavost površine.

Kontinuirani laseri homogeno zagrijavaju i tope prah. Zbog ograničenog broja prilagodljivih parametara imaju manji raspon eksperimentalnih uvjeta u usporedbi s impulsnim laserom. Noviji laserski sustavi koji se koriste prilikom selektivnog laserskog taljenja imaju takozvani hibridni način rada gdje laser djeluje u impulsnom načinu rada, ali s konstantnom energijom s obzirom na vrijeme. Ova metoda se provodi tako da se nakupljanje topline i količina taline svode na najmanju moguću razinu. [19], [20]

U aditivnoj proizvodnji metala koriste se različite vrste lasera, ali dva najčešće korištena su CO₂ i Nd:YAG laseri. S obzirom da metali imaju veću reflektivnost pri višoj valnoj duljini onda će pri nižoj valnoj duljini metali upiti veću količinu toplinske radijacije što će olakšati obradu. CO₂ laseri imaju valnu duljinu od 10,6 μm , dok Nd:YAG laseri imaju valnu duljinu od 1,06 μm što znači da će obrada s njima biti lakša. Apsorpcija zračenja ovisi i o drugim parametrima, ali je valna duljina laserske zrake najvažniji. [18], [19]

2.3.1.3. Parametri atmosfere

Okruženje u kojem se metalni prah topi i onda se hladi vrlo je važno za svojstva proizvedenih dijelova. Različiti čimbenici atmosfere u kojem se proces odvija a utječu na svojstva dijelova su prethodno zagrijavanje, oksidacija i inertnih plinovi u prahu. Oksidacija je neželjena pojava koja može dovesti do problema poput poroznosti i smanjenih mehaničkih svojstava. Kako bi se ovaj problem eliminirao u procesima poput SLM-a najčešće se koristi

atmosfera od inertnog plina. Postoji nekoliko metoda dovodenja plina u sami proces. Jedna od metoda je dovodenje inertnog plina kroz mlaznicu lasera točno na mjesto gdje laser rastapa metal, a druga metoda je ispunjenje cijele komore u kojoj se odvija proces plinom. Najčešći plinovi koji se koriste su helij, argon i dušik. Dok helij i dušik imaju nedostatke, helij je lakši od kisika, a dušik reagira sa određenim metalima, argon se pokazao najbolji za zaštitu i najčešće se koristi od ova tri plina. [20]

3. ADITIVNA PROIZVODNJA U DENTALNOJ PRIMJENI

Konvencionalne dentalne metode rekonstrukcije oduzimaju puno vremena, zahtijevaju puno rada i uključuju previše koraka. Najprije je potrebno uzeti otisak usta pacijenta i onda od njega raditi gipsani model. Nakon toga izrađuje se voštani uzorak koji se ručno prilagođava traženom obliku. Potom se taj uzorak koristi u procesu lijevanja metalnih nadomjestaka u prikladnim metalima ili legurama. Nakon izrade ugradnje dijela pacijent će vrlo vjerojatno morati nekoliko puta dolaziti na prilagodbu jer je vrlo teško napraviti točan otisak. Sve ovo zajedno produljuje vrijeme koje je potrebno liječniku da obradi jednog pacijenta, a i s pacijentove strane je isto vremenski jako zahtjevno. Digitalne proizvodne metode u kojima se koriste računalni modeli dobiveni skeniranjem usne šupljine i aditivna proizvodnja dovoljno su sazrele kako bi u potpunosti istisnule konvencionalne metode proizvodnje dentalnih nadomjestaka. Konvencionalne metode nikako ne mogu konkurirati boljoj točnosti i kraćem vremenu izrade koje imaju digitalne metode. U tablici 1. navedene su razne vrste materijala koji se koriste u dentalnoj medicini i područja u kojima se koriste. Valja primijetiti da se metalni materijali uglavnom koriste u svrhe rekonstrukcije. Aplikacija materijala: A – lijepila, B – bazni materijali, L – sredstva za usitnjavanje, S – materijali za ispunu, R – materijali za rekonstrukciju, T – materijali za privremenu rekonstrukciju. Potencijalna preventivna korist: F – materijal koji ispušta fluor, S – materijal za brtvljenje. Izdržljivost: L – niska, M – srednja, H – visoka. [6], [21]

Tablica 1. Prikaz lepeze materijala koji se koriste u dentalnoj primjeni

Vrsta materijala	Način primjene materijala	Preventivne mogućnosti materijala	Izdržljivost
Adhezivna smola	A	F	M
Smola za brtvljenje	S	S	M
Kompomer	B, L, R	F	M
Hibridni ionomer	B, L, R	F	M
Stakleni ionomer	A, B, L, R, S	F, S	L, M
Metalni modifikator	R	F	L, M
Cink oksid eugeonlo	B, L, T	/	L, M
Cinkov fosfat	B, L	/	M
Cink polikarboksilat	B, L	/	M
Cinkov silikofosfat	B, L	F	M
Kompozitna smola	R	F	H
Dentalni amalgam	R	/	H
Keramika	R	/	H
Metal - keramika	R	/	H
Metal - smola	R	/	M, H
Privremena akrilna smola	T	/	L
Dentalni akril	R	/	H
Lijevani metal	R	/	H
Kovani metal	R	/	H

3.1. Zahtjevi na materijale u dentalnoj primjeni

Usna šupljina sa sobom nosi relativno ekstremne uvjete eksploatacije poput velikog temperaturnog raspona, dinamičkih opterećenja, kiselog i lužnatog okoliša. Osim toga svi materijali koji se na neki način ugrađuju u ljudsko tijelo moraju biti biokompatibilni. Zahtjevi na materijale u dentalnoj primjeni mogu se podijeliti na nekoliko područja. [21], [22], [23]

3.1.1. Biokompatibilnost materijala

Izuzetno je važno da bilo kakav dio koji se ugrađuje u usnu šuplinu pacijenta bude netoksičan za njega. Biokompatibilni metali već su jasno identificirani i uključuju plemenite i neplemenite metale. Osim biokompatibilnosti, pacijent može razviti alergijske reakcije na

pojedini materijal. To ovisi o pojedinom pacijentu, a takvim problemima se pristupa individualno. [21], [22], [23]

3.1.2. Otpornost materijala na mrlje i koroziju

Za materijal je otpornost na mrlje i koroziju još jedan zahtjev koji je potrebno ispuniti kako bi se kvalificirao za upotrebu u stomatologiji. Zbog različitih tvari koje mogu biti prisutne u usnoj šupljini, na implantat se mogu taložiti filmovi koji potamne. Uobičajeni primjer je prisutnost sulfidnog filma na leguri zlata u obliku sulfida. Sulfidi nastaju zbog prisutnosti sumpora u raznim prehrambenim proizvodima. [21], [22], [23]

3.1.3. Čvrstoća materijala

Čvrstoća legure je jedan od najvažnijih zahtjeva jer legura mora u svim uvjetima ostati u elastičnom području kako bi zadržala svoj početni oblik i namjenu. Ako se dogodi bilo kakva plastična deformacija, dio se neće uklopiti i pacijentu će vrlo vjerojatno nanijeti veliku nelagodu i bol. [21], [22], [23]

3.1.4. Toplinske karakteristike

Toplinske karakteristike važne su zbog uvjeta eksploatacije gdje se u usta unose različita hrana i piće različitih temperatura. Unutar toplinskih karakteristika materijala najvažniji su toplinska vodljivost jer se prema njoj može ustvrditi toplinska izolacija materijala koja osigurava da se tijekom eksploatacije pacijent ne dovede u nelagodnu poziciju. [21], [22], [23]

3.2. Kobalt – krom (Co-Cr) legure u dentalnoj primjeni

Co-Cr legure se koriste u stomatologiji zbog izvrsne otpornosti na koroziju i raznih mehaničkih svojstava poput visoke čvrstoće. S obzirom na tešku obradivost Co-Cr legura i na činjenicu da se materijal smanjuje prilikom prelaska iz tekuće u krutu fazu konvencionalni načini izrade dentalne protetike sve se više napuštaju. Glavnu ulogu preuzimaju postupci aditivne proizvodnje koji koriste računalno potpomognutu proizvodnju kako bi prilagodili dijelove individualno svakom pacijentu. Legure na bazi Co-Cr najtvrdi su poznati biokompatibilni materijali koji se obično koriste u medicini i stomatologiji. Pokazuju dobru otpornost na umor, vlačnu čvrstoću, elastičnost i otpornost na koroziju. Prikladni su za primjenu u medicinskim implantatima, djelomičnim skeletnim protezama i za obnavljanje podkonstrukcije krunice i

mosta u stomatologiji. Krom povećava površinsku otpornost na koroziju, molibden utječe na veličinu zrna i dodatno smanjuje osjetljivost na rupičastu koroziju. Dodatak silicija i mangana poboljšavaju fluidnost legure. Udio ugljika za dentalnu primjenu zadržava se između 0,3 i 1% kako bi se osigurala visoka čvrstoća i otpornost na puzanje. [21], [22], [23]

Naziv	Tehnologija	Kemijski sastav
EOS CoCr SP2 (DA)	SLM	Co: 63.8; Cr: 24.7; Mo: 5.1; W: 5.4; Si: 1.0; Fe: ≤0.50; Mn: ≤0.10 Bez Ni, Be, Cd and Pb
EOS CoCr MP1(MA)	SLM	Co: 60–65; Cr: 26–30; Mo: 5–7; Si: ≤1.0; Mn: ≤1.0; Fe: ≤0.75; C: ≤0.16; Ni: ≤0.10
Renishaw CoCr DG1(DA)	SLM	Co: 63.9; Cr: 24.7; Mo: 5.0; W: 5.4; Si: 1.0 Bez Ni, Be, Cd and Pb
SLM Solutions MediDent (DA)	SLM	Co: Balans Cr: 22.7–26.7; Mo: 4–6; W: 4.4–6.4; Si: 2; Fe: 0.5; Mn: 0.10; C: 0.02; Ni: 0.10; B, S: 0.10
SLM Solutions CoCr28Mo6 (MA)	SLM	Co: Balans Cr: 27–30; Mo: 5–7; W: 0.20; Si: 1; Al: 0.10; Fe: 0.75; Mn: 1; C: 0.35; N: 0.25; Ni: 0.5 Ti: 0.1; B, S: 0.01
3D systems LaserForm CoCr(A,B,C) ASTM F75(DA and MA)	SLM	Co Bal., Cr 28.00–30.00, Mo 5.00–6.00, Ni 0.00–0.10, Fe 0.00–0.50, C 0.00–0.02, Si 0.00–1.00, Mn 0.00–1.00, Cd 0.00–0.02, Be 0.00–0.02, Pb 0.00–0.02
Concept Laser Remanium star CL	SLM	Co: 60.5; Cr: 28; W: 9; Si: 1.5; Ostali elementi <1: Mn, N, Nb, Fe. Bez nikla, berilija, galija
BEGO Wirobond C+	SLM	Co: 63.9; Cr: 24.7; W: 5.4; Mo: 5.0; Si: <1
Scheftner Starbond COS	SLM	Co: 59; Cr: 25; W: 9.5; Mo: 3.5; Si: 1; C,Fe,Mn,N: <1%
Scheftner Starbond Easy 30	SLM	Co: 61; Cr: 27.5; W: 8.5; Si: 1.6; C,Fe,Mn: <1

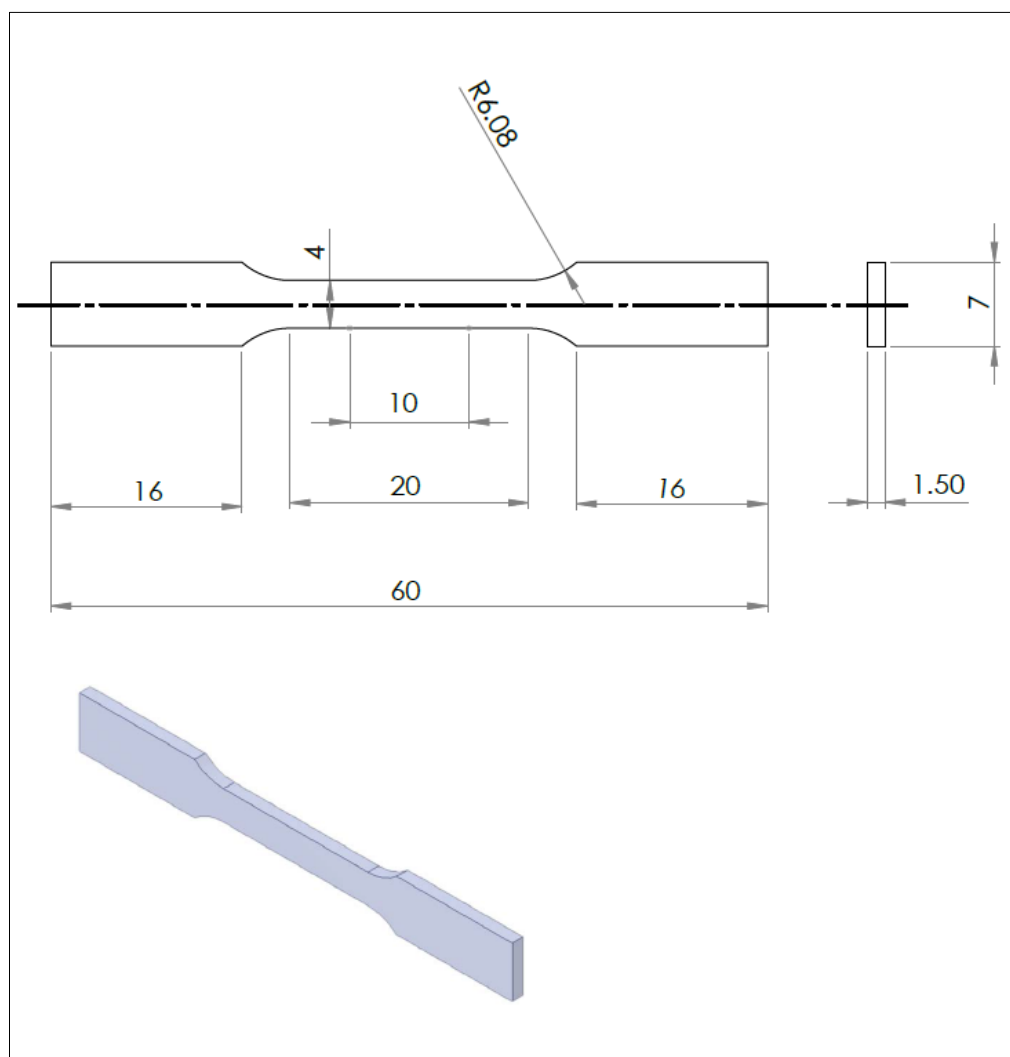
Slika 10. Vrsta, tehnologija i kemijski sastava Co-Cr legura u dentalnoj i medicinskoj primjeni [20]

4. EKSPERIMENTALNI DIO

U eksperimentalnom dijelu rada izrađeni su uzorci od Co-Cr legure postupkom aditivne proizvodnje, točnije selektivnim laserskim taljenjem od dva, komercijalno dostupna, Co-Cr praha. Nakon izrade na uzorcima je provedeno statičko – vlačno ispitivanje, karakterizacija mikrostrukture i ispitana je tvrdoća. Uzorci korišteni u ispitivanju izrađeni su od praškastih materijala EOS CobaltChrome SP2 i Laserform Co-Cr (B).

4.1. Strojevi za izradu ispitnih uzoraka

Uzorci su izrađivani na dva stroja za selektivno lasersko taljenje. U nastavku će kratko biti prikazani strojevi i njihove tehničke karakteristike. Uzorci su se izrađivali prema sljedećem CAD modelu (Slika 11.).



Slika 11. Tehnički crtež ispitnog uzorka (epruvete)

EOS – M100 je jedan od nekoliko ulaznih strojeva za selektivno lasersko taljenje koji proizvodi tvrtka Electro Optical Systems. Stroj može koristiti nekoliko materijala za izradu dijelova, a oni uključuju Co-Cr legure, legure s nehrđajućim čelikom i legure titana.



Slika 12. EOS – M100 [24]

S obzirom da se radi o postupku selektivnog laserskog taljenja svi materijali koji se koriste dolaze u obliku praha. EOS – M100 ima snažan laser i upravljiva ogledala za precizno skeniranje predmeta na proizvodnoj podlozi. Laserska zraka selektivno topi metalne čestice prema zadanom CAD modelu, a rastaljeni metal se nakon toga učvršćuje dajući oblik predmeta koji se izrađuje sloj po sloj. Stroj je sposoban precizno izrađivati dijelove u slojevima debljine do 30 mikrometara. Prilikom izrade prostor u kojem se izrađuje dio potrebno je ispuniti inertnom atmosferom dušika ili argona.

Tlak u komori za izradu treba biti oko 4,1 bar kako bi ispunio zahtjeve proizvođača. Stroj se trenutno koristi za proizvodnju raznih inženjerskih, industrijskih i medicinskih proizvoda koji uključuju implantate kralježnice i automobilske izmjenjivače topline. U dentalnoj medicini stroj se najviše koristi za izradu krunica, mostova i drugih rekonstrukcija od Co-Cr legura. Njegova cilindrična komora ima čeličnu podlogu promjera 100 cm. Maksimalna duljina predmeta koji se mogu izrađivati s ovim strojem je 94 cm. Sami stroj ima pozamašne

dimenzije veličine prosječnog hladnjaka, a teži 1300 kg. Namijenjen je proizvodnji malih dijelova, a koristi isti materijal za potpunu strukturu kao i za izradu samog dijela. Nakon završetka izrade dio je uglavnom pregrube površine kako bi se mogao odmah upotrebljavati pa je naknadna obrada skoro uvijek potrebna. [24]

DMP Dental 100 je stroj za aditivnu proizvodnju, točnije selektivno lasersko taljenje koji je usmjeren isključivo prema aditivnoj proizvodnji u dentalnoj primjeni. To je ulazni stroj koji je u mogućnosti izrađivati visokokvalitetne zubne proteze s relativno dobrim omjerom cijene i performansi. Točnost izrade je do 50 mikrometara. Pomoću njega se izrađuju vrlo precizne krunice, mostovi i okviri s gotovo savršenim uklapanjem i minimalnom naknadnom obradom. [25]



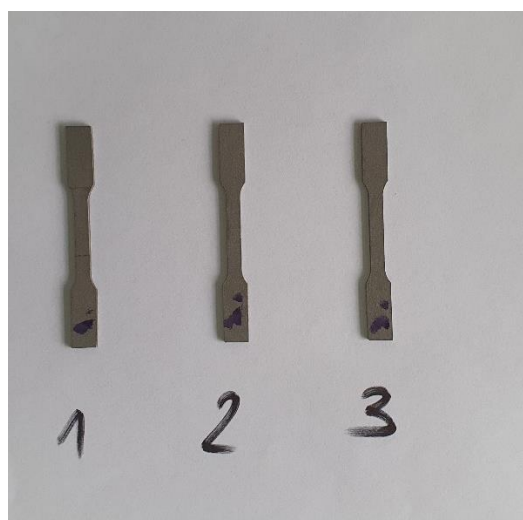
Slika 13. DMP Dental 100 stroj [25]

4.2. Norma EN ISO 22674

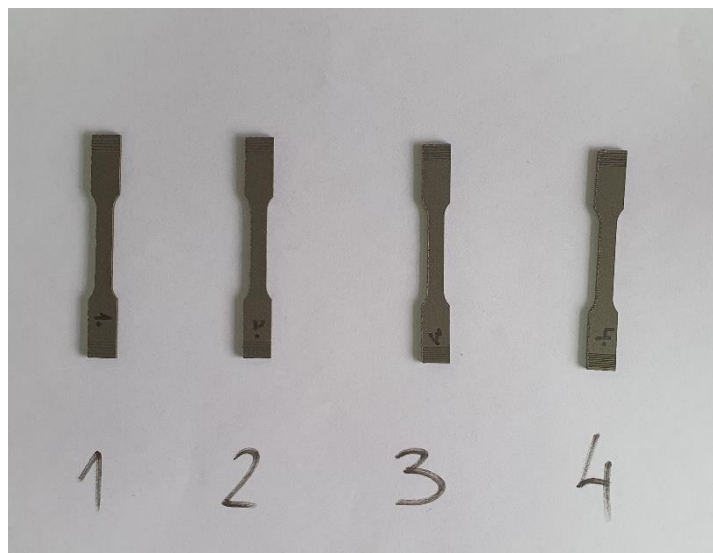
Norma EN ISO 22674 klasificira metalne materijale koji su prikladni za proizvodnju zubnih aparata i rekonstrukcija, uključujući metalne materijale preporučene za upotrebu s ili bez keramike. Osim toga ova norma preporučuje materijale za obje namjene i specificira njihove zahtjeve. Osim toga ovom normom su propisani i zahtjevi u pogledu pakiranja i označavanja proizvoda te uputa koje se moraju dostaviti za upotrebu materijala koje pokriva norma. Prema zadanoj korišten je prirast deformacije od 1,5 mm/min.

4.3. Ispitni uzorci

Ispitni uzorci izrađeni su u obliku epruveta za statičko vlačno ispitivanje prema dimenzijama definiranih na Slici 10. Razlikujemo epruvete izrađene na EOS – M100 stroju i epruvete izrađene na DMP Dental 100 stroju. Osim toga treba imati na umu da su uzorci izrađeni od legura različitog kemijskog sastava. Na slici 12. vidljivi su kemijski sastavi prahova korištenih u proizvodnji ispitnih uzoraka.



Slika 14. Uzorci izrađeni na 3D Systems DMP Dental 100 stroju



Slika 15. Uzorci izrađeni na EOS – M100 stroju

EOS CoCr SP2 (DA)	SLM	Co: 63.8; Cr: 24.7; Mo: 5.1; W: 5.4; Si: 1.0; Fe: ≤0.50; Mn: ≤0.10 Free of Ni, Be, Cd and Pb
3D systems LaserForm CoCr(A,B,C) ASTM F75(DA and MA)	SLM	Co Bal., Cr 28.00–30.00, Mo 5.00–6.00, Ni 0.00–0.10, Fe 0.00–0.50, C 0.00–0.02, Si 0.00–1.00, Mn 0.00–1.00, Cd 0.00–0.02, Be 0.00–0.02, Pb 0.00–0.02

Slika 16. Prikaz kemijskog sastava korištenih prahova [13]

Zbog različitih kemijskih sastava korištenih prahova i različitih strojeva na kojima su se ispitni uzorci izrađivali imaju i različita očekivana fizička i mehanička svojstva. Ova svojstva su deklarirana od strane proizvođača i imaju samo orijentacijsku funkciju. Očekivana fizička i mehanička svojstva prikazana su na slici 13.

Svojstvo	EOS MP1	LaserForm CoCr (B)
Gustoća g/cm ³	8.3	8.3
Vlačna čvrstoća (Mpa)	1100	1445 +/- 50
Produljenje %	Min. 20	34 +/- 6
Modul elastičnosti (Gpa)	200	230 +/- 40
Tvrdoća	otprilike 35–45 HRC	26 +/- 5 Rockwell C
Koeficijent termalnog širenja	$13.6 \times 10^{-6} \text{ m/m } ^\circ\text{C}$ – $15.1 \times 10^{-6} \text{ m/m } ^\circ\text{C}$	14
Interval topljenja	1350–1430	1350–1430

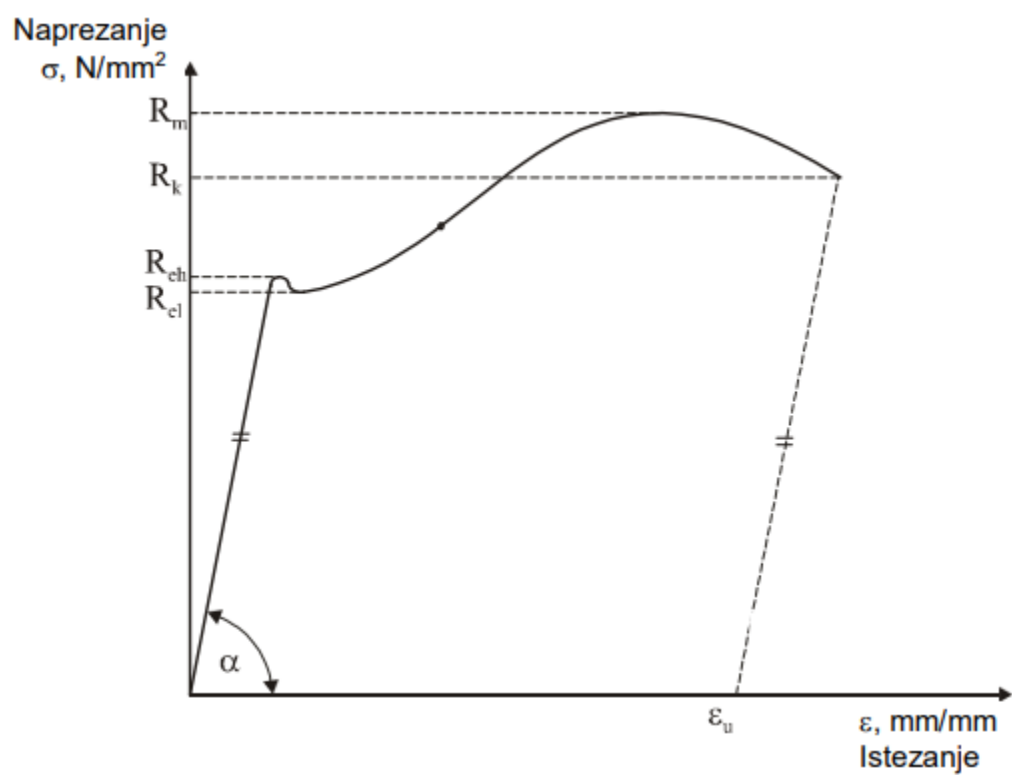
Slika 17. Prikaz deklariranih mehaničkih svojstava korištenih prahova [13]

S obzirom na veliku tvrdoću legure Co-Cr dio ispitnih uzoraka je prilagođeno naknadnom obradom kako bi se olakšala ispitivanja na njima. Prilagodba je uključivala izradu nazubljenja na predviđenim prihvratima za kidalicu kako bi se izbjegla pojava klizanja uzorka iz čeljusti prilikom provođenja statičkog vlačnog ispitivanja.

4.4. Statičko vlačno ispitivanje

Statičko vlačno ispitivanje je ispitivanje mehaničkih svojstava metalnih, ali i nemetalnih materijala. Ispitivanje je regulirano normom HRN EN ISO 6892-1:2016 za ispitivanja pri sobnoj temperaturi. Ovim ispitivanjem mogu se ispitati razne karakteristike (mehanička svojstva) ispitnog uzorka, a ona uključuju: gornju i donju granicu razvlačenja, konačno naprezanje, vlačnu čvrstoću, istežljivost, granicu razvlačenja i modul elastičnosti. Rezultati

ispitivanja prikazuju se u σ - ϵ dijagramu. Prilikom ispitivanja korištene su dvije kidalice, Shimadzu AGS – X i WPM EU 40 MOD.



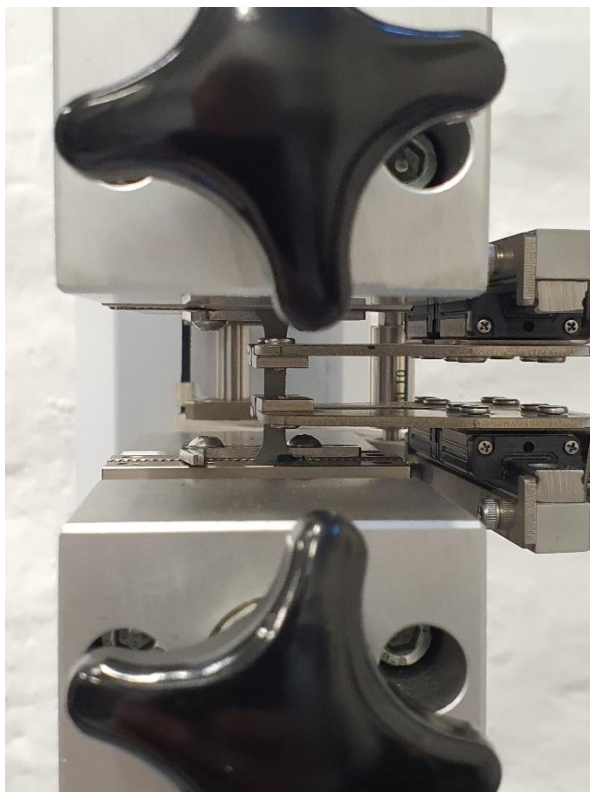
Slika 18. σ - ϵ dijagram [26]



Slika 19. Shimadzu AGS – X kidalica [27]



Slika 20. WPM EU 40 MOD kidalica



Slika 21. Pozicioniranje ispitnog uzorka u čeljusti Shimadzu AGS – X kidalice, na slici je vidljiv i ekstenziometar



Slika 22. Pozicioniranje ispitnog uzorka u čeljusti WPM EU 40 MOD kidalice

Tijekom ispitivanja na Shimadzu AGS – X, zbog ranije spomenutih problema vezanih za tvrdoću materijala, pojavio se problem klizanja ispitnog uzorka iz čeljusti kidalice. Ovaj problem je nastao zbog konfiguracije prihvatnih pločica čeljusti kidalice. U ovoj izvedbi one imaju piramidalne izbočine koje nisu bile kompatibilne s unaprijed napravljenim nazubljenjima na ispitnim uzorcima. Osim toga ova kidalica nema samozatezajuće konusne čeljusti koje bi još dodatno primijenile silu na prihvatna mjesta uzorka. S obzirom da su uzorci klizali iz čeljusti bili smo primorani koristiti drugu kidalicu sa zadovoljavajućom konfiguracijom prihvatnih pločica čeljusti i sa samozatezajućim konusnim glavama. Radi se o WPM EU 40 MOD kidalici. Problem kod ove kidalice je bio taj da se na nju nije mogao montirati ekstenziometar pa je jedini podatak dobiven iz ispitivanja bila maksimalna sila. Osim toga ispitni uzorci napravljeni na stroju DMP Dental 100 nisu bili naknadno obrađeni, odnosno nisu imali potrebna nazubljenja za lakše provođenje statičko vlačnog ispitivanja. Bez obzira na konusne samozatezajuće čeljusti ispitni uzorci napravljeni na DMP Dental 100 stroju su klizali i na WPM EU 40 MOD kidalici i ispitivanje nije bilo moguće provesti. Nekoliko pokušaja improvizacije je napravljeno s ciljem smanjenja klizanja ispitnog uzorka iz čeljusti kidalice, ali bezuspješno. Jedan od pokušaja je uključivao bušenje rupa na prihvatnim mjestima na uzorku. Nakon toga u rupe su postavljene osovine. Za osovine su izrađeni posebni prihvatni za čeljusti kidalice kako bi se eliminiralo klizanje. Zbog velike maksimalne sile koju su ispitni uzorci postizali postojala je sumnja hoće li osovina izdržati toliko opterećenje. Prilikom ispitivanja osovina je pukla i uzorak je iskliznuo iz prihvata. S obzirom na okolnosti u nastavku će biti navedeni rezultati statičkog vlačnog ispitivanja na epruvetama proizvedenima na stroju EOS – M100.



Slika 23. Prikaz pokušaja improviziranog eliminiranja klizanja epruveta iz čeljusti



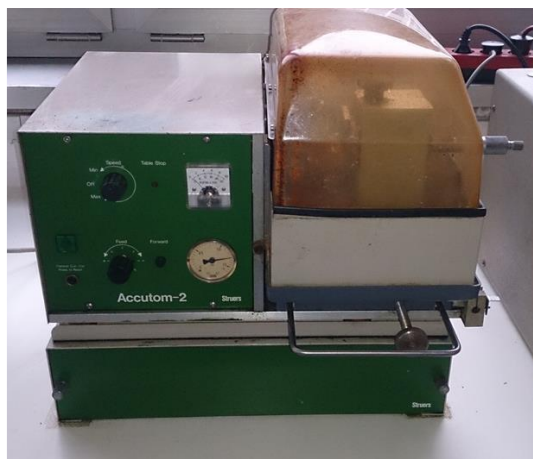
Slika 24. Prikaz montiranih profila za sprečavanje proklizavanja

Tablica 2. Prikaz vrijednosti maksimalne sile i vlačne čvrstoće za EOS ispitne uzorke

BROJ UZORKA	MAKSIMALNA SILA (N)	VLAČNA ČVRSTOĆA (N/mm ²)
1	6226	991,46
2	8259	1317,22
3	8144	1288,61
4	8295	1312,5

4.5. Karakterizacija mikrostrukture uzoraka

Nakon statičko vlačnog ispitivanja uzorci napravljeni na EOS – M100 stroju pripremili su se za karakterizaciju mikrostrukture. Priprema uzoraka za karakterizaciju mikrostrukture uključuje rezanje uzoraka, ulijevanje u polimernu masu i brušenje zbog uklanjanja nesavršenosti. Postupak rezanja uzoraka proveden je na rezalici Struers Accutom-2 s vodenim hlađenjem.



Slika 25. Struers Accutom-2 s vodenim hlađenjem rezalica

Nakon izrezivanja uzorci su se zalili polimernom masom na uređaju za toplo ulijevanje Buehler Ltd. Pneumet Press.



Slika 26. Buehler Ltd. Pneumet Press stroj za ulijevanje uzoraka u polimernu smjesu



Slika 27. Prikaz ispitnih uzoraka ulivenih u polimernu masu

Sljedeći korak je bio brušenje uzoraka ulivenih u polimer kako bi se uklonile eventualne nesavršenosti na površini na kojoj će se provoditi karakterizacija mikrostrukture. Brušenje je izvedeno na uređaju Struers Pedemin.

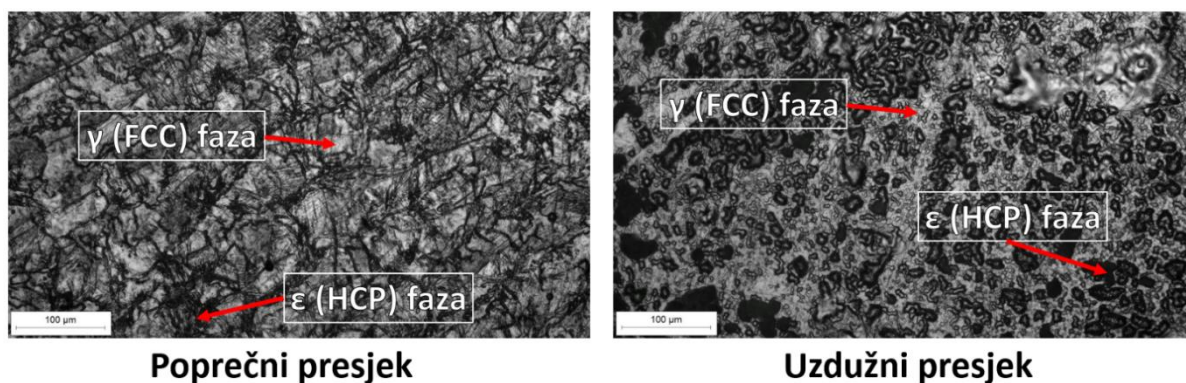


Slika 28. Struers Pedemin stroj za brušenje

Posljednji korak pripreme uzoraka prije karakterizacije mikrostrukture bio je poliranje uzoraka.

Dentalna i općenito biomedicinska Co-Cr legura sadržava 51,8 % - 65,8 % Co, 23,7 % - 30,0 % Cr, 4,6 % - 5,6 % Mo, 4,9 % - 5,9 % W i <1 % Mn, Si, Fe.

Mikrostruktura dentalne legure sadrži visokotemperaturnu γ -fazu (FCC kristalna rešetka) sa karbidima i ϵ -faza (HCP kristalna rešetka) (Slika 29.). γ -faza utječe na mehanička svojstva (duktilnost) dok ϵ -faza utječe na tribo-korozijska svojstva (otpornost na trošenje i koroziju). Svojstva Co-Cr dentalne legure ovise o odnosu udjela γ - ϵ faza (FCC-HCP kristalne rešetke) i ostale uključine u mikrostrukturi kao što su vrsta, raspodjela i udio karbida.

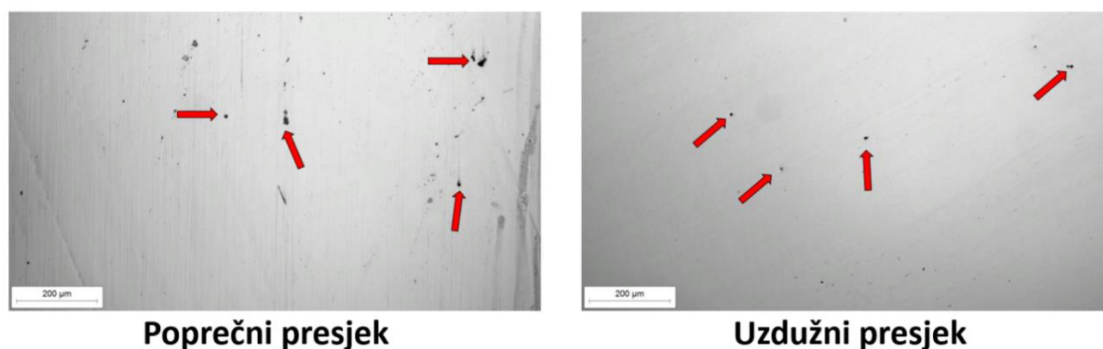


Slika 29. Mikrostruktura Co-Cr legure u nagriženom stanju

Tehnike selektivnog laserskog taljenja (SLM) karakteriziraju velike promjene unosa topline i hlađenja dok se slojevi tale u 3D oblik što dovodi do faznih transformacija i rezultira promjenama mikrostrukture (omjer γ - ϵ), a time i mehaničkim svojstvima, svojstvima trošenja i korozije konačnih dentalnih proizvoda.

Uzorci su izrezani i uliveni u vodljivu smolu, brušeni, polirani i elektrokemijski nagriženi u 10% oksalnoj kiselini pod naponom od 12 V tijekom tri minute.

Mikrostruktura je analizirana pomoću svjetlosnog mikroskopa OLYMPUS GX51F-5 s dodatnom Olympus DP-25 CCD kamerom.

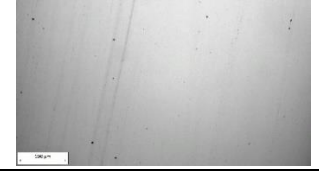
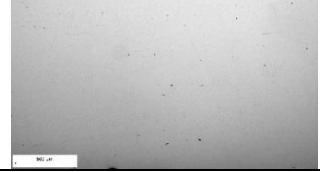
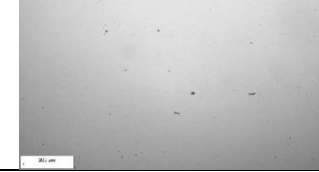


Slika 30. Prikaz poroznosti Co-Cr legure

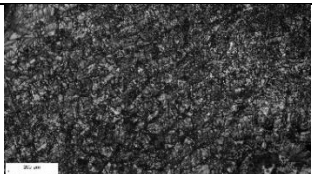
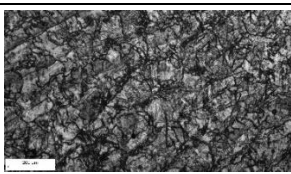
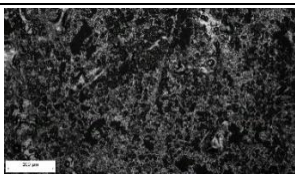
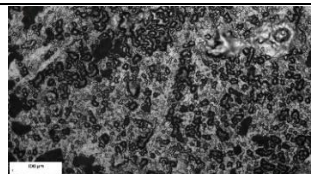
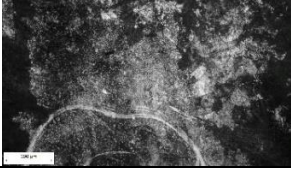
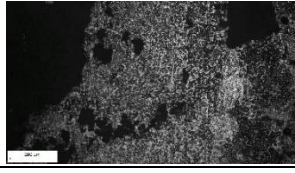
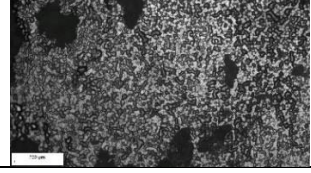
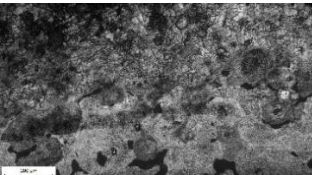
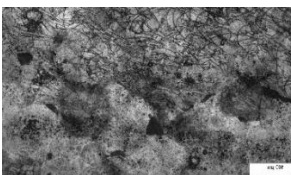
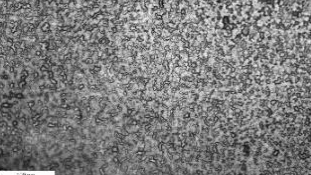
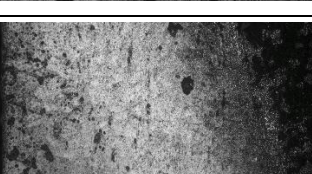
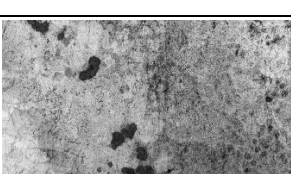
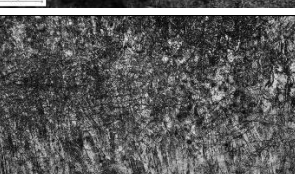
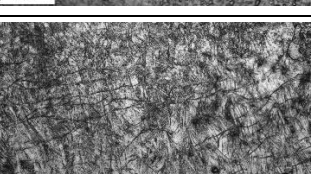
Na slici 30. je prikazana struktura u poliranom stanju u kojoj su se mogli uočiti poroziteti pravilnog oblika (kružni), a označeni su crvenim strelicama.

U tablici 3. prikazani su sve mikrostrukture u poliranom stanju dok su u tablici 4. prikazane sve mikrostrukture u nagriženom stanju. Na slikama iz tablice 3 je vidljiva karakteristična struktura za Co-Cr legure proizvedene SLM tehnologijom u poliranom stanju.

Tablica 3. Mikrostrukture uzoraka u poliranom stanju

	POPREČNI PRESJEK		UZDUŽNI PRESJEK	
	50x	100x	50x	100x
1				
2				
3				
4				

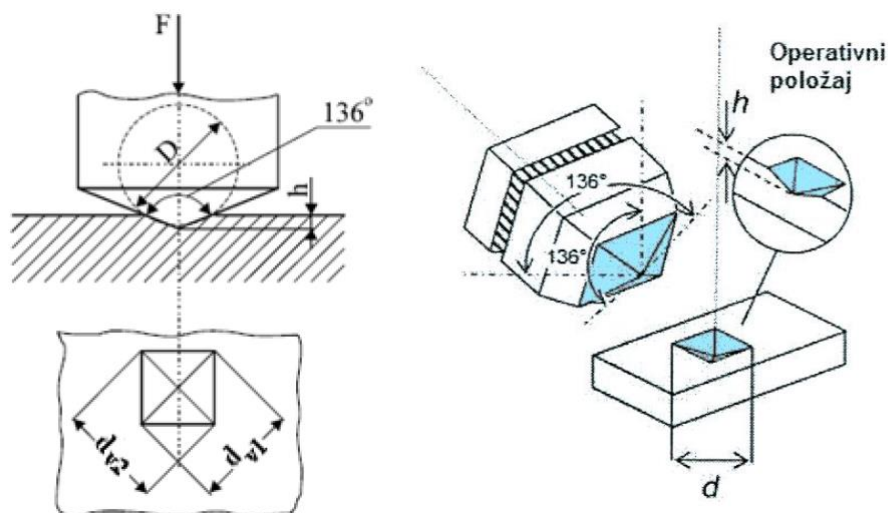
Tablica 4. Mikrostrukture uzoraka u nagriženom stanju

	POPREČNI PRESJEK		UZDUŽNI PRESJEK	
	100x	200x	100x	200x
1				
2				
3				
4				

U tablici 4. prikazane su sve mikrostrukture u nagriženom stanju. Na slikama iz tablice 3 može se vidjeti karakteristična mikrostruktura za Co-Cr legure u nagriženom stanju proizvedene SLM tehnologijom kao što je prikazano na Slici 30.

4.6. Ispitivanje mikrotvrdoće

Tvrdoća je mehaničko svojstvo materijala koje pokazuje koliko je predmet otporan na prodiranje drugog stranog tijela u njegovu površinu. Mikrotvrdoća se ispituje Vickersovom ili Knoopovom metodom, a prilikom ispitivanja iznos sile opterećenja ne smije prijeći 1,96 N. Nakon utiskivanja indentora u materijal pomoću mikroskopa se mjeri veličina utiska, a prema dobivenim podacima se računa sama tvrdoća. U okviru ovog istraživanja mjerenje mikrotvrdoće je napravljeno Vickersovom metodom. Korišteni indentor je dijamantna četverostrana piramida sa kutom od 136° između nasuprotnih stranica. Prilikom ispitivanja korišten je uteg mase 200 g, a sukladno tome mjerena tvrdoća je HV 0,2.

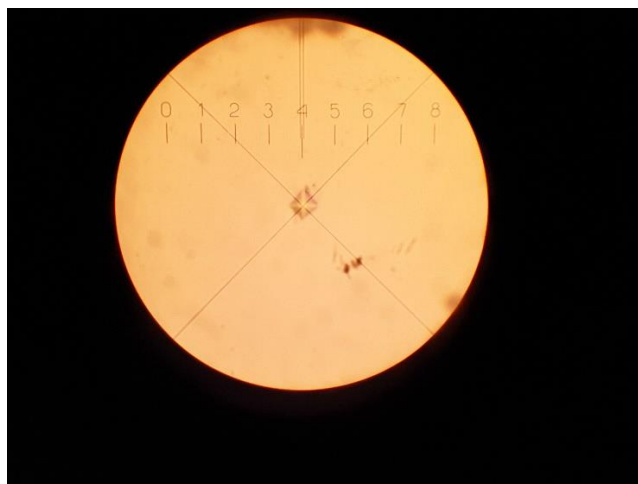


Slika 31. Parametri ispitivanja mikrotvrdoće Vickersovom metodom [28]

Samo mjerenje tvrdoće napravljeno je na mikrotvrdomjeru PMT3. Rezultati srednjih vrijednosti izmjerenih mikotvrdoća HV 0,2 prikazani su u tablici 5. Mjerenja su napravljena za sva četiri uzorka tvrtke EOS, za poprečni i uzdužni presjek. Za svaki uzorak i presjek napravljena su tri mjerenja iz kojih je dobivena srednja vrijednost.



Slika 32. Mikrotvrdomjeru PMT3



Slika 33. Prikaz mjerenja mikrotvrdoće

U tablici 5 su prikazane dobivene vrijednosti izmjerene mikrotvrdoće HV_{0,2}. Prema rezultati je vidljivo da nema značajnijeg odstupanja u vrijednostima mikrotvrdoće između poprečnog i uzdužnog presjeka.

Tablica 5. Prikaz rezultata mjerenja mikrotvrdoće HV_{0,2}

BROJ UZORKA (EOS)	MIKROTVRDOĆA POPREČNOG PRESJEKA	MIKROTVRDOĆA UZDUŽNOG PRESJEKA
1	403 HV 0,2	398 HV,0,2
2	411 HV 0,2	400 HV 0,2
3	493 HV 0,2	496 HV 0,2
4	430 HV 0,2	469 HV 0,2

5. ZAKLJUČAK

Postupno uvođenje raznih metoda digitalne proizvodnje u dentalnu medicinu promijenilo je način na koji se danas obrađuju pacijenti. Različite metode digitalnog skeniranja poput CT-a, MRI-a i ostalih u kombinaciji s aditivnim postupcima proizvodnje raznih rekonstrukcija i dijelova povećali su preciznost i ubrzali cjelokupni proces obrade pacijenata. Osim toga aditivni postupci proizvodnje omogućavaju puno bolje razumijevanje i bolju spremnost na probleme koji nastanu tijekom eksploatacije. U bližoj budućnosti očekuje se potpuno prebacivanje na aditivne postupke proizvodnje i naravno veliki napredak korištenja istih u području dentalne medicine. Ovo istraživanje je pokazalo da postoji jako veliki utjecaj parametara izrade dijelova SLM tehnologijom na sama svojstva. Iako nisam bio u mogućnosti napraviti potpuno istraživanje zbog tehničkih problema nastalih s klizanjem ispitnih epruveta iz čeljusti kidalice jasno je pokazano kako će različiti prahovi s različitim kemijskim svojstvima, iako relativno sličnima, dati drugačija svojstva. Analizirana mikrostruktura je sadržavala γ -fazu koja utječe na mehanička svojstva (duktilnost) dok ϵ -faza utječe na tribo-korozijska svojstva (otpornost na trošenje i koroziju). Svojstva Co-Cr dentalne legure ovise o odnosu udjela γ - ϵ faza (FCC-HCP kristalne rešetke) i ostale uključine u mikrostrukturi kao što su vrsta, raspodjela i udio karbida. Prema istraživanju pokazalo se da je većina deklariranih mehaničkih svojstava u rasponima koje je naveo proizvođač bez značajnijeg odstupanja. U budućnosti valja vidjeti jesu li ta manja odstupanja značajna za svojstva krajnjeg proizvoda i za ponašanje proizvoda u eksploataciji. Ono što svakako treba uzeti u obzir kod budućih ispitivanja na ovoj vrsti materijala je njegova tvrdoća. Kod statičko vlačnog ispitivanja preporučuje se korištenje samozateznih konusnih čeljusti na kidalici koje imaju odgovarajuća nazubljenja. Isto tako potrebno je u naknadnoj obradi napraviti nazubljenja na samim ispitnim epruvetama kako bi se izbjegla pojava klizanja epruveta iz čeljusti kidalice. Kod nagrizanja uzoraka za karakterizaciju mikrostrukture preporuča se korištenje postupka elektrolitskog nagrizanja materijala jer se pokazalo da je postupak nagrizanja materijala u kiselini nedostatan s obzirom na visoku otpornost Co-Cr legure na kemikalije.

LITERATURA

- [1] Wohlers T T. Wohlers report 2009: rapid prototyping & tooling state of the industry. Annual worldwide progress report. Wohlers Associates, Detroit, MI, 2009.
- [2] Burns M. Automated fabrication: improving productivity in manufacturing. Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ; 1993.
- [3] Sachs EM, Cima MJ, Williams P, Brancazio D, Cornie J. Three dimensional printing: rapid tooling and prototypes directly from a CAD model; 1992.
- [4] Godec D. Aditivna proizvodnja s metalima; Suvremena aditivna proizvodnja. Zagreb Fakultet strojarstva i brodogradnje; 2020 podloge za predavanja]. Zagreb Fakultet strojarstva i brodogradnje; 2020.
- [5] Alkaios Bournias Varotsis, Introduction to metal 3D printing: <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/introduction-metal-3d-printing/#what>, Pristupljeno: travanj 2020.
- [6] See how dentistry is benefiting from metal 3D Printing – Sinterex: <https://sinterex.com/see-how-dentistry-is-benefiting-from-metal-3d-printing/>, Pristupljeno: travanj 2020.
- [7] Arcam. Electron Beam Melting. <http://www.arcam.com>, Pristupljeno: ožujak 2021.
- [8] EBM: https://www.researchgate.net/figure/Electron-Beam-Melting-EBM-mechanism-Source-arcamcom_fig1_323791292, Pristupljeno: travanj 2021.
- [9] Guo N, Leu MC. Additive manufacturing: technology, applications and research needs. *Front Mech Eng* 8(3):215–243; 2013.
- [10] LOM: https://www.researchgate.net/figure/Scheme-of-SLAR-layered-manufacturing-Reproduced-from-CustomPartNet-with-permission_fig2_310821992
- [11] CMET. Stereolithography technology. <http://www.cmet.co.jp>, Pristupljeno: ožujak 2021.
- [12] Optomec. LENS process. <http://www.optomec.com>, Pristupljeno: ožujak 2021.
- [13] Yanan Z. Ning L. Jiazhen Y. Qiang Z. Comparative analysis of the microstructures and mechanical properties of Co-Cr dental alloys fabricated by different methods. School of Manufacturing Science and Engineering, Sichuan University, Chengdu, PR of China. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 2018.
- [14] Øilo M. Nesse H. Lundberg J. Gjerdet N., DDS, PhD Mechanical properties of cobalt-chromium 3-unit fixed dental prostheses fabricated by casting, milling, and additive

- manufacturing. Department of Clinical Dentistry, Faculty of Medicine, University of Bergen, Norway. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 2018.
- [15] SLM:
<https://www.researchgate.net/publication/326891428/figure/fig1/AS:659597278855194@1534271654724/Schematic-diagram-of-the-selective-laser-melting-SLM-process.png>
- [16] Yanan Z. Wei W. Jizahen Y. Wendo L. Ning L. Haopeng L. Sheng X. Microstructures and metal-ceramic bond properties of Co-Cr biomedical alloys fabricated by selective laser melting and casting. *Materials Science & Engineering A*. 2019;759:594-602.
- [17] Atomizacija plinom: https://www.researchgate.net/figure/Gas-atomization-Courtesy-of-LPW-Technology-reprinted-with-permission-from-Ref-70_fig2_331798165
- [18] Changhui S. Mingkang Z. Yongqiang Y. Di W. and Yu J. Morphology and properties of Co-CrMo parts fabricated by Selective laser melting, *Materials Science & Engineering A*, 2017, Dostupno online: <https://doi.org/10.1016/j.msea.2017.12.035>.
- [19] Mertens R. Dadbakhsh S. Van Humbeeck J. Kruth J.-P. Application of base plate preheating during selective laser melting. 10th CIRP Conference on Photonic Technologies [LANE 2018] Leuven, Belgija.
- [20] Yanan Z. Ning L. Jiazhen Y. Qiang Z. Comparative analysis of the microstructures and mechanical properties of Co-Cr dental alloys fabricated by different methods. School of Manufacturing Science and Engineering, Sichuan University, Chengdu, PR of China. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 2018.
- [21] Juran A. 3D printeri u fiksnoj protetici [diplomski rad]. Zagreb: Stomatološki fakultet; 2018.
- [22] Whitaker M. The history of 3D printing in healthcare. *Bulletin* Volume: 96 Issue: 7, July 2014, pp. 228-229. Dostupno online:
<https://doi.org/10.1308/147363514X13990346756481>.
- [23] FDA Clears a Material Enabling 3D-Printing of Dentures RegDesk:
<https://www.regdesk.co/fda-clears-a-material-enabling-3-d-printing-of-dentures/>,
Pristupljeno: travanj 2020.
- [24] https://www.eos.info/03_system-related-assets/system-related-contents/_pdf_system-data-sheets/eos_system_data_sheet_eos_m_100_en.pdf. Pristupljeno: travanj 2020.
- [25] <https://www.3dsystems.com/sites/default/files/2020-02/3d-systems-dmp-dental-flyer-us-a4-2020-02-10-a-web.pdf>. Pristupljeno: travanj 2020.
- [26] Franz M.; Ćorić D.: Odabrana poglavlja iz mehaničkih svojstava materijala, predavanja, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb.

[27] <https://www.shimadzu.com/>

[28] http://www.calce.umd.edu/general/Facilities/Hardness_ad_.htm#3.4