Karakterizacija dentalnih Co-Cr legura dobivenih 3D printanjem

Tudek, Tomislav

Master's thesis / Diplomski rad

2019

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:235:548897

Rights / Prava: In copyright / Zaštićeno autorskim pravom.

Download date / Datum preuzimanja: **2024-03-28**

Repository / Repozitorij:

Repository of Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture University of Zagreb







SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Tomislav Tudek

Zagreb, 2019.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Mentor:

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

Student:

Tomislav Tudek

Zagreb, 2019.

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

Ovim putem posebno zahvaljujem svom mentoru prof. dr. sc. Zdravku Schauperlu na pruženoj pomoći, savjetima, podršci te ukazanom povjerenju kako pri pisanju ovoga rada tako i tijekom cijelog diplomskog studija.
Također zahvaljujem se i asistentu Daliboru Videršćaku na savjetima i pomoći tijekom pisanja diplomskoga rada.
Zahvaljujem se i stomatološkome fakultetu i prof. dr. sc. Amiru Ćatiću na ustupljenim uslugama za izradu ovoga rada.
Hvala i svim kolegicama i kolegama s fakulteta kao i svim prijateljima na razumijevanju, pomoći i lijepi trenutcima tijekom studiranja.
Na kraju posebno bih se zahvalio svojoj obitelji na podršci, savjetima, a posebno strpljenju tijekom mog studiranja.

Tomislav Tudek

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:	
Ur. broj:	

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **TOMISLAV TUDEK** Mat. br.: 0035201002

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Karakterizacija dentalnih Co-Cr legura dobivenih 3D printanjem**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Characterization of 3D ptrinted Co-Cr alloys**

Opis zadatka:

U stomatologiji, konkretno fiksnoj protetici, sve važnije mjesto zauzima postupak 3D printanja koji se koristi za izradu metalnih dijelova mostova i krunica. U tu svrhu danas se komercijalno koriste uređaji različitih proizvođača od kojih svaki propisuje drugačiji polazni materijal i drugačije parametre printanja. Takvo stanje na tržištu rezultira s proizvodima različitih struktura i svojstava.

U radu je potrebno dati pregled stanja na području primjene 3D printanja u stomatologiji, konkretno u fiksnoj protetici. Potrebno je navesti mjesta primjene, te prednosti i mane te tehnologije u odnosu na tradicionalne postupke izrade metalnih dijelova.

U eksperimentalnom dijelu rada potrebno je izraditi Co-Cr uzorke na 3D printerima različitih proizvođača koristeći polazne materijale (prah) i parametre koji se standardno koriste u komercijalne svrhe. Na tim uzorcima potrebno je karakterizirati mikrostrukturu i mikrotvrdoću. Nakon karakterizacije, potrebno je uzorke obložiti stomatološkom keramikom standardnim postupkom pečenja, te ponoviti analize.

Na temelju dobivenih rezultata potrebno je donijeti zaključke o razlikama u strukturi i svojstvima Co-Cr legurama izrađenih 3D printerima različitih proizvođače te o utjecaju postupka nanošenja keramike na svojstva i strukturu tih legura.

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

Zadatak zadan:
02. svibnja 2019.

Rok predaje rada:
04. srpnja 2019.

Predviđeni datum obrane:
10. srpnja 2019.
11. srpnja 2019.
12. srpnja 2019.

Zadatak zadao:

prof. dr. sc. Zdravko Schauperl

Predsjednica Povjerenstva:

prof. dr. sc. Biserka Runje

SADRŽAJ

SADRŽAJ I
1 UVOD 1
1.1 Razvoj dentalne protetike 1
1.2 Razvoj CAD/CAM sustava 3
2 MATERIJALI U DENTALNOJ MEDICINI 5
2.1 Struktura i svojstva materijala 5
2.1.1 Mehanička svojstva 6
3 KOBALT-KROM LEGURE 7
4 3D PRINTANJE METALA 9
4.1 Princip rada 3D printera metala 10
4.2 Primjena 3D printanja u stomatologiji 13
4.2.1 Udlaga za zube 14
4.2.2 Mostovi i krunice 15
4.2.3 Pomoćne proteze za kirurgiju 15
4.2.4 Modeli 16
4.3 Budućnost 3D printanja metala u stomatologiji 16
5 EKSPERIMENTALNI DIO 18
5.1 Kemijski sastav i svojstva kobalt-krom legura 18
5.2 Priprema uzoraka 20
5.2.1 Proizvođač A 20
5.2.2 Proizvođač B 22
5.2.3 Proizvođač C 24
5.3 Karakterizacija mikrostrukture nakon poliranja 26
5.4 Karakterizacija mikrostrukture nakon nagrizanja 30
5.5 Karakterizacija mikrostrukture nakon izrade keramičke krunice 33
5.6 Mikrotvrdoća kobalt - krom legura 42
5.6.1 Mikrotvrdoća uzoraka prije nanošenja keramičke prevlake 43
5.6.2 Mikrotvrdoća uzoraka nakon nanošenja keramičke prevlake 44
6 ZAKLJUČAK 48
LITERATURA 50

POPIS SLIKA

Slika 1. Primjer zubnih krunica i mostova izrađenih od zlata [4] 2
Slika 2. Replika dentalne proteze Etruščana [4] 3
Slika 3. 3D printani model dentalne protetike od kobalt - krom legure [11] 8
Slika 4. Slaganje slojeva: a) 3D oblik, b) slaganje 2D slojeva, c) slojeviti model [13] 9
Slika 5. Faze aditivne proizvodnje [13] 10
Slika 6. Proces printanja SLM/DLMS tehnologijama [14] 11
Slika 7. Shema SLM/DMLS 3D printera metal [13] 12
Slika 8. Tok podataka u procesu 3D printanja [13] 13
Slika 9. 3D printana udlaga za zube [18] 14
Slika 10. Laserski printane krunice prije završne obrade [19] 15
Slika 11. Pomoćna kirurška proteza [20] 16
Slika 12. Model zubnog mosta proizvođača A, donja strana 20
Slika 13. Model zubnog mosta Proizvođača A, gornja strana 21
Slika 14. Poprečni (desno) i uzdužni (lijevo) presjek Uzorka 1 21
Slika 15. Model zubnog mosta proizvođača B, donja strana 22
Slika 16. Model zubnog mosta proizvođača B, gornja strana 23
Slika 17. Poprečni (desno) i uzdužni (lijevo) presjek Uzorka 2 23
Slika 18. Model zubnog mosta proizvođača C, gornja strana 24
Slika 19. Model zubnog mosta proizvođača C, donja strana 25
Slika 20. Poprečni (desno) i uzdužni (lijevo) presjek Uzorka 3 25
Slika 21. Poprečni presjek Uzorka 1 u poliranom stanju, povećanje 200x 26
Slika 22. Poprečni presjek Uzorka 2 u poliranom stanju, povećanje 100x 27
Slika 23. Poprečni presjek Uzorka 3 u poliranom stanju, povećanje 200x 27
Slika 24. Uzdužni presjek Uzorka 1 u poliranom stanju, povećanje 100x 28
Slika 25. Uzdužni presjek Uzorka 2 u poliranom stanju, povećanje 100x 29
Slika 26. Uzdužni presjek Uzorka 3 u poliranom stanju, povećanje 200x 29
Slika 27. Poprečni presjek Uzorka 1 u nagriženom stanju, povećanje 100x 31
Slika 28. Poprečni presjek Uzorka 2 u nagriženom stanju, povećanje 200x 31
Slika 29. Poprečni presjek Uzorka 3 u nagriženom stanju, povećanje 200x 32
Slika 30. Uzorak 2 sa keramičkom prevlakom 34
Slika 31. Uzdužni (dolje) i poprečni (gore) presjeci uzoraka prevučenih keramikom 35
Slika 32. Poprečni presjek Uzorka 1 prevučenog keramikom u nagriženom stanju, povećanje 500x 36
Slika 33. Poprečni presjek Uzorka 2 prevučenog keramikom u nagriženom stanju, povećanje 500x 36
Slika 34. Poprečni presjek Uzorka 3 prevučenog keramikom u nagriženom stanju, povećanje 500x 37
Slika 35. Uzdužni presjek Uzorka 1 prije nanošenja keramičke prevlake, povećanje 25 000x, SEM 38
Slika 36. Uzdužni presjek Uzorka 2 prije nanošenja keramičke prevlake, povećanje 25 000x, SEM 39
Slika 37. Uzdužni presjek Uzorka 3 prije nanošenja keramičke prevlake, povećanje 25 000x, SEM 39
Slika 38. Presjek Uzorka 1 nakon nanošenja keramičke prevlake, povećanje 2500x, SEM 40

Slika 39. Presjek Uzorka 2 nakon nanošenja keramičke prevlake, povećanje 2500x, SEM 41
Slika 40. Presjek Uzorka 3 nakon nanošenja keramičke prevlake, povećanje 2500x, SEM 41
Slika 41. Shema intendora po Vickersovoj metodi [26]..... 43
Slika 42. Usporedba prosječnih tvrdoća uzdužnih presjeka uzoraka prije i poslije nanošenja keramičke prevlake..... 46
Slika 43. Usporedba prosječnih tvrdoća uzdužnih presjeka uzoraka prije i poslije nanošenja keramičke prevlake..... 46

POPIS TABLICA

Tablica 1. Prednosti i nedostaci 3D printanja u dentalnoj medicini 17
Tablica 2. Sastav i svojstva 3D printanih kobalt-krom legura [22] 19
Tablica 3. Prikaz prosječne vrijednosti mikrotvrdoće poprečnih i uzdužnih presjeka uzoraka prije nanošenja keramičke prevlake 44
Tablica 4. Prikaz prosječne vrijednosti mikrotvrdoće poprečnih i uzdužnih presjeka uzoraka nakon nanošenja keramičke prevlake 45

POPIS KRATICA I OZNAKA

Oznaka	**Opis**
2D	Dvodimenzionalno
3D	Trodimenzionalno
CAD	Konstruiranje pomoću računala (eng. *Computer Aided Design*)
CAM	Proizvodnja pomoću računala (eng. *Computer Aided Manufacturing*)
DLP	Očvršćivanje digitalno obrađenim svjetlosnim signalom (eng. *Digital Light Processing*)
DMLS	Izravno lasersko srašćivanje elektrona (eng. *Direct Metal Laser Sintering*)
FDM	Taložno očvršćivanje (eng. *Fused Deposition Modeling*)
SEM	Skenirajući elektronski mikroskop
SLM	Selektivno lasersko taljenje (eng. *Selective Laser Melting*)
STL	Triangulizacijska datoteka (eng. *Standard Tessellation Language*)
UV	Ultravioletno zračenje

SAŽETAK

U ovom radu opisan je dio stomatologije koji se bavi izradom zubnih mostova i krunica. Točnije, u ovom dijelu fokus je na izradi metalnih mostova uz pomoć 3D printera. Sam rad podijeljen je u šest poglavlja. Prva četiri poglavlja odnose se na teorijski dio izrade dentalnih modela. U prvom, uvodnom, opisane su razne metode koje su se kroz povijest koristile u stomatološke svrhe ne bi li se pronašlo rješenje problema. Povijesni osvrt odnosi se na početke i prvu pojavu zubnih mostova pa do današnjih suvremenih metoda izrade. Budući da je glavna tema rada 3D printanje kobalt-krom legura, u prvom dijelu opisan je i princip rada takvih printera. Uz to, dan je pregled materijala koji se koriste u te svrhe te su pobliže opisana svojstva spomenute legure. Na kraju četvrtoga poglavlja nalazi se tablični prikaz prednosti i mana ove proizvodne metode.

Sa petim poglavljem počinje eksperimentalni dio gdje su opisani postupci karakterizacije materijala. Analiza je provedena na tri različita modela zubnih mostova, triju različitih proizvođača izrađenih od istog materijala, istom proizvodnom metodom, no različitih parametara. Na spomenutim uzorcima provedena je karakterizacija mikrostrukture i mikrotvrdoće. Analiza je obavljena prije i nakon prevlačenja stomatološkom keramikom. Time se htjelo utvrditi imaju li visoke temperature, koje su dio procesa pečenja keramike, utjecaja na svojstva materijala modela. Na kraju rada nalaze se tablični i dijagramski prikazi rezultati ispitivanja sa popratnim komentarima.

Ključne riječi: 3D printanje metala, zubne krunice, zubni mostovi, kobalt-krom legure, 3D printanje u stomatologiji

SUMMARY

In this paper, a small section of dentistry is described which deals with the design of dental bridges and crowns. Specifically, in this section, the focus is on production of metal bridges with 3D printing technology. The work is divided into six chapters. The first four chapters refer to the theoretical part of dental modeling. In the first, introductory part, describes various methods used throughout history for dental purposes in order to find a solution to the problem. Historical review refers to the beginnings and the first appearance of the dental bridges up to today's modern production methods. Because of the main topic is 3D printing of cobalt-chromium alloys, the first part describes the principle of this printers and other similar methods. Additionally, a review of the materials used for these purposes is given, and the properties of alloy are described more closely. At the end of the fourth chapter, there is a tabular overview of the advantages and disadvantages of this production method. With the fifth chapter starts with an experimental part where the material characterization procedures are described. The analysis was carried out on three different models of dental crowns of three different manufacturers made from the same material, using the same production method, but including different parameters. The microstructure and micro-hardness characterization was performed on these samples. The analysis was carried out before and after ceramic coating. This test was intended to demonstrate whether the high temperatures, which are part of the ceramic coating process, have an impact on the properties of the material. At the end of the paper, there are tabular and diagrammatic outcomes of the test results with accompanying comments.

Key words: 3D printing of metals, dental crowns, cobalt-chromium alloys, 3D printing in dentistry

1. UVOD

Dentalna medicina je znanstveno područje koje progresivno i kontinuirano napreduje. Rezultat tome ponajviše je razvijanje tehnologija te inkorporacija različitih tehnoloških dostignuća u različita područja djelatnosti. Dentalna protetika područje je dentalne medicine koja se zasniva ponajviše na visokim funkcionalnim i estetskim zahtjevima. U fiksnu dentalnu protetiku pripada i izrada zubnih mostova i krunica. Krunice i mostovi sastoje se od baze (osnovni konstrukcijski materijal) te vanjske prevlake. Kao rezultat dugoročnih istraživanja i ispitivanja danas materijali koji najviše ispunjavaju zahtjeve u pogledu higijene, biokompatibilnosti, optičkih svojstava i trajnosti su metalne legure za mostove i krunice te keramika ili porculani za prevlake [1].

Razvojem tehnologija izrade, sve važnije mjesto zauzima postupak 3D printanja koji se koristi za izradu metalnih dijelova mostova i krunica. Sustav se temelji na uzimanju otiska trodimenzionalnim snimanjem jedinicom za skeniranje koja zatim konvertira geometrijski oblik zuba u digitalni transformacijski jezik. Slijedi računalna obrada modela te slanje datoteke na 3D printer [2].

1.1 Razvoj dentalne protetike

Od davnih dana zamjena nestalih zubi bila je medicinska i kozmetička potreba ljudske vrste. Kroz povijest, dentalna protetika prošla je kroz mnoge razvojne faze. Prve zabilješke o prisustvu neke vrste dentalnih tretmana datiraju iz četvrtoga ili petoga stoljeća prije nove ere. U to vrijeme je stomatologija bila vrlo usko povezana sa medicinom, a glavno središte, kao i u mnogim drugim stvarima, bio je Egipat. Prema pronađenim zapisima, prva dentalna proteza bila je dizajnirana u Egiptu oko 2500. godine prije nove ere. Prve dentalne proteze bile su izrađene od drveta te su takve modele zlatnim žicama povezivali za susjedne zube. Oko 1000. godina kasnije zlato se počelo koristiti kao jedini materijal za dentalnu protezu. Međutim, kod tih stvari iznimno je bitno da materijal ne bude reaktivan i neopasan po zdravlje čovjeka. Zlato u nekim slučajevima može reagirati sa vodom, zrakom te hranom. Zbog tih stvari potrebno je bilo istražiti alternativno rješenje. Slika 1 prikazuje primjer proteza izrađenih od zlata koje datiraju iz otprilike 1000. godine prije nove ere [3].



Slika 1. Primjer zubnih krunica i mostova izrađenih od zlata [4]

Nešto kasnije Etruščani su izučili druge znatne vještine, njihove proteze bile su izrađene od zlata i goveđih zubi. Vođeni tim principima i razvojem tehnologije proizvodnje i materijala dolazimo do suvremenih metoda izrade dentalnih proteza [4-6].

Slika 2 prikazuje repliku primjera fiksne proteze koju su izradili Etruščani. Most je bio izrađen od zlata i njime bi se proteza ujedno pričvrstila za susjedne zube.



Slika 2. Replika dentalne proteze Etruščana [4]

Dentalna tehnologija ostala je praktički nerazvijena sve do 18. stoljeća kada se ponovo počinju razvijati novi materijali i tehnologije. Materijali kandidati za umjetne zube tijekom 18. stoljeća bili su ljudski zubi, isklesani životinjski zubi te porculan. Izbor materijala za umjetne zube ponajviše se temeljio na njihovoj mehaničkoj izotropnosti i biološkoj stabilnosti. Naime isklesani zubi životinja bili su korozivno nestabilni prema ljudskoj slini. Tih godina puno se istraživalo ne bi li se našao optimalni materijal i tehnologija kojim bi se riješio problem dentalne protetike. Razvoj je tekao sve do suvremenoga doba i pojavom novih materijala i tehnologija, ponajprije računalno potpomognutog oblikovanja (CAD) i 3D printera [5].

1.2 Razvoj CAD/CAM sustava

Mnoge promjene kroz povijest uzrokovane su razvojem tehnologija pa tako i u dentalnoj medicini dolazi do promjena i usavršavanja. Težnjom da se broj mogućih pogrešaka svede na minimum te da se ubrza proces i optimiraju svojstva došlo je do razvoja računalom potpomognutog oblikovanja (CAD) i računalom potpomognute izrade (CAM). CAD/CAM sustavi između ostalog, imaju široku primjenu u arhitekturi, medicini te dentalnoj medicini.

Razvoj te tehnologije seže u doba pedesetih godina 20. stoljeća. Temelje za razvoj CAD/CAM sustava postavila je američka zračna flota, a prvi oblik takvog sustava pojavio se šezdesetih godina prošloga stoljeća kada ga je tvrtka „Auto-Trol“ dizajnirala za proizvodnju digitalizatora. Nakon toga uvidjele su se mnoge prednosti te tehnologije i stoga se počela implementirati u sve grane industrije, uključujući i dentalnu medicinu. Godine 1980. predstavljen je prvi CAD/CAM sustav nazvan „Sopha“ kojim je izrađen prvi protetski nadomjestak. Vodeći se tim sustavom i nadograđujući ga, nastali su sustavi kakve poznajemo danas. Pet godina nakon toga je dr. Moermann izumio i predstavio prvi „inchair“ CAD/CAM sustav imena „CEREC 1“. Uz pomoć te tehnologije uspio je izraditi prvi keramički protetik što je dovelo do rapitnog širenja CAD/CAM sustava u dentalnoj medicini. To je izazvalo još brži razvoja novih poboljšanih varijanti sustava. Paralelno tome razvijala se i grana dentalnih optimiziranih materijala [7].

2. MATERIJALI U DENTALNOJ MEDICINI

Materijali u dentalnoj medicini zahtijevaju više grana znanosti o materijalima, a ponajprije znanje o njihovoj strukturi te svojstvima. Bitno je poznavati i njihovu interakciju s ostalim materijalima sa kojima će biti u doticaju tokom eksploatacije. Poznavajući te stvari sa velikom sigurnošću se može odabrati materijal optimalnih svojstava.

Pojedini stomatolozi potroše veliki dio svoje karijere ne bi li otkrili najbolju kombinaciju materijala, tehnologije izrade te samoga održavanja proizvoda tijekom njegove eksploatacije. Poznato je kako u dentalnoj medicini postoji široka varijacija materijala za uporabu od polimera, metala, legura do kompozitnih materijala i različitih vrsta keramike. Svaki od tih materijala ima svoje prednosti i nedostatke.

U dentalnoj medicini protetika se fiksira u usnu šupljinu gdje vladaju promjenjivi uvjeti. U idealnim okolnostima temperatura varira između 32 °C i 37 °C. Te temperature uvelike su i uvjetovane i time da li su usta zatvorena ili otvorena i o hrani i piću koje se unosi u organizam pa te temperature u normalnim okolnostima variraju i između 0 °C i 70 °C. Isto tako u obzir se mora uzet i pH vrijednost koja u može biti u rasponu čak od pH 2 do pH 11.

Uz nabrojane, postoji još mnogo drugih čimbenika koje treba uzeti u razmatranje prilikom izbora materijala [8].

2.1 Struktura i svojstva materijala

Svojstva materijala proizlaze iz njihove atomske strukture. Veze između atoma dijelimo na primarne i sekundarne, a sile koje ih međusobno povezuju nazivaju se kohezijske sile. Kemijska i fizička svojstva materijala rezultat su jačine tih veza. Primarne veze su ionska, metalna i kovalentna, a sekundarne su Van der Walsove i vodikove veze.

U čvrstom stanju molekule i atomi razvrstani su u amorfnu ili kristalnu strukturu o kojoj ovise svojstva. Poznavanje električnih, fizičkih i mehaničkih svojstava dentalnih materijala od iznimne je važnosti za njihovu primjenu [9].

2.1.1 Mehanička svojstva

Poznavanje iznosa žvačne sile vrlo je bitno za razumijevanje mehaničkih svojstava dentalnih materijala. Naprezanje, čvrstoća, deformacija, tvrdoća i trošenje karakteristike su svakog zasebnog materijala u odnosu na žvačnu silu. Prema trećem Newtonovom zakonu, kada na materijal djeluje vanjska sila, dolazi do reakcije, toj sili suprotstavlja se sila jednaka po veličini, ali suprotnog smjera. Poznavajući te podatke može se odabrati materijal koji će svojim svojstvima zadovoljiti funkciju. Uz klasična svojstva kao što su otpornost na određena naprezanja, otpornost na deformacije, zadovoljavajući modul elastičnosti te zadovoljavajuća tvrdoća, materijal u dentalnoj medicini mora imati i određena optička i termička svojstva [9].

2.1.1.1 Optička svojstva

Materijali u dentalnoj medicini moraju zadovoljiti visoke estetske kriterije i zbog toga su optička svojstva od posebne važnosti. Cilj je odrediti izgled i boju zuba da izgleda kao prirodan. Potrebno je spomenuti kako zubi zapravo apsorbiraju svjetlost u valnom području od 300 nm do 400 nm (UV svjetlost). Energija koje je zatim apsorbirana od strane zubiju prelazi u svjetlost s većim valnim duljinama (450 nm) tako da zubi postaju izvor svjetlosti. Taj fenomen naziva se fluorescencija. Zbog toga neke dentalne keramike i kompozitni materijali sadrže fluorescentne tvari kako bi što bolje reproducirali izgled prirodnog zuba [9].

2.1.1.2 Termička svojstva

Zbog unošenja vruće i hladne hrane i pića, dentalni materijali podvrgnuti su raznim varijacijama temperatura. Zbog toga važno je poznavati termodinamiku materijala te promjene uzrokovane promjenom temperature. Toplinska vodljivost rezultat je vibracije strukturne rešetke i gibanja elektrona i njihove interakcije s atomima. Krunica u blizini pulpe može prouzročiti vrstu nelagode pri većim promjenama temperature, ako se ne postavi izolacija. Nadalje, metalna baza proteze, koja se ponaša kao dobar vodič, omogućuje brzi odziv tkiva na promjenu temperature, za razliku od akrilnih proteza koje se ponašaju kao izolator [9].

3. KOBALT-KROM LEGURE

U stomatologiji rijetko kada se koriste čisti metali. Kako bi se iskoristila pozitivna svojstva jednih, a uklonila ili umanjila negativna svojstva drugih, pojedini se materijali međusobno legiraju. Takvim načinom dobivamo smjese optimalnih svojstva i nazivamo ih legurama. U dentalnoj medicini koristi se veliki broj raznih legura. Zbog olakšanja izbora te provedbe optimalnih namjena, postoji nekoliko sistematizacija koje se temelje na vrsti i masenome udjelu pojedinih sastojaka, mehaničkim svojstvima ili namjeni. Između svih ostalih paladijevih, srebrovih, titanijevih legura tu se nalaze i kobalt-krom legure.

Kobalt-krom legure spadaju u neplemenite legure zbog malog udjela plemenitih materijala, ispod 25 %, s tim da zlato ne mora biti uključeno. Kobalt-kromove legure kao gradivni materijali koriste se u stomatologiji od 1932. godine. Struktura ove legure u pravilu sastoji se od 35 % do 65 % kobalta, od 24 % do 35 % kroma te ostatak čini ponajviše molibden, a u tragovima mogu se naći i berilij, aluminij, silicij... Maseni udio kobalta, kroma i molibdena ne smije biti manji od 85 %. Zapravo, ove legure uvedene su kao alternativna verzija prije korištenih legura, čim su uočeni potencijalni zdravstveni problemi koji su bili izazvani zbog legura s većinskim udjelom nikla. Od svih prije spomenutih legura koje se koriste za metal – keramičke radove, CO – Cr legure imaju najveći specifični modul elastičnosti koji iznosi od 170 GPa do 220 GPa. Mana ovih legura je vrlo visoka tvrdoća koja po Vickersu doseže vrijednosti od 300 HV0,1 do 350 HV0,1 što velike otežava kasniju završnu obradu. Zaduženi za ovakva svojstva u najvećem udjelu su kobalt i krom. Krom daje tvrdoću i otpornost na koroziju pasivizirajućim učinkom (stvaranje kromovih oksida na površinskoj strani), a kobalt leguri daje tvrdoću, otpornost na koroziju i čvrstoću. Uloga molibdena je da daje otpornost na utjecaj halogenih elemenata (jod, klor, brom) te smanjuje veličinu zrna čime se poboljšavaju pojedina mehanička svojstva i pridonosi korozijskoj otpornosti. Najkritičniji za svojstva legure je udio ugljika o kojemu ovise mnoga svojstva. U legurama za mobilne protetske modele udio ugljika je između 0,3 % i 0,5 % dok u legurama za izradu fiksnih protetskih modela ugljika ima jako malo ili ga uopće nema kako bi se spriječilo stvaranje karbida. Ugljik reagira sa kromom pri čemu nastaju kromovi karbidi koji zatim formiraju heksagonsku rešetku, što rezultira povećanjem mikročvrstoće i mikrotvrdoće, ali i povećanjem krhkosti.

Manjinski udjeli ostalih konstituenata znatno utječu na svojstva legure, čak u nekim slučajevima i više nego međusobni udio kroma, kobalta i nikla. Naime, elementi kao silicij, mangan, aluminij, berilij i magnezij sudjeluju u stvaranju zaštitnoga površinskoga oksidnoga sloja kao zaštite od korozije. Berilij i molibden pridonose stvaranju sitnijih zrna što povećava žilavost materijala. Silicij povećava livljivost materijala te povećava istezljivost. Temperatura potrebna za taljenje kobalt – kromovih legura izuzetno je visoka i proteže se u rasponu 1300 °C – 1550 °C. Vezna čvrstoća s keramikom iznosi 1000 MPa i kao što je već spomenuto, iznimno su tvrde i male gustoće (8,2 g/cm^3 – 8,4 g/cm^3) [10].

Najčešće se lijevaju tlačno – vakumski ili centrifugalno pri normalnoj atmosferi, ali u novije doba sve se više koristi i CAD/CAM obrada o kojoj će biti više riječ u nastavku ovoga rada. Na slici 3 prikazan je 3D printani model dentalne protetike od kobalt – krom legure [10, 11].

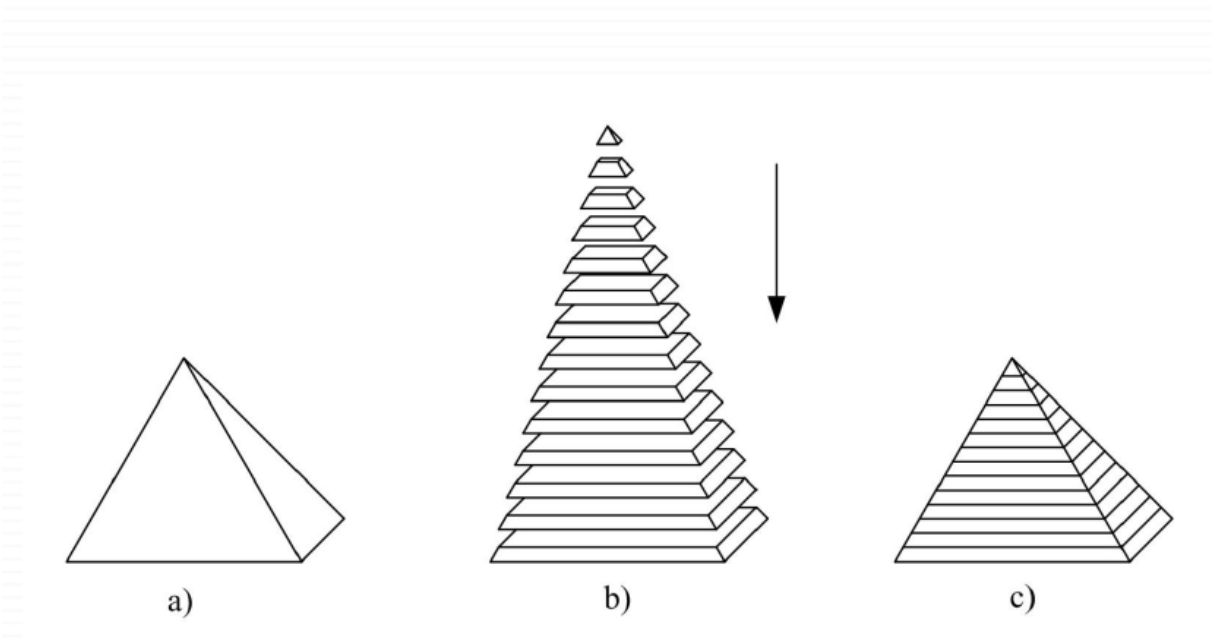


Slika 3. 3D printani model dentalne protetike od kobalt - krom legure [11]

4. 3D PRINTANJE METALA

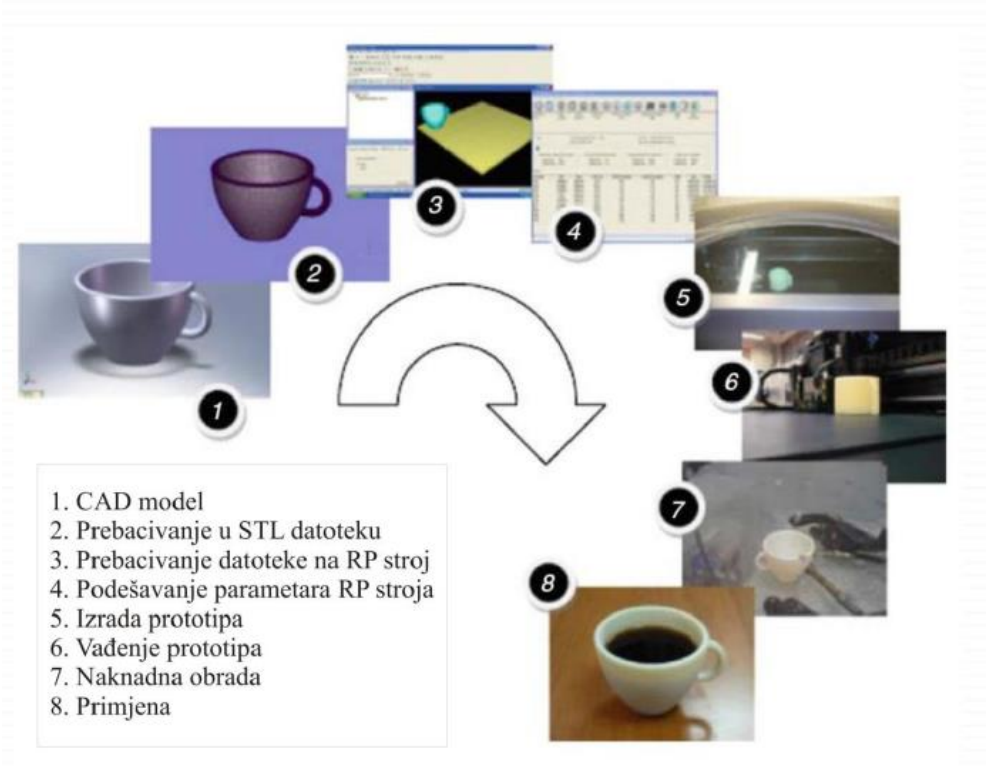
Pojavom tehnologije 3D printanja znalo se kako će ta metoda promijeniti način proizvodnje. Uvelike korištena u avionskim industrijama, industrijama za proizvodnju oružja pa čak i umjetnosti, 3D printanje postalo je subjekt zanimanja i u stomatologiji. U dentalnoj medicini mogu se susresti razne napredne tehnologije povezane sa 3D modeliranjem kao što je 3D obrada slika ili intraoralno skeniranje. Uz takvu povijest, metoda 3D printanja će biti dobro prihvaćena i već sada doživljava rapidni razvoj i korištenje. Primjene 3D printanja uključuju izradu modela za protetiku, izradu implantanata te izradu presvlaka i okvira za implantante i zubne nadomjeske [12].

Ova metoda spada u aditivne metode što znači da se temelji na proizvodnji sloj po sloj, tj. slaganjem jedan na drugi dvodimenzijskih (2D) slojeva čime nastaje gotovi trodimenzijski (3D) model. Takvo slaganje slojeva prikazano je na slici 4 [13].



Slika 4. Slaganje slojeva: a) 3D oblik, b) slaganje 2D slojeva, c) slojeviti model [13]

U principu, faze aditivnih proizvodnja uvijek su iste i neovisne o postupku. Na slici 5 prikazano je i nabrojeno osam faza od kojih se postupci aditivne proizvodnje sastoje.



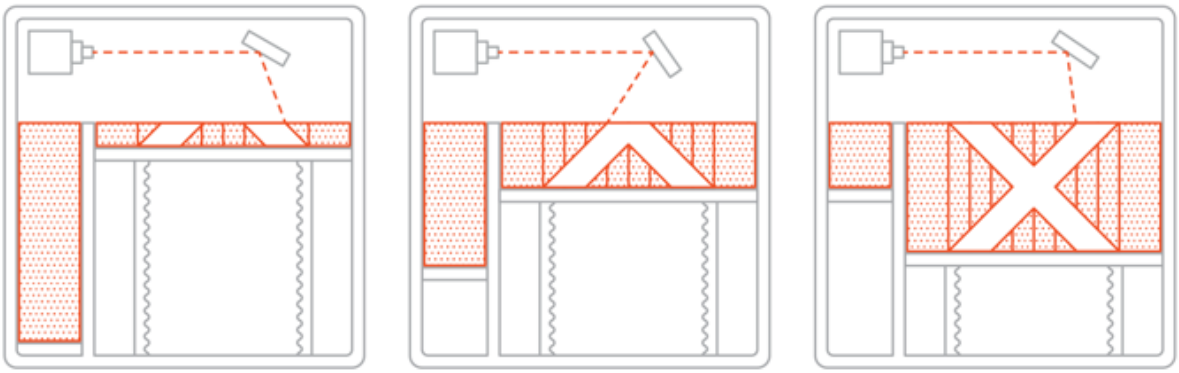
Slika 5. Faze aditivne proizvodnje [13]

4.1 Princip rada 3D printera metala

Kao uvod u princip rada ove tehnologije potrebno je prvo razumjeti bazičnost funkcioniranja SLM i DMLS tehnologija. Budući da se radi o vrlo sličnim metodama u nastavku će biti opisan princip djelovanja SLM i DMLS tehnologija.

Selektivno lasersko taljenje (eng. Selective laser melting - SLM) i Direktno lasersko sinteriranje metala (eng. Direct metal laser sintering - DMLS) dva su proizvodna postupka koji spadaju u porodicu tehnologija 3D printanja fuzijom prašaka. Ove dvije tehnologije imaju puno toga zajedničkoga: obje koriste laser za skeniranje i selektivno taljenje čestica metalnih prašaka, njihovo međusobno povezivanje i dizajniranje slojeva modela. Jedina razlika je u tome što SLM postupak koristi metalne praškove sa konstantnom temperaturom taljenja i potpuno se tale metalne čestice. S druge strane u DMLS postupku koriste se praškovi sa konstituentima različitih temperatura taljenja koje se zatim spajaju na molekularnoj razini na određenim temperaturama. Prema tome zaključuje se kako SLM tehnologijom proizvode se modeli od jedne vrste metala dok DMLS postupkom dobivaju se

proizvodi metalnih legura. Obje metode koriste se u industrijskim primjenama za izradu proizvoda za krajnju uporabu. Na slici 6 prikazana su tri koraka SLM/DLMS metode dobivanja gotovog modela. Uočava se kako se pomoću laserske zrake sinterira prašak sloj po sloj i tako se dobiva cjeloviti model [13].



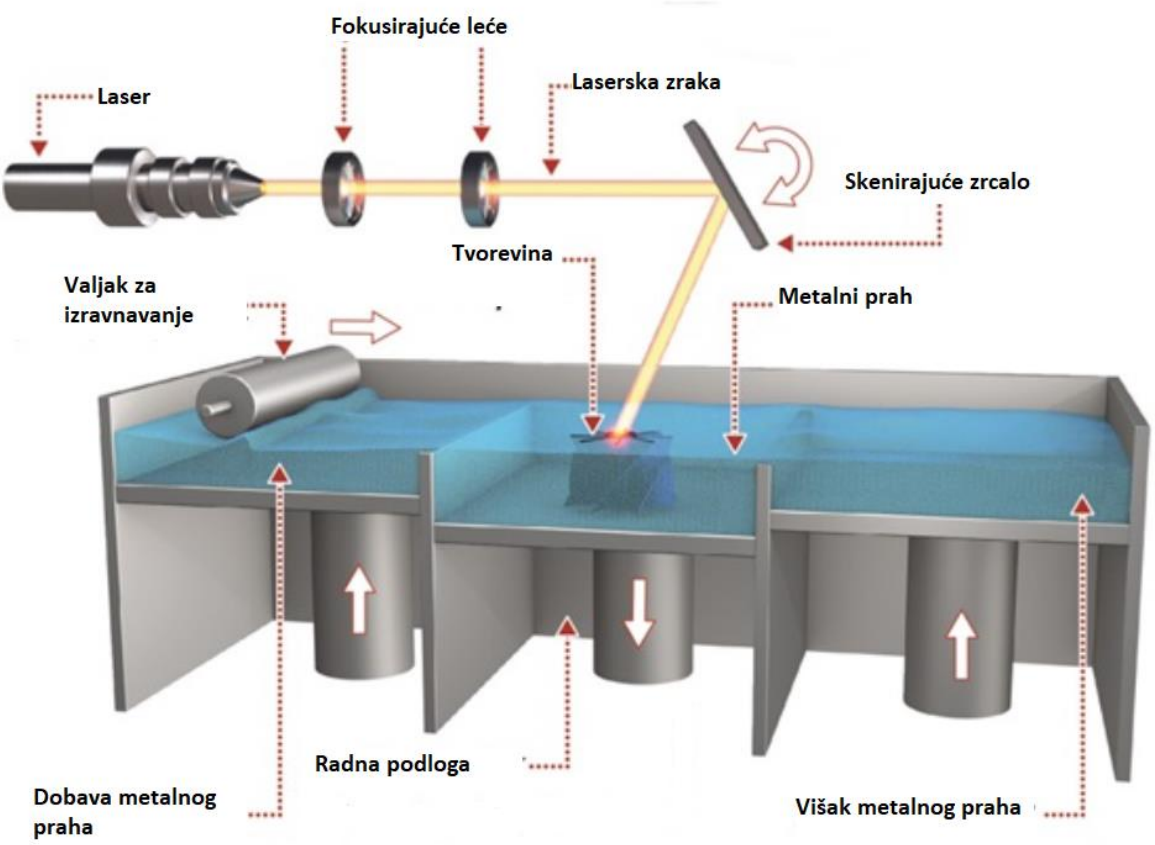
Slika 6. Proces printanja SLM/DLMS tehnologijama [14]

U bazi oba proizvodna postupka su vrlo slična te njihov princip rada može se opisati u tri koraka:

1. Radna komora 3D printera prvo si ispunjava inertnim plinom (npr. argon) kako bi se minimalizirala oksidacija metalnog praška. Komora se zatim zagrijava dok se ne postigne optimalna temperatura.
2. Raspoređivanje i taloženje tankog sloja metalnog praška po radnoj komori te skeniranje poprečnih presjeka laserskom zrakom velike snage. Tako dolazi do taljenja (fuzije) čestica i dizajniranja jednoga sloja. Poprečni presjek se u cijelosti skenira što kasnije model čini vrlo kompaktnim.
3. Nakon što završi skeniranje jednoga sloja, radna platforma se pomiče prema dolje za debljinu jednoga sloja, a prašak se zatim raspoređuje i taloži ponovo. Proces traje tako dugo dok se slojem po sloj ne skenira cijeli model.

Nakon što proces završi, model se nalazi zarobljen u nasipu metalnog praška u radnoj komori. Potporni dijelovi, koji sprječavaju deformacije prilikom printanja u tehnologiji 3D printanja metala izrađuju se od istoga materijala kao i glavni model. Takvi se dijelovi kasnije ručno ili strojno uklanjaju. Kada se komora ohladi na sobnu temperaturu, višak praška ručno se ukloni,

a dobiveni dijelovi obično se još toplinski obrađuju dok su pričvršćeni za platformu. To se vrši kako bi se uklonila zaostala naprezanja u materijalu. Nakon toga modeli se odvajaju od platforme te završno obrađuju nakon čega su spremni za eksploataciju. Na slici 7 shematski je prikaz 3D printera metala [14].



Slika 7. Shema SLM/DMLS 3D printera metal [13]

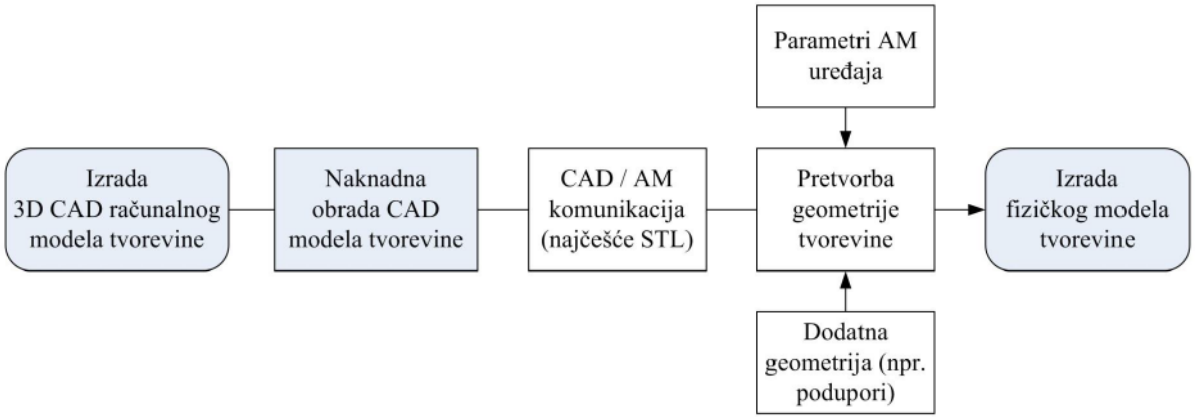
Ovakvu metodu laserskog sinteriranja prvi su predstavili *Deckard* i *Beamen*. Kao što je i spomenuto riječ je o principu sinteriranja uz pomoć laserske zrake kao izvora energije, no kada se radi o metalima misli se na 3D printanje. Ovakvim postupkom moguće je uspješno izraditi slojeve debljine od čak 0,02 nm – 0,06 mm.

Pregledom principa rada printera zaključuje se kako postoje tri ulazna parametra kako bi se procesom printanja dobio gotovi model. Ti parametri su:

1. Materijal – praškasti oblik metala ili legure koji se koristi

2. Energija – ponajprije temperatura koja se dobiva iz laserske zrake prosječne snage od 200 W
3. CAD model – skenirani ili računalno konstruirani i obrađeni model kojega želimo printati [15].

Slika 8 prikazuje tok podataka 3D printanja sa ulaznim i izlaznim varijablama.



Slika 8. Tok podataka u procesu 3D printanja [13]

4.2 Primjena 3D printanja u stomatologiji

Unazad nekoliko godina ova tehnologija pronalazi sve više raznih primjena u stomatologiji. Kako u oralnoj kirurgiji, ova tehnologija nalazi široku primjenu i u izradi fiksnih i mobilnih implatanata. Pored već spomenutog selektivnog laserskog sinteriranja, tehnologija 3D između ostalog obuhvaća i slijedeće postupke: stereolitografija, FDM (eng. *Fused Deposition Modeling*) i DLP (eng. *Digital Light Processing*) metode. Većina tih postupaka ima isti princip djelovanja, prvo je potrebno obaviti intraoralno skeniranje zatim slijedi računalna dorada i konstruiranje tih modela, slanje tih podataka na uređaj, podešavanje ulaznih parametara i nakon čega printanje može krenuti.

Stomatolozi širom svijeta prepoznali su prednosti i mogućnosti 3D printera te su pronašli segmente gdje ove tehnologije mogu uspješno implementirati. Ova metoda uvelike unapređuje kvalitetu samoga posla te rezultira uštedom vremena. Također ova metoda omogućuje individualan pristup svakom pacijentu. Za razliku od recimo automobilske industrije gdje postoji velikoserijska proizvodnja identičnih dijelova, u ovoj grani dentalne

medicine svaki model je različit i personaliziran. 3D printeri još uvijek imaju relativno male radne komore koje dimenzijski ograničavaju proizvodnju određenih modela u pojedinim industrijama. Također u dentalnoj medicini zahtjeva se visoka dimenzijska točnost nepravilnih modela i zbog tih razloga ova proizvodna metoda zauzima veliki prostor u stomatologiji. U nastavku su opisane najpoznatije implementacije 3D printanja u dentalnoj medicini [16].

4.2.1 Udlaga za zube

Najpoznatiji i najčešći primjer 3D printanja u stomatologiji je izrada udlaga za zube. Riječ je o proizvodima koji su se razvili kao alternativna verzija aparatića za zube, a postali su popularni zbog prozirnoga izgleda te svoje „nevidljivost“. Proces započinje skeniranjem pacijentovih zuba nakon čega slijedi računalna obrada modela te slanje podataka na 3D printer. Prvotno su se udlage izrađivale iz polimerne mase iz koje bi se uz pomoć vakuuma uzimao uzorak zubi te bi se tako formirala udlaga za zube. Pojavom dovoljno preciznih 3D printera ovaj postupak se značajno ubrzava što je i najveća prednost. Na slici 9 prikazan je primjer udlage za zube nastao 3D printanjem [17].



Slika 9. 3D printana udlaga za zube [18]

4.2.2 Mostovi i krunice

Tehnologija 3D printanja pronašla je veliku primjenu i kod izrade zubnih mostova i krunica. Ovom tehnologijom dodatno se ubrzao i pojednostavio postupak izrade te su se reducirali troškovi same izrade. Nakon postupka skeniranja i računalne obrade, koji su već prije spomenuti, kreće proces 3D printanja. Taj proces traje otprilike obično par sati nakon čega se dobivaju uzorci kakvi su prikazani na slici 10.



Slika 10. Laserski printane krunice prije završne obrade [19]

Na slici 10 je vidljivo kako nakon printanih modela je potrebna i završna obrada budući da su prisutni još potporni dijelovi koje je potrebno ukloniti. Kod lošijih 3D printera, sa manjom preciznošću, potrebna je i dodatna obrada iz razloga što vjerojatno korisniku neće u potpunosti odgovarati takav model zbog grešaka u točnosti. Nakon završne obrade i prije keramičkog prevlačenja, metalna krunica izgleda kako je već prikazano na slici 3 [19].

4.2.3 Pomoćne proteze za oralnu kirurgiju

Kod izrade pomoćnih proteza za oralnu kirurgiju vrlo bitna stavka je preciznost. 3D printeri omogućuju visoku točnost dimenzija što kasnije rezultira savršenom uklapanju proteze i implatanata u pacijentova usta. Uz povećanje kvalitete, primjenom ove tehnologije za izradu pomoćnih kirurških proteza reducirali su se ukupni troškovi te samo vrijeme izrade. Na slici 11 primjer je jedne kirurške proteze koja služi za precizno bušenje zubnoga mesa [19].



Slika 11. Pomoćna kirurška proteza [20]

4.2.4 Modeli

U stomatologiji ponekad je potrebna i brzina, a 3D printeri to mogu omogućiti. Tradicionalni načini izrade modela unutrašnjosti ljudskih usta, zubiju i sličnih stvari zamijenilo se izradom pomoću 3D printera. Također pod ovo spada i printanje zubnih implatanata. Ovom tehnologijom omogućena je visoka preciznost pa tako implantati mogu savršeno sjesti na predviđeno mjesto [19].

4.3 Budućnost 3D printanja metala u stomatologiji

Tehnologija 3D printanja, od njezine pojave u dentalnoj medicini, u rapidnom je porastu primjene. Dok jedan dio industrije razmišlja kako unaprijediti tu tehnologiju, uređaje i materijal, drugi su posvećeni istraživanju i pronalasku novih načina u stomatologiji gdje bi 3D printeri bili od velike važnosti. Kroz prethodni cjelokupni pregled principa rada, različitih metoda te na kraju samog područja rada, zaključuje se koje su prednosti, a koje mane ove tehnologije. U nastavku slijedi tablica 1 koja to sažeto prikazuje.

Tablica 1. Prednosti i nedostaci 3D printanja u dentalnoj medicini

3D TEHNOLOGIJA U DENTALNOJ MEDICINI	
PREDNOSTI	**NEDOSTACI**
•Cijena po komadu ne ovisi o količini proizvodnje •Proizvodnja vrlo kompleksnih dijelova •Proizvodnja dijelova koji se drugim metodama ne mogu proizvesti •Visoka kvaliteta proizvoda •Visoka preciznost •Korištenje gotovo svih materijala •Male količine škarta	•Visoki investicijski troškovi •Visoki troškovi održavanje •Cijena praškastog materijala •Moguća opasnost prilikom skladištenja i rukovanja praškastim materijalima •Potrebna visoko obrazovana radna snaga

Kao što je i vidljivo iz tablice 1, većina nedostataka vezana je uz troškove. To i ne čudi budući da se radi o relativno novoj tehnologiji u čiji razvoj je puno uloženo i složenost samoga procesa je velika. No gledajući prednosti vidljivo je kako će se u razvitak ove tehnologije još puno uložiti te je neupitno njezino širenje što u dentalnoj medicini tako i u drugim granama industrije. Najveća prednost ove metode je izrada vrlo kompleksnih proizvoda visoke točnosti što nije moguće niti jednom drugom tehnologijom u toj mjeri [21].
Cjelokupna dentalna medicina doživjela strahoviti rast pojavom ove tehnologije, no kako uvijek postoje afiniteti k napretku već se razvijaju nove metode i primjene. Na Sveučilištu u Groningenu u Nizozemskoj trenutno je u tijeku projekt pronalaska antibakterijskog materijala koji će biti adekvatan za printanje. Konstruiranjem materijala sa takvim svojstvima bio bi veliki napredak u stomatologiji kojim bi se omogućila izrada otpornijih modela sa dužim vijekom trajanja. Ovo je samo jedan od primjera istraživanja novih materijala i primjena, a na kojima se radi širom svijeta [19].

5. EKSPERIMENTALNI DIO

U eksperimentalnom dijelu rada potrebno je bilo provesti karakterizaciju materijala na tri različita uzorka zubnih metalnih mostova te usporediti rezultate. Također potrebno je bilo provesti analize na poprečnom i uzdužnom presjeku uzoraka ne bi li se utvrdilo koliki utjecaj ima način printanja. Riječ je 3D printanim kobalt-krom uzorcima zubnih mostova triju različitih proizvođača. Pošto proizvođači prije izrade samih uzoraka nisu znali da je riječ o testiranju, koristili su polazni materijali (prah) i parametre koje standardno koriste u komercijalne svrhe. Nakon prvotnih provedenih analiza, svi uzorci obloženi su stomatološkom keramikom standardnim postupkom pečenja istih parametara. Nakon prevlačenja potrebno je bilo ponovo provesti iste analize te napraviti usporedbu. U nastavku rada koristit će se izrazi proizvođač A, proizvođač B i proizvođač C zbog zaštite podataka te isto tako relevantno tome Uzorak 1, Uzorak 2 te Uzorak 3.

5.1 Kemijski sastav i svojstva kobalt-krom legura

Kemijski sastav ovih legura nije striktno definiran te se razlikuje ovisno o proizvođaču metalnoga praha. Sastavi materijali uzoraka opisanih u ovome radu ostali su nepoznati budući da je svrha eksperimenta provesti analize svojstva i usporediti rezultate. Na mehanička svojstva materijala utječe mnogo različitih čimbenika, od kojih je jedan i sastav materijala. Uz sastav i strukturu materijala, veliki čimbenik su i sami parametri printanja koji ovise o printeru te o proizvođaču. U nastavku slijedi popis (tablica 2) renomiranih svjetskih proizvođača zubnih mostova u kojoj su prikazani sastavi i svojstva 3D printanih kobalt-krom legura. Kako nema standardiziranih podataka za sastav i svojstva materijala printanih zubnih mostova, u daljnjim usporedbama ti rezultati uzimati će se kao referentne vrijednosti.

Tablica 2. Sastav i svojstva 3D printanih kobalt-krom legura [22]

Ime kompanije	Udio elemenata u materijalu (%)	E (GPa)	Konvecionalna granica razvlačenja 0,2% (MPa)	Vlačna čvrstoća (MPa)	HV	Gustoća (g/cm3)	Interval taljivosti (°C)
EOS CobaltChrome SP2 EOS, Münich, Germany	Co: 51.8-65.8 Cr: 23.7-25.7 Mo: 4.6-5.6 W: 4.9-5.9 Si: 0.8-1.2 Fe < 0.5, Mn < 0.1	200 ± 20	750 ± 80	1050 ± 100	360 ± 20	8.5	1380-1440
EOS CobaltChrome MP1 EOS, Münich, Germany	Co: 60.0-65.0 Cr: 26.0-30.0 Mo: 5.0-7.0 Si, Mn < 1.0 Fe < 0.75 C < 0.15 Ni < 0.1	200 ± 20 (XY) 200 ± 20 (Z)	960 ± 50 (XY) 880 ± 50 (Z)	1300 ± 50 (XY) 1150 ± 50 (Z)	380-440	8.3	1350-1430
Remanium Star, Dentaurum, Ispringen, Germany	Co: 60.5, Cr: 28.0 W: 3.0, Si: 1.5 Mn, N, Nb, Fe < 1.0	230	635	1030	N/A	8.6	1320-1420
ST2724G, Sint-Tech, Clermont-Ferrand, France	Co: balance, Cr: 29 Mo: 5.5 Mn, Si, Fe <1.0	229	815	N/A	375	8.3	N/A
Wirobond C+ Bego Medical, Bremen, Germany	Co: 63.9, Cr: 24.7 W: 5.4, Mo: 5.0, Si: 1.0	200	470	650	310	8.5	1370-1420

N/A, not available.
XY: In horizontal direction.
Z: In vertical direction.

U lijevom stupcu tablice 2 nalazi se popis pet različitih proizvođača zubnih mostova izrađenih od kobalt-krom legure. Iz tablice 2 vidljivo je kako svim uzorcima zubnih mostova više od polovice ukupnog sastava sačinjava kobalt. Kod prvog uzorka, *EOS CobaltChrome SP2*, udio kobalta je nešto preko 50% dok kod uzoraka ostalih četiriju proizvođača taj postotni udio prelazi i 60%. Nadalje, vidljivo je kako i udio kroma u svim uzorcima se kreće u intervalu od 20% do 30%. Zapravo samo kod prvog uzorka, *EOS CobaltChrome SP2*, zbroj udjela kroma, kobalta i molibdena u leguri ne prelazi 85%. Prijašnje u ovom radu taj postotak postavljen je kao granica ispod koje se ne bi smjelo ići. U slučaju drugog po redu uzorka, EOS CobaltChrome MP1, uočava se nizak udio kroma u sastavu. Kako je i vidljivo to je slučaj samo kod drugoga uzorka, budući da se nikal izbjegava zbog mogućih štetnih utjecaja na ljudski organizam. Iz tablice 2 vidljivo je kako srednja vrijednost vlačne čvrstoće, prvih četiri uzoraka zubnih mostova izrađenih od kobalt-krom legure, prelazi 1000 MPa, dok jedino zadnji uzorak, *Wirobond C+ Bego Medical*, ima vrijednosti vlačne čvrstoće od svega 650 MPa.

5.2 Priprema uzoraka

Kako je već i spomenuto, analize su obavljene na uzorcima triju različitih proizvođača. Radi se i o dentalnim zubotehničkim laboratorijima na području Republike Hrvatske koji se bave izradom mobilne i fiksne protetike. Svaki od laboratorija može se pohvaliti naprednom tehnologijom, osobljem i inovacijama. Laboratoriji su ujedno i opremljeni 3D printerima metala, skenerima te glodalicama. Neki od proizvođača imaju čak i obrazovne centre unutar svojih krugova gdje ugošćuju vrhunske svjetske stručnjake i tako svojim djelatnicima nude priliku za odličnu edukaciju i usavršavanje. U nastavku slijedi ukratko opis popraćen slikama uzorkovanja za daljnje testiranje.

5.2.1 Uzorak 1 (proizvođač A)

Prvi korak testiranja je priprema uzoraka. Na slici 12 i slici 13 nalazi se metalni dio metalokeramičkog nadomjestka proizvođača A. Riječ je o modelu zubnih mostova izrađenom postupkom 3D printanja. Materijal modela je kobalt-krom legura. Slike su fotografirane digitalnim fotoaparatom pod umjetnim osvjetljenjem.



Slika 12. Model zubnog mosta proizvođača A, donja strana



Slika 13. Model zubnog mosta proizvođača A, gornja strana

Nakon prvoga pregleda Uzoraka 1 nisu vidljive nikakve greške u strukturi. Uočava se hrapava površina koja će kasnije omogućiti bolju adheziju keramičke prevlake. Nakon prvotnoga pregleda uzorke je bilo potrebno prerezati poprečno i uzdužno kako bi se kasnije mogle provesti analize o utjecaju parametara i smjeru printanja. Slika 14 prikazuje Uzorak 1 u poprečnom i uzdužnom presjeku.



Slika 14. Poprečni (desno) i uzdužni (lijevo) presjek Uzorka 1

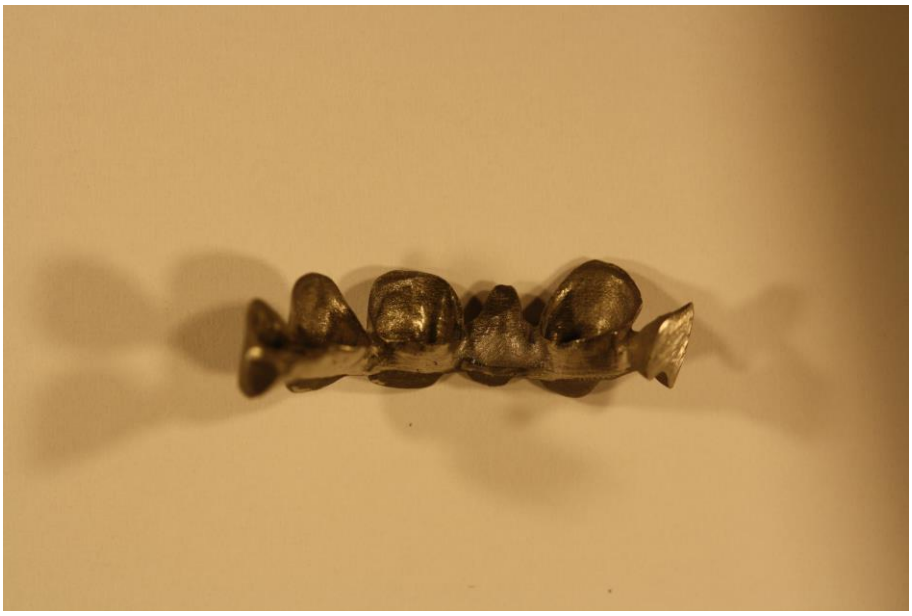
Na slici 14 vidljiva su dva uzorka, lijevi predstavlja uzdužni presjek Uzorka 1, a desni prikazuje poprečni presjek. Tijekom i nakon rezanja nisu uočeni nikakvi nedostaci u strukturi. Nakon provedenih vizualnih pregleda modela te nakon rezanja, uzorci su zaliveni u polimernu masu te polirani.

5.2.2 Uzorak 2 (proizvođač B)

Kod pripreme Uzorka 2 provedena je bila ista procedura kao i kod Uzorka 1. Prvi korak je vizualni pregled modela proizvođača B. Slika 15 i slika 16 fotografirane su digitalnim fotoaparatom pod umjetnim osvjetljenjem i prikazuju metalni dio metalokeramičkog nadomjestka proizvođača B.

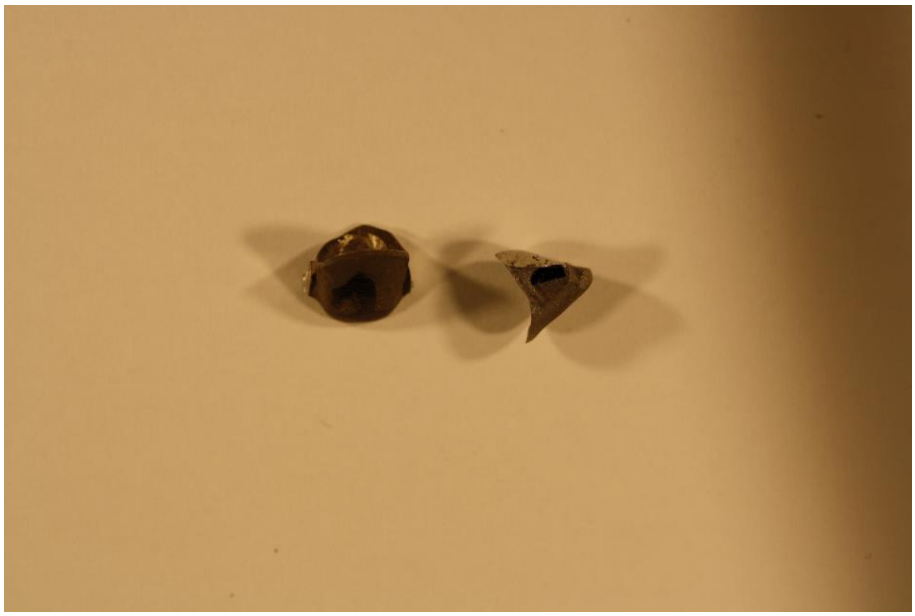


Slika 15. Model zubnog mosta proizvođača B, donja strana



Slika 16. Model zubnog mosta proizvođača B, gornja strana

Vizualnim pogledom Uzorka 2 nisu uočene nikakve strukturne greške. Uočava se hrapava površina s vanjske strane kao i kod Uzorka 1 koja služi boljoj povezanosti s keramičkom prevlakom. Pošto nisu uočene nikakve anomalije, nastavlja se postupak uzorkovanja. Prvo se vrši rezanje kako bi se dobili uzorci poprečnog i uzdužnog presjeka. Slika 17 prikazuje model proizvođača B nakon rezanja.



Slika 17. Poprečni (desno) i uzdužni (lijevo) presjek Uzorka 2

Na slici 17 vidljiva su dva uzorka, lijevi uzorak predstavlja uzdužni presjek Uzorka 2 dok desni predstavlja poprečni presjek. Tijekom i nakon rezanja nisu uočene nikakve promjene. Nakon provedenih vizualnih pregleda, slijedi postupak kao i kod modela proizvođača A. Uzorci se zalijevaju u polimernu masu te poliraju.

5.2.3 Uzorak 3 (proizvođač C)

Kod pripremanja Uzorka 3 provodi se isti postupak kao i kod prethodna dva opisana modela. Stoga slijede fotografije (slika 18 i slika 19) modela zubnog mosta konstruirane i proizvedene u laboratoriju proizvođača C.

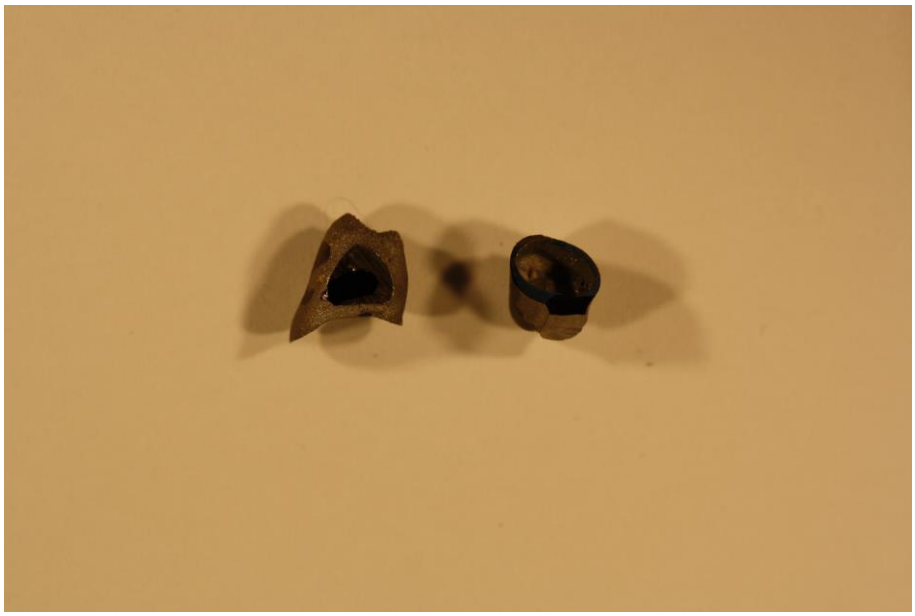


Slika 18. Model zubnog mosta proizvođača C, gornja strana



Slika 19. Model zubnog mosta proizvođača C, donja strana

Vizualnim pregledom modela nisu uočene nikakva odstupanja u strukturi osim površinske hrapavosti kao i kod prethodnih modela. Slijedi proces rezanja, odnosno izrade uzdužnog i poprečnog presjeka modela. Slika 20 prikazuje presjeke modela Uzorka 3.



Slika 20. Poprečni (desno) i uzdužni (lijevo) presjek Uzorka 3

Na slici 20 lijepo se uočava kako se radi o dva presjeka od kojih lijevi uzorak predstavlja uzdužni presjek, a desni poprečni presjek Uzorka 3. Prilikom rezanja nije došlo ni do kakvih odstupanja od normalnosti. Radi lakšeg rukovanja, uzorci se zalijevaju polimernom masom te poliraju.

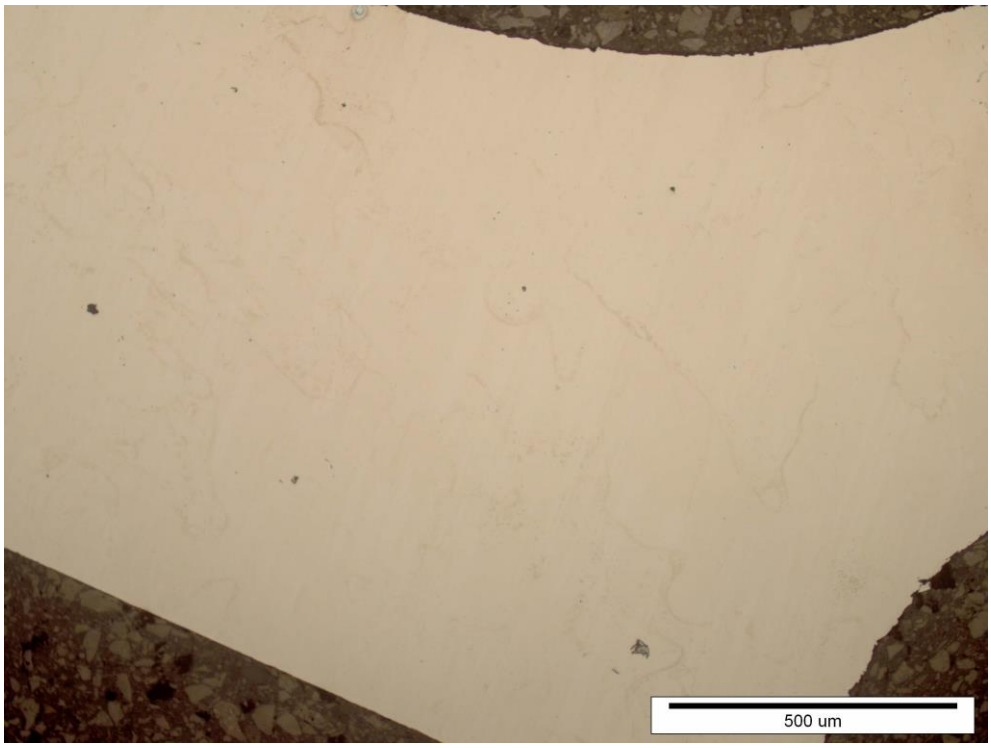
U idućem odlomku slijedi pregled te usporedba mikrostruktura triju opisanih uzoraka nakon provedenog poliranja.

5.3 Karakterizacija mikrostrukture nakon poliranja

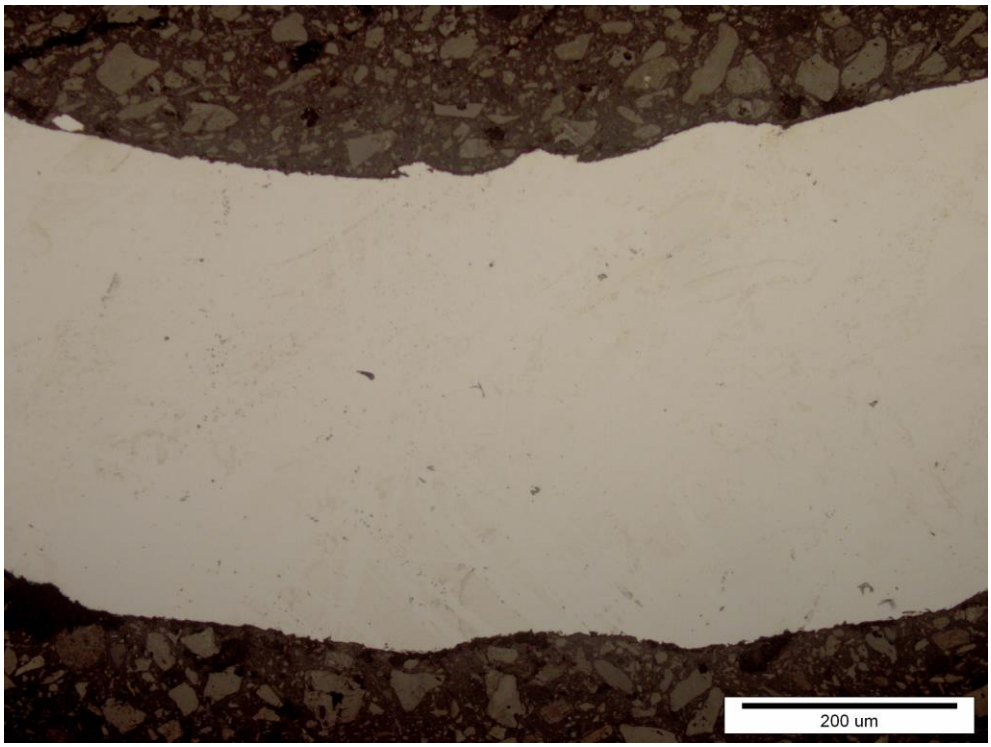
Poliranje je postupak kojim se uklanjaju nepravilnosti nastale rezanjem. U ovom slučaju cilj je ispolirati površine izrezanih poprečnih i uzdužnih presjeka uzoraka ne bi li se uočila prisutnost razlika u strukturama tih uzoraka. Prilikom pregleda također bilo je i potrebno uočiti postoje li ikakve strukturne nesavršenosti koje bi mogle utjecati na mehanička svojstva. Sve fotografije izrađene su koristeći svjetlosni mikroskop *Olympus GX51*. Na slikama 21-23 prikazani su uzorci poprečnog presjeka triju različitih proizvođača u poliranom stanju.



Slika 21. Poprečni presjek Uzorka 1 u poliranom stanju, povećanje 200x



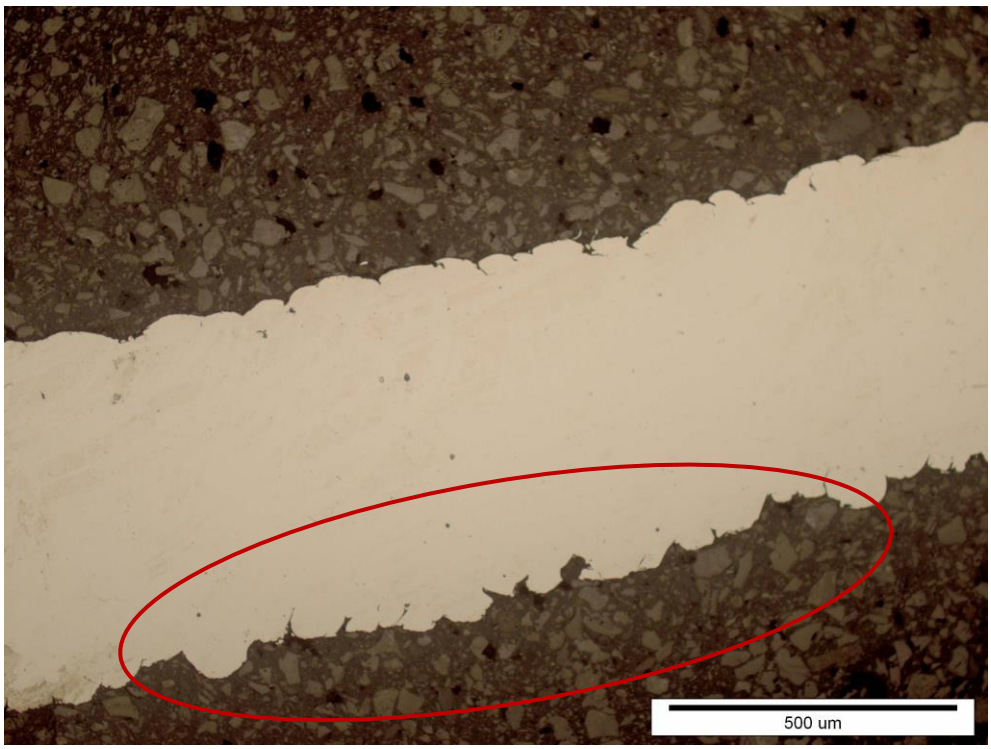
Slika 22. Poprečni presjek Uzorka 2 u poliranom stanju, povećanje 100x



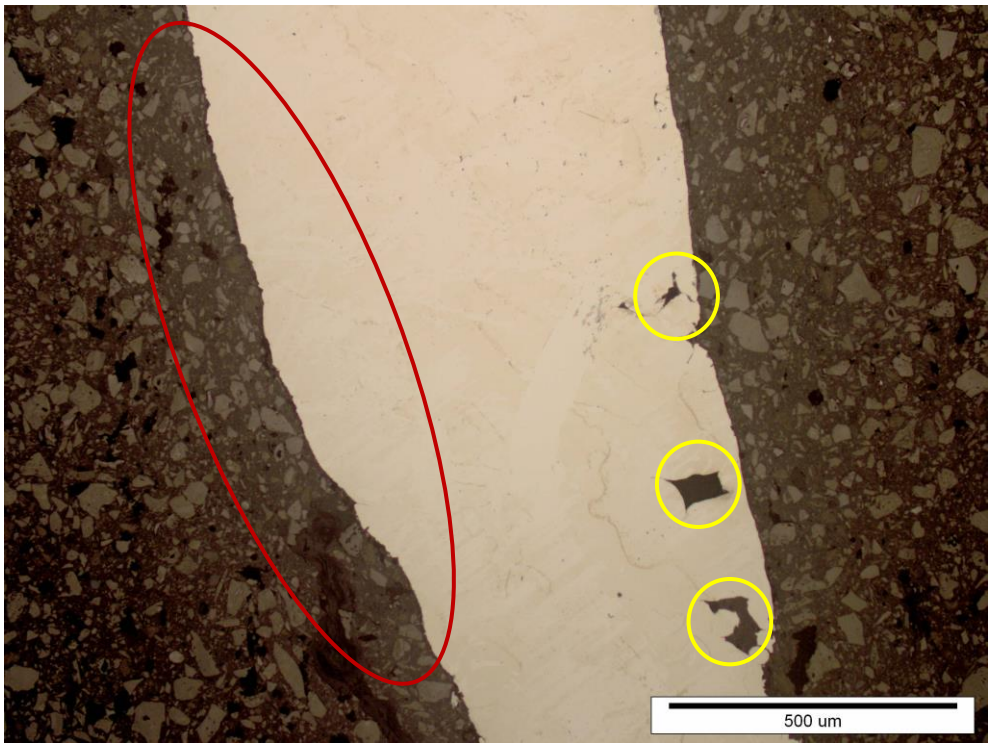
Slika 23. Poprečni presjek Uzorka 3 u poliranom stanju, povećanje 200x

Odmah se uočava kako detaljnija karakterizacija mikrostruktura iz ovih slika neće biti moguća. Kod svih triju uzoraka primjećuje se homogenost strukture sa neznatnim udjelom pukotina. Zapravo kod Uzorka 1 pukotine nisu uočene uopće dok kod preostala dva uzorka postoji nekoliko nesavršenosti strukture koje mogu biti potencijalni inicijator pukotine. Uzrok nesavršenosti strukture moguć je krivim izborom parametara 3D printera ili lošijom kvalitetom samog uređaja. Isto tako u poliranom stanju može se uočiti hrapavost vanjskih površina. Uzorak 1 se opet izdvaja jer kod njega je prisutna najveća hrapavost površine (prikazano crvenim na slici 21). Hrapavost je iznimno bitna zbog adhezijskih svojstava sa keramičkom prevlakom. Iz poprečnih presjeka nisu vidljivi nikakvi parametri niti smjer printanja.

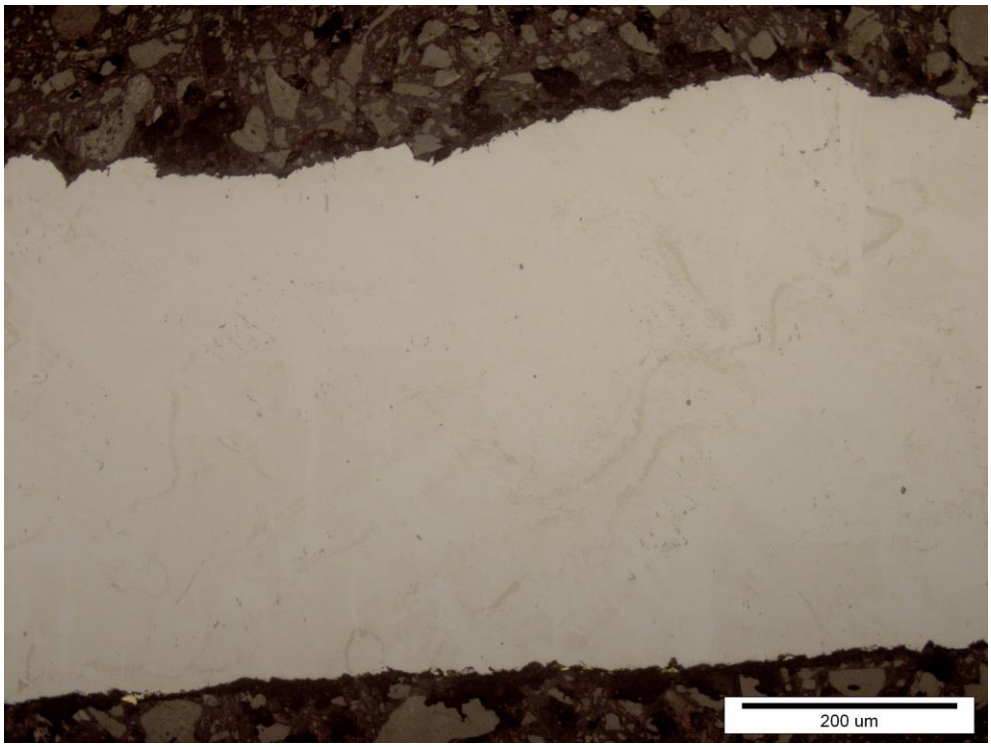
Na slikama 24-26 prikaz je uzoraka po uzdužnom presjeku također u poliranom stanju.



Slika 24. Uzdužni presjek Uzorka 1 u poliranom stanju, povećanje 100x



Slika 25. Uzdužni presjek Uzorka 2 u poliranom stanju, povećanje 100x



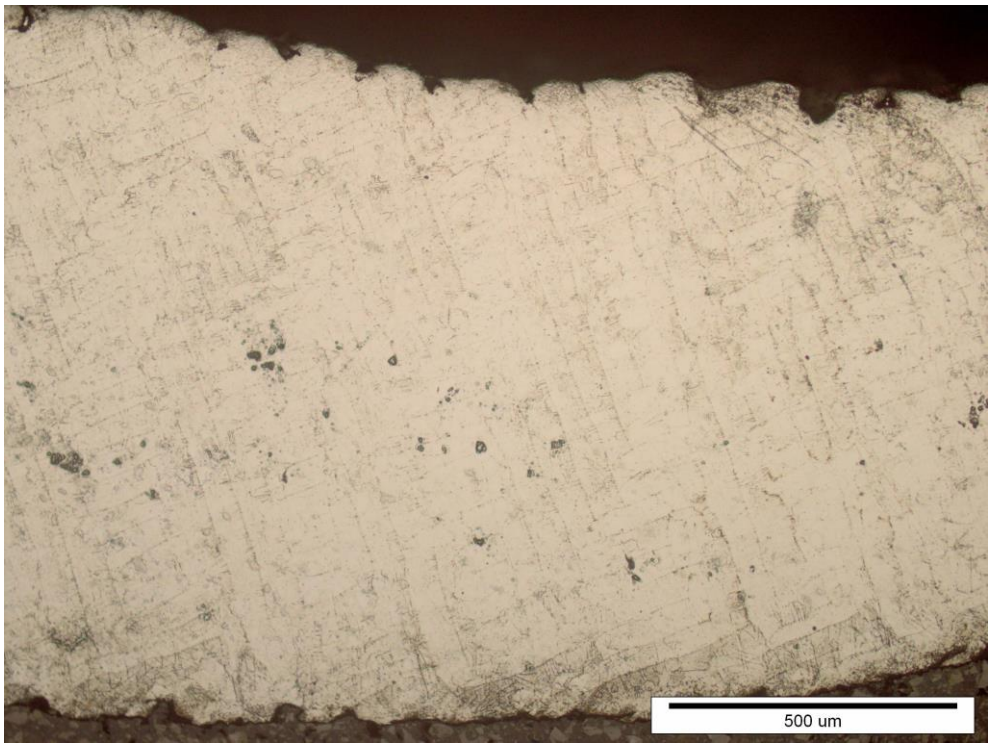
Slika 26. Uzdužni presjek Uzorka 3 u poliranom stanju, povećanje 200x

Pregledom fotografija (slika 24-26) uzdužnih presjeka uzorka potvrđuje se homogenost strukture. Kod Uzorka 2 ovaj put uočavaju se znatnije greške u strukturi (označeno žutim na slici 25), koje kod kasnije eksploatacije mogu biti uzročnik značajnijih problema. Kod oba presjeka vidljivo je kako Uzorak 1 ima najveću hrapavost površine (označeno crvenim na slici 24) dok Uzorak 2 (označeno crvenim na slici 25) ima najmanju. Budući da ni kod ovih uzoraka nisu uočljivi nikakvi parametri nit smjer printanja u daljnjoj analizi potrebno je nagristi uzorke. Nagrizanjem uzoraka moguće je detaljnije analizirati mikrostrukturu materijala te samim time provesti kvalitetniju karakterizaciju.

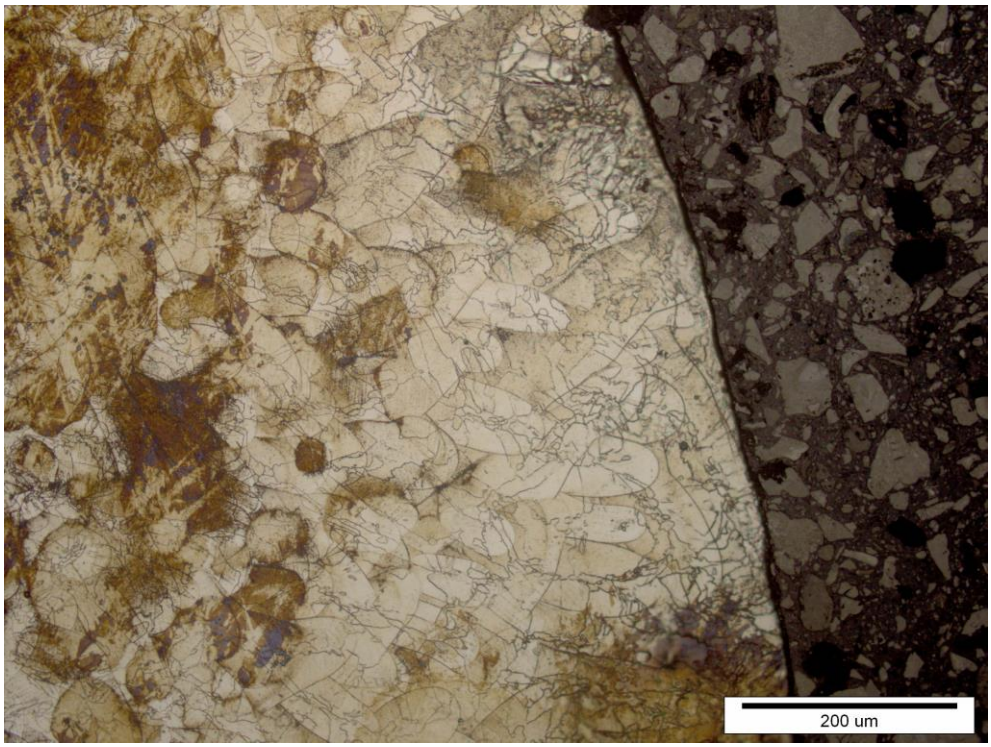
5.4 Karakterizacija mikrostrukture nakon nagrizanja

Budući da se iz poliranog stanja materijala nije moglo puno toga uvidjeti vezano za samu mikrostrukturu te smjer printanja, potrebno je površinu uzoraka kemijski tretirati. Kako je riječ o kemijski vrlo otpornoj leguri, samo nagrizanje u kiselini nije dovoljno. Zbog toga se provodi elektrolitsko nagrizanje materijala. Riječ je o metodi gdje se uzorak polaže u spremnik sa određenom kiselom kupkom, dok je spremnik spojen na vanjski izvor struje. U tom slučaju uzorak može biti anoda (anodno nagrizanje) ili katoda (katodno nagrizanje). Nakon puštanja struje dolazi do razvijanja plinova na površini uzorka te se sa njegove površine odvajaju produkti oksidacije i drugi slojevi, osobito ogorine nakon toplinske obrade. Samim time ovaj proces je puno djelotvorniji od običnog kemijskog nagrizanja.

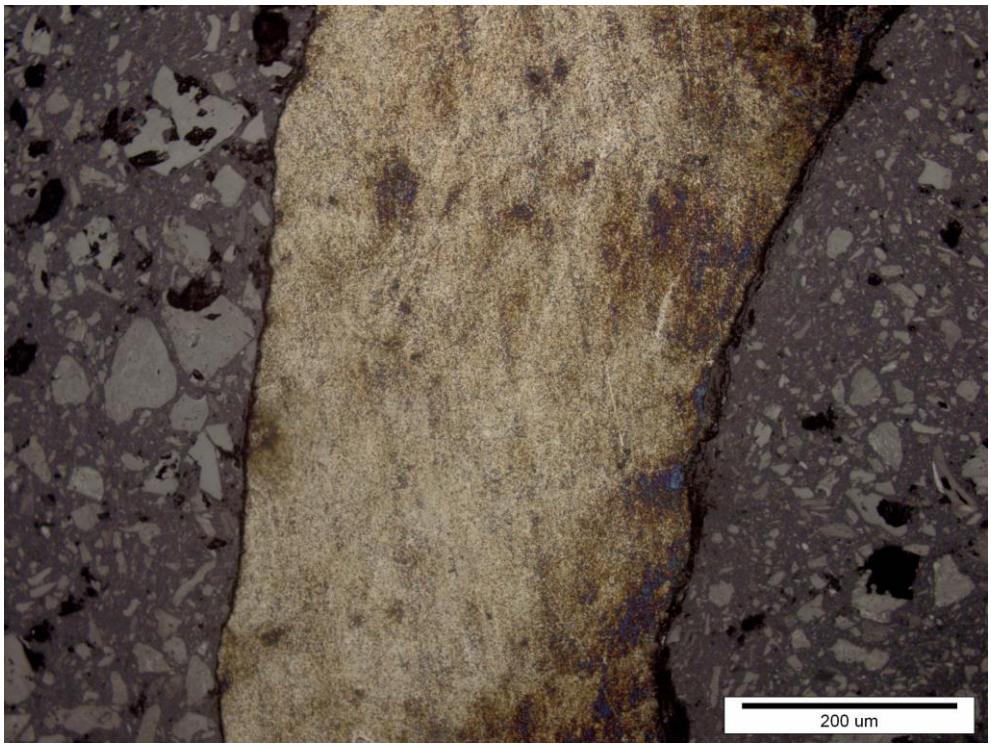
U ovom slučaju koristila se 10% oksalna kiselina pri struji od 12 V. Proces nagrizanja trajao je 3 minute. Slike 26-29 prikazuju poprečne presjeke uzoraka u nagriženom stanju, pri različitim povećanjima. Sve fotografije također su izrađene koristeći svjetlosni mikroskop *Olympus GX51*.



Slika 27. Poprečni presjek Uzorka 1 u nagriženom stanju, povećanje 100x



Slika 28. Poprečni presjek Uzorka 2 u nagriženom stanju, povećanje 200x



Slika 29. Poprečni presjek Uzorka 3 u nagriženom stanju, povećanje 200x

Fotografije uzoraka u nagriženom stanju puno više toga prikazuju nego u poliranome. Na svim uzorcima uočava se smjer gibanja lasera prilikom printanja. Kod Uzorka 1 i Uzorka 2 puno više su naglašene te putanje nego kod Uzorka 3. Na prvome uzorku (slika 27) vidi se kako se te putanje protežu u dva smjera, a smjerovi su međusobno okomiti. Takvo printanje najviše podsjeća na pletenje tkanine. Ovim principom printanja dobiva se izotropnost svojstava, zapravo omogućuju se optimalna svojstva materijala u svim smjerovima.

Kod Uzorka 2 (slika 28) čak su i više naglašene te granice između smjerova printanja nego kod prvog uzorka. Međutim ti smjerovi više nisu pravilni kao kod Uzorka 1, ovdje je putanja lasera bila puno kraća i te putanje izgledaju više slojevito nego kod Uzorka 1. Budući da smjer printanja nije bio sistematičan, izotropnost svojstva materijala je upitna.

Fotografija Uzorka 3 najmanje otkriva o smjeru i parametrima samog printanja. Uočavaju se smjerovi kretanja laserske zrake međutim oni nisu naglašeni u toj mjeri kao kod prva dva uzorka. Vidi se kako se ti smjerovi međusobnoj križaju, ali kao i kod Uzorka 2 ti smjerovi nisu sistematizirani. Nadalje, može se uočiti kako materijal nije potpuno homogen kao prijašnja dva, što može rezultirati kasnije lošijim svojstvima. Običaj kod izrade dentalnih

mostova je koristiti malo grublja zrna praška kako bi se postigla veća hrapavost, a time i adhezija.

5.5 Karakterizacija mikrostrukture nakon izrade keramičke krunice

Nakon karakterizacije mikrostrukture uzoraka potrebno je bilo prevući površinu uzoraka keramičkom prevlakom. Pečenje keramike na metalne mostove u stomatologiji uobičajen je proces, te je ovim postupkom želja dokazati ima li izrada zubne krunice ikakvog utjecaja na mehanička svojstva i mikrostrukturu materijala. Keramika kao materijal za izradu krunica koristi se ponajprije zbog svojih optimalnih svojstava te izuzetne otpornosti, ali i zbog estetskog izgleda. Kroz razna testiranja različitih materijala keramika je pokazala najbolje rezultate te prema zadnjim istraživanjima zabilježeno je tek oko 3,5 % grešaka u periodu od 10 godina. U prosjeku debljina keramičke prevlake kreće se između 0,5 mm – 2 mm, ali već debljine ispod 1 mm mogu biti kritične te je pojava pukotina vrlo vjerojatna [23].

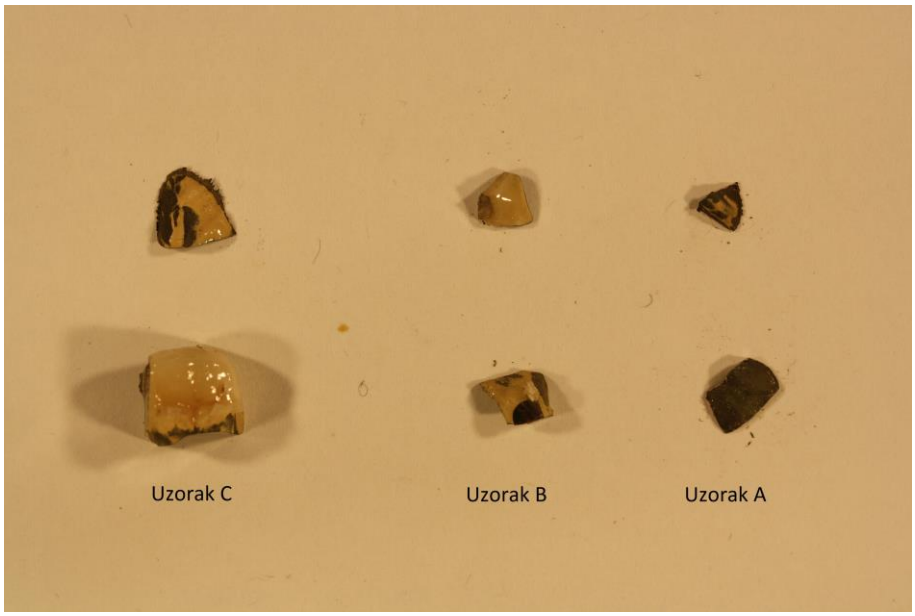
Proces prevlačenja keramike izvodi se tako da keramika koja je u praškastom obliku se sinterira pri temperaturama od oko 1550 °C te tada nastaje tvrda prevlaka na površini metalnog mosta. Te temperature naravno nisu fiksne i mogu varirati ovisno o vrsti keramike [24].

Na uzorke koji su opisani u ovome radu stavljen je samo bazični sloj keramike debljine 1,5 mm. Sam proces sastojao se od jednoga pečenja. Budući da se kod sva tri uzorka odvijao isti proces pečenja keramike, slika 30 prikazuje Uzorak 2 sa keramičkom krunicom.



Slika 30. Uzorak 2 sa keramičkom prevlakom

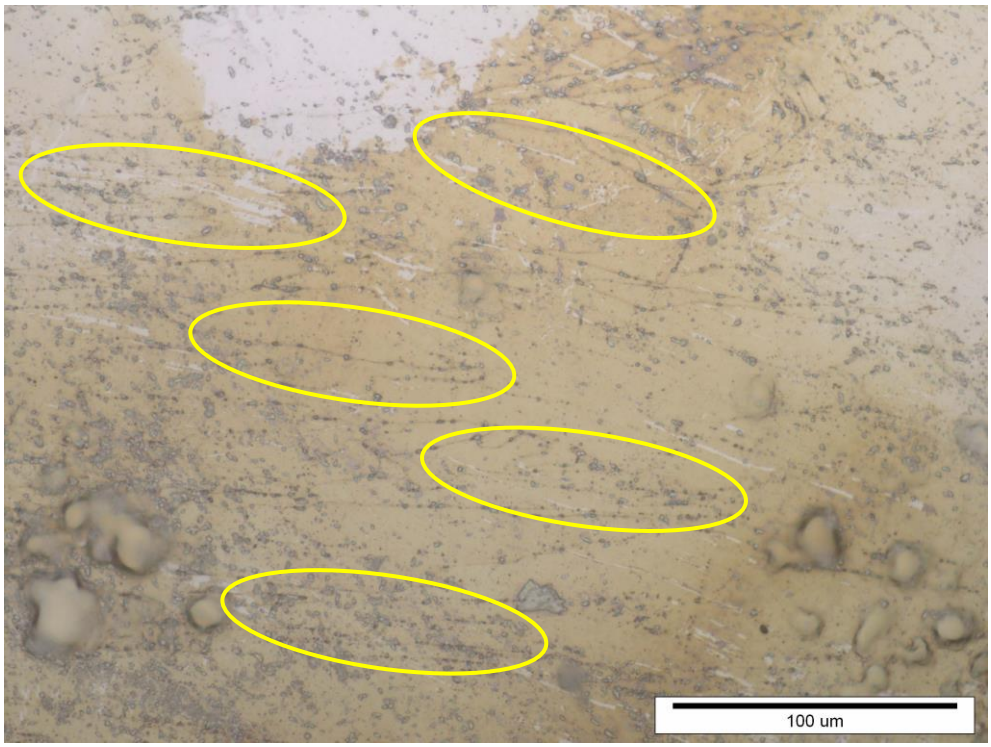
Nakon samog procesa izrade keramičke prevlake potrebno je bilo pripremiti uzorke za daljnje analize. Prvo je bilo potrebno izrezati uzorke u poprečnom i uzdužnom smjeru kako bi se dobili presjeci isti kao i u prvom slučaju. Cilj ove analize je karakterizirati mikrostrukuturu i mikrotvrdoću nakon pečenja keramike, pošto se radi o izrazito visokim temperaturama koje bi mogle nanijeti strukturne promjene u materijalu. Slika 31 prikazuje sva tri uzorka u poprečnim i uzdužnim presjecima.



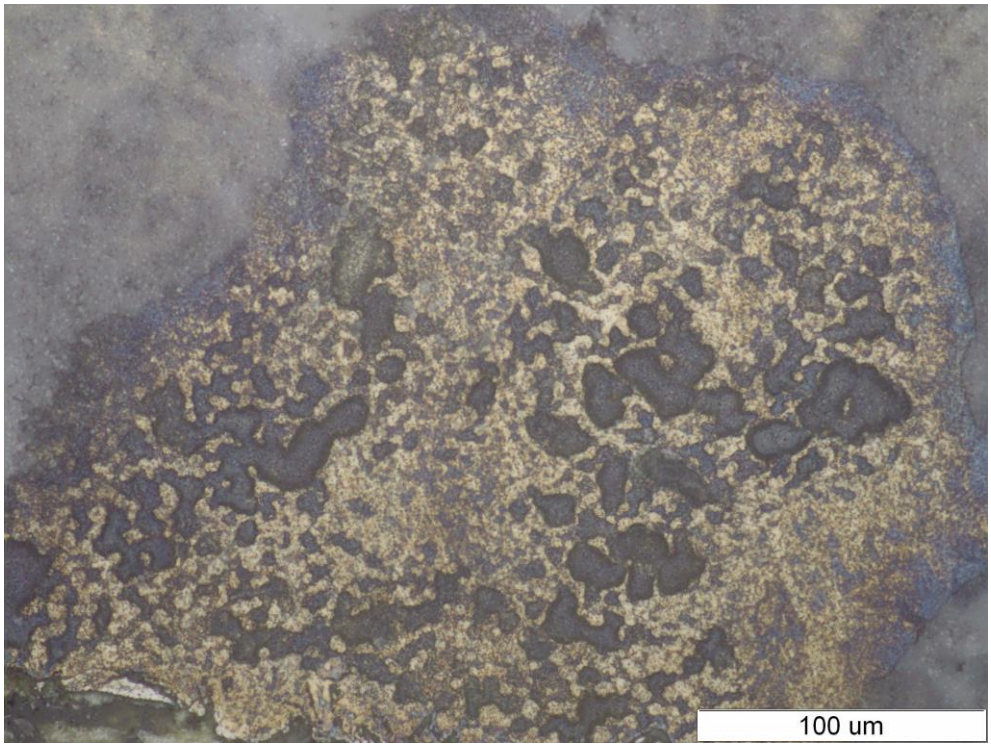
Slika 31. Uzdužni (dolje) i poprečni (gore) presjeci uzoraka prevučenih keramikom

Na slici 31 posebno se uočava Uzorak 1 sa kojeg se prilikom rezanja odkrhnula keramička prevlaka. Iako se u prethodnoj analizi uzoraka u poliranom stanju činilo kako Uzorak 1 ima najhrapaviju površinu, a samim time i najbolja adhezijska svojstva. Kod uzorka 3 isto tako bilo je malo odvajanja keramičke prevlake dok je Uzorak 2 pokazao najbolja adhezijska svojstva.

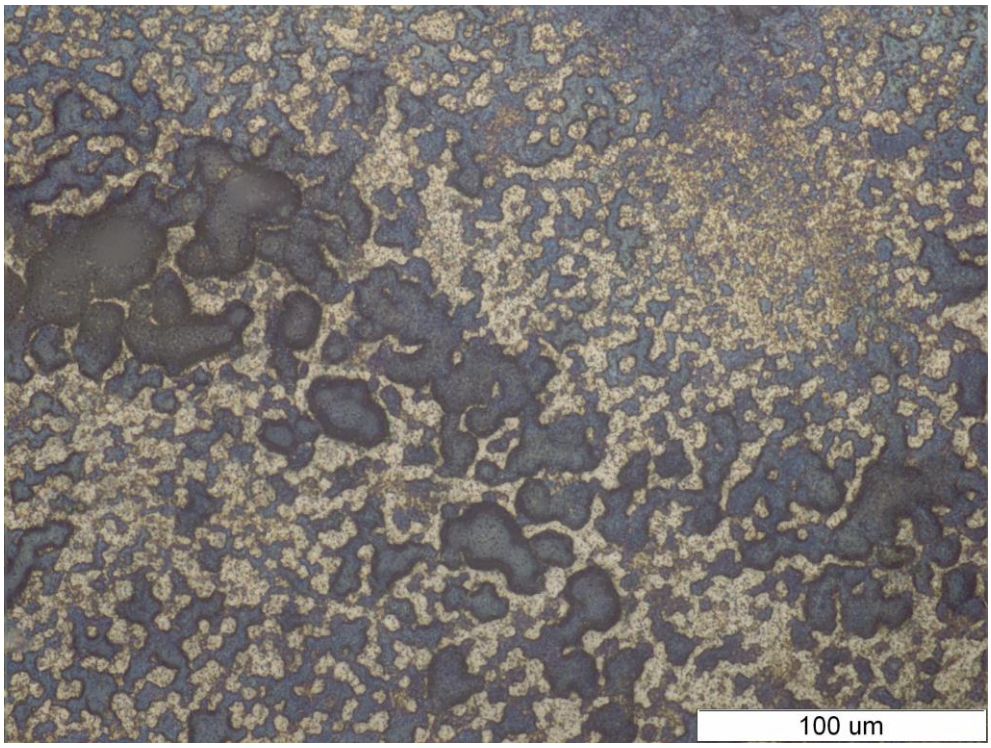
Budući da u prethodnoj karakterizaciji malo toga se saznalo o samoj mikrostrukturi materijala u poliranom stanju, karakterizacija mikrostrukture obaviti će se na nagriženim uzorcima. Parametri i sredstvo nagrizanja isti su kao i u prvom slučaju: 10 % oksalna kiselina pri elektronskom naponu od 12 V u vremenskom periodu od 3 minute. Slike 32-34 prikaz je poprečnih presjeka uzoraka prevučenih keramikom u nagriženom stanju. Sve fotografije također su dobivene koristeći svjetlosni mikroskop *Olympus GX51*.



Slika 32. Poprečni presjek Uzorka 1 prevučenog keramikom u nagriženom stanju, povećanje 500x



Slika 33. Poprečni presjek Uzorka 2 prevučenog keramikom u nagriženom stanju, povećanje 500x



Slika 34. Poprečni presjek Uzorka 3 prevučenog keramikom u nagriženom stanju, povećanje 500x

Na slici 32 koja prikazuje poprečni presjek Uzorka 1 vidi se nastanak sitnih pukotina (označeno žutim) pri visokim temperaturama prilikom prevlačenja keramike. Na prethodnim slikama iz točke 5.4. vidio se smjer kretanja laserske zrake kod Uzorka 1. Uspoređujući sliku 27 i sliku 32, na potonjoj se primjećuje da su te pukotine pravilnog oblika i da su nastale po nekoj liniji pa se zaključuje kako je moguće da su te linije zapravo granice između laserskih putanja. Budući da su sve linije na kojima se nalaze pukotine iste orijentacije, zaključuje se kako i svojstva početnog materijala nisu bila u potpunosti izotropna. Kasnije analize pokazati će jesu li povišene temperature narušile i mikrotvrdoću materijala ili samo određena svojstva.

Uzorak 2 i Uzorak 3 nisu „podnijeli“ tako dobro nagrizanje kao Uzorka 1. Uspoređujući slike 33, 34 sa slikama uzoraka u poglavlju pod točkom 5.4. (slike 28, 29) primjećuje se pojava sitnih rupica (pitting) čime se zaključuje da su narušena antikorozijska svojstva. Budući da se radi o istim parametrima nagrizanja kao i u prvom slučaju, jedino Uzorak 1 je zadržao donekle dobru kemijsku postojanost dok kod preostala dva uzorka ta svojstva su potpuno narušena pod utjecajem visokih temperatura. Također i kod ova dva uzorka su se pojavile pukotine, ali bez određene sistematičnosti kao kod Uzorka 1 što znači da su izotropna svojstva više-manje zadržana. Analizom mikrostruktura uzoraka u nagriženom stanju došlo se

do nekih bitnih spoznaja o svojstvima i strukturama materijala uzoraka. Ne bi li se još saznale neke pojedinosti vezane uz strukturu materijala, uzorci su analizirani skenirajućim elektronskim mikroskopom (SEM).

5.6 Karakterizacija mikrostrukture pomoću SEM-a

Princip rada skenirajućeg elektronskog mikroskopa (SEM) započinje skeniranjem površine uzorka koji se ispituje uz pomoć vrlo preciznog snopa elektrona. Uzorak je u principu smješten na nosaču unutar komore mikroskopa dok katoda, koja je smještena u emisijskoj komori, ima ulogu izvora elektrona. Kako bi postupak bio omogućen elektroni moraju postići veliku brzinu. Nakon emisije, elektroni ubrzavaju na putu između anode i katode. Kolona i komora elektronskog mikroskopa nalaze se pod visokim ili niskom vakuumom. Fokusiranje elektrona obavlja se pomoću magnetskih leća. Sudaranjem elektrona i površine uzoraka, uz popratne efekte, dobivaju se slike [25].

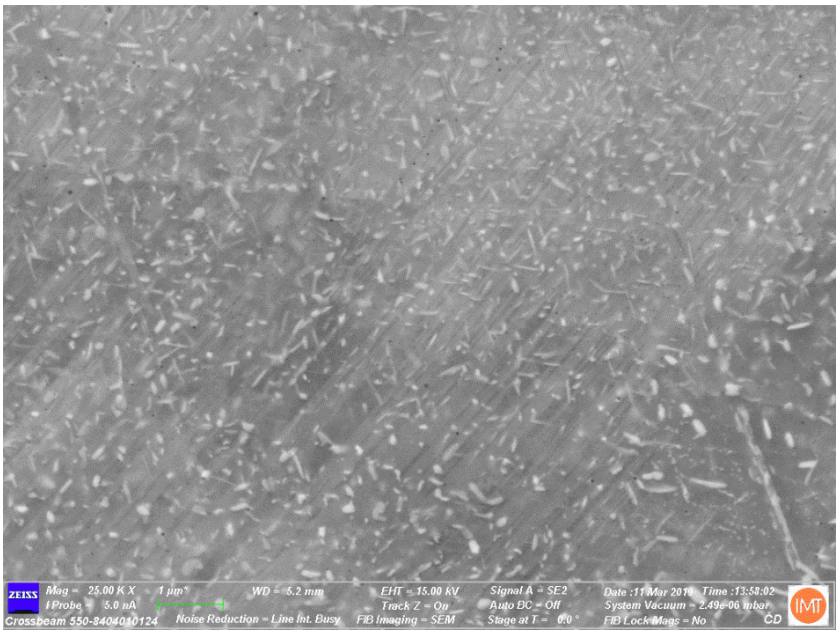
Sva tri uzorka metalnih dentalnih mostova podvrgnuti su SEM analizi prije i nakon postupka prevlačenja keramike. Na slikama 35-37 nalaze se uzorci prije nanošenja keramičke prevlake, a slike su dobivene pomoću skenirajućeg elektronskog mikroskopa.



Slika 35. Uzdužni presjek Uzorka 1 prije nanošenja keramičke prevlake, povećanje 25 000x, SEM



Slika 36. Uzdužni presjek Uzorka 2 prije nanošenja keramičke prevlake, povećanje 25 000x, SEM

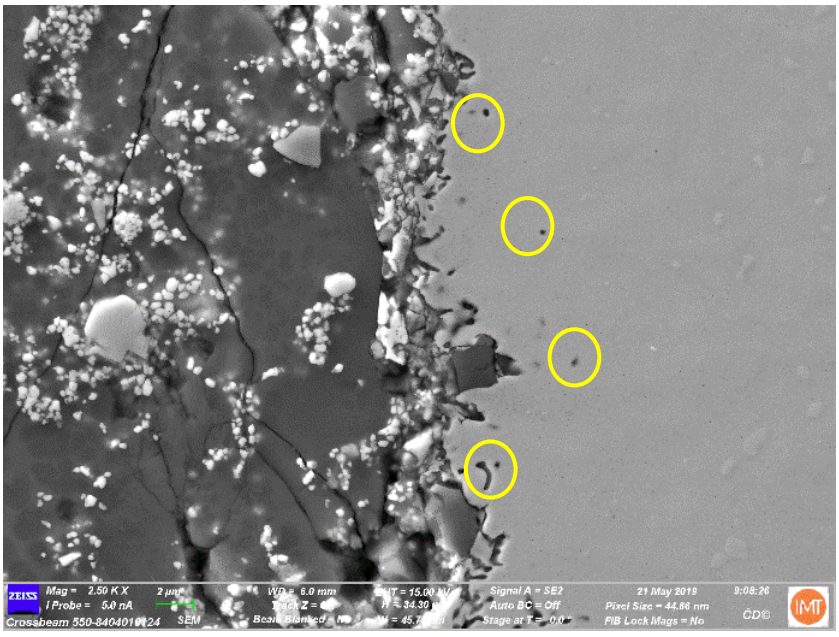


Slika 37. Uzdužni presjek Uzorka 3 prije nanošenja keramičke prevlake, povećanje 25 000x, SEM

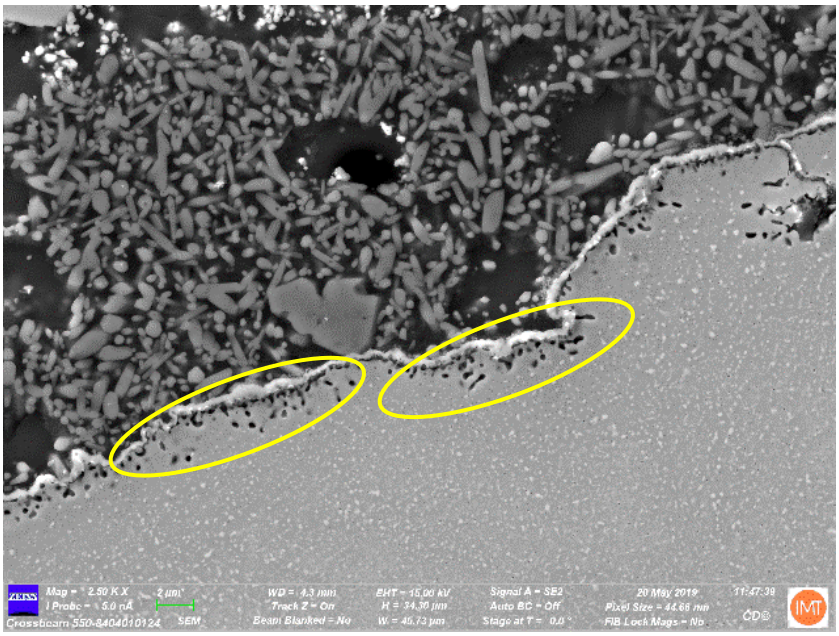
Kao što je i već prije utvrđeno na Uzorcima 1 i 2 (slike 35 i 36) jasno se vidi smjer kretanja lasera tokom procesa printanja. Međutim na ovim slikama vidljivo je kako te putanje izgledaju vrlo slično pa se može naslutiti kako se radi o istom ili sličnom modelu printera, a

samim time i sličnim ulaznim parametrima printanja. Uz to, kod oba uzorka putanja lasera printera je u dva smjera čime se predviđa kasnija izotropnost svojstava materijala. Nadalje, kod uzoraka 1 i 2 SEM analizom uočeni su poroziteti u strukturi (označeno žutim na slikama 35 i 36). Te nesavršenosti uzrokovane su ili kvalitetom početnoga metalnog praška ili lošim ulaznim parametrima u procesu proizvodnje. Uzorak 3 najviše se razliku po mikrostrukturi od svih analiziranih uzoraka. Kod njega nije naglašen smjer kretanja lasera kao kod prijašnja dva, već kod Uzorka 3 uočava se sitnozrnata struktura materijala (slika 37). Ono što je najbitnije, kod uzorka Proizvođača C nema vidljivih poroziteta odnosno nesavršenosti u samoj strukturi.

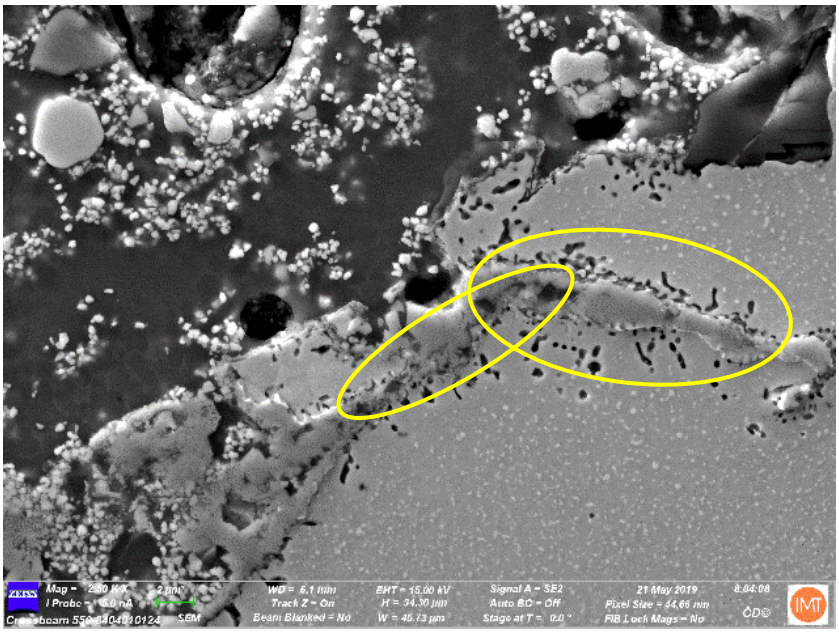
Prijašnjom analizom nagriženih materijala vidjelo se kako unos topline je unio dosta strukturnih promjena materijala. Slike 38-40 također su dobivene pomoću SEM-a, a prikazuju presjeke uzoraka nakon nanošenja keramičke prevlake.



Slika 38. Presjek Uzorka 1 nakon nanošenja keramičke prevlake, povećanje 2500x, SEM



Slika 39. Presjek Uzorka 2 nakon nanošenja keramičke prevlake, povećanje 2500x, SEM



Slika 40. Presjek Uzorka 3 nakon nanošenja keramičke prevlake, povećanje 2500x, SEM

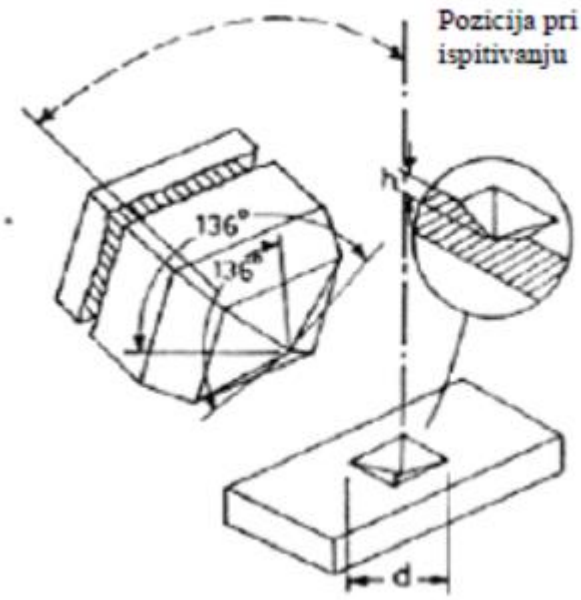
Slike 38-40 prikazuju granicu između osnovnog materijala te keramičke prevlake. Kod nanošenja prevlake bitno je da osnovni materijal ima visoku hrapavost površine koja zatim omogućuje bolju adheziju. Na slikama je vidljivo kako unos je topline unio određene promjene u strukturi materijala. Nakon pečenja keramike na površini metala, neposredno

ispod keramičke prevlake stvorio se porozitet (označeno žutim na slikama 38-40). Pretpostavka je da se porozitet javio zbog visokih temperatura prilikom procesa pečenja keramike, no sami detalji uzroka biti će predmet daljnjih istraživanja. U nastavku slijedi ispitivanje mikrotvrdoće materijala ne bi li se utvrdilo ima li unos topline posljedica na svojstva materijala.

5.7 Mikrotvrdoća kobalt - krom legura

Tvrdoća je mehaničko svojstvo materijala koje predstavlja otpornost osnovnog materijala prema prodiranju nekog drugog tvrđeg tijela u njegovu površinu ili strukturu. Tim svojstvom opisujemo samo čvrste materijale dok tvari, plinovi i tekućine nemaju tvrdoću. Ispitivanje mikrotvrdoće služi za precizno proračunavanje promjena u tvrdoći nastalih u ispitivanom materijalu. Za ispitivanje mikrotvrdoće koriste se Knoopova ili Vickersova metoda kod koji sila opterećenja ne prelazi 1,96 N. Ispitivanja se vrše tako da se vrši mjerenje veličine otiska pomoću mikroskopa.

U ovom slučaju za mjerenje mikrotvrdoće korištena je metoda po Vickersu. Kod te metode ulogu indentora ima dijamantna četverostrana piramida s vršnim kutom između nasuprotnih stranica od 136°. Slika 35 prikazuje shemu indentora te njegov otisak u materijalu [26].



Slika 41. Shema intendora po Vickersovoj metodi [26]

Iz slike 35 je vidljivo kako se indentor utiskuje okomito na materijal te se mjeri dijagonala njegovog otiska. Nadalje, kako bi se dobile vrijednosti tvrdoće materijala, vrijednosti opterećenja kojim je utiskivanje izvršeno te vrijednosti dijagonale uvrštavaju se u iduću formulu:

$$HV = 0{,}189*F/d. \qquad (1)$$

U prethodnoj formuli (1) vrijednost F predstavlja silu utiskivanja indentora dok parametar d odnosi se na duljinu dijagonale. Nakon toga, uz pomoć vrijednosti d, iz tablice se iščitavaju vrijednosti mikrotvrdoće.

U provedenim mjerenjima koristilo se opterećenje od 200 g pa je tome bilo potrebno i prilagoditi tablicu za iščitavanje vrijednosti.

5.7.1 Mikrotvrdoća uzoraka prije nanošenja keramičke prevlake

Kako je već i spomenuto mikrotvrdoća se mjeri prije i poslije nanošenja keramičke prevlake. Budući da je već ustanovljeno kako su visoke temperature uzrokovale lošiju kemijsku

postojanost materijala, cilj je ustanoviti je li ista stvar i sa ostalim svojstvima, točnije tvrdoćom. Vrijednosti su se mjerile i na uzdužnom i na poprečnom presjeku svakog uzorka kako bi se ujedno i ustanovilo ima li razlika s obzirom na orijentaciju.

Slijedi utiskivanje indentora u površinu materijala te mjerenje duljine dijagonala otisaka. Srednje vrijednosti izmjerenih vrijednosti uvrštavaju se u prethodnu formulu (1). Sa dobivenim vrijednostima u tablici tvrdoće očitavaju se vrijednosti. Prosječne vrijednosti mikrotvrdoća poprečnih i uzdužnih presjeka uzoraka prikazane su u tablici 3.

Tablica 3. Prikaz prosječne vrijednosti mikrotvrdoće poprečnih i uzdužnih presjeka uzoraka prije nanošenja keramičke prevlake

UZORAK	MIKROTVRDOĆA	
	Poprečni presjek	Uzdužni presjek
1	608 HV0,2	644 HV0,2
2	557 HV0,2	549 HV0,2
3	795 HV0,2	937 HV0,2

Uspoređujući rezultate prosječnih vrijednosti mikrotvrdoće poprečnih i uzdužnih presjeka uzoraka vidljivo je kako je kod Uzoraka 1 i 3 tvrdoća veća na uzdužnom presjeku nego na poprečnome dok kod Uzorka 2 je obrnuta situacija. Iz tablice 3 isto tako se uočava kako vrijednosti Uzorka 3 znatno iskaču od prosjeka. Razlog tome može biti veći udio ostalih legirnih elemenata u strukturi kao što su molibden i mangan ili razlog može biti u sitnozrnatom prašku te samim parametrima printanja.

5.7.2 Mikrotvrdoća uzoraka nakon nanošenja keramičke prevlake

Prije izlaganja krajnjih rezultata analiza potrebno je još izmjeriti tvrdoću presjeka uzoraka nakon nanošenja keramičke prevlake. U prethodnom slučaju, unos visoke temperature znatno je utjecao na mikrostrukturu i svojstva materijala. U nastavku je izložena tablica 4 sa izmjerenim prosječnim vrijednostima tvrdoća uzdužnih i poprečnih presjeka uzoraka nakon nanošenja keramičke prevlake.

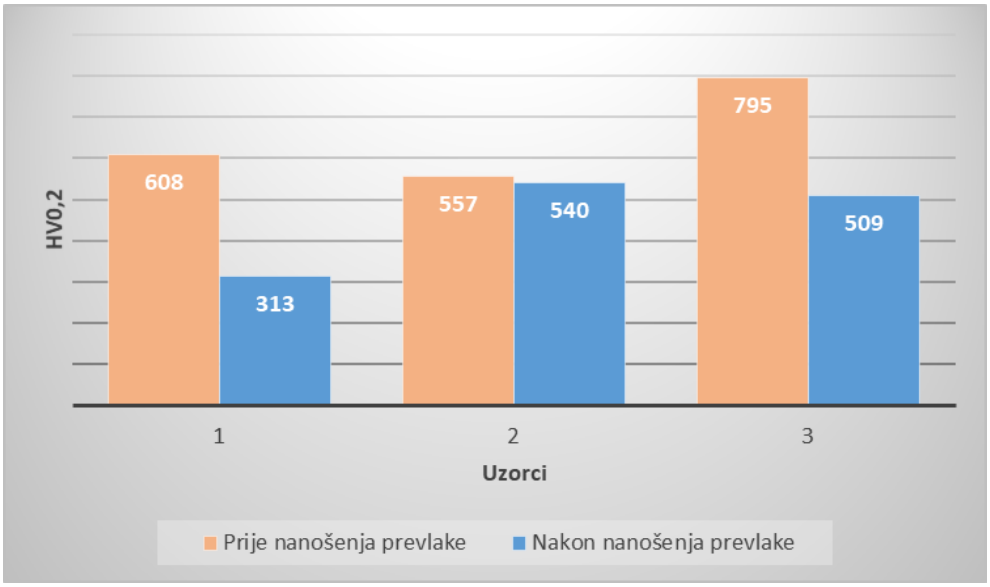
Tablica 4. Prikaz prosječne vrijednosti mikrotvrdoće poprečnih i uzdužnih presjeka uzoraka nakon nanošenja keramičke prevlake

UZORAK	MIKROTVRDOĆA	
	Poprečni presjek	Uzdužni presjek
1	313 HV0,2	444 HV0,2
2	540 HV0,2	516 HV0,2
3	509 HV0,2	399 HV0,2

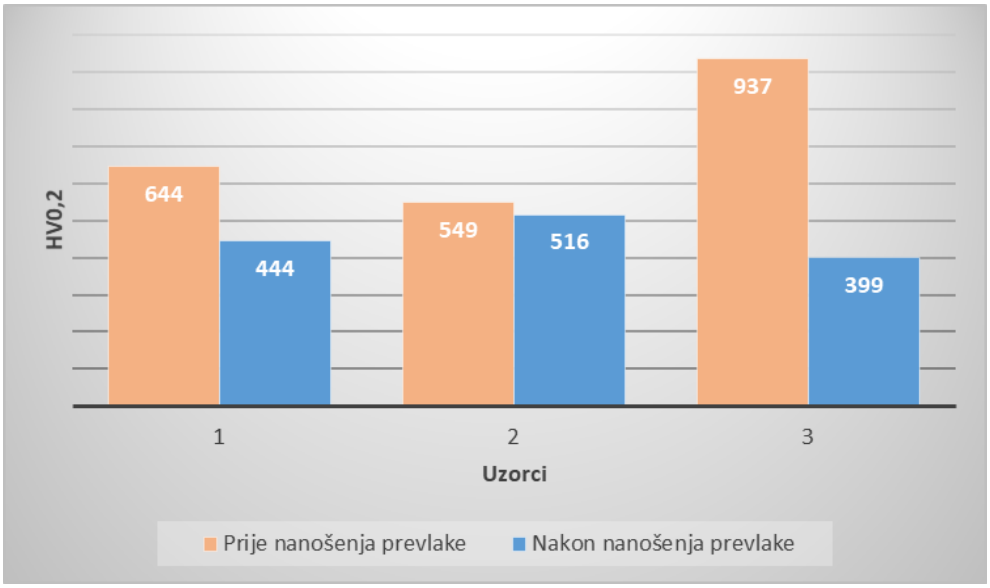
Gledajući prosječne vrijednosti mikrotvrdoće uzdužnih i poprečnih presjeka iz tablice 4 usporedno vidljive su znatne razlike u vrijednostima mikrotvrdoće.

Uspoređujući vrijednosti poprečnih presjeka iz tablice 3 i tablice 4 vidi se koliki je utjecaj topline. Od sviju uzoraka Uzorak 1 najlošije podnosi visoke temperature, kod njega se vrijednost tvrdoće skoro prepolovila. Kod Uzorka 2 dogodio se neznatan pad vrijednosti mikrotvrdoće nakon unosa topline dok kod Uzorka 3 isto je vidljiv pad, ali ne u tolikoj mjeri kao kod prvog uzorka.

Kao i u slučaju vrijednosti mikrotvrdoće poprečnih presjeka, dogodio se pad vrijednosti tvrdoće i kod uzdužnih presjeka. Usporedbom tablice 3 i tablice 4 posebno je uočljiv pad kod Uzorka 3 gdje je došlo do višestrukog pada vrijednosti. Uzorak 2 ponovno se pokazao kako najbolje podnosi visoke temperature. Nakon pregleda svih vrijednosti slijede dva grafa koji sažeto prikazuju rezultate mjerenja.



Slika 42. Usporedba prosječnih tvrdoća uzdužnih presjeka uzoraka prije i poslije nanošenja keramičke prevlake



Slika 43. Usporedba prosječnih tvrdoća uzdužnih presjeka uzoraka prije i poslije nanošenja keramičke prevlake

Sagledavajući sve vrijednosti, prije nanošenja keramičke prevlake Uzorak 3 se u oba presjeka pokazao kao najtvrđi materijal, dok je Uzorak 2 pokazao najmanje vrijednosti. Proces prevlačenja keramičke prevlake na metalni most unio je znatne promjene u strukturi i svojstvima materijala. Budući kako se proces prevlačenja odvija u pećima, uzrok promjena su visoke temperature. Sumirajući rezultate za oba presjeka, najveći pad tvrdoće doživio je

Uzorak 3, dok kod Uzorka 2 te su promijene bile neznatne. Gledajući rezultate analize po završetku procesa vidljivo je kako uzorak proizvođača B ima najviše vrijednosti tvrdoće. Prvi uzrok tome je zasigurno udio pojedinih legirnih elemenata u sastavu materijala. Drugi uzrok, jednako važan, su parametri i tijek printanja te svojstva praškastog početnog materijala.

6. ZAKLJUČAK

U prvom dijelu ovoga rada prikazane su i opisane različite metode 3D printanja metala. Nakon opisa samog procesa te izlaganja prednosti i mana dolazi se do zaključka kako se radi o vrlo produktivnoj metodi koja rezultira visokom kvalitetom proizvoda visoke dimenzijske točnosti. Iako je povijesni pregled pokazao različite metode izrade dentalnih mostova i krunica, metoda 3D printanja itekako će ostaviti dubok trag u toj grani stomatologije, sada i u budućnosti. Iako se radi o metodi koja zahtjeva velike početne investicije i velike investicije kasnijega održavanja, riječ je o metodi koja je itekako isplativa.

Kada je riječ o materijalu, uvijek postoji mjesta za napredak, ali trenutno se koristi najviše kobalt krom legura. Materijal optimalnih svojstava od kojih se posebno izdvajaju visoka tvrdoća i kemijska postojanost.

Nakon teorijskog pregleda provedena je karakterizacija mikrostrukture i mikrotvrdoće na tri različita uzoraka dentalnih metalni mostova od triju različitih proizvođača. Provedenom analizom mikrostrukture prije prevlačenja keramike, Uzorak 1 pokazuje se kao najboljim. Kod njega se uočava jedino pravilan raspored strukture dobivene printanjem bez ikakvih nedostataka ili puknuća. Uz strukturu koja nagoviješta izotropnost svojstava, vidjela se i visoka hrapavost površine koja zatim uzrokuje bolju adheziju. Nakon pečenja keramike sva tri uzorka pokazuju manjak kemijske postojanosti te se na svima pojavljuje rupičasta korozija, no to će biti tema daljnjih istraživanja i analiza. Karakterizacijom mikrostrukture svakako se dolazi do zaključka da Uzorak 1 daje najbolje rezultate iako je došlo do pojave poroziteta kod svih tri uzorka prilikom unosa topline odnosno nanošenja keramičke prevlake. Međutim nakon mjerenja mikrotvrdoće određene stvari se mijenjaju. Potrebno je i spomenuti kako kod same pripreme uzoraka nakon pečenja keramike dolazi do otkrhnjivanja dijela prevlake kod Uzoraka 1 i 3. Rezultati mjerenja mikrotvrdoće prikazuju kako je Uzorak 2 najmekši od svih uzoraka, u oba presjeka, dok Uzorak 3 prokazuje najviše vrijednosti tvrdoće. Međutim nakon unosa visokih temperatura u materijal tvrdoća Uzorka 2 najmanje pada te tako on od materijala najmanje prosječne vrijednosti tvrdoće prelazi u materijal najveće prosječne vrijednosti tvrdoće. Sumirajući sve rezultate istraživanja, dolazi se do zaključka kako Uzorak 2 pokazuje najujednačenija svojstva. Niti jedan od uzoraka nije idealan, no zbog najviše

tvrdoće nakon prevlačenja i zbog najbolji adhezijskih svojstava, uzorak proizvođača B prikazuje se kao najboljim od triju prikazanih.

LITERATURA

[1] Živko-Babić J, Mehulić K, Ivanić T, Predanić-Gašparac H.: Pregled pojedinih keramičkih sustava I. dio: Povijesni razvoj keramike. Acta Stomatol Croat. 1994

[2] Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. Br Dent J. 2008

[3] Celeste M. Abraham: A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments. 2014

[4] Ameritech college of healthcare: Dental Prosthetics Through the Ages. 2017

[5] Jorge Gonzalez: The Evolution of Dental Materials for Hybrid Prosthesis. 2014

[6] Johnson, W.W.: The history of prosthetic dentistry. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1959

[7] Ivana Kelić: Digitalna fiksna protetika, Diplomski rad. 2018

[8] John F. McCabe, Angus W.G. Walls: Applied Dental Materials. 2008

[9] Vjekoslav Jerolim i suradnici: Osnove stomatoloških materijala. 2005

[10] Kristina Potočki: Legure u stomatologiji, Diplomski rad. 2018

[11] Dr. Z. Kralj: Dentalne legure, Specijalistički rad. 2015

[12] A. Dawood, B.Marti Marti, V. Sauret – Jackson: 3D printing in dentistry. 2015

[13] D. Viderščak: Primjena aditivnih postupaka u automobilskoj industriji, Diplomski rad. 2018

[14] Alkaios Bournias Varaotsis: Introduction to Metal 3D printing

[15] K. Vijay Venkatesh, V. Vidyashree Nandini: Direct Metal Laser Sintering: A Digitised Metal Casting Technology. 2013

[16] C. Zaharia, Alin-Gabriel Gabor, A. Gavrilovici, A.T. Stan, L. Idorasi, C. Sinescu, Meda-Lavinia Negrutiu: Digital Dentistry – 3D Printing Applications. 2017

[17] Sprintray: 3D Print Dental Occlusal Guards and Splints

[18] K. Vijay Venkatesh, V. Vidyashree Nandini: Direct Metal Laser Sintering: A Digitised Metal Casting Technology. 2013

[19] Zachary Hay: Dental 3D Printing – All You Need to Know in 2019. 2019

[20] Elle Jordan studio: Surgical Guides and Case Planning

[21] Daniel Leong: Three Benefits of 3D Printing Metal Parts

[22] T. Koutsoukis, S. Zinelis, G. Eliades, K. Al-Wazzan, M. Al Rifaiy, Y.S. Al Jabbari: Selective Laser Melting Technique of Co-Cr Dental Alloy: A Review of Structure and Properties and Comparative Analysis with Other Available Techniques. 2015

[23] Van P. Thompson, Dianne E. Rekow: Dental ceramics and the molar crown testing gorund. 2004

[24] M. Andersson, A. Oden: A new all-ceramic crown. 1993

[25] L. Šimeg: Primjena elektronske mikroskopije u karakterizaciji prirodnih materijala, Završni rad. 2014

[26] D. Ivaniš: Određivanje tvrdoće materijala Vickersovom metodom uz različita opterećenja, Završni rad. 2009

PRILOZI

I. CD-R disc