

# Karakterizacija titanske legure s dodatkom bakra za biomedicinsku primjenu

---

**Rajković, Gerda**

**Master's thesis / Diplomski rad**

**2023**

*Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj:* **University of Zagreb, Faculty of Metallurgy / Sveučilište u Zagrebu, Metalurški fakultet**

*Permanent link / Trajna poveznica:* <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:115:199999>

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

*Download date / Datum preuzimanja:* **2025-03-01**



*Repository / Repozitorij:*

[Repository of Faculty of Metallurgy University of Zagreb - Repository of Faculty of Metallurgy University of Zagreb](#)



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
METALURŠKI FAKULTET

Gerda Rajković

DIPLOMSKI RAD

Sisak, rujan 2023.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU  
METALURŠKI FAKULTET

Gerda Rajković

KARAKTERIZACIJA TITANSKE LEGURE S DODATKOM BAKRA ZA  
BIOMEDICINSKU PRIMJENU

DIPLOMSKI RAD

Mentorica: prof. dr. sc. Ljerka Slokar Benić

Stručna voditeljica: Magdalena Jajčinović, mag. ing. met.

Članovi Povjerenstva za ocjenu i obranu diplomskoga rada:

1. prof. dr. sc. Stjepan Kožuh, Sveučilište u Zagrebu Metalurški fakultet – predsjednik
2. prof. dr. sc. Ljerka Slokar Benić, Sveučilište u Zagrebu Metalurški fakultet – članica
3. doc. dr. sc. Ivana Ivanić, Sveučilište u Zagrebu Metalurški fakultet – članica
4. izv. prof. dr. sc. Martina Lovrenić-Jugović, Sveučilište u Zagrebu Metalurški fakultet – zamjenska članica

Sisak, rujan 2023.



KLASA: 602-03/23-05/04

URBROJ: 2176-78-23-01-135

Sisak, 19. srpnja 2023.

Temeljem točke IX. Naputka o diplomskom radu i diplomskom ispitu Pravilnika o studiranju na preddiplomskim studijima i diplomskom studiju Metalurškog fakulteta i članka 20. Statuta Metalurškog fakulteta, Fakultetsko vijeće na svojoj 10. redovitoj sjednici u akad. god. 2022./2023. od 19. srpnja 2023. godine (t. 3), a na prijedlog Povjerenstva za nastavu, donosi sljedeću

## ODLUKU

### o odobravanju teme, imenovanju mentora i Povjerenstva za ocjenu i obranu diplomskog rada

#### I.

Studentici u redovitom statusu sveučilišnog diplomskog studija *Metalurgija* **GERDI RAJKOVIĆ** (0124124626) za mentoricu diplomskog rada pod naslovom "Karakterizacija titanske legure s dodatkom bakra za biomedicinsku primjenu" ("Characterization of titanium alloy with the addition of copper for biomedical applications") imenuje se **prof. dr. sc. Ljerka Slokar Benić**, a za stručnu voditeljicu **Magdalena Jajčinović, mag. ing. met.**

#### II.

Studentici iz točke I. ove Odluke imenuje se Povjerenstvo za ocjenu i obranu diplomskog rada u sastavu:

1. prof. dr. sc. Stjepan Kožuh, Sveučilište u Zagrebu Metalurški fakultet – predsjednik,
2. prof. dr. sc. Ljerka Slokar Benić, Sveučilište u Zagrebu Metalurški fakultet – članica,
3. doc. dr. sc. Ivana Ivanić, Sveučilište u Zagrebu Metalurški fakultet – članica.

Za zamjensku članicu imenuje se izv. prof. dr. sc. Martina Lovrenić-Jugović, Sveučilište u Zagrebu Metalurški fakultet.

#### III.

Ova Odluka stupa na snagu danom donošenja.

#### IV.

Protiv ove Odluke može se uložiti prigovor Fakultetskom vijeću Metalurškog fakulteta u roku 8 dana od dana primitka iste.

#### Dostavljeno:

- 1 x Gerda Rajković
- 4 x mentorica, stručna voditeljica, članovi Povjerenstva
- 1 x Studentska referada
- 1 x Knjižnica
- 1 x Tajništvo
- 1 x pismohrana Fakultetskog vijeća
- 1 x pismohrana

Sveučilište u Zagrebu Metalurški fakultet  
Aleja narodnih heroja 3; p.p.1: HR - 44103 Sisak  
tel.: +385(0)44 533378; 533379; 533380; 533381  
faks: +385(0)44 533378  
e-mail: dekanat@simet.hr; url: www.simet.unizg.hr

Vršitelj dužnosti dekana  
Metalurškog fakulteta

Prof. dr. sc. Nikola Mrvac

*Kaučič*

IME: Gerda  
PREZIME: Rajković  
MATIČNI BROJ: BE 3666/18

Na temelju članka 19. stavak 2. Etičkog kodeksa Sveučilišta u Zagrebu dajem sljedeću

## IZJAVU O IZVORNOSTI

Izjavljujem da je moj završni / **diplomski** / doktorski rad pod naslovom:

Karakterizacija titanske legure s dodatkom bakra za biomedicinsku primjenu

---

---

izvorni rezultat mojeg rada te da se u izradi istoga nisam koristio drugim izvorima osim onih koji su u njemu navedeni.

Sisak, 07.09.2023.

---

(vlastoručni potpis)

---

*Izrazi koji se koriste u ovoj Izjavi, a imaju rodno značenje, koriste se neutralno i odnose se jednako i na ženski i na muški rod.*

## *Zahvala*

*Zahvaljujem se svojoj mentorici prof. dr. sc. Ljerki Slokar Benić, te asistentici Magdaleni Jajčinović, mag. ing. met. na ukazanom trudu, pomoći pri izradi ovog rada te strpljenju tijekom izrade eksperimentalnog dijela.*

*Zahvaljujem se gospodi Jadranku Šubiću, dipl. ing. i Vladi Rožiću, dipl. ing. iz tvrtke Alas-Info na nesebičnoj pomoći pri pripremi praškastih mješavina i prešanju.*

*Posebno se želim zahvaliti svojoj obitelji i prijateljima koji su mi pružili podršku tijekom mog studiranja.*

*Na kraju, željela bih zahvaliti svim kolegicama i kolegama koji su svojim prisustvom pomogli da moje vrijeme na sveučilištu bude najljepši dio mog života.*

Istraživanja za izradu ovog rada provedena su u okviru Institucijskog projekta FPI-124-LjSB Metalurškog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu, i na opremi nabavljenoj u okviru infrastrukturnog projekta VIRTULAB – Integrirani laboratorij za primarne i sekundarne sirovine, KK.01.1.1.02.0022.

# KARAKTERIZACIJA TITANSKE LEGURE S DODATKOM BAKRA ZA BIOMEDICINSKU PRIMJENU

## SAŽETAK

Karakterizacija legure titana s dodatkom bakra za biomedicinske primjene uključuje sveobuhvatnu procjenu svojstava materijala i prikladnosti za upotrebu. Legure titana često se biraju zbog njihove biokompatibilnosti i mehaničkih svojstava, dok se bakar može dodati radi poboljšanja specifičnih karakteristika poput antibakterijskog djelovanja.

Glavni cilj ovog rada je konvencionalnim postupcima metalurgije praha proizvesti leguru titana s dodatkom 8% bakra koja bi imala biomedicinsku primjenu, a učinak procesnih parametara, kao što su vrijeme miješanja i tlak prešanja, na mikrostrukturne karakteristike proizvedene legure procijeniti korištenjem odgovarajućih metoda.

Rezultati provedenih istraživanja pokazuju da je korištenjem metalurgije praha moguće proizvesti kompaktnu titan-bakar leguru, uz dodatno podešavanje procesnih parametara. Poglavitno se to odnosi na vrijeme miješanja elementarnih prahova.

Ključne riječi: titan, bakar, metalurgija praha, biokompatibilnost, biomedicinske legure

# CHARACTERIZATION OF TITANIUM ALLOY WITH THE ADDITION OF COPPER FOR BIOMEDICAL APPLICATIONS

## ABSTRACT

The characterization of a titanium alloy with added copper for biomedical applications requires a comprehensive evaluation of its material properties and suitability for use. Titanium alloys are often selected for their biocompatibility and mechanical properties, while copper can be added to enhance certain properties such as antibacterial activity.

The main objective of this work is to apply conventional powder metallurgy techniques to produce a titanium alloy with 8% copper addition for biomedical applications. The effects of processing parameters such as mixing time and compaction pressure on the microstructural properties of the produced alloy are evaluated using appropriate methods.

The results of the research carried out show that it is possible to produce a compact titanium-copper alloy using powder metallurgy, but that it is necessary to adjust processing parameters, especially the mixing time of the starting powders.

Keywords: titanium, copper, powder metallurgy, biocompatibility, biomedical alloys



## POPIS SLIKA

- Slika 1. Prikaz dijelova dobivenih metalurgijom praha [6]  
Slika 2. Temeljni procesi metalurgije praha [5]  
Slika 3. Shematski prikaz faza u konvencionalnim postupcima metalurgije praha [7]  
Slika 4. Oblici i metode dobivanja čestica praha [8]  
Slika 5. Postupci atomizacije: a) plinska, b) vodena, c) centrifugalna s rotirajućim diskom i d) atomizacija rotirajućom elektrodom [10]  
Slika 6. Miješalica metalnih prahova [10]  
Slika 7. Različite vrste mljevenja: a) mljevenje vačjanjem, b) kuglično mljevenje, c) udarno mljevenje [11]  
Slika 8. Shematski prikaz principa rada kugličnog mlina [11]  
Slika 9. Kuglice za mljevenje od različitih materijala [11]  
Slika 10. Kompaktiranje metalnog praha [12]  
Slika 11. Mehanizam sinteriranja: a) u čvrstoj fazi, b) u prisustvu tekuće faze [10]  
Slika 12. Shematski prikaz konvencionalne komorne peći za sinteriranje [13]  
Slika 13. Shematski prikaz protočne peći za sinteriranje [13]  
Slika 14. Zahtjevi za svojstva biomaterijala [14]  
Slika 15. Usporedba čvrstoće, duktilnosti, otpornosti na koroziju i trošenje kao i biokompatibilnosti legura od nehrđajućeg čelika (crveno), Co- Cr (plavo) i Ti (zeleno) [16]  
Slika 16. Kristalna poluga titana [18]  
Slika 17. Legure titana koje se koriste kao implantati u cijelom ljudskom tijelu [22]  
Slika 18. Prikaz sprječavanja nastanka biofilma [3]  
Slika 19. Kuglični mlin  
Slika 20. Hidraulička preša  
Slika 21. Otpresci Ti92Cu8 legure  
Slika 22. Komponente uložne mase  
Slika 23. Uređaj za brušenje i poliranje  
Slika 24. Polirani uzorci  
Slika 25. Svjetlosni mikroskop  
Slika 26. Lupa s komorom promicra Olympus SZ-CTV  
Slika 27. Tipični SEM instrument [32]  
Slika 28. Ovisnost gustoće o vremenu miješanja  
Slika 29. Mikrofotografije otpresaka, svjetlosni mikroskop, 50 x  
Slika 30. Mikrofotografije otpresaka, svjetlosni mikroskop, 100 x  
Slika 31. Mikrofotografije otpresaka, lupa Olympus SC-CTV s kamerom Promicra  
Slika 32. SEM mikrografije elementarnih prahova

## POPIS TABLICA

- Tablica 1. Postupci proizvodnje i primjena prahova [5]  
Tablica 2. Karakteristike polaznih prahova  
Tablica 3. Masa i dimenzije otpreska  
Tablica 4. Vrijednosti gustoće otpresaka kompaktiranih tlakom od 500 MPa  
Tablica 5. Vrijednosti gustoće otpresaka kompaktiranih tlakom od 1000 MPa

## SADRŽAJ

<b>1. UVOD</b> .....	1
<b>2. TEORIJSKI DIO</b> .....	2
2.1. Metalurgija praha .....	2
2.1.1. Proizvodnja praha.....	5
2.1.2. Stvaranje mješavine prahova.....	9
2.1.3. Kompaktiranje praha .....	11
2.1.4. Sinteriranje .....	11
2.2. Biomedicinske legure .....	14
2.3. Titan i legure titana za biomedicinsku primjenu .....	16
2.3.1. Svojstva titana .....	16
2.3.2. Dobivanje titana .....	17
2.3.3. Primjena u medicini .....	18
2.4. Titan – bakar biomedicinske legure .....	19
<b>3. EKSPERIMENTALNI DIO</b> .....	21
3.1. Polazne sirovine .....	21
3.2. Vaganje prahova.....	21
3.3. Umješavanje prahova .....	21
3.4. Kompaktiranje prahova .....	22
3.5. Određivanje gustoće .....	23
3.6. Metalografska priprema uzorka.....	23
3.7. Svjetlosna mikroskopija .....	25
3.8. Lupa s komorom Promicra Olympus SZ-CTV .....	26
3.9. Scanning elektronska mikroskopija (SEM).....	27
<b>4. REZULTATI I RASPRAVA</b> .....	29
4.1. Dimenzije i masa otpreska .....	29
4.2. Gustoća otpresaka .....	29
4.3. Analiza svjetlosnim mikroskopom.....	31
4.4. Scanning elektronska mikroskopija .....	36
<b>ZAKLJUČAK</b> .....	38
<b>LITERATURA</b> .....	39
<b>ŽIVOTOPIS</b> .....	41

## 1. UVOD

Metalni materijali se sve više koriste u disciplinama inženjerstva tkiva i regenerativne medicine tijekom posljednjih nekoliko desetljeća. Potreba za implantatima, kao što su: zamjenske proteze za kukove, koljena, ramena i laktove, dentalni implantati, intraokularne leće, a koji se koriste za zamjenu različitih dijelova tijela, pokreće većinu biomedicinskih primjena metalnih materijala. Dizajn i proizvodnja implantata koji mogu dugo ostati u ljudskom tijelu bez oštećenja ili potrebe za revizijskom operacijom krajnji je cilj istraživanja biomedicinskih materijala. Karakteristike materijala poput otpornosti na koroziju, visoke čvrstoće, niskog modula elastičnosti, viske otpornosti na trošenje i izostanka citotoksičnosti neka su od najvažnijih svojstva metalnih materijala koja se primjenjuju za biomedicinske implantate. [1,2]

Trenutačno su legure titana, legure na bazi kobalta i nehrđajući čelik najpopularniji metalni materijali koji se koriste za implantate. Konkretno, legure titana posjeduju izvrsna mehanička svojstva u smislu visoke čvrstoće, superiorne otpornosti na koroziju, dobre biokompatibilnosti i niskog modula elastičnosti te niske gustoće,. Unatoč širokoj upotrebi titana i njegovih legura u biomedicinskim primjenama, još uvijek postoje problemi koji se predstavljaju izazove u sadašnjim istraživanjima. Na primjer, primijećeno je da je oseointegracija s okolnim koštanim tkivom, kojoj doprinosi poroznost materijala, na početku implantacije ključni korak. Stoga se metalurgiji praha daje prednost pred lijevanjem kao tehnologijom za proizvodnju biomedicinskih implantata na bazi titana. [1,2]

U ovom istraživanju metalurgijom praha će se pripremiti legura titana s dodatkom bakra. Bakar je odabran kao legirni element jer su istraživanja pokazala da se njegovim dodatkom titanu povećavaju čvrstoća, otpornost na koroziju te prije svega antibakterijska svojstva. [3] Zbog toga će se iz elementarnih prahova titana i bakra pripremiti kompaktni otpresak titan-bakar legure s dodatkom 8 at.%. Praškaste mješavine i kompaktni otpresci pripremljeni u različitim procesnim uvjetima analizirati će se odgovarajućim metodama

Svrha ovog istraživanja je mikroskopski ocijeniti leguru Ti-8Cu kako bi se utvrdile njene određene karakteristike nakon metalurških procesa, kao što su miješanje i prešanje, a koje će pomoći u identificiranju potencijala proizvedenog materijala za upotrebu u medicini.

## 2. TEORIJSKI DIO

### 2.1. Metalurgija praha

Metalurgija praha je relativno novo, ali vrlo važno područje moderne tehnologije. Metalurgija praha nudi praktične odgovore na izazove vezane uz proizvodnju materijala s visokim talištem, a postala je temelj za proizvodnju metala otpornih na visoke temperature, kao i alata za rezanje koji imaju izuzetno visoke tvrdoće. Dobiveni poluproizvod ima čvrstoću koja, iako nedovoljna za upotrebu, omogućuje prelazak u sljedeću tehnološku operaciju, a to je sinteriranje. Tek nakon visokotemperaturne obrade, odnosno sinteriranja, koje se provodi na temperaturi nešto nižoj od tališta osnovnog metala koji čini leguru, materijal postiže svoju punu mehaničku čvrstoću. [4,5]

Sve veća primjena metalurgije praha je rezultat njenih značajnih prednosti nad drugim tehnologijama za specifične namjene. Metali koji nisu topljivi jedni u drugima ne mogu se taliti na konvencionalan način, već legure stvaraju primjenom metalurgije praha. To je slučaj ako su temperature taljenja sastavnih metala, poput volframa i bakra ( $3400^{\circ}\text{C}$  i  $1083^{\circ}\text{C}$ ), željeza i olova ( $1535^{\circ}\text{C}$  i  $327^{\circ}\text{C}$ ), itd., prilično različite. Osim toga, mogu se stvoriti materijali s metalnim i nemetalnim komponentama, kao i materijali i predmeti koji imaju dva ili više slojeva (bimetala) različitih metala. Jedna od značajnijih prednosti je mogućnost proizvodnje poroznih materijala s reguliranom poroznošću, što nije moguće kod taljenja i lijevanja.

Bez proizvoda metalurgije praha nezamisliva je moderna tehnologija, a svake godine otkrivaju se nova područja primjene proizvoda proizvedenih metalurgijom praha. I najteži metali (volfram, uran) i najlakši metali (berilij, aluminij) mogu se koristiti za izradu predmeta zahvaljujući metalurgiji praha. Osim toga, za razliku od metala proizvedenih konvencionalnim tehnikama, metalurgija praha omogućuje proizvodnju metala visoke čistoće. [4]

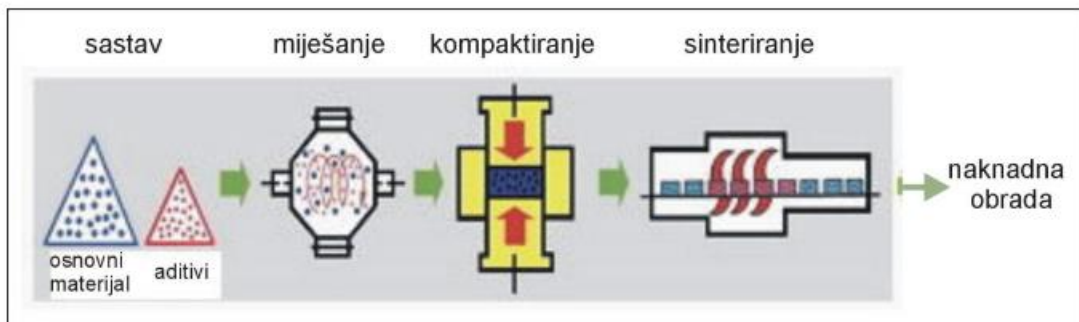
Na slici 1 prikazani su dijelovi dobiveni metalurgijom praha kao što su: mali zupčanci, metalne čahure, vijci i filtri.



Slika 1. Prikaz dijelova dobivenih metalurgijom praha [6]

Četiri su temeljne tehnološke operacije koje čine procese metalurgije praha, a prikazane su na slici 2. To su:

1. proizvodnja praha,
2. stvaranje mješavine prahova,
3. kompaktiranje praha i
4. sinteriranje. Naime, potrebne kvalitete proizvoda se postižu sinteriranjem, koje podrazumijeva zagrijavanje na temperaturu ispod tališta primarnog elementa kada čestice praha gube svoj identitet kao rezultat međusobne difuzije. [5]

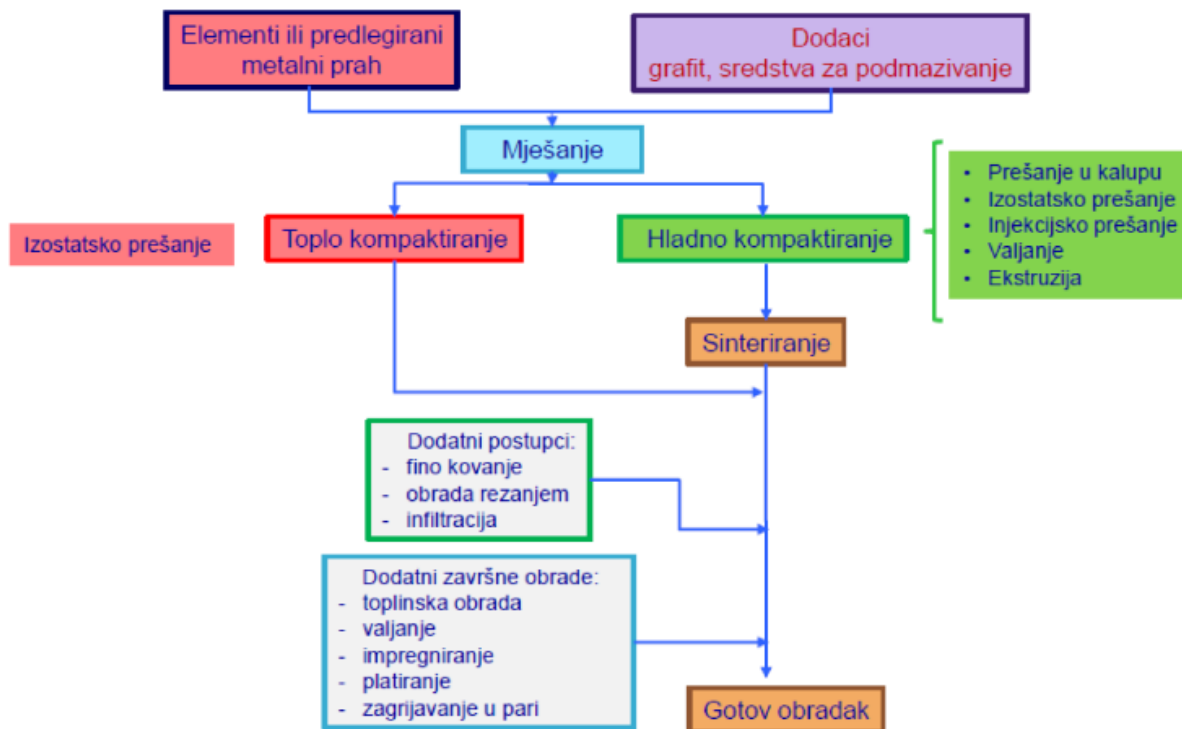


Slika 2. Temeljni procesi metalurgije praha [5]

Dvije osnovne skupine postupaka metalurgije praha čine:

1. konvencionalni postupci i
2. postupci koji rezultiraju punim gustoćama. [5]

Tehnološke operacije prikazane na slici 3 služe kao obilježja konvencionalnih postupaka metalurgije praha. Najčešće korištene tehnike za proizvodnju gotovih proizvoda i dijelova metalurgije praha su konvencionalni postupci sinteriranja, koji daju proizvode različitih mješavina prahova. Kako bi se u konačnici proizveo proizvod sa željenim svojstvima, potrebno je uzeti u obzir niz parametara tijekom svakog od opisanih postupaka. [5]



Slika 3. Shematski prikaz faza u konvencionalnim postupcima metalurgije praha [7]

Prvi tehnički korak nakon odabira početnih prahova i aditiva je usitnjavanje ili miješanje praha osnovnog materijala i matrice. Aditiv je obično tekući medij koji se dodaje kako bi se smanjilo trenje između čestica praha i bubnja mlina. Uklanjanje ovog tekućeg medija događa se tijekom procesa sušenja, što je jedan od koraka u procesu miješanja praha. Nakon miješanja provodi se plastificiranje kako bi se prah pretvorio u viskozno stanje kako bi se bolje formirao tj. oblikovao gotov proizvod. [5]

Izmiješani prah se kompaktira unutar kalupa vertikalnim kretanjem žiga, što ograničava veličinu i oblik konačnog proizvoda. Iako se u stvarnosti često postižu veći komadi, općenito se savjetuje stvaranje komponenti s maksimalnom površinom zbijanja od  $160 \text{ cm}^2$ , debljinom od oko 75 mm i težinom od oko 2,2 kg.

U pećima s različitim atmosferama, proces sinteriranja se provodi nakon zbijanja tj. kompaktiranja. Korišteni mehanizmi sinteriranja odredit će maksimalnu temperaturu ciklusa sinteriranja koja je određena metalurškim promjenama tijekom procesa sinteriranja te promjenama u dimenzijama i obliku gotovog proizvoda.

Jedan od dva mehanizma sinteriranja, sinteriranje u tekućoj fazi ili sinteriranje u čvrstoj fazi, može se koristiti za provođenje sinteriranja. Sinteriranje u čvrstoj fazi karakterizira relativno mala promjena u volumenu i dimenzijama kao i odlična kontrola tolerancije zbog slabog zgušnjavanja. Gore spomenuta tehnika prvenstveno se koristi tijekom sinteriranja čelika, kada su promjene dimenzija obično ispod 0,3%.

S druge strane, sinteriranje u prisutnosti tekuće faze karakterizira veliki porast gustoće, značajne promjene volumena i dimenzija te slabija kontrola tolerancije. Koristi se s mnogim sustavima legura, uključujući tvrde metale čije se promjene dimenzija tijekom procesa sinteriranja kreću od 18 do 26 %. Sve gore navedene operacije metalurgije praha određuju konačna svojstva gotovog proizvoda. [5]

Koriste se i specifične metode metalurgije praha (npr. vruće izostatsko prešanje i hladno izostatsko prešanje) jer eliminiraju poroznost. To je za neke primjene neophodno kao i za primjene s većim opterećenjem gdje pore djeluju kao koncentratori naprezanja. Istovremena primjena tlaka i topline značajka je većine operacija.

Među klasama materijala za koje se koriste ovi postupci su: konstrukcijska keramika, visokotemperaturni kompoziti, dijamantni alati, alatni čelici, tvrdi metali, Ni-superlegure, legure otporne na koroziju i čelični proizvodi s niskim udjelom ugljika. U svrhu znanstvenog proučavanja, sada se često integrira nekoliko tehnika za poboljšanje kvalitete. Potpuna eliminacija pora putem tri mehanizma događa se postupcima potpunog zgušnjavanja:

1. plastično tečenje – javlja se kada vrijednost naprezanja prijeđe vrijednost vlačne čvrstoće praha,
2. puzanje - ova pojava se javlja u uvjetima visoke temperature i naprezanja, a na brzinu zgušnjavanja utječe brzina penjanja dislokacija,
3. difuzija između granica zrna i kristalne rešetke – to se događa kada je difuzija, koja ima najveći utjecaj na brzinu zgušnjavanja, posebno osjetljiva na porast temperature. [5]

Za razliku od konvencionalnih metoda sinteriranja, postoje procesi kojima je glavni cilj postizanje teorijske gustoće. Neki od tih postupaka za postizanje teorijske gustoće su:

- kovanje praha,
- injekcijsko prešanje praha,
- toplo izostatsko prešanje,
- sinteriranje i toplo izostatsko prešanje,
- toplo prešanje,
- kompaktiranje valjanjem i
- ekstrudiranje. [8]

### 2.1.1. Proizvodnja praha

Budući da je početni materijal, koji je obično prah metala ili legure, neophodan za dobivanje sinteriranih proizvoda s potrebnim svojstvima, proizvodnja metalnih prahova je jedan od najznačajnijih temelja za cijeli proces metalurgije praha. Najznačajnije metode za stvaranje različitih prahova metala i njihove primjene prikazane su u tablici 1. [5]

Tablica 1. Postupci proizvodnje i primjena prahova [5]

Postupak	Prah	Veličina čestica, $\mu\text{m}$	Primjena
<b>Mehanički</b>	Mn, Mg, Cr, Sb, Bi, Co, Be; Fe, Ti, Zr, Hf, U, Th; WC, TiC, TaC, Co; Ta, Nb, Fe-Al, Fe-Al-Ti, Ni-Al, Ni-Ti, Fe-Cr, Fe-Si; Ni-Fe, Ag, Ag-Sn; superlegure	0,5 - 400	Strojni dijelovi iz sinteriranog čelika, komponente kemijske industrije; porozni ležajevi, tvrdi metali, vatrostalni metali, sinter magneti, laki metali, amalgami, itd.
<b>Elektrolitički</b>	Fe, Cu, Sn, Pb; Ta, Nb, Ti, Th, Zr, V	0,1 - 30	Porozni materijali, visokovakuumski materijali, sinterirani nosači, sinterirani čelik, kemijska industrija, itd.
<b>Kemijski</b>	Zn, MoO <sub>3</sub> ; Ni, Fe, Mo, W; Co, Cu; Ag, Au, Pt, Sn; Ta, Nb, Ti, Th, U, Zr, V, Hf, tvrdi metal	0,1 - 50	U nuklearnoj tehnici, bimetali, vakuumski materijali, sinter magneti, čisti metali, kontaktni materijali, u kemijskoj industriji itd.
<b>Atomizacija</b>	Fe, Cu, Al, Ni, Ag, Ti, Sn, Zn, Bi, Cd, Au Bronca, mesing, Predlegirani i legirani prahovi	10 - 500	Sinter magneti, laki metali, porozni materijali, amalgami, elektromaterijali, sinterirani čelik, itd.

#### 2.1.1.1. Mehaničke metode

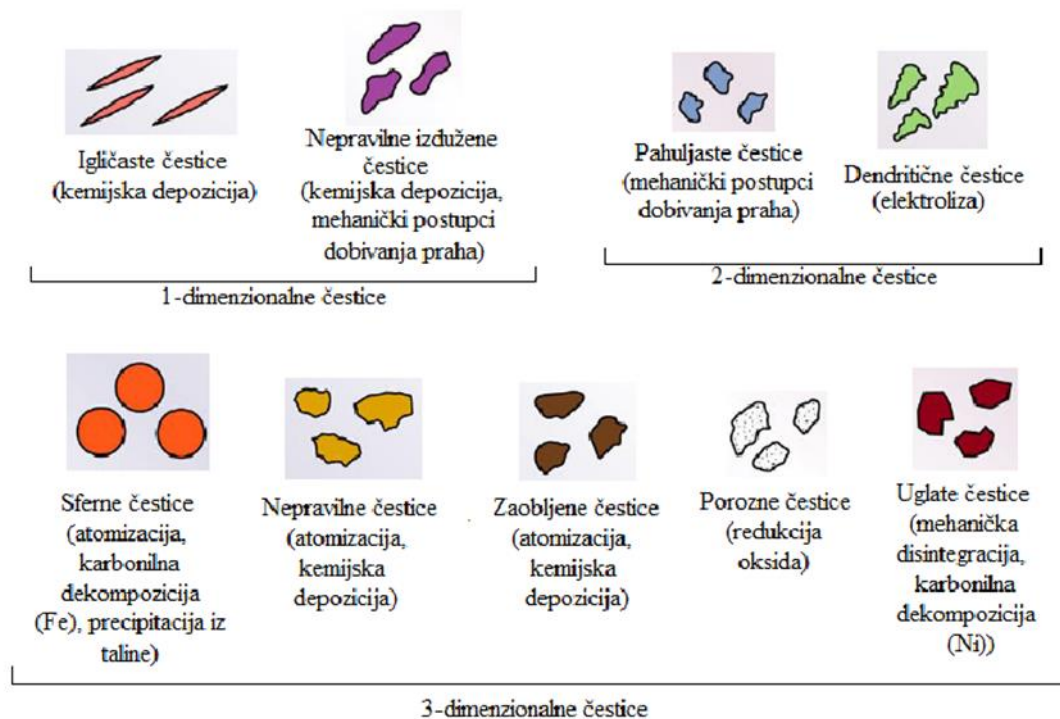
U mehaničkim postupcima, polazni materijali se melju u prah uz pomoć vanjskih sila. Prahovi dobiveni na ovaj način imaju čestice nepravilnog oblika. Djeluju sljedeće vanjske sile:

- sječenje,
- tlačenje,
- udarni rad loma i
- trenje.[9]

Oblici dobivenih čestica praha i postupci korišteni za njihovo dobivanje prikazani su na priloženoj slici 4. Oblik, veličina čestice i specifična površina čestica praha njihove su tri temeljne fizičke karakteristike. Imaju utjecaj na brzinu protoka, nasipnu gustoću, kompresibilnost i potencijal sinteriranja. Čestice praha dolaze u različitim oblicima i veličinama



ovisno o izvornom materijalu i tehnici proizvodnje (slika 5). Prema normi ISO 3252 dijele se u tri temeljne skupine. [8]



Slika 4. Oblici i metode dobivanja čestica praha [8]

Najjednostavniji oblici čestica su sferni. Dok su njihova gustoća i protok veći, njihova kompresibilnost i svojstva sinteriranja su lošija. Sferni oblik čestica preha je idealan oblik čestica praha unatoč nekim lošim karakteristikama. [8]

#### 2.1.1.2. Elektrolitičke metode

Kada se metal taloži na katodu tijekom postupka elektrolize, nastaju prahovi. Dobiveni talog se zatim vadi, suši, usitnjava, prosijava i spreman je za upotrebu. Ovisno o sastavu otopine, karakteristikama materijala i okolnostima elektrolize, konačni talog može biti čvrst, rastresit ili jako raspršen. [9]

#### 2.1.1.3. Kemijske metode

Izraz "kemijska metoda" opisuje niz kemijskih postupaka koji uključuju redukciju metalnih spojeva kao što su oksidi, karbonati, nitrati ili halogenidi s plinovima ili krutinama. Druge poznate kemijske metode uključuju:

- hidrid-dehidrid postupak,
- postupak reakcije sinteze i

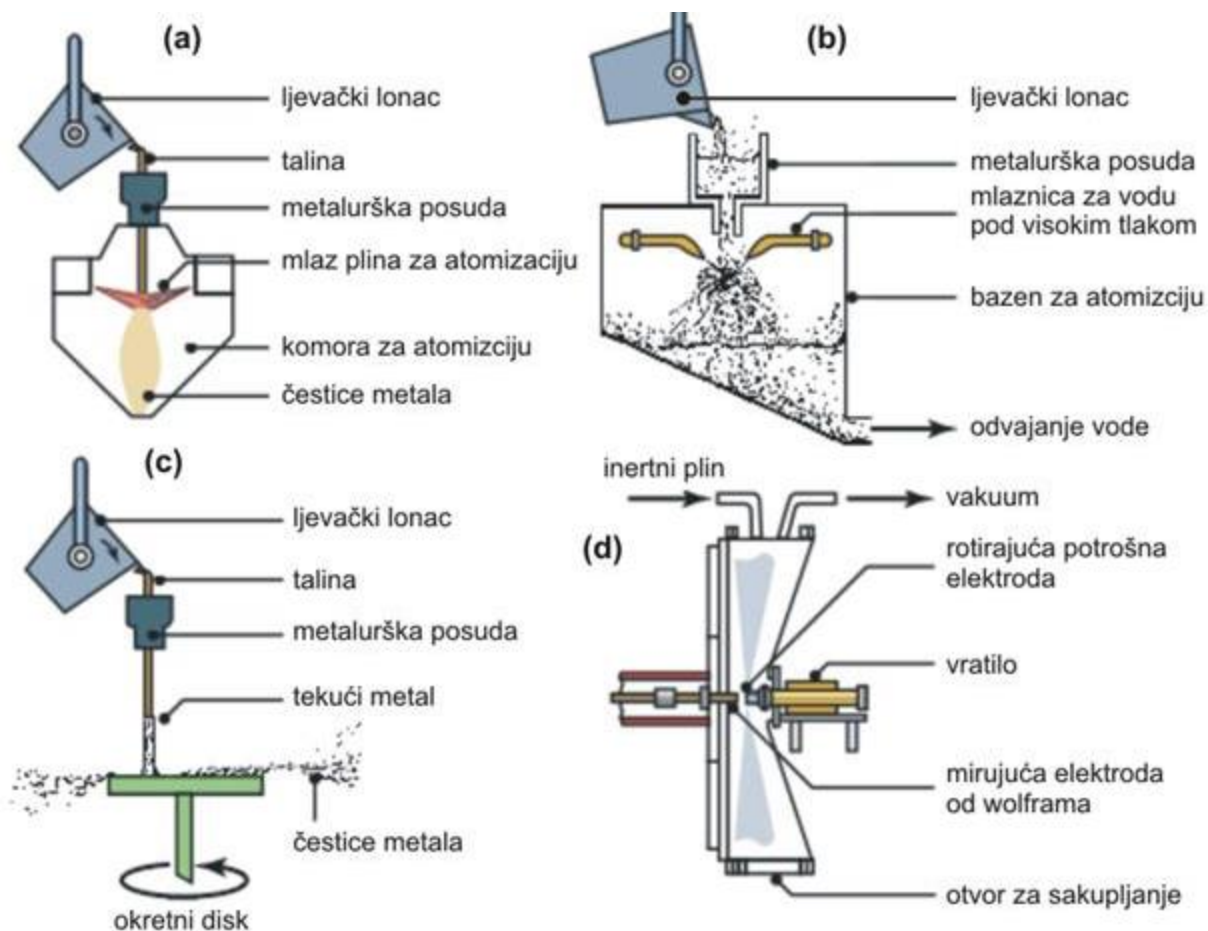
- taloženje iz otopine soli metala i isparavanjem. [9]

Prethodno navedene metode mogu se koristiti za proizvodnju praha praktički svih metala u različitim oblicima i veličinama. [9]

#### 2.1.1.4. Metoda atomizacije

Proces fizikalne atomizacije, u kojem se rastaljeni metal raspršuje u sitne kapljice djelovanjem struje fluida, najpopularniji je način proizvodnje praha. Postupci atomizacije prikazani na slici 5 dijele se na:

- centrifugalnu atomizaciju s rotirajućim diskom,
- atomizaciju rotirajućom elektrodom,
- plinsku atomizaciju,
- vodenu atomizaciju. [10]



Slika 5. Postupci atomizacije: a) plinska, b) vodena, c) centrifugalna s rotirajućim diskom i d) atomizacija rotirajućom elektrodom [10]

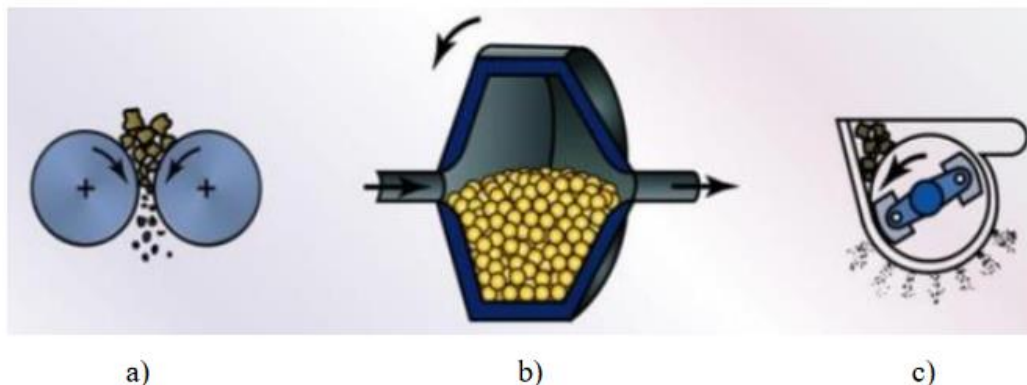
## 2.1.2. Stvaranje mješavine prahova

Mokro ili suho miješanje može se koristiti za kombiniranje prahova s različitim kemijskim sastavima za stvaranje mješavina nemetala i metala ili elementarnih kombinacija metalnih prahova. Dodatno, smjese se moraju homogenizirati nakon dodavanja različitih sastojaka. Izrada homogene smjese je uvjet za proizvodnju homogene mikrostrukture. Na slici 6 prikazana je miješalica za metalni prah. [10]



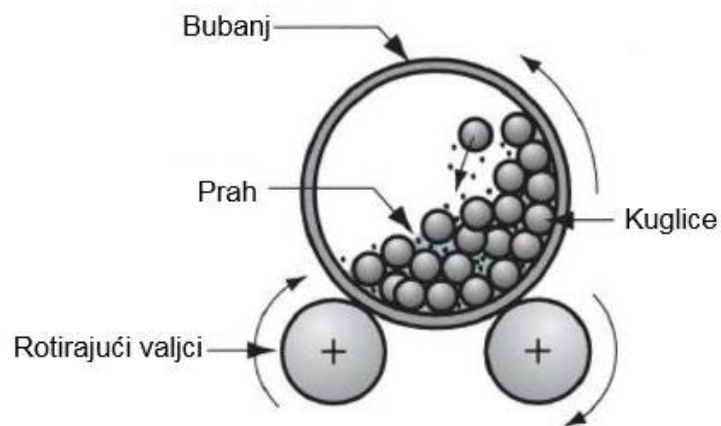
Slika 6. Miješalica metalnih prahova [10]

Zbog sve veće potrebe za prahovima s finim veličinama zrna, mljevenje se razvija u ključnu operaciju u metalurgiji praha. Koristi se za promjenu fizikalnih i mehaničkih svojstava praškastog materijala kao i veličine čestica praha. Mljevenje valjanjem, kuglično mljevenje i udarno mljevenje tri su najpopularnije tehnike mljevenja (slika 7).



Slika 7. Različite vrste mljevenja: a) mljevenje valjanjem, b) kuglično mljevenje, c) udarno mljevenje [11]

Kuglično mljevenje najpopularnija je vrsta mljevenja koja se danas koristi. Odvija se u mlinu s kuglicama prikazanom na slici 8, koji se okreće oko svoje osi dok je djelomično ispunjen kuglicama za mljevenje i prahom. Tijekom rotacije bubnja, kuglice se podižu na određenu visinu, gdje se slobodno kotrljaju ili padaju uslijed trenja i sudara s česticama praha. [11]



Slika 8. Shematski prikaz principa rada kugličnog mlina [11]

Najpopularniji materijali od kojih su izrađene kuglice za mljevenje uključuju: keramiku, tvrde metale, alatne čelike i nehrđajuće čelike (slika 9). Budući da bi trošenje kuglica za mljevenje tijekom procesa mljevenja moglo kontaminirati prah, poželjno je da budu izrađene od istog materijala kao i prah koji se melje. [11]

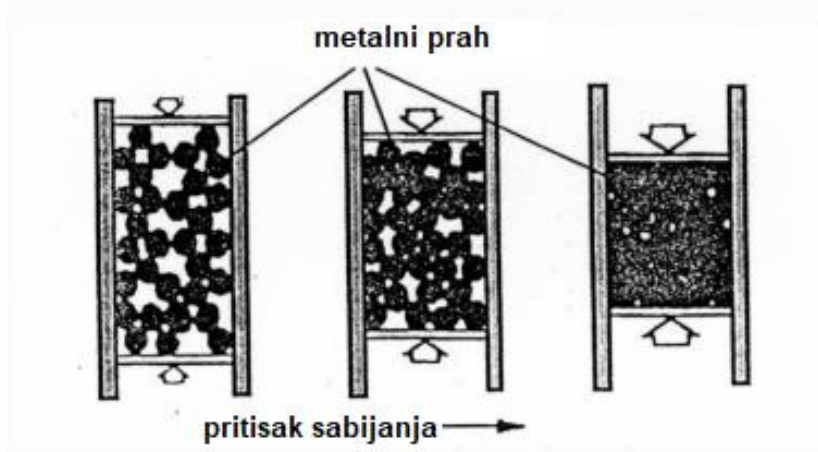


Slika 9. Kuglice za mljevenje od različitih materijala [11]

Promjer kuglica, njihov broj u odnosu na masu praha i volumen bubnja, brzina i duljina procesa mljevenja, medij i okolina unutar bubnja, kao i kemijska kompatibilnost materijala, sve su to parametri koje treba uzeti u obzir. Najčešći uzrok nepravilnog mljevenja je korištenje kuglica prevelikog promjera za materijal koji se obrađuje. [11]

### 2.1.3. Kompaktiranje praha

Povezivanje čestica praha u odgovarajući oblik na način koji ih čini dovoljno čvrstim za buduće rukovanje poznato je kao oblikovanje ili kompaktiranje praha (slika 10). Za izvođenje procesa u kalupima koristi se visoki tlak, što uzrokuje smanjenje poroznosti i deformaciju čestica praha. Koriste se različite metode prema temperaturi (toplo i hladno), smjeru tlaka (jednoosni, dvoosni, izostatički) i gustoći otpreska (konvencionalni postupci, postupci za postizanje teorijske gustoće). Određena tehnika kompaktiranja tj. zbijanja odabire se na temelju vrste praha, geometrije, veličine proizvoda, zahtjeva, broja komada i cijene postupka. [10]



Slika 10. Kompaktiranje metalnog praha [12]

Primarni ciljevi kompaktiranja su:

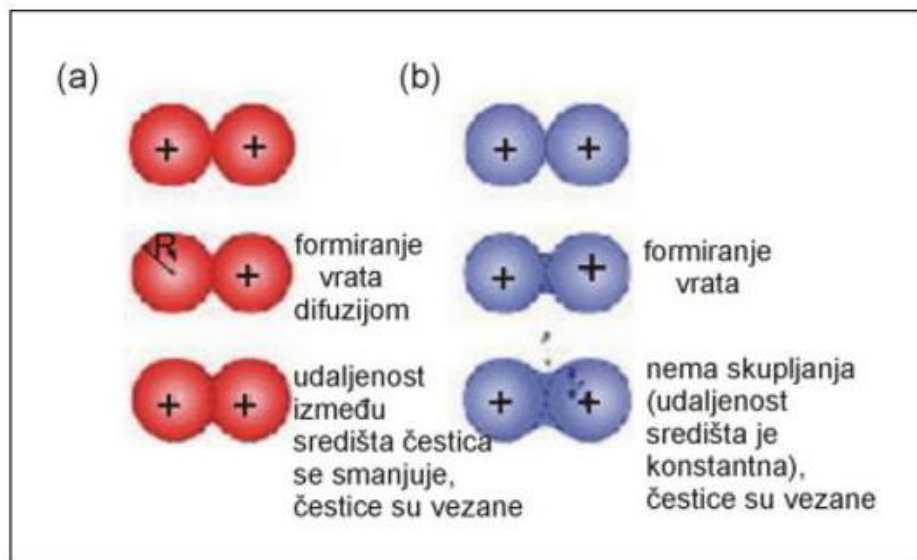
- konsolidacija praha u odgovarajući oblik,
- postizanje određenih konačnih dimenzija,
- postizanje određenog stupnja i vrste poroznosti,
- postizanje odgovarajuće čvrstoće za naknadno rukovanje. [11]

### 2.1.4. Sinteriranje

Sinteriranje je postupak metalurgije praha koji uključuje zagrijavanje komprimiranog komada na temperaturu ispod tališta primarne komponente kako bi se čestice praha povezale zajedno, povećavajući čvrstoću i tvrdoću. Sinteriranje je često popraćeno nepoželjnim rastom zrna i obično se provodi na temperaturama između 70 i 90 % tališta primarne komponente. Zbog toga postupak mora biti što kraći jer zrna najbrže rastu u prvih nekoliko minuta. Sinteriranje se može odvijati u dva različita stanja: krutom i rastaljenom. [11]

Tri su faze uključene u sinteriranje čvrstog stanja. Pore su još uvijek otvorene i velike u početnom stanju, ali vrat povezuje čestice na mjestu njihovog kontakta. Rupe se smanjuju kako se kontaktna površina između zrna povećava. Kako se pore zatvaraju, nastaju granice zrna zbog difuzije atoma na kontaktnim površinama, postiže se maksimalna gustoća (slika 11 a). [11]

Proces sinteriranja koji je najzastupljeniji i najčešći je sinteriranje u rastaljenom stanju. Brzina zgušnjavanja veća je zbog jače difuzije u rastaljenoj fazi, a potpuno zgušnjavanje odvija se bez primjene vanjskog pritiska (slika 11 b). [11]



Slika 11. Mehanizam sinteriranja: a) u čvrstoj fazi, b) u prisustvu tekuće faze [10]

Nekoliko čimbenika utječe na proces sinteriranja. Kako bi se postigla potrebna razina povezanosti između čestica praha, moraju se uzeti u obzir ovi čimbenici:

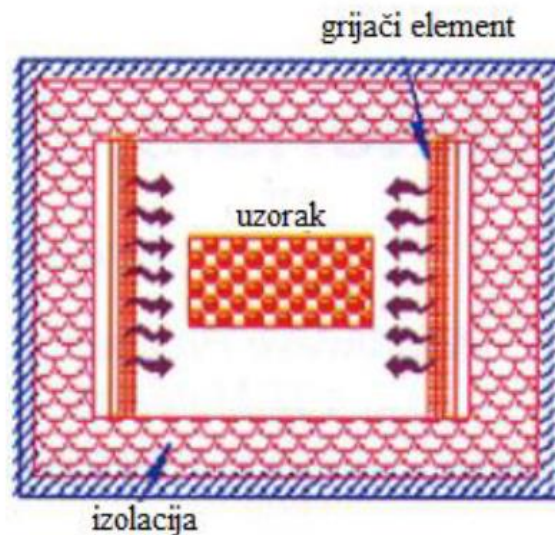
- temperatura i vrijeme - što je viša temperatura sinteriranja, potrebno je kraće vrijeme sinteriranja,
- geometrijska struktura čestica praha - prahovi s finim česticama ili česticama sa značajnom unutarnjom poroznošću sinteriraju se brže od prahova s velikim česticama pod posebnim okolnostima sinteriranja,
- sastav praškaste smjese, u kojoj su sastojci odabrani tako da se postižu odgovarajuća fizikalna svojstva i kontroliraju promjene dimenzija tijekom sinteriranja,
- gustoća kompakta – veća gustoća kompakta rezultira većom ukupnom kontaktnom površinom između čestica praha i uspješnijim procesom legiranja i vezivanja tijekom sinteriranja.
- sastav zaštitne atmosfere peći za sinteriranje – mora obavljati niz zadaća od kojih su neke u kontradikciji. Atmosfera sprječava dekarbonizaciju materijala koji sadrže ugljik i obrnuto, te sprječava karbonizaciju materijala koji ne sadrže ugljik. S jedne strane, atmosfera štiti materijal koji se sinterira od oksidacije i smanjuje moguće zaostale okside.[5]

#### 2.1.4.1. Peći za sinteriranje

Za zagrijavanje uzorka koriste se tri uobičajene metode prijenosa topline: kondukcija, konvekcija i zračenje. Toplinska difuzija između tijela koji su u kontaktu, poput uzorka i stijenke peći, uzrokovana je kondukcijom. Komponente visokotemperaturne peći, odnosno grijači, stvaraju toplinsko zračenje uslijed kojeg se zagrijava površina uzorka. Količina topline proizvedena zračenjem je vrlo mala; umjesto toga, kondukcija i konvekcija najviše zagrijavaju

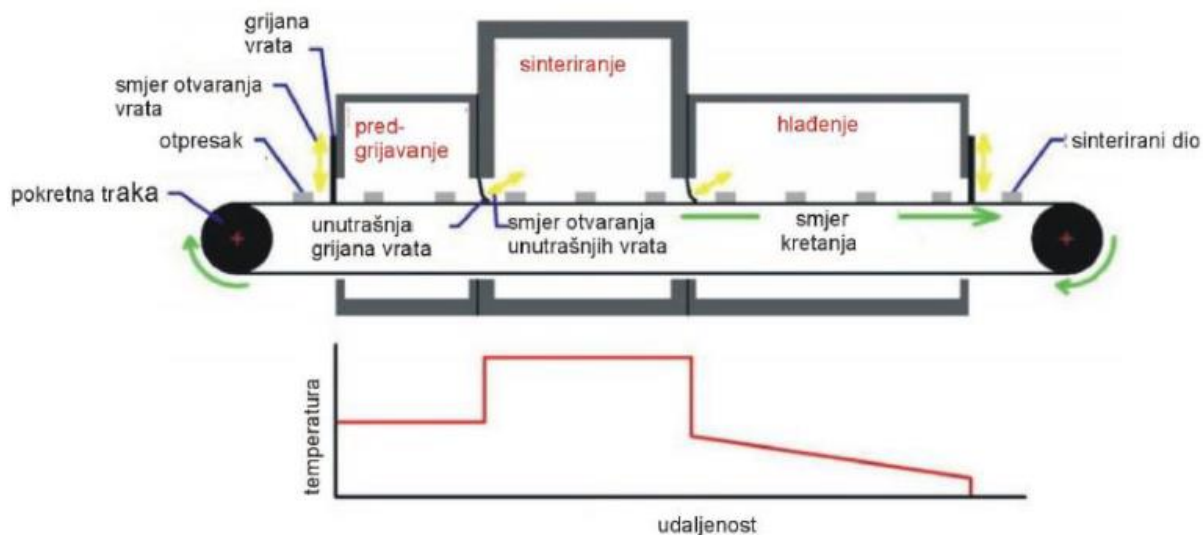
kompakt. Zbog prirode procesa prijenosa topline, toplina se uvijek prenosi s površine materijala prema unutrašnjosti stvaranjem temperaturnog gradijenta između površine i jezgre materijala. Kao rezultat toga, potrebna su produljena razdoblja držanja na temperaturi sinteriranja kako bi se stvorila toplinska ravnoteža. [13]

Sinteriranje u visokotemperaturnim plinskim i električnim pećima, koje se oslanja na kondukciju, konvekciju i zračenje za zagrijavanje uzorka, smatra se kontaktnom tehnikom jer je toplinska energija u izravnom kontaktu s uzorkom. Ova tehnika se može koristiti za zagrijavanje bilo kojeg materijala. Metalne legure (Ni-Cr, Fe-Cr-Al, Pt, Mo), keramika (SiC) i presvučeni metali mogu se koristiti za izradu grijaćih elemenata. Izbor se temelji na potrebnoj temperaturi grijaćeg elementa, okolini unutar komore za izgaranje ili peći i vijeku trajanja. Slika 12 prikazuje shematski prikaz konvencionalne peći za sinteriranje. [13]



Slika 12. Shematski prikaz konvencionalne komorne peći za sinteriranje [13]

Peći za sinteriranje prema obujmu proizvodnje dijele se na komorne i protočne. Budući da ugradnja protočnih peći ne bi bila financijski isplativa, komorne peći se koriste za samostalnu i manju proizvodnju. Za serijsku i masovnu proizvodnju, industrija koristi protočne peći. Slika 13 prikazuje shemu protočne peći. [13]



Slika 13. Shematski prikaz protočne peći za sinteriranje [13]

Radni komadi tj. izradci se slažu u ladicu i stavljaju u protočne peći za sinteriranje, gdje s jedne strane ulaze u peć, prolaze kroz nju, a s druge strane izlaze. Ulazna zona, zona visokotemperaturnog sinteriranja i izlazna zona mogu se smatrati zasebnim područjima peći. Isparavanje i uklanjanje umiješanih maziva primarne su funkcije ulazne zone. Kako bi se spriječili visoki tlakovi i lomovi, izradak se u ulaznoj zoni polagano zagrijava, a porast temperature mora biti dovoljno dug da organski dodaci potpuno ispare. Zona visoke temperature je mjesto gdje se izradak sinterira, stoga mora biti dovoljno zagrijan da postigne potrebne temperature sinteriranja i mora trajati dovoljno dugo da se postigne toplinska ravnoteža i zgušnjavanje. Gotovo jednake duljine dijele prva i druga zona. Zona hlađenja sastoji se od izoliranih, dužih dijelova. Kako bi se izbjegao toplinski šok i oštećenje, predmeti se postupno hlade prije nego što se spuste na temperaturu pogodnu za rukovanje. [13]

Vakuumske i komorne peći najčešći su tip peći koji se koristi u praksi, no razvijaju se i protočne peći. Važno je naglasiti da u usporedbi s protočnim pećima, komorne peći nude veću kontrolu ciklusa sinteriranja. [13]

## 2.2. Biomedicinske legure

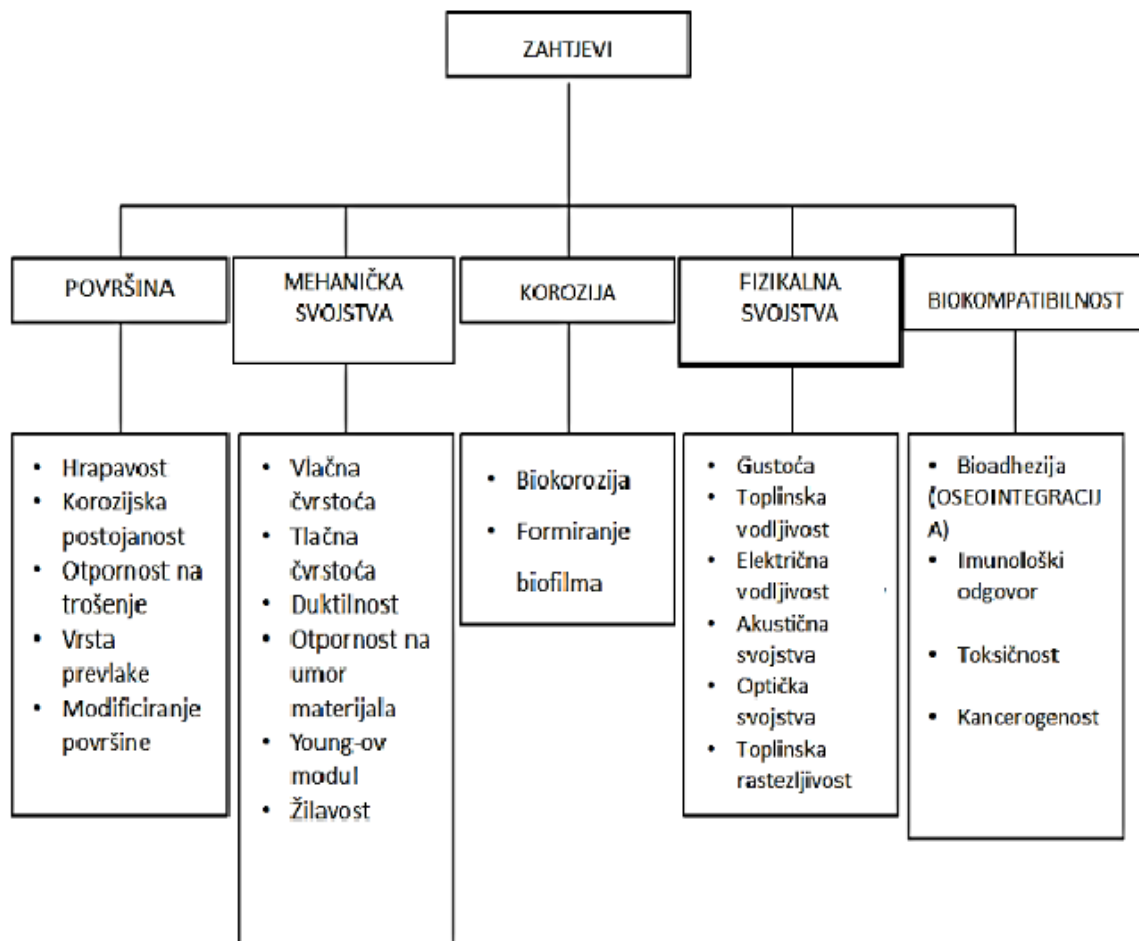
Bilo koji materijal ili kombinacija materijala, stvorena umjetno ili prirodno, koja se može upotrijebiti u bilo kojem trenutku kao samostalna stavka ili kao komponenta sustava za popravak, poboljšanje ili zamjenu bilo kojeg tkiva, organa ili tjelesne funkcije naziva se biomaterijal. Metali, polimeri, keramika, kompozitni materijali i prirodni materijali različite su kategorije biomaterijala. [14]

Biologija, kemija, fizika, inženjerstvo tkiva, znanost o materijalima, mikrobiologija i elektronika sve je to uključeno u multidisciplinarno proučavanje biomaterijala. Biomaterijal mora ispunjavati mnoge uvjete, od kojih su neki prikazani na slici 14. [14]

Bitna potreba metala kao biomaterijala je da bude biokompatibilan, što znači da ne smije uzrokovati nepovoljnu reakciju okolnog tkiva pri uporabi. Štoviše, zahtijeva snažnu

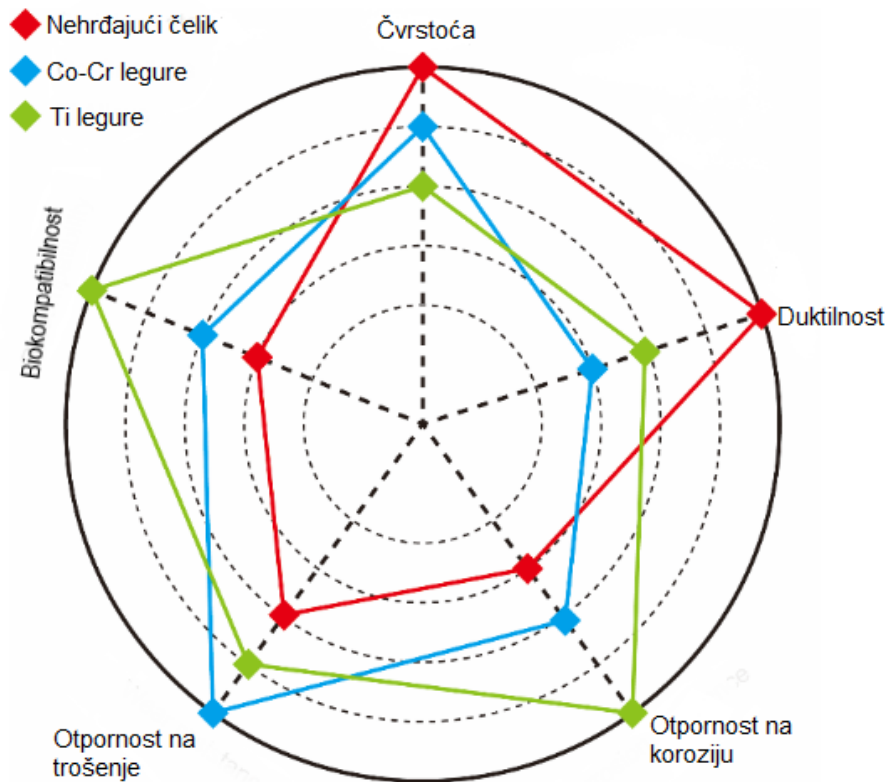


oseointegraciju, veliku otpornost na koroziju i izuzetnu otpornost na trošenje. Drugim riječima, materijali korišteni za implantate trebaju biti izrazito netoksični i ne smiju izazivati nikakve upalne ili alergijske reakcije kod ljudi. [15]



Slika 14. Zahtjevi za svojstva biomaterijala [14]

Oko 80 % svih materijala koji se koriste za bioimplantate su biomedicinske legure. Kako svjetsko stanovništvo brzo stari, potražnja za biomedicinskim legurama brzo raste. Najpopularnije biomedicinske legure uključuju legure od nehrđajućeg čelika, legure na bazi kobalt-kroma te titan i legure na bazi titana. Slika 15 uspoređuje svojstva ove tri skupine. Ostale biomedicinske legure, na bazi magnezija, željeza, tantala i niobija, nemaju tako široku upotrebu. [16]



Slika 15. Usporedba čvrstoće, duktilnosti, otpornosti na koroziju i trošenje kao i biokompatibilnosti legura od nehrđajućeg čelika (crveno), Co- Cr legura (plavo) i Ti legura (zeleno) [16]

Međunarodni standardi koji određuju ili sugeriraju neke precizne parametre u vezi s mikrostrukturom i mehaničkim svojstvima korištene legure reguliraju upotrebu metalnih legura u biomedicinskom području.[17]

## 2.3. Titan i legure titana na biomedicinsku primjenu

### 2.3.1. Svojstva titana

Titan je kemijski element sa simbolom Ti u periodnom sustavu elemenata. Ima atomski broj 22 i relativnu atomsku masu 47,90. Slika 16 prikazuje ga kao srebrnobijeli, lagani metal gustoće  $4,5 \text{ g/cm}^3$  i tališta  $1668 \text{ }^\circ\text{C}$ . Četvrti je najrašireniji element u Zemljinoj kori. Danas titan i njegove legure još uvijek imaju vrlo skupe troškove proizvodnje i obrade, što ograničava neke njihove primjene. [18]



Slika 16. Kristalna poluga titana [18]

Titan osigurava dimenzijsku stabilnost predmeta jer je nemagnetičan i ima koeficijent toplinskog širenja koji je upola manji od aluminija i niži od čelika. Materijali izrađeni od titana imaju modul elastičnosti koji se može kretati od 100 GPa do 120 GPa, ovisno o kemijskom sastavu i tehnici proizvodnje. Dok titan ima veću krutost od aluminija, elastičniji je od čelika. Budući da komadi od titana imaju ograničenu sposobnost hladnog oblikovanja, potrebno je izvršiti privremeno žarenje ako je potreban veći stupanj deformacije. Materijal postaje podložniji oblikovanju kako temperatura raste, ali 950 °C je maksimalna granica zbog jakog afiniteta titana prema plinovima, posebno kisiku, vodiku, ugljiku i dušiku. Površina titana tijekom deformacije ili toplinske obrade na zraku razvija oksidni sloj koji se kasnije mora mehanički ukloniti. Titan je vrlo žilav, zbog čega je teško odvojiti čestice tijekom obrade. [19]

Što se tiče kemijskih svojstava, titan ne stupa u interakciju s vodom, anorganskim kiselinama ili vrućim alkalijama kada je hladan, ali kada se zagrije, može se otopiti u snažnim koncentriranim kiselinama i organskim otapalima. Čisti titan ima veliku otpornost na koroziju u korozivnim uvjetima jer se na njegovoj površini nakuplja tanki sloj oksida zbog njegovog snažnog afiniteta prema kisiku. [19]

### 2.3.2. Dobivanje titana

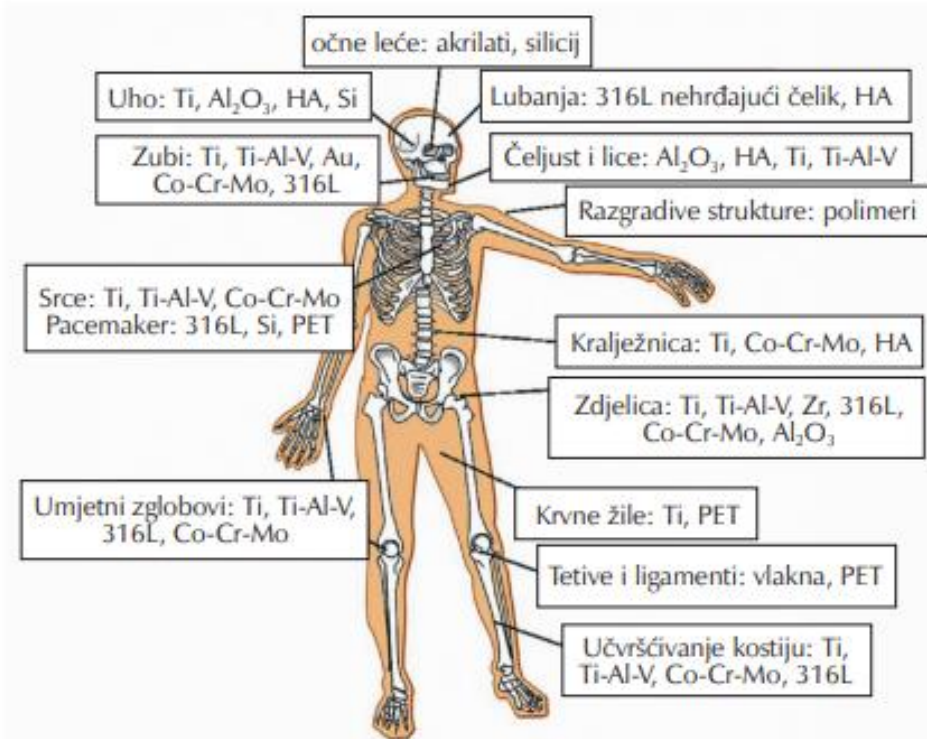
Za proizvodnju titana koristi se nekoliko vrsta prirodnih ruda. Ilmenit, leukoksen i rutil su glavne rude koje se koriste za proizvodnju titana. Sfen, perovskit i anataz su izvori vrjedniji pažnje. [20]

Ilmenit ( $\text{FeTiO}_3$ ) sadrži približno 53 % titanijevog dioksida. Leukoksen ima sličan sastav, ali sadrži oko 90 % titan dioksida. Nalaze se povezani na naslagama tvrdih stijena ili na plažama i aluvijalnom pijesku. Rutil ( $\text{TiO}_2$ ) je relativno čisti oblik titanijevog dioksida. Kristalni oblik titanijevog dioksida poznat kao anataz tek je nedavno postao važan izvor titana u komercijalnom sektoru. [20]

Perovskit ( $\text{CaTiO}_3$ ) i sfen ( $\text{CaTi-SiO}_5$ ) su rude kalcija i titana. Zbog poteškoća koje se javljaju kod uklanjanja kalcija, niti jedan od ovih materijala ne koristi se u proizvodnji komercijalnog titana. S obzirom da perovskit sadrži preko 60% titanijevog dioksida i samo kalcij kao nečistoću, najvjerojatnije će se i on jednog dana komercijalno koristiti. Značajno je zahtjevnije odvojiti titan od sfena budući da sadrži silicij kao dodatni kontaminant. [20]

### 2.3.3. Primjena u biomedicini

Legure titana su odlična opcija za biološke primjene zbog nižeg Youngovog modula, poboljšane biokompatibilnosti i poboljšane otpornosti na koroziju u usporedbi sa standardnim nehrđajućim čelicima i legurama na bazi kobalta. Zbog njegovih ograničenih mehaničkih svojstava, uporaba komercijalno čistog titana u medicinskim primjenama prvenstveno je ograničena na dentalne implantate. U medicini se koristi za nadomještanje oštećenog tvrdog tkiva. Umjetni zglobovi kuka i koljena, vijci za fiksaciju prijeloma, proteze srčanih zalistaka, srčani stimulatori samo su neki od primjera. Na slici 17 prikazane su legure titana koje se koriste kao biomaterijali u cijelom ljudskom tijelu. [15,21]



Slika 17. Legure titana koje se koriste kao implantati u cijelom ljudskom tijelu [22]

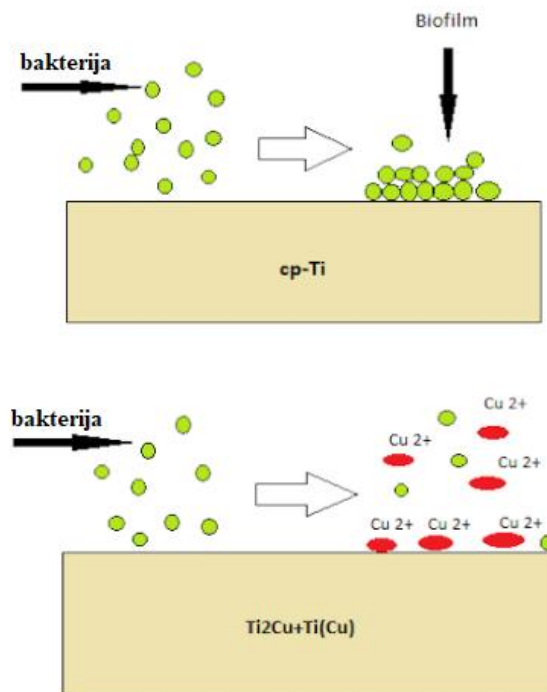
Legure titana mogu se općenito podijeliti u tri skupine:  $\alpha$ -tip Ti legure, ( $\alpha + \beta$ )-tip Ti legure i  $\beta$ -tip Ti legure. Ti i Ti legure nadmašuju nehrđajuće čelike i legure na bazi Co-Cr u pogledu otpornosti na koroziju, specifične čvrstoće i gustoće u usporedbi s drugim metalnim materijalima za biomedicinske primjene. Budući da legure na bazi Co-Cr i nehrđajući čelici sadrže nepovoljne elemente uključujući Ni, Co i Cr, CP-Ti je prvo stvoren da ih zamijeni za implantate [23].

Ni-Ti legure koje se sastoje od jednakih atomskih količina Ni i Ti (49-51 % Ni) pokazuju jedinstvena mehanička svojstva kao što su efekt pamćenja oblika i superelastičnost. S efektom pamćenja oblika, izvorni oblik se može povratiti nakon deformacije zagrijavanjem. Zbog svojih jedinstvenih svojstava, neke od primjena Ni-Ti legura je za izradu stentova, fiksatora kralježnice. [24]

## 2.4. Titan – bakar biomedicinske legure

Titan je daleko najrašireniji metal u stomatološkom sektoru, najčešće se koristi kao zubni vijak. Bakterijske infekcije koje se javljaju oko medicinskih implantata nakon operacije postale su sve češće, što može rezultirati oštećenjem implantata što dovodi do visokih troškova i patnje za pacijente. Naime može doći do stvaranja biofilмова tj. nakupljanja bakterija koje se lijepe jedna za drugu stvarajući tanki film na površini implantata koji uzrokuje upalu. Upala oko površine implantata zahvaća tvrdo i meko tkivo koje okružuje implantat. Stoga je ključno pronaći način da se bakterije unište prije nego što počnu stvarati biofilmove kako bi se izbjeglo oštećenje implantata. Poduzimaju se razne radnje kako bi se to spriječilo, poput temeljite dezinfekcije i strogog protokola tijekom operacije, iako se bakterijske infekcije najvjerojatnije pojavljuju nakon operacije. Razvoj antibakterijskih legura mogla bi biti jedna od opcija kako bi se pronašlo praktično dugoročno rješenje navedenih problema. [3]

Prema studijama dodavanje bakra titanu povećava čvrstoću, otpornost na koroziju i antibakterijski učinak. Utvrđeno je da toplinska obrada Ti-Cu legura dodatno značajno poboljšava antibakterijski učinak. Veća koncentracija Cu osigurala bi povećanu antibakterijsku sposobnost na račun duktilnosti Ti-Cu legura. Nadalje, istraživanje je pokazalo da je postojeći oblik Cu u Ti-Cu leguri imao odlučujuću ulogu u antibakterijskim svojstvima materijala. Pretpostavlja se da je  $Ti_2Cu$  faza pridonijela dobrom antibakterijskom učinku (slika 18). [3]



Slika 18. Prikaz spriječavanja nastanka biofilma [3]

Osim toga, potvrđeno je da Cu pokazuje snažan antibakterijski učinak, a legiran s titanom ne samo da je pokazao poboljšana antibakterijska svojstva, već i poboljšanje mehaničkih svojstava legura. Rezultati nedavnih studija pokazuju da priprema materijala igra važnu ulogu i da je antibakterijski mehanizam povezan s brzinom otpuštanja Cu-iona iz Ti-Cu legure. Antibakterijska svojstva Ti-Cu legure povećavaju se s višim udjelom Cu, no povećani

udio Cu dovodi do većeg rizika od toksičnosti za ljudsko tijelo. Stoga je bitno pronaći uravnoteženu količinu sadržaja Cu u Ti-Cu leguri, koja daje dobra antibakterijska svojstva. Za sadašnja i buduća istraživanja dizajniranja idealne Ti-Cu legure za medicinske primjene važna je potraga za optimalnim sadržajem Cu u leguri. Legure titana koje sadrže bakar (Ti-Cu) pokazuju obećavajuću budućnost u biomedicinskom polju. [3]

Prema dosadašnjim istraživanjima Ti-Cu legure pokazale su snažna antibakterijska svojstva, iako su antibakterijska svojstva Ti-Cu legura izrađenih različitim tehnikama varirala. U jednom od istraživanja stvorene su Ti-Cu legure koje sadrže različite oblike elementa Cu kako bi se otkrio mehanizam regulacije. Mikrostruktura, mehanička, korozivna i antibakterijska svojstva legura Ti-Cu temeljito su ispitane u odnosu na utjecaj oblika Cu. Prema dobivenim rezultatima, lijevane Ti-Cu legure imale su bolju tvrdoću, mehaničku čvrstoću i povećanu antibakterijsku otpornost (51-64 %), ali su imale znatno lošiju otpornost na koroziju od čistog titana. Pri temperaturi od 900 °C tijekom dva sata znatno je povećao otpornost na koroziju, povećao tvrdoću i čvrstoću, ali nije imao utjecaja na antibakterijska svojstva. Na 900 °C tijekom dva sata i 400 °C tijekom dvanaest sati još je više povisio tvrdoću i mehaničku čvrstoću, povećao otpornost na koroziju i uvelike povećao antibakterijski učinak (90%). Cu element u  $Ti_2Cu$  fazi pokazao je jaku sposobnost učvršćivanja i snažno antibakterijsko svojstvo, za razliku od Cu elementa u stanju čvrste otopine, koji je pokazao visoku sposobnost učvršćivanja, ali slabo antibakterijsko svojstvo. Ključna komponenta antibakterijskog djelovanja bila je  $Ti_2Cu$  faza. Koncentracija Cu i površina  $Ti_2Cu$  faze imali su značajan utjecaj na antibakterijska svojstva Ti-Cu legure. Snažna antibakterijska svojstva pospješila bi visoka koncentracija Cu i fina  $Ti_2Cu$  faza. [25]

### 3. EKSPERIMENTALNI DIO

#### 3.1. Polazne sirovine

Prahovi bakra i titana sa svojstvima navedenim u tablici 2 bili su početni materijali za ovaj eksperiment. Pripremljeno je 12 uzoraka kemijskog sastava  $Ti_{92}Cu_8$  (at.%).

Tablica 2. Karakteristike polaznih prahova

Materijal	Čistoća praha, %	Veličina čestica, $\mu m$	Oblik čestica praha	Gustoća, $g/cm^3$
Ti prah	99,8	125-250	sferni	4,51
Cu prah	99,99	<150	sferni	8,96

#### 3.2. Vaganje prahova

Za postizanje zadanog kemijskog sastava, 92 at.% titana i 8 at.% bakra, bilo je potrebno izvagati prah titana i bakra. Za proizvodnju uzorka mase od oko 0,45 grama potrebno je 0,41 grama titanovog praha. Stoga je prvo izvagan, a iz točne mase prema formuli:

$$m(Cu) = m(Ti) \cdot \frac{at.\%(Cu) \cdot Ar(Cu)}{at.\%(Ti) \cdot Ar(Ti)} \quad (1)$$

izračunata je masa bakra koju je bilo potrebno izvagati a ona iznosi 0,04 grama.

#### 3.3. Umješavanje prahova

Nakon što su prahovi titana i bakra izvagani, pomiješani su. Konkretno, ako se koristi više različitih vrsta prahova, miješanje se mora obaviti prije zbijanja. Nakon miješanja postiže se ujednačena tj. homogena masa praha.

U ovom eksperimentu, smjese prahova titana i bakra miješane su u mlinu s kuglicama (slika 19) u vremenu od 2 i 6 sati na sobnoj temperaturi. Za svako vrijeme uzeto je po 6 uzoraka približe mase 0,45 grama. Dakle, ukupno je pripremljeno 12 uzoraka.



Slika 19. Kuglični mlin

### 3.4. Kompaktiranje prahova

Prahovi su nakon umješavanja kompaktirani na hidrauličnoj preši prikazanoj na slici 20. Od šest uzoraka miješanih 2 sata tri su kompaktirana pod tlakom od 500 MPa, a tri pod tlakom od 1000 MPa. Također, od šest uzoraka miješanih 6 sati, tri uzorka su kompaktirana pod tlakom od 500 MPa i tri pod tlakom od 1000 MPa.



Slika 20. Hidraulička preša

Nakon postupka prešanja (kompaktiranja) dobiveni su otpresci u obliku valjka koji su prikazani na slici 21.





Slika 21. Otpresci Ti-8Cu legure

### 3.5. Određivanje gustoće

Određivanje gustoće je proces izračunavanja mase predmeta ili tvari po jedinici volumena. To je temeljna karakteristika materije i često se koristi za opisivanje i klasifikaciju različitih materijala. Ključna karakteristika koja ovisi o omjerima svake komponente je gustoća. [26]

Vrijednosti gustoće pojedinih komponenata navedene su u tablici 1. Iz navedenih podataka izračunata je teorijska gustoća Ti-8Cu prema formuli:

$$\frac{1}{\rho(Ti_{92}Cu_8)} = \frac{at.\%(Ti)}{\rho(Ti)} + \frac{at.\%(Cu)}{\rho(Cu)} \quad (2)$$

i ona iznosi 4,69 g/cm<sup>3</sup>.

Za određivanje gustoće otpresaka ( $\rho_{ot}$ ) prvo je bilo potrebno izvagati otpreske ( $m_{ot}$ ) te im izmjeriti promjer ( $d$ ) i visinu ( $h$ ). Gustoća otpresaka izračunata je prema formuli:

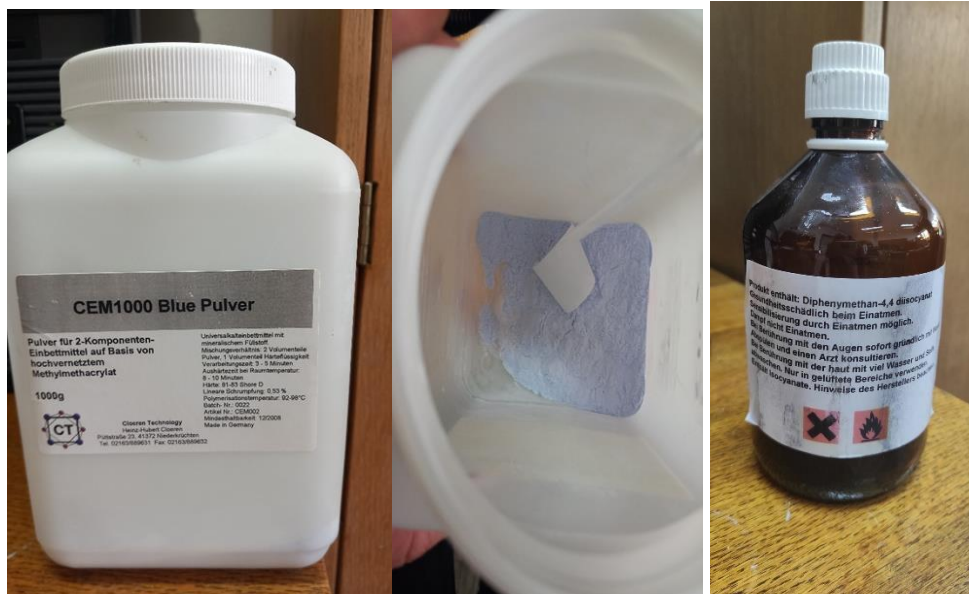
$$\rho_{ot} = \frac{m_{ot}}{V_{ot}} = \frac{m_{ot}}{\frac{d^2 \pi \cdot h}{4}} \quad (3)$$

### 3.6. Metalografska priprema uzorka

Metalografska priprema uzoraka uključuje proces pripreme materijala za mikroskopsku analizu, obično korištenjem svjetlosne ili elektronske mikroskopije. Ova je priprema neophodna za otkrivanje mikrostrukture i drugih važnih značajki materijala, što može pružiti uvid u njegova svojstva, sastav i potencijalne nedostatke. [27]

U nekim slučajevima uzorak može biti premalen ili nepravilnog oblika da bi se njime lako rukovalo. U ovom istraživanju, s obzirom na malu veličinu uzoraka, kako bi se olakšalo

rukovanje njima svi su uzorci smješteni u uložnu masu CEM 1000 Blue Pulver (Cloeren Technology, Wegberg, Njemačka) koja se sastoji od praha plave boje i tekućeg prozirnog katalizatora prikazanim na slici 22. Na ovaj način dobiveni su izbrusci kojima se može lako rukovati tijekom brušenja i poliranja.



Slika 22. Komponente uložne mase

Uzorci se bruse pomoću SiC brusnih papira (ploča). Na slici 23 je prikazan korišten uređaj za brušenje i poliranje tvrtke Buehler, Phoenix Beta.



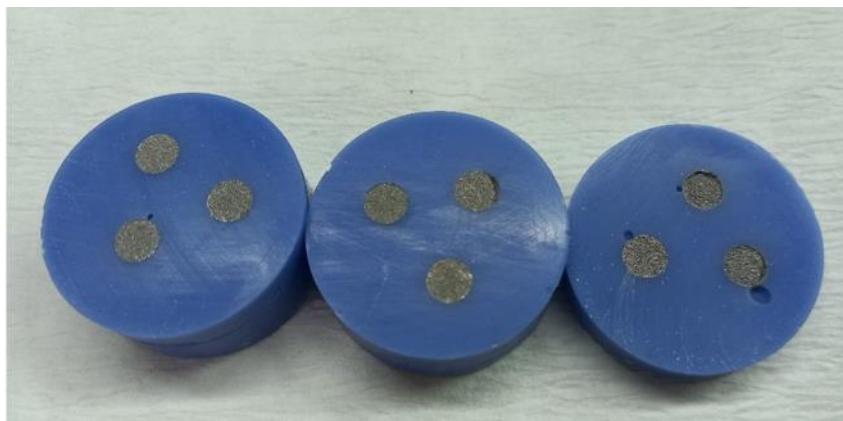
Slika 23. Uređaj za brušenje i poliranje

Ovim procesom se uklanja hrapava površina i počinje otkrivati unutarnja mikrostruktura. Nakon brušenja, uzorak se polira još finijim abrazivima. Ovaj korak dodatno

zaglađuje površinu i uklanja najfinije ogrebotine. Poliranje je ključno za dobivanje čiste površine za mikroskopiranje.

Brušenje je obavljeno SiC brusnim papirima različitih finoća: 220, 400, 600, 800 i 1000. Sila pritiska na uzorke tijekom brušenja bila je 10 N, brzina rotacije brusne ploče 150 okretaja u minuti, a vrijeme brušenja bilo je 2 minute za svaku gradaciju brusnog papira. Brušenje je provedeno uz konstantno ispiranje i ujedno hlađenje vodom kako bi se uklonile čestice brusnog papira, uložne mase i druge nečistoće.

Za završno poliranje korišten je tzv. filc, odnosno posebna tkanina od mikrovlakana s povremenim dodavanjem vodene suspenzije aluminijevog oksida s veličinom čestica 0,05  $\mu\text{m}$ . Tijekom 2 minute ploča s filcom okretala se brzinom od 150 okretaja u minuti. Na slici 24 prikazani su polirani uzorci.



Slika 24. Polirani uzorci

### 3.7. Svjetlosna mikroskopija

Svjetlosna mikroskopija, široko je korištena tehnika za vizualizaciju i ispitivanje različitih vrsta materijala na mikroskopskoj razini. Uključuje korištenje vidljive svjetlosti za povećanje i promatranje uzoraka, omogućujući istraživačima i znanstvenicima proučavanje njihove strukture, sastava i ponašanja. Svjetlosna mikroskopija obuhvaća različite vrste mikroskopa, od kojih je svaki dizajniran za posebne primjene i razine povećanja. Mikroskopi se koriste za pregled površine i unutarnje strukture materijala kako bi se osiguralo da zadovoljavaju standarde kvalitete i da nemaju nedostataka. Inženjeri i metalurzi koriste mikroskope za analizu mikrostrukture metala, legura i drugih materijala kako bi procijenili njihova mehanička svojstva i performanse. Također, mikroskopi pomažu identificirati i mjeriti čestice, nečistoće i nedostatke u materijalima, pomažući u razvoju proizvoda u proizvodnim procesima. [28]

Površina poliranih uzoraka Ti-8Cu legure odnosno poroznost, promatrana je na svjetlosnom mikroskopu Olympus GX 51 pri povećanju od 50, 100 i 200x. Snimanje je obavljeno pomoću digitalne kamere s projekcijom slike na računalo (slika 25).



Slika 25. Svjetlosni mikroskop

Poroznost ili udio poroznosti vidljivo mikroskopom na površini poliranog uzorka može se izmjeriti pomoću jedne od nekoliko metoda, uključujući metodu točke, linije ili kružnice. Najčešće se koristi točkasti pristup za procjenu udjela poroznosti u uzorcima. Ovaj pristup uključuje iscrtavanje mreže točaka podijeljenih u jednako udaljene retke i stupce na fotografijama materijala snimljenih svjetlosnim mikroskopom pri povećanju od 100x, a točke koje se nalaze unutar pora se broje. Zatim se izračunava udio poroznosti  $V_p$  prema formuli:

$$V_p = \frac{P_p}{P_u} \quad (4)$$

gdje je:  $P_p$  broj točaka koje leže u porama, a  $P_u$  ukupan broj točaka.

### 3.8. Lupa s komorom Promicra Olympus SZ-CTV

Za poboljšanu ravnomjernost slike i kontrasta, SZ serija koristi novorazvijenu Greenough optiku koja se temelji na MTF (modulacijska prijenosna funkcija) studiji. Kao rezultat toga, čak i na rubu vidnog polja, slike su svjetlije i jasnije. Sa svojim velikim rasponom povećanja, ovi stereo mikroskopi idealni su za velika povećanja, promatranje visoke razlučivosti u biološkim istraživanjima, industriji poluvodiča usmjerene na preciznost i drugim industrijama. [29]

Uz trinokularne i binokularne varijante pod nagibima od 45 i 60°, postoje četiri različite vrste omjera povećanja. Također omogućuje korisniku promjenu dioptrije i međuzjeničke udaljenosti. Ploča za usporavanje valne duljine od 1/4" i polarizator omogućuju slike bez sjene s dobrom svjetlinom u cijeloj dubini uzorka. [29]



Slika 26. Lupa s komorom Promicra Olympus SZ-CTV

### 3.9. Scanning elektronska mikroskopija (SEM)

Scanning elektronska mikroskopija (SEM) je tehnika snimanja koja se koristi za promatranje površinske morfologije i topografije širokog raspona uzoraka pri vrlo velikim povećanjima.

SEM pruža detaljne trodimenzionalne slike skeniranjem fokusirane zrake elektrona preko površine uzorka i otkrivanjem signala generiranih interakcijom između zrake i uzorka. U SEM-u, snop elektrona generira elektronski top. Ovaj se snop elektrona ubrzava i fokusira pomoću elektromagnetskih leća, što rezultira fino fokusiranim snopom elektrona visoke energije. Kada snop elektrona udari u površinu uzorka, dolazi do interakcije s atomima u materijalu. Ova interakcija rezultira s nekoliko signala, uključujući sekundarne elektrone, povratno raspršene elektrone i karakteristične X-zrake.

Sekundarni elektroni su elektroni niske energije koji se emitiraju s površine, dajući informacije o topografiji površine, dok su povratno raspršeni elektroni elektroni više energije koji se odbijaju natrag od uzorka, dajući informacije o atomskom sastavu. Neke od prednosti SEM-a su:

- omogućuje povećanja u rasponu od oko 10x do preko 100 000x, otkrivajući sitne detalje površine,
- daje trodimenzionalne slike zahvaljujući svojoj sposobnosti otkrivanja sekundarnih elektrona koji su osjetljivi na topografiju površine,

- pruža bolju dubinu fokusa u usporedbi sa svjetlosnom mikroskopijom, što je čini korisnom za snimanje uzoraka sa složenom topografijom,
- današnji scanning elektronski mikroskopi su opremljeni i energijsko-disperzijskim spektrometrom (EDS) koji se mogu se detektirati karakteristične X-zrake koje emitira uzorak, što omogućuje kvalitativnu i kvantitativnu elementarnu analizu. [30,31]



Slika 27. Tipični SEM instrument [32]

Energetsko-disperzijska spektroskopija (EDS) je tehnika koja se koristi u kombinaciji s elektronskom mikroskopijom, uključujući skenirajuću elektronsku mikroskopiju (SEM) i transmisijsku elektronsku mikroskopiju (TEM), za izvođenje elementarne analize materijala. EDS omogućuje istraživačima da identificiraju i kvantificiraju elemente prisutne u uzorku na temelju karakterističnih X-zraka. EDS sustavi koriste detektor za bilježenje emitiranih X-zraka. Detektor mjeri energiju X-zraka, koja odgovara specifičnim elementima prisutnim u uzorku. Analizom položaja i intenziteta vrhova u EDS spektru, istraživači mogu identificirati elemente prisutne u uzorku i procijeniti njihove relativne koncentracije. [33]

U ovom istraživanju za analizu proizvedenih uzoraka korišten je scanning elektronski mikroskop SEM FEI FEG250QUANTA s detektorom sekundarnih elektrona.

## 4. REZULTATI I RASPRAVA

### 4.1. Dimenzije i masa otpreska

Nakon postupka kompaktiranja, dobiveni otpresci su izvagani ( $m_{ot}$ ) i izmjeren im je promjer  $d$  i visina  $h$  na tri mjesta. Zatim je izračunata njihova srednja vrijednost, a rezultati su navedeni u tablici 3.

Tablica 3. Masa i dimenzije otpreska

Red. br. uzorka	Vrijeme miješanja, h	Tlak prešanja, MPa	$m_{ot}$ , g	$d$ , mm	$h$ , mm
1.	2	500	0,3056	5,01	4,82
2.	2	500	0,2542	5,00	4,07
3.	2	500	0,2997	5,00	4,36
4.	2	1000	0,4264	5,01	5,07
5.	2	1000	0,3707	4,99	4,82
6.	2	1000	0,4364	4,99	5,17
7.	6	500	0,2828	5,01	3,97
8.	6	500	0,4186	5,00	5,27
9.	6	500	0,3978	4,98	5,11
10.	6	1000	0,4344	5,00	5,24
11.	6	1000	0,4439	4,99	5,69
12.	6	1000	0,3747	4,98	4,73

Iz tablice je vidljivo da je došlo do gubitka mase uzoraka. Jedan od uzroka gubitka praha od planiranih 0,45g je mogućnost da se prilikom punjenja kalupa prahom smjesa raspršila prije prešanja, kao i tijekom vađenja otpreska iz kalupa nakon prešanja.

Promjer svih izmjerenih uzorka je približno podjednak te se kreće od 4,98 – 5,01 mm. Također iz tablice 3 je vidljivo da dimenzije za visinu otpresaka za uzorke 4 – 6 i 8 – 11 su nešto veće nego za uzorke 1 – 3 te uzorak 7 jer se pri kompaktiranju koristio veći tlak prešanja (1000 MPa).

### 4.2. Gustoća otpresaka

Gustoća otpreska ovisi o nekoliko čimbenika uključujući početni sastav praha, tlak kompaktiranja, vrijeme mljevenja i raspodjelu veličine čestica praha.

Gustoće otpreska određene su iz dimenzija otpresaka (tablica 3) pomoću formule (3).

U tablici 4 navedene su gustoće otpresaka kompaktiranih tlakom od 500 MPa. Izračunate vrijednosti gustoće uspoređene su s teorijskom gustoćom legure Ti-8Cu koja iznosi 4,69 g/cm<sup>3</sup>.

Tlak zbijanja određuje koliko su čestice u smjesi praha zbijene zajedno. Viši tlak općenito dovodi do veće zelene gustoće.

Tablica 4. Vrijednosti gustoće otpresaka kompakiranih tlakom od 500 MPa

Red.br.uzorka	1.	2.	3.	7.	8.	9.
$\rho_{ot}, g/cm^3$	3,22	3,18	3,50	3,61	4,05	3,99
% od $\rho_t$	68,66	67,80	74,63	76,97	86,35	85,07

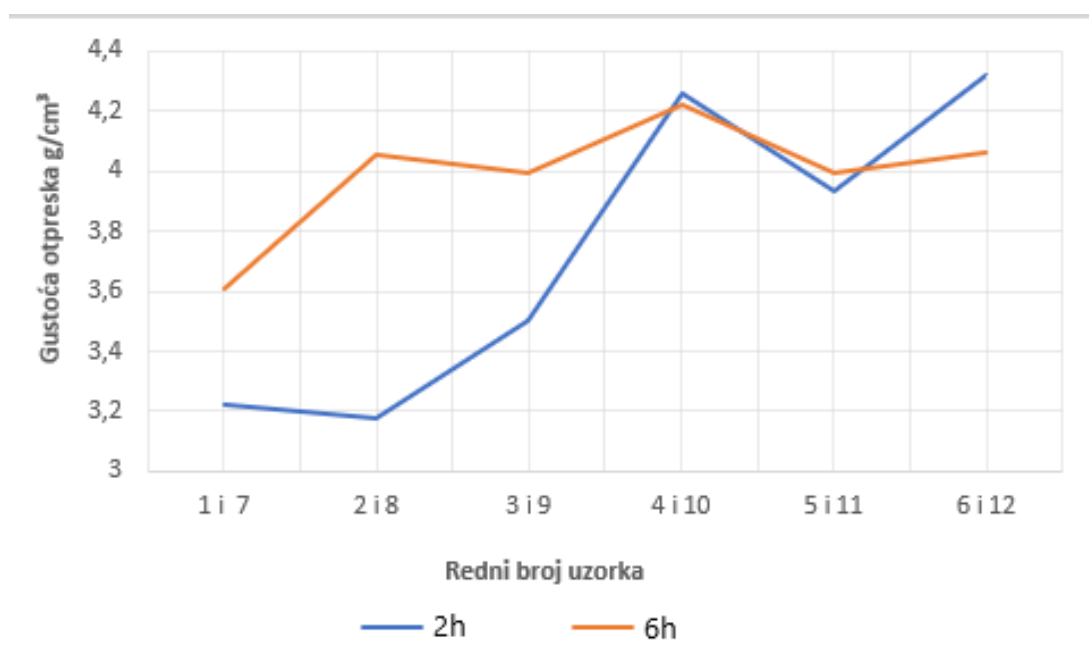
U tablici 5 navedene su gustoće otpresaka kompakiranih tlakom od 1000 MPa i uspoređene su s teorijskom gustoćom.

Tablica 5. Vrijednosti gustoće otpresaka kompakiranih tlakom od 1000 MPa

Red.br.uzorka	4.	5.	6.	10.	11.	12.
$\rho_{ot}, g/cm^3$	4,26	3,93	4,32	4,22	3,99	4,06
% od $\rho_t$	90,83	83,79	92,11	89,98	85,07	86,57

Viši tlak općenito dovodi do veće zelene gustoće. Rezultati prikazani u tablicama 4 i 5 pokazuju da kompakiranjem postignute vrlo visoke vrijednosti gustoće otpresaka. One iznose 67,80 – 92,11 % teorijske gustoće. Vrijednosti gustoće su nešto niže kod uzoraka 1 – 3, koji su kompakirani nižim tlakom (500 MPa), dok su gustoće veće kod uzoraka 4 – 6 i 10 – 12, koji su kompakirani višim tlakom (1000 MPa).

U odgovarajućem vremenu mljevenja može se značajno smanjiti veličinu čestica praha i poboljšati homogenost. Što je duže vrijeme mljevenja, to će čestice praha postati sitnije. Dulje vrijeme mljevenja može dovesti do boljeg pakiranja čestica tijekom zbijanja, što se očituje u većoj gustoći otpreska. Ovisnost gustoće otpresaka o vremenu miješanja praškaste mješavine grafički je prikazana na slici 28.



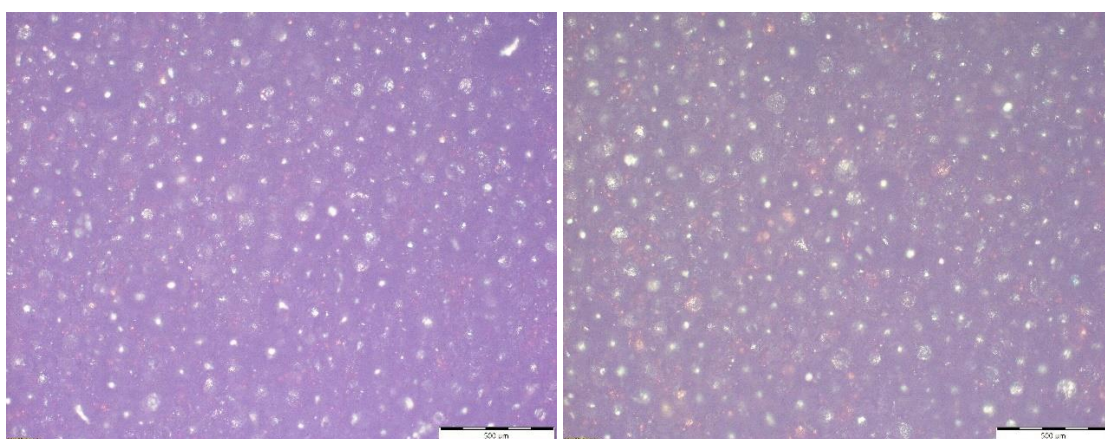
Slika 28. Ovisnost gustoće o vremenu miješanja



Ako se promatraju gustoće otpresaka u ovisnosti samo o vremenu miješanja, iz ovog grafičkog prikaza vidljivo je da za postizanje viših vrijednosti gustoće otpresaka povoljnije primijeniti duže vrijeme miješanja praha. Usporedbom svih rezultata prikazanih u tablicama 4 i 5 te na slici 28 opaža se da su najviše vrijednosti gustoće otpresaka postignute kombinacijom višeg tlaka prešanja i dužeg vremena miješanja praškaste mješavine.

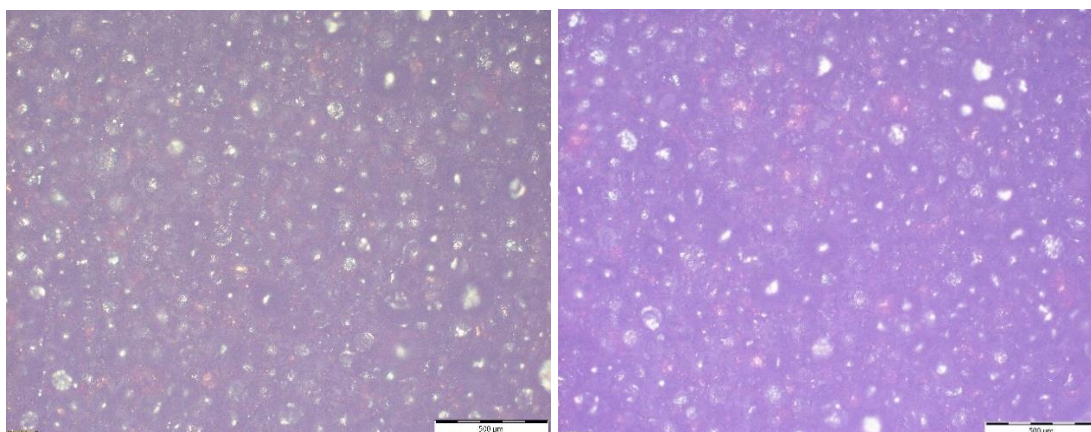
#### 4.3. Analiza svjetlosnim mikroskopom

Nakon brušenja i poliranja, površina svih uzoraka promatrana je pod svjetlosnim mikroskopom pri povećanjima od 50 i 100 x. Mikrofotografije su prikazane na slikama 29 i 30.



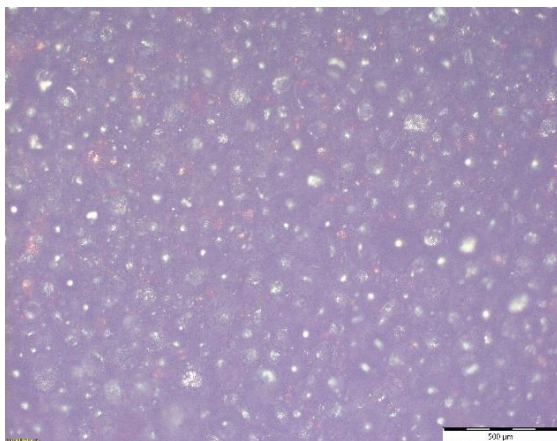
a) uzorak 1, 50 x

b) uzorak 2, 50 x

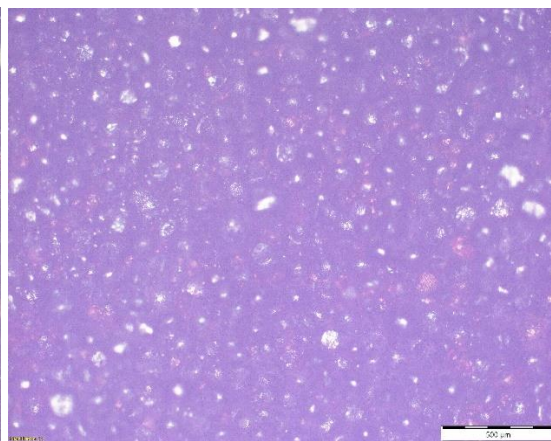


c) uzorak 3, 50 x

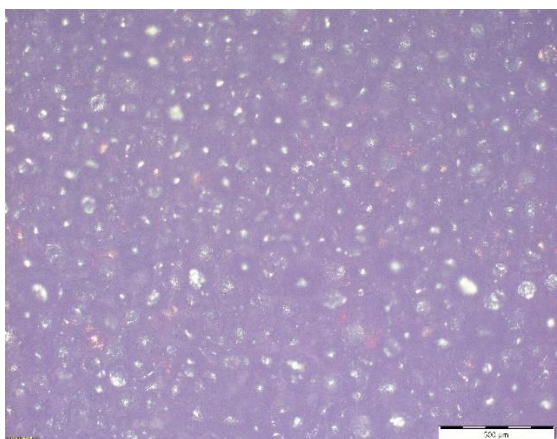
d) uzorak 4, 50 x



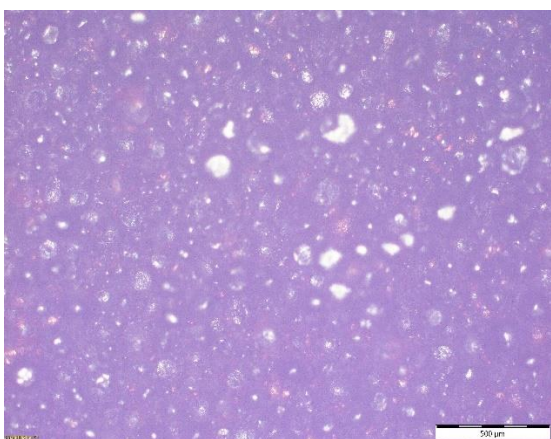
e) uzorak 5, 50 x



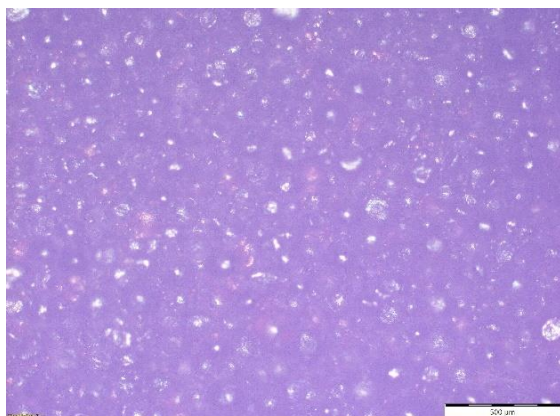
f) uzorak 6, 50 x



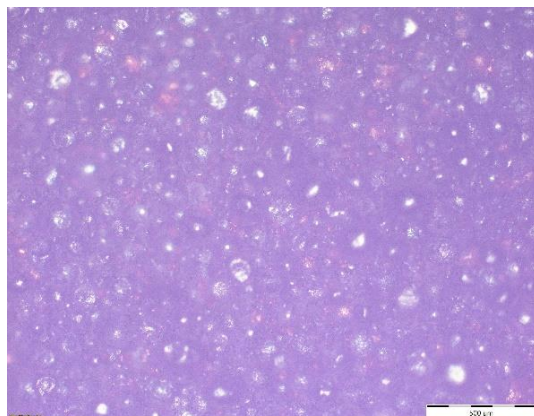
g) uzorak 7, 50 x



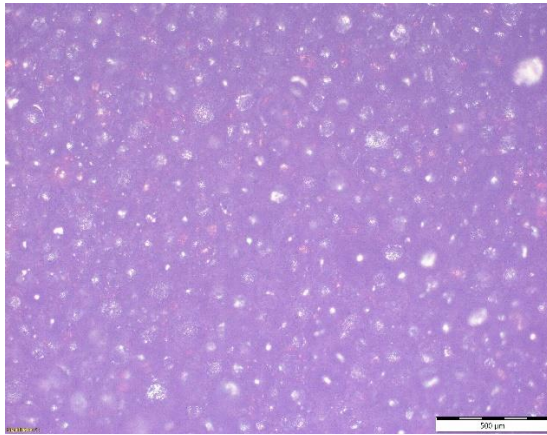
h) uzorak 8, 50 x



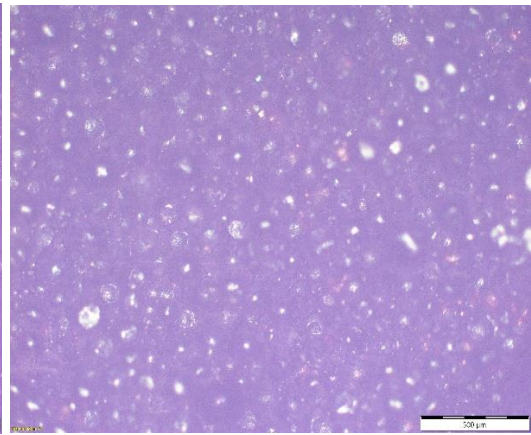
i) uzorak 9, 50 x



j) uzorak 10, 50 x

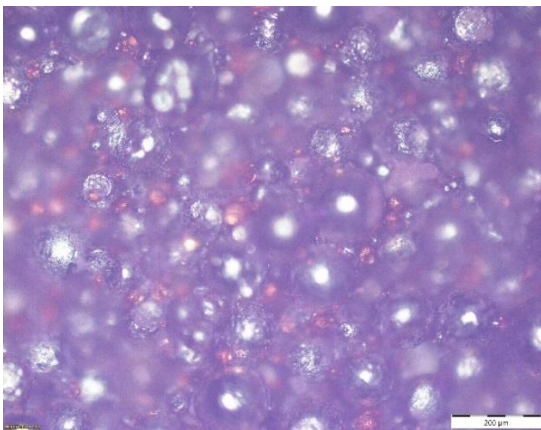


k) uzorak 11, 50 x

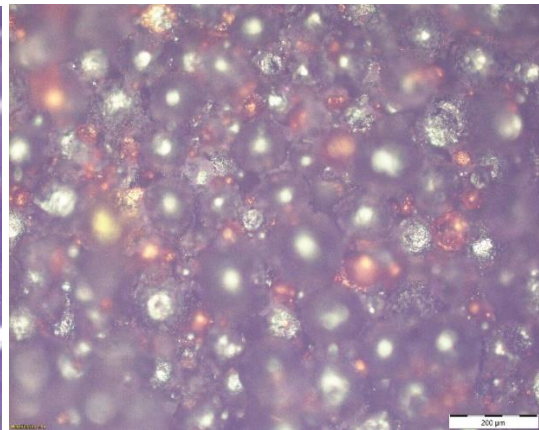


l) uzorak 12, 50 x

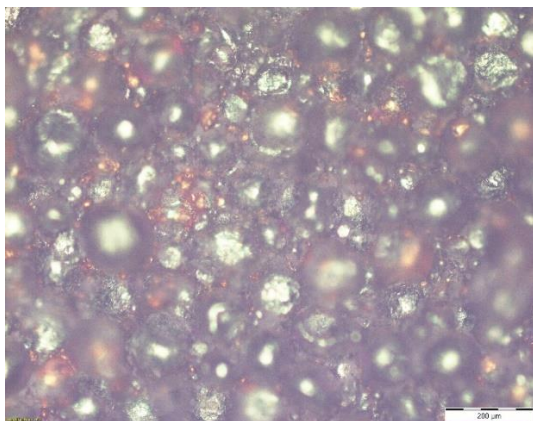
Slika 29. Mikrofotografije uzoraka, svjetlosni mikroskop, 50 x



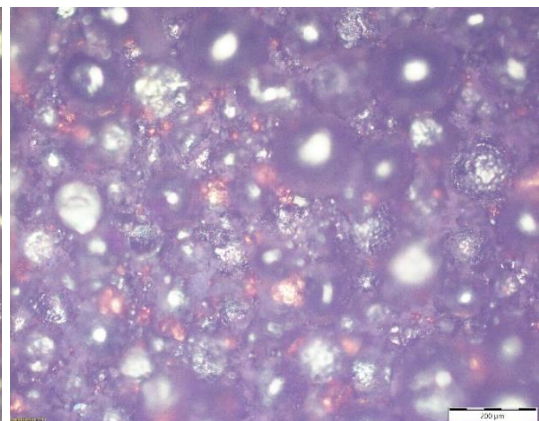
a) uzorak 1, 100 x



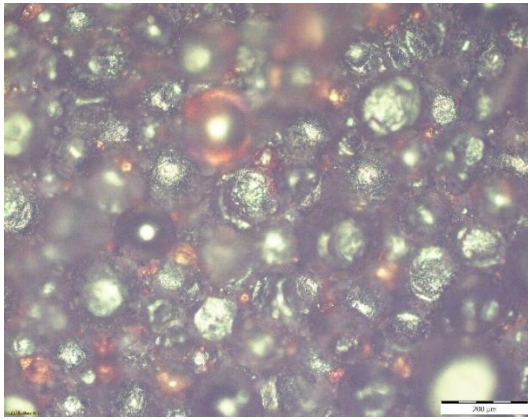
b) uzorak 2, 100 x



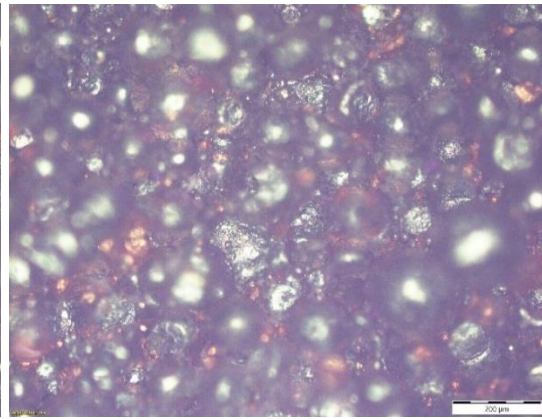
c) uzorak 3, 100 x



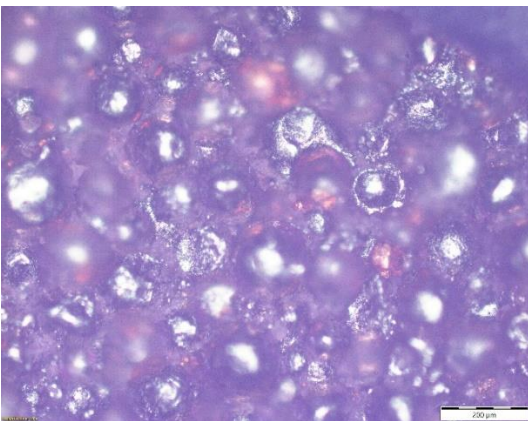
d) uzorak 4, 100 x



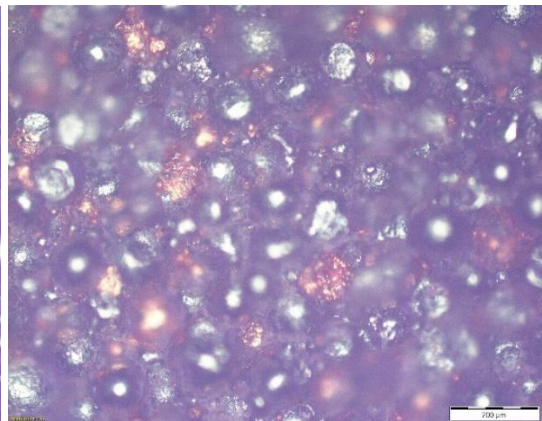
e) uzorak 5, 100 x



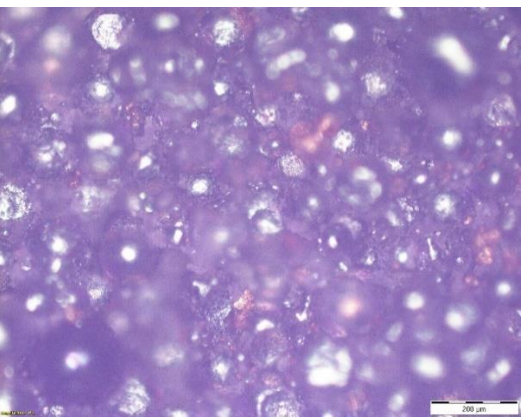
f) uzorak 6, 100 x



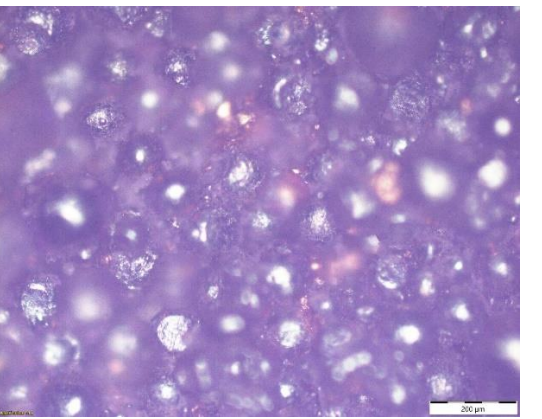
g) uzorak 7, 100 x



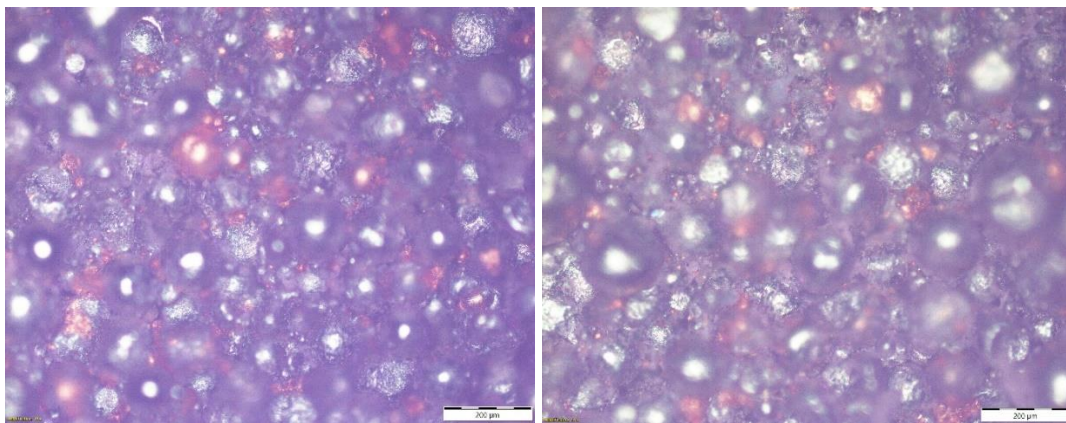
h) uzorak 8, 100 x



i) uzorak 9, 100 x



j) uzorak 10, 100 x



k) uzorak 11, 100 x

l) uzorak 12, 100 x

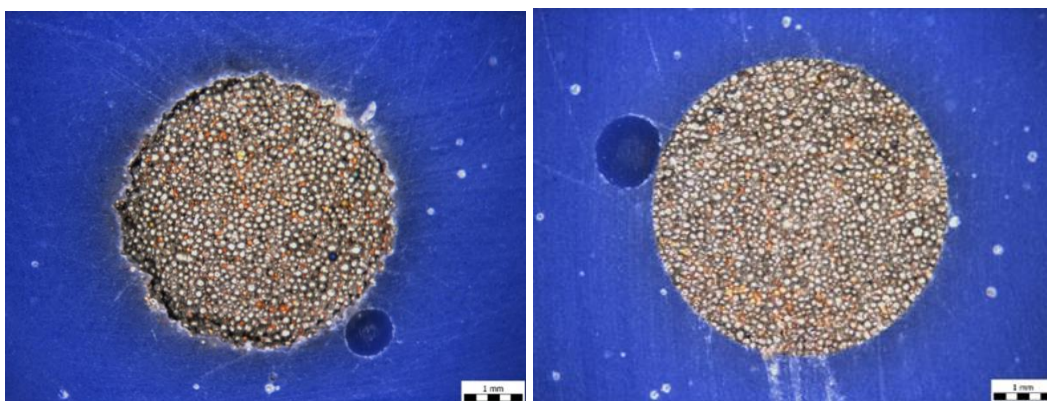
Slika 30. Mikrofotografije uzoraka, svjetlosni mikroskop, 100 x

Na prikazanim mikrofotografija otpresaka pokazana je morfologija materijala koji je bio podvrgnut postupku prešanja. Na njima se vidi kako su pojedinačne čestice prahova titana i bakra jednoliko raspoređene odnosno nisu vidljiva područja segregacije ili neravnomjerne raspodjele komponenata u mješavini praha. Pri većem povećanju se opaža da se radi o relativno zbijenim strukturama s relativno malim udjelom pora. To ukazuje na dobro zbijeni materijal, što je i potvrda izračunatih visokih vrijednosti gustoće otpresaka.

Nadalje, na prikazanim slikama ne uočavaju se pukotine ili drugi nedostaci unutar kompaktiranog materijala koji bi mogli negativno utjecati na mehanička svojstva materijala.

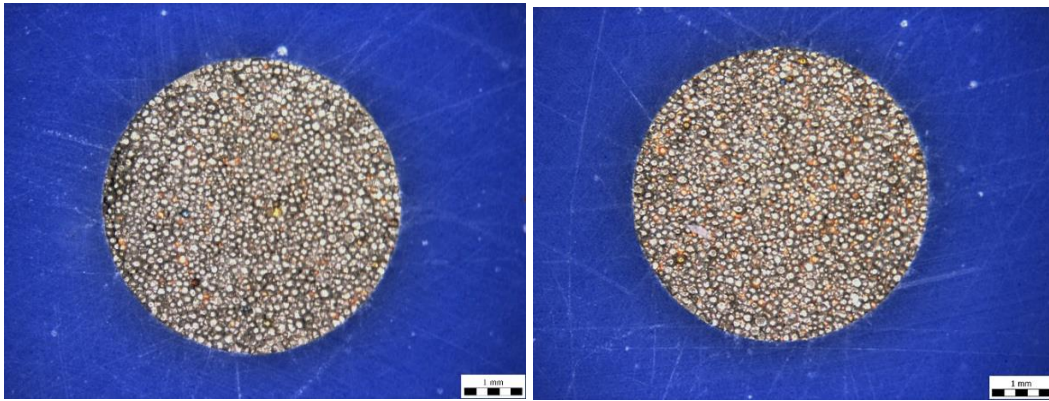
Na slikama 29 i 30 koje prikazuju mikrofotografije otpresaka vidljivo je da su čestice bakra ravnomjernije raspoređene u uzorcima koji su miješani u dužem vremenu (6 sati).

Površina odabranih otpresaka promatrana je lupom Olympus SC-CTV s kamerom Promicra te su mikrofotografije prikazane su na slici 31.



a) uzorak 1

b) uzorak 4



c) uzorak 7

d) uzorak 10

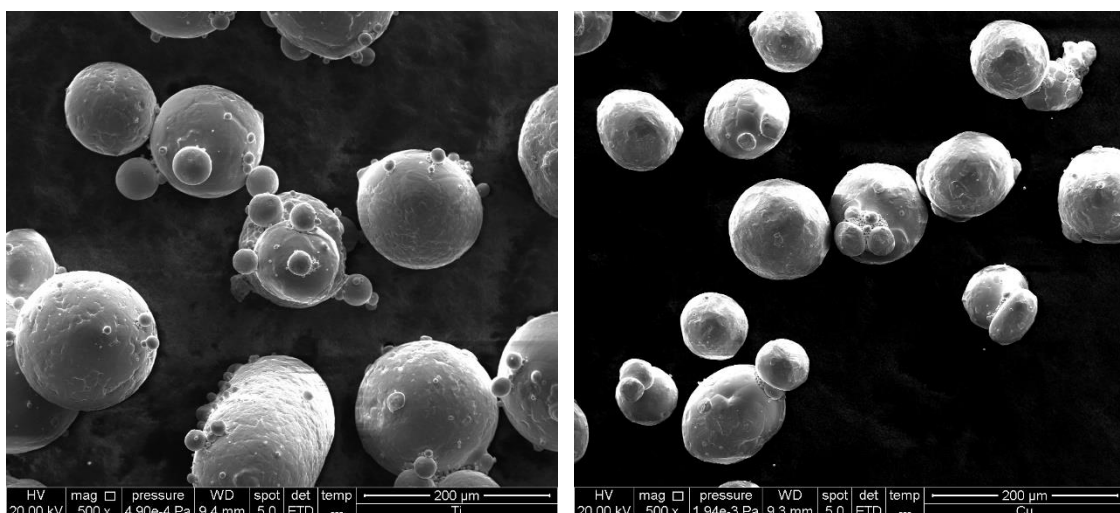
Slika 31. Mikrofotografije otpresaka, lupa Olympus SC-CTV s kamerom promicra

Promatranjem mikrofotografija uzoraka prikazanih na slici 31 uočava se da su u uzorcima 1 i 4 koji su miješani u kraćem vremenu (2 h) i prešani tlakom od 500 MPa odnosno 1000 MPa čestice praša bakra neravnomjerno raspoređene po površini uzorka.

U uzorcima 7 i 10 koji su miješani u dužem vremenu (6 h) i prešani tlakom od 500 MPa odnosno 1000 MPa vidljivo je da su po promatranoj površini čestice bakra ravnomjernije raspoređene po površini uzorka. Iz navedenog proizlazi da vrijeme miješanja praškaste mješavine ima veći utjecaj na raspodjelu čestica bakra nego tlak prešanja.

#### 4.4. Scanning elektronska mikroskopija

Elementarni prahovi titana i bakra snimljeni su pomoću scanning elektronskog mikroskopa. Mikrografije su prikazane na slici 32.



a) titan

b) bakar

Slika 32. SEM mikrografije elementarnih prahova

SEM mikrografije pokazuju veličinu i oblik pojedinačnih čestica titana odnosno bakra. Na slikama 32 a i b uočava se da su prahovi titana i bakra pravilnog, sfernog oblika. Također se uočava da sitnije čestice imaju glatku površinu, dok veće imaju hrapavu površinu. Pored toga, vidljivo je da sitnije čestice više aglomeriraju dok su krupnije raspršene. Aglomeracija može utjecati na lakoću rukovanja i obrade praha što kasnije odražava na karakteristike proizvedenog materijala.

## ZAKLJUČAK

Konvencionalnim postupcima metalurgije praha izrađeno je 12 otpresaka legure titan-bakar kemijskog sastava Ti-8Cu s ciljem evaluacije procesnih parametara u svrhu postizanja karakteristika materijala podesnih za primjenu u biomedicini. Temeljem dobivenih rezultata može se zaključiti sljedeće:

- konvencionalnim postupcima metalurgije praha (miješanje u kugličnom mlinu, prešanje) iz praškastih čestica titana i bakra sfernog i pravilnog oblika, ali nejednolike veličine moguće je proizvesti kompaktni otpresak Ti-8Cu legure,
- postignute su visoke vrijednosti gustoće otpresaka već nakon kompaktiranja,
- vrijednosti gustoće su niže kod uzoraka 1 – 3, koji su kompaktirani nižim tlakom (500 MPa), dok su gustoće više kod uzoraka 4 – 6 i 10 – 12, koji su kompaktirani višim tlakom (1000 MPa),
- za postizanje viših vrijednosti gustoće otpresaka potrebno je primijeniti duže vrijeme miješanja praškaste mješavine,
- u uzorcima 1 i 4 koji su miješani 2 h i prešani tlakom od 500 MPa odnosno 1000 MPa neravnomjerno su raspoređene čestice bakra po površini uzorka,
- u uzorcima 7 i 10 koji su miješani 6 h i prešani tlakom od 500 MPa odnosno 1000 MPa, po promatranoj površini čestice bakra su ravnomjernije raspoređene,
- vrijeme miješanja utječe na raspodjelu čestica bakra u leguri Ti-8Cu
- postignuta je mala poroznost, odnosno visoka zbijenost praškastih čestica titana i bakra.



## LITERATURA

- [1] H. Do Jung, Titanium and its alloys for biomedical applications, *Metals*, 11 (2021), 1945, doi: 10.3390/met11121945
- [2] Y.L. Hao, S.J. Li, R. Yang, Biomedical titanium alloys and their additive manufacturing, *Rare Metals* 35 (2016), 661–671, doi: 10.1007/s12598-016-0793-5
- [3] <https://uu.diva-portal.org/smash/get/diva2:1351389/FULLTEXT01.pdf> (preuzeto:05.02.2023.)
- [4] <https://books.google.hr/books?id=DT8vBQAAQBAJ&printsec=frontcover&hl=hr#v=onepage&q&f=false> (preuzeto: 05.02.2023.)
- [5] Lj. Slokar, *Metalurgija praha i sinter materijali*, Sveučilište u Zagrebu, Metalurški fakultet, Sisak, 2015.
- [6] <https://www.totalmateria.com/page.aspx?ID=CheckArticle&site=kts&LN=FA&NM=259> (preuzeto: 05.02.2023.)
- [7] R. Balinović, *Konstrukcija cjevovoda za transport aluminijskog praha*, Završni rad, Veleučilište u Karlovcu, Karlovac, 2018.
- [8] R. Budim, *Hladno izostatsko prešanje*, Završni rad, Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2017.
- [9] L. Danilović, *Utjecaj sastava materijala reznog alata i parametara obrade na trošenje reznog alata od tvrdog metala*, Završni rad, Veleučilište u Karlovcu, Karlovac, 2021.
- [10] N. Oršanić, *Erozijska otpornost tvrdih metala*, Diplomski rad, Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2019.
- [11] D. Ćorić, *Posebni metalni materijali- III Dio*, Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2017.
- [12] <https://www.slideshare.net/spssil/powder-metallurgy-42203766> (preuzeto:05.02.2023.)
- [13] M. Šola, *Konvencionalni i nekonvencionalni postupci sinteriranja tehničke keramike*, Diplomski rad, Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2020.
- [14] K. Ćosić, *Primjena metalurgije praha u izradi materijala za biomedicinske implantate*, Završni rad, Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2022.
- [15] G.A. dos Santos, The importance of metallic materials as biomaterials, *Advances in Tissue Engineering & Regenerative Medicine: Open Access* 3 (2017) 1, 300–302, doi:10.15406/atroa.2017.03.00054
- [16] X. Yan, W. Cao, H. Li, Biomedical Alloys and Physical Surface Modifications: A Mini-Review, *Materials* 15 (2022) 1, 66, doi: 10.3390/ma15010066
- [17] [http://eprints-phd.biblio.unitn.it/193/1/PhD\\_thesis\\_Luca\\_Facchini.pdf](http://eprints-phd.biblio.unitn.it/193/1/PhD_thesis_Luca_Facchini.pdf) (preuzeto:05.02.2023.)

- [18] <https://www.metalarly.com/2019/01/26/titanium-the-titan-of-metals/> (preuzeto:05.02.2023.)
- [19] G. Domitrović, Karakterizacija mikrostrukture sinterirane titan- niobij legure za biomedicinsku primjenu, Sveučilište u Zagrebu, Metalurški fakultet, Sisak, 2019.
- [20] <http://www.madehow.com/Volume-7/Titanium.html> (preuzeto:28.02.2023.)
- [21] C.N. Elias, J.H.C. Lima, R. Valiev, M.A. Meyers, Biomedical applications of titanium and its alloys, JOM 60 (2008), 46–49, doi: 10.1007/s11837-008-0031-1
- [22] M. Jajčinović, Lj. Slokar Benić, Biomaterijali na bazi titana, Kem. Ind. 72 (7-8) (2023) 505–513, doi: <https://doi.org/10.15255/KUI.2023.006>
- [23] L.Y. Chen, Y.W. Cui, L.C. Zhang, Recent Development in Beta Titanium Alloys for Biomedical Applications, Metals, 10 (2020) 9, 1139, doi: <https://doi.org/10.3390/met10091139>
- [24] H. D. Jung, Titanium and Its Alloys for Biomedical Applications, Metals, 11 (2021) 12, 1945, doi: <https://doi.org/10.3390/met11121945>
- [25] E. Zhang, X. Wang, M. Chen, B. Hou, Effect of the existing form of Cu element on the mechanical properties, bio- corrosion and antibacterial properties of Ti- Cu alloys for biomedical application, Mater Sci Eng C Mater Biol Appl, 69 (2016), 1210–1221, doi: 10.1016/j.msec.2016.08.033
- [26] <https://www.eurolab.com.tr/hr/sektorel-test-ve-analizler/spesifik-testler/yogunluk-olcumu-test-laboratuvari> (preuzeto: 08.08.2023.)
- [27] <https://www.astm.org/e0003-11r17.html> (preuzeto: 08.08.2023.)
- [28] A.F. Lasagni, E. Beyer, Laser Surface Engineering: Processes and Applications, (2015), 423–439, doi: <https://doi.org/10.1016/B978-1-78242-074-3.00017-9>
- [29] <https://www.alanwood.net/downloads/olympus-sz30-sz40-sz60-sz11-brochure.pdf> (preuzeto: 30.08.2023.)
- [30] [https://serc.carleton.edu/research\\_education/geochemsheets/techniques/SEM.html](https://serc.carleton.edu/research_education/geochemsheets/techniques/SEM.html) (preuzeto: 08.08.2023.)
- [31] [https://www.microscopemaster.com/scanning-electron-microscope.html?utm\\_content=cmp-true](https://www.microscopemaster.com/scanning-electron-microscope.html?utm_content=cmp-true) (preuzeto: 08.08.2023.)
- [32] L. Komljenović, Utjecaj procesnih parametara na mikrostrukturne karakteristike sinterirane dentalne titan-cirkonij legure, Diplomski rad, Sveučilište u Zagrebu, Metalurški fakultet Sisak, 2021.
- [33] [https://chem.libretexts.org/Courses/Franklin\\_and\\_Marshall\\_College/Introduction\\_to\\_Materials\\_Characterization\\_\\_CHM\\_412\\_Collaborative\\_Text/Spectroscopy/Energy-Dispersive\\_X-ray\\_Spectroscopy\\_\(EDS\)](https://chem.libretexts.org/Courses/Franklin_and_Marshall_College/Introduction_to_Materials_Characterization__CHM_412_Collaborative_Text/Spectroscopy/Energy-Dispersive_X-ray_Spectroscopy_(EDS)) (preuzeto: 08.08.2023.)

## **ŽIVOTOPIS**

### **OSOBNI PODACI:**

Ime i prezime: Gerda Rajković

Datum i mjesto rođenja: 21. prosinca 1999., Sisak

Telefon: 0958863404

E-mail: gerda.rajkovic@gmail.com

### **OBRAZOVANJE:**

Osnovna škola: Osnovna škola Budaševo - Topolovac - Gušće

Srednja škola: Tehnička škola Sisak

Sveučilište u Zagrebu Metalurški fakultet, preddiplomski sveučilišni studij Metalurgija, smjer Industrijska ekologija

### **VJEŠTINE:**

Rad na računalu: Microsoft Office, AutoCAD, Code Blocks, SolidWorks

Strani jezik: Engleski

Vozački ispit – B kategorija