

Dentalne legure i njihova obrada

Lovrić, Petra

Master's thesis / Diplomski rad

2020

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, School of Dental Medicine / Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:127:460066>

Rights / Prava: [Attribution-NonCommercial 4.0 International/Imenovanje-Nekomercijalno 4.0 međunarodna](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2025-01-27**



Repository / Repozitorij:

[University of Zagreb School of Dental Medicine Repository](#)





Sveučilište u Zagrebu
Stomatološki fakultet

Petra Lovrić

DENTALNE LEGURE I NJIHOVA OBRADA

Diplomski rad

Zagreb, 2020.

Rad je ostvaren u: Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet, Zavod za fiksnu protetiku

Mentor rada: doc. dr. sc. Josip Kranjčić, Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu

Lektor hrvatskog jezika: Ružica Bošnjak, prof. hrvatskog jezika i književnosti i
prof. sociologije

Lektor engleskog jezika: dr. sc. Tihana Bagić

Sastav Povjerenstva za obranu diplomskog rada:

1. _____

2. _____

3. _____

Datum obrane rada: _____

Rad sadrži: 39 stranica

2 tablice

6 slika

1 CD.

Rad je vlastito autorsko djelo, koje je u potpunosti samostalno napisano uz naznaku izvora drugih autora i dokumenata korištenih u radu. Osim ako nije drukčije navedeno, sve ilustracije (tablice, slike i dr.) u radu su izvorni doprinos autora diplomskog rada. Autor je odgovoran za pribavljanje dopuštenja za korištenje ilustracija koje nisu njegov izvorni doprinos, kao i za sve eventualne posljedice koje mogu nastati zbog nedopuštenog preuzimanja ilustracija odnosno propusta u navođenju njihovog podrijetla.

Zahvala

Zahvaljujem svojoj obitelji i prijateljima na podršci kroz ovo vrijeme studiranja.

Također veliko hvala mom mentoru doc.dr.sc. Josipu Kranjčiću na pomoći i savjetima pri oblikovanju diplomskog rada.

DENTALNE LEGURE I NJIHOVA OBRADA

Sažetak

Dentalna medicina kao struka ima važnu ulogu u očuvanju oralnog, a time i cjelokupnog zdravlja čovjeka. Razvojem novih tehnologija, briga o zdravlju usne šupljine bitno je učinkovitija. Metali i legure primjenjuju se kao gradivni materijali u restaurativnoj i dječjoj dentalnoj medicini, u protetici, kirurgiji i ortodontiji, od njih se izrađuju endodontski instrumenti i pomoćna radna sredstva. Materijali u dentalnoj medicini trebaju zadovoljavati svojstva tvrdoće, čvrstoće i biokompatibilnosti zbog specifičnih uvjeta usne šupljine. Metali kao zasebni elementi ne zadovoljavaju tražena svojstva te se moraju podvrgnuti postupku legiranja kako bi se dobile legure koje zadovoljavaju kriterije okoliša usne šupljine. Legure su metalni materijali koji se sastoje od osnovnog metala i jednog ili više legirajućih elemenata. Legirajući elementi su metali i, katkad, male količine nemetala. Legiranjem se mijenjaju mehanička svojstva, boja i plemenitost legure. Prema udjelu plemenitih metala dentalne legure možemo podijeliti na plemenite i neplemenite. Razvojem novih tehnologija dobivene su nove legure sa, za sada, najboljim svojstvima u dentalnoj medicini. Tu se ponajprije ističu titan i titanske legure s izuzetnim svojstvom biokompatibilnosti u usnoj šupljini. Također, napredak računalne (CAD/CAM) tehnologije rezultirao je bržom i kvalitetnijom proizvodnjom legura koje se upotrebljavaju u kliničkoj praksi.

Ključne riječi: dentalna medicina; metali; legure; plemenite legure; neplemenite legure

DENTAL ALLOYS AND THEIR TREATMENT

Summary

Dental medicine, as a profession, plays an important role in preserving oral and therefore the entire human health. By developing new technologies, oral health care is significantly more efficient. Metals and alloys are used as building materials in restorative and children's dental medicine, in prosthetics, surgery and orthodontics. Endodontic instruments and auxiliary work tools are made of them. Dental medicine materials should meet the properties of hardness, strength and biocompatibility due to specific oral cavity conditions. Metals as separate elements do not meet the required properties and have to undergo the alloying process in order to obtain alloys that meet the environmental criteria of the oral cavity. Alloys are metal materials consisting of basic metal and one or more alloying elements. Alloying elements are metals and, sometimes, small quantities of non-metals. Alloying changes mechanical properties, colour and nobility of an alloy. According to the proportion of noble metals, the dental alloys can be divided into noble and non-noble alloys. Development of new technologies has resulted in new alloys with the best properties in dental medicine so far. Titanium and titanium alloys with an exceptional biocompatibility feature in the oral cavity are emphasised here. Likewise, the advancement of computer technology (CAD/CAM) resulted in faster and better quality production of alloys used in clinical practice.

Keywords: dental medicine; metals; alloys; noble alloys; non-noble alloys

SADRŽAJ

1. UVOD	1
2. METALI.....	3
2.1. Pojam atoma.....	4
2.2. Metalna veza	4
2.3. Svojstva metala	5
3. LEGURE	6
3.1. Struktura legura.....	7
3.2. Podjela dentalnih legura.....	8
3.3 Plemenite legure.....	9
3.3.1. Zlatne legure	9
3.3.2. Srebro-paladijeve legure.....	11
3.3.3. Paladijeve legure.....	12
3.4. Neplemenite legure	12
3.4.1. Kobalt-krom legure.....	13
3.4.2. Nikal-kromove legure.....	13
3.4.3. Titan i titanske legure	14
3.4.4. Amalgam	15
4. POSTUPCI RADA S DENTALNIM LEGURAMA U PROTETICI DENTALNE MEDICINE	17
4.1. Lijevanje	18
4.2. Strojna obrada glodanjem	22
4.3. Tehnologija 3D ispisa	24

4.4. Obrada metalne površine protetičkih nadomjestaka	24
5. RASPRAVA.....	27
6. ZAKLJUČAK	31
7. LITERATURA.....	33
8. ŽIVOTOPIS	38

Popis skraćenica

CAD – computer aided design

CAM – computer aided manufacturing

g/cm^3 – mjerna jedinica za gustoću

HK – mjerna jedinica za tvrdoću prema Knoopu

HV – mjerna jedinica za tvrdoću prema

Vickersu Pa – mjerna jedinica za tlak

$^{\circ}\text{C}$ – mjerna jedinica za temperaturu

Potreba za protetskom rehabilitacijom seže u 7. stoljeće prije Krista kada su Etrušćani rabili slonovaču i kosti poduprte zlatnim okvirom kako bi nadomjestili zube. U 18. upotrebljava se metoda prešanja metala zlata, aluminijska, amalgama, olova, platine i srebra koji su se utiskivali u zubne alveole. Razvojem fizike, matematike, kemije i tehnologije u 20. stoljeću, 1907. godine Taggot predstavlja metodu preciznog lijevanja koja se upotrebljava i danas za izradu mostova i krunica.

Materijali u dentalnoj medicini trebaju zadovoljavati svojstva tvrdoće, čvrstoće i biokompatibilnosti zbog specifičnih uvjeta usne šupljine. Metali kao zasebni elementi ne zadovoljavaju tražena svojstva te se moraju podvrgnuti postupku legiranja kako bi se dobile legure koje zadovoljavaju kriterije okoliša usne šupljine. Legure su mješavina metala s nekim drugim metalom, ili nemetalom, pri čemu prevladavaju metalna svojstva. Prema broju sastojaka razlikuju se dvokomponentne, trokomponentne i višekomponentne legure. Prema sastavu legure mogu biti homogene, nehomogene, heterogene ili mehaničke smjese. Prema udjelu plemenitih metala legure možemo podijeliti na plemenite (zlatne legure, srebro-paladijeve i paladijeve legure) i neplemenite (kobalt-kromove, nikal-kromove, titan i titanske legure te amalgam).

Znanost o dentalnim materijalima uključuje studije o svojstvima i sastavu materijala i o načinu na koji oni utječu na usnu šupljinu. Metali i legure u dentalnoj medicini upotrebljavaju se kao gradivni materijali u restaurativnoj i dječjoj dentalnoj medicini, u protetici, kirurgiji i ortodontici, a od njih se izrađuju endodontski instrumenti i pomoćna radna sredstva.

Izrada dentalnih legura i njihova primjena u dentalnoj medicini uglavnom su vezani uz rad dentalnog laboratorija i u tom slučaju doktor dentalne medicine i dentalni tehničar moraju posjedovati temeljna znanja o tim materijalima kako bi mogli komunicirati i odlučivati o izboru, rukovanju i problemima koji se mogu pojaviti tijekom izrade i nošenja protetičkog rada. Da bi se materijal uspješno upotrijebio, mora postojati ravnoteža čimbenika koji utječu na njegovu primjenu (1, 2).

Svrha ovog rada je prikazati osnove o legurama koje se primjenjuju u dentalnoj medicini, prikazati njihov sastav i svojstva te opisati način primjene kao i postupke njihove obrade u dentalnoj medicini, naročito u dentalnom laboratoriju.

2.1. Pojam atoma

Tvari se u prirodi nalaze u obliku kemijskog spoja ili elementa. Svaki element sastoji se od najmanje gradivne jedinice koju nazivamo atom (2). Atom je osnovna čestica tvari. Sastoji se od jezgre i elektronskog omotača. Atomska jezgra nalazi se u središtu atoma i gotovo sva masa atoma je u jezgri. Jezgra sadrži pozitivno nabijene protone i električni neutralne neutrone. Protoni i neutroni zajedno se nazivaju nukleonima. Elektronski omotač atoma sadrži elektrone koji se neprestano gibaju oko pozitivno nabijene jezgre. Protone, neutrone i elektrone zajedno nazivamo subatomske čestice. Neutroni u jezgri djeluju kao „ljepilo“ smanjujući međusobno odbijanje protona. Broj protona u jezgri nazivamo protonski (atomski) broj koji je uvijek jednak broju elektrona u elektronskom omotaču atoma. Broj protona i neutrona nazivamo nukleonski (maseni) broj (3). Radijus atoma je 10^{-10} m, a jezgre 10^5 puta manji. Atom može prijeći u ion emisijom (kation) ili apsorpcijom (anion) elektrona. Energije ionizacije atoma različite su za pojedine elektrone. Najveća je energija ionizacije za elektrone u K – ljuski. U različitim su atomima energije ionizacije elektrona u jednakim ljuskama različite. Što je atom većega rednog broja energija ionizacije atoma za K-elektron je veća (4).

2.2. Metalna veza

Metalnom vezom mogu biti povezani atomi istih metala ili različitih metala (slitine ili legure). Atomi metala sadrže četiri elektrona u svojoj valentnoj ljuski te imaju sklonost povezivanju s drugim atomima kako bi im vanjske putanje sadržavale stabilne elektronske osmice poput plemenitih plinova. Stvarajući tako čvrstu metalnu vezu atomi se međusobno poredaju na jednakoj udaljenosti tvoreći prostorni rešetkasti raspored (3).

2.3. Svojstva metala

Može se reći kako između pojedinih metala postoje bitne razlike. Živa se razlikuje od ostalih metala po tekućem agregatnom stanju, a zlato i bakar se bojom ističu od ostalih metala. Međutim, postoje opći kriteriji po kojima možemo određeni kemijski element svrstati u skupinu metala (5) :

1. Metali su pri sobnoj temperaturi kruti (osim žive i galija)
2. Metali imaju kristalnu strukturu
3. Metali stvaraju legure
4. Metali stvaraju pozitivne ione
5. Metali su dobri vodiči topline
6. Metali su dobri vodiči elektriciteta
7. Metali slabo propuštaju svjetlo
8. Metali u čvrstom stanju imaju sjajnu površinu
9. Metali su bijele do svjetlosive boje (osim zlata i bakra)
10. Metalne pare su jednoatomske
11. Metali se u hladnom stanju plastično deformiraju (2).

3.1. Struktura legura

Legure su metalni materijali koji se sastoje od osnovnog metala i jednog ili više legirajućih elemenata. Legirajući elementi su metali i, katkad, male količine nemetala. Legiranjem se mijenjaju mehanička svojstva, boja, plemenitost i legura poprima interval taljenja. Zbog mnogih mogućnosti legiranja, može se dobro upravljati svojstvima produkta i time zadovoljiti različite indikacije. Svaki metal i nemetal koji ulazi u sastav legure naziva se komponenta. Na osnovu broja komponenata razlikuju se: binarne, tercijarne i višekomponentne legure (5).

Najčešći način dobivanja legura je legiranje, postupak taljenja osnovnog metala i dodavanje dodatne komponente u krutom ili tekućem obliku. Osim legiranjem, smjesa sastojina može se dobiti i postupkom sinteriranja, tj. stlačivanjem metalnog praha pri povišenoj temperaturi. Zahvaljujući zaštitnoj atmosferi i različitim veličinama čestica, dobiva se homogena slitina optimalnih mehaničkih svojstava (1, 5).

Građa dentalnih legura na mikroskopskom nivou otkriva njihovu mikrostrukturnu građu. Mikrostruktura, koja se na poliranoj i nagriženoj površini vidi pod mikroskopom, sastavljena je od elemenata – zrna. Mikrostruktura određuje mehaničke, kemijske i druge karakteristike dentalnih materijala (5). Dentalne legure na temelju mikrostrukture možemo podijeliti na homogene i heterogene. Homogene dentalne legure imaju jednake fizičke i kemijske karakteristike – sastavljene su od zrna koje pripadaju samo jednoj fazi. Uvjet za homogenost je međusobni afinitet sastojina, postotni odnos komponenti i polako hlađenje odlijeva. Prebrzim hlađenjem odlijeva nastaje nehomogena struktura, što je posljedica neujednačene difuzije atoma. Heterogene legure imaju različite fizikalne i kemijske karakteristike – sastavljene su od zrna različitih faza. Takve legure nisu postojane u ustima, imaju manju otpornost na koroziju nego homogene legure te se kao takve ne primjenjuju u dentalnoj medicini (5).

3.2. Podjela dentalnih legura

Prema udjelu plemenitih metala dentalne legure možemo podijeliti na plemenite i neplemenite legure (1) :

Plemenite legure:

1. Zlatne legure
2. Srebro-paladijeve legure
3. Paladijeve legure

Neplemenite legure:

1. Nikal-kromove legure
2. Kobalt-kromove legure
3. Titan i titanske legure
4. Amalgam

Prema mehaničkim svojstvima dentalne legure možemo podijeliti na:

1. Mekane: vlačna čvrstoća <150 MPa, postotak istezljivosti 18 %
2. Srednje tvrde: vlačna čvrstoća 150 - 200 MPa, postotak istezljivosti 12 %
3. Tvrde; vlačna čvrstoća 201 - 300 MPa, postotak istezljivosti 12 %
4. Izrazito tvrde: vlačna čvrstoća >340 MPa, postotak istezljivosti 10 %

Europska klasifikacija legura za fiksno protetske radove razlikuje:

1. Izrazito plemenite legure: udio zlata 70 %
2. Legure sa smanjenim udjelom zlata: zlato <50 %
3. Srebro-paladijeve legure: srebro >50 % , paladij >10 %
4. Paladijeve legure: paladij-srebrove (paladij 55 – 60 %) i paladij-bakrove (paladij >70 % i bakar <10 %)
5. Legure bez plemenitih metala: nikal-kromove, kobalt-kromove i titanove (1, 2).

3.3 Plemenite legure

3.3.1. Zlatne legure

Zlato i zlatne legure kao građivni materijali imaju dugu povijest u dentalnoj medicini. U samim počecima, osim za ispune, zlato nije imalo svojstva koja bi podržavala izradu krunica i mostova, ali od pedesetih godina prošloga stoljeća postoje niz zlatnih legura za protetičke indikacije. Zahvaljujući svojstvima, među kojima su specifična masa $19,3 \text{ g/cm}^3$, talište 1062° C , vrelište 2600° C , mikrotvrdoća HV 25, svojstvo kovkosti i plastičnosti, toplinske ili električne vodljivosti, zlato se često primjenjuje u svakodnevnoj stomatološkoj praksi, uglavnom kao podstruktura protetičkih nadomjestaka (6). Klasične zlatne legure sadrže oko 75 % zlata, 10 % srebra, 10 % bakra, 3 % paladija i 2 % cinka. Prema vrijednostima mikrotvrdoće zlatne legure mogu se podijeliti na četiri tipa (tablica.1).

Tablica 1. Podjela zlatnih legura prema vrijednostima mikrotvrdoće (1).

TIP		Udjel Au i Pt metala (mas. %)	Interval taljenja ($^\circ \text{ C}$)	Mikrotvrdoća HV 0,1	Indikacije
I.	Mekane	88 – 96	1100 – 1180	50–60	Ispun, inlejš
II.	Srednje tvrde	80 – 84	920 – 970	100 – 115	Potpuna krunica, tijelo mosta
III.	Tvrde	78 – 79	900 – 960	120 – 170	Potpuna, fasetirana krunica, mostovi
IV.	Izrazito tvrde	75 – 77	880 – 950	160 – 270	Krunice, retencijski modeli

Napredujući od tipa I. do tipa IV. raste vrijednost tvrdoće i čvrstoće. Kako se smanjuje udio zlata tako se smanjuje korozivna postojanost, istežljivost i elastičnost legure.

TIP I. zlatnih legura upotrebljava se za ispune i inleje gdje nisu velike vrijednosti žvačnog opterećenja.

TIP II. je čvršća i tvrđa legura od tipa I., ali manje elastična. Primjenjuje se za izradu inleja.

TIP III. se obično upotrebljava na područjima gdje nema velike zubne potpore i gdje su prisutna veća žvačna opterećenja. Indikacija su krunice i inleji na kutnjacima s kavitetom II. klase.

TIP IV. Legure indiciran je u područjima velikoga žvačnog opterećenja, ali i za retencijske dijelove parcijalnih proteza. Imaju svojstvo dobre elastičnosti da mogu zahvatiti podminirane dijelove zuba, dovoljnu vrijednost granice tečenja da se ne izobliče te su u mekome stanju dovoljno elastične da se mogu prilagođavati što je izrazito važno za kvačice parcijalnih proteza izrađenih u zlatu (1).

Legure zlata mogu se taliti smjesom plina i zraka ili indukcijski na temperaturi od 890 do 1030° C. Lijevaju se u centrifugalnim lijevačima u normalnoj atmosferi i u uložnom materijalu sa sadrom kao vezivom. Ulijevni sustav upotrebljava se i pri sljedećem lijevanju pri čemu je važno paziti na količinu cinka koji ima ulogu čistača. Ako je sav cink oksidirao, tada drugi metal legure, posebice bakar, postaje reaktivan. Kako bi se to izbjeglo dobro je upotrijebiti barem trećinu nove legure za sljedeće lijevanje.

Zlato i zlatne legure pokazale su se kao izrazito trajan materijal u ustima. Izrada zlatnih inleja i onleja pokazuju funkcijsku trajnost od 45 do 75,3 % u 25 godina. Prednost im je što su biokompatibilni, nisko korozivni i imaju dobro rubno brtvljenje, dok im je nedostatak neestetska boja (zlatno-žuta), nemogućnost adhezivnog vezanja te visoka cijena (1, 5).

Krunice i mostovi mogu biti izrađeni samo od metala ili kombinacija metala i keramike. Zlatne legure za metalokeramiku temelje se na zlato-platina-paladij sastavu. Sadrže više od 95 mas. % zlata i metala platinske grupe. Platine ima 10 – 20 %. Povećanim udjelom platine povećava se čvrstoća, ali bjelkastožuta legura mijenja boju u bijelkastosivu što je estetski neprihvatljivo. Najčešće takve legure ne sadrže bakar i srebro zbog toga što bakar stvara debeli sloj oksida koji smanjuje vezu između keramike i metala. Nosioci veze između metala i keramike su kositar, indij i željezo. Ti neplemeniti metali bitni su zbog stvaranja oksidnog sloja na metalnoj konstrukciji i kao takvi osiguravaju čvrstu vezu s keramičkim materijalom (1, 5).

Često se tvrdi da se zlato, legure zlata i drugi plemeniti metali mogu smatrati dobrim za zdravlje mekih tkiva i tijela općenito. Međutim, kontaktna alergija na zlato nije tako rijetka

pojava. Istraživanja pokazuju da su razine zlata u krvi povezane s količinom zubnog zlata i učestalošću alergije na zlato, ali malo se zna o mogućim učincima zlata koji cirkulira u krvi (7).

Također, učinak izloženosti paladija na zdravlje ljudi počeo je dobivati određenu pozornost. Primjena paladija uzrokuje rizik od osjetljivosti na paladij, jer su vrlo male doze dovoljne da izazovu alergijske reakcije kod osjetljivih osoba. Za pojedince s poznatom alergijom na nikal posebno se smatra da su u opasnosti od alergije na paladij. Zaštita od štetnih reakcija najbolje se postiže primjenom legura koje imaju dobru otpornost na koroziju ili, u teškim slučajevima, upotrebom legura bez paladija (1, 8).

3.3.2. Srebro-paladijeve legure

Srebro-paladijeve legure bile su prve plemenite legure bez zlata u sastavu. U SAD-u se ubrajaju u alternativne legure, a u Europi pripadaju skupini plemenitih legura iako sadrže najmanje plemenitih metala. Paladij i srebro legiraju se u svim omjerima. Legiranjem im se povećava postojanost boje i tvrdoća u odnosu prema srebru, a snižava se talište u odnosu prema paladiju. Za fiksne nadomjestke omjer elemenata je 60 – 70 % Ag i 20 – 30 % Pd. Srebro-paladij u omjeru 70 : 30 osigurava postojanost na koroziju, promjenu boje te ima najbolja mehanička svojstva. Osim plemenitih, legura sadrži i do 10 % neplemenitih sastojina: cink, nikal, željezo, mangan, kositar. Njihova je uloga da poboljšaju fizička i mehanička svojstva srebro-paladijeve legure (sniženje intervala taljenja, smanjenje sklonosti prema kisiku i povećanje granice elastičnosti i istežljivosti legure), ali istodobno se smanjuje i otpornost u ustima. Pri zagrijavanju na temperaturi od 600° C legure su sklone stvarati sulfide koji čine leguru lomljivom (1, 5).

Srebro-paladijevu leguru potrebno je pažljivo taliti jer se oslobađa bakar, izgara cink, uključuju nečistoće, a sama legura postaje porozna. Zbog toga ju je opravdanije taliti u zaštitnoj atmosferi (struji argona), a ne na zraku. Legure se najčešće lijevaju centrifugalno, rijetko tlačko-vakuumski. Treba izbjegavati ponovno lijevanje jer postaju lako porozne (1).

U kliničkoj primjeni često se upotrebljavaju kao alternativa zlatnim legurama, a uspoređuju se s tipom III. zlatnih legura. Ekonomičnije su od njih, manje gustoće te je utrošak po masi manji nego kod legura zlata. Korozijski nisu toliko otporne kao legure zlata, ali ako je udio paladija veći od 25 % zanemariva je korozijska sklonost (9).

3.3.3. Paladijeve legure

Paladij nastaje kao nusprodukt pri proizvodnji nikla, srebrnastobijele je boje, tvrdi od srebra, ali čvršći od platine. Paladij legure indicirane su za izradu metal-keramičkih radova. Paladij-srebrove legure sadrže do 60 % paladija, 30 % srebra i 10 – 12 % kositra. Paladij-bakrove legure sadrže oko 80 % paladija, 10 % bakra i 10 % galija. Kao posljedica udjela srebra uočila se promjena boje keramike što je rezultiralo dolegiranjem magnezija u leguru. Paladij legure koje ne sadrže srebro apsorbiraju veliku količinu ugljika što rezultira povećanom krhkoćom legure te se preporuča upotrijebiti uložnu masu bez ugljika (1, 2).

3.4. Neplemenite legure

Neplemenite legure razvijene su iz čelika te se stoga često i danas nepravilno nazivaju „plemenitim čelicima“. Razlika između čelika i neplemenitih legura je u udjelu željeza (do 5 % Fe) te namjeni (tablica 2.) (2).

Tablica 2. Podjela neplemenitih legura s obzirom na osnovnu sastojinu (1) .

Klasa I.	Legure s 20 % ili više kroma
Klasa II.	Legure s 16 % kroma i više od 3 % molibdena
Klasa III.	Legure s manje od 16 % kroma i molibdena
Klasa IV.	Legure s manje od 16 % kroma i bez molibdena
Klasa V.	Ternarne nikal-krom-molibden legure

3.4.1. Kobalt-krom legure

Legura kobalt-kroma sadrži 35 – 65 % kobalta, 25 – 35 % kroma, 0 – 30 % nikla, do 4 % molibdena i elemente u tragovima poput berilija, aluminijsa, volframa, silicija, željeza i ugljika. Ukupni udio kobalta, kroma i molibdena ne bi smio biti manji od 85 %. Kobalt leguri daje tvrdoću, čvrstoću te osigurava dobru livljivost, a krom mu daje dobru stabilnost boje i visoku otpornost na korozijske promjene (1). Krom oksidira na površini legure, on pasivizira leguru, što znači da ostavlja tanki sloj kromova oksida na površini legure koji ju čini tvrdom i štiti od korozije. Legure kobalt-kroma imaju puno viši interval taljenja od zlata (1300 – 1550° C) i izrazito se teško poliraju. Legure su relativno slabo istezljive, ali imaju veliku vrijednost granice opterećenja što znači da podnosi veliko opterećenje bez da se trajno izobliči. Elementi u tragovima dodani u leguru kobalt-kroma od izuzetne su važnosti jer se lako vežu s kisikom i stvaraju zaštitni oksidni sloj na površini legure (1).

Nakon pojave odgovarajuće tehnike lijevanja i modela koji su otporni na visoke temperature taljenja legure kobalt-kroma pronalaze sve veću primjenu u dentalnoj medicini, a razlozi su brojni: lakše su od zlata i otpornost na koroziju te mehanička svojstva istih su bolja (10, 11).

Prednost pred svim ostalim legurama ponajprije je njihova niska cijena. Najčešće se primjenjuju za izradu lijevanih baza i dijelova djelomičnih proteza, bazu potpunih proteza, izradu mostova i krunica te čak i za izradu implantata (12).

3.4.2. Nikal-kromove legure

Nikal-krom legure razlikuju od ostalih neplemenitih legura po svojem kemijskom sastavu, mehaničkim svojstvima i mikrostrukturi. Legura sadrži 55 % nikla, 10 – 30 % kroma, dodani su mu elementi željeza, aluminijsa, kobalta, bakra i kositra koji bitno utječu na svojstva same legure. Aluminij mu povećava tvrdoću i čvrstoću, berilij snižava temperaturu taljenja i povećava otpornost na koroziju (13). Nikal-kromove legure imaju manju mikrotvrdoću (270 HV) od kobalt-krom legura što olakšava njihovu obradu.

Temperatura taljenja znatno je viša od taljenja zlata (1100 – 1380° C), a tale se plamenom koji nastaje izgaranjem mješavine acetilena i zraka pri čemu treba paziti da višak zraka može izazvati oksidaciju, a višak plina krhkost legure.

Najprikladnije je leguru lijevati u tlačno-vakuumskim aparatima za lijevanje jer im je gustoća dvostruko manja od gustoće zlatnih legura pa prilikom lijevanja u centrifugalnim aparatima zbog nešto nižeg tlaka može nastati nepotpuni odljev. Legura je relativno duktilna što omogućuje njezino lakše poliranje (1, 5).

Legure nikal-kroma najčešće upotrebljavamo za izradu metalnih baza parcijalnih proteza. Treba biti oprezan pri izradi nadomjestaka na bazi nikla jer je on najčešći potencijalni alergen što je razlog sve većem broju legura bez nikla i zamjeni za titan (1).

3.4.3. Titan i titanske legure

Povijest titana počinje u ranim 60-tim godinama prošloga stoljeća kada su Buehler i suradnici US Naval Ordinance Laboratory uvidjeli „shape memory effect“ titana. U samim se počecima titan upotrebljavao kao materijal za implantate jer mu je modul elastičnosti jednak kao kosti čeljusti. Specifičan je jer ga se može zagrijavati i hladiti do željenog oblika, a ponovnim se zagrijavanjem vraća u prvotni oblik (14).

Titan je na sobnoj temperaturi postojan, ali je male čvrstoće, dok zagrijavanjem na temperaturu iznad 883° C prelazi u tvrdi, krhki oblik. Tada dolazi do transformacije hcp rešetke alfa faze (α) u bcc rešetku beta faze (β) koja ostaje stabilna sve do temperature taljenja od 1672° C. Postoje 4 tipa CP titana za dentalne primjene. Da bi mu se poboljšala, ponajprije mehanička svojstva, titan se legira s različitim elementima poput tantalija, cirkonija, molibdena ili kositra, te se dobivaju nove legure koje imaju niži modul elastičnosti, višu dinamičku izdržljivost i bolju biokompatibilnost i estetski su prihvatljivije (2, 12).

Titan ima sklonost prema kisiku što povećava vjerojatnost poroznosti odljeva i smanjuje antikorozivnost. Rastaljeni titan reducira okside kivete te isti difundiraju s površine u unutrinu odljeva što povećava mikrotvrdoću. Za uspješni odljev bitno je da se titan tali u zaštitnoj atmosferi argona, zahtijeva posebnu laboratorijsku opremu te se tali indukcijski u tlačno-vakuumskom aparatu. Mora se polirati uz smanjeni broj okretaja kako ne bi došlo do pregrijavanja odljeva, a može se i lemiti i zavariti laserom ili plazmatskim zavarivanjem.

Titan se u dentalnoj medicini primjenjuje u dentalnoj implantologiji, za rekonstrukciju kostiju lica nakon traume ili malignih oboljenja u obliku implantata, udlaga, vijaka za osteosintezu (5).

Također, svoju primjenu pronalazi u ortodonciji i endodonciji u obliku endodontskih iglica, korijenskih i parapulpnih kolčića (15).

3.4.4. Amalgam

Amalgam je prihvaćeni dio stomatoloških terapija više od 150 godina. I danas se upotrebljava za više od 75 % izravnih posteriornih restauracija, iako se sve češće zamjenjuje kompozitnim materijalima. Razlozi njegove popularnosti leže u lakoći manipulacije, relativno niskim troškovima i dugom kliničkom vijeku trajanja (16).

Amalgam se sastoji od mješavine dvaju ili više metala, od kojih je jedan živa (7). Temeljni sastojci amalgamske slitine su srebro, kositar i živa. U manjim količinama mogu biti dodani bakar, cink, zlato, platina, paladij, nikal, molibden. Srebro koje čini 40 – 70 % legure pridonosi otpornosti amalgama, smanjuje razlijevanje i usklađuje širenje volumena. Kositar čini 12 – 30 % legure i karakteristike su mu da smanjuje mehaničku otpornost i ekspanziju amalgama, ali povećava njegovo razlijevanje. Bakar čini udio od 12 do – 30 % i povećava tvrdoću i otpornost legure te sprječava ekspanziju, a cink djeluje kao antioksidans. Preporučeno je da udio žive u leguri bude između 44 i 48 % , no nikako ne bi smio prijeći 55 % žive.

Prema broju elemenata unutar legure amalgame možemo podijeliti na binarne, ternarne i kvarterne. Prema obliku čestica i načinu proizvodnje dijele se na strugotinaste, kuglaste, pakuglaste i mješovite legure. S obzirom na količinu bakra možemo ih podijeliti na konvencionalne amalgame koji sadrže 3 – 6 % bakra i dentalne amalgame s visokim udjelom bakra koji sadrže 6 – 30 % bakra. Najvažnije svojstvo tih amalgama je da nemaju δ_2 fazu u procesu amalgamacije (miješanja amalgama) koja je odgovorna za manjak čvrstoće i sklonosti koroziji. Razlikujemo još i mješovite amalgamske legure koje sadrže 9 % bakra, a δ_2 faza nastaje samo u procesu amalgamacije, no konačna legura ju ne sadrži i čini slitinu stabilnijom.

Amalgame možemo još podijeliti prema udjelu cinka na legure koje sadrže više od 0,01 % i one koje ga uopće ne sadrže tzv. non – Zn amalgami (2, 17).

Tijekom procesa amalgamacije amalgam prolazi kroz faze promjene dimenzije. U prvoj fazi vidljiva je kontrakcija dentalnog amalgama koja je posljedica otapanja žive. U drugoj fazi događa se kompenzacijska ekspanzija, koja prelazi u maksimalnu ekspanziju. U trećoj, finalnoj fazi dolazi do sekundarne kontrakcije te nakon 6 – 8 sati dimenzije postaju stabilne.

Amalgam opisuje i svojstvo tečenja (promjene u dužini u odnosu na početnu dužinu) i puženja koji su usko vezani uz vrijeme i način trituracije dentalnih amalgama te postotak nevezane žive koja je zaostala u leguri. Istraživanja su pokazala da je amalgam otporniji na tlak, a slabiji na vlak i istežanje. Zbog visokog udjela žive, nedostatne amalgamacije otpornost na tlak može biti smanjena te će uzrokovati deformaciju materijala i nakon konačnog stvrdnjavanja. Ako amalgami s elementom cinka budu u dodiru s vlagom doći će do ekspanzije amalgama, tj. do protruzije ispuna u kavitetu i njegovog mikropropuštanja i naposljetku ispadanja. Dentalni amalgam dobar je vodič topline stoga se pulpa i dentin moraju zaštititi prije postave materijala u kavitet (17).

Puno se govori o štetnosti amalgama i njegovih para za organizam čovjeka. Istraživanjima se došlo do zaključka da dentalni amalgam ne predstavlja nikakve opasnosti po zdravlje kod osoba koje nisu alergične na živu (18).

Velika epidemiološka istraživanja pokazuju da 99,98 % ispitanika koji imaju amalgamske ispune ne pokazuje simptome otrovanja živom. Alergijske reakcije na živu vidljive kao lokalni oralni simptomi ili kožne reakcije iznimno su rijetke. Dosad još nema znanstveno utemeljene studije koja bi potvrdila hipotezu da dentalni amalgami izazivaju brojne imunološke i autoimune bolesti (19).

**4. POSTUPCI RADA S DENTALNIM LEGURAMA U PROTETICI DENTALNE
MEDICINE**

4.1. Lijevanje

Lijevanje je proces u kojem određeni modelirani objekt u vosku zamjenjujemo kovinom istog oblika i volumena. Kovina mora biti homogena, finostrukturna i bez unutarnje napetosti kako bi zadovoljila biomehaničke i korozijske uvjete usne šupljine (1).

Proces lijevanja sastoji se od četiri faze:

1. Izrada objekta od voska na modelu
2. Ulaganje objekta u vatrostalni materijal
3. Taljenje kovine
4. Lijevanje kovine u kalup.

1. Izrada objekta od voska na modelu

Na temelju otiska uzetog u ordinaciji, tehničar izljevava model od tvrde sadre. Model se izolira vodom ili tvorničkim proizvodima za izolaciju te kreće izrada rada od akrilata ili specijalnog voska. Nakon što je objekt izmodeliran, obavezno se mora odmastiti specijalnim sredstvima za odmašćivanje na bazi alkohola kako bi se osigurala glatka površina budućeg metalnog odljeva. Nakon izmodeliranog objekta u akrilatu/vosku izrađuje se sustav uljevnih kanala. Njihova je uloga da osiguraju dotok rastaljene legure do svih dijelova objekta. Nekada se izrađivala Solbrigova glava 5 – 10 mm na razmaku od modela koja je služila kao rezervoar taline. Ona mora biti kuglastog oblika i manje površine od objekta koji se izljevava. Danas se primjenjuju gotovi okrugli voštani profili različitog promjera i duljine. Za lijevanje pojedinačne krunice dovoljan je voštani kanal promjera 1,5 mm s izgubljenom glavom ili promjera 5mm bez izgubljene glave. Ako se lijevaju višečlane konstrukcije, uljevni kanali i poprečni nosač moraju biti jednakog promjera, dok pojedinačni vezni kanali za svaki objekt mogu biti za 1,5mm uži. Uljevni sustav kanala mora osigurati brzo ispunjavanje prostora talinom. Mogu biti maksimalno 15mm dugački jer će inače doći do preranog hlađenja taline i većeg potroška legure. Kanali ne smiju biti niti prekratki jer će doći do zastoja taline na graničnim područjima prema objektu. Zbog toga se kanali stavljaju na žvačnu plohu zuba, tako da talina može teći iz šireg u užu prostor i pod kutem od 45° uz oprez da nema oštih

prijelaza između objekta i kanala. Posljedice loših uljevnih kanala su nepotpuni odljevi i praznine u određenim dijelovima objekta (1, 20).

2. Ulaganje voštanog objekta u vatrostalni materijal

Najprije se odmašćuje površina voštanog objekta kako bi nakon postupka izlivanja model imao glatke površine. Nakon toga se postavlja u kivetu na gumeno postolje- tzv.konus. Na gumenom postolju su kružni utori različita promjera što omogućuje uporabu kiveta različitih dimenzija, ovisno o veličini samog objekta. Objekt se u kivetu postavlja naglavačke pa se zato naziva „obrnuto ulaganje“. Kiveta se odabire prema veličini modela i pritom se pazi da je model od dna kivete udaljen 1cm, a od stijenke kivete 0,5cm kako bismo omogućili ravnomjerno zagrijavanje kivete. Unutrašnjost kivete oblaže se trakama (keramičkim, vunanim ili azbestnim) koje su otporne na temperaturu i omogućuju ravnomjerno zagrijavanje kivete i ekspanziju uložnog materijala. U fazi vezanja uložnog materijala vlažna traka ima ulogu kompenzacije razlike u širenju metalnog prstena kivete (koji se najmanje širi) i uložnog materijala, a kasnije i kontrakciju taline.

Kada su se uvjeti osigurali, miješa se uložni materijal u vakuumskoj mješalici tijekom 40 sekundi i pod tlakom od 45 torra, zatim se ulijeva uza stijenke kivete dok se cijela ne ispuni uložnim materijalom. Uložni materijal expandira 1,5 % – 2 % što kompenzira kontrakciju dentalne slitine koja iznosi 1,5 % – 2 %. Takvo se lijevanje naziva „ekspanzivno lijevanje“. Upotrijebljeni uložni materijal i slitina moraju biti od istog proizvođača kako bi se osigurao jednak koeficijent ekspanzije uložne mase i kontrakcije slitine.

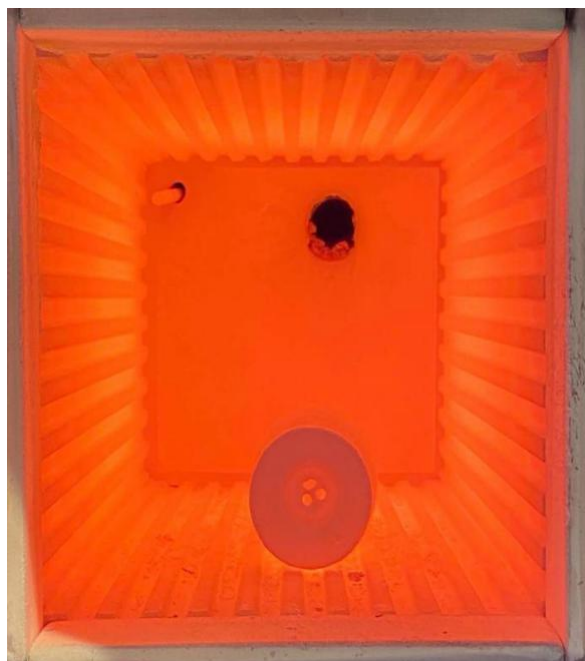
Uložni materijal stvrdnjava 20 – 40 minuta. Nakon tog vremena kiveta se, zajedno s gumenim postoljem, uroni u vodu zagrijanu na 60° C i u njoj ostavi 20 minuta. Tako vlažna kiveta stavlja se u peć koja je zagrijana na 250 – 300° C i u njoj stoji 30 – 60 minuta. Bitno je da je kiveta dobro ovlažena kako bi vodena para istjerala vosak iz kalupa. Važno je da se peć polako zagrijava jer bi u protivnom došlo do naglog razvijanja vodene pare, pucanja uložnog materijala i naposljetku, do nepotpunog odljeva (1, 20).

Zagrijana na 300° C, kiveta se stavlja u peć za žarenje (Slika 1.). Temperatura do koje se zagrijava iznosi, za plemenite legure 750° C , a neplemenite legure 900° C te konačni porast temperature koji za plemenite legure iznosi 890 – 1200 °C , a za neplemenite 1100 – 1550° C.

Na tim temperaturama kiveta se ostavi 10 – 30 minuta. Kiveta je spremna za lijevanje kada je užarena do svijetlocrvenoga žara (Slika 2.) (21).



Slika 1. Peć za zagrijavanje.



Slika 2. Objekt u peći.

3. Taljenje legure

Taljenje je postupak dovođenja toplinske energije metalu da bi on postao tekuć. Legura se tali u lončiću koji može biti grafitni, bakreni ili keramički. U grafitnom lončiću stvara se zaštitna atmosfera CO₂, dok je talina u keramičkom lončiću nezaštićena. U bakrenom lončiću tali se titan (21).

Količina legure određuje se tako da se po članu koji se lijeva uzima 3 grama legure (količina voska puta specifična težina kovine). Kada se odredi količina, stavlja se u kućište u ljevaču i počne taliti (20, 21). Legure se mogu taliti:

1. Otvorenim plamenom
2. Otpornim grijačima
3. Električnim lukom
4. Indukcijskim grijanjem.

Taljenje otvorenim plamenom u potpunosti je neprikladno zbog nekontroliranog i nejednolikog zagrijavanja krutine pa dolazi do pregrijavanja legure. Također, dolazi do oksidacije kisikom iz zraka i apsorpcije vodika. Te pojave dovode do krhkosti i poroznosti odljeva.

Taljenje otpornim grijačima uključuje postupke direktnog i indirektnog zagrijavanja protjecanjem istosmjerne ili izmjenične struje kroz čvrstu ili tekuću leguru. Prednost pred taljenjem otvorenim plamenom je ta što regulator temperature, sprječava pregrijanost ili podgrijanost legure.

Pri taljenju električnim lukom uspostavlja se električni luk između elektrode (npr. Volframa) i lončića u kojem je legura. Temperatura električnog luka vrlo je visoka, iznad 4000° C što uzrokuje često pregrijavanje legure.

Taljenje indukcijskim grijanjem sastoji se od transformatora kroz čiju primarnu zavojnicu teče izmjenična struja i stvara magnetsko polje. U lončiću se razvije toplina koja uzrokuje taljenje legure (1).

4. Lijevanje legure u kalup

Lijevanje je postupak pri kojem se rastaljena legura ulijeva u praznu kivetu. Danas se primjenjuje lijevanje pomoću centrifugalne sile ili lijevanje u tlačno vakuumskom aparatu uz pomoć zračnog tlaka i tlaka vodene pare (20). Centrifugalno lijevanje radi na principu djelovanja centrifugalne sile koja nastaje rotacijom kivete (Slika 3.). Centrifugalno se može lijevati u vakuumu ili normalnoj atmosferi. Tlačno vakuumski aparat rjeđe se nalazi u laboratorijima zbog svoje skuplje cijene. Sastoji se od dviju odvojenih komorica. Kada se postigne temperatura lijevanja, talina se pod utjecajem gravitacijske sile prelije u prazni prostor kivete te se dodatnim tlakom zraka utisne u najdalje i najuže prostore. Lijevanje u tlačko vakuumskom aparatu osigurava cjelovitost i kvalitetu površine odljeva (1).



Slika 3. Centrifugalni lijevač.

4.2. Strojna obrada glodanjem

Strojna izrada nadomjeska prvi puta se spominje i primjenjuje 1996.godine (22).

CAD (computer aided design)/CAM (computer aided manufacturing) tehnologija sastoji od tri osnovne jedinice:

- jedinica za skeniranje koja prikuplja podatke o zubu i pretvara ih u trodimenzionalni oblik

- CAD jedinica sa pripadajućim računalnim softverom koja virtualno konstruira budući nadomjestak
- CAM jedinica u kojoj se prema zadanom programu tehnikom glodanja izrađuje nadomjestak iz tvornički pripremljenog materijala (23) .

Razlikuju se dvije metode za izradu nadomjestka suptraktivna (glodanje i brušenje) i aditivna (3D ispis). Strojno glodanje upotrebljava suptraktivnu metodu i posljednji je korak u strojnoj izradi nadomjestka (Slika 4.). Jedinice za glodanje možemo podijeliti:

- prema načinu rada (suho i mokro glodanje)
- prema broju osi za okretanje unutar glodalice (tri, četiri ili pet osi za okretanje).

Suho glodanje primjenjuje se za obradu oblokova predsinteriranog cirkonijevog-oksida. Mokro glodanje primjenjuje se za glodanje metala (predsinterirani blokovi kobalt-krom legure te blokovi titana) i staklo keramike, pri čemu se režno svrdlo glodalice hladi mlazom vode kako ne bi došlo do pregrijavanja materijala.

Glodalice s tri osi za okretanje imaju mogućnost kretanja u tri ravnine dok glodalice s četiri osi mogu i rotirati držač bloka, što je povoljno za veće mosne konstrukcije. Glodalice pet osi uključuju i rotaciju glave stroja za glodanje, što im omogućuje glodanje nagnutih bataljaka (22, 24).



Slika 4. Glodalica.

4.3. Tehnologija 3D ispisa

Upotreba 3D ispisa uključuje izradu vodiča za bušenje zubnih implantata, izradu modela za protetiku, ortodonciju i kirurgiju, izradu zubnih, kraniomaksilofacijalnih i ortopedskih implantata te izradu presjeka i okvira za implantaciju i zubnu obnovu (25).

3D ispis pripada aditivnoj skupini proizvodnje nadomjestaka gdje se spajaju materijali za izradu objekta iz 3D modela obično sloj po sloj (26).

Izrada metala u 3D pisaču započinje nanošenjem sloja metalnog praha na platformu uređaja. Laserska zraka sinterira nanoseni prah u točkama koje su određene softverski. Nakon toga se platforma snizuje i nanosi se sljedeći sloj praha. Laserski postupak sinteriranja ponavlja se dok se ne dobije željeni oblik koji je definiran u softveru (23).

3D pisač precizniji je u odnosu na glodalicu i smanjuje troškove dentalnog laboratorija zbog pouzdanijeg, točnijeg nadomjestka s izrazito glatkom površinom (27).

Glavni nedostatak aditivne proizvodnje je u tome što može uzrokovati razlike u konačnoj proizvodnji metalnog objekta zbog sakupljanja tijekom proizvodnje (26).

4.4. Obrada metalne površine protetičkih nadomjestaka

Bilo da je riječ o obradi metalnih površina djelomičnih/potpunih proteza ili obradi fiksnoprotetičkog rada nakon što se odljev izvadi iz cilindra za lijevanje najprije se mehanički čekićem odvaja od bloka uložne mase. Ostatak uložne mase koji je blizu odljeva obrađuje se pjeskarom gdje kroz cijev pod pritiskom izlazi pijesak koji odstranjuje ostatak uložne mase koju nismo mogli ukloniti čekićem (Slika 5.).



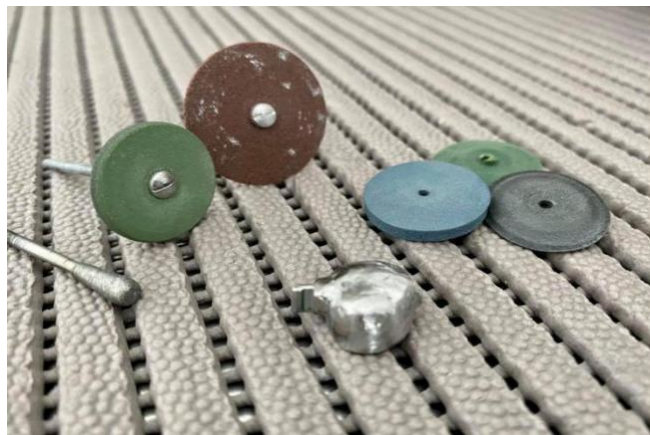
Slika 5. Pjeskarenje fiksnoprotetskog odljeva.

Obrada metalnih površina mobilnih odljeva započinje odsijecanjem ljevničkih kanala od osnovne metalne konstrukcije pomoću freza od tvrdog metala ili karborund pločica, ili oštrog točkastog kamena. Za obradu površina koje ne leže na modelu primjenjuju se freze od tvrdog metala, karborund kamen, hrapavi brusni papir, gumeni valjak, četkica i pasta za poliranje te pasta za visoki sjaj. Površine koje prilikom stavljanja na model leže na modelu teže je precizno mehanički obraditi te se one poliraju elektrolitički (2).

Elektrolitičko poliranje izvodi se u porculanskoj ili staklenoj kadi uz kromnu kiselinu kao elektrolit. Plus-pol (katoda) priključuje se predmetu koji se polira, a minus-pol (anoda) na pločicu koja je vertikalno položena u kadi. Poliranje se provodi na principu ispuštanja elektrona s izbočenih mjesta površine koja se polira jer je na njima koncentracija najveća. Ispravno proveden, elektrokemijski postupak uklanja okside, smanjuje koroziju i pojačava čvrstoću legure (2, 28).

Obrada fiksnoprotetičkog rada također započinje skidanjem ljevnog kolčića karborund pločicom. Nakon lijevanja krunice ili mosta često zaostane višak mase za ulaganje u unutrašnjoj površini nadomjestka ili pak kuglice metala na površini (zračni mjehurići prilikom ulaganja). Zaostala uložna masa uklanja se postupkom pjeskarenja. Zaostale metalne kuglice uklanjaju se pak okruglim svrdlom, a zatim se provjerava dosjed nadomjestka na modelu. Grebeni kvržica obrađuju se konusom ili gumenim diskom pri čemu se pazi na fini prijelaz

prema fisurama. Za obradu fisura i žlijebova upotrebljavaju se okrugle čelične freze, a za aproksimalne plohe nadomjestka primjenjuju se fini papirnati kolotovi (Slika 6.). Završno poliranje sastoji se od dvije faze. U prvoj se upotrebljavaju četkice na koje se nanosi Tripoli-pasta koja se sastoji od finog praška i voska koji služi kao adheziv abrazivnih čestica. U drugoj fazi primjenjuje se mekana četkica i pasta na bazi nikla ili željezovog oksida. Rezultat obrade metalnog objekta glatka je površina visokog sjaja (2).



Slika 6. Sredstva za završnu obradu površine metalnog objekta.

Materijali u dentalnoj medicini moraju zadovoljavati svojstva čvrstoće, tvrdoće i biokompatibilnosti (2).

Za primjenu u dentalnoj medicini metali kao zasebni elementi ne zadovoljavaju tražena svojstva te se moraju podvrgnuti postupku legiranja kako bi se dobile legure koje zadovoljavaju kriterije okoliša usne šupljine. Legure su mješavina metala s nekim drugim metalom, ili nemetalom, pri čemu prevladavaju metalna svojstva. Najvažnija svojstva metala koji će se upotrijebiti u dentalnoj medicini, uz biokompatibilnost, su: tvrdoća, čvrstoća i modul elastičnosti (2, 29).

Tvrdoća predstavlja otpornost materijala da se odupre prodiranju drugog, znatno tvrdog materijala. Tvrdoća govori i o otpornosti materijala na struganje i abraziju. Što je materijal tvrdi, to je otporniji na struganje. U dentalnoj medicini primjenjuju se ispitivanja tvrdoće prema Knoopu (HK) ili Vickersu (HV). Vrijednosti tvrdoće izračunavaju se kao broj kilograma koji su potrebni da bi nastalo udubljenje od 1mm^2 . Kobalt-krom legure imaju tvrdoću 360 – 380 HV, dok je tvrdoća zlatne legure 220 – 250 HV. Kobalt-krom legure zbog svoje iznimne tvrdoće upotrebljavaju se u izradi baze djelomične proteze, ali zbog toga istog svojstva zahtijevaju posebnu opremu za obradu i poliranje (2).

Čvrstoća se definira kao otpornost krutog materijala prema plastičnoj deformaciji i lomu. Uz granicu razvlačenja, vlačna čvrstoća osnovno je mehaničko svojstvo na temelju kojeg se vrednuju materijali prema njihovoj otpornosti. Svojstvo vlačne čvrstoće najvažnije je pri izradi retencijskih i stabilizacijskih elemenata djelomične proteze (kvačice, male spojke i podjezični lukovi). Vlačna čvrstoća ne smije biti ispod 300 MPa. Ako bi to svojstvo izostalo, pri aktivaciji bi došlo do pucanja elemenata. Vlačna čvrstoća neplemenitih metalnih legura i zlatnih legura ima slične vrijednosti i iznosi 640 – 825 MPa (2).

Modul elastičnosti definira se kao omjer naprezanja i istežanja. Vrlo je bitno da je modul elastičnosti legure sličan modulu elastičnosti cakline ili modulu elastičnosti dentina kako bi se osigurala trajnost nadomjestka i spriječio lom zuba. Što je vrijednost modula elastičnosti viša, to će izlivena konstrukcija djelomične proteze ili drugog nadomjestka biti kruća i manje savitljiva. Legure s višim modulom elastičnosti najpovoljnije je upotrijebiti za izradu djelomičnih proteza. Što je baza proteze kruća, to je raspodjela opterećenja na tkiva ležišta i uporišne zube povoljnija. Indikacija za legure s nižim modulom elastičnosti, što bližem

modulu elastičnosti, izrada su krunica i inleja. Općenito, modul elastičnosti neplemenitih legura otprilike je dvaput viši od modula elastičnosti plemenitih legura (29, 30).

Biokompatibilnost legure iznimno je važno svojstvo jer su one u izravnom doticaju sa sluznicom usne šupljine. Da bi se materijal proglasio biokompatibilnim za usnu šupljinu on mora biti biološki inertan s okolinom u kojoj se nalazi, ne smije toksično djelovati na pacijenta te na doktora dentalne medicine i dentalnog tehničara koji s njim rukuju. Materijal ne smije izazivati nikakve alergijske reakcije na tkivo s kojim je u doticaju i ne smije biti kancerogen. Da bi materijal bio biokompatibilan, mora imati visoki stupanj otpornosti na koroziju. Stupanj korozije ovisi o kombinaciji upotrijebljenih legura, njihovom kemijskom sastavu, koncentraciji elektrolita, higijeni usta, prehrani, djelovanju proteina, mikroorganizmima i temperaturi u usnoj šupljini. Dentalne legure izložene su promjenjivom pH usne šupljine, stoga je bitno odabrati leguru koja je kemijski otporna na te promjene i ne podliježe elektrokemijskoj koroziji. Uslijed korozije dolazi do oslobađanja iona korodirajuće legure koji imaju toksično i kancerogeno djelovanje te djeluju alergijski na sluznicu s kojom su u doticaju. Najbolje svojstvo biokompatibilnosti pokazuju legure zlata i titana zbog stvaranja zaštitnog oksidnog sloja na površini legure. Najčešće nuspojave korozivnosti javljaju se kod primjene legura nikla. Kriterije za evaluaciju bioloških svojstava materijala odredili su Svjetska stomatološka organizacija 1980. te Američki nacionalni institut za standarde i Američka stomatološka udruga 1982. (1, 31, 32).

U protetici dentalne medicine razlikujemo konvencionalne i digitalne postupke obrade legura. Konvencionalni tijek izrade metalnog odljeva sastoji se od modelacije voštanog predloška na radnom modelu, ulaganju u kivetu te od lijevanja rastaljene metalne legure (21). Digitalni postupci obrade legura razlikuju dvije metode za izradu nadomjestka: suptraktivna (glodanje i brušenje) i aditivna (3D ispis). Strojno glodanje primjenjuje suptraktivnu metodu i posljednji je korak u strojnoj izradi nadomjestka. Jedinice za glodanje mogu se podijeliti prema načinu rada (suho i mokro glodanje) i prema broju osi za okretanje unutar glodalice (tri, četiri ili pet osi za okretanje) (22, 24). 3D ispis ubraja se u aditivnu skupinu proizvodnje nadomjestaka gdje se spajaju materijali za izradu objekta iz 3D modela obično sloj po sloj (26). 3D pisac precizniji je u odnosu na glodalicu i smanjuje troškove dentalnog laboratorija zbog pouzdanijega, točnijeg nadomjestka s izrazito glatkom površinom (27).

U odnosu na konvencionalan način izrade protetičkog nadomjestka digitalna tehnologija pruža nekoliko prednosti: digitalizaciju postupka, veću kvalitetu izrade protetičkog nadomjestka u kraćem vremenu te samim time kraće vrijeme trajanja cjelokupne protetičke terapije pacijenta. Ukidanjem pojedinih radnih faza u laboratorijskoj izradi protetičkog nadomjestka štedi se vrijeme, manji su troškovi pa je mogućnost ljudske pogreške također smanjena. Nedostaci podrazumijevaju visok trošak same aparature, potrebu za dodatnom edukacijom te potrebu za svladavanjem tehnike rada (23).

Metali i legure materijali su koji se svakodnevno primjenjuju u dentalnoj medicini. Metali kao zasebni elementi nemaju svojstva koja bi zadovoljila kriterije okoliša usne šupljine. Zbog toga se metali legiraju s drugim metalima ili nemetalima kako bi se dobila legura s optimalnim svojstvima za upotrebu u dentalnoj medicini. Također, potrebno je poznavati kemijski sastav legure i izbjegavati potencijalne alergene u legurama koji mogu štetiti zdravlju pacijenta. Treba dati prednost legurama koje su bile podvrgnute dugoročnim kliničkim ispitivanjima te su otporne na koroziju. U odabiru odgovarajućeg materijala najbitnija su svojstva čvrstoće, vlačne tvrdoće, modula elastičnosti te biokompatibilnosti (svojstvo slabe korozivnosti i slabe potencijalne alergenosti). Naposljetku, najbitnije je da doktor dentalne medicine ima osnovna znanja o svojstvima legure kako bi se mogla odabrati legura koja odgovara indikaciji i zahtjevima pacijenta.

1. Živko-Babić J, Jerolimov V. Metali u stomatološkoj protetici. Zagreb: Školska knjiga; 2005.
2. Jerolimov V, i sur. Osnove stomatoloških materijala. Zagreb: Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet; 2005.
3. Luetić M, Petrović Peroković V, Preočanin T, Rupčić Petelinc S, Turčinović D. Kemija 1 . Zagreb: Školska knjiga; 2019.
4. Brnjas-Kraljević J, Krilov D. Fizika za studente stomatologije. Zagreb: Medicinska naklada; 2007.
5. Stamenković D. Stomatološki materijali, knjiga 3. Beograd: Data STATUS; 2015.
6. Oleszek-Listopad J, Sarna-Bos K, Szabelska A, Czelej-Piszcz E, Borowicz J, Szymanska J. The use of gold and gold alloys in prosthetic dentistry - a literature review. Current Issues in Pharmacy and Medical Sciences. 2015 [citirano 30.05.2020.];28(3):192-5.
Dostupno na: <https://www.degruyter.com/downloadpdf/j/cipms.2015.28.issue-3/cipms-2015-0070/cipms-2015-0070.pdf>
7. McCabe JF, Walls AWG. Dental materials. 9th rev. Ed. Oxford: Blackwell Publishing; 2008.
8. Pinzón LM, Frey GN, Winkler MM, Tate WH, Burgess JO, Powers JM. Retention of gold alloy crowns cemented with traditional and resin cements. Int J Prosthodont. 2009;22(4):351-3.
9. Živko-Babić J. Utjecaj toplinske obrade na mikrostrukturne promjene srebro-paladijeve legure. Acta Stomatol Croat [Internet]. 1989 [citirano 26.5.2020.];23(2):109-119. Dostupno na: <https://hrcak.srce.hr/101234>

10. Imran Y, Raza M, Khan MS, Hayat Y. Effect Of Cobalt-Chromium Alloy Re-Use In Dentistry On Its Castability Value. J Ayub Med Coll Abbottabad. 2017;29(2):270-4.
11. Klarić-Jurković T, Kraljević K, Matković T. Utjecaj dodavanja lijevane legure na metalografsku strukturu kobalt-krom odljevaka. Acta Stomatol Croat [Internet]. 1994 [citirano 09.06.2020.];28(3):185-93. Dostupno na: <https://hrcak.srce.hr/99413>.
12. Slokar Lj, Pranjić J, Carek A. METALLIC MATERIALS FOR USE IN DENTISTRY. The holistic approach to environment [Internet]. 2017 [citirano 10.06.2020.];7(1):39-58. Dostupno na: <https://hrcak.srce.hr/168853>
13. Weber H. The clinical acceptance of dental nickel-chrome alloys. Int Dent J. 1983;33(1):49-54.
14. Meštović S, Strujić M. Nikl – titanske slitine: primjena u ortodonciji. Sonda [Internet]. 2004. [citirano 03.06.2020.]. Dostupno na: <https://pdfslide.net/documents/-et-al-nikl-titanske-slitine-primjena-u-ortodonciji.html>
15. Torrisi L. The NiTi superelastic alloy application to the dentistry field. Biomed Mater Eng. 1999;9(1):39-47.
16. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. 3rd rev ed. Hanover Park: Quintessence Books; 2002.
17. Mehulić K. Dentalni materijali. Zagreb: Medicinska naklada; 2017.
18. Molin C. Amalgam--fact and fiction. Scand J Dent Res. 1992;100(1):66-73.
19. Galić N, Šutalo J, Prpić-Mehičić G, Anić I. Dentalni amalgam. Acta Stomatol Croat [Internet]. 1994 [citirano 25.05.2020.];28(2):147-153. Dostupno na: <https://hrcak.srce.hr/99408>

20. Tomić – Solar N. Laboratorijska fiksna protetika. 2. izd. Zagreb: Medicinska naklada; 2003.
21. Jakovac M, Kranjčić J, i sur. Pretklinička i laboratorijska fiksna protetika. Zagreb: Stega tisak; 2020.
22. Glavina D, Škrinjarić I. Novi postupak za izradbu keramičkih ispuna: CAD/CIM sustav tehnologija 21. stoljeća. Acta Stomatol Croat [Internet]. 2001 [citirano 10.05.2020.];35(1):43-51. Dostupno na: <https://hrcak.srce.hr/10670>
23. Čatović A, Komar D, Čatić A, i sur. Klinička fiksna protetika I – Krunice. Zagreb: Medicinska naklada; 2015.
24. Leinfelder KF, Isenberg BP, Essig ME. A new method for generating ceramic restorations: a CAD-CAM system. J Am Dent Assoc. 1989;118(6):703-7.
25. Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. Br Dent J. 2015;219(11):521-9.
26. Keating AP, Knox J, Bibb R, Zhurov AI. A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. J Orthod. 2008;35(3):191-75.
27. Patzelt SB, Bishti S, Stampf S, Att W. Accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing-generated dental casts based on intraoral scanner data. J Am Dent Assoc. 2014;145(11):1133-40.
28. Ponto-Wolska M, Wagner L. Assessment of the influence of selected electrolytic polishing process parameters on the surface roughness of casts made of the CoCrMo alloy. Dent Med Probl. 2018;55(4):395-8.
29. L. Wang, P.H.P. D'Alpino, L.G. Lopes, J.C. Pereira, Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. J Appl Oral Sci. 2003;11(3):162-7.

30. Chun KJ, Lee JY. Comparative study of mechanical properties of dental restorative materials and dental hard tissues in compressive loads. *J Dent Biomech.* 2014;5:1758736014555246.

31. Schmalz G, Arenholt Bindslev D. *Biocompatibility of Dental Materials.* Berlin: Springer; 2009.

32. Katić V, Špalj S. Ispitivanje svojstava materijala za uporabu u dentalnoj medicini. *Medicina Fluminensis* [Internet]. 2014 [citirano 09.06.2020.];50.(3):268-78.
Dostupno na: <https://hrcak.srce.hr/126274>

Petra Lovrić je rođena 23.07.1994. godine u Zagrebu.

Pohađala je Osnovnu školu „Sveta Nedelja“ u Gradu Sveta Nedelja, a srednju školu „Gimnazija Lucijana Vranjanina“ u Zagrebu. Godine 2014./2015. upisuje Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu. Na 4. Simpoziju studenata dentalne medicine Stomatološkog fakulteta održava predavanje *Poremećaj prehrane: suradnja stomatologa i psihijatra*.

Tijekom studiranja asistirala je u privatnoj ordinaciji dentalne medicine.