Metalni materijali za primjenu u stomatologiji

Pranjić, Josip

Undergraduate thesis / Završni rad

2015

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://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:115:476002

Rights / Prava: In copyright / Zaštićeno autorskim pravom.

Download date / Datum preuzimanja: **2024-03-29**

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU METALURŠKI FAKULTET
UNIVERSITY OF ZAGREB FACULTY OF METALLURGY
SISAK

Repository / Repozitorij:

Repository of Faculty of Metallurgy University of Zagreb - Repository of Faculty of Metallurgy University of Zagreb

zir.nsk.hr

dabar
DIGITALNI AKADEMSKI ARHIVI I REPOZITORIJI

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
METALURŠKI FAKULTET

Josip Pranjić

ZAVRŠNI RAD

Sisak, rujan 2015.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU

METALURŠKI FAKULTET

Josip Pranjić

Primjena metalnih materijala u stomatologiji

ZAVRŠNI RAD

Voditelj: Doc.dr.sc. Ljerka Slokar

Povjerenstvo za ocjenu i obranu završnog rada:

1. izv.prof.dr.sc. Stoja Rešković, Sveučilište u Zagrebu Metalurški fakultet – predsjednik
2. doc.dr.sc. Ljerka Slokar, Sveučilište u Zagrebu Metalurški fakultet - član
3. doc.dr.sc. Anita Begić Hadžipašić, Sveučilište u Zagrebu Metalurški fakultet – član
4. izv.prof.dr.sc. Zoran Glavaš, Sveučilište u Zagrebu Metalurški fakultet - zamjenski član

Sisak, rujan 2015.

SADRŽAJ

Sadržaj	1
Popis slika	2
Popis tablica	2
Sažetak	3
Abstract	3
1. UVOD	4
2. POVIJEST RAZVOJA METALNIH MATERIJALA U STOMATOLOGIJI	5
3. METALURGIJA DENTALNIH METALNIH MATERIJALA	6
3.1. Proizvodnja dentalnih metalnih materijala	7
4. METALI U STOMATOLOGIJI	8
5. PODJELA METALNIH MATERIJALA U STOMATOLOGIJI	11
5.1. Plemenite legure	13
5.2. Neplemenite legure	15
5.3. Dentalni amalgami	19
6. SVOJSTVA DENTALNIH MATERIJALA	21
7. ZAKLJUČAK	25
8. LITERATURA	26
Životopis	28

Popis slika:

Slika 1. Kristalne strukture 7
Slika 2. Metalna zlatna krunica 14
Slika 3. Mikrostruktura lijevane i kovane Co-Cr-Mo legure, 200x 18
Slika 4. Primjena Co-Cr-Mo legura 18
Slika 5. Titanski dentalni implantati i krunice 20
Slika 6. Krunica od nehrđajućeg čelika 21
Slika 7. Svojstva materijala 23

Popis tablica:

Tablica 1. Glavni događaji u povijesti dentalnih odljevaka 6
Tablica 2. Podjela ljevačkih legura za metal-keramičke radove i zubne proteze 14
Tablica 3. Kemijski sastavi legura zlata, mas. % 16
Tablica 4. Kemijski sastavi legura paladija, mas. % 16
Tablica 5. Podjela plemenitih legura prema mikrotvrdoći 17
Tablica 6. Svojstva Co-Cr legura 19
Tablica 7. Tvrdoće dentalnih materijala po Knoopu 24
Tablica 8. Moduli elastičnosti dentalnih materijala 25

METALNI MATERIJALI ZA PRIMJENU U STOMATOLOGIJI

SAŽETAK

Stomatologija kao grana medicine ima značajnu ulogu u zdravlju čovjeka, a primjenom novih tehnologija održavanje oralnog zdravlja je puno učinkovitije. U tu svrhu upotrebljavaju se dentalni proizvodi, poput krunica, mostova, nadomjestaka, koji se izrađuju od različitih metalnih materijala najčešće lijevanjem ili kovanjem. Oni moraju posjedovati odgovarajuća svojstva, među kojima su najvažnija: biokompatibilnost, tvrdoća, čvrstoća. Metal kao zaseban element sa svojim svojstvima ne zadovoljava u potpunosti tražene uvjete, te se stoga postupkom legiranja dobivaju različite legure koje se mogu primjenjivati u oralnoj sredini. Najčešća podjela metalnih materijala koji se primjenjuju u stomatologiji je na: plemenite i neplemenite legure, te dentalne amalgame. Nadalje, razvojem novih tehnologija omogućeno je dobivanje novih metalnih materijala s još pogodnijim svojstvima. Tu se svakako ističu titan i legure na bazi titana kao materijali budućnosti u stomatologiji. Također, napredak u računalnoj tehnologiji rezultira bržom proizvodnjom kvalitetnijih i ekonomičnijih dentalnih metalnih proizvoda.

Ključne riječi: metalni materijali, stomatologija, struktura, svojstva

METALLIC MATERIALS FOR APPLICATION IN DENTISTRY

ABSTRACT

Dentistry as a branch of medicine has an important role in the health of the human, while applying new technologies maintaining oral health is much more effective. For that purpose many dental products are used, such as crowns, bridges, implants, which are made of various metallic materials the mostly by casting or forging. They have to possess adequate properties among which biocompatibility, hardness and strength are the most important. Metal as an individual element with its properties does not meet certain conditions, therefore, the process of alloying results in different alloys that may be applied in oral environment. The most common classification of metallic materials for use in dentistry divides them on: noble and non-noble alloys and dental amalgames. Further, development of new technologies provides a new metallic materials with more adequate properties. Among them, titanium and titanium-based alloys stand out as materials of future in dentistry. Also, progress in computer technology results in faster production of economic dental products of much more quality.

Key words: metallic materials, dentistry, structure, properties

1. UVOD

Metalni materijali se u stomatologiji primjenjuju kao unutarnje i/ili vanjske strukturne komponente brojnih gradivnih sustava. Njihova mehanička svojstva doprinose čvrstoći strukture, a sposobnost odupiranja plastičnoj deformaciji pod djelovanjem opterećenja omogućuje im široku primjenu. Metali i njihove legure posjeduju svojstva koja ih čine poželjnim materijalima u stomatologiji, a to su: visoki modul elastičnosti i sposobnost podnošenja opterećenja. Pored toga, ako se implantiraju u organizam, odnosno ako dolaze u dodir s tkivom, moraju posjedovati i druga svojstva poput biokompatibilnosti, otpornosti na koroziju visoke statičke i dinamičke izdržljivosti i lomne žilavosti, te ne smiju otpuštati ione metala u sredinu u kojoj se nalaze. Najznačajnija mehanička svojstva u kliničkoj praksi su: modul elastičnosti, vlačna čvrstoća i tvrdoća.[1]

Primarni cilj stomatologije je održavati ili unaprijediti oralno zdravlje pacijenta, što uključuje raznovrsne dentalne materijale. Na osnovi istraživanja i eksperimentiranja treba pažljivo odabrati materijale koji će se upotrijebiti. Da bi se materijal uspješno upotrijebio mora postojati ravnoteža čimbenika koji utječu na njegovu primjenu. Stoga je važno znati svojstva dentalnih materijala, kako bi mogli razumjeti njihovo ponašanje u usnoj šupljini te predvidjeti ishod po zdravlje pacijenta. [2]

Iako se upotreba lijevanih metalnih materijala smanjila unazad nekoliko godina, zbog povećanih zahtjeva pacijenata za estetikom u odnosu na vijek trajanja, poznavanje i razumijevanje strukture i svojstava lijevanih metala i legura je važno kako bi se osigurala optimalna kvaliteta i karakteristike nadomjestaka te njihova daljnja primjena u kliničke svrhe. Dosadašnja glavna primjena lijevanih metalnih materijala u dentalnoj medicini bila je u metal-keramičkim radovima kao nadomjestak, a najčešće u obliku krunice i proteza ili mostova, te kao najizdržljiviji estetski nadomjestak za prirodni zub. [3]

2. POVIJEST RAZVOJA METALNIH MATERIJALA U STOMATOLOGIJI

U 7.st.prije Krista Etruščani su koristili slonovaču i kosti poduprte zlatnim okvirom kao nadogradnju za zube. U 1800-tim godinama, metalni nadomjestci su se izrađivali prešanjem aluminija, amalgama, zlata, olova, platine i srebra u zubne šupljine. Iako su se proteze i nadomjestci izrađivali od metala stoljećima, tehnologija preciznog lijevanja nije bila moguća sve do 20-og stoljeća, odnosno 1907. godine kada je Taggot predstavio metodu za proizvodnju krunica i mostova preciznim lijevanjem. Električne peći i uređaji za lijevanje počele su se upotrebljavati u ranim 1900-tim, te je ubrzo nakon toga i tehnologija lijevanja brzo napredovala. Međutim, uspješno lijevanje titana, jednog od najbiokompatibilnijih metala za primjenu u stomatologiji, nije postignuto sve do 1970-tih i to zbog njegove reaktivnosti sa kisikom i osjetljivosti tehnike lijevanja. Nakon toga razvijeno je nekoliko tehnologija, kao što su CAD-CAM (*engl. computer-aided design and computer-aided manufacturing*), lasersko sinteriranje, lasersko zavarivanje koje olakšavaju proizvodnju metalnih materijala za primjenu u stomatologiji. [4].

Iako su dostupne mnoge metode za dobivanje dentalnih materijala, najbolja i najpopularnija metoda, naročito za izradu krunica, je lijevanje. Pri tome se otisak pripremljenog zuba replicira u vatrostalnom kalupu, te se traženi uzorak izradi iz voska. Zatim se uloži u uložni materijal i sagori. U tako pripremljeni kalup rastaljeni metal ili legura se lijeva pod tlakom pomoću centrifugalne sile. U tablici 1 prikazan je povijesni pregled događaja vezanih za dentalne odljevke. [2]

Tablica 1. Glavni događaji u povijesti dentalnih odljevaka [2]

Godina	Događaj
1907.	Uvođenje tehnike lijevanja u voštane kalupe
1933.	Zlato je zamijenjeno s Co-Cr u protezama koje nisu fiksne
1950.	Razvoj prevlaka za legure zlata
1959.	Uvođenje tehnike spajanja porculana s metalom
1968.	Upotreba legura na bazi paladija kao alternativa legurama zlata
1971.	Upotreba legura na bazi nikla kao alternativa legurama zlata
1980.	Uvođenje tehnika dobivanja keramičkih odljevaka
1999.	Upotreba legura zlata kao alternativa legurama paladija

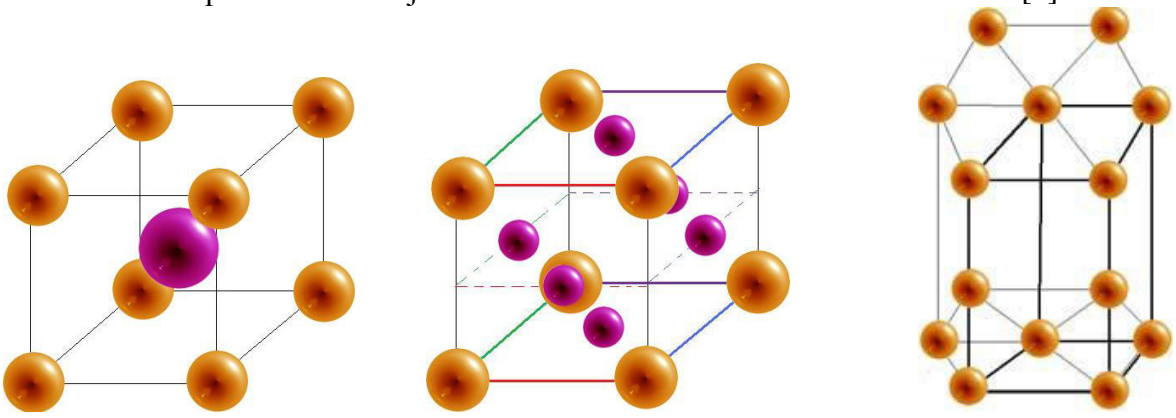
Na razvoj metalnih materijala za dentalne odljevke kroz povijest utjecali su brojni čimbenici, a najvažniji su:

- tehnološke promjene zubnih proteza
- napredak metalurgije
- promjena cijena plemenitih metala. [2]

Važan, noviji, događaj u području dentalnih metalnih materijala je razvoj kompozita proizvedenih postupkom metalurgije praha, odnosno sinteriranjem. Ovi kompoziti se sastoje od sinterirane visoko plemenite legure u obliku „spužve“ u koju je infiltrirano gotovo čisto zlato. Tako nastali kompozit dva metalna zlatna materijala se ne lijeva nego peče u vatrostalnom kalupu. [2]

3. METALURGIJA DENTALNIH METALNIH MATERIJALA

Svi metalni materijali koji se koriste za izradu zubnih nadomjestaka proizvode se miješanjem u rastaljenom stanju te izlijevanjem u kalup u kojem skrućuju. Neki nadomjestci mogu biti izrađeni od dijelova oblikovanih ili lijevanih u oblik koji je vrlo blizak konačnom, dok se ostali podvrgavaju nizu termomehaničkih postupaka kojima se iz početnog ingota proizvodi konačni proizvod. Razlike u dobivenim mikrostrukturama mogu imati značajan utjecaj na brzine trošenja i korozije. Da bi se razumjelo zašto su se određene legure koristile i koje se trenutno koriste, te kako bi se mogle ponašati *in vivo,* ključno je poznavanje fizikalne metalurgije metalnih materijala koje se koriste u dentalnoj medicini.[4]
Pri hlađenju rastaljenog metala u kalupu, skrućivanje obično počinje na površini. Ako je kalup vrlo vruć, postoji samo nekoliko mjesta na kojima metal počinje skrućivati, odnosno na kojima se počinje formirati nukleus i rasti. Ako je kalup hladan, tada postoji mnogo mjesta za razvoj nukleusa. Kod većine metalnih sustava, čvrsta faza raste kao napredujuća fronta s bočnim granama, što podsjeća na list paprati, a naziva se dendritski rast. Skrućivanje se nastavlja do susreta dva nukelusa koji zatim formiraju granicu. Svako od tih mjesta rasta naziva se kristal ili zrno, a svaka granica je granica kristala ili granica zrna. Na mikroskopskoj razini, jasno vidljiva područja mogu se identificirati kao dendriti, interdendritno područje i granica zrna. Za postizanje sitnozrnate i nedendritne strukture odljevaka koji se upotrebljavaju u dentalnoj medicini, dodaju se različiti legirni elementi. Položajni odnos između atoma opisuje se tzv. primitivnom ćelijom ili Bravaisovom rešetkom. Na primjer, atomi se mogu međusobno posložiti tako da je po jedan na svakom od osam vrhova kocke te jedan u njenoj sredini. To je kubična volumno-centrirana rešetka ili struktura. Najveću primjenu u medicini imaju metalni materijali odnosno legure s kubičnom volumno-centriranom rešetkom (*engl. body-centered cubic, bcc)*, kubičnom plošno-centriranom rešetkom (*engl. face-centered cubic, fcc*) i heksagonskom gusto-složenom (*engl. hexagonal close-packed, hcp*) (slika 1). Metali poput titana, kobalta, željeza, koji se koriste kao baze za izradu legura za implantate, prilikom hlađenja se alotropski transformiraju pri čemu im se mijenja kristalna struktura. Tako na primjer, željezo prolazi kroz faznu transformaciju iz tekućeg stanja u kubičnu plošno-centriranu rešetku krutine, što je praćeno dodatnim transformacijama u kubično plošno-centriranu i zatim prilikom hlađenja nazad u kubičnu volumno-centriranu rešetku.[4]



a) kubična volumno-centrirana b) kubična plošno-centrirana c) heksagonska gusto-složena
Slika 1. Kristalne strukture [5]

Metalne legure su mješavine više elemenata u čvrstoj otopini, ponekad s precipitiranim intermetalnim spojem. Za elemente sličnog atomskog naboja, promjera i kristalne strukture ne postoji ograničenje topljivosti jednog elementa u drugom, te stoga skrućuju kao jedna faza. Primjer su bakar i nikal koji su međusobno potpuno topljivi. Temperatura taljenja nikla

je viša od one bakra, tako da će u čvrstoj fazi koja prva skrućuje (dendriti) biti više zastupljeno nikla, a ona koja se skrućuje kasnije bit će bogatija bakrom. Dakle, implantati u lijevanom stanju mogu imati izraženu dendritnu strukturu, s razlikama u kemijskom sastavu na makroskopskoj razini. Lijevani proizvodi mogu se podvrgnuti naknadnoj toplinskoj obradi poznatoj kao homogenizacija ili otapajuće žarenje kako bi se osigurao jednoliki kemijski sastav putem atomske difuzije. Male razlike u promjeru atoma dva (ili više) elemenata u jedno-faznoj ili dvo-faznoj leguri omogućuju očvršćavanje. Prisutnost velikih atoma u rešetci manjih atoma uzrokuju lokalizirano naprezanje u rešetci, tako da su atomi pod utjecajem lokalne kompresije. Slično tome, nekoliko malih atoma u rešetci velikih atoma biti će pod lokaliziranim naprezanjem. Ova lokalizirana naprezanja mogu povećati čvrstoću metala pomoću mehanizma poznatim kao očvršćavanje putem stvaranja čvrste otopine. Elementi s izrazito različitim svojstvima ili kristalnim strukturama imaju ograničenu topljivost. Na primjer, atomi ugljika su manjeg promjera u odnosu na atome željeza. U malim količinama ugljik je topljiv u željezu, dok pri višim koncentracijama precipitira kao sekundarna faza, u obliku grafita ili tvori karbide. U brojnim sustavima legura precipitacija sekundarne faze koristi se kao mehanizam očvršćavanja koji je poznat pod nazivom precipitacijsko otvrdnjavanje. U nekim legurama, kao što su legure kobalta, karbidi povoljno djeluju na trošenje i čvrstoću. Nasuprot tome, imaju štetni utjecaj na otpornost prema koroziji nehrđajućeg čelika.[4]

3.1. Proizvodnja dentalnih metalnih materijala

Neki se metalni proizvodi za primjenu u stomatologiji mogu proizvesti lijevanjem u gotovo konačni oblik, te koristiti u lijevanom ili u toplinski obrađenom stanju. Međutim, odljevci se često podvrgavaju postupcima mehaničkog valjanja ili izvlačenja, nakon čega se zagrijavaju s ciljem popuštanja naprezanja. To rezultira stvaranjem novih kristala s dislokacijama. Kontrolom temperature i vremena postižu se meki finozrnati metali koji su pogodni za hladnu obradu. Metalni dentalni proizvodi mogu se proizvesti i kovanjem u hladnom ili toplom stanju, ali i metalurgijom praha. U tom slučaju, fini prah legure se obično proizvodi postupkom atomizacije. Nakon toga se kompaktira u gotovo konačni oblik, te se izlaže kontroliranoj visokoj temperaturi i tlaku u postupku sinteriranja. [4]

Karakteristike površine su vrlo značajni čimbenik pri upotrebi materijala u usnoj šupljini, jer mogu utjecati na mogućnost poliranja, pojavu ogrebotina i sl. Stoga, tretiranje površine tijekom proizvodnje ima glavni utjecaj na otpornost na trošenje i koroziju. Nakon lijevanja, odljevak ima matiranu površinu koja potječe od materijala u kojeg se lijeva (uložni materijal), te se nakon toga brusi ili pjeskari da se čestice uložnog materijala uklone s površine odljevka. Na primjer, na odljevcima od čelika koji će se upotrijebiti kao implantati često se prvo provodi mehaničko poliranje, a zatim elektrolitičko. Međutim, površine metalnih materijala se mogu tretirati i ionskom implantacijom, plazma ili ionskim nitriranjem, ili prevlačenjem tvrdim keramičkim materijalima u svrhu poboljšanja otpornosti na trošenje. Od 1980-tih koriste se brojne metode modifikacije površine da bi se osiguralo biološko srastanje kosti s poroznom površinom metalnog materijala. U većini slučajeva, završna faza je pasivacija u nitratnoj kiselini kojom se povećava debljina pasivnog filma i uklanjaju sve nečistoće s površine. [4,6]

Kao i u mnogim drugim industrijama, faze proizvodnje su sve više automatizirane i u dentalnoj tehnologiji. Budući je cijena laboratorijskog rada postala glavni čimbenik u planiranju obrade i liječenja, automatizacija bi mogla omogućiti konkurentniju proizvodnju i veću zaradu. Stoga, napredak u računalnoj tehnologiji omogućuje jeftiniju proizvodnju pojedinačnih komada. Zadnjih godina dentalni se proizvodi, posebice titan i njegove, te

kobalt-krom legure, sve češće proizvode, odnosno obrađuju, uz pomoć računala, posebice CAD/CAM tehnikom. Ona osigurava nove, skoro bez grešaka, industrijski prerađene i kontrolirane materijale, povećanje kvalitete i reproducibilnosti, pohranu podataka razmjerno standardiziranom proizvodnom lancu, kao i povećanje efikasnosti, te preciznosti izrade gotovog proizvoda. Obzirom na stalni razvoj računalne tehnologije, očekuje se i razvoj novih metoda proizvodnje i obrade koje će dodatno smanjiti troškove. [7]

4. METALI U STOMATOLOGIJI

Metali, kao i legure, imaju važnu ulogu u stomatologiji. Različiti metali se primjenjuju u svim aspektima dentalne medicine, uključujući dentalne laboratorije, izravne i neizravne dentalne ispune te instrumente za pripremu i manipulaciju zuba. Iako posljednji trendovi idu prema stomatologiji bez metala, oni i dalje ostaju jedini klinički dokazani materijal za dugotrajnu primjenu u dentalnoj medicini. [2,8]

Zlato (Au)

Zlato se u stomatologiji koristi zbog svojih iznimnih svojstava i estetike. Zlato ima prednost u odnosu na druge materijale.Ono ne korodira, nemijenja boju, a ima dovoljnu tvrdoću, elastičnost i oligodinamsko djelovanje.Ono je kemijski inertno, nije alergen, ne mijenja boju, a stomatolozima je lako raditi s njim. Plemeniti je metal koji osigurava visoku otpornost na koroziju i trošenje, te neznatno povećava interval taljenja legure. Zlato poboljšava obradivost, sposobnost poliranja, povećava gustoću i duktilnost legurama kojima se dodaje. Također, povećava koeficijent toplinskog širenja legura paladija. Međutim, ako je prisutno u dovoljnim količinama, zlato daje vrlo ugodnu žutu boju leguri, koja se može lako neutralizirati dodavanjem „bijelih“ metala, poput paladija i srebra. [2,3]

Paladij (Pd)

Paladij je plemeniti metal koji pripada u platinsku grupu elemenata periodnog sustava. Dodaje se legurama zlata za povećanje čvrstoće, tvrdoće (s bakrom), otpornost na koroziju i tamnjenje. Pored toga, legurama zlata povećava modul elastičnosti, čvrstoću i tvrdoću, a smanjuje im gustoću. Paladij povećava interval taljenja legure i poboljšava njenu otpornost na popuštanje. Ima veliku sposobnost izbjeljivanja, tako da legura sa 90 % zlata i samo 10 % paladija ima platinastu boju. Paladij ima visoki afinitet prema vodiku, kisiku i ugljiku. Snižava gustoću legura zlata, ali ima sličan učinak i na legure srebra. [2,3]

Platina (Pt)

Platina je plemeniti metal te pripada u platinsku grupu elemenata. Platina povećava interval taljenja, čvrstoću, tvrdoću i modul elastičnosti legura zlata, te poboljšava njihovu otpornost na koroziju, tamnjenje i popuštanje. Leguri daje bijelu boju, a zbog velike gustoće povećava gustoću legura koje nisu na bazi zlata. [2]

Iridij (Ir)

Iridij je plemeniti metal koji pripada platinskoj skupini. Dodaje se legurama na bazi zlata i paladija za usitnjavanje zrna kako bi im se poboljšala mehanička svojstva kao i otpornost na tamnjenje. [2]

Rutenij (Ru)

Rutenij je plemeniti metal koji pripada platinskoj skupini, te kao i iridij služi za usitnjavanje zrna u legurama na bazi zlata i paladija u svrhu poboljšanja mehaničkih svojstava. [2]

Srebro (Ag)

Iako je dragocjen element, srebro se ne smatra plemenitim u usnoj šupljini. Ono snižava interval taljenja, poboljšava viskoznost, pomaže kontrolirati koeficijent toplinskog širenja u legurama na bazi zlata i paladija. Srebro posjeduje visoki afinitet za apsorpciju kisika, što može uzrokovati poroznost tijekom lijevanja. Međutim, dodatkom male količine cinka ili indija u legure zlata ili srebra ova se apsorpcija može kontrolirati. U prisustvu sumpora, srebro korodira i tamni.[2]

Aluminij (Al)

Aluminij je metal koji se dodaje legurama na bazi nikla za smanjenje intervala taljenja. Očvršćava leguru i utječe na nastanak oksida. Jedan je od elemenata, uz Co-Cr legure, koji se „nagriza“ s površine legure sa svrhom stvaranja mikromehaničke retencije. [2]

Berilij (Be)

Poput aluminija, berilij smanjuje interval taljenja legura na bazi nikla, poboljšava livljivost, sposobnost poliranja, očvršćava leguru i pomaže u kontroli nastanka oksida. Međutim, upitna je njegova zdravstvena sigurnost i za pacijenta, ali i za tehničara kada se radi s legurama koje sadrže berilij. [2]

Bor (B)

Bor je dezoksidans. Povećava tvrdoću legura na bazi nikla, smanjuje površinsku napetost rastaljene legure te poboljšava njenu lijevljivost. Bor smanjuje duktilnost i povećava tvrdoću legura kojima se dodaje. [2]

Krom (Cr)

Krom je metal koji pospješuje otvrdnjavanje stvaranjem čvrste otopine. Doprinosi otpornosti na koroziju svojim pasivizirajućim učinkom u legurama na bazi nikla i kobalta, te osigurava otpornost na tamnjenje. Međutim, krom stvara krhku tzv. sigma fazu koja dovodi do lomljivosti odljevka legure. Iz tog se razloga njegov udio u tim legurama ograničava na 28 – 29%. [2,9]

Kobalt (Co)

Kobalt je alternativa legurama na bazi nikla, ali se legure na bazi kobalta teže obrađuju. Kobalt se dodaje legurama paladija za povećanje koeficijenta toplinskog širenja. Pored toga očvršćava leguru, povećava tvrdoću i modul elastičnosti. [2,9]

Bakar (Cu)

Bakar se dodaje za otvrdnjavanje i očvršćavanje legure, te može smanjiti interval taljenja. U interakciji s platinom, paladijem, srebrom i zlatom osigurava sposobnost toplinskog obrađivanja legura na bazi zlata, srebra i paladija. Bakar neznatno smanjuje gustoću, a može poboljšati pasivnost Pd-Cu legura. [2]

Galij (Ga)

Galij se dodaje keramikama koje ne sadrže srebro za nadoknađivanje smanjenog koeficijenta toplinskog širenja nastalog uslijed neprisutnosti srebra. [2]

Indij (In)

Indij ima različite funkcije u metal-keramičkim legurama na bazi zlata. Smanjuje interval taljenja legure i gustoću, poboljšava viskoznost, te povoljno utječe na očvršćavanje i otvrdnjavanje. Indij se dodaje legurama s visokim udjelom srebra (npr. Pd-Ag legure) za povećanje otpornosti na tamnjenje. [2,3]

Željezo (Fe)

Željezo se dodaje u zlato-keramičke legure za otvrdnjavanje i očvršćavanje, te vezivanje kisika u okside. Također, željezo čini bazu nekoliko vrsta legura na bazi metala. U većini legura udio željeza je mali. Dobro se nadopunjuje s niklom, pa zajedno poboljšavaju mogućnost obrade legure u hladnom stanju.[2,3]

Mangan (Mn)

Mangan na sebe veže kisik u legurama na bazi nikla i kobalta. Međutim, u većim koncentracijama je štetan po zdravlje pacijenta, te može uzrokovati Parkinsonovu bolest.[2]

Molibden (Mo)

Molibden poboljšava otpornost na koroziju, stvara okside, i povoljno utječe na koeficijent toplinskog širenja legura na bazi nikla. [2]

Nikal (Ni)

Nikal posjeduje koeficijent toplinskog širenja blizak onomu zlata, te zbog toga čini bazu mnogih legura. Pored toga, legurama osigurava otpornost na koroziju i daje im rastezljivost i žilavost. Međutim, nikal nije posve siguran za zdravlje pacijenta, naročito ženskog dijela populacije, jer može uzorkovati alergije i dermatoze.[2,9]

Kositar (Sn)

Kositar služi kao sredstvo za otvrdnjavanje i smanjuje interval taljenja legure. Jedan je od ključnih elemenata u tragovima za oksidaciju Pd-Ag legura. [2]

Titan (Ti)

Titan je neplemeniti metal. Brojna istraživanja dokazuju njegovu izvrdnu biokompatibilnost i otpornost na koroziju. On se poput aluminija i berilija dodaje za smanjenje intervala taljenja i poboljšanje livljivosti. Povećava tvrdoću legure i stvara okside na visokim temperaturama. [1,2]

Cink (Zn)

Cink poboljšava livljivost i doprinosi tvrdoći kada je u kombinaciji s paladijem, a pomaže i u smanjivanju intervala taljenja legure, te smanjuje plinsku poroznost. [2,3]

5. PODJELA METALNIH MATERIJALA ZA PRIMJENU U STOMATOLOGIJI

Metalni materijali koji se primjenjuju u stomatologiji, točnije legure, mogu se podijeliti na više načina:

1. prema upotrebi:
   - za sve metalne ugradnje
   - za krunice i mostove
   - za metal-keramičke radove
   - za nefiksne proteze
   - za implantate (nadomjeske)

2. prema glavnom elementu:
   - legure na bazi željeza
   - legure na bazi zlata i srebra
   - legure na bazi kositra i olova
   - legure na bazi nikla

3. prema plemenitosti:
   - visoko plemenite legure (60 mas.% plemenitog metala – 40 mas.% Au)
   - plemenite legure (25 mas.% plemenitog metala, najčešće Pd)
   - neplemenite legure (<25 mas.% plemenitih metala, npr. Ni-Cr, Co-Cr, Ti-Al-V, Fe-C-Cr)

4. prema tri osnovna elementa:
   - Au-Pd-Ag legure
   - Pd-Ag-Sn legure
   - Co-Cr-Mo legure
   - Ti-Al-V legure

5. prema vlačnoj čvrstoći i istezljivosti:
   - mekane
   - srednje tvrde
   - tvrde
   - izrazito tvrde

6. prema dominirajućoj fazi:
   - izomorfne
   - eutektične
   - peritektične
   - intermetalne smjese

7. prema metodi proizvodnje:
   - lijevane
   - kovane

8. prema broju metala prisutnih u leguri:
   - dvokomponentne (binarne)
   - trokomponentne (ternarne)
   - četverokomponentne
   - peterokomponentne. [2,3]

Danas se u praksi najviše koriste legure dobivene lijevanjem (tablica 2). One moraju posjedovati određena svojstva, kao što su: biokompatibilnost, minimalna reaktivnost s materijalom kalupa, moraju se moći lako taliti, lijevati, spajati, polirati, moraju imati visoku čvrstoću, dobru otpornost na trošenje, koroziju i tamnjenje, trebaju biti inertne u usnoj šupljini. [2]

Tablica 2. Podjela ljevačkih legura za metal-keramičke radove i zubne proteze [2]

Vrsta legure	Metalne zubne proteze	Metal-keramički radovi	Djelomične zubne proteze
Visoko plemenite	Au-Ag-Pd	Čisto Au (99.7%)	Au-Ag-Cu-Pd
	Au-Pd-Cu-Ag	Au-Pt-Pd	
	Visoko plemenite keramičke legure	Au-Pd-Ag (5-12 wt % Ag) Au-Pd-Ag (>12 wt% Ag) Au-Pd	
Plemenite	Ag-Pd-Au-Cu	Pd-Au	
	Ag-Pd	Pd-Au-Ag	
	Plemenite metal-keramičke legure	Pd-Ag Pd-Cu-Ga Pd-Ga-Ag	
Neplemenite	CP Ti Ti-Al-V	CP Ti Ti-Al-V	CP Ti Ti-Al-V
	Ni-Cr-Mo-Be	Ni-Cr-Mo-Be	Ni-Cr-Mo-Be
	Ni-Cr-Mo	Ni-Cr-Mo	Ni-Cr-Mo
	Co-Cr-Mo	Co-Cr-Mo	Co-Cr-Mo
	Co-Cr-W	Co-Cr-W	Co-Cr-W
	Cu-Al		

Najčešće se legure prema udjelu plemenitih komponenata dijele na plemenite i neplemenite. U plemenite legure ubrajaju se:

- s velikim udjelom zlata
- sa smanjenim udjelom zlata (reducirane legure)
- legure paladija
- Ag - Pd legure,

a u neplemenite:

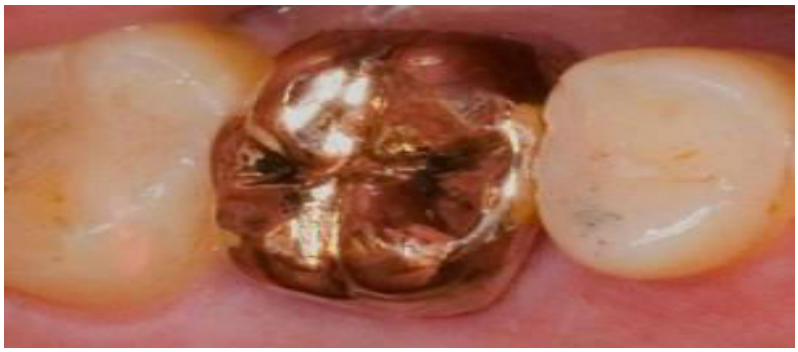
- Ti - legure
- Fe - legure
- Co - Cr legure
- Ni - Cr legure. [1]

Metali koji se ubrajaju u plemenite su: zlato, bakar, živa, platina i grupa platinastih metala: rutenij, paladij, osmij, rodij i iridij. Plemenite legure mogu sadržavati i neplemenite elemente (oko 10 %), ali udio plemenitih metala ne smije biti manji od 75 %. U slučaju da je ipak manji, radi se o reduciranim plemenitim legurama ili legurama sa smanjenim udjelom zlata. Otpornost na korozijske promjene i postojanost u ustima glavne su karakteristike plemenitih legura. [9]

5.1. Plemenite legure

Legure zlata

Trokomponentna legura Au-Ag-Cu najstarija je korištena legura u stomatologiji. Bakar je dodan zlatu da bi mu povećao čvrstoću, a srebro obradljivost. Ova legura sa 18-karatnim zlatom (75 mas.%) je vrlo otporna na koroziju. [9]



Slika 2. Metalna zlatna krunica [10]

Klasična legura zlata sa 3 komponente: zlato, srebro i bakar sadrži minimalno 75 % zlata. Paladij i platina se dodaju za poboljšanje mehaničke čvrstoće. Cink se dodaje kako bi se olakšalo lijevanje legure, a male količine rutenija ili iridija u količini od 0,0005 – 1 % se dodaju jer pospješuju razvoj centara nukleacije i uz to stvaraju fino-zrnatu strukturu u leguri.[4]

S obzirom na udjele zlata razlikujemo:

- (1) legure s visokim udjelom zlata – zlatno žute boje, pokazuju dobru livljivost i lemljivost, primjenjuju se za polimerne fasete;
- (2) legure sa reduciranim (smanjenim) udjelom zlata – svijetložute boje, pokazuju dobru livljivost i lemljivost; dio zlata nadomješten je dodatkom paladija ili srebra, a sklonost paladija da mijenja boju legure kompenzira se dodatkom većeg udjela bakra;
- (3) reducirane legure zlata sa srebrom – veći udio zlata nadomješten je dodatkom paladija, čime se značajno povećava interval taljenja, naročito temperatura solidusa;
- (4) reducirane legure zlata bez srebra – bijele su boje, primjenjuju se za metal-keramičke radove; srebro je zamijenjeno paladijem jer uzrokuje obojenje keramike; međutim, zbog dodatka paladija povisuje se temperatura taljenja legure, pa se za sniženje tališta dodaje indij.

Kemijski sastavi ovih tipova legura navedeni su u tablici 3. [9]

Tablica 3. Kemijski sastavi legura zlata, mas.% [9]

Legura/ /komponenta	Au	Pt	Ag	Cu	Pd	Sn	In
(1)	70-80	1-5	10-15	5-10	-	-	-
(2)	55-60	-	0-25	10-12	5-10	-	-
(3)	0-50	-	0-20	-	0-30	0-5	-
(4)	50	-	-	-	0-40	-	0-10

Legure paladija

Temperatura taljenja čistog paladija iznosi 1552 °C i previsoka je za dentalne ljevačke uređaje. Određeni veći postotak srebra ili bakra, kao i ostalih elemenata poput galija, indija i kositra, mora se dodati kako bi se temperatura taljenja legure smanjila na 1200 – 1400 °C. Ovi neplemeniti metali služe za formiranje oksidnih mostova na površini, koji su neophodni za vezivanje legure s keramikom nakon odgovarajuće toplinske obrade. U većini slučajeva legure koja ne sadrže bakar otpornije su na koroziju.[4]

Od legura paladija najviše se koriste Pd-Ag i Pd-Cu legure. Njihovi kemijski sastavi navedeni su u tablici 4. [9]

Tablica 4. Kemijski sastavi legura paladija, mas.% [9]

Legura/ /komponenta	Pd	Ag	Cu	Sn+In	Ga
Pd-Ag	0-60	0-30	-	10-12	-
Pd-Cu	80	-	10	-	10

Pd-Ag legure su ekonomične, za razliku od Pd-Cu legura koje imaju najveću temperaturu taljenja od svih plemenitih legura, te se teško lijevaju i leme. Oba tipa legura se primjenjuju za metal-keramičke radove. [9]

Srebro-paladij legure

Pd-Ag (53 – 61% Pd i 28 – 40% Ag) su bile prve plemenite legure na tržištu koje nisu imale zlato u svom sastavu. Sadrže najmanje plemenitih metala od svih ostalih plemenitih legura. Indij i kositar im se dodaju za stvaranje oksida potrebnih za vezivanje s keramikom i za povećanje tvrdoće, dok se rutenij dodaje za poboljšanje livljivosti. U nekim od ovih legura lakše nastaju unutrašnji oksidi nego vanjski, što dovodi do stvaranja nodula na površini i uzrokuje mehanički tip veze prije nego kemijski. Zbog većeg sadržaja paladija dolazi do smanjenja koeficijenta toplinskog širenja. To se može spriječiti povećanjem udjela srebra, a na taj način ujedno se smanjuje interval taljenja. Ove legure su sive boje, a postupkom legiranja srebra i paladija povećava se postojanost boje kao i tvrdoća u odnosu na srebro, a smanjuje talište u odnosu na paladij. Maksimalni udio neplemenitih komponenata (Zn, Sn, Cu, Ni, Mn, Si) ograničava se na 10 % radi postizanja boljih mehaničkih svojstava. [2,9]

Prema mikrotvrdoći plemenite legure se mogu podijeliti na 4 tipa: meka legura (I), srednje tvrda (II), tvrda (III) i izrazito tvrda (IV) legura (tablica 5).[9]

Tablica 5. Podjela plemenitih legura prema mikrotvrdoći [9]

Tip legure	Au+Pt, mas.%	HV 0,1	Interval taljenja, °C	Primjena
I	88-96	50-60	1100-1180	Mala opterećenja (centralni ispuni, retencijske žice)
II	80-84	100-115	920-970	Krunice, mostovi
III	78-79	120-170	900-960	Veća opterećenja, krunice, mostne konstrukcije
IV	75-77	160-270	880-950	Velika opterećenja, tanke modelacije, kvačice

U najvažnija fizikalna odnosno mehanička svojstva plemenitih metalnih legura ubrajaju se njihova:

- izvrsna biokompatibilnost
- dobra otpornost na koroziju i tamnjenje
- temperatura taljenja 1000 °C, a temperatura lijevanja viša za 75 – 150 °C
- gustoća oko 15 g/cm^3
- tvrdoća, od meke do izrazito tvrde
- istezljivost, kao mjera duktilnosti, 20 – 39 %
- koeficijent linearnog toplinskog širenja u području od 14 – 18 · 10^{-6} /°C
- vlačna čvrstoća u rasponu od 103 do 572 MPa.[2]

5.2. Neplemenite legure

Ova skupina legura bazira se na neplemenitim metalima, kao što su: krom, nikal, željezo, kositar, olovo, magnezij, titan. Uvedene su u područje stomatologije kao alternativa legurama zlata i to nakon znatnog porasta cijene zlata. Općenito, neplemenite legure, osim što su ekonomične, karakteriziraju ih: velika tvrdoća, otpornost na promjenu boje i koroziju, velika krutost, mala elastičnost, mala toplinska vodljivost, mala gustoća, platinasta boja. Legure koje se najčešće koriste su na bazi Ni-Cr i Co-Cr.[2,9]

Ni- Cr legure

Udio nikla u ovim legurama je od 70 do 90%, a kroma od 13 do 20%. Ostatak mogu činiti željezo, aluminij, molibden, berilij, silicij i bakar. Legure na bazi Ni-Cr imaju veliku čvrstoću i tvrdoću, te veliki interval taljenja zbog čega se tale u visokofrekventnim pećima. Iako može doći do lokalne pukotinske korozije, ove legure smatraju se postojanima u usnoj šupljini. Zahvaljujući niklu povećava se elastičnost legure i olakšava obrada u hladnom stanju. Međutim, nikal djeluje kao alergen te ga se zamjenjuje kobaltom. [9]
Ni-Cr legure karakterizira visoki modul elastičnosti, velika tvrdoća i vlačna čvrstoća, manja gustoća, relativno niska cijena i velika duktilnost u odnosu na Co-Cr legure. [2]

Co-Cr legure

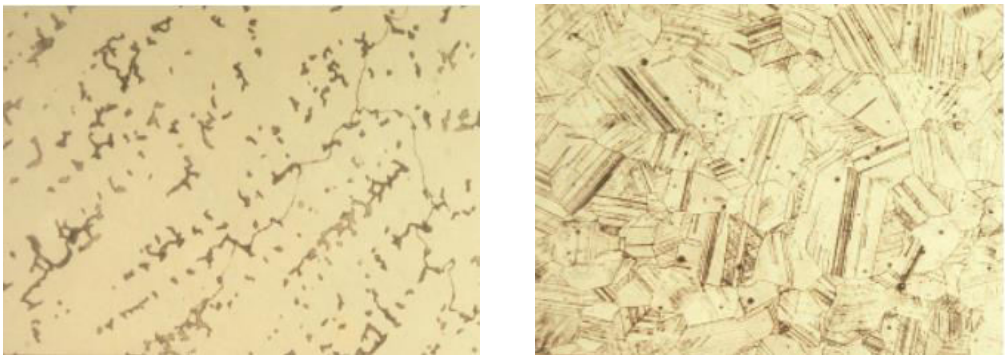
Primjena kobalt-krom legura u stomatologiji omogućena je pronalaskom odgovarajuće tehnike lijevanja i materijala za izradu modela otpornih na visoke temperature taljenja. Nakon što su se pojavile, njihova primjena u stomatolgiji stalno raste, a razlozi su brojni. Na primjer, lakše su od legura zlata, a mehanička svojstva i otpornost na koroziju su im ili ista ili

još bolja. Velika prednost, koja im omogućuje široku primjenu i u siromašnijim zemljama, je njihova niska cijena. Međutim, zbog složenih postupaka tehničke obrade, visoke temperature taljenja, koja zahtijeva upotrebu posebnih uređaja za lijevanje, vrlo visoke tvrdoće, njihova primjena je ipak otežana. Najviše se upotrebljavaju za izradu lijevanih baza i dijelova djelomičnih proteza. Koriste se i za izradu krunica, mostova, baza potpunih proteza. [9]

Kobalt je prijelazni metal koji ima heksagonsku kristalnu strkuturu na sobnoj temepraturi, a kubičnu plošno-centriranu strukturu na temperaturi iznad 417 °C. Alotropska transformacija tijekom procesa hlađenja na ovoj relativno niskoj temperaturi odvija se sporo i ne može se u potpunosti završiti u mnogim legirnim sustavima. Kobalt je mnogo otporniji na koroziju u odnosu na željezo i stoga se može koristiti u višefaznim legurama za poboljšanje mehaničkih svojstava. [4]

Krom je primarni legirni element u širokom spektru kobaltovih superlegura, a najčešće se dodaje radi poboljšanja otpornosti na koroziju. Krom, tantal, volfram, molibden i nikal imaju kubičnu plošno–centriranu strukturu i doprinose očvršćavanju stvaranjem čvrstih otopina.[4]

Prva lijevana kobalt-krom legura potječe iz 1911.g.Sadržava 30% Cr, 5% Mo, te mali udio nikla i ugljika, a Haynes ju je nazvao „stellite“. Nešto kasnije, 1926.g. legura sličnog sastava je patentirana pod nazivom Vitallium, i ona je postala jedna od glavnih legura kobalta za implantate. Ove legure obično sadrže 35 – 65 % Co, 20 – 35 % Cr, 0 – 23 % Ni i u tragovima druge elemente kao što su: molibden, silicij, berilij, bor. [4] Tipične mikrostrukture lijevane i kovane Co-Cr-Mo legure prikazane su na slici 3.



Slika 3. Mikrostruktura lijevane i kovane Co-Cr-Mo legure, 200x [11]

U mikrostrukturi lijevane legure prisutni su karbidi te velika zrna, nasuprot kovanoj leguri koja ima i bolju otpornost na trošenje i zamor. [11]
Lijevane Co-Cr-Mo legure se koriste za složene oblike i primjene (slika 4).



Slika 4. Primjena Co-Cr-Mo legura [11]

Općenito, Co-Cr legure imaju veliku tvrdoću, krhke su, teško se leme i zavaruju. Zbog velike tvrdoće teško ih je rezati, brusiti i polirati. Mehanička svojstva i livljivost su određena kobaltom, dok krom povećava otpornost na koroziju. Najvažnija svojstva ovih legura sažeta su u tablici 6. Jeftinije su od legura zlata, te stoga i ekonomičnije.[2,9]

Tablica 6. Svojstva Co-Cr legura [2,11]

Temp. taljenja, °C	Gustoća, g/cm^3	Granica razvlačenja, MPa	Vlačna čvrstoća, MPa	Tvrdoća, HV	Istezljivost, %
1250	8,8	470 – 710	685 – 870	264 – 432	1,6 – 3,8

Zbog visokog tališta Co-Cr legura, taljenje se može provesti jedino indukcijskom tehnikom. Ove legure nisu viskozne, pa ih je najbolje lijevati u pećima pod tlakom. Njihova velika tvrdoća uvjetuje primjenu elektrolitičke metode pri poliranju. [2]

Co-Cr-Ni legure

Ove legure su se na tržištu pojavile 1950-tih, a tipični sastav im je sljedeći: 40% Co, 20% Cr, 15% Ni, 15,8% Fe, 7% Mo, 2% Mn, 0,16% C i 0,04% Be. Pokazuju izvrsnu otpornost na koroziju i tamnjenje. Tvrdoća, granica razvlačenja i vlačna čvrstoća su im iste kao i nehrđajućem čeliku, dok je duktilnost veća u omekšanom stanju, a manja nakon otvrdnjavanja. [2]

Ni-Ti legure

Ove legure obično sadrže 54 % Ni, 44 % Ti i 2% ili manje kobalta. Kristalna struktura na visokim temperaturama im je kubična volumno-centrirana i odgovara austenitnoj fazi. Kada se hlade kroz kritično temperaturno područje pokazuju značajne promjene u modulu elastičnosti, granici razvlačenja te električnoj otpornosti, a kao rezultat promjena u elektronskim vezama. Hlađenjem kroz ovo područje dolazi do promjene u kristalnoj strukturi, poznatoj kao martenzitna transformacija. Ni-Ti legure pokazuju dva usko povezana i jedinstvena svojstva, a to su: pamćenje oblika (*engl. shape memory effect*) i superelastičnost. Kobalt pomaže u snižavanju temperature faznog prijelaza, koja može biti bliska temperaturi u usnoj šupljini. Efekt pamćenja oblika se postiže uspostavom oblika na temperaturi blizu 482 °C, te zatim hlađenjem i formiranjem drugog oblika. Superelastičnost se može postići kada se fazni prijelaz inducira naprezanjem. Ove legure imaju vrlo široku primjenu, ponajviše u ortodonciji. Međutim, teško ih je oblikovati i ne mogu se spajati lemljenjem niti zavarivanjem.[2,12]

Titan i legure titana

Titan je od 1960-tih zahvaljujući svojim svojstvima, kao što su mala gustoća (4,51 g/cm^3), niski modul elastičnosti (110 GPa), te kompatibilnost s tkivima usne šupljine, a koja su pogodna za mnoge biomehaničke primjene uključujući stomatologiju, vrlo popularan biomaterijal te je postao sastavni dio dentalne terapije. Visoka cijena plemenitih metala i potencijalna štetnost po zdravlje nekih metala dovele su do masovne upotrebe komercijalno čistog titana (CP Ti – *engl. commercially pure titanium*) i njegovih legura za izradu dentalnih implantata i krunica (slika 5). Osnovna prednost implantata na bazi titana je njegova

oseointegracija s kosti čeljusti. Zbog male gustoće primjenjuje se za izradu visokočvrstih i laganih zubnih proteza. [2,13-15]

Titan nije štetan po zdravlje i smatra se najbiokompatibilnijim od svih metala. Odličan je izbor kada je pacijent alergičan na nikal. Na sobnoj temperaturi je postojan kao duktilni metal, ali male čvrstoće, dok zagrijavanjem na temperaturu iznad 883 °C prelazi u tvrdi, krhkiji oblik. Naime, 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. [2,4,16]

Postoje 4 tipa CP titana za dentalne primjene, koji sadrže male količine željeza, dušika i kisika. Kako se njihov udio povećava od tipa 1 prema 4, tako raste i čvrstoća. Da bi mu se poboljšala, prevenstveno mehanička, svojstva titan se legira s različitim elementima. Najviše se primjenjuje legura Ti-6Al-4V, koja sadrži 90% Ti, 6% Al i 4% V. Međutim, zbog dokazane štetnosti po zdravlje aluminija i vanadija, titan se legira drugim elementima, poput Nb, Ta, Zr, Mo ili Sn, te se dobivaju nove legure koje imaju niži modul elastičnosti, višu dinamičku izdržljivost i bolju biokompatibilnost i estetski su prihvatljivije. Također, legiranjem se snižava temperatura taljenja. [2,4,9,16-22]



Slika 5. Titanski dentalni implantati i krunice [23-25]

Titan je elektrokemijski vrlo aktivan. Posljedica toga je njegova velika reaktivnost s kisikom, pri čemu nastaje stabilni pasivni oksidni film, koji titan čini vrlo otpornim na elektrokemijsku koroziju. [4,14]

Dentalni se odljevci od titana i njegovih legura proizvode tehnikama centrifugalnog lijevanja ili tlačnim lijevanjem u vakuumu. Iako se radi o ekonomičnim, biokompatibilnim i lako dostupnim materijalima, još je potrebno pronaći odgovarajuće tehnike za lakše lijevanje, obradu, zavarivanje, kako bi mu primjena bila još raznovrsnija. [15]

Nehrđajući čelik

Nehrđajući čelik koji se primjenjuje u stomatologiji sadrži 17 - 19% kroma, 13 – 15% nikla i 2 – 3% molibdena koji poboljšava otpornost na koroziju, a udio ugljika je ispod 0,03%. Osim mehaničke čvrstoće, otpornost na koroziju je najvrijednija značajka nehrđajućeg čelika. Dodatak od minimalno 12% Cr čini čelik nehrđajućim, zahvaljujući stvaranju stabilnog i pasivnog oksidnog filma. Budući da krom ima kubičnu volumno-centriranu strukturu (bcc), njegov dodatak stabilizira bcc strukturu željeza. Međutim, ugljik ima veliki afinitet prema kromu, te stvara karbide tipičnog sastava $Cr_{23}C_6$. To dovodi do precipitacije ugljika u području oko karbida, pri čemu se koncentracija kroma smanjuje, jer ulazi u karbid, te se tako i otpornost na koroziju oko karbida smanjuje. Ako se udio kroma smanji na <12%, nema ga dovoljno za repasivaciju, te nehrđajući čelik postaje osjetljiv na koroziju. [4,9]

Najčešće se nehrđajući čelik primjenjuje za izradu krunica (slika 6), te u ortodonciji.



Slika 6. Krunica od nehrđajućeg čelika [26]

Dentalni implantati od nehrđajućeg čelika izrađuju se postupkom lijevanja ili štancanja, a troškovi su niski jer se ne zahtijevaju složeni postupci oblikovanja. Glavna prednost nehrđajućeg čelika je dostupnost u dovoljnim količinama, dok mu je glavni nedostatak mala otpornost na rubnu koroziju. [4,9]

5.3. Dentalni amalgami

Dentalni amalgam je najstariji materijal za ispune stražnjih zuba, a koji je legura žive i jednog ili više metala, npr. srebra, kositra, bakra. Živa mora biti vrlo čista, bez štetnih primjesa. Srebro pridonosi ukupnoj otpornosti legura, te smanjuje razlijevanje rubnih dijelova ispuna. Pored toga, olakšava rukovanje amalgamom i usklađuje širenje volumena. Kositar zauzima četvrtinu amalgamske legure, smanjuje joj mehaničku otpornost i širenje. Za razliku od srebra, kositar povećava razlijevanje amalgama u kavitetu. Bakar pridonosi tvrdoći amalgamskih legura, te sprječava njihovo pretjerano širenje u kavitetu. Iako se u novije vrijeme, zbog ekoloških razloga, ali i sve veće upotrebe suvremenih materijala, amalgami napuštaju, oni se i dalje koriste, najviše za ispune na mliječnim i mladim trajnim zubima. Dentalne amalgame karakteriziraju dobra mehanička svojstva, dok neki suvremeni amalgami pokazuju i antibakterijsku aktivnost. Prednosti amalgama u odnosu na ostale materijale uključuju:[9,27-28]

- lako rukovanje, odnosno ne zahtijeva se suhoća radnog područja i ispuni se mogu vrlo brzo napraviti
- jednostavnu izradu, koja, za razliku od kompozita, isključuje više radnih faza
- izvrsnu otpornost na djelovanje žvačnih sila
- jednostavnu primjenu u ambulatnim uvjetima
- pristupačnu cijenu.

Međutim, oni posjeduju i nedostatke poput sljedećih:

- nisu dovoljno estetski
- nije moguća kemijska i mikromehanička veza s caklinom i dentinom
- potrebno je opsežno brušenje zdravog tkiva zbog retencije amalgamskog ispuna
- zbog velikog udjela žive moguća je toksičnost.[9,29]

Budući da postoje stalne dvojbe o toksičnosti dentalnih amalgama, oni se stalno razvijaju i nastoje usavršiti. Među najvažnijim pomacima u razvoju smatra se otkriće tzv. „non-γ_2“ amalgama i pakiranje amalgama u kapsule s točno doziranim sastojcima.[9]

Osnovni elementi koji čine amalgamske legure su: živa, srebro i kositar, a bakar, cink, zlato, platina, paladij, nikal, molibden, volfram mogu biti prisutni u manjim količinama. Prema broju kemijskih elemenata, dentalni amalgami mogu biti: binarni, ternarni, kvarterni,

dok se prema udjelu bakra dijele na: konvencionalne dentalne amalgame i amalgame s visokim udjelom bakra.[9]

Udio bakra u konvencionalnim dentalnim amalgamima je do 3%. Međutim, zbog nedovoljne čvrstoće i sklonosti prema koroziji, za što je odgovorna γ_2 faza (Sn_8Hg), u amalgamskim legurama povećava se udio bakra, čime se ova faza eliminira iz legure. Ti se amalgami nazivaju „non-γ_2“ amalgami.[9,28]

U dentalnim amalgamima s visokim udjelom bakra potpuno je uklonjena γ_2 faza. Ova vrsta amalgama se može podijeliti, ovisno o udjelu bakra, na: miješane amalgamske legure i dentalne amalgame s vrlo visokim udjelom bakra.

Miješane amalgamske legure sadrže oko 9% bakra. U njima γ_2 faza nastaje u procesu amalgamacije, ali konačna legura ne sadrži taj spoj odnosno γ_2 fazu.

Dentalni amalgami s vrlo visokim udjelom bakra sadrže 9 – 28% tog elementa, te kod ove vrste amalgama uopće ne nastaje γ_2 faza. [9]

Amalgami se mogu podijeli i prema načinu proizvodnje te obliku čestica srebrnog praha na:

- krhkotinaste ili strugotinaste,
- kuglaste
- pakuglaste
- miješane ili blend. [9,28-29]

Prvi tip legura se sastoji od krhotina ili strugotina različite veličine i oblika. Dobivaju se struganjem šipki srebra pomoću reznog tijela koje rotira. Kuglaste legure se sastoje od kuglica različite veličine, dok se pakuglaste sastoje od elipsastih i plošnih čestica koje nastaju tiještenjem kuglastih čestica. Četvrti tip legura nastaje miješanjem odnosno kombinacijom svih oblika čestica. [29]

Najveći broj amalgamskih legura čine smjese Ag_3Sn, a prema količini srebra razlikuju se one s malim i velikim udjelom tog metala. Amalgami s manjim udjelom srebra sporije se stvrdnjavaju, manje su otporni na tlačenje, ali se više kontrahiraju pri stvrdnjavanju od amalgama s većim udjelom srebra. [29]

Američko dentalno udruženje (ADA, American Dental Association) propisuje tri fizikalna svojstva kao mjeru kvalitete amalgamske legure. To su:

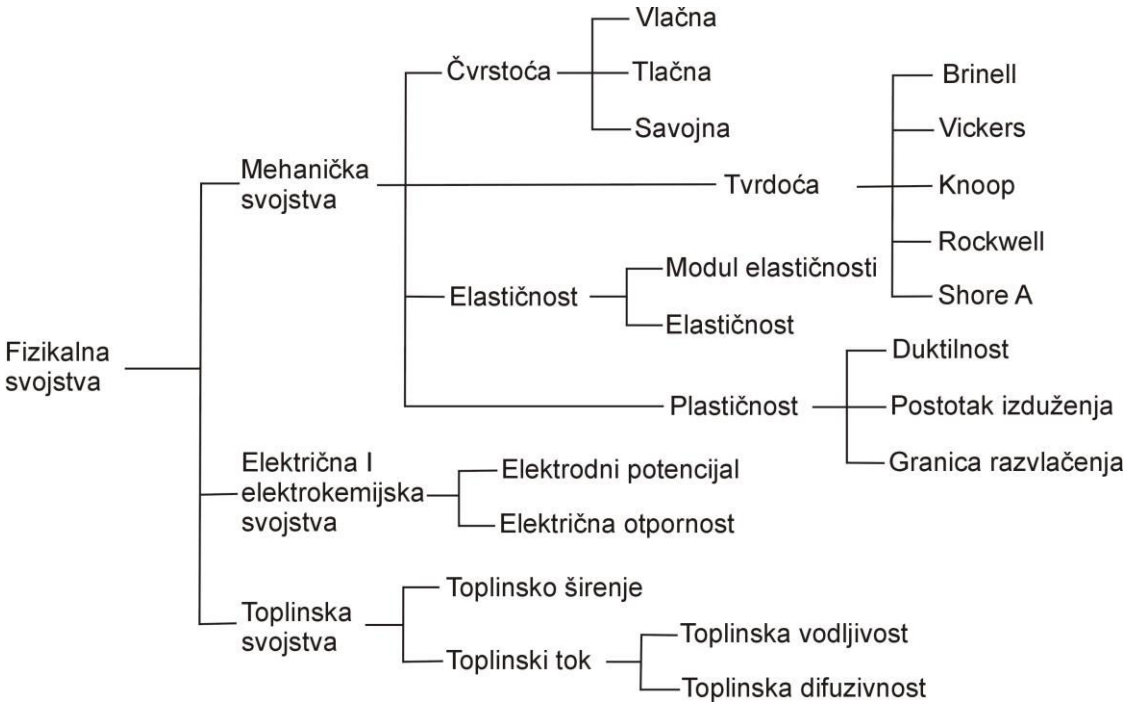
1. tečenje dentalnog amalgama – podrazumijeva promjenu amalgama u dužini pod određenim tlakom u određenom vremenu, a izražava se u postotcima; ovo svojstvo smije imati najveću vrijednost 3%
2. otpornost na tlak – nakon jednog sata mora iznositi 80 MPa; međutim, ova otpornost može biti smanjena zbog nedovoljne amalgamacije, visokog udjela žive, nedovoljnog nabijanja amalgama, kao i zbog sporog stavljanja ispuna te korozije
3. promjena dimenzije – u prvih 20 min dolazi do kontrakcije uslijed otapanja žive, a nakon toga dolazi do ekspanzije; nakon 6 – 8 h vrijednosti dimenzija postaju konstantne; zahtijeva se promjena u dužini tijekom 24 h između -10 i +20 μm/cm. [9]

Prema istraživanjima, amalgamske legure su otpornije na tlačna opterećenja, nego na vlačna i savijanje. Iz tog razloga kavitet mora biti oblikovan na način da su ispuni izloženi djelovanju sila tlaka. Prosječna otpornost na tlak amalgamskih legura je oko 275 MPa, a nekih čak i do 550 MPa. Za usporedbu, otpornost ovih legura na vlak je 55 – 62 MPa. [9]

Kao i ostali stomatološki materijali, amalgamske legure sudjeluju u događanjima u usnoj šupljini, pri čemu su izloženi različitim silama (kemijskim, biološkim, mehaničkim itd.). Ove sile rezultiraju promjenom oblika ispuna, kvalitete površine, sastava, građe i svojstava amalgamskog ispuna. Na njegova oštećenja najviše djeluju elektrokemijska korozija i mehaničke sile, te njihov sinergijski učinak. Naime, korozijom se oštećuje površinski sloj amalgamskog ispuna, te on tako oslabljen lakše podliježe trošenju uzrokovanom mehaničkim silama. [9]

6. SVOJSTVA DENTALNIH MATERIJALA

Za upotrebu metala u dentalnoj medicini vrlo je važno znati njegova svojstva (slika 7), koja ovise o njegovoj kristalnoj stukturi. Ona su određena jačinom veze (metalne) koja povezuje atome, a kod dentalnih metala prisutna je jaka metalna veza. Fizikalna svojstva su vrlo značajna u dentalnim istraživanjima, jer osiguravaju informacije koje su potrebne za ocjenu karakteristika materijala i njihovo poboljšanje tijekom razvoja.[9,30]



Slika 7. Svojstva materijala [8]

Dakle, da bi se neka legura mogla upotrijebiti u stomatologiji, mora zadovoljiti određene zahtjeve: mora imati odgovarajuća fizikalno-kemijska svojstva, tehničku obradivost i prikladnost za kliničku primjenu.

Fizikalno-kemijska svojstva podrazumijevaju:

- homogenu sitnu zrnatu strukturu,
- samootvrdnjavanje nakon lijevanja,
- velike vrijednosti čvrstoće,
- mogućnost lemljenja te
- otpornost na koroziju.

Pod tehničkom obradivošću dentalnih metala odnosno legura podrazumijeva se:

- mogućnost taljenja plamenom i indukcijom,
- postizanje taline niske viskoznosti jednostavnom tehnikom lijevanja,
- mogućnost obrade standardiziranom tehnikom,
- široku toleranciju obrade uz minimalni rizik te
- ekonomičnost obrade.

Da bi se metal odnosno legura mogli klinički primijeniti moraju:

- posjedovati tvrdoću, čvrstoću i duktilnost određenu kliničkom indikacijom,
- imati estetski prihvatljivu boju,
- biti bez štetnog utjecaja na zdravlje te biokompatibilni. [9]

Najvažnija svojstva metala koji će se upotrijebiti u dentalnoj medicini, pored biokompatibilnosti, su: tvrdoća, čvrstoća i modul elastičnosti.[6]

Tvrdoća

Jedno od najvažnijih svojstava dentalnih materijala je tvrdoća. Ona predstavlja otpornost materijala da se odupire prodiranju drugog znantno tvrđeg tijela. Postoje različiti postupci ispitivanja tvrdoće, a u stomatologiji su najčešći prema Knoopu ili Vickersu. U tom slučaju, tvrdoća se izražava Knoopovim (HK) ili Vickersovim (HV) brojem koji se dobiva iz sile pritiska 4-strane dijamantne piramide u površinu materijala. Vrijednost tvrdoće može se izračunati kao broj kilograma koji su potrebni da bi nastalo udubljenje od 1 mm^2 (tablica 7). Metoda određivanja tvrdoće po Knoop ima malu prednost pred ostalim, jer je osjetljivija na karakteristike površine dentalnog materijala. [6,9,31]

Tablica 7. Tvrdoće dentalnih materijala po Knoopu [9,15]

Dentalni materijal	HK
Dentin	68
Caklina	350
Amalgam (Ag-Sn-Hg)	110
Legure 22-karatnog zlata	85
Titan	170
Co-Cr legure	420
Kompoziti	90

Treba spomenuti da male razlike u sastavu legura na bazi kobalta imaju utjecaj na njihovu tvrdoću. Po Brinellu tvrdoća kobalt-krom legura iznosi oko 360, dok se po Vickersu vrijednosti kreću od 340 – 380. Za usporedbu, tvrde zlatne legure za izradu konstrukcija djelomičnih proteza imaju vrijednosti tvrdoće po Vickersu od 220 – 250. Kobalt-krom legure su za jednu trećinu tvrđe od zlatnih legura, koje se upotrebljavaju za istu svrhu. To omogućuje izradu manjih i tanjih baza proteza i ostalih elemenata. Međutim, radi velike tvrdoće te se legure teže obrađuju. Pored toga, teško ih je rezati, brusiti i polirati, pa njihova visoka tvrdoća zahtijeva upotrebu posebne opreme za obradu i poliranje.[9]

Čvrstoća

Čvrstoća je otpornost krutog materijala prema plastičnoj deformaciji i lomu. Ona u sebi sadrži niz mehaničkih svojstava kao što su: granica viskoziteta, koeficijent očvršćavanja, vlačna čvrstoća i otpornost prema savijanju. Značajke čvrstoće ovise o prirodi atomskih veza u kristalima i o defektima kristalne rešetke.

Vlačna čvrstoća je osnovno mehaničko svojstvo, uz granicu razvlačenja, na temelju kojeg se materijali vrednuju prema njihovoj otpornosti. To je svojstvo osobito važno za izradu djelomičnih proteza, posebno kvačica, podjezičnih lukova i malih spojki, jer ukazuje kada će se pojaviti trajna deformacija. Ukoliko bi to svojstvo izostalo, kvačice bi pri pokušaju aktiviranja pucale.

Vlačna čvrstoća neplemenitih metalnih legura za baze manje je podložna promjenama od drugih svojstava, kao na primjer od istezljivosti. Konačna vlačna čvrstoća varira, a njezine vrijednosti kreću se od 640 MPa do 825 MPa. Tvrde zlatne legure za izradu djelomičnih proteza imaju slične vrijednosti vlačne čvrstoće. [9,32]

Istezljivost je važno svojstvo metalnog materijala koji se primjenjuje u stomatologiji. Postotak istezljivosti indikator je relativne krhkosti ili gipkosti nadomjestaka. To svojstvo posebno dolazi do izražaja pri izradi kvačica na djelomičnim protezama. Istezljivost i konačna vlačna čvrstoća utječu na duktilnost svakog materijala.
Poželjno je da legure iz kojih se izrađuju kvačice imaju dobro izraženo svojstvo istezljivosti i vlačne čvrstoće kako bi bile duktilnije i ne bi pucale pri aktiviranju. Treba znati da i mala mikroporoznost legure značajno mijenja njezinu istezljivost, dok na ostala svojstva utječe u manjoj mjeri. Postotak istezljivosti legure u velikoj mjeri ovisi o uvjetima lijevanja. Stoga je vrlo važno kontrolirati temperaturu taljenja i lijevanja tih legura.[9]

Modul elastičnosti

Ovo svojstvo je vrlo važno pri odabiru materijala u stomatologiji, jer da bi osigurao pozitivni terapijski učinak, dentalni materijal mora imati vrijednost modula elastičnosti jednaku ili sličnu modulu dentina (15 – 25 GPa) ili cakline (83 GPa) ovisno o tome gdje se primjenjuje (tablica 8).[9,33]

Tablica 8. Moduli elastičnosti dentalnih materijala [9,33]

Dentalni materijal	Modul elastičnosti, GPa
Dentin	15 – 25
Caklina	83
Amalgam (Ag-Sn-Hg)	27,6
Zlato	96,6
Titan	110
Ni-Cr legure	154 – 210
Kompozit	16,6

Dakle, modul elastičnosti (E-modul) važno je svojstvo konstrukcijskih materijala koji se upotrebljavaju u stomatologiji. Što je vrijednost modula elastičnosti viša to će izlivena konstrukcija djelomične proteze ili drugog nadomjestka biti kruća i manje savitljiva. Legure s visokim modulom elastičnosti omogućuju izradu nadomjestaka manjih dimenzija. Smanjivanjem debljine nadomjestak postaje lakši. Kruta i nesavitljiva baza proteze omogućuje ravnomjernu raspodjelu žvačnog i izvanžvačnog opterećenja na uporište zuba i tkiva ležišta.
Modul elastičnosti neplemenitih metalnih legura najmanje je dva puta viši od modula elastičnosti dentalnih zlatnih legura. To treba uzeti u obzir pri izboru legura za djelomične proteze i druge nadomjestke. Vrijednost modula elastičnosti dentalnih kobalt-krom legura iznosi oko 228 GPa, a nikal-kromovih 186 GPa. Za usporedbu, modul elastičnosti dentalnih zlatnih legura tip IV iznosi 90 GPa. U novije vrijeme veliku pažnju u dentalnoj implantologiji privukle su legure s nižim E-modulom, poput jednofaznih legura titana s β strukturom, koja se postiže postupkom brzog hlađenja nakon lijevanja na visokoj temperaturi. [9,21,30].

Biokompatibilnost

Biokompatibilnost materijala je jedno od odlučujućih svojstava za njegovu primjenu u kliničkoj praksi. Ovisi o mehaničkim i korozijskim svojstvima materijala i tkiva. Kemija površine dentalnog materijala, njena topografija odnosno hrapavost i vrste integracije s tkivom su u korelaciji s odgovorom domaćina, odnosno usne šupljine. Biokompatibilnost

implantata i njegova struktura važni su za pravilno funkcioniranje proteza i drugih ugradbenih dijelova u ustima. [4,16]

Pokazatelji biološke podnošljivosti dentalnih materijala su: biokompatibilnost, biofunkcionalnost i biodegradacija. Na biokompatibilnost materijala ukazuje njegovo biološko inertno ponašanje u organizmu. Dentalni materijali ne smiju toksično djelovati na pacijenta, terapeuta niti tehničara, ne smiju biti uzrokom iritacija oralnih i ostalih tkiva, alergijskih reakcija i ne smiju biti kancerogeni. Biofunkcionalnost materijala izražava se njegovom učinkovitošću odnosno obavljanjem funkcije kroz određeno vrijeme, dok promjene koje nastaju na materijalu pod utjecajem okolne sredine označavaju biodegradaciju. [9]

Do korozije dentalnih materijala dolazi uslijed različitih čimbenika. Ona ovisi o kombinaciji upotrijebljenih legura, njihovom kemijskom sastavu, koncentraciji elektrolita, higijeni usta, ishrani, djelovanju proteina, mikrorganizmima i temperaturi u ustima. Najčešći razlog biološkog korozivnog djelovanja se temelji na oslobađanju iona komponenata u korodirajućoj leguri. Izlučeni ioni iz legure štetno djeluju na okolna tkiva u obliku alergijske reakcije, toksičnog i kancerogenog djelovanja. Biokompatibilnost legure i njenih komponenata određuje sposobnost ugrađenog materijala da obavlja terapijsku funkciju i fizički nadomjesti oštećeno ili razoreno tkivo. Dakle, biokompatibilni metalni dentalni materijal ne smije u ustima uzrokovati iritacije niti biti podložan biodegradaciji, ne smije biti toksičan niti kancerogen, te ne smije izazivati alergijske reakcije. [9]

Općenito, metali mogu biti stabilno pasivni, što znači da ako je došlo do pucanja zaštitnog sloja oksida, on se spontano trenutno obnovi, ili mogu biti nestabilno pasivni kad se taj sloj ne može obnoviti te je metal izložen aktivnoj koroziji. Navedeno ovisi o oksidacijskom ili redukcijskom potencijalu okoline. [15]

Problem koji se može javiti kod nekih legura za bazne dentalne dijelove koje sadrže berilij su njegove pare. Naime, one štetno djeluju na zubne tehničare koji su izloženi prašini i parama tijekom različitih procesa lijevanja i obrade legura. Izlaganje parama berilija može dovesti do akutnih ili kroničnih oblika bolesti, npr. dermatitisa, pneumonije. Također, problem može biti i alergija pacijenata na nikal. Izloženost niklu dovodi do raznih bolesti, kao što su: dermatitis, karcinom pluća i sinusa, gubitak osjetila mirisa, astma, pneumokinoza.[9]

Dentalne legure, osim što su izložene djelovanju sline, konstantno su izložene i promjenjivim uvjetima oralne sredine sa čestim izmjenama lužnatih i kiselih stanja uzrokovanih unosom različitih sastojaka hrane i tekućina. Stoga je vrlo važno odabrati leguru koja je kemijski otporna na njihovo djelovanje i ne podliježe elektrokemijskoj koroziji. Povrh toga, dentalne legure su izložene djelovanju žvačnih sila u različitim smjerovima i različite jakosti, pa stoga moraju biti vrlo čvrste da ne bi došlo do deformacije metalne konstrukcije ili njenog pucanja. Iz navedenog se može zaključiti da se metalni materijal upotrijebljen za dentalnu terapiju ne smije kemijski, elektrokemijski niti mehanički trošiti u ustima pacijenta. [9]

7. ZAKLJUČAK

U stomatologiji se rijetko primjenjuju čisti metali jer ne mogu ispuniti velike zahtjeve koji se od njih traže. Primjerice, zlato ima premalu tvrdoću, srebro lako oksidira, paladij ima visoku temperaturu taljenja. Zbog toga se metali legiraju s drugim metalima ili nemetalima uz prevladavanje metalnog karaktera, te na taj način nastaju legure. Legiranjem se, dakle, iskorištavaju dobra svojstva jednih, a umanjuju loša svojstva drugih elemenata, odnosno komponenata legure.

Budući da na tržištu ima vrlo mnogo različitih materijala, stomatolozima je teško izabrati onaj pravi. Stoga se moraju voditi smjernicama, kao što su:

- potrebno je temeljito poznavanje legure
- potrebno je izbjegavati odabir legure na osnovi boje, osim ako su ostali čimbenici isti
- potrebno je poznavati kemijski sastav legure i izbjegavati elemente na koje pacijent može biti alergičan
- ako je moguće treba koristiti 1-fazne legure
- upotrebljavati dokazane legure od poznatih proizvođača
- koristiti legure koje su ispitivanjem pokazale da su otporne na koroziju
- usredotočiti se na dugoročne kliničke izvedbe
- na kraju, važno je da stomatolog preuzme odgovornost i bude odgovoran na sigurnost i učinkovitost bilo kojeg zahvata.

Poznavanjem osnovnih svojstva legura kao što su čvrstoća, tvrdoća, interval taljenja i toplinski koeficijent taljenja možemo odrediti koje legure najbolje odgovaraju pacijentu i za koju primjenu. Naravno, danas s napretkom tehnologije možemo dobiti puno kvalitetnije legure, odnosno možemo im poboljšati svojstva kao i uočiti neke greške koje bi mogle uzrokovati probleme. Uzevši u obzir sve metalne materijale koji su se do sada primjenjivali u stomatologiji i koji su trenutno u upotrebi, najveća prednost može se dati titanu i legurama na bazi titana zahvaljujući njihovim superiornim svojstvima, ekonomičnosti i činjenici da nisu štetni po zdravlje pacijenta.

8. LITERATURA

[1] Z. Kralj, Usporedba metal-keramičkih i cirkonij oksidnih fiksnoprotetskih radova, magistarski rad, Stomatološki fakultet, Zagreb, 2011.

[2] http://indiandentalacademy.blogspot.com/2013/08/alloys-used-in-dentistry.html

[3] http://pocketdentistry.com/structure-and-properties-of-cast-dental-alloys-2/

[4] http://monographs.iarc.fr/ENG/Monographs/vol74/mono74-6.pdf

[5]http://chemwiki.ucdavis.edu/Physical_Chemistry/Physical_Properties_of_Matter/Phases_of_Matter/Solids/Crystal_Lattice/Closest_Pack_Structures

[6] L. Wang, P.H.P. D'Alpino, L.G. Lopes, J.C. Pereira, Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests, Journal of Applied Oral Science, 11 (2003) 3, str. 162-7

[7] F. Bauer, J. Schweiger, D. Edelhoff, Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations, British Dental Journal, 204 (2008), str. 505-511

[8] W.J. O'Brien, Dental Materials and Their Selection, 3rd ed., Quintessence Publishing Co, Inc., Hanover Park, 2012.

[9] V. Jerolimov i suradnici, Osnove stomatoloških materijala, Stomatološki fakultet, Zagreb, 2005.

[10] www.mojstomatolog.com.hr/fiksni-nadomjesci

[11]https://www.google.hr/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=4&cad=rja&uact=8&ved=0CDMQFjADahUKEwiTw6_d6cjHAhXDXRQKHRibAJg&url=http%3A%2F%2Fnebm.ist.utl.pt%2Frepositorio%2Fdownload%2F2703%2F2&ei=w8feVdPVMsO7UZi2gsAJ&usg=AFQjCNGiz7wgSPFtpRHKep87Qi4fif2l0w

[12] S.A. Thompson, A Review: An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry, International Endodontic Journal, 33 (2000), str. 297-310

[13] B.D. Ratner, A.S. Hoffman, F.J. Schoen, J.E. Lemons, Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine, Elsevier, Oxford, 2013.

[14] American Dental Association, Titanium applications in dentistry, JADA, 134 (2003), str. 347-349

[15] M. Özcan, C. Hämmerle, Review: Titanium as a Reconstruction and Implant Material in Dentistry: Advantages and Pitfalls, Materials 5 (2012), str.1528-1545; doi:10.3390/ma5091528

[16] Su. Gosavi, Si. Gosavi, R. Alla, Titanium: A Miracle Metal in Dentistry, Trends in Biomaterials and Artificial Organs, 27 (2013) 1, str. 42-46

[17] J. Živko Babić, M. Medić-Šarić, A. Mornar, et al., Anodic Sampling of Titanium by Thin-Layer Chromatography, Journal of Planar Chromatography, 16 (2003), str. 63–65

[18] D. Stamenković i sar., Gradivni stomatološki materijali – dostignuća i perspektive. Stomatološki fakultet, Beograd, 2007, str. 131–50.

[19] http://www-key-to-metals.com/Artcile 20.html

[20] M. Niinomi, D. Kuroda, M. Morinaga, Y. Kato, T. Yashiro, Non-aerospace Application of Titanium, TMS, Warrendale, SAD, 1998.

[21] Y. Oshida, Bioscience and Bioengineering of Titanium Materials. Elsevier, Amsterdam, 2007.

[22] A. Zhecheva, W. Sha, S. Malinov, A. Long, Enhancing the microstructure and properties of titanium alloys through nitriding and other surface engineering methods, Surface & Coatings Technology, 200 (2005) 7, str. 2192–2207.

[23] http://www.aaid-implant.org/about-dental-implants/what-are-dental-implants/

[24]http://www.beavertondentaloffice.com/wp-content/uploads/2014/06/Root-Form-Titanium-Implant.jpg

[25] http://www.datron.com/applications/dental-milling.php
[26] http://doctorspiller.com/Crowns/crowns_3.htm
[27] A. Knežević, Z. Tarle, A. Meniga, V. Pandurić, J. Šutalo, Najčešće rabljeni materijali za naknadu tvrdoga zubnog tkiva, Acta Stomatologica Croatica, 34 (2000) 4, str. 379-385
[28] https://prezi.com/1-9vmcwawzyi/dentalni-amalgami/
[29] N. Galić, J. Šutalo, G. Prpić-Mehičić, I. Anić, Dentalni amalgam, Acta Stomatologica Croatica, 28 (1994) 2, str. 147-153
[30] Kikuchi, Y. Takada, S. Kiyosue, M. Yoda, M. Woldu, Z. Cai, O. Okuno, T. Okabe. Mechanical properties and microstructure of cast Ti-Cu alloys, Dental Materials, 19 (2003) 3, str. 174–181.
[31] M. Franz, Mehanička svojstva materijala, FSB, Zagreb, 1998.
[32] S.Rešković, Ispitivanje materijala, Interna skripta, Metalurški fakultet, Sisak, 2012
[33] A. Ćatović, J. Vukšić, D. Seifert, L. Bergman-Gašparić, Suvremeni sustavi nadogradnje avitalnih zuba – estetska i biomehanička učinkovitost, Medix, 71 (2007), str. 157-158

ŽIVOTOPIS

OSOBNI PODACI:

Ime i prezime: Josip Pranjić

Datum i mjesto rođenja: 02.1.1993., Zadar

Adresa: Tadije Smičiklasa 43, 44250 Petrinja

Telefon: 097 6449476

E-mail: jpranja@hotmail.com

OBRAZOVANJE:

1999-2007 1. Osnovna škola Petrinja

2007-2011 Srednja škola Glina, smjer ekonomist.

2011-2015 Sveučilište u Zagrebu Metalurški fakultet, preddiplomski sveučilišni studij Metalurgija, smjer Metalurško inženjerstvo

VJEŠTINE:

Rad na računalu

Strani jezik: engleski