



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
STOMATOLOŠKI FAKULTET

Kristina Potočki

LEGURE U STOMATOLOGIJI

Diplomski rad

Zagreb, 2018.

Rad je ostvaren na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu, na Zavodu za fiksnu protetiku.

Mentor rada: prof. dr. sc. Ketij Mehulić, Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet

Lektor hrvatskog jezika: Tihana Sedlar, mag. educ. philol. croat. et hist.

Lektor engleskog jezika: Alemka Jurić Vučić, prof. engleskog jezika

Sastav povjerenstva za obranu diplomskog rada:

1. _____
2. _____
3. _____

Datum obrane rada:

Rad sadrži: 41 stranicu

1 CD

Osim ako nije drugačije navedeno, sve ilustracije (tablice, slike i dr.) u radu izvorni su 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 profesoricu Ketij Mehulić na savjetima, vremenu i susretljivosti.

Zahvaljujem svojim prijateljima iz studentskog doma i onima koji su tamo boravili jer bez njih studentski život ne bi bio ispunjen prekrasnim uspomenama i ne bi bio dosad najljepše razdoblje u mom životu.

Zahvaljujem svojoj cimerici, kolegici i najboljoj prijateljici tijekom cijelog studiranja, Maji. Uvijek je bila podrška, kako za prespavati predavanja, tako i za učenje te polaganje ispita.

Zahvaljujem Filipu na strpljenju za moja jadikovanja, za motivaciju i ljubav.

Posebno zahvaljujem svojim roditeljima koji su uvijek davali bezuvjetnu potporu i dopratili me do cilja. Bez njih ovo ne bi bilo moguće i na tome sam im beskrajno zahvalna.

Legure u stomatologiji

Sažetak

Liječnik dentalne medicine u svakodnevnom se radu služi različitim materijalima. Važna su skupina materijala u dentalnoj medicini metali i legure. Rabe se kao građivni materijali u restaurativnoj i dječjoj dentalnoj medicini, ortodontiji, protetici i kirurgiji, a također se od njih izrađuju i instrumenti te pomoćna radna sredstva. Metali i legure za primjenu u stomatologiji moraju sadržavati određena svojstva, a među najbitnijima su biokompatibilnost, tvrdoća i čvrstoća. Metali kao zasebni elementi ne odgovaraju uvjetima koje traži zahtjevan okoliš usne šupljine (osim titana), stoga se postupkom legiranja dobivaju različite legure. Legure su mješavina metala s nekim drugim metalom ili nemetalom u čvrstoj otopini, sa svrhom dobivanja boljih svojstava, pri čemu prevladavaju metalna svojstva. Leguru čine komponente ili sastojine i po njihovom broju dijele se na binarne, ternarne i višekomponentne. Metali koji pokazuju međusobnu sklonost (afinitet) i u tekućem i u krutom stanju međusobno se potpuno pomiješaju. Kristalizacijom nastaju čvrste otopine ili kristali mješanci. U dentalnoj medicini smiju se koristiti samo homologne legure s kristalima mješancima jer su one korozijski otporne. Kako bi se olakšao izbor i provela optimalna namjena legura, postoji nekoliko sistematizacija koje se najčešće temelje na vrsti i masenom udjelu pojedinih sastojina, najčešće plemenitih metala. Prema udjelu plemenitih metala legure se dijele na plemenite i neplemenite. Plemenite su legure zlata, srebro-paladijeve i paladijeve, dok u neplemenite legure pripadaju nikal-kromove, kobalt-kromove, legure željeza, titanove legure i amalgam.

Ključne riječi: metali; legure; svojstva metala i legura; plemenite legure; neplemenite legure

Dental alloys

Summary

A dentist uses various materials in his everyday work. An important category of materials in dentistry is metals and alloys. They are used as construction materials in restorative and paediatric dentistry, orthodontics, prosthodontics and oral surgery. Furthermore, they are used in making of dental instruments and auxiliary tools. Dental metals and alloys have to have certain characteristics and the most important ones are biocompatibility, hardness and strength. Metals as separate elements do not satisfy the requirements of the demanding oral cavity environment (except for titan), hence the process of alloying which results in various alloys. Alloys are mixtures of a metal and another metal or non-metal in a solid solution with a purpose of acquiring better properties, with an emphasis on metallic properties. According to the components of the alloy, alloys are categorized into binary, ternary or multicomponent alloys. Metals which show mutual affinity in liquid and solid state blend together completely. Products of crystallization are solid solutions. In dentistry, only homogeneous alloys of identical crystals can be used because they are resistant to corrosion. There are few systematizations which are usually based on the type and mass fraction of a certain component, most often noble metals. These systematizations make easier to choose the alloy and find its optimal purpose. Based on the mass fraction of the noble metal in the alloy, alloys can be noble or non-noble. Noble alloys are gold, silver-palladium and palladium alloys and non-noble alloys are nickel-chromium, cobalt-chromium, ferrous and titanium alloys and amalgam.

Keywords: metals; alloys; properties of metals and alloys; noble alloys; non-noble alloys

SADRŽAJ

1. UVOD.....	1
2. SVOJSTVA LEGURA	4
2.1. Temelji građe elemenata.....	4
2.2. Svojstva metala	5
2.3. Kristalni sustavi metala	6
2.4. Mehanička svojstva metala i legura	6
2.5. Fizikalna svojstva metala i legura.....	9
2.6. Kemijska i elektrokemijska svojstva metala i legura	12
2.7. Biokompatibilnost	14
3. STRUKTURA LEGURA	15
4. LEGURE U DENTALNOJ MEDICINI.....	17
4.1. Sistematizacija dentalnih legura	17
4.2. Metali u dentalnoj medicini	18
4.3. Plemenite legure.....	20
4.3.1. Zlatne legure.....	21
4.3.2. Srebro-paladijeve legure	23
4.3.3. Paladijeve legure.....	24
4.4. Neplemenite legure	24
4.4.1. Nikal-kromove legure	25
4.4.2. Kobalt-kromove legure	26
4.4.4. Titan i titanske legure.....	27
4.4.4.1. Nikal-titanske legure	28
4.4.5. Amalgam	29
5. RASPRAVA	31
6. ZAKLJUČAK	34

7. LITERATURA.....	36
8. ŽIVOTOPIS.....	40

Popis skraćenica

E - Youngov modul elastičnosti

R_p - granica tečenja

R_m - vlačna čvrstoća

FDI - Svjetska stomatološka organizacija

ANSI - Američki nacionalni institut za standarde

ADA - Američka stomatološka udruga

1. UVOD

Različiti su materijali kroz povijest imali bitnu ulogu u ljudskom životu. Postojanje materijala i vještine njihove prerade te proizvodnje bitne su odrednice razvoja i napretka civilizacije. U prošlosti su ljudi bili ograničeni na materijale iz prirode kao što su kamen, drvo, kosti i slično. S vremenom su ih naučili oblikovati i pretvorili ih u oruđe i oružje.

Razvojem ljudske civilizacije razvijala se i biomedicina. U Egiptu su prije 5000 godina koristili slonovaču i drvo za izradu umjetnih zuba, a Feničani, Grci i Rimljani kasnije su koristili zlato kao materijal za izradu prvih protetskih radova. Značenje razvoja materijala toliko je bitno za razvoj kulture i tehnologije da su razdoblja ljudske povijesti nazvana po materijalima koji su tada rabljeni – kameno, brončano, željezno, te doba plastike.

Zahvaljujući razvoju matematike, fizike, kemije i tehnologije, otkrivaju se novi materijali s poboljšanim svojstvima, a procjenjuje se da se danas raspolaže s oko 160 000 različitih materijala.

Liječnik dentalne medicine u svakodnevnom radu služi se različitim vrstama materijala, građivnim i pomoćnim, a to su polimeri, metali, legure, keramika i drugi. Neki od njih primjenjuju se u ustima kratko, za vrijeme određene faze rada, drugi se nalaze u ustima na dugi period, neki se povremeno uklanjaju radi održavanja higijene, a neki su trajno inkorporirani u funkcionalnu cjelinu s prirodnim zubima pacijenta.

S obzirom na to da postoji niz različitih čimbenika okoliša kojima su materijali u usnoj šupljini izloženi (temperatura, sile vlaka, sile tlaka, promjena pH), važno je poznavati njihova svojstva jer ona određuju način upotrebe.

U nekim situacijama, kao što su direktne restauracije, odabir i rukovanje materijalom u rukama su samo liječnika dentalne medicine, dok su u drugim situacijama, npr. kod izrade indirektnih restauracija, važna i opremljenost zubnog laboratorija, znanje, iskustvo dentalnog tehničara i komunikacija s dentalnim tehničarom.

Dobrom anamnezom, ispravnom procjenom kliničke situacije i korektnim planom terapije za određeni klinički slučaj dolazi se do konačnog izbora materijala.

Važna su skupina materijala u dentalnoj medicini metali i legure. Rabe se kao gradivni materijali u restaurativnoj i dječjoj dentalnoj medicini, ortodontici, protetici i kirurgiji, a također se od njih izrađuju i instrumenti, te pomoćna radna sredstva.

Metali i legure za primjenu u stomatologiji moraju sadržavati određena svojstva, a među najvažnijima su biokompatibilnost, tvrdoća i čvrstoća. Metali, kao zasebni elementi, ne odgovaraju uvjetima koje traži zahtjevan okoliš usne šupljine (osim titana), stoga se postupkom legiranja dobivaju različite legure.

Legure su mješavina metala s nekim drugim metalom ili nemetalom u čvrstoj otopini, sa svrhom dobivanja boljih svojstava, pri čemu prevladavaju metalna svojstva. Mogućnost topljivosti jednog elementa u drugom ovisi o promjeru atoma i sličnosti kristalne strukture. Prema sastavu, legure mogu biti homogene, nehomogene, heterogene i mehaničke smjese. Prema broju sastojaka razlikuju se dvokomponentne, trokomponentne i višekomponentne legure. S obzirom na to da postoji više od 2 000 legura, potrebna je sistematizacija koja može biti prema sastavu (masenom ili atomskom udjelu glavnih sastojaka), namjeni i mehaničkim svojstvima. Prema elektropotencijalu sastojaka, legure se dijele na plemenite i neplemenite.

Važno je svojstvo dentalnih legura biokompatibilnost. Ne smiju izazivati imunološke reakcije, te moraju biti netoksične i nekancerogene.

Danas su alergijske reakcije u općoj populaciji sve češće. Javljaju se i u dentalnoj medicini, kod terapeuta, pacijenata i dentalnih tehničara. Kad je riječ o metalima, svakako treba spomenuti alergije na nikal. U tim situacijama biraju se druge legure sa sličnim svojstvima, stoga najšire indikacijsko područje primjene, uz titan, imaju legure kobalta i kroma (1-3).

Svrha je ovog rada dati sistematičan pregled legura koje se koriste u dentalnoj medicini. U radu će biti opisani njihov sastav, svojstva i primjena.

2. SVOJSTVA LEGURA

2.1. Temelji građe elemenata

Tvar je sve što ima masu i zauzima prostor. U prirodi se nalaze kao jednostavne čiste ili elementarne i složene čiste tvari ili kemijski spojevi. Kemijski elementi sastoje se od istovrsnih atoma, a kemijski spojevi od raznovrsnih.

Atom se sastoji od elementarnih čestica protona i neutrona koji čine jezgru te elektrona koji čine elektronski omotač. Protoni i neutroni slične su mase, dok je elektron 1 837 puta lakši od protona. Relativna je atomska masa određene atoma u odnosu na masu nekog drugog atoma. Kao standard prema kojem se određuje, uzima se izotop ugljika sa 6 protona i 6 neutrona u jezgri, a izračunava se na način da se prosječna masa atoma elementa podijeli s 1/12 mase atoma nuklida¹²C.

Protoni imaju pozitivni električni naboj, elektroni negativni, dok su neutroni neutralni. Elektroni okružuju jezgru atoma kružeći velikim brzinama po orbitalama ili ljuskama čiji broj ovisi o broju elektrona u omotaču. U jednoj orbitali kreću se elektroni približno jednakih energija gibanja, a što je ta energija veća, nalaze se dalje od jezgre. Elektroni koji se gibaju u vanjskoj orbitali nazivaju se valentnim elektronima i oni određuju kemijska svojstva elementa. Ako element u valentnoj orbitali ima manje od četiri elektrona, on ih lako gubi i postaje pozitivni ion, a ako ima više od četiri, tada lakše popunjava orbitalu do stabilnog stanja i postaje negativni ion. Atomi nemetala posjeduju u valentnoj orbitali pet do sedam elektrona te su oni akseptori elektrona. Atomi metala u valentnoj orbitali posjeduju jedan do tri elektrona, stabilno stanje postižu otpuštanjem elektrona su oni donori elektrona.

Atomi se međusobno povezuju različitim silama, ionskom, kovalentnom i metalnom, čime se postiže stabilna struktura atoma na način da oni primaju, otpuštaju ili dijele elektrone.

Ionska veza (elektrostatska, heteropolarna, valentna) nastaje prijenosom jednog ili više elektrona od jednog atoma drugome. Kristali su ionske veze tvrdi i slabo isparljivi, a otopine dobro provode električnu struju.

Kovalentna veza (homeopolarna) nastaje međusobnim dijeljenjem para elektrona između atoma nemetala. Kristali su izuzetno tvrdi, nisu topljivi u vodi i otporni su na visoke temperature.

Metalna veza prevladava kod metala i legura. U metalnoj vezi valentni elektroni nisu vezani na pojedinačne atome, već se slobodno kreću kroz kristalnu rešetku te je svaki atom okružen „oblacima elektrona“ i zato se atomi slažu na jednakim razmacima tvoreći prostorni rešetkasti raspored.

Nabrojane veze nazivaju se jake ili primarne.

Međumolekularne veze nazivaju se slabe ili sekundarne i mnogo su slabije od primarnih. Njima se povezuju već postojeći skupovi atoma, a veza među njima potječe od van der Waalsovih sila, tj. od dipolnosti koja proizlazi od elektrona nestabilnih stanja koji kruže oko jezgre.

Osim pri apsolutnoj nuli, atomi ne miruju, već stalno titraju. Promjene brzine i amplitude titranja uzrokuju prelazak u različita agregatna stanja.

Krutina je čvrsto stanje u kojem tvari imaju određen oblik i volumen. Atome na okupu u prostornoj rešetki drže međuatomska i međukristalna kohezija. Talina ili tekuće agregatno stanje nastaje rastom kinetičke energije atoma, što ih čini pokretljivijima. Atomi se oslobađaju, preuzimaju svoje valentne elektrone i postupno napuštaju kristale. U tom stanju atomi nisu pravilno poredani u prostoru (amorfan raspored), a oblik tvari određen je silom težom i površinskom napetošću. Za razliku od krutog stanja, metal kao talina slabo ili uopće ne provodi električnu struju jer ima manjak slobodnih elektrona. Daljnjim porastom kinetičke energije tvari prelaze u plinovito stanje. Prelazak iz krutine u talinu naziva se taljenje, iz taline u plin isparavanje, iz plina u talinu kondenzacija, a iz taline u krutinu kristalizacija (1).

2.2. Svojstva metala

Metalna veza daje određena svojstva metalima. Ovisno o mjestu koje određeni metal zauzima u periodnom sustavu elemenata, bit će manje ili jače izražena svojstva metala. Metalna su svojstva:

- stvaranje elektronski pozitivnog iona
- kruto stanje pri sobnoj temperaturi (osim žive i galija)
- kristalna struktura
- dobar vodič elektriciteta i topline

- sjajne površine u krutom stanju
- bijele do svjetlosive boje (osim bakra i zlata)
- mogućnost legiranja
- mijenjanje oblika hladnom obradom
- metalne su pare jednoatomske (1).

2.3. Kristalni sustavi metala

Kristalne strukture prikazuju se s četrnaest vrsta jediničnih ćelija razvrstanih u sedam kristalnih sustava – kubni, tetragonski, rompski, romboedarski, monoklinski, triklinski i heksagonski. Većina metala kristalizira u tri guste slagaline – prostorno centriranoj kubnoj, plošno centriranoj kubnoj i gusto složenoj heksagonskoj rešetci. Prostorno centrirana kubna rešetka ima ukupno devet atoma, osam na vrhovima kocke i jedan u sjecištu dijagonala, a naziva se volframskom strukturom. Metali ovog sustava teško se deformiraju i nazivaju se otpornim metalima. To su krom, mangan, molibden, tantal, vanadij, volfram, telurij i željezo. U plošno centriranoj kubnoj rešetci nalazi se ukupno četrnaest atoma, osam na vrhovima kocke i po jedan u sjecištu dijagonala svake plohe. Ovakav oblik rešetke ima najveći broj plemenitih metala, te aluminij, olovo, bakar i nikal. Ovi su metali istežljivi i lako se hladno oblikuju.

U prirodi postoje elementi koji kristaliziraju u više tipova rešetki, ovisno o različitim uvjetima tlaka i temperature. Pojava promjena tipa rešetke, ovisno o uvjetima, naziva se polimorfija ili alotropija. Prekristalizacija je pojava promjene tipa rešetke ovisno o temperaturi (npr. titan pri 882°C iz heksagonske u monoklinsku) (1, 4).

2.4. Mehanička svojstva metala i legura

Izbor metala i slitina najčešće ovisi o mehaničkim svojstvima jer ona određuju mehaničku otpornost i odlučujuća su za tehnološku i funkcijsku trajnost nadomjeska. Bitna su svojstva čvrstoća, elastičnost, plastičnost, istežljivost i tvrdoća.

Čvrstoća je otpor materijala promjeni oblika i ovisi o kohezijskim silama. Što su one veće, to je čvrstoća veća. Čvrstoća materijala ovisi o vrsti sile i vremenu djelovanja. Otpor materijala

djelovanju sile može biti različit, stoga je bitno razlikovati statičku, dinamičku, trajnu, vlačnu, tlačnu, savojnu, torzijsku čvrstoću i čvrstoću na udar. Govori li se općenito o čvrstoći, najčešće se misli na vlačnu čvrstoću. Ona bi, za zadovoljavanje funkcije u ustima, trebala iznositi iznad 300 MPa. U dentalnoj je medicini od posebnog interesa tlačna čvrstoća. Test je opterećenja za dentalne materijale savijanje opterećenjem u tri točke.

Opterećenje je vanjska sila koja djeluje na neko tijelo ili uzorak i ona izaziva naprezanje u materijalu. U dentalnoj medicini najčešća su opterećenja materijala vlačno, tlačno, smicanje i savijanje. Naprezanje je djelovanje sile na površinu materijala.

$\text{Naprezanje} = 3FL/2bd^2$ gdje je F sila, L razmak između potpora, b širina, a d debljina uzorka. Lom nastaje na mjestu djelovanja vlačnog naprezanja te je ovisan i o postojećim vanjskim oštećenjima, poroznosti ili drugim nepravilnostima koje uzrokuju koncentrirano naprezanje. Takvo koncentrirano naprezanje može dovesti do loma materijala i pri djelovanju manjih sila.

Najvažniji je pokus za utvrđivanje čvrstoće statički vlačni pokus pod opterećenjem do loma. Za svako opterećenje iz dijagrama proporcionalnosti očita se vrijednost granice tečenja (R_p), vlačne čvrstoće (R_m) i modula elastičnosti (E). Istezanje je promjena duljine materijala po jedinici materijala uzrokovana djelovanjem sile. Ta promjena može biti elastična ili plastična.

Elastična je deformacija reverzibilna nakon djelovanja sile, dok plastična deformacija rezultira trajnom deformacijom materijala. Kod elastične je deformacije odnos naprezanja i istezanja linijski i naziva se Hookeov pravac. Ako u materijalu dođe do potpunog oporavka neposredno nakon prestanka djelovanja sile, kaže se da je elastičan, a ako dolazi do usporenog elastičnog povrata ili ostaje djelomično deformiran, kaže se da je viskoelastičan.

Djeluje li sila dalje, nastaje pomak atomskih ravnina i deformacija je materijala nepovratna. U točki u kojoj se pravac savija udesno i prelazi u krivulju, nastaju trajne deformacije. Točka $R_{p0,2}$ označava granicu tečenja- iznos naprezanja koje može uzrokovati trajnu deformaciju od 2%. Iznad te točke materijal se i dalje isteže iako opterećenje ne raste, čak i ako je djelujuća sila sve manja.

Dakle, materijali s velikom granicom tečenja mogu podnijeti velika naprezanja bez trajnih deformacija. Primjer su materijali Co-Cr legure, stoga su pogodne za upotrebu u djelomičnim protezama. Točka R_m označava vrijednost vlačne čvrstoće i u toj točki nastupa djelomična deformacija materijala.

Daljnijim rastom opterećenja dolazi se do granice loma. Žilavi materijali imaju velike vrijednosti granice loma, dok krhki materijali (keramike) imaju male. Krhki materijal podnosi veće opterećenje bez znatnih promjena, a zatim se naglo plastično deformira.

O elastičnosti i krutosti materijala govori i Youngov modul elastičnosti (E) koji se definira kao omjer naprezanja i istežanja. Što je veća vrijednost modula elastičnosti, to je materijal krući. Legure za mosne konstrukcije moraju imati manju vrijednost E od kvačica za djelomične proteze. Neplemenite legure imaju znatno veće vrijednosti E od plemenitih legura.

Teorija o lomnoj žilavosti govori o činjenici da na vrhovima malih napuknuća dolazi do koncentracije naprezanja. Krhki se materijal lomi pri naprezanju koje je znatno manje od idealnog naprezanja za lom. Lomna je žilavost puno važnija za krhke materijale nego čvrstoća, jer se kod njih računa na kritični učinak površinskih oštećenja. Ako naprezanje raste polako, veća je vjerojatnost da će nastati trajne deformacije, a ako naprezanje raste brzo, veća je vjerojatnost da će se izraziti svojstvo krhkosti materijala.

Ako se materijal može hladno deformirati, a da pritom ne pukne, govori se o istezljivosti materijala. Istezljivost materijala zapaža se nakon granice tečenja i pokazuje stupanj trajne promjene u materijalu do točke loma. Mjera je za istezljivost postotak elongacije ili produljenje do loma, odnosno odnos produljenja materijala djelovanjem vlačne sile u odnosu na njegovu početnu duljinu. Najčešće se izražava u postocima. Co-Cr legure krhke su i istezljivost im je najčešće manja do 15%. Od metala, najrastezljiviji su srebro i zlato. Nakon toplinske obrade, materijal je istezljiviji nego nakon hladne deformacije, jer što je stupanj deformacije viši, to je istezljivost manja.

Kovnost je svojstvo materijala koje govori o mjeri promjene oblika djelovanjem tlačne sile bez loma. Kovni se materijal može stanjiti u tanki lim. Najkovniji su zlato i srebro.

Umor materijala podrazumijeva nastanak mikropukotina koje polako napreduju do pojave loma koji se dogodi kod znatno manje razine opterećenja od očekivane. Restaurativni i konstruktivni materijali tijekom dugog niza godina izloženi su nestalnim opterećenjima, što dovodi do koncentracija naprezanja, stoga se nerijetko dogodi da se pacijenti žale da im je nadomjestak pukao kad su jeli mekanu hranu.

Tvrdoća je materijala svojstvo otpornosti materijala prodiranju tvrdog predmeta. Male vrijednosti tvrdoće govore o mekom materijalu, a velike vrijednosti o tvrdom materijalu. Mjerenje tvrdoće najčešće se izvodi po Vickersu, Brinellu, Knoopu i Rockwellu. U testu po Vickersu upotrebljava se dijamantna piramida kvadratične baze. U testu po Knoopu upotrebljava se dijamantna piramida kvadratične baze s jednom dijagonalom duljom. Test po Brinellu uključuje upotrebu kaljene čelične kugle različita promjera. Test po Rockwellu koristi dijamantni konusni utiskivač. Tvrdoća dentalnih legura najčešće se mjeri postupkom po Vickersu. Obično je riječ o malim vrijednostima, stoga se govori o mikrotvrdoći. Tvrdoća govori i o otpornosti materijala na struganje i abraziju. Što je materijal tvrđi, to je otporniji na struganje (1-3, 5).

2.5. Fizikalna svojstva metala i legura

Fizikalna svojstva su materijala koja se očituju fizikalnim promjenama čiste tvari, bez promjene kemijskog sastava. Tu se ubrajaju dimenzijske promjene, toplinska svojstva, provodljivost elektriciteta, gustoća i izgled.

Dimenzijska točnost važno je svojstvo dentalnih materijala, kako gradivnih, tako i pomoćnih. Uspjeh terapijskih postupaka ovisi o dimenzijskim promjenama materijala koje se događaju prilikom uzimanja otisaka, taljenja i lijevanja legura te stvrdnjavanja materijala. U svakoj od faza izrade protetskog rada (uzimanje otiska, modeliranje, ulaganje, lijevanje) dolazi do dimenzijskih promjena korištenih materijala, stoga je bitno poznavati svojstva i utjecaj tih promjena na završnu konstrukciju. U nekim slučajevima širenje materijala u nekoj fazi može biti kompenzirano skupljanjem materijala u drugoj fazi (npr. skupljanje taline prilikom

hlađenja djelomično je kompenzirano širenjem uložnog materijala). Dimenzijske promjene materijala mogu se događati još dugo vremena nakon vezivanja, a stupanj do kojeg se materijal dimenzijski mijenja nakon vezivanja mjera je dimenzijske stabilnosti.

U usnoj šupljini temperaturne promjene nastaju uzimanjem tople ili hladne hrane i pića, što utječe i na grijanje, odnosno hlađenje materijala u ustima koji mogu imati utjecaja i na zdravlje pulpe, stoga je kod primjene materijala dobrih vodiča topline bitno zaštititi pulpu odgovarajućim podlogama. Promjena temperature također ima utjecaja i na dimenzijsku stabilnost materijala. Općenito se materijal širi povećanjem temperature, a sniženjem skuplja. Takve dimenzijske promjene mogu uzrokovati niz problema, posebice na prijelazu materijala na zub (rubne pukotine).

Toplinsko širenje (ekspanzija) događa se zbog porasta amplitude titranja atoma uzrokovanog porastom temperature koji tada zauzimaju više prostora, što uzrokuje širenje materijala. Linearni koeficijent širenja govori za koliko se duljina materijala poveća zagrijavanjem za 1°C. Vrijednost linearnog koeficijenta širenja posebice je važna za materijale za ispune (što su vrijednosti bliže za materijal i za zub, manja će biti pukotina koja nastaje) i kod fasetiranih krunica (spoj osnovne konstrukcije i obložnog estetskog materijala).

Volumni koeficijent širenja govori koliko je povećanje volumena prilikom zagrijavanja za 1°C. Od dentalnih legura, titan ima najnižu vrijednost ($9,7 \times 10^{-6}$). Čisti metali s visokim talištem imaju mali koeficijent širenja, dok oni s niskim talištem imaju veliki koeficijent širenja. Važno je kod povezivanja dvaju materijala da koeficijenti volumnog širenja budu što sličniji, kako kod promjene temperature ne bi došlo do prevelike napetosti između njih te kako ne bi došlo do napuknuća i odvajanja.

Toplinsko skupljanje (kontrakcija) nastaje sniženjem temperature, krutina zauzima sve manji volumen i uspostavlja se pravilna kristalna rešetka. Skupljanje se događa u nekoliko faza:

1. Skupljanje u tekućem stanju veće je od skupljanja u krutom stanju.
2. Skupljanje tijekom skrućivanja taline. Veličina kontrakcije izražava se nadmjerom u postotcima, a to je razlika između veličine prostora u kiveti i veličine gotovog odljevka.
3. Skupljanje u krutom stanju. Linearna kontrakcija čistog metala iznosi 1-2,5%, dok volumna kontrakcija iznosi 3-7,5% (platina 6,5; zlato 5,5; srebro 5; cink 4,7; bakar 4,25; taline zlatnih i srebro-paladijevih legura 1,5; kobalt-krom legure 3%).

Specifični je toplinski kapacitet toplinska energija potrebna da se jedan gram neke tvari zagrije za 1°C (1K). Označava kinetičku energiju koju dobije neka tvar, što uzrokuje povećanje amplitude titranja atoma i posljedično i volumena. Pri hlađenju za 1°C oslobađa se proporcionalna količina energije. Što je specifični toplinski kapacitet manji, to se tijelo brže zagrijava i brže hladi.

Zagrijavanjem metala temperatura raste linearno, sve dok se ne rastali. Od početka do kraja taljenja temperatura ostaje jednaka, sve dok se sav metal ne rastali. Toplina je taljenja toplinska energija koja se dovodi metalu da bi se cijeli rastalio, tj. promijenio agregatno stanje. Pri skrućivanju, metal oslobađa jednaku toplinsku energiju, tj. toplinu skrućivanja.

Provodljivost topline opisuje se količinom toplinske energije u džulima koja protječe u jednoj sekundi kroz ploču jednog kvadratnog centimetra površine i jednog centimetra debljine kad je razlika temperatura površina ploče jedan stupanj Celzijev. Provodljivost je topline za taline oko jedna trećina provodljivosti metala na sobnoj temperaturi. Metali su dobri vodiči topline. Najbolji su srebro, bakar i zlato, dok neplemeniti metali slabije provode toplinu. Upravo zato krunice od neplemenitih legura slabije provode toplinske podražaje do pulpe.

Provodljivost je elektriciteta svojstvo metala koje proizlazi iz osobitosti metalne veze, gdje se elektroni slobodno kreću u kristalnoj rešetci. S obzirom na to da se ti slobodni ioni mogu brzo kretati kao nosači naboja, metali su dobri vodiči elektriciteta. U kristalnoj strukturi legura često nastaju nepravilnosti u obliku naprezanja koje sprečavaju kretanje elektrona, stoga su legure lošiji vodiči od čistih metala. Provodljivost elektriciteta u metalu podudara se s provodljivošću topline, stoga su metali dobri vodiči topline te istovremeno i dobri vodiči elektriciteta (srebro, bakar, zlato). Provodljivost elektriciteta određuje se iz recipročne vrijednosti specifičnog električnog otpora. Dakle, manji specifični otpor znači veću provodljivost.

Gustoća je temeljno svojstvo materijala koje utječe na oblik protetskog rada. Gustoća je indikator specifične težine. Ovo je posebno bitno kod izbora materijala za bazu gornje proteze, pogotovo kod većih baza koje većom težinom jače opterećuju uporišne zube. Gustoća je titana oko 4,1 g/cm³, zlatnih legura oko 18 g/cm³, dok je gustoća neplemenitih legura oko 12 g/cm³ (1, 3, 6, 7).

2.6. Kemijska i elektrokemijska svojstva metala i legura

Topljivost je mjera rastopljivosti materijala u određenoj tekućini. Kod dentalnih materijala najčešće je riječ o slini. Erozijska je posljedica kemijskog rastvaranja i mehaničkog djelovanja. U dentalnoj je medicini bitno svojstvo materijala da bude slabo topljiv i visokootporan na eroziju. Na ta svojstva utječe i okolina u kojoj se materijal nalazi. U ustima se pH vrijednost mijenja od 4 do 8,5, ovisno o sastavu sline, prehrani i konzumaciji različitih pića.

Elucija je svojstvo otpuštanja sastojaka materijala difuzijom u okolinu. Ako su oslobođeni ioni toksični ili iritirajući, može doći do ozbiljnih sustavnih ili lokalnih posljedica. Ako oslobođene tvari npr. potiču remineralizaciju, tada je elucija poželjno svojstvo, no samo ako se otpušteni ioni nadomještaju drugim ionima. U protivnom dolazi do degradacije materijala.

Elektrolitska je disocijacija pojava do koje dolazi ako je metal u dodiru s elektrolitom, pri čemu neutralne čestice postaju ioni. U vodi mogu biti otopljene kiseline koje stvaraju pozitivne oksidne H_3O^+ ili vodikove ione H^+ , lužine koje stvaraju hidroksilne ione OH^- , a soli pozitivne metalne ione. Stupanj disocijacije određene tvari govori koji je postotak neutralnih molekula pretvoren u ione, a ovisi o vrsti tvari i o koncentraciji otopine. Što je stupanj disocijacije veći, to je ona kemijski aktivnija i jači je elektrolit.

Elektrolit je tekućina koja provodi električnu struju, no slabiji je vodič od čistog metala. Ako su dvije elektrode uronjene u elektrolit, anoda je ona koja otpušta elektrone, a katoda ih prima. Pozitivni metalni i vodikovi ioni (kationi) uvijek putuju prema katodi.

Skлонost metala otapanju u elektrolitu naziva se elektrolitskim tlakom otapanja i on je veći što je metal manje plemenit. Ako se metali poredaju po veličini tlaka otapanja, dobije se elektrolitski niz napetosti. Svi metali koji lakše otpuštaju elektrone od vodika manje su plemeniti te su skloni u elektrolitu prelaziti u ionski oblik.

Korozija je reakcija metala s okolišem koja uzrokuje mjerljive promjene samog metala, kao što su hrapavost površine, slabljenje konstrukcije, povećanje sklonosti otpuštanju iona. Za dentalne materijale bitna je dobra korozijska otpornost. Korozija može biti kemijska i elektrokemijska.

Dentalne su legure postojane pri sobnoj temperaturi, a do kemijske korozije dolazi pri povišenoj temperaturi prilikom obrade. Toplina omogućava difuziju atoma neplemenitih metala prema površini objekta ili granici zrna, a korozijski sloj deblji je što se legura dulje i pri višoj temperaturi zagrijava. Na tim mjestima veća je vjerojatnost reakcije s agresivnim tvarima koje dovode do promjene sastava legure.

Legure koje sadrže srebro, bakar, paladij i cink sklone su pri višim temperaturama stvarati sulfide, pogotovo ako se na previsokim temperaturama predugo žare u uložnom materijalu sa sadrom.

Skлонost elektrokemijskoj koroziji proizlazi iz električnog potencijala. Dva različita metala ili legure, s jedne strane uronjeni u elektrolit, a s druge strane spojeni metalnom žicom, čine galvanski članak. Do gubitka materijala dolazi u metalu s negativnijim potencijalom. Da bi u ustima došlo do iste pojave, potrebna je nazočnost dvaju ili više metala s različitim električnim potencijalom i odgovarajućeg elektrolita.

Danas se u dentalnoj medicini koriste legure s malim tlakom elektrolitskog otapanja. Što je legura homogenija, to je manja sklonost koroziji. Slina i tkivne tekućine dobri su elektroliti. Što je veće odstupanje od pH 7, to je bolja električna vodljivost i vjerojatniji su elektrolitski procesi. Elektrolitski procesi u ustima događaju se vrlo sporo ili uopće ne započinju, osim ako dođe do direktnog dodira dviju legura. Radi se o kontaktnom elementu, a ako je dodir ograničen, o lokalnom elementu.

Na nastanak galvanskog članka utječu sastav, homogenost, površinska obrađenost i kombinacija legura, sastav sline, vrsta prehrane, konzumiranje pića i lijekova, te oralna higijena. Posljedice su korozije različite i uključuju bol zbog galvanske struje, metalni okus zbog oslobođenih iona, narušavanje izgleda i mehaničkih svojstava gradivnog materijala, odnosno nadomjeska, te moguće nakupljanje iona metala u tijelu (živa, nikal) (1, 3, 6, 8).

2.7. Biokompatibilnost

S obzirom na to da se materijali koji se koriste za nadoknađivanje izgubljenih zuba prirodno ne nalaze u ustima, važno je poznavati njihov utjecaj na organizam, lokalni i sistemski. Razina rizika utjecaja gradivnih materijala u medicini može biti od fatalnih, preko štetnih i iritirajućih do onih koji uzrokuju samo manje smetnje. Svi bi gradivni materijali trebali biti stabilni i netopivi u dodiru sa slinom, osim onih koji trebaju otpuštati fluor radi profilaktičkog učinka.

Biokompatibilni materijal onaj je koji je inertan, ne razgrađuje se, ne iritira okolinu i nije toksičan, kancerogen ili alergogen. S obzirom na to da takav materijal danas vjerojatno ne postoji, važno je da ima svojstvo tolerancije i prihvaćanja u organizmu. Važno je koristiti materijale koji su prošli dugotrajna i opsežna testiranja prije puštanja na tržište. Postupke i kriterije za evaluaciju bioloških svojstava materijala odredilisu Svjetska stomatološka organizacija (FDI) 1980. te Američki nacionalni institut za standarde i Američka stomatološka udruga (ANSI/ADA) 1982. (1).

Dentalni metali i legure, da bi bili postojani, moraju biti otporni na koroziju. Metali koji imaju pojačanu otpornost na koroziju, tj. učinke sline, jesu zlato i platina te krom i titan, čiji oksidi čine tanak, ali učinkovit površinski zaštitni sloj. Općenito, plemeniti metali pokazuju bolja svojstva od neplemenitih. Veća korozivnost materijala dovodi do većeg rizika nuspojava koje se najčešće javljaju kod nikla (čak 8 – 15% pacijenata). Na kobalt i krom rijetke su reakcije, češće se javljaju kod pacijenata senzibiliziranih na takve materijale prethodnom ortopedskom protezom ili implantatom (1-3, 9).

3. STRUKTURA LEGURA

U stomatologiji se rijetko kad koriste čisti metali. Kako bi se iskoristila dobra svojstva jednih, a umanjila loša svojstva drugih, pojedini se elementi međusobno legiraju. Na taj se način dobivaju smjese optimalnih svojstava, legure. Zbog mnogih mogućnosti legiranja, može se dobro upravljati svojstvima produkta i time zadovoljiti različite indikacije.

Leguru čine komponente ili sastojine i po svom broju dijele se na binarne, ternarne i višekomponentne. Što je broj komponenata veći, to je struktura legure složenija. Najčešći je način dobivanja legura taljenje osnovnog metala i dodavanje dodatne komponente u krutom ili tekućem obliku. Legure dobivaju naziv po elementu koji ima najveći postotni udio koji se naziva temeljnom sastojinom. Osim legiranjem, smjesa sastojina može se dobiti i sinteriranjem, tj. stlačivanjem metalnog praha pri povišenoj temperaturi. Tijekom sinteriranja, čestice metalnog praha površinski se napeku jedne na druge. Zahvaljujući zaštitnoj atmosferi i različitim veličinama čestica, dobiva se slitina fine površine, homogena, bez pora i optimalnih mehaničkih svojstava.

Različiti metali i kovine različito se ponašaju jedni prema drugima. Metali koji pokazuju međusobnu sklonost (afinitet) i u tekućem i u krutom stanju međusobno se potpuno pomiješaju. Oni tvore zajedničku rešetku, čiji je glavni element topitelj, a ostali su elementi ugrađeni ili otopljeni. Kristalizacijom nastaju čvrste otopine ili kristali mješanci. Ovisno o tome jesu li nastali zamjenom ili uključenjem atoma, razlikuju se supstitucijski ili zamjenski, te intersticijski ili uključinski kristali mješanci. Kod supstitucijskih, veličina atoma ne smije se razlikovati više od 15%. Intersticijski su kristali manje stabilni od supstitucijskih jer je malim atomima koji su utisnuti u međuprostore rešetke olakšana difuzija.

U dentalnoj medicini smiju se koristiti samo homologne legure s kristalima mješancima jer su one korozijski otporne. Uvjeti su za homogenost međusobni afinitet sastojina, postotni odnos komponenti i polako hlađenje odljeva. Neki elementi pokazuju međusobni afinitet samo u tekućem stanju, dok su u čvrstom stanju djelomično topive, npr. srebro i bakar, zlato i kobalt. Prebrzim hlađenjem nastaje nehomogena struktura jer svi nastali kristali nisu istog postotnog udjela, što je posljedica neujednačene difuzije atoma.

Heterogene legure nastaju spajanjem metala koji pokazuju afinitet u tekućem stanju, ali hlađenjem i skrućivanjem dolazi do segregacije sastojina te svaka izgrađuje svoju rešetku. Takve legure nisu postojane u ustima i ne rabe se (čelik i olovo, srebro i nikal, zlato i bizmut). Potpuno su topivi u krutom stanju srebro i zlato, srebro i paladij, zlato i paladij, bakar i nikal. Supstitucijski su srebro i zlato, a intersticijski su npr. željezo i ugljik.

U leguri određeni elementi mogu izgraditi novu rešetku s temeljnim elementom koja se razlikuje od rešetke temeljne legure. To su kristali intermetalnog spoja. Intermetalne spojeve grade elementi među kojima postoji povećani afinitet pri povišenim temperaturama. Nastanak tih spojeva uzrokuje promjenu svojstava temeljne legure, najčešće mikrotvrdoće.

Tijekom legiranja i lijevanja mogu nastati pogreške u strukturi legure. Ovisno o brzini kristalizacije, atomi ne uspiju uvijek popuniti sva mjesta u kristalnoj rešetci. Kako rastu, međusobno se sudaraju i tu završava njihov daljnji rast, a površina dodira dvaju kristala naziva se granicom zrna. Granice zrna ne pokazuju pravilan raspored atoma kao u unutrašnjosti kristala. Razlikuju se vrste nepravilnosti: točkaste ili nuldimenzijske (uključine i praznine), linijske ili jednodimenzijske (dislokacije), površinske ili dvodimenzijske (granice zrna), volumne ili trodimenzijske (čestice stranih faza). Ovisno o broju klica kristalizacije i brzini hlađenja, nastat će fino-zrnata ili grubo-zrnata struktura. Grubo-zrnata nastaje iz malo centara kristalizacije i dugim hlađenjem, dok iz više centara kristalizacije nastaje fino-zrnata struktura. U dentalnoj medicini teži se fino-zrnatoj strukturi jer je takva tvrđa i otpornija na trajne deformacije (1, 2).

4. LEGURE U DENTALNOJ MEDICINI

4.1. Sistematizacija dentalnih legura

U dentalnoj medicini koristi se velik broj različitih legura. Kako bi se olakšao izbor i proveda optimalna namjena, postoji nekoliko sistematizacija koje se najčešće temelje na vrsti i masenom udjelu pojedinih sastojina, namjeni ili mehaničkim svojstvima.

Prema udjelu plemenitih metala legure se dijele na:

1. plemenite legure

1.1. legure s velikim udjelom zlata

1.2. legure sa sniženim udjelom zlata

1.3. srebro-paladijeve legure

1.4. paladijeve legure

2. neplemenite legure

2.1. nikal-kromove legure

2.2. kobalt-kromove legure

2.3. legure željeza

2.4. titanove legure.

Europska klasifikacija legura za fiksno protetske radove uključuje:

1. izrazito plemenite legure: klasične (udio zlata 70 %) i za tehniku napečenja keramike na metal (metal-keramika) (zlato i platina >85 %)

2. legure sa smanjenim udjelom zlata: zlato <50 %

3. srebro-paladijeve legure: srebro >50 % i paladij >10 %

4. paladijeve legure: paladij-srebrove (paladij 55 – 60 % i srebro 30 %) i paladij-bakrove (paladij >70 % i bakar <10 %)

5. legure bez plemenitih metala: nikal-kromove, kobalt-kromove i titanove.

Prema mehaničkim svojstvima, legure se mogu podijeliti u četiri skupine:

1. mekana: vlačna čvrstoća <140 MPa, postotak istezljivosti 18 %
2. srednje tvrda: vlačna čvrstoća 140-200 MPa, postotak istezljivosti 12 %
3. tvrda: vlačna čvrstoća 201-340 MPa, postotak istezljivosti 12 %
4. izrazito tvrda: vlačna čvrstoća >340 MPa, postotak istezljivosti 10 % (1, 10).

4.2. Metali u dentalnoj medicini

Velik broj metala koristi se u dentalnoj medicini. Metali su dobri vodiči električne struje i topline, s kisikom stvaraju okside, a u reakciji s kiselinama soli. U prirodi dolaze u obliku kemijskih spojeva i mineralnih ruda. Svi se nalaze u krutom agregatnom stanju pri sobnoj temperaturi, osim žive i galija. Bijele su do svjetlosive boje, osim bakra i zlata. Karakteristika im je mogućnost mehaničke obrade, taljenja i miješanja u svrhu nastajanja legura.

Metali se, prema kemijskom ponašanju, dijele na plemenite i neplemenite. Plemeniti su zlato, platina, srebro, rutenij, rodij, osmij i iridij. Neplemeniti su krom, nikal, kobalt, cink i aluminij. Prema gustoći, dijele se na lake i teške. Laki su gustoće do 5 g/cm³ i tu pripadaju aluminij, magnezij i titan, dok su teški veće gustoće od 5 g/cm³ i to su zlato, srebro, paladij te bakar.

Zlato (Au) plemeniti je metal koji se dugo rabi u dentalnoj medicini zbog iznimnih svojstava. Ne korodira, ne mijenja boju, ima dovoljnu tvrdoću, elastičnost, kemijski je inertno, postojane je boje i ne izaziva alergijske reakcije. Točka mu je taljenja na približno 1063 °C, gustoća 19,3 g/cm³, a mikrotvrdoća HV 25. U legure se dodaje zbog poboljšanja obradivosti, sposobnosti poliranja, otpornosti na koroziju i trošenje. Povećava termički koeficijent istezanja legurama paladija. Zbog žute boje dodaju mu se „bijeli“ metali (srebro i paladij).

Paladij (Pd) plemeniti je metal koji se legurama dodaje zbog poboljšanja čvrstoće, tvrdoće, otpornosti na koroziju i tamnjenje. Jeftiniji je, ali manje plemenit od platine. Gustoće je 12 g/cm³ i visokog tališta od 1 555°C. Legurama zlata povećava modul elastičnosti, čvrstoću i tvrdoću, interval taljenja, smanjuje gustoću i daje bijelu boju.

Platina (Pt) plemeniti je metal koji u legurama zlata povećava interval taljenja, čvrstoću, tvrdoću i modul elastičnosti te povećava otpornost na koroziju i tamnjenje. Leguri daje bijelu boju i povećava gustoću.

Iridij (Ir) i rutenij (Ru) plemeniti su metali koji se dodaju legurama na bazi zlata i paladija zbog usitnjavanja zrna i posljedičnog poboljšavanja mehaničkih svojstava.

Srebro (Ag) u prirodi je najčešće kemijski spojeno s drugim elementima (sumpor i klor). Čisto srebro dobiva se amalgamiranjem i kao nusproizvod proizvodnje olova i bakra. Manje je istezljivo od zlata, tvrđe, gustoće $10,5 \text{ g/cm}^3$ i tali se pri 960°C . Srebro je najbolji vodič temperature i elektriciteta. Legurama snižava interval taljenja te poboljšava viskoznost. Negativno mu je svojstvo afinitet za apsorpciju kisika, što može uzrokovati poroznost kod lijevanja, no to se rješava dodavanjem cinka ili indija. U prisutnosti sumpora srebro korodira i tamni.

Aluminij (Al) dodaje se legurama na bazi nikla za smanjenje intervala taljenja.

Berilij (Be) smanjuje interval taljenja legurama na bazi nikla. Poboljšava livljivost, sposobnost poliranja i pomaže u kontroli nastanka oksida. Negativna je strana upitna zdravstvena sigurnost.

Krom (Cr) pridonosi otpornosti na koroziju i tamnjenje, no stvara krhku sigma-fazu koja dovodi do lomljivosti odljeva te mu se udio ograničava na 28 – 29 %. Temperatura je taljenja kroma 1910°C , a gustoća $7,2 \text{ g/cm}^3$. Krom brzo oksidira na površini kobalt-krom legure, čime se stvara zaštitni sloj od vanjskih utjecaja koji pasivizira leguru.

Kobalt (Co) dodaje se legurama paladija za povećanje termičkog koeficijenta ekspanzije, čvrstoće, tvrdoće i modula elastičnosti, no legure na bazi kobalta teže se obrađuju. Kobalt ima temperaturu taljenja na 1490°C i gustoće je $8,9 \text{ g/cm}^3$.

Bakar (Cu) povećava čvrstoću i tvrdoću legura te može smanjiti interval taljenja. Omogućava toplinsko obrađivanje legura na bazi zlata, srebra i paladija.

Indij (In) dodaje se legurama s visokim udjelom srebra za povećanje otpornosti na tamnjenje.

Željezo (Fe) dodaje se zlatnim legurama za metal-keramičke radove zbog povećanja tvrdoće i čvrstoće. U kombinaciji s niklom poboljšava mogućnost hladne obrade legure.

Molibden (Mo) poboljšava otpornost na koroziju i povoljno utječe na termički koeficijent ekspanzije u legurama nikla.

Nikal (Ni) u legurama povećava otpornost na koroziju te daje rastezljivost i žilavost. Tali se na 1455°C, gustoće je 8,5 g/cm³. Može uzrokovati alergijske reakcije.

Kositar (Sn) smanjuje interval taljenja legure. Ključan je element u srebro-paladijevima legurama.

Cink (Zn) poboljšava livljivost i povećava tvrdoću te smanjuje plinsku poroznost.

Titan (Ti) ima izrazito svojstvo biokompatibilnosti i otpornosti na koroziju. Male je gustoće (4,51 g/cm³) i niskog modula elastičnosti (110 GPa). Tali se na 1760 °C i tvrdoće je 110-150 HV0,1. Povećava tvrdoću legure, poboljšava livljivost i smanjuje interval taljenja (1, 2).

4.3. Plemenite legure

U dentalnoj su medicini plemenite legure najdulje u upotrebi. Razlog su dugotrajnost i funkcionalnost koje proizlaze iz njihovih svojstava:

- biokompatibilnost
- otpornost na koroziju
- gustoća (oko 15 g/cm³)
- različite tvrdoće (od meke do izrazito tvrde)
- vlačna čvrstoća (103-572 MPa)
- temperatura taljenja oko 1000 °C, temperatura lijevanja 75 – 150 °C viša od temperature pečenja keramike (2).

4.3.1. Zlatne legure

U dentalnoj medicini najranije su se kao gradivni materijal koristili zlato i zlatne legure. U početku se zlato koristilo za ispune jer su njegova svojstva onemogućavala izradu krunica i mostova. Za tu namjenu uskoro su se počele koristiti legure najprije s bakrom i srebrom, a zatim i platine koja je povećavala čvrstoću te kasnije s paladijem i indijem. Klasične zlatne legure najčešće sadrže 75% zlata, 10% srebra, 10% bakra, 3% paladija i oko 2% cinka. Zlato služi povećanju istezljivosti i otpornosti na koroziju i promjenu boje. Srebro snižava interval taljenja i povećava istezljivost te umanjuje žutu boju legure.

Prema vrijednostima mikrotvrdoće, zlatne se legure dijele u četiri tipa. Od tipa I prema tipu IV rastu tvrdoća i čvrstoća, a smanjuju se korozijska postojanost, temperatura taljenja, istezljivost i elastičnost. Ovisno o sastavu i svojstvima legura, razlikuje se i njihova primjena.

Tip I mekana je legura. Sadrži 88 – 96 % zlata i platine, interval je taljenja 1 100 – 1 180 °C, a mikrotvrdoće 50 – 60 HV 0,1. Prikladna je za izradu ispuna i *inlayja* kod malih opterećenja.

Tip II srednje je tvrda legura. Sadrži 80 – 84 % zlata i platine, interval je taljenja 920 – 970 °C, a mikrotvrdoće 100 – 115 HV 0,1. Pogodna je za izradu *inlayja* na mjestima velikog žvačnog opterećenja, tročetvrtinskih i potpunih krunica te sidra tijela mosta.

Tip III tvrda je legura. Sadrži 78 – 79 % zlata i platine, interval je taljenja 900 – 960 °C, a mikrotvrdoće 120 – 170 HV 0,1. Koristi se kod većih opterećenja, za izradu krunica i *inlayja* na kutnjacima te fiksnih mosnih konstrukcija.

Tip IV izrazito je tvrda legura. Sadrži 75 – 77 % zlata i platine, interval je taljenja 880 – 950 °C, a mikrotvrdoće 160 – 270 HV 0,1. Koristi se za izradu krunica, mostova i retencijskih dijelova proteza (prečke, kvačice, teleskopske krunice). Retencijski elementi trebaju dovoljnu elastičnost i vrijednost granice tečenja da zahvate podminirana mjesta, a da se ne izobliče. Ta svojstva posjeduje ovaj tip legure.

Standardi za dentalne zlatne legure podrazumijevaju minimalno 75% plemenitih sastojina. Plemenitost zlatnih legura označava se karatom ili finoćom. Karat govori o dijelu zlata po težini u 24 dijela legure, a finoća o dijelu zlata po težini u 1000 dijelova legure. Npr. legura koja sadrži 75% zlata ima karatnu vrijednost 18, a vrijednost finoće 750.

Zlatne legure mogu se taliti smjesom plina i zraka ili indukcijski, u temperaturnom intervalu od 890 do 1 030 °C. Lijevaju se u uložni materijal sa sadrom u centrifugalnim ljevačima pri normalnoj atmosferi. Materijal preostao od lijevanja obično se koristi kod sljedećeg lijevanja ako je u njemu preostalo dovoljno cinka jer on djeluje kao čistač.

Da bi se osigurala najbolja svojstva, zlatna legura mora se hladiti na određen način. Najprije se kiveta hladi do tamnocrvenog žara, odnosno temperature od oko 600 °C, a zatim se baca u hladnu vodu i naglo hladi, što osigurava sitnozrnatu strukturu.

Dodatnom toplinskom obradom zlatne legure tipa III i IV mogu otvrdnuti, a češće se ovaj postupak primjenjuje kod legura tipa IV za radove u područjima većih opterećenja. Zlato i bakar stvrdnjavaju kao kristali mješanci u plošno centriranoj kubnoj rešetki supstitucijskim tipom. Ako se legura bakra i zlata nakon stvrdnjavanja zagrijava do temperature od 200 do 400 °C, dolazi do difuzije atoma i zauzimanja posebnog pravilnog rasporeda koji se naziva super rešetka. Te promjene u građi rešetke rezultiraju povećanjem čvrstoće i mikrotvrdoće te smanjenjem istežljivosti.

Legure sa smanjenim udjelom zlata ili reducirane zlatne legure počele su se razvijati i sve više upotrebljavati zbog porasta cijene zlata. Udio je plemenitih sastojina po ISO standardu 25–75%. Sadrže visok postotak paladija i zbog toga su više bjelkaste boje. Zlato-srebro-paladij legure (50% zlata i 15% paladija) pokazuju dobra mehanička svojstva i kliničko ponašanje, uz visok interval taljenja, a jeftinije su od zlatnih, što ih često čini građivnim materijalom izbora, posebice u polimerima fasetiranim radovima (1, 3, 11).

4.3.1.1. Primjena zlatnih legura u dentalnoj medicini

Inlayji i *onlayji* izrađeni od zlatnih legura pokazuju iznimnu dugotrajnost u ustima pacijenta. Istraživanja pokazuju funkcijsku trajnost od 45-73,4% u 25 godina. Razlog su dobra biokompatibilnost, rubno brtvljenje i niska korozivnost. Lošija svojstva uključuju neestetsku boju (zlatno-žuta), ekstenzivniju preparaciju kaviteta u odnosu na kompozitne i nemogućnost adhezivnog vezanja. Neučestala izrada *inlayja* i *onlayja* posljedica je visoke cijene materijala i samog postupka izrade.

Nadogradnje izrađene od zlatnih legura pokazuju niz prednosti- biokompatibilnost, apsorpciju naprezanja, dugotrajnost i otpornost koroziji. Najveći je nedostatak visoka cijena materijala.

Krunice i mostovi izrađeni od zlatnih legura mogu biti potpuno metalni ili metal-keramički, a izrada može biti klasična lijevanjem ili galvanska metoda. Zbog vrlo dobrog rubnog dosjeda, pokazuju smanjeni rizik od otapanja cementa, nastajanja karijesa i upale marginalne gingive.

U izradi se proteza zlatne legure koriste za nepčane ploče kod potpunih proteza, bazu djelomičnih proteza te za neke retencijske elemente. Zlatne legure izrazito su dobre za izradu teleskopskih krunica. Za izradu baze djelomičnih proteza koriste se zlatne legure tipa IV. Te legure imaju dvaput manji modul elastičnosti od kobalt-kromovih te bi zato zlatne kvačice trebale biti dvostruko deblje od kvačica od kobalt-krom legure jednake funkcijske vrijednosti. Isto vrijedi i za debljinu protezne ploče, što ju čini dodatno težom, uzevši u obzir da zlato ima i veću gustoću. Zlatne se legure obično koriste samo ako je pacijent alergičan na sastojke drugih legura (1, 11).

4.3.2. Srebro-paladijeve legure

Zbog rasta cijena zlata pokazala se potreba za traženjem legura sa sniženim udjelom zlata. U SAD-u srebro-paladijeve legure ubrajaju se u alternativne legure zbog kemijske nestabilnosti srebra, dok se u Europi smatraju plemenitim legurama. Srebro-paladijeve legure pokazuju veću postojanost boje i tvrdoću u odnosu na srebro te smanjenu temperaturu tališta u odnosu na paladij. Srebro i paladij mogu se legirati u svim omjerima. Za fiksne nadomjeske taj je omjer 60 – 70 % srebra i 20 – 30 % paladija, uz do 10 % udjela neplemenitih metala (cink, nikal, željezo, mangan, kositar, silicij, krom). Neplemenite sastojine služe poboljšanju mehaničkih i fizikalnih svojstava legure- smanjenja sklonosti kisiku, povećanja istezljivosti i elastičnosti, sniženja intervala taljenja, no smanjuju i postojanost u ustima, što se neutralizira dodavanjem zlata 2 – 10%. Zlato se dodaje na račun srebra, a osim postojanosti legure, doprinosi i smanjenju poroznosti zbog smanjene apsorpcije plinova prilikom lijevanja.

Srebro-paladijeve legure stvaraju kristale mješance. Nakon pregrijavanja i naglim hlađenjem kristaliziraju dendritično (nehomogeno), a takva struktura pokazuje sklonost promjeni boje te se zato odljevi dodatno homogeniziraju. Taljenjem na zraku srebro-paladijeve legure apsorbiraju kisik, a u paladiju se dodatno i rastvara vodik (vodikova bolest), što dovodi do poroznosti. Smanjenje poroznosti postiže se taljenjem u zaštitnoj atmosferi. Interval je taljenja od 900 do 1270°C. Zbog poroznosti ih nije preporučljivo ponovno lijevati.

U kliničkoj primjeni usporedivih su svojstava s tipom III zlatnih legura, jeftinije su i manje gustoće, no sklonije su koroziji. Korozivna sklonost smanjuje se većim udjelom paladija (>25%). Sklonost nastajanju sulfida i posljedično tamnjenje odljeva smanjuje se dobrim poliranjem (manje zadržavanje slina i plaka) (1, 12).

4.3.3. Paladijeve legure

Legure koje se temelje na paladiju namijenjene su izradi metal-keramičkih radova. Prvu takvu leguru izdala je tvrtka Jelenko 1973. godine, a glavne sastojine bile su paladij, bakar, zlato i kobalt. Dolegirajuće sastojine uključuju indij i kositar (poboljšavaju vezu s keramikom), galij (homogenizira leguru), platinu i rutenij (usitnjavaju zrna).

Paladij-srebrove legure sadrže do 60 % paladija, do 30 % srebra i 10-12 % kositra i indija. Paladij-bakrove legure sadrže oko 80 % paladija, 10 % bakra i 10 % galija.

Odljev paladijevih legura mora se izrađivati vakuumski tlačno, kako ne bi došlo do poroznosti te zbog točnije prilagodbe.

Postoji mogućnost obojenja keramike koje je veće što su veći udio srebra, tanji sloj keramike i što je učestalije žarenje. Zbog toga je srebro u leguri zamijenjeno dolegiranjem magnezija i aluminija. S obzirom na to da paladijeve legure koje ne sadrže srebro apsorbiraju velike količine ugljika koji povećava krhkost legure, za njih je potreban uložni materijal bez ugljika (1, 10).

4.4. Neplemenite legure

Visoka cijena plemenitih metala i ograničena prirodna nalazišta potaknula su traženje ekonomski prihvatljivijih zamjena za plemenite legure. Tvrtka Krupp razvila je 1912. godine nehrđajući čelik, a Hauptmeyer ga uvodi u dentalnu medicinu 1919. godine u protetskoj terapiji kao bazu potpune proteze. Tijekom lijevanja ove legure dolazilo je do interkristalne korozije kojoj je uzrok bio velik udio ugljika. Smanjivanjem udjela željeza i ugljika te dodavanjem drugih metala, među prvima je razvijena kobalt-krom legura koja se koristila za

lijevanje djelomičnih proteza. Indikacije za upotrebu kobalt-krom legura proširene su dolegiranjem različitih sastojina.

U odnosu na plemenite, neplemenite su legure otpornije na više temperature, teže se lijevaju, pokazuju kontrakciju skrućivanjem (2,4%), platinaste su boje, talina je niske viskoznosti te se mogu dobro i tanko modelirati, osiguravaju krutost konstrukcije, manje su istezljive, ali veće čvrstoće i tvrdoće te dvostruko većeg modula elastičnosti, korozijski su otporne i male su gustoće. Slabo provode elektricitet i toplinu, što ima povoljniji utjecaj na pulpu. Stvaraju dobru vezu s keramikom i nisu im potrebni dodatni sastojci za stvaranje potrebnih oksida. Mogu se ponovno taliti i do četiri puta bez vidljivih promjena čvrstoće i tvrdoće, no preporučuje se dodavanje jedne trećine nove legure.

Neplemenite su legure nikal-kromove, kobalt-kromove, željezove (čelici) i titanove legure. Nikal-kromove i kobalt-kromove legure koriste se kao baze proteza, krunice i mostovi. Kobalt-krom-nikal i nikal-titan legure koriste se kao žice u ortodonciji, a čelik se koristi za žice i bravice u ortodonciji. Titan i titanske legure koriste se kao krunice i mostovi, baze proteze, implantati i žice u ortodonciji (1, 2).

4.4.1. Nikal-kromove legure

Nikal-kromove legure za metal-keramičke radove sadrže do 55 % nikla i 10-30 % kroma, a ostatak čine željezo, aluminij, kobalt, silicij, berilij, bakar, indij, kositar i galij. Nikal kao osnovna sastojina utječe na tvrdoću i istezljivost legure. Krom, berilij i molibden doprinose korozivnoj otpornosti. Koncentracije kroma veće od 20 % i molibdena veće od 4 % daju odgovarajuću otpornost koroziji. Aluminij povećava tvrdoću i čvrstoću. Nikal-kromove legure imaju manju mikrotvrdoću od kobalt-kromovih, stoga se lakše obrađuju (poliraju). Interval im je taljenja 1 100-1 380 °C, gustoće su oko 8 g/cm³, tvrdoće 180-350 HV_{0,1}. Ulažu se u fosfatne materijale. Ljevaju se tlačno-vakuumski ili centrifugalno pri normalnoj atmosferi. Nikal-kromove legure koriste se u izradi metalnih baza proteza, krunica i mostova. Velika krutost nikal-kromovih legura prednost je u izradi mosnih konstrukcija velikih raspona. U izradi krunica rijetko se koriste za izradu potpuno metalnih ili fasetiranih, češće se primjenjuju za metal-keramičke radove.

Legure na bazi nikla treba pažljivo upotrebljavati zbog povezanosti s alergijskim reakcijama. Još 1889. godine pisano je o dermatitisu povezanom s niklom. Preosjetljivost na nikal javlja se u 8-15 % ljudi, deset je puta češća kod žena nego kod muškaraca, a ako dođe do alergijske reakcije, obično se pojavljuje nakon 48 sati. Česte alergijske reakcije razlog su sve većem broju legura bez nikla (1, 2, 13).

4.4.2. Kobalt-kromove legure

Kobalt-krom legure kao gradivni materijal koriste se u stomatologiji od 1932. godine. U pravilu sadrže 35 – 65 % kobalta, 25 – 35 % kroma, 0 – 30 % nikla, >4 % molibdena i u tragovima berilij, aluminij, silicij, volfram, galij, željezo, ugljik, rutenij. Udio kobalta, kroma i molibdena ne smije biti manji od 85 mas. %. Kobalt leguri daje otpornost na koroziju, tvrdoću i čvrstoću, a krom daje tvrdoću i otpornost na koroziju pasivizirajućim učinkom (stvaranjem kromova oksida na površini legure koji štiti od vanjskih utjecaja). Molibden u leguri daje otpornost na utjecaj halogenih elemenata (fluor, klor, brom, jod), smanjuje veličinu kristala čime poboljšava mehanička svojstva te pridonosi otpornosti na koroziju. Najkritičniji je za svojstva legure udio ugljika o čemu ovise tvrdoća, čvrstoća i duktilnost legure. U legurama za mobilne protetske radove udio je ugljika od 0,1 do 0,5 %, dok se u legurama za fiksnoprotetske radove nalazi u malom postotku ili ne nalazi kako bi se spriječio nastanak karbida. U reakciji s kromom nastaje kromov karbid koji se uključuje u heksagonsku rešetku, što rezultira povećanjem mikrotvrdoće i mikročvrstoće, no i unutrašnjeg naprezanja, što može leguru učiniti krhkom. Manjinski udjeli ostalih sastojina znatno utječu na svojstva legure, čak i više nego odnos koncentracija kobalta, kroma i nikla. Silicij, aluminij, mangan, magnezij i berilij sudjeluju u stvaranju zaštitnog sloja oksida na površini legure. Molibden i berilij pridonose stvaranju sitnijih zrna. Silicij osigurava precizniji odljev i povećava istežljivost. Kobalt-krom legure imaju visok interval taljenja od 1 300 - 1 550 °C, vezna čvrstoća s keramikom iznosi 1000 MPa, izrazito su tvrde (320-350 HV_{0,1}) i male gustoće (8,2-8,4 g/cm³), relativno su slabo istežljive i imaju visoku granicu opterećenja do loma. Ulažu se u fosfatne materijale i lijevaju se tlačno-vakuumski ili centrifugalno pri normalnoj atmosferi, a moguća je i CAD-CAM obrada.

Kobalt-krom legure koriste se kao metalne baze proteza (primarna legura izbora zbog velikog modula elastičnosti i granice tečenja), krunice i mostovi te u izradi implantata (1, 2, 14).

4.4.4. Titan i titanske legure

Titan je kao mineral otkriven krajem 18. stoljeća u Engleskoj, a 1910. u tvrtki General Electric u SAD-u dobiven je čisti titan (99,8%) te se ubrzo nakon toga počeo primjenjivati. Kemijski je postojan, biokompatibilan, male gustoće, velike čvrstoće (visoke specifične čvrstoće), niskog toplinskog koeficijenta ekspanzije i otpornosti na deformacije. U početku se primjenjivao u ortopediji, zatim dentalnoj implantologiji i ortodonciji te dentalnoj protetici. Slaba toplinska vodljivost omogućava dobru zaštitu pulpe od toplinskih utjecaja. Korozijska otpornost titana proizlazi iz stvaranja zaštitnog oksidnog sloja na površini legure. Važno je svojstvo titana polimorfnost kristalne strukture. α -faza označava heksagonsku kristalnu strukturu, a na temperaturama oko 882,5 °C prelazi u kubnu prostorno centriranu rešetku koja se naziva β -fazom. Dodavanjem legirajućih elemenata moguće je zadržati β -fazu na sobnoj temperaturi. Komercijalno čisti titan postoji u četiri tipa za dentalnu primjenu. Svi sadrže male količine željeza, dušika i kisika čiji se udio povećava od tipa I prema tipu IV. Od tipa I prema tipu IV raste i čvrstoća. Zbog visoke temperature taljenja (1 760°C), velike reaktivnosti u rastaljenom stanju i neestetske sive boje, za poboljšanje svojstava titan se legira s određenim elementima. Legura titana s kromom (20 %) i silicijem (0,2 %) ima niže talište, manje reagira s uložnim materijalima, kisikom, vodikom, ugljikom i dušikom. Odljevi su precizni kao i kod kobalt-krom i nikal-kromovih legura, ali se bolje obrađuju i poliraju. Visoke su vlačne čvrstoće (850 MPa), dobre istežljivosti (do 14,5 %) i manjeg modula elastičnosti od neplemenitih legura. Legure su titana s aluminijem (6 %) i vanadijem (4 %) biokompatibilne, korozijski postojane, slabo toplinski provodljive i otporne na deformacije, kiseline i lužine, no zbog dokazane štetnosti vanadija i aluminija na zdravlje legiraju se s drugim elementima (niobij, tantal, cirkonij, molibden, kositar). Iako titanske legure imaju bolja mehanička svojstva od čistog titana, manje su kemijski postojane, stoga im se dodaju platina, paladij, zlato i srebro.

Titan je sklon reaktivnosti s kisikom, što dovodi do opasnosti od poroznosti odljeva. Zato se titan tali u zaštitnoj argonskoj atmosferi indukcijski, a lijeva se isključivo tlačno-vakuumski. Titan se tali u bakrenom lončiću jer je neosjetljiv prema bakru. Obrada titana i titanskih legura moguća je i u CAD-CAM sustavima.

U dentalnoj implantologiji titan i njegove legure imaju važnu ulogu jer oseintegriraju (titan tip III i IV). U dentalnoj protetici koriste se za izradu baza djelomičnih proteza koje su zbog svojstava čvrste i lagane (tip IV). Za izradu krunica koristi se titan tip II (1, 2, 15, 16).

4.4.4.1. Nikal-titanske legure

Nikal-titanske legure otkrivene su 1960-ih godina u *US Naval Ordinance Laboratoryju*. U početku su se u medicinske svrhe koristile isključivo kao implantati jer imaju sličan modul elastičnosti kao kost. Godine 1972. počela je primjena nikal-titanskih žica u ortodontiji, a sastojala se od 50% nikla i 50% titana. Kao njihovo najvažnije svojstvo ističe se „*shape memory effect*“. Termoelastičnost određena je kristalografskim svojstvima legure koja, ovisno o temperaturi, kristalizira u dva različita sustava. Pri niskoj temperaturi legura se nalazi u martenzičnom obliku (kristalna kubična rešetka), a pri povišenoj temperaturi nalazi se u austeničnom obliku (kristalna heksagonska rešetka). Transformacija je reverzibilna i naziva se termoelastična martenzična deformacija. Temperatura na kojoj jedna faza prelazi u drugu naziva se tranzicijski temperaturni raspon. Zbog postojanja termoelastične martenzične transformacije, nikal-titanske legure imaju mogućnost pamćenja prvobitnog oblika, tj. pamćenje idealnog žičanog luka. Snižavanjem temperature legura prelazi u martenzični oblik koji se može savijati i deformirati, a ponovnim grijanjem prelazi u austenični oblik i vraća se u prvobitnu formu. Nikal-titanske žice koje se koriste u ortodontiji imaju *austenite finishing temperature* nižu od temperature usne šupljine (oko 35 °C). Na taj je način omogućeno da se žica oblikuje u austeničnoj fazi, ohladi i postavi u bravice u martenzičnoj fazi, a zatim ponovnim porastom temperature u usnoj šupljini teži postizanju oblika koji je „zapamtila“ u austeničnoj fazi. Upotreba ovih legura u ortodontiji omogućava primjenu laganih kontinuiranih sila koje uzrokuju optimalni fiziološki odgovor parodontnog ligamenta i kosti (2, 15, 17).

4.4.5. Amalgam

Amalgam potječe od grčkih riječi *a – ne* i *malagma* – mekšanje. Općeniti naziv amalgam označava svaku leguru metala sa živom, dok je dentalni amalgam legura žive s jednim ili više metala (srebro, kositar, bakar) čiji je sastav strogo određen i kontroliran. Zbog iznimne otpornosti na djelovanje žvačnih sila, jednostavne primjene i niske cijene, amalgam je dugo bio najkorišteniji materijal za ispune stražnjih zuba. Nedostaci su opsežnije brušenje zuba zbog izrade retencijskog kaviteta, neestetska boja i potencijalna toksičnost žive.

Dentalni amalgami mogu se podijeliti prema broju elemenata, obliku čestica, udjelu bakra i udjelu cinka. Prema broju elemenata legure razlikuju se binarni, ternarni i kvarterni amalgami. Prema obliku čestica dijele se na strugotinaste, kuglaste, pakuglaste i mješovite. Kuglasti tip legure pokazuje nizak stupanj kondenzacijske otpornosti, što je prikladnije za ispune u području većeg žvačnog opterećenja, dok strugotinasti, pakuglasti i mješoviti tip legure pokazuju visok stupanj kondenzacijske otpornosti. Prema udjelu cinka dentalni se amalgam dijeli na legure koje sadrže cink više od 0,01 % i non-cink amalgame koji ga ne sadržavaju (tj. manje od 0,01 %). Kod amalgama koji sadrže cink može doći do sekundarne ekspanzije ako dođu u dodir s vlagom, što može dovesti do mikropropuštanja, loma ispuna ili stijenki zuba.

Prema količinskom udjelu bakra razlikuju se konvencionalni dentalni amalgami i oni s visokim udjelom bakra. Kod konvencionalnih dentalnih amalgama (3 – 6 % bakra) u procesu amalgamacije nastaje γ_2 faza (Sn_8Hg) koja je odgovorna za manjak čvrstoće i sklonost koroziji. Kod amalgama s visokim udjelom bakra (6 – 30 %) gotovo je potpuno uklonjena γ_2 faza, ovisno o udjelu bakra. Kod mješovitih amalgamskih legura udio je bakra oko 9 %. γ_2 faza postoji samo u procesu amalgamacije, no u konačnoj leguri nije prisutna. Dentalni amalgami s vrlo visokim udjelom bakra sadrže ga i do 28 % i kod tog tipa amalgama γ_2 faza uopće se ne stvara. Temeljni su sastojci suvremenih dentalnih amalgama srebro (40 – 70 %), kositar (12 – 30 %), bakar (12 – 30 %) i živa (41 – 51%), dok su cink, zlato, platina, nikal, molibden i volfram prisutni u manjim količinama. Srebro povećava otpornost te smanjuje razlijevanje i deformaciju zbog tlaka. Kositar smanjuje ekspanziju, ali smanjuje i mehaničku otpornost te povećava razlijevanje. Bakar povećava otpornost i tvrdoću te smanjuje razlijevanje.

Prema ADA specifikaciji *No. 1* tri su fizikalna svojstva bitna za kontrolu kvalitete dentalnih amalgama, a uključuju tečenje dentalnog amalgama, promjene dimenzija i otpornost na tlak. Maksimalno je dopušteno tečenje 3 %. Tečenje (razlijevanje) promjena je amalgama u dužinu u određenom vremenu pod utjecajem tlaka nastala tijekom procesa stvrdnjavanja materijala. Plastična deformacija nastala nakon stvrdnjavanja naziva se puzanje. Promjena dimenzija dentalnog amalgama tijekom 24 sata smije iznositi -10 do +20 $\mu\text{m}/\text{cm}$. U tijeku vezanja amalgama dolazi do nekoliko dimenzijskih promjena. U prvih dvadeset minuta dolazi do kontrakcije zbog otapanja žive, zatim slijede kompenzacijska i maksimalna ekspanzija te sekundarna kontrakcija. Nakon 6 – 8 sati dimenzije postanu konstantne. Otpornost na tlak nakon jednog sata mora iznositi 80 MPa, a stvrdnutog amalgamskog ispuna 275 – 550 MPa. Otpornost na tlak može se smanjiti zbog nedostatne amalgamacije, visokog udjela žive, nedovoljne kondenzacije i korozije. Dentalni amalgam manje je otporan na vlak nego na tlak i ta otpornost iznosi oko 55 – 62 MPa. Dentalni amalgam ima visoki koeficijent toplinske provodljivosti te je zbog zaštite zdravlja zubne pulpe potrebno postaviti podlogu ispod takvog ispuna.

Zbog udjela žive u sastavu dentalnog amalgama, postavlja se pitanje lokalnog i sustavnog utjecaja na zdravlje. Prema dosadašnjim istraživanjima o toksičnosti dentalnog amalgama, moglo bi se zaključiti da to pitanje nije još u potpunosti razjašnjeno jer različita istraživanja ne daju jednoznačne rezultate. Bitno je naglasiti da je čovjek izložen neusporedivo većoj količini žive iz okoliša, hrane, lijekova i kozmetičkih preparata nego iz dentalnih amalgama (2, 18).

5. RASPRAVA

Metali i legure za primjenu u stomatologiji moraju sadržavati određena svojstva, a među najbitnijima su biokompatibilnost, tvrdoća i čvrstoća. Metali kao zasebni elementi ne odgovaraju uvjetima koje traži zahtjevan okoliš usne šupljine (osim titana). Kako bi se iskoristila dobra svojstva jednih, a umanjila loša svojstva drugih, pojedini se elementi međusobno legiraju. Na taj se način dobivaju smjese optimalnih svojstava- legure. Zbog mnogih mogućnosti legiranja, može se dobro upravljati svojstvima produkta i time zadovoljiti različite indikacije.

Izbor metala i slitina najčešće ovisi o mehaničkim svojstvima jer ona određuju mehaničku otpornost i odlučujuća su za tehnološku i funkcijsku trajnost nadomjeska. Bitna su svojstva čvrstoća, elastičnost, plastičnost, istezljivost i tvrdoća (20).

Čvrstoća predstavlja otpornost krutog materijala na plastičnu deformaciju i lom. U dentalnoj medicini najvažnija je vrijednost vlačne čvrstoće materijala, posebice pri planiranju izrade djelomičnih proteza i njezinih retencijskih dijelova (kvačice, male spojke). Za zadovoljavanje funkcije u ustima, ona bi trebala iznositi iznad 300 MPa. Kada bi vlačna čvrstoća bila preniska, dolazilo bi do loma retencijskih elemenata pri aktivaciji. Neplemenite legure za izradu baza proteza i tvrde zlatne legure imaju slične vrijednosti vlačne čvrstoće (1).

O elastičnosti i krutosti materijala govori i Youngov modul elastičnosti (E) koji se definira kao omjer naprezanja i istezanja. Što je veća vrijednost modula elastičnosti, to je materijal krući. Visok modul elastičnosti koristan je kod izrade baze djelomične proteze zbog ravnomjernijeg prenošenja sile. Niži modul elastičnosti, što bliži modulu elastičnosti dentina, poželjan je kod izrade *inlayja* i krunica. Modul elastičnosti neplemenitih legura viši je od modula elastičnosti plemenitih legura (1, 4, 21, 22).

Ako se materijal može hladno deformirati, a da pritom ne pukne, govori se o istezljivosti materijala. Istezljivost materijala zapaža se nakon granice tečenja i pokazuje stupanj trajne promjene u materijalu do točke loma. Mjera je za istezljivost postotak elongacije ili produljenje do loma, odnosno odnos produljenja materijala djelovanjem vlačne sile u odnosu prema njegovoj početnoj duljini. Najčešće se izražava u postocima. Co-Cr legure su krhke, istezljivost im je najčešće manja do 15%. Od metala najrastezljiviji su srebro i zlato. Nakon toplinske obrade, materijal je istezljiviji nego nakon hladne deformacije jer, što je stupanj deformacije viši, to je istezljivost manja (1, 10).

Tvrdoća je materijala svojstvo otpornosti materijala prodiranju tvrdog predmeta. Male vrijednosti tvrdoće govore o mekom materijalu, a velike vrijednosti o tvrdom materijalu. U dentalnoj medicini najčešće se tvrdoća izražava po Vickersu (HV). Tvrdoća govori i o otpornosti materijala na struganje i abraziju. Što je materijal tvrdi, to je otporniji na struganje. Kobalt-krom legure pokazuju iznimnu tvrdoću (320 – 350 HV 0,1), što uz malu gustoću doprinosi izboru ove legure pri izradi baze djelomičnih proteza (1, 14).

Provodljivost topline opisuje se količinom toplinske energije u džulima koja proteče u jednoj sekundi kroz ploču jednog kvadratnog centimetra površine i jednog centimetra debljine kada je razlika temperatura površina ploče jedan stupanj Celzijev. Provodljivost je topline za taline oko jedna trećina provodljivosti metala na sobnoj temperaturi. Metali su dobri vodiči topline. Najbolji su srebro, bakar i zlato, dok neplemeniti metali slabije provode toplinu, zato krunice od neplemenitih legura slabije provode toplinske podražaje do pulpe (1, 6, 10).

Gustoća je temeljno svojstvo materijala koje utječe na oblik protetskog rada. Gustoća je indikator specifične težine. Ovo je posebno bitno kod izbora materijala za bazu gornje proteze, pogotovo kod većih baza koje većom težinom jače opterećuju uporišne zube. Gustoća je titana oko $4,1 \text{ g/cm}^3$, zlatnih legura oko 18 g/cm^3 , dok je gustoća neplemenitih legura oko 12 g/cm^3 (1, 3, 10).

Važno je svojstvo dentalnih legura biokompatibilnost. Biokompatibilni materijal onaj je koji je inertan, ne razgrađuje se, ne iritira okolinu i nije toksičan, kancerogen ili alergogen. Važno je koristiti materijale koji su prošli dugotrajna i opsežna testiranja prije puštanja na tržište. Postupke i kriterije za evaluaciju bioloških svojstava materijala odredilisu Svjetska stomatološka organizacija (FDI) 1980. te Američki nacionalni institut za standarde i Američka stomatološka udruga (ANSI/ADA) 1982. (1). Dentalni metali i legure, da bi bili postojani, moraju biti otporni na koroziju. Metali koji imaju pojačanu otpornost na koroziju, tj. ućinke sline, zlato su i platina te krom i titan čiji oksidi čine tanak, ali učinkovit površinski zaštitni sloj. Općenito plemeniti metali pokazuju bolja svojstva od neplemenitih. Veća korozivnost materijala dovodi do većeg rizika nuspojava koje se najčešće javljaju kod nikla (ćak 8 – 15% pacijenata). Na kobalt i krom rijetke su reakcije, ćešće se javljaju kod pacijenata senzibiliziranih na takve materijale prethodnom ortopedskom protezom ili implantatom (8, 9).

6. ZAKLJUČAK

Liječnik dentalne medicine u svakodnevnom radu koristi velik broj različitih materijala. Važna su skupina materijala u dentalnoj medicini metali i legure. Rijetko se primjenjuju čisti metali. Najčešće se metali legiraju s drugim metalima i nemetalima kako bi se dobila legura s optimalnim svojstvima za upotrebu u dentalnoj medicini. Legure se rabe kao gradivni materijali u restaurativnoj i dječjoj dentalnoj medicini, ortodontiji, protetici i kirurgiji, a također se od njih izrađuju i instrumenti te pomoćna radna sredstva. U odabiru odgovarajućeg materijala pažnju treba posvetiti potrebnim svojstvima za određenu namjenu, a pritom su bitna svojstva koja daju izdržljivost (tvrdoća, vlačna čvrstoća, modul elastičnosti), biokompatibilnost (slaba korozivnost i topivost u mediju usne šupljine, alergenost), a bitan je i trošak samog materijala i tehnologije izrade (plemenite u odnosu na neplemenite legure). Bitno je poznavati različita svojstva pojedinih legura kako bi se pravilno postavile indikacije za korištenje i time osigurala sigurnost za pacijenta i dugotrajnost rada.

7. LITERATURA

1. Živko-Babić J, Jerolimov V. Metali u stomatološkoj protetici. Zagreb: Školska knjiga; 2005. 150 p.
2. Mehulić K, editor. Dentalni materijali. Zagreb: Medicinska naklada; 2017. p 48-65, 128-147, 162-185.
3. Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials. 11th ed. Anusavice KJ, editor. St. Louis, Mo.: Saunders; 2003. p. 3-21, 41-103, 171-205, 495-655.
4. Brnjas-Kraljević J, Krilov D. Fizika za studente stomatologije. Zagreb: Medicinska naklada; 2007. p. 21-34.
5. Franz. M: Mehanička svojstva materijala. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu; 1998. 73 p.
6. Hankonyi V, Ondrušek V. Izabrana poglavlja fizikalne kemije. Zagreb: Medicinski fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 1990. p 9-21, 107-121.
7. O'Brien WJ, editor. Dental Materials and Their Selection. 4th ed. Berlin: Quintessence Publishing; 2011. p 12-25.
8. Katić V, Špalj S. Ispitivanje svojstava materijala za uporabu u dentalnoj medicini. Medicina Flumiensis [Internet]. 2014 Sep [cited 2018 Jun 26];50(3):[about 11p]. Available from: <https://hrcak.srce.hr/126274>
9. Schmalz G, Arenholt Bindslev D. Biocompatibility of Dental Materials. Berlin: Springer; 2009. p. 13-43.
10. Jerolimov V, urednik. Osnove stomatoloških materijala [Internet]. Zagreb: Sveučilište u Zagrebu, Stomatološki fakultet; 2005 [cited 2005 Jun 20]. Available from: http://bib.sfzg.hr/files/user/ipelivan/Osnove_stomatoloskih_materijala.pdf.
11. 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 [Internet]. 2015 Jul [cited 2018 Jun 26]; 28(3):[about 4p.]. Available from: <https://www.degruyter.com/downloadpdf/j/cipms.2015.28.issue-3/cipms-2015-0070/cipms-2015-0070.pdf>

12. Slokar Lj, Pranjić J, Carek A. Metallic materials for use in dentistry. The holistic approach to environment [Internet]. 2016 Nov [cited 2018 Jun 26];7(1):[about 20p.]. Available from: <https://hrcak.srce.hr/168853>

13. Weber H. The clinical acceptance of dental nickel-chrome alloys. Int Dent J [Internet]. 1983 Mar [cited 2018 Jun 26];33(1):[about 6p.]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6574110>

14. Al Jabbari YS. Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature. J Adv Prosthodont [Internet]. 2014 Apr [cited 2018 Jun 26];6(2):[about 8 p.]. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24843400>

15. Viskić J. Utjecaj obrade površine titana dobivenog metalurgijom praha na veznu čvrstoću obložnom keramikom [doctoral thesis]. Zagreb:Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu; 2015. p. 25-35.

16. ADA council on scientific affairs. Titanium application in dentistry. JADA [Internet]. 2003 Mar [cited 2018 Jun 26],134(3):[about 3 p.]. Available from: <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2003.0165>

17. Meštrović S, Strujić M. Nikl – titanske slitine: primjena u ortodonciji. Sonda [Internet]. 2004 [cited 2018 Jun 26];6(10):[about 3p.]. Available from:<http://sonda.sfzg.hr/wp-content/uploads/2015/04/Me%C5%A1trovi%C4%87-S.-et-al.-%E2%80%93-Nikl-%E2%80%93-titanske-slitine-primjena-u-ortodonciji.pdf>

18. Bharti R, Wadhvani KK, Tikku AP, Chandra A. Dental amalgam: An update. J Conserv Dent [Internet]. 2010 Oct-Dec [cited 2018 Jun 26];13(4):[about 5 p.].

Available from: <http://www.jcd.org.in/text.asp?2010/13/4/204/73380>

19. Galić N, Šutalo J, Prpić-Mehičić G, Anić I. Dentalni amalgam. Acta Stomatol. Croat. [Internet]. 1994 Jun [cited 2018 Jun 26];28(2):[about 7 p.].

Available from: <https://hrcak.srce.hr/99408>

20. Živko-Babić J. Sistematizacija legura u fiksnoj protetici. Sonda [Internet]. 2004 [cited 2018 Jun 26];1(10):[about 2 p.].

Available from: <http://sonda.sfzg.hr/wp-content/uploads/2015/04/%C5%BDivko-Babi%C4%87-J.-%E2%80%93-Sistematizacija-legura-u-fiksnoj-protetici.pdf>

21. Chun KJ, Lee JY. Comparative study of mechanical properties of dental restorative materials and dental hard tissues in compressive loads. J Dent Biomech [Internet]. 2014 Oct [cited 2018 Jun 26];5(1-6):[about 6 p.].

Available from: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4209892/pdf/10.1177_1758736014555246.pdf

22. Knezović-Zlatarić D. Neplemenite slitine – materijal izbora u mobilnoj stomatološkoj protetici. Sonda [Internet]. 2003 [cited 2018 Jun 26];5(8-9):[about 3 p.].

Available from: <http://sonda.sfzg.hr/wp-content/uploads/2015/04/Kneznovi%C4%87-Zlatari%C4%87-D.-%E2%80%93-Neplemenite-slitine-materijal-izbora-u-mobilnoj-stomatolo%C5%A1koj-protetici.pdf>

8. ŽIVOTOPIS

Kristina Potočki rođena je 1993. godine u Zaboku.

Pohađala je Osnovnu školu „Ljudevit Gaj“ u Donjoj Šemnici, a 2008. upisala je Opću gimnaziju u Krapini. Godine 2012. upisala je Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu te ga je apsolvirala u lipnju 2018. godine.

Tijekom studija asistirala je u privatnoj ordinaciji dentalne medicine.

Na fakultetu je sudjelovala u radu studentske organizacije Zubić vile i Geronto projekta te studentske sekcije za oralnu kirurgiju.

Služi se engleskim i njemačkim jezikom.