

Primjena metalnih materijala u dentalnoj medicini

Sivrić, Lucija

Undergraduate thesis / Završni rad

2021

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture / Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:235:532505>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-04-19**

Repository / Repozitorij:

[Repository of Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture University of Zagreb](#)



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Lucija Sivrić

Zagreb, 2021.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

ZAVRŠNI RAD

Mentor:

Izv. prof. dr. sc. Suzana Jakovljević, dipl. ing.

Student:

Lucija Sivrić

Zagreb, 2021.

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

Zahvaljujem se svojoj mentorici izv. prof. dr. sc. Suzani Jakovljević na savjetima i pruženoj pomoći pri pisanju ovog rada.

Zahvaljujem prijateljima i kolegama, a posebno prijateljici Ines na podršci i potpori tijekom studiranja.

Veliko hvala mojim roditeljima, bratu i obitelji na savjetima, podršci i potpori te svemu što su učinili za mene tijekom studiranja i pisanja ovog rada.

Lucija Sivrić



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE



Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite
Povjerenstvo za završne ispite studija strojarstva za smjerove:
proizvodno inženjerstvo, računalno inženjerstvo, industrijsko inženjerstvo i menadžment, inženjerstvo
materijala i mehatronika i robotika

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa: 602 - 04 / 21 - 6 / 1	
Ur.broj: 15 - 1703 - 21 -	

ZAVRŠNI ZADATAK

Student: **Lucija Sivrić**

Mat. br.: 0035211698

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Primjena metalnih materijala u dentalnoj medicini**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Application of metallic materials in dental medicine**

Opis zadatka:

Metalni materijali su važna skupina u dentalnoj medicini i primjenjuju se kao građevni materijali u restaurativnoj i dječjoj dentalnoj medicini, ortodontici, protetici i kirurgiji. Od njih se izrađuju instrumenti koji se primjenjuju u dentalnoj medicini i pomoćna radna sredstva. Metali i njihove legure za primjenu u stomatologiji moraju sadržavati određena svojstva, a među najvažnijim su biokompatibilnost, tvrdoća i čvrstoća. Razvojem novih tehnologija omogućeno je dobivanje novih metalnih materijala s još pogodnijim svojstvima.

U ovom je radu potrebno:

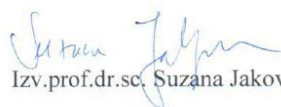
- 1) Prema dostupnoj literaturi dati pregled metalnih materijala koji se primjenjuju u dentalnoj medicini.
- 2) Komentirati dobivene rezultate te dati zaključak.

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

Zadatak zadan:

30. studenoga 2020.

Zadatak zadao:


Izv.prof.dr.sc. Suzana Jakovljević

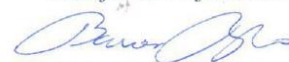
Datum predaje rada:

1. rok: 18. veljače 2021.
2. rok (izvanredni): 5. srpnja 2021.
3. rok: 23. rujna 2021.

Predviđeni datumi obrane:

1. rok: 22.2. – 26.2.2021.
2. rok (izvanredni): 9.7.2021.
3. rok: 27.9. – 1.10.2021.

Predsjednik Povjerenstva:


Prof. dr. sc. Branko Bauer

SADRŽAJ

SADRŽAJ	I
POPIS SLIKA	II
POPIS TABLICA.....	III
SAŽETAK.....	IV
SUMMARY	V
1. UVOD.....	1
2. METALNI MATERIJALI.....	3
2.1. SVOJSTVA METALA	4
2.2. LIJEVANJE METALNIH MATERIJALA	6
3. LEGURE.....	7
3.1. VISOKO PLEMENITE I PLEMENITE LEGURE	8
3.2. LEGURE NEPLEMENITIH METALA	10
4. TVRDI METALI.....	14
5. ČELIK.....	15
6. PAMETNI METALI	18
7. AMALGAM	20
8. PROBLEMI.....	21
8.1. BOKOMPATIBILNOST	21
8.2. KOROZIJSKA POSTOJANOST	22
8.3. OTPORNOST NA TROŠENJE I OŠTEĆENJE	24
8.3.1. Abrazija.....	24
8.3.2. Adhezija	25
8.3.3. Umor površine	25
8.3.4. Tribokorozija.....	26
9. ZAKLJUČAK.....	29
LITERATURA.....	30

POPIS SLIKA

Slika 1 Upotreba materijala u dentalnoj medicini [3]	2
Slika 2 Kobalt-krom djelomična zubna proteza [17]	11
Slika 3 Titanijev implantant [18]	12
Slika 4 Svrđlo za uklanjanje mostova i krunica [20]	14
Slika 5 Skidač krunica [20]	16
Slika 6 Žlica za uzimanje otiska [20]	16
Slika 7 Pomoćni instrumentarij [20]	17
Slika 8 Igle za korijenske kanale [20]	17
Slika 9 Aparat za zube sa žicom od Nitinola [23]	19
Slika 10 Amalgamska ispuna [26]	20
Slika 11 Svrđla za brušenje: a) svrdlo korišteno više puta, b) svrdlo korišteno jedan put i c) novo svrdlo	27
Slika 12 Usporedba igle za korijenske kanale: a) od nehrđajućeg čelika i b) od legure titanija [34]	27
Slika 13 Lom implantanta [35]	28

POPIS TABLICA

Tablica 1 Svojstva kemijskih elemenata [8]	5
--	---

SAŽETAK

Materijali se u strojarstvu dijele na metalne, polimerne i keramiku. Široku primjenu u dentalnoj medicini imaju metalni materijali. Oni se mogu primjenjivati kao čisti materijali ili češće, u obliku legura. U prvom dijelu rada opisane su razne podvrste metalnih materijala ovisno o njihovim svojstvima i načinima primjene, a drugi dio rada se temelji na problemima koji se javljaju prilikom upotrebe metalnih instrumenata u raznim granama dentalne medicine. Uz to su opisana biokompatibilnost, tvrdoća i čvrstoća kao najvažnija svojstva koja moraju posjedovati materijali koji će se primjenjivati u dentalnoj medicini.

Ključne riječi: metalni materijali, dentalna medicina, legure, čelik, pametni metali

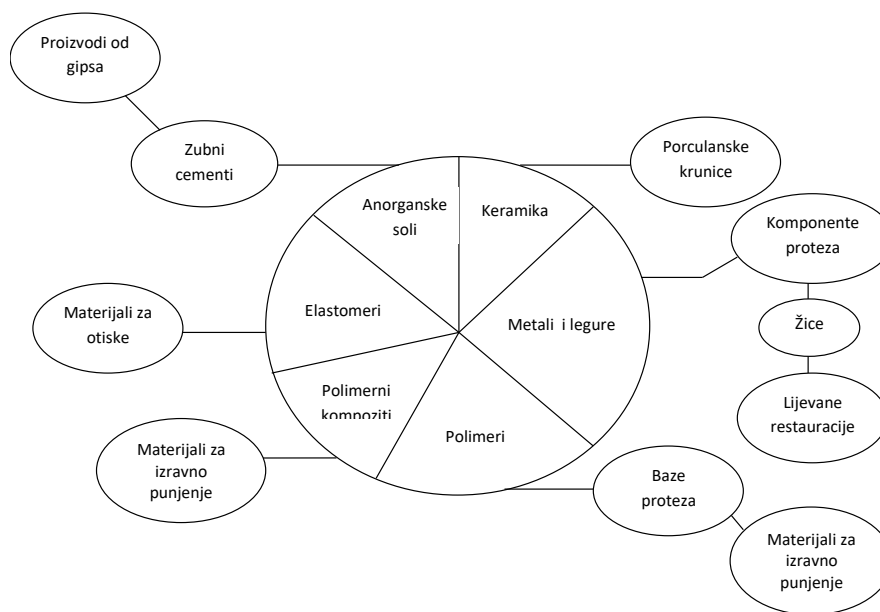
SUMMARY

In mechanical engineering materials are usually divided as metals, polymers and ceramics. Metal materials have wide application in dental medicine. They can be applied as pure materials or more often, in the form of alloys. The first part of the paper describes various varieties of metallic materials depending on their properties and methods of application. The second part of the paper is based on the problems that appears when using metal instruments in various parts of dental medicine. In addition, biocompatibility, hardness and strength are described as the most important properties for materials that are being used in dental medicine.

Key words: metal materials, dental medicine, alloys, steel, smart metal materials

1. UVOD

Dentalna medicina ili stomatologija je medicinska znanost koja se bavi sprečavanjem bolesti i održavanjem zdravlja usne šupljine i popratnih struktura te liječenjem bolesti ili stanja toga područja koja odstupaju od normalnih anatomske-fizioloških odnosa [1]. Dentalna medicina je još kod starih naroda (Egipta, Babilona, Kine, Feničana ...) bila ravnopravna grana medicine i tada se bavila materijalima i njihovom primjenom, prvi pronađeni zlatni zubni nadomjestak star preko 2500 godina potječe još iz doba Feničana i Etruščana [2]. Stomatolozi i zubni tehničari svakodnevno primjenjuju različite vrste materijala u svom radu i od njih očekuju da budu što trajniji, a da bi se ti materijali napravili trajnijima moraju se uzeti u obzir razni utjecaji. Temperatura u usnoj šupljini je između 32°C do 37°C, a to ovisi o izmjeni otvaranja i zatvaranja usta te o vanjskoj temperaturi. Unošenjem različite tople ili hladne hrane i pića, temperatura može biti u rasponu od 0°C do 70°C. Slina u ustima ima pH od 4 do 8,5, a kisela pića ili neki lijekovi mogu utjecati na promjene pH vrijednosti u rasponu od 2 do 11. Po jednom mm² zubne površine ili restorativnog materijala žvačni tlak može biti zanemariv, ali i doseći veličinu od više kilograma [3]. Danas se u dentalnoj medicini primjenjuju različite vrste materijala od polimera, keramike, legura, metala za različitu primjenu [4]. Slika 1 prikazuje neke od primjena materijala u dentalnoj medicini.



Slika 1 Upotreba materijala u dentalnoj medicini [3]

2. METALNI MATERIJALI

Metalni materijali imaju široku primjenu u dentalnoj medicini, npr. za ispune za zube, aparatiće za zube, za implantate i još mnogo toga.

Vrste metalnih materijala koji se primjenjuju u dentalnoj medicini su u rasponu od čistih metala kao što su zlato i platina do jednostavnih čvrstih otopina složenih višefaznih legura [5]. Većina metala koji se primjenjuju u dentalnoj medicini su u obliku legura. Legure su u fizičkim i mehaničkim svojstvima povoljne u usporedbi s čistim metalima, jer imaju optimalni utjecaj svakog sastojka. Na primjer, čisto zlato je duktilno, lako oblikovljivo i mekano, što nije poželjno za protetske primjene poput krunica. Legiranjem zlata mijenjaju se svojstva legure stvaranjem čvrstih otopina, taloga i više faza ili kontroliranjem veličine zrna. Dodatak samo 10% bakra kod zlata rezultira četverostrukim povećanjem vlačne čvrstoće i sličan porast tvrdoće. Za zubne legure, Američka stomatološka udruga (engl. American Dental Association) je klasificirala vrste metalnih legura na bazi plemenitih metala. Vijeće za znanstvena pitanja revidiralo je klasifikaciju te 2003. godine uključuje titanij u zasebnu kategoriju zbog njegove velike upotrebe i sličnih svojstva s plemenitim metalima [6].

Osnovni zahtjev bilo koje zubne legure je visoka otpornost na koroziju. Nisu sve korištene legure potpuno otporne na koroziju, ali mnoge postaju pasivne, što im omogućuje korisno služenje u ustima kroz duži vremenski period. Drugi važan kriterij je da je moraju biti kompatibilni i s tvrdim i s mekim tkivom i pritom ne uzrokuju nikakve nuspojave.

Mnoge legure koje se primjenjuju u restorativnoj dentalnoj medicini sadrže velik udio plemenitih metala i udovoljavaju ovom zahtjevu, ali mora se paziti ako se uvode novi materijali. Metali su općenito duktilni i žilavi u usporedbi s keramikom, iako nekoliko vrsta metala, poput dentalnih amalgama, znatno su lomljiviji od ostalih. Ova duktilnost omogućuje brušenje margina odljevaka, savijanje ortodontskih žica ili djelomično savijanje kopče za proteze koje se namještaju [7].

2.1. SVOJSTVA METALA

Svi metali su krute tvari, osim žive i galija koji su tekući na sobnoj temperaturi. Svojstva metala mogu se navesti na sljedeći način [8]:

- imaju metalni sjaj i površinu poput zrcala,
- pri udaru ispuštaju metalni zvuk,
- tvrdi, jaki i gusti,
- duktilni i podatni,
- provoditi toplinu i električnu energiju,
- imaju specifična tališta i vrelišta,
- u otopini oblikuju pozitivne ione i talože se na katodi tijekom elektrolize, na primjer bakar u bakrenoj oplati.

Metali su žilavi, a to je zbog činjenice da se atomi metala drže zajedno pomoću metalnih veza. Kemijska svojstva metala temelje se na njihovoj tendenciji gubljenja elektrona. Ova tendencija metala gubljenja elektrona poznata je pod nazivom oksidacijska potencija [8].

U tablici 1 prikazana su svojstva metalnih kemijskih elemenata, kemijski elementi se dodaju čistim metalima kako bi se osigurala bolja svojstva materijala za rad u dentalnoj medicini.

Tablica 1 Svojstva metalnih kemijskih elemenata [9,10]

Element	Simbol	Gustoća [kg/m ³]	Talište [°C]	Modul elastičnosti [N/mm ²]	Toplinska rastezljivost [10 ⁻⁶ /K]	Vlačna čvrstoća [N/mm ²]	Istezljivost [%]
Aluminij	Al	2700	660	70000	23	40-50	30
Bakar	Cu	8950	1084	130000	17	210	45
Berilij	Be	1840	1287	284000	12	448	
Bor	B	2460	2076		34	3100	
Cink	Zn	7000	419	105000	30	110-200	50
Galij	Ga	5904	303				
Indij	In	7310	157		33		
Iridij	Ir	22420	2466		6.4		
Kobalt	Co	8900	1495	206000	12	500	-
Kositar	Sn	7310	231	47000	20-23	15-200	
Krom	Cr	72000	1907	248000	7		
Mangan	Mn	7300	1246	120000	22		
Molibden	Mo	10220	2623	329000	5		
Nikal	Ni	8900	1453	170000	13	140-195	30
Paladij	Pd	12023	2936	121000	11.8		
Platina	Pt	21450	1768	164000	9	300	
Rutenij	Ru		2310		9		
Silicij	Si	2330	1414	107000	3	5000- 9000	
Srebro	Ag	10500	960	83000	18	170	45
Titanij	Ti	4540	118000	120000	9	240-370	20
Zlato	Au	19300	1064	79000	14	100	45
Željezo	Fe	7870	1536	211000	11	350	45

2.2. LIJEVANJE METALNIH MATERIJALA

Lijevanje je postupak kojim se voštani uzorak nadomjestka pretvara u replikant. Postupak lijevanja primjenjuju se za izradu zubnih nadomjestaka kao što su umetci, krunice, mostovi i uklonjive djelomične proteze. U dentalnoj medicini se cijelo lijevanje odvija u istom obliku ili prilagodbom tehnike izgubljenog voska. Postupak izgubljenog voska se sastoji od okruživanja uzorka voska kalupom izrađenim od materijala otpornih na toplinu, uklanjanjem voska zagrijavanjem i zatim uvođenjem rastaljenog metala u kalup kroz kanal. U dentalnoj medicini rezultat lijevanja mora biti točna reprodukcija uzorka voska u površinskim detaljima i ukupnoj dimenziji. Male varijacije u lijevanju mogu značajno utjecati na kvalitetu konačne restauracije. Uspješni odljevci ovise o pažnji prema detaljima i dosljednosti tehnike. Razumijevanje točnog utjecaja svake varijable u tehnici je važno pa se mogu donijeti racionalne odluke o modificiranju tehnike prema potrebi za određeni postupak [11].

3. LEGURE

U dentalnoj medicini rijetko se primjenjuju čisti metali iz razloga što niti jedan metal nije savršen te ima neke nedostatke. Čisti metali ne mogu ispuniti visoke standarde koji se od njih očekuju pa se zato nastoji iskoristiti dobra svojstva jednih a umanjiti loša svojstva drugih elemenata komponirajući ih legiranjem. Legure su smjese metala i metala ili metala i nemetala pri čemu prevladava metalni karakter. Svaki element u leguri naziva se komponenta [4].

Klasifikacija legura prema sadržaju plemenitih metala [12, 13]:

Američko stomatološko udruženje (ADA) 1984. predložilo je jednostavnu klasifikaciju legura za primjenu u dentalnoj medicini koje sadrže plemenite metale.

Opisane su tri kategorije:

- Visoko plemenite legure (HN)- sadrži $\geq 40\%$ Au i $\geq 60\%$ težine elemenata plemenitih metala (Au-Pt-Pd, Au-Pd-Ag, Au-Pd-Ag, Au-Pd, Au-Ag-Cu-Pd)
- Plemenite legure (N)- sadrži ≥ 25 mas.% plemenitih metalnih elemenata (Ag-Pd-Au-Cu, Ag-Pd, Pd-Au, Pd-Au-Ag, Pd-Ag, Pd-Cu-Ga, Pd-Ga-Ag)
- Legure neplemenitih metala (PB)- sadrži < 25 mas.% elemenata plemenitih metala (CP Ti, Ti-Al-V, Ti-Al-Nb, Ni-Cr-Mo-Be, Ni-Cr-Mo, Co-Cr-Mo, Co-Cr-W, Cu-Al, CP Ti, Ti-Al-V, Ti-Al-Nb, Ni-Cr-Mo-Be, Ni-Cr-Mo, Co-Cr-Mo, Co-Cr-W, CP Ti, Ti-Al-V, Ti-Al-Nb, Ni-Cr-Mo-Be, Ni-Cr-Mo, Co-Cr-Mo, Co-Cr-W)

Plemeniti metali čine skupinu od sedam metala (zlato, paladij, platinu, rodij, rutenij, iridij i osmij) koji su otporni na koroziju i promjenu boje. Plemeniti metali i srebro ponekad se nazivaju dragocjenim metalima, što se odnosi na njihove visoke ekonomske vrijednosti, ali pojam dragocjeni nije sinonim za plemeniti. Srebro je reaktivno u usnoj šupljini i ne smatra se plemenitim metalom [12].

Ciljevi legiranja:

- povećati tvrdoću i čvrstoću,
- smanjiti točku taljenja,
- povećati fluidnost tekućeg metala,
- povećati otpornost na potamnjivanje i koroziju,
- da biste olakšali lijevanje ili obradu metala,
- za promjenu mikroskopske strukture metala,
- za promjenu boje metala,
- osigurati posebna električna i magnetska svojstva [8].

3.1. VISOKO PLEMENITE I PLEMENITE LEGURE

Za protetske stomatološke primjene potrebno je zlato legirati s različitim kemijskim elementima u svrhu dobivanja legura s odgovarajućim svojstvima. Platina se počela primjenjivati 1990-ih godina umjesto skupog paladija. Platina povećava tvrdoću i elastičnost zlata i povećava temperaturu taljenja legure. Bakar u dovoljnoj količini u odnosu na sadržaj zlata čini leguru toplinski obradivom. Srebro tvori krute otopine sa zlatom i paladijom i čest je sastojak ove skupine legura. U zlatno – bakrenim (Au-Cu) legurama, srebro je učinkovito u neutraliziranju crvenkaste boje bakra, a u slučaju legura na bazi paladija, srebro je potrebno za razvijanje bijele boje legura. Paladij ima dobar raspon topljivosti u nekoliko metala, poput zlata, srebra i bakra, i sposobnost postizanja dobrih mehaničkih svojstava. Ima izvrsnu otpornost na koroziju i relativno je biokompatibilan i dodaje se zlatu u malim količinama (oko 1,5%) radi poboljšanja otpornosti na tamnjenje i koroziju bez značajnog gubitka boje zlata. Cink djeluje kao deoksidator tijekom topljenja i lijevanja plemenitih i visoko plemenitih legura. Indij se može primjenjivati umjesto cinka te ako se doda u većim količinama (18% do 30% masenog udjela) može se postići boja slična zlatu u legurama na bazi Pd-Ag. Iridij ili rutenij dodaju se u malim količinama zbog usitnjavanja zrna i postizanja boljih mehaničkih svojstava [12].

Legure na bazi zlata

Te su legure uglavnom žute boje. Američko stomatološko udruženje podijelilo je zlatne legure u četiri tipa na temelju mehaničkih svojstava [7]:

- Tip I- mekano (60 do 90 HV)
- Tip II- srednje tvrdo (90 do 120 HV)
- Tip III- tvrdo (120 do 150 HV)
- Tip IV- ekstra tvrdo (kaljeni najmanje 150 HV; očvršnuti najmanje 220 HV)

Legure zlata tipa I su mekane i dizajnirane su za zubne proteze i nisu izložene značajnim žvačnim silama. Legure tipa II imaju veliku primjenu za umetke zbog svojih dobrih mehaničkih svojstava, ali imaju manju plastičnost od legura tipa I. Legure tipa III upotrebljavaju se za krunice i za područja visokog naprezanja. Povećanjem sadržaja Pt ili Pd povišuje se temperatura taljenja, što je korisno kada se komponente spajaju lemljenjem. Legure zlata tipa IV primjenjuju se u područjima s visokim naponom kao što su mostovi i dijelovi proteza. Lijevana legura mora biti kruta da se odupre savijanju, mora posjedovati visoku čvrstoću kako bi se spriječilo trajno izobličenje i biti dovoljno duktilna za podešavanje ako je kopča okvira izobličena ili treba prilagodbu [7,12].

Promjene boje legure uzrokovane smanjenjem sadržaja zlata supstituiraju se povećanjem bakra, srebra i paladija. Veći sadržaj srebra i bakra smanjuje otpornost na koroziju ovih legura. Te reducirane legure zlata imaju umjerene module elastičnosti, ali veću tvrdoću i granicu popuštanja [7,12].

Legure srebra i paladija

Te su legure bijele boje i pretežno su u sastavu srebra, ali sadrže najmanje 25% paladija kako bi se osigurala plemenitost i povećala otpornost legure na tamnjenje. Oni također mogu sadržavati bakar i malu količinu zlata. Temperature lijevanja su u rasponu temperatura za legure žutog zlata. Legure Ag-Pd bez bakra mogu imati fizikalna svojstva slična onima u leguri zlata tipa III. S 15% ili više bakra, legura može imati svojstva sličnija svojstvima legure zlata tipa IV. Unatoč izvještajima o lošoj livljivosti zbog manje gustoće i sklonosti otapanja kisika u rastopljenom stanju, legure Ag-Pd mogu proizvesti prihvatljive odljevke ako se pažnja posveti preciznoj kontroli temperature lijevanja i temperatura kalupa. Glavno

ograničenje Ag-Pd legura općenito, a posebno Ag-Pd-Cu legura je njihov veći potencijal za tamnjenje i koroziju. Količina korozije koja se očekuje tijekom rada zanemariva je ako je sadržaj paladija veći od 25%. Te se legure češće primjenjuju za krunice nego za umetke [7,12,16].

3.2. LEGURE NEPLEMENITIH METALA

Legure neplemenitih metala koje u svom sastavu sadrže krom čini skupinu lijevanih metala koja pokazuje veću otpornost na koroziju. Krom na površini legure brzo oksidira i stvara tanki sloj kromovog oksida, koji sprečava difuziju kisika u osnovne metale i poboljšava njegovu otpornost na koroziju. Legura kobalt-kroma, nikal-kroma i kobalt-nikal-kroma legure nemetalnih metala stekle su široko prihvaćanje kao prevladavajući izbor za izradu uklonjivih okvira djelomičnih proteza. Zbog visokih troškova plemenitih metala, ovi osnovni metali prilagođeni su i za dvostruku primjenu, poput proizvodnje potpuno metalnih i metal-keramičkih proteza.

Trenutno postoje dvije glavne skupine nehrđajućih zubnih legura: nikal-krom (Ni-Cr) i kobalt-krom (Co-Cr) [12,14].

Ni-Cr legure mogu se dalje podijeliti na one s berilijem i bez njega, što poboljšava sposobnost lijevanja i potiče stvaranje stabilnog metalnog oksida za lijepljenje porculana. Većina Ni-Cr legura namijenjena je malim odljevcima kao što su krunice i fiksne zubne proteze, a legure Co-Cr prvenstveno se primjenjuju za lijevanje uklonjivih djelomičnih proteza u kojima su potrebni visoki modul elastičnosti i granica tečenja. Neke legure Ni-Cr, koje se primjenjuju za okvire s djelomičnom protezom, napravljene su zbog njihove relativne lakoće dorade i poliranja u usporedbi s legurama Co-Cr, koje se primjenjuju za krunice i fiksne zubne proteze, usprkos njihovoj niskoj duktilnosti, ali su zbog kroma otporne na koroziju. Molibden povećava otpornost na koroziju i čvrstoću te smanjuje koeficijent toplinskog širenja legura osnovnih metala [12,14].

Nikal-kromove legure

Nikal-kromove legure za metal-keramičke radove sadrže do 55% nikla i 10 - 30% kroma, a ostatak sastava čine željezo, aluminij, kobalt, silicij, berilij, bakar, indij, kositar i galij. Nikal kao osnovni element leguri daje tvrdoću i istezljivost te olakšava hladnu obradu, ali djeluje kao alergen pa se njegova upotreba ograničava. Krom (koncentracije iznad 20%) i molibden (koncentracije iznad 4%) doprinose otpornosti legure na koroziju. Aluminij pridonosi povećanju tvrdoće i čvrstoće. Nikal-kromove legure imaju manju mikrotvrdoću od kobalt-kromovih, stoga se lakše obrađuju (poliraju). Iako može doći do lokalne i pukotinske korozije nikal - krom legure su postojane u ustima [4,15,16].

Kobalt-krom legure

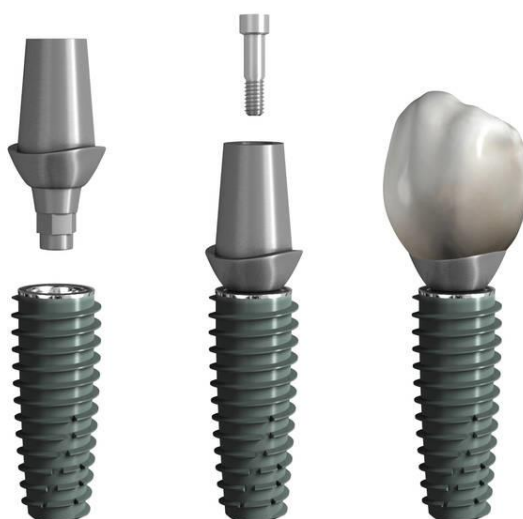
Kobalt- krom legure u svom sastavu sadrže kobalt (32 - 66%), krom (25 - 30%), molibden (4%), te u tragovima željezo i mangan. Kobalt- krom legure su izrazito povoljne za izradu kompliciranih elemenata na lukovima zbog svoje oblikovljivosti. Ove legure su krhke, tvrde i teško lomljive. Kobalt pridonosi otpornosti legure na koroziju, povećava tvrdoću i čvrstoću. Krom čini leguru tvrdom i otpornijom tamnjenju te pridonosi otpornosti legure na koroziju. U reakciji ugljika s kromom nastaje kromov karbid. Novonastali kromov karbid ulazi u heksagonsku rešetku čime dolazi do povećanja mikrotvrdoće, ali dolazi i do unutrašnjih naprezanja koja mogu dovesti do povećanja krhkosti legure. Kobalt- krom legure su tvrde i teško se poliraju kao i brojne druge neplemenite legure. Zbog svojih izrazito pogodnih mehaničkih svojstava, otpornosti na koroziju, ne štetnosti za zdravlje ljudi za razliku od legura s niklom te svoje niske cijene primjena kobalt- krom legura postaje sve šira [4,15,16].



Slika 2 Kobalt-krom djelomična zubna proteza [17]

Titanijeve legure

Titanij je srebrno-bijeli, duktilni metal koji je kemijski postojan. Ima veliku čvrstoću i tvrdoću, ali malu toplinsku vodljivost koja pridonosi dobroj zaštiti pulpe od toplinskih utjecaja. Titanij je sklon reaktivnosti s kisikom, što dovodi do opasnosti od poroznosti odljeva. Zbog boje koja ne daje dobar estetski dojam te zbog neusklađenost s toplinskim koeficijentom keramičkih materijala, titanij se najčešće kombinira s različitim elementima da bi se stvorile adekvatne legure za metalkeramičke radove (Ti-Cr-Si i Ti-Pd-Cr). Također je poznata i Ni-Ti ili “*shape memory legura*”. Titanij služi i kao zamjenski materijal za kobalt krom legure pri izradi baza djelomičnih i potpunih proteza, krunica i mostova. Ima slična mehanička svojstva kao zlatne legure. S obzirom da ima visoku otpornost na koroziju, biokompatibilan je s tkivima usne šupljine i cijelog organizma te mu je cijena prilično niska naspram plemenitih legura, titanij i njegove legure sve češće se koriste u dentalnoj medicini. Zbog svoje dobre biokompatibilnosti, titanij je također vrlo kvalitetna zamjena za nikal. Njegova oseointegracija s kosti čeljusti je najveća prednost za implantate na bazi titanija. Vrijednosti elastičnosti titanija slične su vrijednostima elastičnosti plemenitih legura, ali se razlikuje od elastičnosti ljudske kosti što može biti ograničavajući faktor primjene titanija u izradi baza proteza. Titanij je rendgenski transparentan, što pomaže u kontroli izbrušenih zuba, ali ako je nadogradnja titanija cementirana s cink-fosfatnim cementom nije vidljiva na rendgenskim slici [4,15,16].



Slika 3 Titanijev implantant [18]

Galijeve legure

Iako se nazivaju galijevim legurama, ovi sustavi primjenjuju činjenicu da se temperatura taljenja galija može spustiti ispod sobne temperature dodatkom odgovarajuće količina indija i kositra. Tada se ta tekućina može trituirati s prahom od slitine srebro-kositar-bakar na isti način kao i zubni amalgam. Značajne količine paladija dodaju se legurama u prahu u trenutnoj prodaji sastavi za poboljšanje svojstava korozije. Trenutni sastav koji se prodaje u Japanu je poznat kao galijeva legura GF (Tokuriki Honton), dolazi u obliku praha i sadrži sljedeće elemente (težinski): 50% srebra, 25,7% kositra, 15% bakara, 9% paladija i 0,3% elemenata u tragovima. Dostupan je i u obliku tekućine koja sadrži 65% galija, 18,95% indija, 16% kositra i 0,5% tragova drugih elemenata [7].

4. TVRDI METALI

U grupu neoksidne keramike mogu se uvrstiti i keramički materijali pod svojim imenom „tvrdi metali“. Kod tvrdih metala za razliku od ostalih neoksidirajućih keramičkih materijala izražena su metalna svojstva, električna i toplinska vodljivost kao i druga svojstva koja dokazuju njihov metalni karakter [19].

Mikrostruktura tvrdih metala sastoji se od visokih udjela karbida titanija, tantala i volframa, koji su najčešće međusobno povezani kobaltom.

Tvrđi metali imaju sljedeća dobra svojstva tvrdih metala su visoko talište, otpornost na trošenje te visoka tvrdoća, visok modul elastičnosti te visoku tlačnu čvrstoću i čvrstoću na povišenoj temperaturi, dobru prionjivost s metalnim taljevinama, otpornost na koroziju te visoku toplinsku i električnu vodljivost.

Nositelji tvrdoće i otpornosti na trošenje su karbidi. Vezni metali osiguravaju žilavost višefaznog materijala [19].

Tvrđi metali se u dentalnoj medicini upotrebljavaju za svrdla.



Slika 4 Svrdlo za uklanjanje mostova i krunica [20]

5. ČELIK

Čelik je metastabilno kristalizirana legura željeza i ugljika. Čelik je neznatno čvršći u odnosu na druge materijale, ali je nepovoljniji zbog korozivnosti. Glavna prednost u odnosu na druge materijale je njegova široka dostupnost.[19]

Nehrđajući čelik

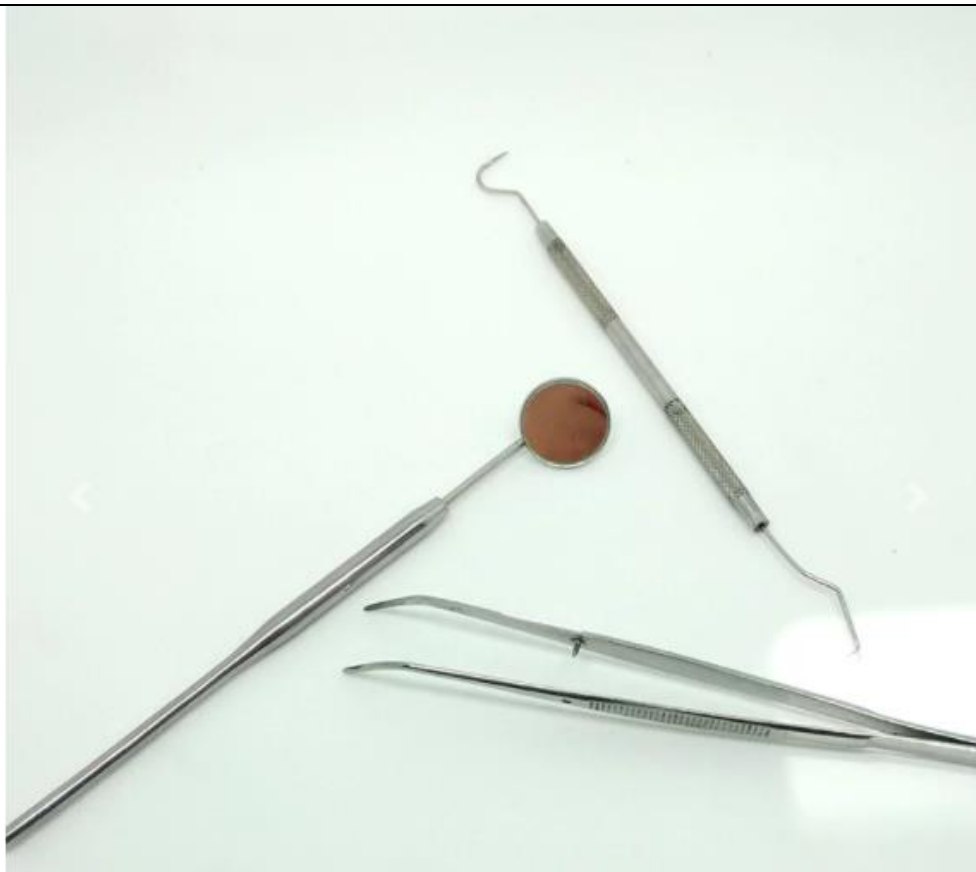
Pored željeza i ugljika, nehrđajući čelici sadrže krom koji poboljšava otpornost na koroziju. To se postiže pasivirajućim učinkom u kojem se krom izložen na površini legure lako oksidira da bi se stvorio površinski film kromova oksida koji sprječava koroziju. Nikal je također prisutan u mnogim nehrđajućim čelicima i on doprinosi otpornosti na koroziju i povećava tvrdoću legure. Jedan od najčešće korištenih nehrđajućih čelika sadrži 18% kroma i 8% nikla. Ova legura ima kritičnu temperaturu ispod točke na kojoj su moguća atomska kretanja i zato se ponekad naziva austenitnim nehrđajućim čelikom. Te nehrđajuće čelike nije moguće očvrnuti toplinskom obradom, jer se prijelazi čvrsto-čvrsto događa ispod temperature pri kojoj su moguće atomske difuzije. Stoga se nehrđajući čelici s 18% kroma i 8% nikla koriste u primjenama u kojima toplinska obrada nije potrebna, na primjer za nerezne instrumente, žice i povremeno kao baze proteza. Ove primjene uključuju stupanj hladnog oblikovanja, budući da se legura oblikuje savijanjem ili izvlačenjem. Čelične legure imaju visoki modul elastičnosti i visoku krutost što može dovesti do oštećenja u početnim fazama ortodontske terapije osobito ako je žica predebela. Do problema dolazi i ako je čelična žica pretanka pa je stabilnost naprave i kontrola pomaka upitna [4,16,19,21].



Slika 5 Skidač krunica [20]



Slika 6 Žlica za uzimanje otiska [20]



Slika 7 Pomoćni instrumentarij [20]



Slika 8 Igle za korijenske kanale [20]

6. PAMETNI METALI

SEPO legure ili legure s prisjetljivosti oblika (engl. *Shape Memory alloys*, SMA) prikazuju nove materijale koji su dobiveni pomoću ciljanih znanstvenih istraživanja s ciljem dobivanja specifičnih karakteristika materijala. Za prisutnost efekta prisjetljivosti glavni uvjet je bezdifuzijska reverzibilna fazna transformacija koja se najčešće naziva martenzitna transformacija [21].

Titanijeve legure

Nitinol, odnosno legura na bazi nikla i titanija je jedna od najpoznatijih legura sa sposobnošću prisjetljivosti oblika. Ime je dobila po imenu laboratorija gdje je i otkrivena: Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory. Udio legiranih elementa u Nitinolu se kreće od oko 52% Ni, 45% Ti i 3% Co. Svojstva NiTi legura su izuzetno dobra biokompatibilnost, što je i razlog velike primjene u medicini, kako općoj tako i dentalnoj, relativno velika sposobnost prisjetljivosti oblika, otpornost na toplinski i mehanički umor, visoka čvrstoća i uz sve to odlična antikorozivna svojstva. Uz nabrojene prednosti najveći nedostatak ovih legura je njihova cijena. Naime u usporedbi s ostalim legurama NiTi legure imaju relativno visoku cijenu. Nedostatak je i njegova ograničena plastičnost što otežava izradu kompliciranih oblika kao što su elementi na lukovima ili mali zavijutci. Ne posjeduje mogućnost lemljenja i varenja [4,16,21].

U dentalnoj medicini primjenjuju se u ranijim fazama ortodonske terapije kao četvrtaste žice te se i počne s istovremenim niveliranjem, torkviranjem, anguliranjem i rotiranjem zubi. Zbog sposobnosti vraćanja u primarni položaj takve žice se nazivaju memory – efekt žice. Za vraćanje, odnosno prisjećanje oblika potrebno je žicu zagrijati na odgovarajuću temperaturu. Pravilno odabrana temperatura "tranzicije" omogućuje savijanje i postizanje određene forme, te kasnije željeno djelovanje unutar usta [16,21].

Danas ima mnogo novih oblika ove legure (npr. kineski Ni – Ti) i one imaju superelastična svojstva. To je svojstvo žice da djeluje jednakom silom koja ne ovisi o iznosu aktivacije, što dovodi do ubrzavanja terapiju i eliminacije mogućih oštećenja [16,21].

Beta titanij (engl. titanium - molybdenum alloy, TMA) je otkriven nešto kasnije, njegova svojstva su: dobar odnos krutosti i elastičnosti, mogućnost se lemljenja i varenja, lako formiranje bez obzira na traženi oblik. Uspoređujući TMA i Nitinol, TMA djeluje jačim

silama od Nitinola, ali slabijim od čelika. Iz tog razloga se Nitinol primjenjuje u ranijim fazama ortodonske terapije kada su potrebne slabije sile [4,16,21]



Slika 9 Aparat za zube sa žicom od Nitinola [23]

7. AMALGAM

„Amalgam je legura žive s drugim metalom (zlatom, srebrom, platinom, bakrom, cinkom, aluminijem). S malim udjelom metala amalgami su kapljeviti, dok su s većim udjelom metala čvrsti. Svježe pripravljeni amalgami su plastični, a poslije postaju čvrsti. Upotrebljavaju se u različite tehničke svrhe. Srebrni amalgam služi kao masa za punjenje zuba (amalgamska plomba) ”[24].

Amalgam je prihvaćen u dentalnoj terapiji više od 150 godina i danas se primjenjuju za stražnje restauracije. Razlog njegove popularnosti leži u lakoći manipulacije, relativno niskoj cijeni i dugoj kliničkoj situaciji vijeka trajanja. Amalgama se u dentalnoj medicini primjenjuje za obnavljanje stražnjih zuba i donekle za jezgre za fiksne nakupine djelomične proteze [7].

Unatoč svojoj dugoj povijesti uspjeha kao restaurativnog materijala, povremeno su postojale zabrinutosti u vezi s potencijalnim štetnim učincima na zdravlje koji proizlaze iz izloženosti živi koja se oslobađa iz zubnog amalgama. Zbog napretka kompozita na bazi smole i adhezivne tehnologije u dentalnoj medicini, primjena amalgama znatno je opala. Njegova uporaba se sve više ograničava te u bliskoj budućnosti će se potpuno izbaciti iz upotrebe [25].



Slika 10 Amalgamska ispuna [26]

8. PROBLEMI

8.1. BIOKOMPATIBILNOST

Biokompatibilnost je bitna značajka svakog materijala, pogotovo onih u tijesnom dodiru s tijelom [26]. Biokompatibilnost se odnosi na biološku prihvatljivost i podnošljivost materijala koji se primjenjuju u medicini. U medicini i stomatologiji biokompatibilnost se odnosi na biološku prihvatljivost i podnošljivost materijala koji se primjenjuju u dodiru sa živim tkivom, a pritom ga ne oštećuju. Biokompatibilnost je sposobnost odnosno svojstvo materijala da izazove odgovarajuću biološki odgovor u tijelu sukladno s primjenom za koju je predviđen. Svaki materijal karakteriziran je skupom svojstava koja ga opisuju te čine pogodnim za određeno polje primjene. Kada se bilo koji od materijala postavi u usnu šupljinu dolazi do interakcije između biološkog tkiva i samog materijala. Taj međuodnos je dinamičan i u ovisnosti je od kvalitete spoja „dvaju materijala u dodiru“. Dentalni materijali mogu štetno utjecati na okolna tkiva: pulpu, sluznicu ili jezik [28].

Negativne pojave prilikom međudjelovanja materijala s okolnim tkivom su citotoksičnosti odnosno pojava prilikom koje dolazi do destruktivnog djelovanja vidljivog na razini stanice, zatim genotoksičnosti odnosno pojava prilikom koje je vidljiv štetan utjecaj na genetski materijal i reakcije preosjetljivosti prilikom koje dolazi do pretjeranog odgovora imunološkog sustava na strano tijelo [29].

Bitno je napomenuti da bi na tržištu trebali biti dostupni samo materijali koji su detaljno testirani i koji ne štete ljudskom zdravlju. Detaljno testiranje i istraživanje utjecaja materijala provodi se uz strogu kontrolu i suradnju znanstvenika i kliničara. Od materijala se zahtjeva da nisu štetni za organizam tijekom cijelog vremena primjene [29].

Materijali po podrijetlu mogu biti prirodni ili umjetni te raznovrsni (metali i legure, polimeri, keramike, kompoziti, poluvodiči, biomaterijali). Ukoliko je materijal prihvaćen i odobren za upotrebu u medicinske svrhe (npr. oznaka CE na pakiranju, prema europskim standardima) isti se smatra biokompatibilnim, no zbog kompleksnosti biološkog medija odgovornost je na svakom doktoru dentalne medicine da se detaljno upozna sa svim svojstvima i nuspojavama primjene pojedinih materijala koje koristi u terapijske svrhe, da detaljno prouči anamnezu svog pacijenta te prepozna potencijalne probleme koje pojedini materijal može prouzročiti kod određenog pacijenta [28,29,30].

Određeni plemeniti metali, čisti metali i legure koji se primjenjuju u dentalnoj medicini dobivaju biokompatibilnost stvaranjem zaštitnog sloja na površini nazvanog pasivnim filmom, koji je oksid jedne ili više komponenata legure. Ti su filmovi produkti korozijske reakcije koja smanjuje brzinu korozije za nekoliko redova veličine i u osnovi sprječava daljnju koroziju nakon što se formira pasivni sloj. Kontakt između dva različita metala u ustima ili promjene temperature ili pH u ustima mogu uzrokovati propadanje zaštite, a u slučaju različitih metala mogu dovesti do galvanske korozije. Iako je neobičan, metal koji je najčešće odgovoran za alergijski odgovor je nikal koji je prisutan u većini nehrđajućih čelika, većini legura kobalt-krom legura, legura nikal-titan i legure nikal-krom. Ako dođe do štetnog alergijskog odgovora, malo se može učiniti osim zamjene metalne komponente za onu koja ne sadrži nikal [31].

8.2. KOROZIJSKA POSTOJANOST

Korozijska postojanost je svojstvo otpornosti materijala na djelovanje medija iz okoline. Materijal kod kojeg pri jednakim vanjskim uvjetima dolazi do manjeg intenzivnog razaranja na površini ili do neželjenih promjena mikrostrukture jest korozijski postojan materijal. Ovo svojstvo materijala se mjeri i procjenjuje preko: gubitka mase (debljine) i volumena, promjene mehaničkih i ostalih svojstava tijekom korozijskog djelovanja, opažanja pojava površinskih oštećenja [19].

U praksi postoje različiti načini zaštite od korozije koji se mogu kombinirati, a to su primjena korozijski postojanog materijala, površinska zaštita manje postojanog materijala različitim metalnim ili nemetalnim prevlakama, zatim katodna zaštita te konstrukcijske mjere i na kraju dodavanje inhibitora korozije u okolni medij i dr. [19].

Korozija je oštećenje materijala koje se može odvijati u različitim medijima na primjer u vodi ili plinovima, a ovisno mediju u kojem se odvija dijeli se na kemijsku i elektrokemijsku koroziju.

Kemijska korozija odvija se u aktivnom suhom mediju primjerice na zraku gdje dolazi do spontane reakcije metala s plinovima. Na površini metala stvaraju se oksidi, sulfidi i kloridi ovisno s kojim plinom metal reagira. Do reakcije metala s plinovima može doći i prilikom toplinske obrade, zavarivanja, lijevanja i drugih postupaka. Bakar i krom pri sobnoj temperaturi stvaraju okside na površini. Oksidacija metala ne mora se odvijati samo na površini, ona može prodirati i u unutrašnjost metalnog objekta. Oksid na površini metala

može služiti kao zaštita metala od daljnjeg kemijskog djelovanja, površinski zaštitni sloj nastaje kod Co, Cr i Ni jer oni imaju jednak volumen kao metalni oksidi [16].

Elektrokemijska korozija nastaje u vlažnom mediju kao što je na primjer usna šupljina. U usnoj šupljini dolazi do elektrokemijske korozije zbog razlike elekropotencijala materijala, a elektrolit je slina. Slina je medij koji ima jako korozijsko djelovanje na materijale u usnoj šupljini, njena korozivnost raste povećanjem koncentracije klorida i smanjenjem pH u usnoj šupljini. Isto tako kao elektrolit djeluje meko i koštano tkivo. Elektroliza se odvija između dva metala koji imaju različiti električni potencijal, a ioni putuju s mjesta većeg potencijala na mjesto manjeg potencijala [16].

Biokompatibilnost legura, kao i njihova inertnost prema oralnim tkivima i tekućinama, jedni su od faktora koji utječu na koroziju dentalnih legura u biološkom mediju. Tijekom korozivnih promjena oslobađaju se ioni metala i različiti spojevi koji mogu dovesti do lokalne ili sustavne reakcije. Lokalno mogu izazvati iritaciju, a sustavno alergijsku senzibilizaciju te uzrokovati toksičan ili kancerogen učinak. Kritična energija pri kojoj se ioni metala otpuštaju u elektrolit ovisna je o vrsti aniona te koncentraciji istog u elektrolitu. Na kritičnu energiju također utječe broj elektrona u zajedničkom oblaku površine legure. Kako bi se ostvarila reakcija otpuštanja iona metala u elektrolit, potrebno je prijeći lokalnu termodinamičku ravnotežu između elektrona i iona koji čine sastav legura građivnih i pomoćnih materijala u dentalnoj protetici. Kao zaštitu od već nastale korozije i njenog daljnjeg razvijanja, na površini sustava dentalna legura-elektrolit moguće je stvoriti površinski oksidni sloj, primjerice kao kod kobalt kromovih legura i titana. Kod proteza koje u sastavu imaju Co-Cr, u početku u ustima dolazi do približno dvostruko većeg otpuštanja iona kroma, nego što je to slučaj s ionima kobalta obzirom na to da se vremenom uništavanje smanjuje, utvrđeno je da se umanjuje i stupanj korozije. Na površini legure u biološkom mediju u usnoj šupljini, dolazi do stvaranja dvaju različitih zaštitnih slojeva, oksidnog sloja i sulfidnog sloja. Hrana i piće predstavljaju izvor sumpora koji ulazi u reakciju s legurom i stvara sulfidni film. Nastankom sulfidnog filma dolazi do diskoloracije legure i usporavanja daljnje korozivne aktivnosti (npr. srebro-paladijeve legure). Iako navedeni zaštitni slojevi uzrokuju pasiviziranje površine legure i posljedično smanjen stupanj korozije, moguć je daljnji nastavak korodiranja u usnoj šupljini [16].

8.3. OTPORNOST NA TROŠENJE I OŠTEĆENJE

Trošenje, kao i trenje, nije svojstvo materijala već predstavlja odgovor danog tribosustava. Ono predstavlja oštećenje površine ili odstranjenje materijala s jedne ili s obje strane dviju čvrstih površina koje su u međusobnom dodiru tijekom gibanja. Posljedice trošenja materijala mogu biti potpuno uklanjanje materijala s površine ili samo premještanje materijala na dodirnim površinama. U slučaju samo prijenosa materijala s jedne na drugu površinu materijala koji su u kontaktu, konačni volumen ili gubitak mase na međupovršini je nula, odnosno nema odvajanja materijala kao čestica trošenja. Gubitak materijala raste kako napreduje oštećenje materijala kod trošenja [32].

Osnovni mehanizmi trošenja [32]:

- Adhezija
- Abrazija
- Umor materijala
- Tribokorozija

8.3.1. Abrazija

Abrazija se definira kao trošenje istiskivanjem materijala uzrokovano tvrdim česticama ili tvrdim izbočinama. Abrazija se smatra jednim od najzastupljenijih mehanizama trošenja, čak 50% procesa trošenja otpada na abraziju. Opisuje se s pomoću dvije faze jediničnog događaja. U prvoj fazi dolazi do prodiranja abraziva u površinu materijala pod utjecajem normalne komponente sile, a u drugoj fazi karakteristično je istiskivanje materijala s trošene površine pod utjecajem tangencijalne komponente sile [32].

Abrazijsko trošenje

Otpornost na abraziju također opisujemo kroz dvije faze. U prvoj fazi postoji nekoliko čimbenika koji utječu, a najvažniji je omjer između mikrotvrdoće abraziva i materijala površine. U drugoj je fazi najutjecajniji čimbenik napredovanja pukotine koji može biti duktilni, krhki ili umor površine [32].

8.3.2. Adhezija

Pri proučavanju načina svezivanja materijala s osnovnom površinom (npr. adheziv na caklinu zuba) važna svojstva su površinska energija (energija potrebna za stvaranje određene ravnomjerne jedinice površine materijala) i površinska napetost (sila potrebna za produljenje površine materijala za određeni iznos). Sposobnost tekućeg materijala da se veže za kruti opisuje se pomoću kontaktnog kuta između tekućine i krute podloge (engl. *wettability*), a brzina penetracije tekućine u pore krute podloge osim toga ovisi i o viskoznosti tekućine [28].

Adhezija se definira kao prijelaz materijala s jedne klizne plohe na drugu pri relativnom gibanju, zbog procesa zavarivanja krutih faza.

Ona se opisuje u tri faze. U prvoj fazi nastaje adhezijski spoj različitog stupnja jakosti na mjestu dodira izbočina, a u drugoj fazi dolazi do raskidanja adhezijskog spoja dok se u trećoj fazi javlja otkidanje čestica čiji je oblik uglavnom listićast.

Otpornost na adheziju određuje se tribološkom kompatibilnošću. Tribološka kompatibilnost materijala je sposobnost materijala koji su u međusobnom dodiru da nisu skloni zavarivanju. Materijali s kristalnom strukturom HCP/HCP imaju najbolju tribološku kompatibilnost, najlošiju tribološku kompatibilnost imaju materijali s kristalnom strukturom FCC/FCC [32].

8.3.3. Umor površine

Umor površine definira se kao odvajanje čestica s površine uslijed cikličkih promjena naprezanja.

Takav se proces opisuje se jediničnim događajima u 3 faze. U prvoj se fazi stvaraju mikropukotine, a uz to, naziva se i faza inkubacije jer u njoj ne dolazi do odvajanja čestica. Drugu fazu karakterizira napredovanje tih mikropukotina, a u trećoj fazi čestice ispadaju u obliku pločica ili ivera. Tako dolazi do stvaranja oštećenja na površini koja su u obliku rupica pa se taj oblik trošenja naziva rupičasti ili pitting oblik.

Otpornost na umor površine zove se dinamička izdržljivost površine [32].

8.3.4. Tribokorozija

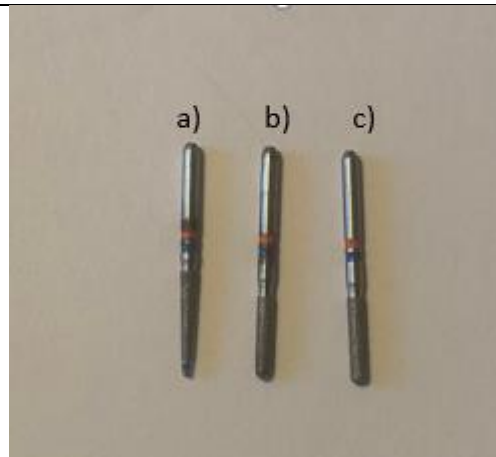
Tribokorozija je trošenje pri kojem prevladavaju kemijske ili elektrokemijske reakcije materijala s okolišem.

Takvo se trošenje može opisati kroz dvije faze jediničnih događaja. U prvoj fazi dolazi do stvaranja sloja produkata korozije, nakon čega se u drugoj fazi sloj produkata korozije mjestimično razara.

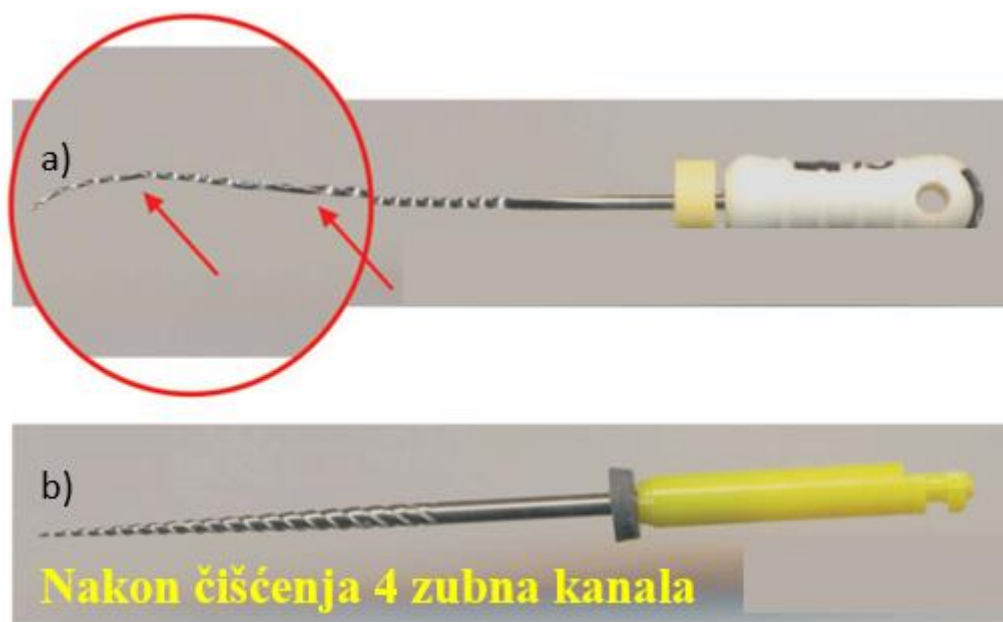
Otpornost na tribokoroziju definira se kao kemijska pasivnost materijala u određenom mediju [32].

Tribokorozijska otpornost na primjeru dentalnih legura

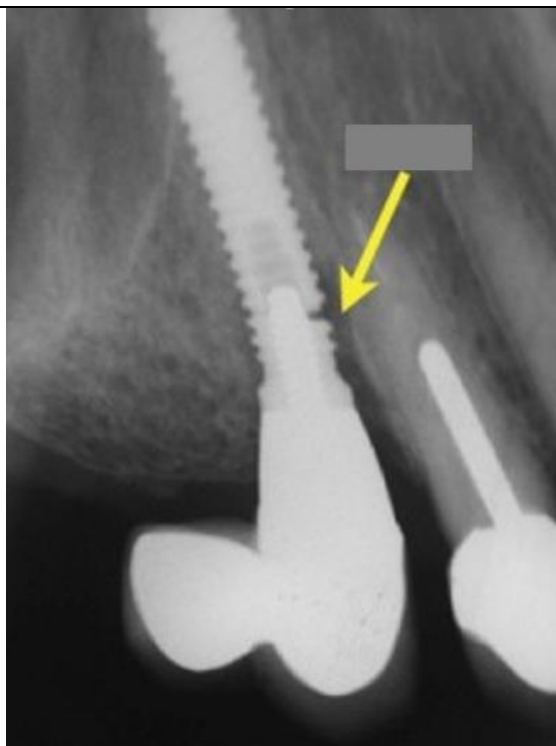
Radovi u protetici izloženi su jakim silama žvakanja i korodiraju brže od drugih gdje nisu toliko izražene sile trenja. To se događa ako se ukloni s površine legure pasivizirani oksidni sloj kod žvakanja hrane ili četkanja zuba. Kad se novi sloj ukloni, površina kod nadomjestaka se troši sve više i tako korozija može zahvatiti legure i u dubljim slojevima. Kemijska inertnost materijala kod određenih medija je jedan od temeljnih kriterija za otpornost ovakvih materijala na tribokoroziju. Pasivizacija u ovom slučaju podrazumijeva da barijere koje sprječavaju oksidaciju ne smiju biti deblje o mikrometra. Uvjeti pasivizacije nisu uvijek isti i za pojedine materijale su specifični. Na pasivizaciju kod različitih materijala utječu različiti uvjeti, visoki pH pomaže u sprječavanju pasivizacije aluminijske legure, ioni klora i niski pH sudjeluju u sprječavanju pasivizacije kod nehrđajućeg željeza, a visoka temperatura sprječava pasivizaciju kod titanija. Do korozije kod plemenitih legura može doći i zbog nehomogenosti, poroznosti materijala ili ako je površina nedovoljno polirana. Iako je korozija kao pojava negativna nekad nastali sloj oksida može služiti kao barijera između dva različita metala koja se dodiruju. Kako bi tribosustav bio cjelovit mora biti otporan na lom te elastičnu i plastičnu deformaciju. Da bi materijal bio trajan mora biti otporan na trošenje i koroziju [29].



Slika 11 Svrkla za brušenje: a) svrdlo korišteno više puta, b) svrdlo korišteno jedan put i c) novo svrdlo



Slika 12 Usporedba igle za korijenske kanale: a) od nehrđajućeg čelika i b) od legure titanija [34]



Slika 13 Lom implantanta [35]

9. ZAKLJUČAK

U ovom radu prikazan je pregled metalnih materijala koji se primjenjuju u dentalnoj medicini. Svojstva čistih metala ne ispunjavaju visoke zahtjeve koje današnje tržište od njih zahtjeva. To dovodi do legiranja metala i stvaranja novih legura, u kojima se iskorištavaju pozitivna svojstva komponente legure, a umanjuju negativna svojstva komponente legure. Napredak tehnologije doveo je do puno boljih materijala koji se koriste u dentalnoj medicini, ali također treba obratiti pažnju na probleme koje materijal može uzrokovati svojom primjenom te se zbog toga trebaju koristiti samo klinički ispitani i certificirani materijali. Liječnik dentalne medicine mora dobro poznavati i svojstva materijala koje koristi i anamnezu pacijenta kako ne bih došlo do komplikacija. Zbog svoje iznimne biokompatibilnosti i svojstva titanija i njegovih legura može mu se dati prednost u primjeni naspram drugih legura u dentalnoj medicini, dok se nehrđajući čelici najčešće koriste za pomoćni instrumentarij u dentalnoj medicini.

LITERATURA

- [1] <http://struna.ihjj.hr/naziv/stomatologija/13645/>, (03.01.2021.)
- [2] Walter Hoffmann-Axthelm, History of Dentistry, 1981., Quintessence Publishing Co., Chicago
- [3] McCabe J. F., Wallas W. G., Applied dental materials, 2008., Blackwell Publishing Ltd
- [4] Vjekoslava Jerolimov i suradnici, Osnove stomatoloških materijala, Stomatološko fakultet u Zagrebu, Zagreb, 2005.
- [5] R. M. German., Precious-metal dental casting alloys., International Materials Reviews 27:1, 1982., Pages 260-288.
- [6] Daniel Givam, Precious Metals in Dentistry, Dental Clinics of North America, Volume 51, Issue 3, July 2007, Pages 591-601
- [7] O'Brien W.: Dental Materials and Their Selection - 3rd Ed., Quintessence Publishing Co, 2002
- [8] <http://indiandentalacademy.blogspot.com/2013/08/alloys-used-in-dentistry.html>, (04.01.2021)
- [9] Howatson A. M.: Enginiering Tables and Data
- [10] Nuclear Size and Density, HyperPhysics, Georgia State University, 2009.
- [11] Khurshid Z., Sheikh, Z.: Dental material (principle and applications), Pakistan, Paramount books, 2018.
- [12] <https://pocketdentistry.com/16-dental-casting-alloys-and-metal-joining/>, (04.01.2021.)
- [13] <https://pocketdentistry.com/structure-and-properties-of-cast-dental-alloys-2/>, (05.01.2021.)
- [14] <https://pocketdentistry.com/8-base-metal-casting-alloys>, (09.01.2021.)
- [15] Živko-Babić J, Jerolimov V. Metali u stomatološkoj protetici. Zagreb: Školska knjiga; 2005.
- [16] Mehulić K, Dentalni materijali. Zagreb: Medicinska naklada; 2017.
- [17] <http://m.ba.fotisdentallab.org/removable-dentures/partial-chrome-denture.html> (07.02.2021.)
- [18] <https://www.implantate.com/was-ist-ein-zahnimplantat-aufbau-material-und-funktion.html> (20.01.2021.)

- [19] Filetin T., Kovačiček F., Indof J.: Svojstva i primjena materijala, Sveučilište u Zagrebu 2009.
- [20] <http://www.ilic.hr/proizvodi.php> (22.01.2021.)
- [21] S. Rajić-Meštrović i sur. Mehanička svojstva i klinička primjena žica u ortodonciji Stomatol Croat, Vol. 30, br. 4, 1996.
- [22] Ćorić D., Posebni metalni materijali, FSB, Sveučilište u Zagrebu, 2017
- [23] <https://www.samaterials.com/nitinol/407-nitinol-dental-braces.html> (05.02.2021.)
- [24] <https://www.enciklopedija.hr/natuknica.aspx?id=2103>, (03.01.2021.)
- [25] <https://pocketdentistry.com/15-dental-amalgams/>, (04.01.2021.)
- [26] <https://www.dentistinsanmarino.com/amalgam-fillings.html> (22.01.2021.)
- [27] Williams D., F.: Progress in biomedical engineering, definitions in biomaterials, vol. 4. Amsterdam: Elsevier;1987. p. 954.
- [28] Katić V., Špalj S.: Ispitivanje svojstava materijala za uporabu u dentalnoj medicini, Medicina Fluminensis: Medicina Fluminensis, Vol. 50., No. 3,p. 268-278., 2014.
- [29] Mehulić K., Hodanić T.,Viskić J.: Biokompatibilnost dentalnih materijala, Vjesnik dentalne medicine, 1; stre. 3-4, 2016.
- [30] Schmalz G., Arenholt Bindslev D.: Biocompatibility of Dental Materials. Berlin: Springer; p. 13-43., 2019.
- [31] Sinha D. S., Sinha A., Agrima V., & Jaiswal.N., Biocompatibility of Dental Materials: A Comprehensive Review. Indian Journal of Contemporary Dentistry, 3(2):1., 2015.
- [32] Grilec K., Jakovljević S.: "Tribologija", Autorizirana predavanja, FSB, Sveučilište u Zagrebu, 2015.
- [33] Schmalz G., Arenholt Bindslev D.: Biocompatibility of Dental Materials. Berlin: Springer; p. 13-43., 2019.
- [34] Dr.Moh'd Hammo, Endodontic Management of Broken Instruments, Smile Magazine, Issue 2., May 2006.
- [35] <https://www.facialart.com/oral-surgery-dental-procedures/lifetime-dental-implants/dental-implant-complications/> (07.02.2021.)