

Gradivni materijali u implantoprotetici

Mehulić, Ketij

Educational content / Obrazovni sadržaj

Publication status / Verzija rada: **Accepted version / Završna verzija rukopisa prihvaćena za objavljivanje (postprint)**

Publication year / Godina izdavanja: **2020**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:127:270959>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-07-18**



Repository / Repozitorij:

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



Prof.dr.sc. Ketij Mehulić

Sveučilište u Zagrebu

Stomatološki fakultet

Zavod za fiksnu protetiku

Mail: mehulic@sfzg.hr

Poslijediplomski specijalistički studij Dentalna implantologija

Predmet: Implantoprotetika I

Predavanje: Gradivni materijali u implantoprotetici

GRADIVNI MATERIJALI U IMPLANTOPROTETICI

Sažetak

Materijali za biološku primjenu moraju imati odgovarajuća mehanička i fizikalna svojstva te moraju imati sposobnost biointegracije (tvoriti stabilnu cjelinu s okolnim tvrdim i mekim tkivom) i biofunktionalnosti (tvoriti s okolnim tkivom funkcijsku cjelinu). Biofunktionalnost se zasniva na biološkoj, mehaničkoj i morfološkoj kompatibilnosti gradivnog materijala i tkiva domaćina. U razmatranju biointegracije gradivnih materijala u implantoprotetici potrebno je analizirati međuspoj stranog tijela i okolnog živog tijela, pritom su od fundamentalnog značaja sastav i površinska topografija stranog tijela.

Gradivne materijale u implantoprotetici potrebno je podijeliti u tri grupe; materijale za izradu implantata, za izradu implantatnih nadogradnji i materijale za izradu protetskog rada.

Najčešće korišteni materijal za izradu implantata je titanij zbog dobrih mehaničkih svojstava, biokompatibilnosti, inertnosti i mogućnosti oseintegracije.

Za izradu implantatnih nadogradnji također se najčešće koristi titanij mada se može izraditi i iz drugih materijala, posebice cirkonijevog oksida.

Za izradu fiksnoprotetskog rada još uvijek je zlatni standard metal-keramika. Međutim, s obzirom na visoke estetske zahtjeve u suvremenoj dentalnoj protetici sve se više koriste potpuno keramički sustavi posebice u prednjoj regiji zubnog niza. U posljednje vrijeme evidentna je zamjena dvoslojnih sustava s monolitnim materijalima.

Ključne riječi: gradivni materijali, implantoprotetika, implantat, implantatna nadogradnja, protetski rad

Nastavni tekst je podijeljen u 7 tema:

1. Općenito o materijalima
2. Materijali za izradu implantata
3. Materijali za izradu implantatnih nadogradnji
4. Materijali za izradu fiksnih nadomjestaka
5. Tehnologije izrade fiksnog nadomjeska
6. Pogreške u izradi i obradi fiksnog nadomjestka
7. Cementi

1. Općenito o materijalima

Cilj suvremene dentalne protetike je pacijentu rekonstruirati funkciju i estetiku stomatognatog sustava. Rekonstrukciju je moguće izvesti klasičnom fiksnoprotetskom ili poštenije, implantoprotetskom terapijom. Dentalni implantati se oseointegriraju. Kost tvori jaku strukturalnu potporu čime se osigurava pravilan prihvata suprastrukture i prijenos opterećenja na fundament¹. Implantoprotetski pacijent dobiva kvalitetno saniran zubni niz, a bez dodatnih oštećenja okolnih zubi.

Dentalni implantati se danas rutinski primjenjuju. Njihova primjena je primjerice u SAD u četverostrukom porastu od 1983 – 1987. ² te daljnjem porastu za 75 % u periodu od 1986 – 1990. ³. Početkom ovog stoljeća na tržištu je zabilježeno 25 proizvođača dentalnih implantata i oko 100 različitih sustava ⁴.

Do 1976. dentalni materijali za ljudsku primjenu nisu bili definirani ni jednom državnim agencijom. Medical Device Amendments (SAD) u 1976. ovlašćuje Federal Dental Association kao krovnu instituciju za primjenu materijala, aparata i instrumenata u dijagnostičke, terapijske i preventivne postupke u medicini. Dental Panel klasificira materijale u tri kategorije:

klasa I (materijali s minimalnim rizikom: sam postupak proizvodnje i vođenja evidencije)

klasa II (materijali koji iziskuju potvrdu sigurnosti i učinkovitosti. Za tu grupu materijala postoje norme) i

klasa III (materijali koji pokazuju stanoviti rizik i opisuju se kao novi. Za te materijale ne postoje norme)⁵.

U skladu s ISO normom⁶, implantati su višestruko testirani testovima podijeljenim u grupe I-III;

Grupa I su testovi za citotoksičnost (ISO 7405, 6.1 i 6.2 i ISO 10993.5)

Grupa II za subkroničnu sistemsku toksičnost i to za oralnu primjenu (ISO 10993.11.6.7.1), kožnu i intrakutanu primjenu (ISO 10993-11.5.2), sistemsku senzibilizaciju putem inhalacije (ISO 10993.11.6.7.3), genotoksičnost (ISO 10993.3), lokalne učinke nakon implantacije (ISO10993.6) i

Grupa III za endodontske zahvate (ISO 7405.6.4 i ISO 7405.6.5).

Rasprava o materijalima za biološku primjenu u prvom redu obuhvaća svojstvo kompatibilnosti. Kompatibilnost se zasniva na interakciji između stranog tijela i okolnog tkiva, tekućina i krvnih elemenata domaćina. Neki od materijala koji se danas primjenjuju u medicini su prihvatljivi dok drugi ipak predstavljaju hazard.

Materijali za biološku primjenu moraju imati odgovarajuća mehanička i fizikalna svojstva odnosno strukturu koju organizam može prihvatiti kako s inženjerskog (tribološka svojstva posebice trenje i trošenje) tako i s biološkog stajališta (korozija), moraju tvoriti stabilnu cjelinu s okolnim tvrdim i mekim tkivom (biointegracija) i tvoriti funkcijsku cjelinu (biofunktionalnost).

U razmatranju biointegracije dentalnih implantata potrebno je sagledati dvije komponente, međuspoj stranog tijela i odgovor okolnog živog tijela na strani materijal. Pri tomu su od fundamentalnog značaja materijal implantata (sastav i površinska topografija). Biofunktionalnost se zasniva na biološkoj⁷, mehaničkoj⁸ i morfološkoj kompatibilnosti⁹.

Bioološku kompatibilnost gradivnog materijala u dentalnoj medicini definira usna šupljina. Usna šupljina je agresivan medij, s korozivnog i mehaničkog aspekta. Svi nadomjesci su konstantno u vodenoj otopini klorida (0,1 N) s različitim količinama Na, K, Ca, PO₄, CO₂, sumpornih komponenti i mucina¹⁰. pH vrijednost je (normalno) u granici od 5,5 do 7,5, ali ispod plaka može biti i do 2. Temperatura varira, ovisno o hrani i piću ($\pm 36,5$ °C). Opterećenje može biti do 1,000 N (normalne žvačne sile su između 150 - 250 N)¹⁰.

Morfološka kompatibilnost gradivnog materijala, odnosno međusobni spoj između implantata i tvrdog/mekog tkiva je odrednica koja snažno utječe na trajnost implantata i uspjeh implantoprotetske terapije. Definira je vrsta i kvaliteta površina u dodiru. Dodirne površine imaju značajnu ulogu u biološkoj interakciji između tkiva i implantoprotetskog rada zbog:

1. površina gradivnog materijala je jedini dio u kontaktu sa živim tkivima
2. kontaktna površina gradivnog biomaterijala je gotovo uvijek različita u morfologiji i sastavu od ostatka nadomjeska. Razlike nastaju zbog molekularnog preslagivanja, reakcije površina i kontaminacije različitim agensima
3. biomaterijali ne smiju otpuštati biološki aktivne niti toksične supstance
4. neka svojstva površina poput topografije utječu na mehaničku stabilnost implantata i njegov odnos s okolinom¹¹

Radi poboljšanja oseointegracije odnosno stvaranja bioaktivne površine u literaturi su opisane različite obrade površine implantata, poput:

- pjeskarenja i jetkanja (povećava se mikrohrapavost).

Prosječna površinska hrapavost implantata je u rasponu od 1 - 50 μm . Ozkurt i sur. vide uzrok slaboj kliničkoj primjeni cirkonij-oksidnih implantata upravo u njihovoj glatkoj površini i pritom objašnjavaju da glatka površina ne stvara dobru podlogu za kvalitetnu interakciju implantata s tkivom što rezultira lošom oseointegracijom¹²

- nanošenja bioaktivnog premaza (hidroksiapatit, kalcijum fosfat, bisfosfonati, kolagen. Oseointegracija će biti kvalitetnija ako je prosječna veličina čestica materijala od 10 - 500 μm . Ako je veličina čestica manja od 10 μm površina će nepovoljnije djelovati na fibroblastične stanice. Pore u materijalu smanjit će kvalitetu dodira pa kod površine gdje su pore veće od 500 μm zbog „grubosti materijala“ neće se osigurati dostatan integritet¹³.

Tablica 1. svojstva materijala.



Gradivni materijali u implantoprotetici dijele se na one iz kojih se izrađuju implantati, implantatne nadogradnje (bataljci) i nadomjesci. Pritom se analizira sastav, struktura i građa materijala, fizikalna, mehanička, tribološka, tehnološka, uporabna, ekološka, toplinska i druga svojstva (Tablica 1.).

2. Materijali za izradu implantata

Gotovo svi implantološki sustavi temeljeni su na primjeni titanija i njegovih legura. Titanij se smatra biološki vrlo kompatibilnim materijalom.

Na tržištu se nalaze, ali u znatno manjoj mjeri, implantati izrađeni iz drugih materijala, npr. vitalija s premazom na površini od aluminij-oksidge keramike s 4 % ZrO_2 i 25 % Mg ili aluminij-oksidge keramike s 25 % SiC (Si karbida)) te implantati izrađeni iz Co Cr Mo legure. U posljednje vrijeme sve su interesantniji implantati izrađeni iz cirkonijevog oksida.

2.1. Titanij

Titanij je kemijski element koji u periodnom sustavu elemenata nosi simbol Ti, atomski (redni) broj mu je 22, a atomska masa mu iznosi $47,867^{14}$, temperatura taljenja je između 1660 i 1675 °C. Ima relativnu gustoću 506 kg/m^3 (laki je metal), postojan na zraku i u morskoj vodi, topljiv u fluoridnoj i vrućoj kloridnoj kiselini, otporan je prema kemikalijama. Tvrdoće je 910

HV. U elementarnom stanju je crn ili siv metalni prah ili masivan metal sličan čeliku. Zbog onečišćenja je krhak, u čistom stanju je rastezljiv. Najznačajnije svojstvo titanija je čvrstoća poput čelika, no u isto vrijeme je dvostruko lakši od njega^{15,16}. Po svojstvima je najbliži cirkoniju. Titanij je u prirodi deveti element i sedmi metal po zastupljenosti u zemljinoj kori (0,63 %). Dolazi isključivo u spojevima i to u obliku ruda – perovskita (CaTiO_3) rutila (TiO_2), ilemenita (FeTiO_3), i titanita (CaTiSiO_5). Od navedenih, samo se rutil i ilmenit koriste u komercijalne svrhe. Približno je 6 – 7,5 milijuna tona titanijevih ruda iskopano tijekom 2013. godine, a najveće zalihe rude i najveća proizvodnja dolazi iz Brazila, Australije Kine, Indije, Južnoafričke Republike, Novog Zelanda i Sjedinjenih Američkih Država. Oko 95 % titanijevih ruda potroši se u proizvodnji TiO_2 za industriju pigmenata. Ostalih 5 % koristi se u ostaloj industrijskoj proizvodnji.

Titanij je 1791. otkrio William Gregor u Creedu i nazvao ga manacannit te neovisno o njemu 1795. Martin Heinrich Klaproth u Berlinu. Hunter je 1910. izolirao čisti titanij. Ime „titanij” je dobio po Titanima, bogovima iz grčke mitologije koje je krasila iznimna snaga.

Titanij se primjenjuje u implantoprotetici zbog:

- dobrih mehaničkih svojstava

Ima visoku specifičnu čvrstoću s vrlo povoljnim omjerom čvrstoće prema gustoći. Čisti titanij pokazuje vrijednosti savojne čvrstoće preko 430 MPa, stoga ga se može usporediti s nekim vrstama čelika, ali mu je istovremeno gustoća značajno manja od čelika. Gušći je od aluminija (60 %) i dvostruko čvršći. Neke legure titanija pokazuju vrijednosti savojne čvrstoće i preko 1400 MPa

- biokompatibilnosti

otporan na koroziju (gotovo usporediv s platinom). U kontaktu s kisikom stvara pasivni oksidni sloj čime se inhibira daljnja oksidacija. Debljina oksidnog sloja varira od 2 - 7 nm ovisno o kvaliteti površine i sastava metalne komponente, sastava okolnog medija i radne temperature. U periodu od 4 godine na zraku, debljina tog sloja može narasti do maksimalno 25 nm. Pasivni sloj čini titanij otpornijim na utjecaj nižih koncentracija sumporne, klorovodične i većine organskih kiselina. Daje metalu posebna estetska svojstva, povećanjem debljine tog sloja mijenja se boja površine koja se proteže kroz cijeli spektar boja¹⁸

- inertnosti i
- mogućnosti oseointegriranja

Oseointegracija podrazumijeva direktan dodir živog neupalnog koštanog tkiva s površinom implantata. Dvije su teorije o vezi između kosti i implantata: Branemarkova teorija, objašnjava oseointegraciju preko veze između tankog sloja TiO_2 na površini implantata i osteocita i koštanog matriksa te Weissova teorija koja objašnjava vezu preko stvaranja vezivno-koštanog kolagenog ligamenta sličnog onom između kosti i prirodnog zuba.

Čisti titanij se dobiva redukcijom $TiCl_4$ s Mg (Krollov proces). Komercijalno čisti titanij (CP Ti) spužvastog je oblika, melje se, komprimira i tali u blokove u vakuumskim pećima. Vakuum sprečava oksidaciju i osigurava čistoću dobivenog bloka.

Postoje 4 tipa CP Ti za dentalnu primjenu. Svi sadrže male količine željeza, dušika i kisika. Kako se njihov udio povećava od tipa 1 prema 4, tako raste i čvrstoća. Tip II najčešće se primjenjuje u izradi krunica, tip III i IV za implantološke sustave, tip IV za protezne baze.

Titanij se može legirati s različitim elementima (Pt, Pd, Au i Ag) čime se poboljšavaju mehanička svojstva (podnošenje većih tlačnih, vlačnih i smičnih opterećenja). Legure imaju manju kemijsku postojanost naspram čistog titanija. Najviše primjenjiva legura titanija je Ti-6Al-4V, sadrži 90 % Ti, 6 % Al i 4 % V. Aluminij stabilizira leguru, a vanadij doprinosi tvrdoći i čvrstoći legure. Neki autori ističu štetnost aluminija i vanadija po zdravlje pa se legira s drugim elementima (Nb, Ta, Zr, Mo ili Sn). Tako se dobivaju nove legure s nižim modulom elastičnosti, većom dinamičkom izdržljivošću, boljom biokompatibilnosti i boljom estetikom.

Za izradu implantata koristi se 99,5 % CP Ti i legura Ti-6Al-4V. Titanijski implantat je gotovo uvijek u direktnom kontaktu s kosti, odvojen samo s iznimno tankim astaničnim nekalcificiranim slojem. Oksidi na površini CP Ti i titanijevoj leguri reagiraju s mineralnim ionima, vodom i drugim sastojinama bioloških tekućina i dolazi do remodeliranja površine titanija. Tijekom implantacije, titanij oslobađa korozijske produkte (titanijev oksid ili hidroksid) u okolno tkivo i tekućine iako je pokriven termodinamički stabilnim oksidnim slojem.

Površina titanijskog implantata može biti:

- glatka
- *plasma sprayed*
- s česticama cirkonijevog oksida (poboljšava se oseointegracija)

- pjeskarena i s česticama cirkonijevog oksida (povećava se hrapavost što potiče depoziciju kosti)
- s česticama aluminijevog oksida
- jetkana

Nedostaci titanijskog (metalnog) implantata su korozija, alergija i estetika.

Titanijski implantat može biti opskrbljen titanijskom ili s cirkonij-oksidnom nadogradnjom.

2.2. Cirkonijev oksid

Prvi estetski implantat bio je izrađen iz Al_2O_3 (1968.).

Prvi implantat izrađen iz ZrO_2 je bio Sigma implantat, poznat već od 1968.

Veća primjena cirkonij-oksidnih implantata nastaje od 2004., a primjena ZrO_2 je značajna i u oblaganju titanijskih implantata.

Cirkonij-oksidna keramika je materijal koji je znatno više zastupljen za izradu suprastrukture u implantoprotetici nego materijal iz kojeg se izrađuju implantati. Unatoč tomu trenutno se na tržištu nalazi 9 različitih cirkonij-oksidnih implantatnih sustava. Klinička primjena prvog takvog sustava (Sigma, Sandhause, Incermed, Lausanne, Switzerland)) bila je 1987. godine, a zatim su uslijedili i drugi: CeraRoot system (Oral Iceberg, Barcelona, Spain) (2005.), ReImplant system (ReImplant, Hagen, Germany), White Sky system (Bredent Medical, Senden, Germany), Goei system (Goei Inc, Akitsu-Hiroshima, Japan), Konus system (Konus Dental, Bingen, Germany), Z-systems (Z-systems, Konstanz, Germany) i Ziterion system (Ziterion, Uffenheim, Germany).

Svojstva temeljem kojih je YrO_2 našao primjenu za izradu implantata su:

- Biokompatibilnost

Zagovornici ovog materijala za izradu implantata navode biokompatibilnost kao glavni adut u primjeni. Uz to svojstvo ističu i bioinertnost. Ne korodira za razliku od titanijevog implantata koji korodira u vlažnoj sredini posebice kod prisustva više od jednog metala. Keramika je glatka pa je i rast bakterija kod implantata izrađenih iz cirkonij-oksidne keramike manji nego kod onih izrađenih iz titanija, stoga su krvarenje i upale rjeđe. Cirkonij-oksid ne izaziva alergije i preosjetljivost.

- Relativno dobra mehanička svojstva

Zadovoljavajuće je čvrstoće.

- Ne provodi struju i toplinu
- Ima mogućnost oseintegracije
- Estetika (nema prosijavanja metala kroz sluznicu)
- Manja toksičnost, kancerogenost, mutagenost od Ti implantata.

Neki autori navode radioaktivnost kao problem jer sadrži neke radioaktivne elemente (Uranium, Radium, Torium). Međutim, oni su u vrlo maloj koncentraciji i nisu štetni po zdravlje.

Implantati izrađeni iz cirkonij-oksidge keramike mogu biti jedno i dvokomadni. Jednkomadni cirkonij-oksidge implantati ostvaruju prijenos opterećenja sličan titanijskom implantatu. Nemaju spoj s protetskim dijelom gdje se mogu naseliti bakterije čime se osigurava bolje zdravlje mekih tkiva. Rub je u nivou gingive pa je održavanje higijene znatno bolje za razliku od titanijskog implantata koji ima rub u razini kosti, stoga je otežano čišćenje i akumulacija bakterija je veća. S obzirom da je bijele boje mogućnost postizanja bolje estetike čak i kod tanke sluznice je znatno veća. Omogućava imedijatnu implantaciju (npr. CeraRoot implantati) i komfor¹². Loše strane jednokomadnog cirkoni-oksidge implantata su: pozicija implantata se ne može korigirati implantatnom nadogradnjom i preparacija glave implantata ima izrazito negativan utjecaj na čvrstoću implantata.

Kod dvokomadnih implantata bakterije i tekućine mogu penetrirati između dijelova zbog čega su krvarenje i upale češće, a često se javlja i zadah. Cirkonij-oksidge implantat zahtijeva vrlo precizan kirurški pristup, kirurzi vole reći: „Kosti 100 %”. Ne podnosi pritisak ili pomak jer to čini oseintegraciju upitnom. Mali dijametar (3,25 mm) predstavlja najveći rizik. Kontraindicirani su kod parafunkcija.

3. Materijali za izradu implantatnih nadogradnji

Implantatne nadogradnje mogu biti:

- metalne (titanij, titanij obložen estetskim materijalom ili iz legura s visokim udjelom zlata)
- nemetalne (cirkonij-oksidge, litijev disilikat, aluminij-oksidge, PEEK)

3.1. Metalne implantatne nadogradnje

- **Titanijske implantatne nadogradnje** predstavljaju još uvijek „ZLATNI STANDARD”. Za njihovu izradu koristi se komercijalno čisti titanij (CP kategorije 4). Osiguravaju dobru stabilnost, mogu se izraditi individualno i opskrbiti cementiranim pojedinačnim kunicama. Oko njih se stvara stabilna periimplantatna sluznica koja tijesno naliježe na površinu titanijskog implantata i štiti periimplantatni sulcus od bakterija. Iznimnih su mehaničkih svojstava i prvi su izbor za stražnje regije. Njihov veliki nedostatak je estetika pa se pokušavaju obojiti tako da se na njih nanese premaz titanijevog nitrida do 5 μ . TiN je vrlo čvrst, pa poboljšava površinska svojstva titanija. Njime se ne smije obložiti kontaktno područje između bataljka i implantata te bataljka i vijka!

Implantatne nadogradnje se mogu izraiti i iz **Titanijevih legura** (titanij petog stupnja). Sastav tih legura je 6 % Al, 4 % Vanadija, 0,25 % Fe, 0,2 % O i Ti. Legura T1-6Al-4V značajno je čvršća od CP.

Implantatne nadogradnje izrađene iz **legure s visokim udjelom zlata** preporučuju se za vijčane konstrukcije.

3.2. Nemetalne implantatne nadogradnje

- Potpunokeramičke
- **Aluminij-oksidge**

LOŠE STRANE

- ne dostižu vrijednost mehaničkih svojstava metalnih niti cirkonij-oksidge zbog razlike u strukturi, gustoći i veličini čestica
- lome se, gotovo ne koriste

DOBRE STRANE

stvara se stabilna periimplantatna sluznica

manje podložne akumulaciji plaka od titanijskih

- **Cirkonij-oksidge implantatne nadogradnje** utječu na stvaranje stabilne periimplantatne sluznice koja je manje podložna akumulaciji plaka za razliku od titanijskih implantatnih nadogradnji. Ne dostižu vrijednost mehaničkih svojstava metalnih (sugestija - ipak do premolara!).

DOBRE STRANE

- estetika – čak i kod tankog biotipa sluznice
- biokompatibilnost - ključno svojstvo
- potiču integraciju s mekim tkivom
- slabija adherencija plaka – manje upala
- radioopakne slično metalima - radiološka procjena

Cirkonij-oksidge implantatne nadogradnje mogu biti jednodijelne s unutarnjim spojem, dvodijelne s metalnim umetkom za unutarnji spoj s implantatom, jednodijelne s vanjskim spojem i dvodijelne s metalnom sekundarnom nadogradnjom za unutarnji spoj.

- **Polieter-eter ketonske (PEEK) implantatne nadogradnje**

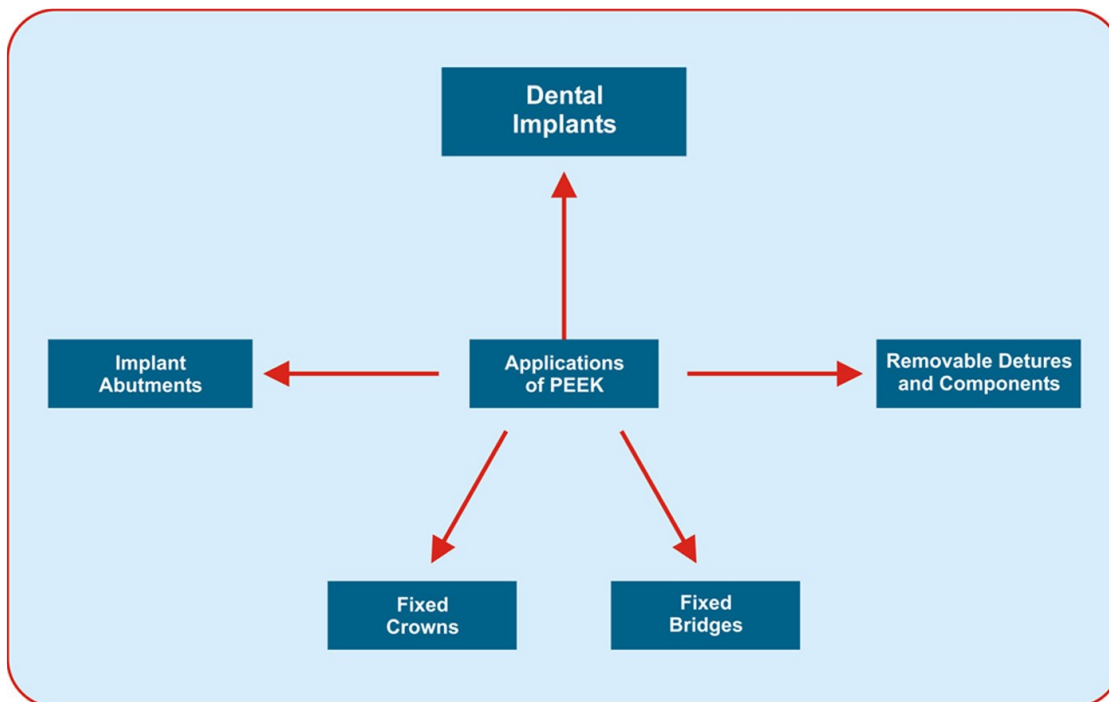
PEEK je:

- polimer linearne strukture (poznat od 1978. god.)
- lako se prilagođava u ordinaciji
- bolja estetika (boja zuba)
- lošija mehanička svojstva od Ti
- kemijski otporan
- bioinertan
- otporan na hidrolizu
- lagan
- substitut za metalne (alergija)
- slabija oseokonduktivna svojstva od Ti

(oblaže se: bioaktivnim česticama nano veličina: hidroksiapatit, titanijev oksid, barijev sulfat)

PEEK se osim za implantatne nadogradnje koristi i za izradu implantata, fiksnih i mobilnih nadomjestaka (Tablica 2.).

Tablica 2. Upotreba PEEK-a



- **Hibridne nadogradnje**

su kombinacija više materijala, titanij (veza s implantatom)+staklokeramika. Njima se ostvaruje bolja estetika. Koriste se za prednji dio zubnog niza.

Usporedba titanij-cirkonijev oksid-PEEK

1. mehanička svojstva

Titanij ima najbolja mehanička svojstva zato je materijal izbora za izradu implantata i implantatnih nadogradnji.

PEEK se deformira pod opterećenjem.

2. optička svojstva

ZrO₂ i PEEK su boje slične prirodnim zubima i zato klinički prihvatljiviji materijal od titanija.

3. bioinertnost

Mnoge studije izjednačavaju sva tri materijala Ti=ZrO₂=PEEK.

Problem može nastati (prvenstveno kod titanija i neplemenitih legura) zbog cikličnih opterećenja i kiselog medija usne šupljine. Agresivan medij dovodi do propadanja površine implantata. Propadanje površine se očituje u lomu oksidnog sloja na površini implantata.

Površina postaje eksponirana elektrolitima, otpuštaju se ioni koji mogu biti triger u imunološkoj reakciji (tip IV) – alergija

4. razlika u modulu elastičnosti titanija i kosti

Modul elastičnosti kosti je 14 GPa (1-30 GPa).

Modul elastičnosti titanija je 110 GPa, a ZrO₂ je 210 GPa. Dolazi do naprezanja u međuspoju implant-kost.

Modul elastičnosti PEEK je 3-4 Ga (naprezanje se bolje distribuira i štiti kost).

PEEK može biti ojačan karbonskim vlaknima ili staklenim vlaknima. Tada ima modul elastičnosti 18 GPa (slično kortikalnoj kosti). PEEK ojačan karbonskim vlaknima je taman što kompromitira estetiku.

U novoj studiji (2021.) provedenoj u sklopu ovog poslijediplomskog studija usporedivale su se implantatne nadogradnje izrađene iz titanija i cirkonijevog oksida kroz niz parametara posebice parodontoloških i dobiveni su sljedeći rezultati: Nema statistički značajne razlike u:

- vrijednosti dubine sondiranja i vrijednosti krvarenja
- vrijednosti recesije mukoze i gubitka marginalne razine kosti
- pojavi bioloških komplikacija
- akumulacija plaka izraženija je na površini nadogradnje izrađene iz titanija
- estetska svojstva bolja su kod implantatne nadogradnje izrađene iz cirkonij-oksida, osobito kad se radi o tankoj sluznici
- zadovoljstvo pacijenta veće je primjenom ZrO₂ nadogradnji
- titanij je zlatni standard za izradu implantatnih nadogradnji, posebice u stražnjoj regiji grebena gdje su jače žvačne sile (37).

Preporuka da se cirkonij-oksidne nadogradnje češće koriste u frontalnom području, posebice kad pacijent ima tanki biotip.

Kriteriji pri odabiru materijala za implantatnu nadogradnju su:

- smještaj implantata u čeljusti

Kod prednjih zubi i pretkutnjaka prioritet je estetika pa se preporučuju cirkonij-oksidne implantatne nadogradnje. Njihova bijela boja moguće „izbjeljuje” sluznicu pa ih je ponekad potrebno estetski modificirati obložnom keramikom. Ako se smještaju submukozno estetika se može unaprijediti ružičastom keramikom, a supramukozni dio oblaže se dentinskim materijalom.

Kod stražnjih zubi primjenjuju se titanijske implantatne nadogradnje.

- debljina sluznice

Kod debljine manje od 2 mm zbog potencijalnog prosijavanja titanijskog implantata preporučuju se cirkonij-oksidge implantatne nadogradnje. Kod debljine veće od 2 mm mogu se primijeniti titanijske implantatne nadogradnje.

- stanje susjednih zubi

Odlučujući su neki tehnički i estetski kriteriji, kao što su vrijednost svjetline, translucencija preostalih zubi i raspoloživi prostor.

Terapijski koncepti







U prednjem području zubnoga niza preporuča se zbog estetike upotrijebiti cirkonij-oksidge implantatnu nadogradnju koja se može u slučaju pojedinačne krunice opskrbiti krunicom izrađenom iz litij disilikatne keramike, ako je pak riječ o mosnoj konstrukciji preporuča se primjena cirkonij-oksidge keramike. Ako estetika nije dominantna može se primijeniti tehnika napečenja keramike na metalnu osnovnu konstrukciju (metal-keramika).

U stražnjem području zubnog niza zbog znatno većih žvačnih sila i pritom većeg naprezanja preporuča se titanijska implantatna nadogradnja koja se može opskrbiti metal-keramičkom ili cirkonij-oksidge krunicom. Može se upotrijebiti i monolitna litij-disilikatna staklokeramika pri čemu je preporučljivo koristiti manje proziran valjčić. Odabir gradivnog materijala za izradu krunice ovisit će o preferencijama doktora dentalne medicine, zubnog tehničara i pacijenta, opremljenosti zubnog laboratorija, znanju i vještini protetskoga tima i financijskim mogućnostima pacijenta.

Nadomjesci većeg raspona iziskuju primjenu titanijske implantatne nadogradnja i metal-keramičke suprastrukture (Tablica 3.).

Implantatne nadogradnje mogu biti konfekcijske i individualne. Nedostaci konfekcijskih implantatnih nadogradnji su nemogućnost kvalitetnog oblikovanja gingive i smještaj cementne pukotine ispod razine gingive. Individualna nadogradnja može služiti kao osnova za cementirani fiksnoprotetski nadomjestak ili kao osnova za nadomjestak pričvršćen vijcima s izravno napečenom obložnom keramikom. Kod individualnih nadogradnji moguće je oblikovati idealni izlazni profil te oblikovati gingivu slično kao kod prirodnih zubi. Cementna pukotina prati rub gingive što omogućava lakšu kontrolu.

Tablica 3. Preuzeto iz 18

Metal-keramika		Potpuna keramika			
jednodijelna (implantatna nadogradnja i krunica u jednome)	dvodijelna	jednodijelna (implantatna nadogradnja i krunica s titanijskom bazom)		dvodijelna	
npr. zlatni cilindar za nadlijevanje kako bi se dobila zlatna jezgra na koju se nanosi obložna keramika	titanijska implantatna nadogradnja s metalno-keramičkom krunicom	ZrO ₂ implantatna nadogradnja s izravno nanesenom obložnom keramikom na titanijskoj bazi	monolitna litij-disilikatna krunica s individualnom titanijskom nadogradnjom (ovdje) odnosno titanijskom bazom	ZrO ₂ implantatna nadogradnja s ZrO ₂ krunicom ili litij-disilikatnom krunicom	litij-disilikatna implantatna nadogradnja s litij-disilikatnom krunicom
					
Način pričvršćivanja (opće prednosti i nedostaci navedeni su u Tablici 15.7.)					
vijčani spoj	cementiranje	vijčani spoj	vijčani spoj	cementiranje	cementiranje
Specifične prednosti/nedostaci					
<ul style="list-style-type: none"> nema cementne pukotine brzo pričvršćivanje 	<ul style="list-style-type: none"> bolja kompenzacija u slučaju odstupanja nagiba implantata funkcijske i estetske prednosti na okluzijskoj plohi (nema otvora za vijak) 	<ul style="list-style-type: none"> nema cementne pukotine brzo pričvršćivanje zbog bijele keramike ZrO₂ manji estetski problemi u slučaju povlačenja periimplantatnoga mekog tkiva 	<ul style="list-style-type: none"> nema cementne pukotine brže pričvršćivanje s obzirom na ujednačenu keramiku do spoja implantata i implantatne nadogradnje nema estetskih problema u slučaju povlačenja periimplantatnoga mekog tkiva još nema dugoročnih rezultata 	<ul style="list-style-type: none"> bolja kompenzacija u slučaju odstupanja nagiba implantata funkcijske i estetske prednosti na okluzijskoj plohi (nema otvora za vijak) unatoč cementnoj pukotini, s obzirom na ujednačenu keramiku do spoja implantata i implantatne nadogradnje nema estetskih problema u slučaju povlačenja periimplantatnoga mekog tkiva još nema dugoročnih rezultata 	<ul style="list-style-type: none"> bolja kompenzacija u slučaju odstupanja nagiba implantata funkcijske i estetske prednosti na okluzijskoj plohi (nema otvora za vijak) unatoč cementnoj pukotini, s obzirom na ujednačenu keramiku do spoja implantata i implantatne nadogradnje nema estetskih problema u slučaju povlačenja periimplantatnoga mekog tkiva još nema dugoročnih rezultata

4. Materijali za izradu fiksnog nadomjeska

Kriteriji za odabir građivnog materijala iz kojeg će se izraditi fiksnoprotetski rad su isti kao i za odabir implantatne nadogradnje; za prednji dio zubnog niza prioritet se daje estetici, a za stražnji dio zubnog niza funkciji. Ujedno potrebno je fiksnoprotetski rad detaljno isplanirati kako bi se postigla optimalna stabilnost i ravnomjerno raspoređivanje sila. Na taj način smanjuje se opterećenje na pojedini implantat. Povezivanje implantata učinkovitije je što je veći potporni poligon. Često se postavlja pitanje; hoće li se više uzastopnih implantata opskrbiti zasebnim krunicama ili ih je bolje povezati u blok? Najvažniji kriterij odluke je omjer dužine krunice i dužine implantata. Krunice će se povezati ako je omjer dužine krunice i dužine implantata veći ili jednak od 0,8 (npr. 8 mm krunica - implantat 10 mm). Pritom je bitno analizirati i gustoću kosti jer postoji korelacija između gustoće kosti i veličine vanjske sile (Tablica 4.). Praktičari općenito u fiksnoprotetičkoj terapiji danas prednost daju izradi pojedinačnih krunica ili kraćih mostova zbog jednostavnije izrade, mogućnosti postizanja preciznijeg dosjeda, bolje mogućnost održavanja higijene i jednostavnijeg popravka¹⁸.

Tablica 4. Preuzeto iz 18

Područje	Broj članova	Materijal implantatne nadogradnje	Materijal nadomjeska
Prednje	1	titanij/cirkonijev oksid	litijev disilikat (<i>cut back</i>), cirkonijev oksid, metal-keramika
	3 – 4	titanij/cirkonijev oksid	cirkonijev oksid, metal-keramika
	> 4	titanij	metal-keramika
Pretkutnjaci	1	titanij/cirkonijev oksid	litijev disilikat (monolitni), cirkonijev oksid, metal-keramika
Kutnjaci/pretkutnjaci	3 – 4	titanij	metal-keramika
Kutnjaci	1	titanij	litijev disilikat (monolitni), cirkonijev oksid, metal-keramika
Veći do semicirkularni mostovi	5 – 12	titanij	metal-keramika

U slučaju većeg opterećenja, kao kod pacijenata s bruksizmom, premoštenja većih vertikalnih defekata, kad nema vođenja očnjakom itd., da bi se smanjio rizik preporučuje se zlatni standard (titanijska nadogradnja/metal-keramika).

4.1. Materijali za tehnologiju napečenja keramike na metalnu konstrukciju (metal-keramika)

Od gradivnih materijala i tehnologija od kojih se mogu izraditi fiksnoprotetski nadomjesci još uvijek je „zlatni standard“ tehnologija napečenja keramike na metalnu osnovnu konstrukciju, tzv. metal-keramika. Tijekom izrade fiksnoprotetskog rada ovom tehnologijom bitno je naglasiti važnost oblika osnovne konstrukcije. Potrebno je osnovnu konstrukciju izmodelirati anatomske reducirane morfologije zubi koji se nadoknađuju kako bi keramika bila jednoliko poduprta na svim dijelovima krunice. Takvom modelacijom osigurava se dostatna čvrstoća i estetika fiksnoprotetskog rada. Osnovna konstrukcija koja osigurava čvrstoću i stabilnost može se izraditi tehnikom lijevanja, redukcije (CAD/CAM), adicije (3D ispis). Problemi koji su vezani za dvoslojne sustave su vrlo slični jer se radi o dva različita materijala koji su spojeni i za koje se u temperaturnim procesima očekuje da se ponašaju kao jedan. Međutim, dolazi do pojave naprezanja i to zbog:

-razlike vrijednosti koeficijenta termičke istežljivosti (KTI) kristala i staklene matrice u samoj keramici. U procesima zagrijavanja odnosno hlađenja doći će do njihovog različitog širenja odnosno skupljanja. Te razlike stvorit će naprezanje koje može dovesti do nastanka mikropukotina i tijekom vremena do loma nadomjeska.

-isto zbivanje događa se na spoju osnovne metalne konstrukcije i obložne keramike jer svaki sloj ima svoj specifičan KTI

-kosih sila dolazi do naprezanja u vratnom dijelu krunice, a za keramiku je poznato da slabo podnosi vlačna i smična naprezanja.

Problem može činiti i oksidacija posebno neplemenite legure gdje se može stvoriti predebeli sloj oksida koji mogu kompromitirati veznu čvrstoću dvaju materijala u spoju.

Kod nadomjestaka s metalnom osnovnom konstrukcijom estetika je veliki problem zbog nemogućnosti postizanja prirodnosti nadomjeska.

Alergije, također mogu biti problem, posebice na legure s niklom.

Osnovnu konstrukciju je moguće izraditi iz plemenite ili neplemenite legure te titanija. Plemenite legure se temelje na Au-Pt-Pd sustavu i to više od 95 mas. % zlata i metala platinske grupe (Pt u udjelu od 10 – 20 %). Tim legurama se dodaju: Zn, In, Ta, Ti i Fe.

Reducirajuće legure sadrže 75-95 % Au i Pt te Au-Pd legure s i bez Ag. Ove legure karakterizira visoko talište pa su za njih potrebne keramike s temperaturom napečenja između 900 – 980 °C. Uložni materijal koji je za njih potreban je na osnovi fosfata.

Zbog visoke cijene zlata u kliničku praksu su uvedene neplemenite legure. Razvijene su iz čelika (Fe 72-74 %) promjenom udjela Fe. Kobalt-Krom legure tvorničkog imena: Vitallium, Ticonium, Durallium, Wisil, Wironit primjenjuju se za izradu lijevanih baza i ostalih dijelova djelomičnih skeletiranih proteza i za sve fiksno protetske radove s određenim razlikama u sastavu, a time i u svojstvima. Sastav im je 32 - 66 mas % Co, 25 - 30 mas % Cr, 0 - 35 mas % Ni, više od 4 mas % Mo, u tragovima W, Si, Be, Al, Ga, Fe i C. Kobalt povećava tvrdoću, čvrstoću, otpornost na koroziju, te osigurava dobru ljevljivost. Krom čini leguru otpornom na korozijske promjene i tamnjenje, zahvaljujući pasivnom sloju. Veće količine kroma u leguri otežavaju lijevanje, a legura postaje krhkija. Krom se smatra najzaslužnijim za stvaranje veznih oksida s keramikom. Ugljik se smatra najkritičnijim jer leguru čini krhkom. Silicij osigurava precizan odljev, te povećava istezljivost. Al, Be, Mg i Mn karakterizira lako svezivanje s kisikom te tvorba oksida, koji na površini stvaraju zaštitni oksidni sloj. Na taj način legura se pasivizira, odnosno zaštićuje od učinka usne šupljine kao biološkog medija, postaje inertna. Te legure su tvrde i teško obradive. Mogu se strojno obrađivati.

Niklove legure su sastava: 55 - 60 masenog % Ni, 10 - 30 mas % Cr, Fe, Al, Co, In, Sn, Si, Be, Cu i Ga. Manje su mikrotvrdoće i lakše obradivosti od Co-Cr legura. Korozivna otpornost je povezana s prisustvom Cr i Be i one stvaraju pasivni sloj. Dvije su grupe ovih legura i to one preko 20 mas % Cr i one s manje od 15 mas % Cr. Ove potonje su korozijski nestabilne. Za

njih se koristi uložni materijal s fosfatnim vezivom (najčešće, rjeđe silicijevim). Kada se govori o niklovim legurama svakako treba spomenuti da je Ni najjači alergen u dentalnoj medicini, a da je Be kancerogen.

Titanij su kao gradivni protetski materijal uveli u kliničku praksu Branemark i sur. 70-tih godina XX stoljeća¹⁹. Titanij je lagan pa su i protetske konstrukcije ugodne za pacijenta. Polimorf je, na temperaturama preko 882 °C mijenja kristalnu strukturu i postaje vrlo reaktivan s kisikom i dušikom. Rezultat takve reaktivnosti je debeli oksidni sloj koji oslabljuje vezu površine osnovne konstrukcije i obložne keramike jer je i sam sloj oksida slabo vezan za površinu. Ujedno oksidni sloj uzrokuje poroznost odljeva. Na temperaturi preko 882 °C (α - faza) pokazuje heksagonalnu rešetku dok ga na temperaturama do 882 °C karakterizira kubna rešetka (β - faza)²⁰. U rastaljenom stanju vrlo je aktivan što mu dodatno narušava svojstva. Poboljšanje mehaničkih svojstava postignuto je legiranjem s Cr, Co, Ni, Pd, Al, V u leguru poznatu pod nazivom titanov čelik, a legiran s niklom (Ni-Ti) u *memory* legure koje „pamte“ svoj oblik i nakon hladne obrade. Nedostaci titanija se visoka cijena, teško je obradiv zbog svoje plastičnosti, obrađuje se uz manji broj okretaja i hlađenje, slabo provodi toplinu, kemijski je reaktivan na visokim temperaturama, ima mali KTI zbog čega iziskuje posebne keramike, one s izrazito niskom temperaturom pečenja (ispod 850°C)²¹.

Protetska konstrukcija iz titanija i njegovih legura može se izraditi lijevanjem, glodanjem laserskim zavarivanjem i erozijom iskrom²².

Zbog visoke temperature tališta i reaktivnosti s kisikom, za taljenje i lijevanje titanija potrebna je posebna oprema. Koriste se tlačno-vakuumski indukcijski ljevači (uglavnom) ili se koriste ljevači u atmosferi argona ili helija (rjeđe). Za ulaganje se koristi vatrootporni uložni materijal koji sadrži Mg, It ili Zr. Za strojnu izradu nadomjeska glodanjem blokova (CAD/CAM tehnologija) koristi se titanij ASTM klasifikacije tip 2. Prednosti CAD/CAM izrade nad lijevanjem su višestruke; preciznost, tanji oksidni sloj, bolja veza između površine titanijske osnovne konstrukcije i obložne keramike^{23,24}. Nedostatak strojne izrade je relativna skupoća postupka što ipak ograničuje primjenu!

Erozija iskrom Eroziomat (EDM) koristi termo-električni proces u kojem se materijal uklanja s radnog tijela stroja primjenom toplinske energije uslijed iskrenja. „Netradicionalan“ je način obrade materijala. Nema izravnog kontakta između materijala i stroja, eliminiraju se problemi kao što su trošenje, naprezanja i pukotine.

Metalurgija praha (PM) niz je proizvodnih procesa koji uključuju miješanje finih praškastih materijala, njihovo tlačenje u željeni oblik i zagrijavanje što dovodi do završnog spajanja (sinteriranja) proizvoda. Sastoji se uglavnom od četiriju osnovnih procesa: proizvodnja praha, miješanje i eventualno dodavanje aditiva, tlačenje i sinteriranje. Takvim načinom proizvodnje postiže se visoka preciznost završnog proizvoda te je potrebna minimalna ili nikakva finalna obrada. Smanjenje cijene proizvodnje dominantni je razlog upotrebe PM-a²⁵.

Keramike za napečenje na titanijsku osnovnu konstrukciju su keramike niske temp. pečenja < 850 °C. Na površinu osnovne konstrukcije nanosi se sloj obložne keramike tehnikom slojevanja ili toplo-tlačnim postupkom. Problemi koji se javljaju u ovoj fazi izrade su naprezanja u keramici koja mogu nastati uslijed neusklađenosti KTI titanija i obložne keramike te neadekvatne oksidacije odnosno slabe pripremljenosti površine osnovne konstrukcije za napečenje prvog keramičkog sloja.

4.2. Keramike-gradivni materijal za fiksno protetske radove

Keramika se ranije definirala kao zemljani materijal silikatne prirode. Danas se opisuje kao anorganski najčešće kristalinični materijal, sastavljen od metalnih i nemetalnih elemenata Al_2O_3 , CaO i Si_3N_4 . Keramike su građene od metala (Al, Ca, Li, Mg, K, Na, Sn, Ti i Zr) i nemetala (Si, B, P i O). Konvencionalni zubni "porculan" zapravo je keramizirano staklo na osnovi silicijevog dioksida tj. kvarca (SiO_2) i mreže kalijeve ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) i/ili natrijeve glinice ($\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$). Moderne keramike su strukturirane polikristalinične građe s malo ili bez staklene amorfnе faze. Mogu biti jedno ili višekomponentne. Kemijske veze među atomima su pretežito ionske i/ili kovalentne.

U stručnim krugovima uvriježeno je nekoliko tvrdnji koje „definiiraju“ keramike;

1. ima izvrsna optička svojstva - TOČNO

Keramika pokazuje najbolja optička svojstva u odnosu na ostale gradivne materijale u dentalnoj medicini. Stabilnog je oblika i boje. Optička svojstva su posljedica njezine višefazne strukture.

2. zbog svoje tvrdoće troši nasuprotne strukture – SLOŽENIJI PROBLEM

Nije ispravno povezivati trošenje nasuprotnih struktura isključivo s tvrdoćom. Tvrdoća je samo jedan od elemenata u analizi međusobnih odnosa tribo para. Svakako treba analizirati i koeficijent trenja, žvačne sile te otpornost na lom. Uz fizikalne bitni su i mikrostrukturalni

čimbenici poput poroznosti, vrsta, oblik, distribuiranost i količina kristala, kemijski faktori (pH) te završna obrada površine, poliranje ili glaziranje te kvaliteta provedenih postupaka.

3. stabilna u biološkom mediju – TOČNO, STABILNIJA OD DRUGIH MATERIJALA, APSOLUTNO STABILNA - NETOČNO

Ne postoji inertan materijal, svi materijali su podložni koroziji samo u različitom stupnju. Vodeni medij dovodi do kemijske reaktivnosti stakla. Slina s obiljem soli i enzima djeluje na površinu nadomjeska. Promjena pH i temperature također doprinosi degradaciji keramike i dovodi do napetosne korozije²⁶. Dinamička mehanička opterećenja potencirana greškama u strukturi dovode do umora materijala i konačno do loma rada.

Bilo kakva promjena u strukturi dovest će do promjene u svojstvima.

4. krhka je - lomi se - TOČNO

Keramika je krhka jer su veze između atoma ionske ili kovalentne, stoga nema dislokacije kristala, odnosno nema žilavosti. Staklo nema kristaliničnu strukturu, amorfno je. Na opterećenje reagira lomom, a ne deformacijom.

5. zub s niskom kliničkom krunom predstavlja kontraindikaciju za njenu primjenu - NETOČNO

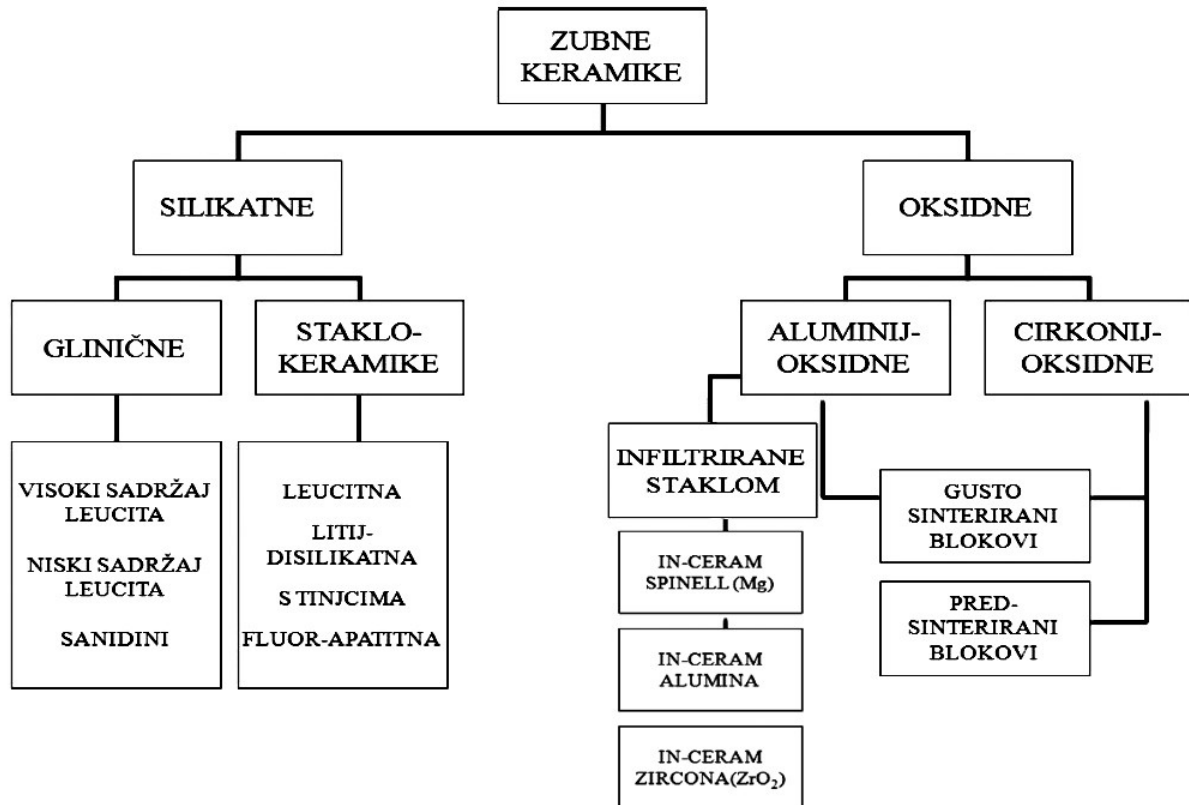
Pravilnim brušenjem, osiguravanjem „fenomena obruča“, ubrušavanjem dodatnih utora na okluzalnoj ili aproksimalnim stranama uporišnog zuba i preparacija na stepenicu sa zakošenjem osigurati će veću retenciju i rezistenciju.

6. bruksizam je kontraindikacija za primjenu - NETOČNO

Primjenom artikulatora i preciznim osiguravanjem kontaktnih točaka u okluzijskoj statici i dinamici te pravilnom modelacijom svih slojeva izbjeći će se nepravilnosti u oblikovanju nadomjeska te će se postići sklad i harmonija nadomjeska s ostalim zubima u čeljusti i cijelim stomatognatim sustavom.

Keramike je moguće podijeliti po nizu kriterija, najčešća je podjela po kemijskom sastavu na silikatne i oksidne (Tablica 5.).

Tablica 5. Podjela keramika po kemijskom sastavu



Silikatne keramike su najstarija vrsta keramike. Osnovne sirovine su glinenci, kvarc, kaolin. Spadaju u veliku grupaciju tehničkog porculana. Dobivaju se sinteriranjem. Sastoje se od kristala i staklene matrice. Omjer kristala i staklene matrice određuje mehanička i optička svojstva. Osnovna gradidbena jedinica stakla je silicijev tetraedar. Različit sastav i zastupljenost kemijskih i međumolekulskih veza određuju različita svojstva i primjenu. Na tržištu postoje silikatne keramike od kojih se izrađuje osnovna konstrukcija i obložne keramike.

Silikatne keramike se dijele na glinične i staklokeramike.

Glinične keramike su keramizirano staklo na osnovi kvarca i mreže kalijeve i/ili natrijeve glinice. Za ovu vrstu keramike često se rabi naziv „porculan”. Indicirane su za izradu osnovne konstrukcije (čvršće) i oblaganje osnovne konstrukcije. Pri primjeni dvoslojnih sustava potrebno je paziti na ujednačenost KTI.

Staklokeramike nastaju transformacijom silikatnog stakla iz amorfne u polikristaličnu agregaciju. Jednostavnim dodavanjem elemenata i različitim toplinskim postupkom mijenjaju se svojstva što definira primjenu. Obogaćene su različitim kristalnim komponentama pa se razlikuju leucitne (IPS Empress), litijdisilikatne (IPS Empress 2, emax), s kristalima tinjca (Dicor) i druge staklokeramike.

Litijdisilikatna staklokeramika je po svom sastavu staklena matrica s ugrađenim igličastim kristalima litijevog disilikata. Kristali uzrokuju zamućenje transparentne staklene faze čime se postiže prilagodba boje, kontroliraju KTI i odgovorni su za čvrstoću keramike. Postižu „kameleon učinak” što bitno doprinosi estetici nadomjeska. Nadomjestak iz ove vrste keramike se može izraditi toplo-tlačnim postupkom (tehnika izgaranja voska i prešanja u prazan prostor kivete) ili strojno, glodanjem predsinteriranog keramičkog bloka („plava faza”), nakon čega uslijedi kristalizacija.

Oksidne keramike su materijali koji se sastoje od jedno (aluminij-oksidne i cirkonij-oksidne) ili višekomponentnih metalnih oksida (InCeram) (>90%). Vrlo su stabilne strukture (poput metalne). Dobivaju se uglavnom sintetičkim putem. Pokazuju visok stupanj čistoće, nemaju ili im je udio staklene faze izuzetno nizak. Većina oksidnih keramika su potpuno neprozirne ili imaju samo nisku razinu prosvjetljenja stoga ih je obično potrebno obložiti silikatnom keramikom. Najnovije oksidne keramike su monolitni sustavi, gdje se nadomjestak izrađuje u jednom dijelu, a završava napečenjem glazure ili poliranjem.

Cirkonij-oksidna keramika

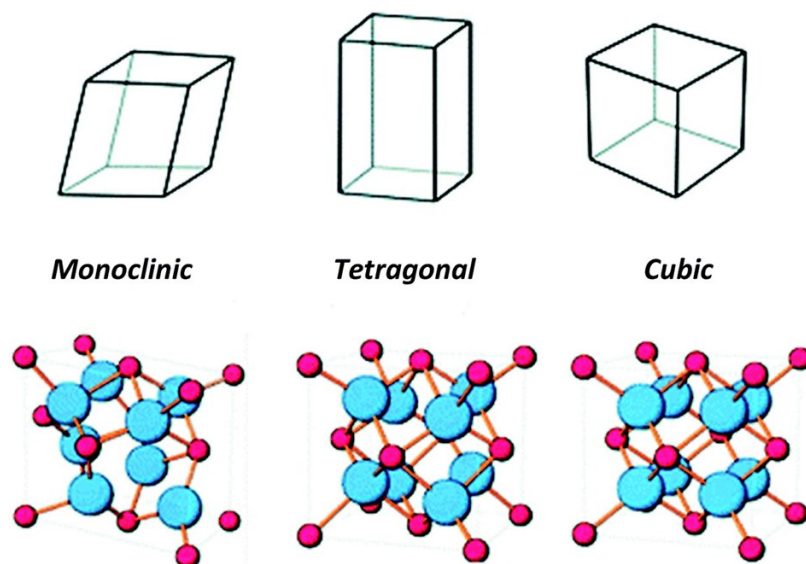
Primjenjuje se u fiksnoj protetici duži niz godina (nadogradnja, 1989., implantatna nadogradnja, 1995., mostovi u stražnjoj regiji, 1998. i implantati (2004.)). Cirkonij-oksidnu keramiku karakterizira izrazita tvrdoća (HV 1200), savojna čvrstoća (1000 -1300 MPa), lomna žilavost (9-10 MPa). Takva svojstva su posljedica čistoće materijala (ZrO_2), točno određene veličine i raspodjele kristala, industrijskoga sinteriranja i vrućeg izostatičkoga prešanja (HIP) te fino zrnate metastabilne mikrostrukture. HIP pojačani ZrO_2 otporan je na žvačne sile i do 1000 N.

Kada se govori o cirkonij-oksidnoj keramici potrebno je razlikovati cirkonij i cirkon.

Cirkonij (Zr) je prijelazni metal i dobiva se iz rude cirkona, tj. cirkonijeva silikata $Zr(SiO_4)$ i badelita (ZrO_2). *Cirkon* ($ZrSiO_4$) je prirodni dragi kamen koji se pojavljuje u različitim bojama i nazivima. *Sintetični kubični cirkon* (ZrO_2) je moderan simulant koji se na tržištu pojavio ranih

1970-tih. Sintetični kubični cirkon je imitacija za dijamant. U dentalnoj medicini koristi se tetragonalni cirkonijev oksid ojačan ytitijevim oksidom.

Cirkonijev oksid tehnološki gledano je keramika. To je polimorf koji dolazi u 3 kristalne strukture: monoklinska (M), kubična (C) i tetragonska (T). Monoklinska struktura je na sobnoj temperaturi, tetragonska na 1170 °C, a kubična na 2370 °C (Slika 1. i 2.). Transformacija, odnosno pretvorba jednog kristalnog oblika, odnosno faze u drugi se može dogoditi zbog manipulacije, degradacije fizikalnim i kemijskim čimbenicima i pod utjecajem vlage. Transformacija T strukture u M (za vrijeme hlađenja) zove se martenzična transformacija. Tu pojavu prati naglo povećanje volumena kristala (3-4%), taj porast volumena dovodi do porasta naprezanja, a naprezanje dovodi do pojave mikropukotina. Kroz mikropukotine penetrira voda koja dovodi do razaranja površine nadomjeska. Takav nadomjestak postaje nestabilan, narušavaju se mehanička svojstva i posljedično smanjuje otpornost na lom.



Slika 1. Kristalne strukture cirkonij-oksida

M pojavljuje u prirodi

Stabilna struktura

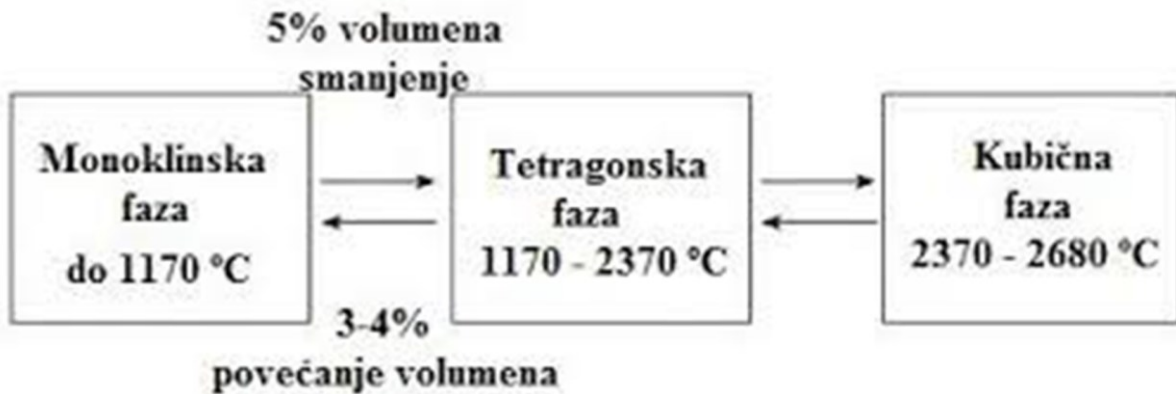
SLABIJA MEHANIČKA SVOJSTVA (redukcija kohezije keramičkih čestica)

T metastabilna

Stabilizacija oksidima postižu se dobra mehanička svojstva

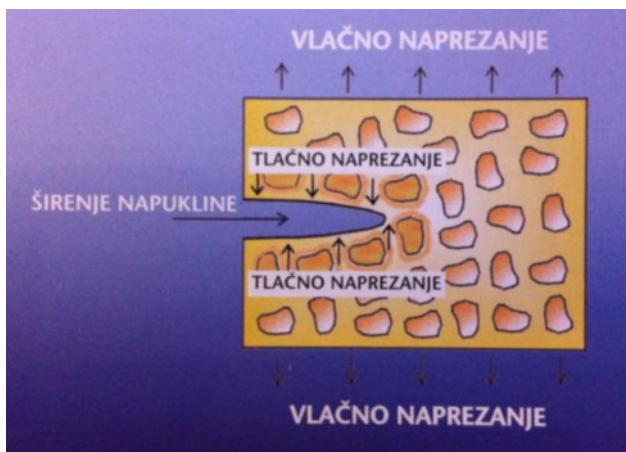
upotrebu u Dentalnoj medicini

C nestabilna, umjerena mehanička svojstva



Slika 2. Martenznična transformacija

Drugi fenomen koji karakterizira cirkonij-oksidnu keramiku je transformacijsko očvršćenje. Transformacijsko očvršćenje se objašnjava sposobnošću ZrO_2 da zaustavi širenje pukotine. Propagacija pukotine dovodi do stvaranja vlačnog naprezanja. Zbog nestabilne strukture dolazi do pretvorbe tetragonalnog u monoklinski strukturni oblik. Kristali su veći u monoklinskoj fazi i oni pritišću vrh pukotine. Vlačno naprezanje se tada mijenja u tlačno i širenje pukotine se zaustavlja (Slika 3.). Cirkonij-oksidnu keramiku zovu keramički čelik.



Slika 3. Transformacijsko očvršćenje

Dodatkom oksida moguće je održati tetragonsku i /ili tetragonsko-kubičnu kristalnu rešetku i na sobnoj temperaturi. Dodaju se CaO , MgO , Y_2O_3 , CeO_2 , Er_2O_3 (različite količine, različite veličine zrna). Krična veličina zrna je 0,8 μm . Oksidi smanjuju naprezanje, preveniraju nastanak pukotina, očuvavaju tetragonalnu strukturu na sobnoj temperaturi što u kliničkoj praksi

znači velika čvrstoća, žilavost, tvrdoća i kemijska otpornost. Itrijev oksid Y_2O_3 je najčešće korišten stabilizator. Dodaje se u količini 3-8%. Ovisno o količini stabilizatora postoje:

-djelomično stabiliziran cirkonijev dioksid (**PSZ**) gdje je manja količina oksida (2 mol% Y_2O_3 – Y-PSZ, Ca-PSZ, Mg-PSZ). Radi se o multifaznom materijalu na sobnoj temp., najčešće u T i C, manje u M strukturi, slabijih mehaničkih svojstva.

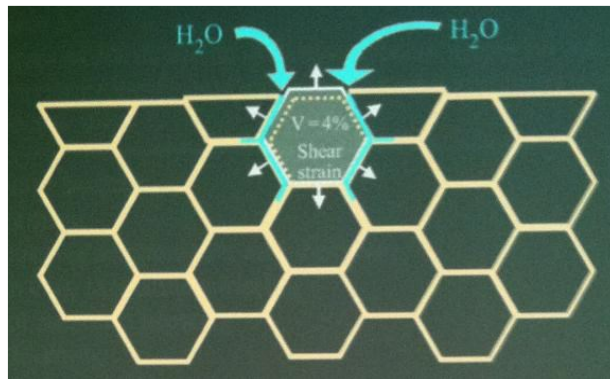
-potpuno stabiliziran cirkonijev oksid (**FSZ**) gdje postoji C mikrostruktura i nakon hlađenja

-polikristalni tetragonski cirkonij oksid (**TZP**), izrazito čvrst i otporan na lom, ali manje istežljivosti, teško obradiv

-transformacijski ojačan cirkonijev oksid (**TTZ**) koji unutar velikih C faza ima fino disperziranu T fazu.

Polikristalni cirkonijev oksid ojačan ytrijem (Y-TZP) najčešće se upotrebljava u dentalnoj medicini. Skraćenice u literaturi su Y-TZP, YSZ ili TZ-Y. Ima udio kubično-tetragonske strukture veći što mu daje veću stabilnost. U novijim materijalima udio kubične strukture je i do 50% što osigurava veću translucenciju, manji rasap svjetlosti - veće propuštanje svjetlosti. Kubični kristali su izotropniji od tetragonalnih pa je bolje emitiranje svjetlosti u prostor i zbog toga su uvelike prevladani optički nedostaci ovog materijala ranijih generacija. Ujedno je smanjeno starenje (transformacija T-M).

Starenje cirkonij-oksidne keramike se događa zbog utjecaja vlažnog medija i mehaničkog opterećenja. Y_2O_3 reagira s vodom i tvori se hidroksid $Y(OH)_3$ (Slika 4.). Gube se stabilizatori u okolnim ZrO_2 kristalima i dolazi do spontane transformacije iz tetragonske u monoklinsku fazu na temperaturi od sobne do $100^\circ C$. Ova pojava je zbog toga interesantna u našoj struci. Dolazi do propagacija pukotine od površine prema unutrašnjosti, povećanja volumena kristala, pojave naprezanja, stvaranja i rasta makropukotina i mikropukotina te penetracije vode. Posljedice tog procesa su: smanjenje tvrdoće, čvrstoće, gustoće materijala (lom pod opterećenjem (žvačne sile!)). Redukcijom površinskih defekata-poliranje površine nadomjeska i obradom pod mlazom vode ovaj problem je moguće smanjiti.



Slika 4. Starenje cirkonij-oksida

Optička svojstva ZrO₂

- Loša zbog:
 - veliki kristali-veća valna duljina od svjetlosti
 - veliki refraktorni indeks
 - mali apsorpcijski koeficijent
 - visoki opacitet u vidljivom i infravidljivom spektru

Poboljšanja s:

- dodavanjem boja
- tonirani blokovi
- translucentni monolitni cirkonijev oksid

ujednačeno veliki kristali, manje veličine nego kod ranijih materijala,
kristali linearno posloženi u strukturi - pad mehaničkih svojstava

- poboljšanje estetike

Cirkonij oksidna keramika je danas znatno poboljšana od prve generacije koja je dolazila na tržište kao dvoslojni sustav do treće generacije, translucentne monolitne cirkonij- oksidne keramike. Prva generacija je bila opakna što je limitiralo njenu primjenu u estetskoj zoni. Stoga se oblagala translucentnijom keramikom, ali upravo zbog dvoslojnosti nadomjeska dolazilo je do lomova po sličnom načelu kao i kod metal-keramike. Kako bi se izbjegli lomovi razvila se cirkonij-oksidna keramika druge generacije, monolitna koja nije estetski zadovoljavala. Dodatkom veće količine yitrijevog oksida kao stabilizatora dobio se translucentni materijal s

znatno većim udjelom kubične faze. Kristali u tom kristaliničnom stanju su znatno veći pa se doprinijelo estetici. Mehanička svojstva su smanjena, ali još uvijek su tolika da premašuju potrebe u dentalnoj protetici. Transformacija tetragonalne u nepoželjnu monoklinsku kristalnu strukturu je smanjeno što je doprinijelo smanjenju fenomena starenja.

Aluminij-oksida keramika se sastoji od 94-99 % aluminijevog oksida (Al_2O_3) i male količine silicijevog, magnezijevog i cirkonijevog oksida. Primjenjuje se za izradu mostova i krunica u prednjem dijelu i pojedinačnih krunica u stražnjem dijelu zubnog niza.

5. Tehnologije izrade fiksnog nadomjeska

U dvoslojnim fiksnoprotetskim radovima osnovna konstrukcija odnosno jezgra može se izraditi lijevanjem legure/metala, sinteriranjem, toplo-tlačnim postupkom, infiltracijom staklom, redukcijskom tehnikom odnosno, glodanjem (CAD/CAM) presinteriranog/sinteriranog bloka i adicijskom tehnikom odnosno 3D printanjem (3D gradnja/3D ispis). Potrebno je voditi računa o debljini pojedinih slojeva nadomjeska kako bi se osigurala dovoljna čvrstoća konstrukcije i estetika. Metalna konstrukcija mora biti debela 0,3 – 0,5 mm ovisno o leguri. Neplemenite legure podnose veća opterećenja stoga osnovna konstrukcija može biti tanja. Debljina opakera treba biti 0,1 – 0,3 mm zatim slijedi dentinski sloj. Obično se nanose dva sloja dentinske keramike, preporučljivo je da je prvi sloj cervikalno debeo 0,3 mm, incizalno 0,1 mm, drugi sloj cervikalno 0,5 - 1 mm, a incizalno 0,3- 0,7 mm. Caklinski sloj se izrađuje u debljini u cervikalnom dijelu od 0,1 – 0,2 mm, a u incizalnom 0,4 – 0,5 mm²⁷.

Debljina slojeva potpunokeramičke krunice varira u ovisnosti od vrste keramike. Jezgra ranijih staklokeramičkih krunica (IPS Empress) trebala je biti debela 0,8 mm, a suvremenijih (Emax) 0,5 mm. Cirkonij-oksida jezgra treba biti debela 0,5 mm, ali noviji sustavi toleriraju i tanje konstrukcije²⁸.

Izrada krunice sinteriranjem podrazumijeva nanošenje metalnog praha na dublirani model od vatrootpornog materijala i potom nanošenje keramičkog praška i destilirane vode na površinu tehnikom slojevanja. Tijesto se jednom od tehnika kondenzacije sabija (kondenzira) i peče na određenoj temperaturi. Nakon pečenja se obrađuje.

Toplo-tlačni postupak podrazumijeva korištenje prefabrikata, keramičkih valjčića koji se tlače u prazan prostor kivete pod određenim tlakom i temperaturom. Ti nadomjesci mogu biti dvoslojni ili monolitni.

Strojna izrada ili ispravnije rečeno računalom potpomognuto oblikovanje i strojno glodanje (CAD/CAM) je složen postupak obrade industrijskih blokova. Takvi blokovi su zbog pripreme u tvorničkim uvjetima (visoki tlak i temperatura) strukturno postojaniji od valjčića za toplotlačni postupak izrade ili keramike koja se ručno kondenzira. Čestice u nekim sinteriranim blokovima su sabijene u vrlo gustu formaciju (do 99 %) zbog čega su vrlo tvrde i čvrste. Glodanje takvog bloka je zahtjevno, dolazi do znatnih naprezanja u materijalu pa dolazi do stvaranja žljebova, napuklina, pora i do fazne transformacije materijala. Predsinterirani blokovi nisu sabijeni u mjeri kako je to kod sinteriranih što znači da je njihova obrada jednostavnija i lakša, ali je potrebno sinterirati nadomjeske što može dovesti do pogrešaka u konačnoj kristalizaciji materijala²⁹.

Računalno oblikovanje i strojna izrada nadomjestka je slijed vrlo preciznih postupaka. Potrebno je prenijeti informaciju o brušenom zubu u računalo. Mogu se uzeti klasični otisci ili se uporišni zubi skeniraju optičkim čitačem. Nadomjestak se može virtualno oblikovati ili se izrađuje voštani objekt na radnom modelu i potom skenira uz mogućnost virtualne korekcije. Glodanje keramičkog bloka može se provesti na 2 načina; glodanje gusto sinteriranog bloka do točnih dimenzija nadomjeska ili glodanjem presinteriranog bloka (zelena keramika) nešto većeg nadomjeska. U tom slučaju potrebno je dodatno sinteriranje. Tijekom dodatnog sinteriranja dolazi do konačne kristalizacije, čestice se sabijaju u gušću formaciju i materijal se skuplja. Zbog toga se nadomjesci izrađeni ovim načinom glođu nešto veći jer će konačan oblik dobiti tek po završetku dodatnog sinteriranja. Sinteriranjem, materijal postaje gušći i čvršći. Na tržištu postoji više CAD CAM sustava;

Cercon ili „Cercon smart ceramics system“ (DeguDent GmbH, Njemačka), razvijen za laboratorijsku obradu predsinteriranog ZrO_2 . Sinterirana jezgra stavi se na radni model. Potrebne prilagodbe izvode se isključivo dijamantnim brusnim sredstvom s vodenim hlađenjem kako bi se spriječilo iskrenje materijala. Napečenje keramike na dobivenu osnovnu konstrukciju jednako je kao i napečenje keramike u sustavu metal-keramika.

Cerec (Sirona, Njemačka) sustav sastoji se od kamere za skeniranje izbrušenih zuba u ustima, računalnog programa i stroja za glodanje. To je sustav koji omogućuje izradu protetskog nadomjeska u ordinaciji u jednoj posjeti. Primjenjuje se za izradu *inlay*, *onlay*, ljuskica, parcijalne krunice, krunice, mostova do deset članova, suprastruktura na implantatima, privremenih radova i kirurških šablona za ugradnju implantata. Služi za glodanje različitih materijala: cirkonijevog oksida, aluminijevog oksida, infiltracijske i glinične keramike, staklokeramike, neplemenitih legura te polimera za privremene radove. Dvije su vrste aparata

za glodanje; u stomatološkoj ordinaciji za izradu manjih radova i za rad u zubotehničkom laboratoriju. Brzina aparata za upotrebu u ordinaciji je od pet do deset minuta po krunici. Preciznost izrade seže do 25 µm.

Everest (KaVo Dental GmbH, Njemačka) je indiciran za izradu krunica, *inlay*, *onlay*, ljuski i višečlanih mostova u prednjoj i stražnjoj regiji. Aparat glođe u pet osi čime postiže veću preciznost u odnosu na aparat u tri osi. Cirkonij-oksida keramika za Everest na tržištu postoji u pet boja osim bijele kako bi se postigla što bolja estetika. Dolazi u predsinteriranom i sinteriranom obliku.

Lava (3M ESPE, Seefeld, Njemačka) sastoji se od skenera koji ima mogućnost direktnog skeniranja u ustima pacijenta, ili skeniranja tradicionalnog otiska, ili gipsanog modela, automatskim kompjuterskim programom kojim omogućuje oblikovanje protetske konstrukcije, aparata za glodanje i peći za sinteriranje. U aparat za glodanje može se staviti 21 blok cirkonijevog oksida. Može se prebacivati s glodanja u tri na glodanje u pet osi. Može raditi bez prestanka 76 sati. Nakon glodanja, radovi se stavljaju u peć za sinteriranje. Obrađuju se finoiznatim dijamantnim brusnim sredstvima uz vodeno hlađenje kako bi se izbjegla pojava fazne transformacije. Prekomjerno pjeskarenje, korekcijsko brušenje neadekvatnim brusnim sredstvom ili neadekvatnom tehnikom može također dovesti do fazne transformacije koja se očituje u promjeni volumena i otvaranju/zatvaranju pukotina. Potrebno je zaobliti rubove nadomjeska kako ne bi došlo do naprezanja u materijalu. Završavanje protetskog nadomjeska se provodi bojanjem nadomjeska pune morfologije (monolitna cirkonij-oksida keramika) ili oblaganjem osnovne konstrukcije odgovarajućom keramikom (dvoslojni sustavi).

Kod dvoslojnih nadomjestaka osnovna konstrukcija je uvijek reducirane morfologije. Potpunu morfologiju, osigurava obložna keramika. Obložna keramika se nanosi postupcima slojevanja. Nanose se opaker, dentinski i caklinski sloj. Bitno je keramiku nanositi pod kutem od 90 ° u odnosu na površinu osnovne konstrukcije. Potrebno ju je dostatno vlažiti kako bi se osigurala njena kvalitetna kondenzacija. Kondenzaciju je moguće provoditi različitim tehnikama (špatulacije, vibracije, itd). Na kvalitetu kondenzacije utječe uz tehniku kondenzacije te vlaženje i veličina keramičkih čestica. Pečenje keramike je potrebno provesti na određenoj temperaturi. Veći broj ciklusa pečenja može rezultirati vitrifikacijom, odnosno kristalizacijom stakla i time propadanjem rada. Obložni, estetski sloj moguće je izraditi i nadlijevanjem. To je postupak gdje se nanosi sinterirani obložni sloj od litijdisilikatne staklokeramike (IPS Emax Zir

CAD) na cirkonij oksidnu osnovu. Tim se postupkom poboljšavaju mehanička svojstva obložnog sloja. Izvodi se tako da se istovremeno iz presinteriranog cirkonij-oksidge bloka gloda osnovna konstrukcija i izrađuje obložna kapica od litij-disilikatne staklo-keramike. Osnovna konstrukcija se sinterira, obložna kapica se postavlja preko osnovne konstrukcije i sinterira. Nadomjestak se završava bojanjem i glaziranjem.

3D print/ispis/gradnja

- 6 mogućnosti/tehnologija
 1. stereolitografija (SLA) (polimeri)
 2. selektivno lasersko sinteriranje (SLS)
najčešće u Dentalnoj medicini (najčešće titanij i drugi metali)
 3. selektivno lasersko taljenje podvrsta SLS
 4. toplinsko injekcijsko printanje (TIJ)
 5. fuzijsko depozicijsko modeliranje (FDM)
 6. polyJet postupak (PPJ) (polimeri)

3D printom mogu se izrađivati objekti od metala, legura, plastike/polimera, keramike, gipsa, drva.

Usporedba

- Lasersko taljenje u odnosu na konvencionalno lijevanje
manje naprezanje unutar objekta
- Lasersko taljenje u odnosu na glodanje metala
nema troška na svrdlima (brzo trošenje kod glodanja)
nema bacanja materijala
veća preciznost, preciznost ovisi o: složenosti geometrije, načinu proizvodnje, materijalu.

Nedostatak su skupa oprema, cijena, kod keramike - poroznost i volumna kontrakcija.

Završna obrada printanih nadomjestaka gotovo je uvijek potrebna i ovisi o tehnologiji. Potrebno je pratiti upute proizvođača. Često je potrebno čišćenje u ultrazvučnoj kupelji, polimerizacija, poliranje ili bojanje. Isplativost ove tehnologije je znatna, 3D ispis: u 24 h može se izraditi i do 450 krunica. U literaturi se navodi i mali lom fasete.

Površinska obrada fiksnoprotetskih nadomjestaka

Dva su načina glaziranja, nanošenje tankog sloja niže taljive keramike na površinu objekta i pečenje na atmosferskom zraku ili ostavljanje keramičkog bloka 1-4 minute na temperaturi malo nižoj od temperature pečenja. Učinak je isti, mikropukotine nastale uslijed napreznja se zatvaraju, objekt postaje čvršći, površina postaje sjajna i glatka.

Neki keramički materijali najčešće monolitni se samo poliraju. Poliranje se izvodi sa silikonskim polirerima s dijamantnim punilima i dijamantnim pastama.

Spojna mjesta u mosnim konstrukcijama

U modelaciji mosnih konstrukcija posebnu pozornost je potrebno posvetiti najslabijim dijelovima konstrukcije, pozicioniranosti, obliku i dimenziji spojnih mjesta. Kod metal-keramičkih konstrukcija spojno mjesto mora biti $2,5 \text{ mm}^3$. Kod potpunokeramičkih mostova površina spojnog mjesta je nešto veća i iznosi kod mostova izrađenih iz litijum disilikatne keramike 12 mm^2 (16 mm^2 za premolare), staklom infiltrirane oksidne keramike $10 - 12 \text{ mm}^2$, a kod aluminij-oksidne i cirkonij-oksidne 9 mm^2 .

Uzrok neuspjeha terapijom keramičkim nadomjescima mogu biti:

- strukturne pogreške

vezane uz vrstu kristala, njihovu količinu i distribuciju te količinu staklene matrice

koeficijent toplinske istežljivosti kristala i staklene matrice. Neujednačenost KTI dovodi do napreznja i posljedično do loma keramičkog nadomjeska

trodimenzionalne prostorne nesavršenosti (napukline, pore, uključci i krupni kristali).

-kemijska degradacija keramike zbog korozijskog djelovanja usne šupljine. Zbog prisustva velike količine različitih mikroorganizama posebno je bitna biološka korozija. Proizvodi metabolizma zakiseljuju okoliš i aktiviraju korozijske procese. Tu je od velikog značaja važno naglasiti značaj higijene u održavanju i trajnosti nadomjeska

-kvaliteta površine, obrada površine i tribološki aspekt (trošenje)

Kontakt dviju površina u korozivnom okolišu dovodi do hrapavosti. Na hrapavoj površini akumulacija plaka je povećana što potencira izmjenu iona na površini keramike, povećava se osjetljivost na kemijske čimbenike i tijekom vremena dovodi do kemijske degradacije keramike.

Lom keramike je čest klinički problem. Nastaje zbog:

- nepravilno brušenje zuba u konvencionalnoj terapiji
- neujednačena debljina keramike
- slabe adhezivne sile između slojeva
- pojava rezidualnog naprezanja unutar nadomjeska
- naprezanje uslijed neujednačenih KTI osnovnog i obložnog materijala
- naprezanje u obložnom sloju zbog razlike u debljini osnovnog i obložnog sloja
- kompresijsko naprezanje na spojnoj površini između osnovne konstrukcije i obložnog sloja
- vlačno naprezanje u keramici
- pogreške u tehnološkim procesima

Treba razlikovati adhezivni od kohezivnog loma. Karakteristična mjesta adhezivnog loma kod metal-keramičkog nadomjeska su spoj metala i keramike pri nedostatku oksidnog sloja, na spoju metala i oksidnog sloja i na spoju keramike i oksidnog sloja. Adhezivni lom kod potpunokeramičkih nadomjestaka je karakteriziran površinom osnovne konstrukcije bez zaostale keramike na lomnom mjestu (delaminacija). Karakteristična mjesta kohezivnog loma kod metal-keramičkog nadomjeska može biti unutar obložne keramike, lom koji se širi kroz obložnu keramiku i oksidni sloj, lom obložne keramike, oksidnog sloja i metala. Kod potpunih keramika relativno često dolazi do loma obložne keramike (*chipping*). Uzroci lomova nisu u cijelosti objašnjene. U literaturi se kao uzroci kohezivnog loma navode strukturne pogreške, pogreške u kliničkom radu, okluzijska interferenca, zbivanje objašnjeno Tilmanovim pravilom ili nepoštovanje 2. protetskog pravila abrazije. Adhezivni tip loma je čest kod dvoslojnih

sustava i u drugim granama (strojarstvu, brodogradnji, i sl.) gdje se navode uzroci vezani uz neodgovarajuće materijale u dodiru, (neodgovarajući KTI), neujednačenost debljina slojeva, nečistoće na spoju, loša priprema površine osnovne konstrukcije, nedovoljna debljina keramike, i drugi²⁹⁻³².

Kod cirkonij-oksidnih nadomjestaka rjeđe dolazi do loma osnovne konstrukcije. Najčešće se lomi obložna keramika i to zbog neujednačenosti KTI (KTI obložne keramike > KTI osnovne keramike). Obložna keramika ne smije biti više od dva puta deblja od debljine osnovne konstrukcije. Osnovna konstrukcija i ovdje mora imati reducirani anatomski oblik. Takav oblik će osigurati ujednačenu debljinu keramike na svim dijelovima konstrukcije što će osigurati potrebnu čvrstoću i željenu estetiku, odnosno strukturalnu trajnost posebice na mjestima većeg naprezanja³³⁻³⁵. Uzroci loma keramike u dvoslojnim sustavima potaknuli su primjenu monolitnih konstrukcija.

Monolitni nadomjesci

- Staklokeramički nadomjesci, postoje 3 generacije: IPS Empress (leucitna keramika), IPS Empress 2 i IPS e-max (litij disilikata i ortofosfata 70% volumena) čvrstoća 400 MPa

dvije tehnike izrade:

- toplo-tlačna
(valjčići 4 stupnja translucencije, višebojni blokovi)
- strojna uz sinteriranje
- Cirkonij-oksidni nadomjesci – postoje 3 generacije; 1. generacija su bili dvoslojni sustavi, 2. generacija je bila monolitna slabijih optičkih svojstava i dodavanjem veće količine Y_2O_3 dobiva se 3. generacija, materijal s više kubične strukture koji je translucetniji od prethodnih generacija.

7. Cementi ^{18,36}

	Trajno cementirana suprakonstrukcija	Polutrajno/privremeno cementirana suprakonstrukcija	Suprakonstrukcija pričvršćena okluzijskim vijkom
Spoj implantata i implantatne nadogradnje	unutarnji	unutarnji vanjski	unutarnji vanjski
Materijal implantatne nadogradnje	titanij cirkonijev oksid	titanij	titanij cirkonijev oksid s titanijskom bazom
Materijal nadomjeska	metal-keramika potpuna keramika	metal-keramika	metal-keramika jednodijelna abutment-krunica
Broj članova	jednočlani do tročlani nadomjestak	jednočlani do peteročlani nadomjestak	nadomjestak sa 6 i više članova
Rizik od gubitka implantata	nizak	visok/nizak	visok/nizak

	Cementirana suprastruktura	Suprastruktura pričvršćena okluzijskim vijcima	Suprastruktura pričvršćena transverzalnim vijcima
Prednosti	<ul style="list-style-type: none"> pasivni dosjed (kompenzacija nepreciznosti uvjetovanih proizvodnim procesom) funkcija i estetika kompenzacija odstupanja nagiba osi implantata mogućnost skidanja ako se cementira privremeno ili polutrajno cementiranje potpuno keramičkih nadomjestaka 	<ul style="list-style-type: none"> jednostavno skidanje zahtijeva manje vertikalnog prostora 	<ul style="list-style-type: none"> relativno jednostavno skidanje (otežano rukovanje malim, često teško dostupnim vijcima) poboljšana žvačna funkcija i estetika kompenzacija odstupanja nagiba osi implantata
Nedostaci	<ul style="list-style-type: none"> višak cementa ispod razine gingive (osobito kod neprikladnog oblika implantatne nadogradnje) zahtijeva više vremena mogućnost skidanja nije predvidljiva u slučaju popuštanja vijka implantatne nadogradnje često je potrebno izraditi novi nadomjestak 	<ul style="list-style-type: none"> okluzijski smješten pristup vijku loša estetika i ograničena žvačna funkcija često nije moguće postići pasivni dosjed (kod nadomjestaka povezanih u blok) teže kompenzirati odstupanja nagiba osi implantata jako važna preciznost položaja implantata 	<ul style="list-style-type: none"> potrebna mezostruktura veliki međuprostori (neugodan miris i okus) oralno smješteni pristupni otvori za vijke koji smetaju pod jezikom relativno glomazna konstrukcija
Zaključci iz sistematiziranoga preglednog rada ³²⁹	<ul style="list-style-type: none"> manje tehničkih problema zato teže biološke komplikacije (gubitak implantata, odnosno kosti > 2 mm) 	<ul style="list-style-type: none"> više tehničkih komplikacija veća stopa gubitaka samih nadomjestaka 	

Trajno cementiranje (konvencionalno/adhezijski)	Priprema implantatne nadogradnje	Priprema nadomjeska	Kemijski posrednik veze	Cementiranje
Metal-keramika na titanijskoj nadogradnji (konvencionalno)	99%-tni izopropanol (ultrazvučna kupelj)	pjeskarenje Al ₂ O ₃ (50 μm, 2,5 bara); 99%-tni izopropanol (ultrazvučna kupelj)		staklenoionomerni cement, cinkoksifosfatni cement
Cirkonij-oksidna krunica na titanijskoj nadogradnji (konvencionalno)	99%-tni izopropanol (ultrazvučna kupelj)	pjeskarenje Al ₂ O ₃ (50 μm, 2,5 bara); 99%-tni izopropanol (ultrazvučna kupelj)		staklenoionomerni cement, cinkoksifosfatni cement
Cirkonij-oksidna krunica na titanijskoj nadogradnji (adhezijski)	pjeskarenje Al ₂ O ₃ (50 μm, 2,5 bara); 99%-tni izopropanol (ultrazvučna kupelj)	pjeskarenje Al ₂ O ₃ (50 μm, 2,5 bara); 99%-tni izopropanol (ultrazvučna kupelj)	npr. Monobond Plus*	kompozitni cement (npr. Multilink Implant, Panavia**)
Cirkonij-oksidna krunica na cirkonij-oksidnoj nadogradnji (adhezijski)	pjeskarenje Al ₂ O ₃ (50 μm, 2,5 bara); 99%-tni izopropanol (ultrazvučna kupelj)	pjeskarenje Al ₂ O ₃ (50 μm, 2,5 bara); 99%-tni izopropanol (ultrazvučna kupelj)	npr. Monobond Plus*	kompozitni cement (npr. Multilink Implant, Panavia**)
Litij-disilikatna krunica na titanijskoj nadogradnji (adhezijski)	pjeskarenje Al ₂ O ₃ (50 μm, 2,5 bara); 99%-tni izopropanol (ultrazvučna kupelj)	fluorovodična kiselina (20 sekundi)	npr. Monobond Plus*	kompozitni cement (npr. Multilink Implant, Panavia**)
Litij-disilikatna krunica na cirkonij-oksidnoj nadogradnji (adhezijski)	pjeskarenje Al ₂ O ₃ (50 μm, 2,5 bara); 99%-tni izopropanol (ultrazvučna kupelj)	fluorovodična kiselina (20 sekundi)	npr. Monobond Plus*	kompozitni cement (npr. Multilink Implant, Panavia**)

* Monobond Plus kombinirani je posrednik veze koji sadržava silan metakrilat i fosforni metakrilat za metal i keramiku (litijev disilikat i oksidne keramike); aktivira površinu za stvaranje veze s bilo kojim kompozitnim cementom.

** Panavia je kompozitni cement s posebnim fosfatnim monoesterskim skupinama (MDP). Stoga se kod titanija i oksidnih keramika nije potrebno koristiti dodatnim kemijskim posrednicima veze (npr. Monobond Plus).

Preuzeto iz 18

Literatura:

1. Yoshiki Oshida 1, Elif B. T, Oya A, Koray G. Dental Implant Systems. *Int J Mol Sci.* 2010;11:1580-678.
2. National Institutes of Health consensus development conference statement on dental implants. *J. Dent. Educ.* 1988;52:686-91.
3. Stillman N, Douglass CW. Developing market for dental implants. *J Am Dent Assoc.* 1993;124: 51-6.
4. Binon PP. Implants and Components. *Int J Oral Max Implants.* 2000; 15:76-94.
5. Moore BK, Oshida Y. Materials science and technology in dentistry. *Encyclopedic Handbook of Biomaterials and Bioengineering.* Ed. Wise DL. Boston: Marcel Dekker MA;1995. pp. 1325-430.
6. ISO/FDIS: 7405:2008, Dentistry – Evaluation of Biocompatibility of Medical Devices Used in Dentistry; BSI: London, UK, 2008.
7. National Institutes of Health consensus development conference statement on dental implants. *JDent Educ.* 1988;52:686-91.
8. Stillman N, Douglass CW. Developing market for dental implants. *J Am Dent Assoc.* 1993;124: 51-6.
9. Oshida Y. Requirements for successful biofunctional implants. 2nd Symposium Internat Advanced Bio-Materials. Montreal; 2000. pp. 5-10.
10. Brockhurst PJ. Dental Materials: New territories for materials science. *Au Inst Metals.* 1980;3:200-10.
11. Yoshiki O, Elif BT, Oya A, Koray G. Dental Implant Systems. *Int J Mol Sci.* 2010;11:1580-678.
12. Ozkurt Z, Kazazoglu E. Zirconia Dental Implants: A Literature Review. *J Oral Implant.* 2011;37:367-73.
13. Z, Kazazoglu E. Zirconia Dental Implants: A Literature Review. *J Oral Implant.* 2011;37:367-73.

14. Opća enciklopedija. Zagreb: Jugoslavenski leksikografski zavod Miroslav Krleža;1988.p 224.
15. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990; 5(4):347-59.
16. Ida K, Tani Y, Tsutsumi S, Togaya T, Nambu T, Suese K. Clinical application of pure titanium crowns. *Dent Mater J*. 1985; 4(2):191-5.
17. Donachie MJ Jr. *Titanium: A Technical guide*. 2nd ed. Materials Park: ASM International, 2000.
18. Wolfart S. *Implantoprotetika Koncept usmjeren na pacijenta*. Berlin, Chicago, Barcelona; Quintessence Pu:2014.
19. Brauner H. Titanium as a dental material – a summary of the current position. *Quintessenz Zahntechn*. 1992; 18(2):221-38.
20. Jorge JR, Barão VA, Delben JA, Faverani LP, Queiroz TP, Assunção WG. Titanium in Dentistry: Historical Development, State of the Art and Future Perspectives. *J Indian Prosthodont Soc*. 2013; 13(2):71-7.
21. Haag P, Nilner K. Bonding between titanium and dental porcelain: A systematic review. *Acta Odontol Scand*. 2010; 68(3):154-64.
22. Abduo J. Fit of CAD/CAM implant frameworks: a comprehensive review. *J Oral Implantol*. 2014;40(6):758-66.
23. Iseri U, Ozkurt Z, Kazazoglu E. Shear bond strengths of veneering porcelain to cast, machined and laser-sintered titanium. *Dent Mater J*. 2011;30(3):274-80.
24. Jorge JR, Barão VA, Delben JA, Faverani LP, Queiroz TP, Assunção WG. Titanium in Dentistry: Historical Development, State of the Art and Future Perspectives. *J Indian Prosthodont Soc*. 2013;13(2):71-7.
25. Viskić J, Schauerl Z, Čatić A, Balog M, Krizik P, Gržeta B, Popović J, Milardović Ortolan S, Mehulić K. Utjecaj obrade erozimatom na mikrostrukturu površine titana dobivenog metalurgijom praha. *Acta Stomatol Croat*. 2014; 48 (4):285-91.

26. Manicone P, Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007;35:819–26.
27. Rosenstiel, Land, Fujimoto. *Contemporary Fixed prosthodontics.* 3rd ed. St. Louis: Mosby Inc;1995.
28. Kunzelmann KH, Kern M, Pospiech P, Raigrodski AJ, Strassler HE. *All-Ceramics at a Glance.* AG Keramik (Society for Dental Ceramics) Ettlingen, Germany 2007.
29. Bergman Gašparić L, Schauerl Z, Mehulić K. Shear Bond Strength in Zirconia Veneered Ceramics Using Two Different Surface Treatments Prior Veneering. *Coll Antropol.* 2013;37(1):121-5.
30. Štefančić S, Ćurković L, Baršić G, Majić Renjo M, Mehulić K. Investigation of Glazed Y-TZP Dental Ceramics Corrosion by Surface Roughness Measurement. *Acta Stomatol Croat.* 2013;47(2):163-8.
31. Ledić K, Majnarić I, Milardović Ortolan S, Špalj S, Štefančić S, Mehulić K. Analysis of translucency of glass-ceramics fabricated by different techniques. *Acta Stomatol Croat.* 2015;49(1):27-35.
32. Mehulić K. Failures in fabrication and therapy with ceramic crowns. *Minerva Stomatol.* 2008;(57): 47-51.
33. Mehulić K, Lauš-Šošić M. Metal-ceramic bond: how to improve?. *Minerva Stomatol.* 2009;58(7-8):367-73.
34. Mehulić K. *Keramika u stomatološkoj protetici.* Zagreb; Školska knjiga; 2010.
35. Mehulić K. editor. *Dentalni materijali.* Zagreb: Medicinska naklada: 2010.
36. Mehulić K. editor. *Dentalna medicina – vodič za praktičare.* Zagreb: Medicinska naklada d.o.o.;2020.
37. Šabić H. *Usporedba titanskih i cirkonij-oksidnih implantatnih nadogradnji na meka tkiva.* Poslijediplomski specijalistički rad. Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu. 2021.