

Gradivni materijali u implantoprotetici

Bajza, Viktor

Master's thesis / Diplomski rad

2021

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

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:127:837726>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-02-27**



Repository / Repozitorij:

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





Sveučilište u Zagrebu
Stomatološki fakultet

Viktor Bajza

GRADIVNI MATERIJALI U IMPLANTOPROTETICI

DIPLOMSKI RAD

Zagreb, 2021.

Rad je ostvaren na Zavodu za fiksnu protetiku Stomatološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu
Mentor rada: prof. dr. sc. Ketij Mehulić, Zavod za fiksnu protetiku Stomatološkog fakulteta
Sveučilišta u Zagrebu

Lektor hrvatskog jezika: prof. Hrvatskog jezika i književnosti Vanja Nekich

Lektor engleskog jezika: dipl. Anglist i germanist Antonia Treselj

Sastav Povjerenstva za obranu diplomskog rada:

1. _____
2. _____
3. _____

Datum obrane rada: _____

Rad sadrži: 55 stranica

CD

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

Zahvala

Zahvaljujem se svojoj dragoj mentorici prof. dr. sc. Ketij Mehulić koja mi je svojim savjetima i znanjem iznimno pomogla pri pisanju ovog rada.

Veliko hvala mojoj grupi, svim mlađim i starijim kolegama i prijateljima što su mi pružili nezaboravne trenutke koje ću pamtiti cijeli život.

Zahvaljujem se na kraju svojoj obitelji, svojim roditeljima koji su mi uvijek bili najveća podrška i posebno svom bratu Karlu koji me uvijek bodrio i tjerao da dam sve od sebe.

GRADIVNI MATERIJALI U IMPLANTOPROTETICI

Sažetak

Gradivni materijali u implantoprotetici skupina su dentalnih materijala koji se koriste u implantoprotetskoj nadoknadi i rehabilitaciji bezubih prostora. Na temelju kemijskog sastava i strukture, materijale u dentalnoj implantologiji dijelimo na metale, keramike, polimere i kompozite. Materijale u implantoprotetici odlikuju njihova specifična fizikalna, kemijska, mehanička i svojstva biokompatibilnosti, a ovisno o protetskoj funkciji dijelimo ih na materijale za izradu implantata, implantatnih nadogradnji i protetskih nadomjestaka. Svi gradivni materijali moraju imati zadovoljavajuća fizikalna i biomehanička svojstva kako bi se osigurala funkcijska trajnost. Materijali za izradu implantata osim izvrsnih biomehaničkih moraju imati i svojstva biokompatibilnosti u koštanom tkivu i sposobnost oseintegracije. Titanij i njegove slitine zlatni su standard za izradu implantata, a implantati na bazi cirkonij-oksidnih keramika nova su alternativa u strogo indiciranim estetski zahtjevnim slučajevima. Za izradu implantatnih nadogradnji ključni postaju problemi estetike i odnos mekih tkiva s materijalima. Najčešće se i u njihovoj izradi koriste titanij i njegove slitine, ali cirkonij-oksidne keramike pokazuju izuzetnu biokompatibilnost i estetiku te su sve zastupljenije kao materijal izbora. Za izradu fiksno-protetskog nadomjestka i dalje se najčešće koristi metal-keramička krunica zbog svojeg omjera cijene, kvalitete i estetike, ali sve se češće zbog zahtjeva visoke estetike odabiru potpuno-keramički sustavi kao materijal izbora za nadomjestke u implantoprotetskoj terapiji.

Ključne riječi: gradivni materijali; implantoprotetika; titanij; cirkonij-oksid; implantat; oseintegracija; implantatna nadogradnja; meka tkiva; protetski nadomjestak

CONSTITUENT MATERIALS IN IMPLANT PROSTHODONTICS

Summary

Constituent materials in implant prosthodontics are part of the group of dental materials used in implant prosthetic restoration and rehabilitation of edentulous spaces. Based on their chemical composition and structure, materials in dental implantology are divided into metals, ceramics, polymers and composites. Materials in implant prosthodontics are characterized by their specific physical, chemical and mechanical properties and their biocompatibility. Depending on their prosthodontic function, they are divided into constituent materials for implants, implant restorations and fixed prosthodontic materials. All constituent elements must have satisfactory physical and biomechanical properties to ensure functional durability. In addition to excellent biomechanical properties, constituent materials for dental implants must also be biocompatible with bone tissue, to ensure their ability of osseointegration. Titanium and its alloys are the gold standard for implant fabrication, whereas zirconium oxide based implants are the new alternative in strictly indicated, aesthetically demanding cases. Aesthetics and the compatibility of the materials with soft tissues play the key role in the selection of constituent materials for implant abutments. Titanium and its alloys are most often used in their production, but zirconium oxide ceramics also show exceptional biocompatibility and aesthetics, thus becoming increasingly represented as the material of choice. Due to their price to performance and aesthetics ratio, metal-ceramic crowns are still the construction materials most commonly used in implant-supported crowns and bridges. However, due to very high aesthetic demands, all-ceramic systems are becoming the primary material of choice for fixed dental prosthesis.

Key words: constituent materials; implant prosthodontics; titanium; zirconium oxide; implant; osseointegration; implant abutment; soft tissues; prosthetic restoration

SADRŽAJ

1. UVOD	1
2. OPĆA SVOJSTVA GRADIVNIH MATERIJALA U IMPLANTOPROTETICI	4
2.1 Podjela gradivnih materijala u implantoprotetici	5
2.1.1 Metali.....	5
2.1.2 Keramike	6
2.1.3 Polimeri	7
2.1.4 Kompoziti	8
2.2 Fizikalna i kemijska svojstva gradivnih materijala u implantoprotetici	9
2.3 Mehanička svojstva materijala u implantoprotetici	11
3. MATERIJALI ZA IZRADU IMPLANTATA.....	14
3.1 Titanij i njegove slitine.....	16
3.2 Cirkonij-oksida keramika.....	18
3.3 Suvremeni alternativni materijali	21
3.3.1 PEEK	21
3.4 Klinički utjecaj gradivnih materijala implantata	21
3.4.1 Utjecaj gradivnih materijala implantata na oseintegraciju	21
3.4.2 Biokompatibilnost gradivnih materijala implantata	23
3.4.3 Estetika	25
3.4.4 Praktičnost i cijena.....	25
3.4.5 Kliničke studije.....	26
4. MATERIJALI ZA IZRADU IMPLANTATNIH NADOGRAĐNJI.....	28
4.1 Implantatne nadogradnje od legura s visokim udjelom zlata	29
4.2 Kobalt kromove legure.....	30
4.3 Titanijske implantatne nadogradnje	31
4.4 Cirkonij-oksida implantatne nadogradnje	31
4.5 Utjecaj gradivnih materijala nadogradnji na estetiku.....	32
4.6 Utjecaj gradivnih materijala nadogradnji na meka tkiva	33
4.7 Odabir materijala za implantatnu nadogradnju	34
5. MATERIJALI ZA IZRADU PROTETSKIH NADOMJESTAKA.....	35
5.1 Odabir gradivnog materijala fiksno protetskog rada.....	36
5.2. Keramika napečena na metalnu konstrukciju.....	36
5.2.1 Plemenite legure za osnovnu konstrukciju	37
5.2.2 Co-Cr legure za osnovnu konstrukciju	37

5.2.3 Titanijeve legure za osnovnu konstrukciju	38
5.3 Potpuno keramički nadomjesci	39
5.3.1 Silikatne keramike	39
5.3.2 Oksidne keramike	40
5.3.3 Odabir materijala u potpuno keramičkim sustavima	40
6. RASPRAVA	43
7. ZAKLJUČAK	46
8. LITERATURA	48
9. ŽIVOTOPIS	54

Popis skraćenica

PEEK – poli(eter-eter-keton)

PMMA – poli(metil-metakrilat)

Cp Ti – *commercially pure titanium*, komercijalno čisti titanij

HV – *hardness Vickers*, jedinica za tvrdoću

ATZ – *alumina toughened zirconia*, cirkonijev-oksidi ojačani aluminijevim oksidom

TAV – titanij-aluminij-vanadij slitina

TAN – titanij-aluminij-niobij slitina

TiZr – titanij-cirkonij slitina

ASTM – American Society for Testing and Materials

EAO - European Association for Osseointegration

CFR – *carbon fiber reinforced* – ojačani karbonskim vlaknima

GFR – *glass fiber reinforced* – ojačani staklenim vlaknima

bioHPP – *bio high performance polymer* – polimer visokih performansi

CAD/CAM – *computer aided design / computer aided manufacturing* – računalom potpomognuto oblikovanje / računalom potpomognuta izrada

Gradivni materijali u implantoprotetici desetljećima su u fazi konstantnog razvoja. Tehnologija materijala znatno je napredovala od prvih implantata 1960-ih i ne pokazuje znakove usporavanja, već naprotiv, svakim danom nove znanstvene spoznaje i unaprjeđenje proizvodnih procesa nude nam sve veći izbor mogućih materijala u implantoprotetskoj terapiji. U suvremenoj implantoprotetici titanij i titanske legure zlatni su standard. Niska relativna gustoća titanija (laki metal), izvrsna antikorozivna svojstva, stabilnost u kiselinama, mala toplinska i električna vodljivost, mali termički koeficijent rastezanja i dobra mehanička svojstva (visoka čvrstoća i tvrdoća) i dokazana biokompatibilnost te sposobnost oseointegracije čine ga materijalom izbora i to ne samo u dentalnoj protetici već i u ortopediji, ortodontici i dentalnoj implantologiji. Nedostaci titanija su kompleksno i skupo dobivanje komercijalno čistog titanija, njegova crna do siva boja koja ga čini neestetskim materijalom, visok modul elastičnosti u odnosu na biološka tkiva i neusklađenost njegovog vrlo niskog termičkog koeficijenta rastezanja s drugim gradivnim materijalima poput keramike.

Idealni implantoprotetski materijali moraju pokazivati svojstva visoke mehaničke otpornosti, biointegracije i kompatibilnosti s okolnim tkivima. Osim toga, težnja visokoj estetici uz jednostavnu i praktičnu primjenu i što nižu proizvodnu i konačnu cijenu također ima velik utjecaj na materijal odabira. Materijal idealnih svojstava ne postoji, međutim, težnja idealnim gradivnim materijalima iznjedrila je na suvremenom tržištu brojne alternative komercijalno čistom titaniju i njegovim legurama. Budući da u implantoprotetskoj terapiji upotrebljavamo implantate od bioinertnog materijala, obloženih eventualno slojem nekog bioaktivnog materijala, kao jasni konkurenti posljednjih godina istaknuli su se materijali na bazi cirkonijevog oksida. Njihova izvrsna mehanička, estetska i svojstva biokompatibilnosti i oseointegracije pokušavaju nadoknaditi nedostatke titanijskih implantata. Bez obzira na obećavajuća svojstva i svestranost cirkonij-oksidnih keramika, njihove mane poput krutosti, krhkosti, velikog modula elastičnosti, starenja i trošenja materijala te nemogućnosti primjene u svim kliničkim situacijama veliki su im nedostaci zbog kojih je titanij i dalje materijal izbora u gotovo svim kliničkim situacijama.

Iako je u prošlosti implantoprotetski fokus bio na kosti i oseointegraciji implantata, sve se češće posljednjih godina naglašava važnost zdravog mekog tkiva u okolini implantata kao glavnog faktora za uspješnu biološku i funkcijsku trajnost implantoprotetske terapije. Stvaranje biološke širine, epitelnog i vezivnog pričvrstka ključni su za uspješnost terapije, a najbolja svojstva u mekim tkivima od danas dostupnih materijala pružaju cirkonij-oksidne keramike. Osim toga, superiorna estetska svojstva čine ga poželjnim materijalom za izradu nadogradnji u estetski zahtjevnim slučajevima.

Kako bi se postigao estetski uspješan rad, fiksni nadomjestak mora imitirati prirodan izgled nedostajućeg zuba. Metal-keramički nadomjesci desetljećima su materijal izbora zbog optimalnog omjera cijene i kvalitete, međutim, razvojem potpuno keramičkih sustava i sve većom težnjom za estetski i biološki prihvatljivijim materijalima koriste se sve rjeđe. Sve se češće koriste staklokeramike na cirkonij-oksidoj osnovi ili monolitni cirkonij-oksidoj i litij-disilikatni nadomjesci.

Kako bi odabrali adekvatnu kombinaciju gradivnih materijala implantata, nadogradnji i nadomjestaka i osigurali uspješnu implantoprotetsku rehabilitaciju neophodno je poznavati osnove gradivnih materijala i njihovih svojstava i kako to znanje primijeniti u svakodnevnoj kliničkoj praksi.

Svrha je ovog rada na jednom mjestu okupiti i objasniti osnove kompleksnog područja gradivnih biomaterijala u implantoprotetici, njihova svojstva i klinički značaj svojstava materijala te tako omogućiti doktoru dentalne medicine da odabere najbolje rješenje za svakog pacijenta ovisno o individualnim okolnostima i specifičnostima implantoprotetske terapije.

2. OPĆA SVOJSTVA GRADIVNIH MATERIJALA U IMPLANTC OTETICI

Gradivni materijali tvari su od kojih je nešto izrađeno ili sastavljeno, a kako bi to bilo moguće moraju imati svojstva koja omogućuju da se određenim tehnološkim postupcima oblikuju u proizvode određenog oblika, definiranih dimenzija i uporabne vrijednosti (1).

Gradivni materijali mogu se klasificirati na brojne načine; prema primjeni u određenoj industriji, načinu proizvodnje, načinu upotrebe, svojim kemijskim, fizikalnim, mehaničkim i brojnim drugim svojstvima. Tehnološki materijali pod koje spadaju i gradivni materijali u implantoprotetici najčešće se klasificiraju na temelju kemijskog sastava i strukture (2, 3).

Gradivni se materijali u implantoprotetici tako mogu uopćeno podijeliti u 4 glavne skupine: metale, keramike, polimere i kompozite. Tipična metalna svojstva uvjetovana su metalnom kemijskom vezom, keramička svojstva kombinacijama ionskih i kovalentnih veza, a polimerna svojstva visokim stupnjem kovalentnog vezanja dok su kompoziti višefazne kombinacije drugih materijala.

2.1 Podjela gradivnih materijala u implantoprotetici

2.1.1 Metali

Metali su anorganski materijali koji su pri sobnoj temperaturi čvrste tvari (osim žive i galija). Neprozirni su, bijele do sive boje (osim zlata i bakra) i metalnog sjaja. Njihovi su atomi povezani jakim metalnim vezama kojima formiraju kristalne rešetke s lako pokretljivim vanjskim elektronima što ih najčešće čini dobrim vodičima električne struje i topline.

Glavna svojstva koja im daju prednost kao gradivnim materijalima su prenošenje i podnošenje visokih mehaničkih opterećenja, čvrstoća, tvrdoća, a time i dugotrajnost.

Osim toga, odlikuje ih kovkost, sposobnost da slojevi metala klize jedan preko drugoga bez kidanja kemijskih veza pa se mogu oblikovati u razne oblike za razliku od ionskih spojeva i kovalentnih kristala koji fragmentiraju i frakturiraju pod pritiskom.

Metale odlikuje i visoka temperatura tališta i vrelišta, a rastaljeni se zbog velike simetrije osnovnih metalnih kristalnih rešetki relativno lako miješaju u čvrste otopine formirajući slitine koje se skrućuju kao jedna faza i često imaju bolja svojstva od polaznih metala.

Prema sastavu legure mogu biti homogene, nehomogene i heterogene s dvije ili više komponenti. Sistematiziraju se i imenuju prema masenom udjelu glavnih sastojaka od najvećeg ka najmanjem. Tako primjerice titanska legura Ti-6Al-4V sadrži približno 6% masenog udjela aluminija i 4% vanadija uz ostatak (~90%) koji čini titanij s primjesama drugih elemenata.

Kao gradivne materijale uglavnom se koriste legure, a čisti se metali, izuzev titanija, rijetko koriste. Prema sadržaju stranih primjesa dijele se na tehnički (komercijalno) čiste (do 1% primjesa), kemijski čiste (0,01 - 0,1% primjesa) i fizikalno čiste (manje od 0,01% primjesa), a s obzirom na gustoću razlikuju se laki metali (magnezij, aluminij, titan) gustoće do 5g/cm^3 i teški metali (željezo, kobalt) gustoće veće od 5g/cm^3 .

U prirodi se metali vrlo rijetko javljaju u elementarnom obliku jer lako ioniziraju i otpuštaju elektrone pa s anionima lako tvore anorganske spojeve (soli), a s kisikom okside pa lako oksidiraju i korodiraju. Kemijski postojani i atmosferski nereaktivni koji nelako stupaju u reakcije nazivaju se plemenitim metalima (zlato, srebro, platina, paladij), a njihove legure plemenitim legurama. Najčešće su zbog svoje reaktivnosti metali u prirodi prisutni u obliku minerala u spojevima s kisikom, sumporom, silicijem i ugljikom (4).

2.1.2 Keramike

Keramike su čvrsti, kruti, kristalinični anorganski materijali niske električne i toplinske vodljivosti nemetalnog karaktera iako mogu biti sastavljeni od metalnih i nemetalnih elemenata koji mogu tvoriti pretežno i potpuno ionske ili kovalentne keramike.

U proizvodnji keramika upotrebljavaju se najvećim dijelom osnovne prirodne sitnozrnate zemljane sirovine poput gline, pijeska, glinenaca, kvarca i kaolina, a mogu se rabiti i sintetske sirovine. Osnovne sirovine miješaju se s vodom, oblikuju na sobnoj i peku na visokoj temperaturi.

Povoljna svojstva keramike su tlačna čvrstoća, tvrdoća, visoko talište i otpornost na koroziju i djelovanje kiselina i povoljna optička i estetska svojstva. Loše su joj strane krhkost (mala lomna žilavost), poroznost, nizak koeficijent termičkog istezanja, mala otpornost na udar i visok modul elastičnosti zbog kojih dolazi do lakšeg loma, starenja i trošenja (5).

Keramike se zbog veće asimetrije ionski i kovalentno vezanih atoma u kristalnoj rešetci ne mogu deformirati klizanjem slojeva kristalne rešetke poput metala, a kovalentne su veze u keramici usmjerene pa je razmak atoma i prostorni raspored fiksiran. Fizikalna i kemijska svojstva keramike tako onemogućuju plastičnu deformaciju, a lako stvaranje mikronapuklina propagacijom uzrokuje strukturnu nestabilnost i lom slojeva pa se opisuju kao kruti i napregnuti to jest krhki materijali.

Površinska svojstva u nastanku propagacijskih napuklina imaju važnu ulogu pa se poliranjem i uklanjanjem oštih kutova nastoji produljiti strukturna trajnost keramika. Napukline, pore, uključci i krupna zrna greške su u strukturi koje mogu nastati nepravilnim rukovanjem ili

obradom keramike, a u kemijski, biomehanički i tribokorozivno agresivnom mediju usne šupljine svaka od tih pogrešaka postaje izraženija tijekom cikličnog funkcionalnog opterećenja pa je poznavanje svojstava keramičkih materijala od znatne kliničke važnosti.

2.1.3 Polimeri

Polimeri su vrsta materijala sastavljena od velikih makromolekula nastalih povezivanjem više osnovnih strukturnih gradivnih jedinica – monomera. Kemijska reakcija povezivanja niskomolekularnih monomernih spojeva kovalentnim vezama u polimere naziva se polimerizacijom.

Polimeri mogu biti građeni od samo jedne ili više vrsta monomera. Ukoliko je polimer građen od samo jedne vrste monomera nazivamo ga homopolimerom. Homopolimer sastavljen od dva monomera naziva se dimer, onaj od tri trimer, četiri tetramer itd. Ukoliko se sastoje od više različitih vrsta monomera, tada je riječ o heteromerima. Heteromer sastavljen od dva monomera naziva se kopolimer, onaj od tri terpolimer, četiri kvaterpolimer itd. Ukoliko se velik broj jedne vrste monomera poveže s većim brojem druge vrste monomera govori se o blok-polimeru.

Polimere fizikalno, kemijski i mehanički definiraju makromolekule kao kemijske strukturne jedinice i velika količina kovalentnih kemijskih veza. Ovisno o ukupnom broju kovalentnih veza i broja ponavljanih jedinica govori se o stupnju polimerizacije. Veći stupanj polimerizacije prati i veća prosječna molekularna masa pojedinih lanaca monomera, a varira i njihova distribucija. Tako se dva kemijski identična polimera mogu znatno razlikovati svojim fizikalnim i mehaničkim svojstvima.

Pretežno su viskoelastični materijali jer se nakon prestanka djelovanja sile puzanjem usporeno vraćaju u prvobitni oblik tijekom nekog relaksacijskog vremena u elastičnom području ili se usporeno konačno izobličuju u plastičnom području. S obzirom na modul elastičnosti mogu se podijeliti na plastomere, duromere i elastomere (6).

Sintetski polimeri jedna su od najmlađih vrsta poznatih materijala, ali u svakodnevnom životu su sveprisutni. Kao gradivni materijali u implantoprotetici koriste se polieter-eterketoni (PEEK) i polikarbonati (PC) – za izradu privremenih implantatnih nadogradnji.

Mnogi drugi polimeri koriste se kao pomoćni materijali u implantoprotetici. Polibutilen tereftalat (PBT) i polisulfon (PSU) za izradu gingivaformera, polioksimetilen (POM) kao plastični cilindar na implantatnoj nadogradnji za lijevanje u nekim implantološkim sustavima

i polamidni najlon (PN) za transfere. U iste svrhe ovisno o proizvođaču koriste se i drugi polimeri poput poliamida (PA) polifenilen sulfida (PPS) i polistirena (PS).

Polimetil metakrilat (PMMA) je jedan od najsvestranijih materijala u stomatologiji. Koristi se kao materijal za izradu baze proteze, umjetnih zuba, privremenih zuba i mostova, zagriznih šablona, individualnih žlica i udlaga. Iako se ne može usporediti s metalima, keramikama i kompozitima, njegova mehanička čvrstoća i trajnost, uz zadovoljavajuću estetiku, biokompatibilnost i nisku cijenu čine ga nezaobilaznim materijalom u svakodnevnom kliničkom radu.

Polieter-eterketon (PEEK) je jedan od najraznovrsnijih i u posljednje vrijeme najproučavanijih polimernih materijala u implantoprotetici. Upotrebljava se za privremene i trajne anatomske nadogradnje, otisne transfere, gingivaformere, a u eksperimentalnoj je fazi njegova upotreba kao materijala za izradu implantata u budućnosti jer pokazuje vrlo obećavajuća mehanička i svojstva biokompatibilnosti (7).

2.1.4 Kompoziti

Kompozitni materijali ili ukratko kompoziti su višefazni materijali s jasnim graničnim spojem nastalim prirodnim ili umjetnim spajanjem dvaju ili više materijala različitih svojstava s ciljem dobivanja materijala takvih svojstava kakva ne posjeduje ni jedna komponenta sama za sebe (8).

Dvije su glavne sastavne kategorije kompozita: *matrice*, kontinuirane faze koje drže punila na okupu, štite ih od vanjskih utjecaja, prenose na njih opterećenja i daju kompozitu vanjsku formu i *punila* koja omogućuju dugotrajnost, čvrstoću, krutost i otpornost na trošenje.

Matrice su najčešće metalne, keramičke ili polimerne, dok punila po obliku mogu biti čestice, vlakna ili strukturni kompoziti (9).

U kompozite se mogu dodavati i sekundarni materijali kako bi poboljšali intrinzična svojstva matrice ili punila. Primjer su kompoziti ojačani vlaknima, lameliranim strukturama ili disperzijom čestica. Sekundarni materijali mogu se dodati i kako bi povezali različite sastavnice, poput organosilana u dentalnim kompozitima ili se mogu dodavati neutralni kako bi smanjili maseni ili volumni udio matrice i punila u svrhu povećavanja volumena ili smanjenja cijene. Takvom kombinacijom polaznih materijala dobiva se novi, drugačiji materijal sa svojstvima boljim od svojih pojedinačnih dijelova (2,10).

2.2 Fizikalna i kemijska svojstva gradivnih materijala u implantoprotetici

Fizikalna svojstva materijala su ona koja se očituju prilikom fizikalnih promjena, onih kod kojih se ne mijenja vrsta tvari već samo njihov fizikalni oblik ili agregacijsko stanje. Od posebne su važnosti za gradivne materijale u implantoprotetici temperatura tališta, vrelišta, gustoća, dimenzijske promjene, termička, električna, optička i svojstva površine.

Temperatura tališta i vrelišta važna su za lijevanje, sinteriranje, legiranje ili vezivanje dvaju materijala poput metalne osnove i keramičke fasete. Relativna gustoća od velikog je značenja u planiranju protetske terapije. Gušći materijali poput kobalt kromovih legura ($8,0 - 8,8 \text{ g/cm}^3$) za isti će volumen rada biti gotovo duplo teži od CP titanija i njegovih legura ($4,4 - 4,5 \text{ g/cm}^3$) pa se titanij često bira za lakše i pacijentima ugodnije radove.

Gustoća i debljina materijala utječu i na radioopacitet, generalno su teži metali radioopakniji, a lakši radiolucentniji. U neke materijale niske gustoće mogu se dodati teški metali kao radioopakeri pa neki kompoziti i cementi niže gustoće mogu pokazivati izrazitu radioopaknost. Toplinska (termička) svojstva materijala od značajne važnosti su toplinska provodljivost i koeficijent toplinske ekspanzije. Toplinska provodljivost je količina topline u J, koja u jedinici vremena prođe kroz sloj materijala površine presjeka 1 cm^2 i debljine 1 cm okomito na njegovu ploštinu pri razlici temperature od 1°C . Metali i legure znatno su toplinski provodljiviji od tvrdog zubnog tkiva pa lakše mogu zagrijati i iritirati pulpu. Metali su u pravilu konduktivniji od keramika, keramike od polimera, a kompoziti znatno ovise o svojim sastavnicama i punilima.

Zagrijavanjem gotovo svih materijala povećava im se volumen, a ovisno o dominantnom obliku materijala razlikuje se linearno, površinsko i volumno širenje i odgovarajuće koeficijente ekspanzije. Koeficijent toplinske (termičke) ekspanzije (KTE) opisuje promjenu dimenzija određenog materijala pri promjeni temperature uz stalan tlak. Ako se koeficijenti ekspanzije tvrdih zubnih tkiva i materijala ili dvaju materijala u protetskom nadomjestku znatnije razlikuju, može doći do nastanka pukotine i odvajanja materijala.

Električna svojstva materijala proizlaze iz njegove sposobnosti da provode električnu struju bilo preko slobodnih elektrona u kristalnoj rešetci ili iona u otopini. Različiti materijali vodiči, pretežito metali, uloženi u elektrolitima bogat medij sline zbog različitih potencijala tvore galvanske članke.

Zbog nepravilnosti i manje homogenosti u strukturi kristalnih rešetki legure slabije provode električnu struju pa su lošiji vodiči od čistih metala. Elektronegativniji od dvaju metala u

galvanskom članku oksidira i njegovi ioni se otpuštaju u slinu. Taj proces nazivamo i elektrokemijskom korozijom.

Doticajem dva materijala različitih potencijala dolazi do nastanka kratkog spoja zvanog galvanski šok koji može rezultirati naglom oštrom boli. Klinički značaj tih električnih fenomena u usnoj šupljini je malen, ali ne i beznačajan pa se nastoji izbjeći izravan kontakt dva različita metala, a elektrokemijsku koroziju novim materijalima smanjiti na minimum.

Svojstva površine i zbijanja na površinama tijela u dodiru poput trenja, trošenja i vlaženja proučava tribologija stoga se nazivaju i tribološkim svojstvima. Površinska energija, kontaktni kut i vlaženje površine sve su češće predmet istraživanja jer mikroabradirane topografije i visokoenergetske i visokohidrofilne površine s malim kontaktnim kutom vlaženja pokazuju najbolju morfološku kompatibilnost i kvalitetu površina u dodiru i od izuzetne su važnosti za implantoprotetsku terapiju posebice u oseointegraciji implantata.

Tvrdoća je pokazatelj otpornosti materijala prodiranju drugog normiranog materijala definiranih dimenzija opterećenih definiranim silama (12), tvrđi materijali otporniji su na prodiranje, a ono se empirijski mjeri normiranim testovima po Vickersu, Brinellu, Knoopu, Rockwellu i drugima ovisno o bazi materijala kojim se prodire u materijal čiju tvrdoću ispitujemo i načinu ispitivanja. Najčešće se za dentalne materijale koriste normirani test po Vickersu (HV) jednokratnom primjenom sile dijamantne glave s bazom istostrane četverostrane piramide i Brinellu (HB) primjenom sile kuglaste čelične glave na materijal. Tvrđi materijali otporniji su na struganje, abrazivno trošenje i stvaranje površinskih defekata. Biološki je od velike važnosti da materijal bude dovoljne tvrdoće da bude otporan na trošenje, ali da svojom tvrdoćom ne ugrozi preostale zubne strukture.

Kemijska svojstva materijala očituju se prilikom kemijskih promjena gradivnih materijala. Reakcijom dvaju tvari dobivamo nove tvari različitih fizikalnih svojstava od početnih. Kod gradivnih materijala kemijske su promjene uglavnom nepoželjne jer se žele što duže zadržati fizikalna i mehanička svojstva odabranih materijala. Primjer poželjne kemijske promjene je stvaranje sloja metalnih oksida na površini metala kako bi se stvorio zaštitni inertni sloj i spriječila daljnja korozija.

Korozija je kemijski proces trošenja materijala oksidirajućim djelovanjem nekog fluida, a budući da su materijali u oralnoj šupljini stalno izloženi slini koja je elektrolit, govorimo o elektrokemijskoj koroziji djelovanjem korozivnih galvanskih članaka. Gradivni materijali u implantoprotetici moraju biti korozivski postojani, inertni, što zbog strukturne trajnosti, što zbog biokompatibilnosti koja bi bila narušena oslobađanjem korozivnih produkata u okolno tkivo.

2.3 Mehanička svojstva materijala u implantoprotetici

Stomatognatni sustav čovjeka funkcijska je cjelina koja se sastoji od zuba, žvačnih mišića gornje i donje čeljusti, čeljusnih zglobova, usana, jezika te pripadajućeg krvožilnog i živčanog tkiva, a omogućuje nam funkciju mastikacije i gutanja, komunikacije mimikom, fonaciju i govor (13).

Zbog same prirode stomatognatnog sustava neminovno je da se sila, fiziološki ili ne, prenosi na zube, parodontni ligament i kost. Implantoprotetskim nadomjestkom nadomješta se izgubljeni zub/zube i zamjenjuje umjetnim materijalima ili kombinacijom materijala koji kako bi osigurali funkcijsku trajnost i bili adekvatna zamjena biološkog tkiva moraju imati povoljna biomehanička svojstva.

Biomehanika kao interdisciplinarna struka obuhvaća istraživanje i proučavanje djelovanja fizikalnih sila na biološke sustave, a biomehanika stomatognatnog sustava proučava u fiziološkim i u patološkim stanjima djelovanje mehaničkog naprezanja na oralna tkiva i gradivne materijale i njihov odgovor na silu (14).

Kad na materijal djeluje neka vanjska sila, po 3. Newtonovom zakonu dolazi do reakcije materijala silom iste vrijednosti i suprotnog smjera. Djelovanje vanjske sile na materijale naziva se opterećenje, a svojstva materijala koja određuju njegovo ponašanje pod vanjskim opterećenjem mehaničkim svojstvima.

Opterećenje se raspoređuje po jedinici površine materijala i uzrokuje naprezanje u materijalu. Naprezanje je unutarnja sila raspodijeljena po jedinici ploštine čvrstog tijela nastala kao reakcija na djelovanje vanjskih sila na određenu jedinicu površine i izražava se u N/m^2 odnosno paskalima (Pa). S obzirom na jake sile koje djeluju u stomatognatnom sustavu, naprezanje dentalnih materijala obično se izražava u megapaskalima ($MPa = 10^6 Pa$).

Ovisno o smjeru djelovanja sila razlikuje se tlačna, vlačna i smična sila, a ovisno o intenzitetu i trajanju djelovanja sila opterećenje na materijale može biti statičko – konstantno tijekom vremena ili dinamičko gdje se intenzitet sile mijenja tijekom vremena.

Osnovna opterećenja koja mogu deformirati materijale su rastezanje - u kojem na materijal djeluju sile istog pravca i suprotnih smjerova od središta materijala, a naprezanje je okomito na površinu djelovanja vanjskog opterećenja, sabijanje - u kojem na materijal djeluju sile istog pravca i suprotnih smjerova prema središtu materijala, a naprezanje je okomito na površinu djelovanja vanjskog opterećenja, smicanje - u kojem na materijal djeluju sile različitih pravaca i smjerova, paralelno s površinom na koju djeluje vanjsko opterećenje, a naprezanje se javlja paralelno s površinom na koju djeluje opterećenje, uvijanje - u kojem na materijal djeluju sile

paralelne s dugom osi materijala u različitim smjerovima i savijanje - u kojem na materijal djeluju sile okomite na dugu os materijala u različitim smjerovima. Kao odgovor na opterećenje u materijalima se tako javljaju vlačno, tlačno, smično, torzijsko i savojno naprezanje.

Bez obzira na iznos sile, uslijed djelovanja svakog, pa i najmanjeg opterećenja i posljedičnog naprezanja materijala, uvijek dolazi do određene promjene oblika i dimenzije materijala koja se naziva deformacijom. Ovisno o djelovanju vanjske sile deformacije mogu biti na razini atoma, molekula i kristalne rešetke pri čemu se govori o mikrodeformacijama ili se može javiti makroskopsko ukupno (vidljivo) naprezanje koje se opisuje kao makrodeformacija. Makrodeformacije mogu biti poprečne i uzdužne, a omjer poprečne i uzdužne deformacije u elastičnom području materijala naziva se Poissonovim koeficijentom.

Deformacije tijela mogu biti potpuno elastične ako se tijelo vrati u svoj prvobitni oblik, djelomično elastične ako nakon prestanka opterećenja materijal ostane djelomično deformiran i plastične ako uzrokuju trajnu deformaciju. Granično naprezanje kod kojeg su deformacije linearno ovisne o naprezanju i za koje vrijedi Hookeov zakon nazivamo granicom proporcionalnosti. U praktičnoj primjeni dopušta se određena razina odstupanja kod kojeg još nije nastupila trajna deformacija i materijal pokazuje elastična svojstva, ali ne više linearno ovisna o naprezanju. To granično naprezanje naziva se granica elastičnosti.

Granicom tečenja, popuštanja ili razvlačenja nazivamo granicu nakon koje materijal „popušta“ odnosno gdje minimalna povećanja naprezanja počinju uzrokovati velike deformacije. Granica kod koje materijal prelazi iz elastičnog u plastičnu, nepovratnu deformaciju nazivamo granicom plastičnosti.

Materijali u implantoprotetici moraju biti dovoljno čvrsti da se pri funkcijskom opterećenju ne javi naprezanje blizu granice plastičnosti jer ono uzrokuje trajnu makroskopsku deformaciju. Daljnjim porastom opterećenja materijali dolaze do granice i točke loma pri čemu krhki materijali imaju male, a žilavi visoke vrijednosti granica loma jer krhki podnose velika opterećenja bez znatnijih dimenzijskih promjena dok naglo ne puknu, a žilavi materijali poput većine legura imaju sposobnost dugo se opirati lomu, za njihov lom potrebno je uložiti veću silu. Naprezanje kod kojeg dolazi do loma materijala naziva se i konačnim naprezanjem.

Čvrstoća materijala ovisi o njihovom otporu djelovanju unutrašnjih naprezanja, otporu deformaciji i promjeni oblika. Čvršći materijali imaju stabilniju strukturu i jače kohezijske sile među sastavnim dijelovima pa im je otpor prema promjeni oblika velik, tako možemo razlučiti i vlačnu, tlačnu, smicajnu, torzijsku i savojnu čvrstoću.

Mehanička svojstva materijala u stvarnosti precizno se utvrditi mogu samo empirijski. Ovisnost naprezanja i deformacije određuje se na uređajima koje zovemo kidalice, a najčešći

postupak je statičko vlačno ispitivanje gdje kidalica uzrokuje vlačno opterećenje na uzorke normiranih oblika i dimenzija sve do loma kako bi se pomoću računala analizirala mehanička svojstva i čvrstoća materijala.

Omjer naprezanja i linearne deformacije, istezanja, u postupku statičkog vlačnog ispitivanja može se grafički opisati dijagramom naprezanja koji opisuje ovisnost promjene oblika čvrstog tijela ovisno o djelovanju vanjske sile. U linearnom dijelu grafa tj. elastičnom području materijala vrijedi Hookeov zakon koji opisuje linearnu vezu proporcionalnosti naprezanja i deformacije, a tvrdi da je njihov omjer konstantan, tu konstantu zovemo Youngov modul elastičnosti (E), a ona opisuje krutost materijala. Strmiji nagib pravca na dijagramu naprezanja opisuje kruće materijale jer je više sile potrebno uložiti, odnosno potrebno je veće naprezanje materijala kako bi se materijal linijski deformirao, istegnuo, za isti postotak duljine.

Osim statičnog vlačnog ispitivanja koje opisuje vlačnu čvrstoću u testiranju dentalnih materijala koriste se ispitivanje savijanjem u tri i četiri točke djelovanjem sile na površinu između dva oslonca i tlačno ispitivanje materijala do loma. Tako se empirijski može saznati vrijednosti savojne i tlačne čvrstoće pojedinog materijala. Tim testovima može se saznati nominalna vrijednost čvrstoće za jednostavna naprezanja, ali se ne može u potpunosti predvidjeti ponašanje materijala s biomehaničkog aspekta jer u usnoj šupljini dolazi do složenih dinamičkih naprezanja koji uz prisutnost specifičnih fizikalnih i kemijskih čimbenika u usnoj šupljini uz nesavršenost materijala mogu i znatno odstupati od normiranih mjerenih vrijednosti.

Veliku ulogu u dugotrajnosti dentalnih materijala ima i svojstvo zamora materijala koji nastaje uslijed takvog promjenjivog i dugotrajnog dinamičkog naprezanja. Dinamičko testiranje izvodi se posebnim uređajima, umaralicama, u svrhu ispitivanja dinamičke izdržljivosti materijala.

Svi oblici čvrstoće nominalno ne predstavljaju jednakovrijedno kliničko značenje. Jaka tlačna ili vlačna čvrstoća materijala za neki fiksnoprotetski nadomjestak nema osobitu kliničku vrijednost ako joj je savojna čvrstoća niska i obratno. Osim toga rezultati mogu varirati ovisno o testiranju, a u kliničkoj praksi se pokazati neadekvatnima zbog brojnih drugih parametara poput oblika i veličine nadomjestaka, djelovanja aksijalnih i kosih sila i momenata sila, koncentracije naprezanja, neuniformne distribucije sila, poroznosti i nepravilnostim u materijalu i cikličkog procesa zamora materijala uslijed dugotrajnih periodičnih opterećenja ili izloženosti temperaturnim, fizikalnim i kemijskim čimbenicima (12).

3. MATERIJALI ZA IZRADU IMPLANTATA

Titanijski implantati i implantati građeni od njegovih legura desetljećima su već zlatni standard u dentalnoj implantologiji, međutim, visoki estetski zahtjevi, povećana prisutnost alergijskih reakcija u svjetskoj populaciji i suvremeni trendovi biomimetike i izbjegavanja metala kao protetskog materijala, ali i zasićenje tržišta doveli su do porasta popularnosti novih, zamjenskih materijala poput cirkonijevog dioksida ili poli(eter-eter-ketona) (PEEK-a).

Implantati cirkonijeva dioksida sa svojim pozitivnim svojstvima biokompatibilnosti, hipoalergenosti, amutagenosti, male termičke i galvanske provodljivosti, otpornosti na koroziju, niskog afiniteta za plak, lakog održavanja i superiorne estetike brzo su ga iznjedrili kao glavnog konkurenta titanskom implantatu.

Osim njih, u znatno manjoj mjeri na tržištu su nekoć bili zastupljeni implantati izrađeni potpuno ili djelomično iz drugih materijala poput aluminij oksidne keramike i Al_2O_3 keramike ojačane sa ZrO_2 , karbida MgC ili SiC te implantati izrađeni iz Co-Cr-Mo legura. U praksi danas nisu zastupljeni zbog inferiorne biokompatibilnosti i mehaničkih svojstava.

Estetski i funkcijski zahtjevi suvremene implantoprotetike i koncept dugotrajnosti bez gubitka kosti sve su izraženiji. Gubitak krestalne kosti i posljedično prosijavanje sivog implantata sve se češće dovode u vezu s titanskim implantatom i njegovim visokim modulom elastičnosti od 102 do 117 GPa za CPTi i njegove slitine naspram 18,6 - 20,7 GPa za kortikalnu kost (11,15). U funkciji titanski implantat preuzima opterećenje i slabije ga prenosi na kost što može dovesti do njene resorpcije. Taj fenomen smanjenja gustoće kosti po uklanjanju fizioloških opterećenja nazivamo *stress shielding* fenomenom (16).

Budući da i cirkonijev dioksid kao keramički materijal pokazuje visok modul elastičnosti od ~210 GPa znanstvenici su u potrazi za novim materijalima poput PEEK-a ojačanim staklenim ili karbonskim vlaknima s modulom elastičnosti sličnim kosti (~12 GPa). PEEK već se dugi niz godina koristi u ortopediji, a unazad nekoliko godina i u implantoprotetskoj terapiji kao materijal za izradu privremenih nadogradnji i pokazuje zadovoljavajuća mehanička i biomimetička svojstva međutim potrebna su daljnja ispitivanja zbog nedostatka laboratorijskih i kliničkih dokaza o uspješnosti PEEK enosealnih implantata.

Razvoj tehnologije i znanosti materijala donosi nam i novine u obliku Al_2O_3/Ce -TZP nanokompozita aluminijevog oksida stabiliziranog cerijem te aluminijevim oksidom ojačane i itrijem stabilizirane cirkonij dioksidne kristalne rešetke (ATZ) koji dodatno pospješuju već dobra mehanička svojstva krutih i krhkih Y-TZP implantata, a zadržavaju njegova izvrsna svojstva biokompatibilnosti i oseointegracije uz pozitivan utjecaj na meka tkiva (17,18).

Budući da su u današnjoj kliničkoj primjeni gotovo svi implantati građeni isključivo od titanija (CpTi) titanijevih slitina (TAV, TAN, TiZr) i cirkonij oksidne keramike (Y-TZP, Ce-TZP i ATZ) pobliže ćemo opisati i usporediti svojstva titanijskih i cirkonij-oksidnih materijala.

3.1 Titanij i njegove slitine

Titanij (titan) je kemijski element atomskog broja 22 i relativne atomske mase 47,867 u periodnom sustavu označen simbolom Ti. Prijelazni je srebrnobijeli do sivi laki metal četvrte skupine i četvrte periode, relativne gustoće 4.506g/cm^3 i temperature taljenja između 1660 i 1675 °C. U elementarnom stanju nalazi se kao crni do sivi metalni prah ili srebrnobijeli masivni metal tvrdoće 6,0 po Mohsu, 830 - 3420MPa po Vickersu i 716 - 2770MPa po Brinellu ovisno o stanju obrade i udjelu nečistoća.

Titanij je metal postojan na zraku i u vodi, topljiv u fluoridnoj i vrućoj kloridnoj kiselini, ali otporan na koroziju u morskoj vodi, zlatotopki i hladnoj klorovodičnoj kiselini.

Ima nisku električnu i toplinsku provodljivost što pogoduje biokompatibilnosti i zaštiti kosti od električnih i toplinskih iritacija, a njegove legure imaju prihvatljiv koeficijent termalne ekspanzije (8,6 ppm/K, 77% KTE cakline) (11).

U prirodi postoje elementi koji se kristaliziraju u više tipova rešetki, ovisno o različitim uvjetima tlaka i temperature. Pojava promjena tipa rešetke, ovisno o uvjetima, naziva se polimorfija ili alotropija. Titanij se odlikuje polimorfnošću kristalne strukture, to jest sposobnošću da prolazi alotropsku transformaciju iz gusto slagane heksagonske kristalne rešetke (HCP/CPH) tzv. alfa faze stabilne do 882 °C u prostorno centriranu kubičnu kristalnu rešetku, tzv. beta fazu iznad $882,5$ °C do temperature tališta. Legiranjem s primjesama drugih metala moguće je stabilizirati titansku slitinu u bilo kojoj od faza na sobnoj temperaturi. Najčešće korištena titanska slitina u implantoprotetici, Ti-6Al-4V, kombinirana je alfa-beta slitina.

Titanij je deveti najzastupljeniji element u prirodi, a sedmi element po zastupljenosti u zemljinoj kori (0,63% masenog udjela). Najzastupljeniji je u magmatskim i metamorfnim stijenama u obliku ruda titanomagnetita ($\text{Fe}_2\text{TiO}_4\text{-Fe}_3\text{O}_4$), perovskita (CaTiO_3), rutila (TiO_2), ilmenita (FeTiO_3) i titanita (CaTiSiO_5), a čini u prosjeku 0,44% masenog udjela magmatskih i metamorfnih stijena.

Čisti titanij rijetko se nalazi u prirodi, a komercijalno čisti se dobiva iz ruda ilmenita (FeTiO_3) i rutila (TiO_2) taljenih s ugljikom i klorom do dobivanja titanijevog tetraklorida. Krollovim procesom redukcije titanijevog tetraklorida s tekućim magnezijem dobiva se komercijalno čisti

titanij, a taj je proces u potpunosti istisnuo zastarjeli Hunterov proces redukcije titanijevog tetraklorida s natrijem. Dobiveni komercijalno čisti (CP, *commercially pure*) titanij porozna je metalna titanska spužva koja se melje, preša i tali u titanske poluge pod vakuumom u prisutnosti atmosfere argona i helija u vakuumskoj elektrolučnoj peći koji uz posebne materijale za ulaganje poput MgO, ZrO₂ ili Y₂O₃ sprječavaju oksidaciju i inkluziju onečišćenja u poluge. Zbog kompleksnosti postupka cijena komercijalno čistog titana višestruko je veća od čelika i njegovih legura i čak 20 puta veća od cijene aluminija (19). Oko 95% titanijevih ruda potroši se u proizvodnji TiO₂ za industriju bijelih pigmenata, među ostalim i u drugim stomatološkim materijalima, a ostalih 5% koristi se u preostaloj industrijskoj proizvodnji.

Prema koncentraciji primjesa dušika, ugljika, željeza i kisika ASTM razlikuje 4 tipa komercijalno čistog titanija (CP Ti) za dentalnu primjenu. Od tipa 1 do tipa 4 rastom udjela ponajprije željeza i kisika u CP Ti raste i njegova čvrstoća, stoga se tip 2 može primijeniti u izradi krunica, tip 3 u izradi implantata, a tip 4 u izradi proteznih baza. CP Ti odlikuje stvaranje 2 – 7 nm (do 25 nm tijekom duljeg vremena stajanja na zraku) debelog zaštitnog inertnog sloja titanijevog oksida na njegovoj površini što osigurava izvrsnu otpornost na daljnju koroziju i biokompatibilnost zbog smanjenog otpuštanja iona u okolinu (20). Svojstva titanija najbližija su cirkoniju, a čvrstoća mu je usporediva s čelikom uz gotovo dvostruko manju gustoću od čelika što ga čini privlačnim materijalom za legiranje.

Najčešće korištena legura titanija u stomatologiji je legura s aluminijem i vanadijem Ti-6Al-4V (TAV) koja sadrži 6% masenog udjela aluminija, 4% vanadija i maksimalno 0,25% primjesa željeza i 0,2% kisika. Legure su titana s aluminijem i vanadijem biokompatibilne, korozijski postoje, slabo toplinski provodljive i otporne na deformacije, kiseline i lužine, no zbog prisutnosti korozijskih produkata vanadija i aluminija koji su dokazano štetni po zdravlje (21) legiraju se sve češće preventivno s drugim elementima (niobij, tantal, cirkonij, molibden, kositar) pa se na tržištu sve češće nalazi legura Ti-6Al-7Nb (TAN).

Iako titanske legure imaju bolja mehanička svojstva od čistog titana, manje su kemijski postoje, stoga im se za primjene u drugim industrijama koje zahtijevaju pojačanu kemijsku stabilnost i otpornost na koroziju i oksidaciju dodaju u tragovima paladij (0,05%, tip 24), rutenij (0,1%, tip 29) i kombinacija paladija (0,05%) i nikla (0,5%, tip 25)

Komercijalno čisti titanij i njegove legure do sad su se pokazale najuspješnijima u implantoprotetskoj terapiji i materijal su izbora u dentalnoj implantologiji (22).

Potencijalna biološko-imunološka i znatna estetska manjkavost titanija posebice udružena s tankim biotipom sluznice i nepovoljnom debljinom kosti potaknula je traženje alternative u estetski prihvatljivijim materijalima.

Posljednjih godina itrijem stabilizirani cirkonijev dioksid istaknuo se kao mogući nasljednik ili barem alternativa titanskim implantatima, a odlikuje se visokom čvrstoćom, otpornošću na koroziju i trošenje, biokompatibilnošću i visokom estetikom.

Unatoč tome što je u stomatologiji titanij najzastupljeniji kao materijal za izradu implantata na tržištu se nalaze brojni cirkonij-oksidni implantatni sustavi. Debitantski Sigma sustav pojavio se 1987. godine, a zatim su uslijedili: CeraRoot, ReImplant, White Sky, Goei, Konus, Z-systems, Ziterion, Straumann Pure, Nobel Pearl i drugi

3.2 Cirkonij-oksidna keramika

Cirkonij je kemijski element atomskog broja 40 i relativne atomske mase 91,224 da u periodnom sustavu označen simbolom Zr. Prijelazni je srebrnobijeli metal pete periode i četvrte skupine kao i titanij pa dijele i brojna svojstva. Relativna gustoća mu je nešto veća i iznosi 6,52 g/cm³, a temperatura taljenja mu je na 1855 °C.

Dobiva se rudarenjem silikatnog minerala *cirkona* (ZrSiO₄), a kao i titan komercijalno čisti se dobiva Krollom redukcijom. U stomatologiji se ne koristi u čistom (CP) stanju već se koristi njegov spoj s kisikom, *cirkonijev (IV) oksid*. Keramika cirkonijevog (IV) oksida tj. *cirkonijevog dioksida* kraće se naziva *cirkonij-oksidna keramika*.

Cirkonij oksidna keramika desetljećima se koristi u ortopedskoj kirurgiji, a dugi je niz godina materijal izbora u stomatološkoj protetici (23). Njena su fizikalna, kemijska, mehanička, biološka, estetska i tehnološka svojstva kao gradivni materijal za izradu krunica, mostova, kolčića, *inlaya* i *onlaya* dobro poznata i priznata, a u posljednje vrijeme sve je češće materijal izbora i u određenim implantoprotetskim rješenjima.

Suvremeni cirkonij-oksidni implantati sastoje se od ZrO₂ stabiliziranog 2,5 – 4 mol% itrijevim oksidom u koji se zbog poboljšanja mehaničkih svojstava može dodati i 0,25 mol% Al₂O₃.

Ukupne je relativne gustoće 6,05 g/cm³. Kompresijske je čvrstoće u idealnim uvjetima 2000 Mpa, a savojne čvrstoće >1200 Mpa i vrlo je male termičke i električne konduktivnosti, ali veoma je neelastičan, kristaliničan i krh materijal što može dovesti do stvaranja mikrofraktura i posljedičnog loma unatoč visokoj čvrstoći. To je posebno izraženo kod manjih promjera implantata.

Cirkonijev dioksid sinteriranjem se dovodi u kubičnu i tetragonsku modifikaciju kristalne rešetke i stabilizira pomoću dodataka oksida (CaO, MgO, CeO₂, Y₂O₃). Stabilizacija rešetke oksidima otežava transformacije u mehanički nepovoljniju monoklinsku fazu i omogućava čvrstu mikrozrnatu strukturu. Ovisno pretežno korištenim oksidima razlikuju se brojni keramički materijali. Najčešći stabilizacijski oksid je itrij, a najčešće korištena keramika itrijem stabilizirana cirkonij-oksidna keramika (Y-PSZ) tetragonskog oblika kristalne rešetke tj. itrijem stabiliziran tetragonski cirkonijev polikristal (Y-TZP). U suvremenim alternativnim materijalima sve se češće koristi i nanokompozit cerijem stabiliziranog cerijem stabiliziranog tetragonskog cirkonijevog polikristala i aluminijevog oksida (Ce-TZP i Al₂O₃).

Posebna čvrstoća, stabilnost i otpornost na degradaciju u vodenom mediju pri dinamičkom testiranju dobiva se dodavanjem čestica aluminijevog oksida. Ukoliko se maseni udio aluminija u cirkonij oksidnoj osnovi poveća na ~20%, dobiva se aluminijem ojačan cirkonij-oksidni keramički kompozit - *ATZ (alumina toughened zirconia)*.

Na tržištu postoje brojni implantati građeni od čistog Y-TZP, Ce-TZP ili njihovih keramičkih nanokompozita s Al₂O₃. Keramički nanokompoziti pokazuju nešto bolja mehanička svojstva u in-vitro testiranjima, i pokazuju značajno bolja svojstva nakon preparacije površine, međutim, u kliničkoj primjeni trenutno su istovjetni standardnim Y-TZP implantatima.

Sve sastavnice cirkonij oksidnih keramika prolaze kroz postupak vrućeg izostatskog (jednako iz svih smjerova) prešanja. Istovremeno izlaganje materijala visokom tlaku (200 – 400 MPa) i visokoj temperaturi (>1300 °C) istiskuje mikropukotine i mikroporozitete iz kristalne rešetke kombinacijom plastične deformacije, puzanja i difuzijskog vezanja.

Nastali tetragonski kristali pod utjecajem visokog mehaničkog naprezanja, ali i drugih fizikalnih utjecaja poput dugotrajne niske temperature i izloženosti vlazi tijekom dužeg vremena prelaze u monoklinsku fazu unatoč stabilizatorima. Gustoća cirkonijevog dioksida smanjuje se ispod 5,80 g/cm³, volumen se povećava > 4% i cirkonij-oksidna rešetka postaje nestabilna, krta, gruba i podložna frakturiranju. To je posebno vidljivo kod dvodijelnih cirkonij-oksidnih implantata što su demonstrirali Kohal i sur. umjetno opteretivši nakon milijun ciklusa simulatora žvakanja takve implantate koji su već nakon primijenjenih sila od 300 Ncm frakturirali. Također, pokazali su u drugoj studiji kako je spoj dva dijela implantata slaba točka i u vijčanim, a posebno u cementiranim vezama. Ni ATZ nanokompoziti ne pokazuju bolja svojstva u dvodijelnim sustavima pa im je područje indikacije ograničeno (24).

Payer i Cionca pokazuju s novijim sustavima jedno i dvogodišnje uspjehe terapije dvokomponentnim cirkonij-oksidnim implantatima. Unatoč tome, nešto su veći gubici kosti

(oko 1,5 mm ZrO₂ naspram 1 mm Ti) i nešto manja uspješnost, između 87 i 93%. Zbog toga na tržištu i dalje prevladavaju jednokomponentni ZrO₂ implantati. Takvi sustavi poprilično su limitirani jer se njihova angulacija ne može prilagoditi protetskim zahtjevima.

Jednokomponentni sustavi mogu se spajati s drugim elementima samo cementiranjem što može smanjiti mikropropusnost, ali otežava vertikalno pozicioniranje implantata što značajno utječe na količinu remodelacije krestalne kosti (25). Također, veća je mogućnost ostavljanja suviška cementa u submukoznom području koji uzrokuje lokalnu upalu i može dovesti do znatnog oštećenja mekog tkiva. Jednokomponentni implantati također nisu imuni na frakturiranje, posebno kod implantata smanjenog promjera manjeg od 4 mm što je opisao Gahlert sa suradnicima na 170 implantata od čega je 92% onih reduciranog promjera (< 4 mm) neuspjelo. Korekcije oblika cirkonij dioksida brušenjem trebale bi se izbjeći u potpunosti jer znatno smanjuju otpornost na frakture što su pokazali i Kohal i Andriotti i Joo sa suradnicima. Svaka modifikacija površine brušenjem, poliranjem, pjeskarenjem i grebanjem može poslužiti kao inicijalno mjesto propagacije frakture i smanjenja strukturne trajnosti nadomjestka.

Titanski implantati stabilniji su i nisu toliko skloni frakturiranju a mehanička svojstva posebno u dinamičkoj okluziji u realnim uvjetima su mu superiornija (26). Roehling, Koch i suradnici u studijama su pokazali da strukturni neuspjeh cirkonij oksidnih keramika može biti i do 22 - 30% kod nepovoljnih slučajeva i tanjih promjera implantata što je neprihvatljivo u kliničkoj praksi.

Kod cirkonij-oksidnih implantata srednjeg (4,1 mm) i većeg promjera u prednjoj, estetskoj, regiji i kod jednostavnijih slučajeva nadoknade jednog zuba uspješnost im je usporediva s titanskim implantatima, ali potrebna su opsežnija istraživanja u različitim kliničkim situacijama (27).

Cirkonij oksidni implantati malog promjera (3,5 - 3,9mm) indicirani su isključivo u prednjoj estetskoj regiji za lateralne maksilarne incizive i mandibularne sjekutiće. Implantati srednjeg promjera (4,0 - 4,9 mm) indicirani su u estetski zahtjevnim slučajevima za sve zube prednje regije gdje se mogu povezati i u blok tročlanim mostom. Ograničene su im indikacije i u stražnjoj regiji za opskrbu jednog zuba gdje se ipak preporučuju koristiti implantat najvećeg promjera od 5,0 mm. Kod kompleksnijih kliničkih slučajeva i dalje je titanij materijal izbora. Zbog slabije primarne stabilnosti i početne oseointegracije nisu namijenjeni za imedijatno opterećenje (28).

3.3 Suvremeni alternativni materijali

3.3.1 PEEK

Polieter-eter-keton suvremeni je bezbojni sintetski organski termoplastični polimer dobrih mehaničkih svojstava (savojna čvrstoća 140 – 170 MPa), lagan je, biokompatibilan i kemijski inertan pri tjelesnoj temperaturi. Estetski je vrlo dobrih značajki, boje zuba, a može se koristiti kao materijal za izradu implantata i implantatnih suprastruktura. U kombinaciji s karbonskim i staklenim vlaknima mogu mu se, ovisno o potrebi, promijeniti mehanička svojstva. Karbonskim vlaknima ojačani PEEK (CFR-PEEK) i staklenim vlaknima ojačani PEEK (GFR-PEEK) zadržava izvrsna mehanička svojstva PEEK-a, a modul elastičnosti gotovo im je jednak onom u kortikalnoj kosti (12 – 18 GPa naspram 14 GPa u kosti) za razliku od titana čiji je modul elastičnosti 10 puta veći (29). Nedostaci gotovo svih polimera pa tako i PEEK-a su mala površinska energija, relativna hidrofobnost i bioinertnost, a nakupljanje biofilmova lakše je u odnosu na titanij ili Y-TZP. U odnosu na titanij i titanske slitine oseointegracija je manje vrijednosti, smanjeno je vlaženje hidrofobne površine implantata, adhezija fibroblasta i diferencijacija osteoblasta. Kao odgovor na te nedostatke trenutno su u razvoju bioaktivni nanokompozitni PEEK materijali poput PEEK-a čija je površina obogaćena titanijevim dioksidom, hidroksilapatitom ili nano-FPH (fluorohidroksiapatitom) i povećane površinske energije. PEEK se već dugi niz godina koristi kao materijal u industriji, a njegova svestranost i mogućnost adaptacije već su mu našli primjenu u sportskoj medicini, ortopediji posebice u kirurgiji kralježnice, a daljnja usavršavanja obećavaju puno i u sferi stomatologije, ali su potrebna daljnja istraživanja.

3.4 Klinički utjecaj gradivnih materijala implantata

3.4.1 Utjecaj gradivnih materijala implantata na oseointegraciju

Na koncept oseointegracije prvi je ukazao Branemark još 1969. godine i definirao ju kao izravnu poveznicu živeće kosti i opterećenog enosealnog implantata na mikroskopskoj razini. Američka akademija dentalne implantologije definira ju kao „kontakt bez interpozicije nekoštanog tkiva između normalne remodelirane kosti i implantata koji omogućuje trajni prijenos i distribuciju sila s implantata na koštano tkivo“ ili jednostavnije prema Albrektssonu i sur. to je izravna, funkcionalna i strukturna veza između kosti i površine implantata.

Dvije su glavne teorije o izravnoj vezi implantata i kosti, Branemarkova teorija izravnog spajanja sloja titanijevog oksida površine implantata i koštanog matriksa i Weissova teorija vezivno-koštanog kolagenog ligamenta, a hrapavost u obje igra ključnu ulogu.

Hrapavost površine implantata desetljećima je poznati faktor koji pozitivno utječe na reakciju oseointegracije, stoga su se tijekom godina razvile mnogobrojne aditivne i reduktivne tehnike poboljšanja površinske topografije implantata za optimizaciju oseointegracije poput pjeskarenja česticama aluminijskog i cirkonijskog oksida, jetkanja jakim kiselinama, primjenom bioaktivnih premaza kalcijevog fosfata, kolagena ili hidroksiapatita, sinteriranjem čestica metala i metalnih oksida na površinu implantata, laserskom tehnologijom i *plasma sprayed* tehnikom termalne obrade implantata plazmom iz visokoenergetskog izvora topline kako bi se raspršile i stopile čestice praha titanijevog oksida s površinom implantata. Tako se uspješno pospješuje adhezija fibroblasta, diferencijacija osteoblasta, stvaranje ekstracelularnog matriksa i njegova maturacija tj. oseointegracija kosti i implantata (30,31).

Manje je pak bilo riječi o nanotopografiji, molekularnoj topografiji, kontaktnom kutu (kutu vlaženja) i površinskoj energiji iako se danas smatra da je za optimalnu oseointegraciju potrebna mikrohrapava hidrofилна visokoenergetska površina implantata s malim kontaktnim kutom vlaženja. Glatkoća ili hrapavost površine implantata u raznim su studijama različito definirane bez općeprihvaćenog konsenzusa što je glatko, a što hrapavo, a kontroverzna je tema i optimalna hrapavost. Brojne su studije pokazale kako postoji optimalna razina hrapavosti nakon koje je daljnje povećanje s hrapavosti (srednje aritmetičke udaljenosti od profila materijala) kontraproduktivno, međutim te razine variraju ovisno o korištenom materijalu. Za titanske implantate je to približno 1 – 2 μm (30, 32).

Oseointegracija je ključni faktor uspjeha terapije implantatima. I titanij i cirkonij-oksidi su biokompatibilni, titanij prema brojnim istraživanjima u tijelu izdržava preko 20 godina bez ikakvih nuspojava, a cirkonijski oksid također bi prema dosadašnjim istraživanjima mogao imati slične uspjehe.

Sennerby i suradnici su na životinjskoj studiji pokazali da je okretni moment izvlačenja nakon 6 tjedana kod cirkonijskih materijala nove generacije usporediv s titanijskim implantatima grube površine dok su Gahlert i suradnici također na životinjskoj studiji pokazali da hrapavija površina cirkonijskog oksida povećava apoziciju kosti i ima pozitivne učinke na okretni moment potreban za izvlačenje. S druge strane Roehling i sur. u meta-analizi 37 eksperimentalnih animalnih studija pokazali su da cirkonijski oksid i titan imaju sličnu sposobnost oseointegracije s tim da titan ima statistički značajno bržu inicijalnu

oseointegraciju. Generalizacija takvih studija doduše ima svoja ograničenja jer znatno variraju od vrste do vrste.

Kontakt kosti i implantata varira 26 - 71% za cirkonske i 24 - 84% za titanske implantate što ne mora nužno biti prednost materijala već svojstvo grubosti površine i mikrotopografije što pokazuju brojne studije poput one Yamashite i suradnika (bolje prianjanje osteoblasta i apozicija kosti) (33). Aktivnost osteoblasta ne predviđa nužno oseointegraciju, a na animalnim modelima pokazalo se da je postotak neuspjeha znatno veći kod cirkonijevih implantata zbog modifikacije površine i narušavanja stabilnosti kristalne rešetke jetkanjem i pjeskarenjem cirkona. Titanij i njegove slitine za sad pokazuju najbolja svojstva oseointegracije, ali su u kliničkoj praksi razlike u odnosu na cirkonij-oksidne implantate zanemarive (28,34).

Povećani kontakt kosti i implantata i okretni moment izvlačenja implantata ne osiguravaju nužno i dugoročnu uspješnost implantata jer ne reflektiraju kvalitetu kosti, prisutnost upale, stanje mekih tkiva, njihovu integraciju s implantatom i reakcije na strana tijela pa sama oseointegracija nije jedini kriterij dugoročnog uspjeha protetske terapije.

3.4.2 Biokompatibilnost gradivnih materijala implantata

Materijali korišteni u implantoprotetici dovode se u trajnu i dugoročnu izravnu vezu s biološkim tkivom. Zbog specifičnosti interakcije stranog materijala s biološkim tkivom implantoprotetski materijali moraju biti biološki, mehanički i morfološki kompatibilni s uvjetima u kosti, mekom tkivu i usnoj šupljini i moraju s njima tvoriti stabilnu funkcijsku cjelinu.

Idealan materijal morao bi sa stajališta biokompatibilnosti biti: a) inertan – bez dugoročnih lokalnih i sustavnih utjecaja na tkivo ni u prisutnosti drugih materijala, b) postojan – netopiv i nekorodirajući u mediju tkivnih tekućina i slina, c) netoksičan i d) hipoalergen, a uz to funkcionalan i dugotrajan. Idealan materijal ne postoji jer ni jedan ne zadovoljava u potpunosti sve kriterije, ali postoje materijali koji su se tijekom godina istraživanja i ispitivanja potvrdili kao sigurni i njihova dobra svojstva zasjenjuju nedostatke.

Titanijski implantati za razliku od cirkonij-oksidnih mogu uzrokovati alergijsku reakciju na metal. Titanij suprotno općem mišljenju nije u potpunosti inertan metal. Pripada u skupinu prijelaznih metala i može inicirati formaciju slobodnih radikala i aktivaciju imunomodulatora, interleukina IL-6, IL-1B, faktora nekroze tumora TNF-L i prostaglandina PGE2, posljedične upale i T limfocitima posredovanu celularnu hipersenzitivnost. Nanočestice titana u većim

količinama mogu na stanice djelovati mutageno prema nekim in vitro istraživanjima, međutim, in vivo nije dokazana dugoročna štetnost titanskih implantata.

Pacijenti s povijestima alergije na druge metale, ako se za to odluče, trebali bi se testirati nekim krvnim testom (imunoglobulina IgE ili testom transformacije limfocita *LTT*) bolje nego kožnim (npr. patch) testom koji često daje lažno pozitivne rezultate s obzirom da su alergijske reakcije u usnoj šupljini zbog histološke građe i razlike u imunizaciji sluznica znatno rjeđe od onih na koži. Treba uzeti u obzir da je takav scenarij vrlo rijedak i da je upitno koliko blaga ili lažno pozitivna osjetljivost utječe na tijek kliničke terapije s obzirom da incidencije reakcije stanične hipersenzitivnosti na titan variraju 0,6 – 3% što ne znači da je i kod takvih reakcija dugoročno preživljenje implantata ili zdravlje pacijenta ugroženo jer su većinom te reakcije minorne.

Za pacijente s reumatoidnim artritisom, Cronovom bolesti ili drugim autoimunim bolestima (dijabetes tipa 1, autoimuni tiroiditis, Lou Gehrigova bolest, multipla skleroza i neke oralne lezije poput lichen planusa) prema Stejskal i sur. treba biti oprezniji u postavljanju metalnih implantata u tijelo zbog njihova imunomodulacijskog djelovanja iako uglavnom citira anegdotalne dokaze na manjem broju izabranih pacijenata koji pokazuju znatno viši postotak hipersenzitivnosti u odnosu na druge autore. Također, titanij je prisutan u našem svakodnevnom životu u mnogim legurama metala, u industriji pa samim time i u česticama u zraku i u tlu što znači i u prehrani. Njegova pojavnost je u malim količinama svakodnevna i neminovna, a nije dokazano da je dugotrajnost implantata upitna zbog malih količina čestica titanija periimplantatno.

Dokazi su slabi i posredni, ali se hipersenzitivnost i inflamatorno djelovanje titana pogotovo na in vitro citološkim istraživanjima se ne može isključiti. Alergološka testiranja iz predostrožnosti nisu preporučeni kao dio rutinske prakse iz gore navedenih razloga i jer korist potpune protetske rehabilitacije nadjačava izuzetno mali rizik od neznatne hipersenzibilizacije. Koncept „bezmetalnih“ („metal free“) nadomjestaka u suvremenoj medicini u najmanju je ruku upitan s obzirom na to da je i većina keramika sastavljena od spojeva metala koji se u malim količinama mogu otpuštati u okoliš (Zr, Al, Li), a i da se u nadomjescima reklamiranim pod sloganom „metal free“ uvijek mogu pronaći u tragovima neki metali (35).

Desetljeća korištenja titanija kao zlatnog standarda u praksi implantologije pokazuju kako vjerojatno nema pretjeranog razloga za zabrinutost, ali i da su moguće potencijalne nuspojave kod rizičnih skupina i da to područje nije još dovoljno istraženo pa trebamo pratiti znanstvenu literaturu nadolazećih godina.

3.4.3 Estetika

Bez sumnje jedna od glavnih naglašavanih prednosti cirkonij oksidnih implantata u odnosu na titanske jest njihova superiorna estetika. Boja i tekstura titanija jako odskaču od okolne bijele i ružičaste estetike, kod tankih biotipova, visoke linije osmijeha i male vertikalne dimenzije mekih tkiva titan se može nazirati kroz gingivu i biti estetski neadekvatan pogotovo postavljen epi ili suprakrestalno dok je cirkonij oksidni implantat lakše zamaskirati.

Upravo u takvom razmišljanju leži i problem po nekim autorima, jer dobro postavljen titanijski implantat ne bi smio biti vidljiv i trebao bi biti vrlo visoke estetike, ništa se u implantologiji ni ne bi trebalo maskirati po pravilima struke.

Zdrava kost i zdravo tkivo uz kvalitetan protokol i pridržavanja pravila struke i moderne implantologije u gotovo će svim slučajevima rezultirati adekvatnom estetikom kod postavljanja implantata. U slučaju neadekvatne estetike vrlo vjerojatno problem nije bio titanijski implantat nego kombinacija drugih faktora poput lošeg protokola, nestručnog terapeuta, nesuradljivog pacijenta i mnogih drugih faktora koji nisu u fokusu ovog rada.

3.4.4 Praktičnost i cijena

Titanijski su implantati već godinama zlatni standard, cirkonijski su teži za postavu jer su implantat i nadogradnja najčešće jednokomadni (monolitni), teže se postavljaju i anguliraju, novi su proizvodi na tržištu i još su rano u svom razvojnem ciklusu. Dvodijelni implantati svega su nekoliko godina dostupni na tržištu, a dijelovi i dizajn implantata i implantatnih nadogradnji vrlo su limitirani što im sužava spektar mogućih indikacija posebno u zahtjevnim slučajevima.

Unatoč tome, ne može se reći da u idealnim slučajevima u estetskoj regiji cirkonij oksidni implantati najnovije generacije u području dostatne zdrave kosti, zdravim mekim tkivima i slučaju zamjene jednog ili nekoliko prednjih zuba bez djelovanja velikih žvačnih sila ne mogu biti odlična alternativa tradicionalnim titanijskim implantatima. Svakim danom njihov udio na tržištu kao i primjena se povećavaju. Za implantoprotetsku nadoknadu jednog nedostajućeg zuba u prednjoj regiji već se godinama koriste rutinski i pokazuju izvanredna svojstva i uspješnost usporedivu s titanskim implantatima.

Teško je s trenutnim manjkom istraživanja donijeti zaključke o korisnosti, a samim time i procijeniti praktičnost nečega što nije dio konsenzusa struke. Cjenovno je zbog inovativnosti, manje proizvodnje i cijene istraživanja i razvoja cirkonij oksidni trenutno i do duplo skuplji od

titanijskog implantata. Puno je veća šansa strukturnih nepravilnosti i posljedičnog neuspjeha implantoprotetske terapije pa odabir najjeftinijeg neprovjerenog implantata nije najbolja opcija što se očituje na konačnoj cijeni (36).

Dobrobit pacijenta ne smije se dovesti u pitanje zbog praktičnosti i cijene, a trenutni pokazatelji ipak nas usmjeravaju prema protokolima postavljanja titanijskih implantata kao redovne prakse u zahtjevnijim slučajevima, dok se cirkonij-oksadni implantati mogu primijeniti u jednostavnijim estetski zahtjevnim slučajevima u prednjoj regiji.

3.4.5 Kliničke studije

Da bi se cirkonij-oksadni implantati mogli početi koristiti kao alternativa titanijskima potrebno je zadovoljiti kriterij dugoročne pozitivne prognoze. Vrlo malo kliničkih studija obuhvaća dugoročne biološke, funkcijske i estetske rezultate na ljudima. Oliva, Pirker i Osman postigli su zadovoljavajuće rezultate od više od 90% uspješnosti tijekom jedne ili dvije godine od postavljanja (osim u maksili kao nosači pokrovne proteze gdje nisu zadovoljili) i sami su došli do zaključka da titanijski imaju bolju prognozu, ali da se cirkonij-oksadni mogu preporučiti kao alternativa u slučaju potvrđene alergije na metale (37).

Gubitak kosti čak se pokazao nešto manji kod cirkonij-oksadnih implantata u nekim studijama u odnosu na titanijske, međutim previše je faktora poput iskustva terapeuta, korištenih protokola, materijala i smjernica, navika pacijenata i brojnih drugih da bi se iz takvih pokazatelja izvukao neki zaključak. Treba reći kako je većina studija napravljena na cirkonij-oksadnim implantatima u prednjoj regiji, dok su u stražnjoj češći bili gubici oseointegracije i neočekivana aseptička ispadanja implantata. Ipak unutar 5 godina 99% implantata u stražnjoj regiji je uz nešto veći gubitak kosti u odnosu na titanijske ipak preživio (38). Budući da nedostaju dugotrajnija istraživanja u stražnjoj regiji njihovo postavljanje za sad je upitno. Uspoređujući sve analize dugotrajnosti cirkonij-oksadnih implantata mogu se izvući sljedeći klinički bitni zaključci:

- 1) Nedostatak dugoročnih istraživanja, većinom su to studije uspješnosti na 12 ili 24 mjeseca (6 mj. do 5 godina).
- 2) Studije obuhvaćaju vrlo mali broj pacijenata, obično 20-ak pacijenata (10-378).
- 3) Studije ne obuhvaćaju dovoljan broj implantata (10-831).
- 4) Studije su vrlo podložne pristranostima.

- 5) Implantati promjera manjeg od 3,5 mm ne pokazuju dovoljno dobra fizikalna svojstva i imaju mali postotak uspješnosti u stražnjoj regiji.
- 6) Implantati promjera većeg od 3,5 mm pokazuju obećavajuće rezultate u zamjeni 1 zuba .
- 7) Kao nosači mostova ne pokazuju dovoljan postotak uspješnosti.

Cirkonij-oksidni implantati in vitro i in vivo pokazali su zanimljive i obećavajuće karakteristike kao moguća zamjena titanijskih materijala poput biokompatibilnosti, smanjenog nakupljanja plaka, obazrivosti prema mekim tkivima, smanjenim upalnim odgovorom i zadovoljavajućom oseintegracijom.

Glavni je nedostatak cirkonij-oksidnih implantata zapravo nedostatak dugoročnih opsežnih kliničkih istraživanja, oni nisu još dovoljno ispitani i nisu prošli test vremena da bi mogli potisnuti titanijske implantate iz svakodnevne prakse i ne mogu ih zamijeniti. S druge strane, mogu poslužiti kao izvrsna alternativa titanijskim implantatima u strogo indiciranim slučajevima poput estetski zahtjevne implantoprotetske terapije prednje regije kod tankog biotipa sluznice. Razvojem tehnologije materijala i novih kliničkih protokola sve je više terapijskih mogućnosti pa se sve češće koriste i u slučajevima opskrbe stražnje regije.

Cirkonij-oksidni implantati imaju vrlo obećavajuće rezultate u praksi, a u teoriji kombiniraju optimalna biomehanička i biološka svojstva, međutim, kao i sa svim ostalim novim implantoprotetskim rješenjima, konsenzus struke je da nisu dovoljno istraženi i da nije prošlo dovoljno vremena kako bi se sa mogli uvrstiti u svakodnevnu kliničku praksu osim u strogo indiciranim slučajevima tako da je titanij i dalje materijal izbora za sve vrste implantoprotetskih terapija osim estetski zahtjevnih nadoknada u prednjem segmentu što pokazuje i njihov udio na tržištu od 92,3% (39).

4. MATERIJALI ZA IZRADU IMPLANTATNIH NADOGRADNJI

Implantatne nadogradnje u izravnom su doticaju s implantatom s jedne i mekim tkivom i estetskim nadomjeskom s druge strane, stoga je od presudne važnosti da osim mehaničkih svojstava čvrstoće i dugotrajnosti pokazuju i što bolja svojstva biokompatibilnosti i estetike.

Implantatne nadogradnje moguće je izraditi iz metala – titanija, titanijskih slitina, legura s visokim udjelom zlata i keramike – cirkonij-oksidge, litij-disilikatne i aluminij-oksidge keramike. Litij-disilikatne i aluminij-oksidge implantatne nadogradnje nekoć su se navodile kao alternativni izbor za estetski zahtjevnije slućajeve, međutim povećan gubitak kosti, recesije gingive i nezadovoljavajuća strukturna trajnost pokazali su se kao veliki nedostaci. Slabijih su mehaničkih i bioloških svojstava od titanija i cirkonij-oksidge pa se danas gotovo i ne koriste.

Kao implantatne nadogradnje koriste se i neki alternativni materijali, primjerice polimeri poput polietere-eterketona (PEEK-a) ili njihove modifikacije u obliku hibridnog polimera bio-HPP-a, ali nisu još dio većine standardnih protokola zbog estetskih i mehaničkih manjkavosti i nedostatka opsežnih kliničkih istraživanja. Ojaćavanjem staklenim i karbidnim vlaknima i daljnjim istraživanjima očekuje se i porast njihove primjene (40).

Nadogradnje mogu biti prefabricirane (konfekcijske) i izrađene po mjeri (individualizirane). Prefabricirane nadogradnje dolaze u brojnim velićinama, oblicima i angulacijama kako bi se prilagodile raznolikim zahtjevima protetske rehabilitacije.

Problematika prefabriciranih implantatnih nadogradnji je nemogućnost adaptacije ruba koji ne prati adekvatno konture mekih tkiva i predodređenost dimenzija i kutova koji se ne mogu primijeniti u svim kliničkim slućajevima.

Individualizirane s druge strane mogu se izraditi po mjeri mekog tkiva u idealni izlazni profil i rubove koji prate morfologiju rubova gingive i papile pa se i rubovi nadomjestka mogu predvidljivo smjestiti u željeni položaj.

Prednost prefabriciranih konfekcijskih nadogradnji su jednostavnost, brzina i efikasnost izrade, ali individualizirane implantatne nadogradnje danas se smatraju nadogradnjama izbora u estetski i funkcijski zahtjevnim kliničkim slućajevima.

4.1 Implantatne nadogradnje od legura s visokim udjelom zlata

Prije razvoja titanijskih i cirkonij-oksidge materijala smatralo se da plemenite legure imaju optimalna svojstva biokompatibilnosti i mehaničke trajnosti, međutim, adhezija fibroblasta i stvaranje epitelnog prićvrstka na njegovoj je površini upitne kvalitete.

Legure s visokim udjelom zlata pokazuju značajno veći gubitak krestalne kosti, u vezivnom tkivu prisutni su brojniji čimbenici upale, a hrapavost im uzrokuje veće nakupljanje plaka u odnosu na titanijske i cirkonij-oksidsne materijale (41, 42).

Nekoć su za izradu implantatnih nadogradnji legure s visokim udjelom zlata bile zlatni standard. Na prefabriciranu zlato-paladij-platinsku Ag-Pd-Pt leguru (Ag 60%, Pd 20%, Pt 19%, Ir 1%) izranvim se navoštavanjem na plastični PMMA odljevni cilindar tzv. UCLA implantatne nadogradnje navoštao željeni oblik bataljka ili cijela krunica koja se zatim ulagala i izlivala u plemenitoj leguri na koju se kasnije mogla napeći željena keramika.

Osim toga, bolje kontrole dimenzijske stabilnosti glodanjem i prešanjem suvremenih materijala u odnosu na lijevanje zlata, a i mehanička svojstva titanija i cirkonij-oksida nadišla su dobre strane plemenitih legura (43).

Porastom cijene zlata i plemenitih legura te razvojem tehnologije materijala i CAD/CAM tehnologije zlato i njegove legure više nisu materijal izbora i ispale su iz svakodnevne upotrebe, ali na tržištu su i dalje prisutne kao zamjena za CAD/CAM individualizirane implantatne nadogradnje.

4.2 Kobalt kromove legure

Osim iz titanija, titanijskih slitina i cirkonij-oksida, implantatne nadogradnje mogu se izraditi i iz legure kobalta i kroma. Mehanička su im svojstva poput otpornosti na lom i vlačne čvrstoće zadovoljavajuća, a stvaranjem sloja kromovog-oksida smatraju se relativno inertnim i otpornim na koroziju. Iako nije estetski ni biološki ravan titaniju i cirkonij-oksidu, njegova niska cijena glavna mu je prednost u odnosu na konkurente.

Co-Cr implantatne nadogradnje mogu se lijevati ili glodati iz blokova. Glodane se preporučuju jer pokazuju znatno bolju dimenzijsku preciznost i manju mikropukotinu između nadogradnje i implantata od lijevanih, iako ni jedne ni druge nisu u rangu titanija i cirkonij-oksida (44).

Biokompatibilnost Co-Cr je zadovoljavajuća, ali nije na razini konkurenata, mikropropuštanje iona kobalta, kroma i teških metala značajno je veće nego kod titanija i povećava se s vremenom izloženosti agresivnom mediju usne šupljine. Epitelne stanice i fibroblasti pokazuju lošiju adheziju i proliferaciju na kobalt-kromovim legurama nego na titaniju (45).

Mehanička, estetska i biološka svojstva titanija i cirkonij-oksidsnih suprastruktura superiornije su u svakom pogledu u odnosu na kobalt-kromove legure, a jedino su praktičnosti i cijena laboratorijske izrade njihove izrazite prednosti.

4.3 Titanijske implantatne nadogradnje

Titanijske implantatne nadogradnje smatraju se materijalom izbora u biomehanički zahtjevnim kliničkim situacijama zbog svoje superiorne stabilnosti (46). Njihov glavni problem je estetska manjkavost kod tankih biotipova sluznice (1,5 – 2 mm) i nepredvidivost ponašanja mekih tkiva. Njihovom recesijom ili atrofijom i naizgled estetski prihvatljivi slučajevi tijekom godina remodelacije mekih i tvrdih tkiva mogu postati estetski nezadovoljavajući. U vidljivoj, estetskoj regiji takve manjkavosti smatraju se relativnim neuspjehom implantoprotetske terapije (47).

Biokompatibilnost titanija sve je češće predmet rasprave pogotovo kad je se uspoređi s cirkonij-oksidskim suprastrukturama. Obojenje sluznice i stvaranje oksidnog sloja koji se otapa u tkivnim tekućinama i slini, slabija mogućnost poliranja titanija, slabija adherencija fibroblasta, a veća adherencija plaka njegove su manjkavosti u odnosu na cirkonij-oksidske suprastrukture. To ne znači da titanij nije biokompatibilan i siguran materijal jer su ti efekti u kliničkoj primjeni minimalni, već da, ukoliko to klinička situacija dopušta treba razmotriti i uporabu cirkonij-oksidske nadogradnje. Oba materijala mogu se s biološkog stajališta koristiti sa sličnim uspjehom.

Materijali građeni od CP(Ti) i njegovih legura poput Ti-6Al-4V (TAV) i Ti-7Al-6Nb (TAN) pokazali su se tijekom godina izrazito pouzdanim u svim oblicima implantatnih nadogradnji i mehanički najstabilnijim materijalom, međutim, razvojem strukturne trajnosti cirkonij-oksidskih materijala posljednjih godina ta je razlika sve manja i manja.

Indicirane su kod pacijenata u stražnjoj regiji i u kompleksnim slučajevima implantoprotetske terapije gdje očekujemo neobično velike žvačne sile na suprastrukture. Tako su indicirane i kod pacijenata s dubokim zagrizom, okluzalnim anomalijama, bruksizmom, jakim žvačnim silama ili kod zbijenosti prostora gdje je nemoguće postaviti cirkonij-oksidsku nadogradnju dovoljnog promjera.

4.4 Cirkonij-oksidske implantatne nadogradnje

Cirkonij oksidske implantatne nadogradnje građene su kao i implantati pretežno od 3Y-TZP itrijem stabiliziranog tetragonalnog cirkonij-oksidsnog polikristala s masenim udjelom 4,5 - 6% itrijevog oksida Y_2O_3 , 5% hafnijevog oksida HfO_2 , i 1% aluminijevog Al_2O_3 i drugih metalnih oksida ukupne gustoće $6,05 \text{ g/cm}^3$ i savojne čvrstoće $\sim 1200 \text{ Mpa}$. Dobra mehanička svojstva cirkonij-oksida već su ranije opisana, a ključne prednosti keramičkih implatnatnih

nadogradnji u odnosu na one titanijeve su superiorna estetika i izvrsna biokompatibilnost s mekim tkivima.

Nedostaci su mu u odnosu na titanij te da su nadogradnje izrađene iz cirkonij-oksida neelastične, kristalinične i krte što može dovesti do stvaranja mikrofraktura i posljedičnog loma unatoč visokoj čvrstoći. To je posebno izraženo kod manjih promjera, pa ni jedan dio nadogradnje ne bi trebao biti tanji od 0,5 mm, a poželjno je da bude što deblji. Ponekad je to zbog nedostatka prostora klinički neizvedivo pa se mora koristiti titanij. Svaka modifikacija površine brušenjem, poliranjem, pjeskarenjem i grebanjem može poslužiti kao inicijalno mjesto propagacije frakture i smanjenja strukturne trajnosti nadomjestka pa ih je potrebno izbjeći.

Titanski implantati elastičniji su i strukturno stabilniji, nisu toliko skloni frakturiranju, a mehanička svojstva u dinamičkoj okluziji su mu superiornija. Titanij također bolje podnosi dugotrajna ciklička ispitivanja i ne podliježe u tolikoj mjeri hidrotermalnoj degradaciji (48) *in vitro*, ali u svakodnevnom kliničkom radu te su razlike za većinu indikacija neprimjetne.

Cirkonij-oksidne nadogradnje indicirane su kod svih pacijenata u prednjoj regiji zubnog luka i u estetski zahtjevnim slučajevima. U stražnjoj regiji mogu se normalno koristiti ako je dovoljno mjesta za opseg materijala (0,5 mm debljine svih dijelova) i ako je povoljan nagib implantata koji omogućuje poziciju nadogradnje bez potrebe za ubrušavanjem. Kod biomehanički zahtjevnih slučajeva ili nedostatka prostora bolje je upotrijebiti nadogradnju na bazi titanija.

4.5 Utjecaj gradivnih materijala nadogradnji na estetiku

Cirkonij-oksidne površine polirane do visokog sjaja same po sebi pokazuju dobra estetska svojstva, a ukoliko je to potrebno njihova se boja može korigirati i postavom obložne keramike kako bi se u potpunosti prilagodila situaciji u usnoj šupljini. Sama cirkonij-oksidna keramika nema staklenu komponentu pa im je indeks loma veći i zbog građe su gotovo potpuno neprozirne, međutim bojenjem cirkonij-oksidnih implantatnih nadogradnji, njihovim poliranjem, aplikacijom ružičaste, dentinske ili translucetne obložne keramike i kasnijom uporabom estetskih potpuno keramičkih krunica dobiva se najbolja moguća estetika.

Stupanj promjene boje periimplantatne sluznice ovisi o njezinoj debljini. Tako se kod tankog biotipa (< 2 mm debljine) može očekivati određeno tamnjenje i sivkasto prosijavanje primjenom titanskih nadogradnji pa je u takvim slučajevima u vidljivoj, estetskoj, zoni (sjekutići, očnjaci i ponekad premolari) poželjno koristiti cirkonij-oksidne nadogradnje.

4.6 Utjecaj gradivnih materijala nadogradnji na meka tkiva

Vodeći stručnjaci suvremene implantologije tvrde kako je kvaliteta mekih tkiva jednako bitna kao i kvaliteta kosti za ukupnu prognozu implantata. Promjena platforme (*platform switching*), smanjenje mikropukotine između dijelova implantata, polirani vratovi implantata u mekom tkivu, subkrestalna postava, stabilne konične konekcije i posebno vertikalna debljina mekih tkiva tijekom desetljeća kliničkih studija i tisuća pacijenata pokazali su se kao glavni faktori uspjeha terapije implantatima (49).

Odnos mekih tkiva i cirkonij-oksidnih nadogradnji, nakon estetike, njihova je druga značajna prednost u odnosu na titanij jer imaju, prema nekim studijama, superiornija svojstva adhezije i proliferacije fibroblasta i epitelnih stanica te posljedičnu mekotkivnu adaptaciju u odnosu na već izvrstan titanij. Upravo bolja adhezija epitelnih stanica na ekstremno polirane površine smatra se razlogom biokompatibilnosti i izvrsne prilagodbe mekih tkiva cirkonij-oksidnim nadogradnjama. Fibroblasti koji ne zahtijevaju poliranost veću od $Ra = 0.2 \mu m$ se kao sastavne stanice vezivnotkivnog pričvrstka nalaze se bliže tijelu i vratu implantata (ovisno o visini suprakrestalnog dijela implantata), dok su epitelne stanice te koje pokrivaju koronarnih 1 - 2 mm mekog tkiva u doticaju s nadogradnjom, a za njihovu proliferaciju ekstremno polirana površina (srednje aritmetičke udaljenosti od profila, $Ra = 0,05 - 0,2 \mu m$) cirkonijevog dioksida djeluje povoljnije od nešto hrapavije površine titanija (50,51).

Proliferacija epitelnih stanica i fibroblasta znatno je brža na cirkonijevom oksidu nego na titaniju, također, adsorpcija proteina je veća kao i ekspresija kemijskih medijatora integrina. Vezivnotkivni pričvrsci u nekim animalnim studijama pokazali su veću dimenziju nego kod titanijskih isto kao i veća količina kolagena i veći dobitak biološke širine što ide u prilog boljem prijanjanju i cijeljenju mekog tkiva i smanjenju inflamatorne infiltracije oko cirkonijevih implantata (52). Scarano i sur. opisali su pak kako je adhezija bakterija i formacija plakova znatno smanjena kod cirkonij-oksidnih materijala nego kod titanija i njegovih legura.

Cirkonij-oksidne implantatne nadogradnje zbog manje površinske energije otežavaju adherenciju bakterija na njihovu površinu, a značajno manje nakupljanje plaka nego na titaniju važna je biološka prednost cirkonij-oksida u odnosu na titanij jer smanjuje rizik mukozitisa, periimplantitisa i sistemskih bolesti vezanih uz parodontno zdravlje (53, 54). Nakupljanje plaka i plak indeks u izravnoj su korelaciji s gubitkom kosti stoga se cirkonij-oksidne nadogradnje sve češće koriste ne samo iz estetskih već i iz biološko-funkcijskih razloga (55, 56). Za sad su klinička iskustva s cirkonij-oksidnim implantatima i implantatnim nadogradnjama vrlo obećavajuća posebno što se tiče pratećih patologija poput periimplantitisa koji su vrlo rijetki.

4.7 Odabir materijala za implantatnu nadogradnju

Europsko društvo za oseointegraciju (EAO) sastaje se svake 3 godine kako bi u skladu s najnovijim istraživanjima ažurirali kliničke protokole u skladu s najnovijim saznanjima u području implantologije. Suprastrukture cirkonijevog dioksida pokazale su se na 1266 implantata približno jednako uspješnima kao i one titanijske, a krvarenje pri sondiranju i akumulacija plaka statistički su bili značajno manji što je u skladu s brojnim manjim istraživanjima o boljoj kontroli plaka i biokompatibilnosti s mekim tkivima cirkonijevog oksida u odnosu na titan.

Bioinertnost cirkonijevog oksida i kompatibilnost s periimplantatnim tkivima i cijeljenjem ne može se zanijekati, stoga se kao materijal u izradi implantatnih nadogradnji svakodnevno koristi za implantoprotetsku nadoknadu prednjeg estetski zahtjevnog segmenta, a razvojem tehnologije i materijala pokazuju sve bolja mehanička svojstva i za individualnu primjenu u stražnjem segmentu. Za duže raspone mostova ne preporučuje se njihova upotreba.

Bez obzira na sve u standardnoj svakodnevnoj praksi i dalje je titanij najčešći materijal izbora za implantate i implantatne nadogradnje dok je cirkonij-oksid zadovoljavajući zamjenski materijal u pažljivo indiciranim slučajevima. Većina kliničkih čimbenika poput dubine sondiranja, recesija gingive, krvarenja pri sondiranju, gubitka marginalne razine kosti i bioloških komplikacija titanija usporedivi su s onima kod cirkonij-oksida ili su neznatno lošiji što se ne ocrta u svakodnevnoj kliničkoj praksi. Njihova praktičnost, cijena, jednostavnost i dugogodišnja trajnost i pouzdanost još uvijek su faktori zbog kojih se rutinski koriste, a primarni je faktor odabira cirkonij-oksida njegova estetika.

Osim neupitne superiorne estetike, sve su brojnija klinička istraživanja koja potvrđuju i njegovu biološku superiornost, a mehanička svojstva su im svakom novom generacijom sve bolja i bolja, stoga možemo očekivati da će u budućnosti preuzeti glavnu ulogu kao materijal izbora u izradi implantatnih nadogradnji.

5. MATERIJALI ZA IZRADU PROTETSKIH NADOMJESTAKA

5.1 Odabir gradivnog materijala fiksno protetskog rada

Brojni materijali kroz povijest su se koristili kao protetski nadomjesci nedostajućeg zuba. U modernoj implantologiji koja započinje 1965. Branemarkovim titanijskim implantatom i Albrektssonovim konceptom oseintegracije u kliničkoj su primjeni bili brojni materijali uključujući zlato, zlatno-platinske i ostale plemenite i neplemenite legure i kompozitne materijale. Oni su se vremenom pokazali estetski, fizikalno, kemijski, mehanički i biološki manjkavi i inferiorniji u odnosu na materijale koji se danas koriste.

Proteklih godina razvojem tehnologije materijala cilj je bio estetski prihvatljive keramičke materijale mehanički unaprijediti kako bi se produžila funkcijska trajnost nadomjeska bez gubitka visoke estetske vrijednosti. Leucitne, litij disilikatne i oksidne keramike nove generacije pokazale su se dostojna zamjena metal-keramičkim nadomjescima, a potpuno keramički nadomjesci podjednake trajnosti kao i oni metal-keramički (93,3% naspram 95,6% petogodišnje stope uspješnosti) (57).

5.2. Keramika napečena na metalnu konstrukciju

Keramiku napečenu na metalnu konstrukciju nazivamo i metal-keramikom. Zbog svojih zadovoljavajućih estetskih i dobrih mehaničkih svojstava uz povoljniju cijenu jedna je od najzastupljenijih tehnologija i materijala za izradu fiksno-protetskih nadomjestaka. Weinstein i Weinstein opisali su i patentirali metal-keramičku krunicu 1962., a od sredine 1960-ih godina i prvih VITA-inih metal-keramičkih krunica rutinski se postavlja kao protetski nadomjestak.

Desetljećima je metal-keramika bila zlatni standard u dentalnoj protetici, a zbog testa vremena i daljnjeg napretka materijala široko je korištena i danas. Razlozi osim onih estetske prirode za napuštanje metal-keramičkih nadomjestaka su malobrojni jer su njena strukturna trajnost i biokompatibilnost usporedivi s potpuno keramičkim sustavima, a rutinska uporaba u praksi i brojna klinička istraživanja pružaju sigurnost u njihovu uporabu i dugogodišnju trajnost.

Metal-keramičke krunice ipak pokazuju određene manjkavosti u odnosu na potpuno keramičke sustave. Estetski im zbog pojačane opaknosti u startu ne mogu parirati, a rubni vratni dio keramičke fasete im je vrlo tanak i metal osnovne konstrukcije može prosijavati kroz nju. Obložna keramika sklonija je pucanju zbog razlike u modulu elastičnosti i odvajanju od metala uslijed razlike u koeficijentu termalne ekspanzije pa su mogući lomovi i trošenja rubnog dijela što se pogoršava ukoliko dođe i do najmanje recesije gingive. Tako i estetski zadovoljavajući rad na predaji može ubrzo postati estetski manjkav ili neprihvatljiv.

Razvojem oksidnih keramika visoke čvrstoće i zadovoljavajuće estetike sve se češće odabiru potpuno keramička rješenja za protetsku rehabilitaciju stražnjeg dijela zubnog niza, dok se za prednji mogu odabrati i estetski superiornija rješenja strukturne trajnosti usporedive s metal-keramičkima i tijekom više godina. Zbog superiornijih svojstava tako potpune keramike polako istiskuju metal-keramiku čija je glavna prednost i dalje povoljnija cijena (57).

Metal-keramički nadomjesci sastoje se od osnovne konstrukcije i na nju napečene keramike. Metalna (osnovna) konstrukcija izrađuje se iz plemenitih ili neplemenitih legura koje se pokrivaju s tri sloja keramike, opaknom (opaker), dentinskom i caklinskom (58).

5.2.1 Plemenite legure za osnovnu konstrukciju

Plemenite legure mogu se podijeliti na visoko plemenite s više od 60% i plemenite s više od 25% sastava plemenitih metala. U izradi metal-keramičkih osnovnih konstrukcija od plemenitih slitina najčešće se koriste zlato-platinske Au-Pt, zlato-paladijeve Au-Pd i zlato-platinsko-paladijeve Au-Pt-Pd legure, a potpuno zlatne ili čiste plemenite se ne koriste zbog prevelike razlike koeficijenta termalne ekspanzije u odnosu na keramiku koji se smanji legiranjem više plemenitih metala zajedno. Paladij i platina izuzetni su tehnički metali, povećavaju modul elastičnosti, čvrstoću i tvrdoću, snižavaju gustoću zlatnim legurama, poboljšavaju dimenzijska svojstva, a pritom neutraliziraju zlatno-žutu boju zlata. Plemenite legure otporne su na tamnjenje i koroziju, istezljive su i vlačna im je čvrstoća do 572 MPa. Visoka im je temperatura tališta od preko 1000 °C pa se za njih koriste keramike s visokom temperaturom napečenja. Savojna čvrstoća im je slaba, < 300 MPa, koeficijent termalne ekspanzije im je vrlo visok ($18 \cdot 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$), a gustoća i posljedično težina protetskog rada vrlo visoka pa se djelomično i zbog tih karakteristika radije odabiru druge legure.

Plemenite legure odlikuju zadovoljavajuća mehanička svojstva zbog svoje duktilnosti i vrlo dobra svojstva biokompatibilnosti zbog svoje inertnosti i postojanosti u agresivnom mediju usne šupljine. Logično je da su zbog svojih dobrih karakteristika bili materijal izbora u izradi osnovnih struktura međutim, zbog visoke (i rastuće) cijene plemenitih metala u kliničkoj praksi su uvedene neplemenite i titanijeve legure, a plemenite se koriste sve rjeđe.

5.2.2 Co-Cr legure za osnovnu konstrukciju

Zbog njihovih zadovoljavajućih mehaničkih svojstava i niske cijene najčešće se za metalne osnovne konstrukcije odabiru legure na bazi kobalt-kroma, Co-Cr legure. Kobalt je strukturni

materijal, povećava tvrdoću, čvrstoću i ljevkost, a krom čini leguru sjajnom, otpornom na oksidaciju, koroziju i promjenu površine zbog stvaranja inertnog pasivnog oksidnog sloja kromovog oksida. Volfram ima najveću temperaturu tališta i najmanji koeficijent toplinske ekspanzije od svih metala, a uz to ima veliku savojnu čvrstoću pa se u većim količinama dodaje u kobalt-kromove legure. Silicij se dodaje u manjim količinama kako bi osigurao precizan odljev u uložnom materijalu i djeluje deoksidirajuće. Nekoć se legurama kobalta i kroma zbog poboljšanja svojstava istezljivosti i žilavosti dodavao nikal u većim količinama, međutim, kao poznati metalni alergen danas se u legurama izbjegava. U nekim kobalt-krom legurama nalazimo i kadmij i berilij u tragovima, međutim, oni su poznati kancerogeni pa se u modernim legurama također izbjegavaju.

Tako su danas najčešće osnovne konstrukcije Co-Cr legura s masenim udjelom $> 60\%$ Co, 28 - 30% Cr, 8 - 10% W, i 1 - 2% Si dok u tragovima nalazimo i mangan, niobij, molibden i dušik. Te legure visoke su temperature tališta i mogu se koristiti za napečenje keramika s visokom temperaturom pečenja i termičkim koeficijentom ekspanzije približno sličnom $14,7 \cdot 10^{-6}/K$. Gustoća im je približno 8 g/cm^3 , a vlačna čvrstoća 850 MPa. Tehnološki su zahtjevnije, teže su za lijevanje i obradu i veći im je modul elastičnosti od plemenitih legura, ali su zato mehanički čvršće i mogu podnijeti znatna mehanička opterećenja bez trajnih deformacija. Jako se dobro vežu za keramike kemijski - stvaranjem oksidnih slojeva prilikom žarenja i mikromehanički preko neravnina na površini metala u koju se usidri keramika.

Co-Cr danas se najčešće obrađuje CAD/CAM sustavom i laserskim sinteriranjem i kao takav se u osnovnim konstrukcijama metal-keramičkih nadomjestaka zbog praktičnosti i niske cijene koristi kao dio svakodnevnog kliničkog protokola. Indiciran je za sve vrste krunica u prednjoj i stražnjoj regiji i mostove do 4 člana. U prednjoj regiji sugeriraju se estetski superiorniji potpuno keramički sustavi ukoliko je to moguće i ukoliko ima smisla s obzirom na osnovu na koju se cementiraju, ali i metal-keramika pokazuje zadovoljavajuća estetska i funkcijska svojstva.

5.2.3 Titanijeve legure za osnovnu konstrukciju

Dentalna keramika napečena na metalnu osnovu kruta je i visoke tlačne čvrstoće, ali zato lako podliježe savojnom opterećenju. Metalna osnova je elastičnija i visoke savojne čvrstoće pa na sebe preuzima dio opterećenja. Kako bi se spriječio savojni lom keramike njezina debljina ne smije prelaziti 2 mm, međutim, potreban je barem 1 mm da se dobije estetski zadovoljavajući

nadomjestak koji maskira sivu boju metala. Dentalne keramike također pokazuju visoku razinu abrazivnosti i teško se poliraju do biološki prihvatljive glatkoće.

Zbog slabije biokompatibilnosti metal-keramički nadomjesci sve se rjeđe koriste u biološki zahtjevnim kliničkim slučajevima. Na metalnu osnovu napečena glinična keramika trebala bi dovoljnom debljinom i dubinom prekriti metal da spriječi njegovo prosijavanje, međutim, tako smještena u periimplantatna tkiva subgingivno negativno utječe na adheziju fibroblasta kojima pogoduje glatka površina poput one višestruko poliranog ZrO_2 pa se ne stvara optimalna zona spojnog epitela i vezivnog pričvrstka što kompromitira dugoročni ishod terapije (59). Uz to, adhezija je bakterija i nakupljanje plaka na glatke površine slabija pa je za meko tkivo optimalno odabrati što glađu površinu suprastruktura, a pokrovnu keramiku držati epigingivno ili blago supragingivno i odmaknuti je od implantata što je s metal-keramikom ponekad nemoguće (60,30).

5.3 Potpuno keramički nadomjesci

Potpuno keramički sustavi sastoje se isključivo od keramike bez metalne osnovne konstrukcije. Po kemijskom sastavu dijelimo ih na silikatne – glinične i staklo-keramike i oksidne – aluminij i cirkonij-oksidne, a mogu biti sastavljene od jednog cjelovitog komada kao monolitni sustav ili od čvrste osnovne konstrukcije, keramičke jezgre, obložene slojem nekom druge keramike u dvodijelnim sustavima. Staklokeramika na bazi litij disilikata i itrijem stabilizirana tetragonalna polikristalinična cirkonij-oksidna keramika najzastupljeniji su materijali za izradu keramičkih protetskih nadomjestaka (61).

5.3.1 Silikatne keramike

Silikatne keramike višefazni su materijali koji se sastoje od kristala uloženi u staklenu matricu, a omjer kristala i staklene matrice određuje njihova mehanička i optička svojstva. Osnovna gradivna jedinica staklenih matrica su trodimenzionalne amorfnе mreže silicijevog dioksida, a u nju mogu biti uloženi razni kristali. Silikatne keramike možemo podijeliti na glinične i staklo-keramike. Glinične keramike osnovnog su sastava kvarcne silikatne osnove i kalijeve ili natrijeve glinične mreže, najmanje su savojne čvrstoće, imaju velik udio staklene matrice s malo kristalne faze i lako propuštaju svjetlost, stoga ih odlikuju izvrsna estetska svojstva. Najčešće se glinične keramike koriste kao obložne keramike na metalnoj ili

keramičkoj osnovnoj konstrukciji, a najzastupljenija od njih je leucitna keramika kalijevog aluminosilikata koja može imati visok ili nizak sadržaj leucita.

Staklokeramike su polikristalinične krutine nastale kontroliranom kristalizacijom i transformacijom silikatnog stakla iz njegovog amornog oblika (62). Razne se kristalne sastavnice dodaju kako bi obogatile staklenu fazu i postigle zadovoljavajuća mehanička svojstva za korištenje u dentalnoj protetici. Za nadomjestke u implantoprotetici najčešće se koristi staklo-keramika čiju kristalnu komponentu čine igličasti kristali litijevog disilikata, ovisno o vrsti materijala čestice su veličine 0,5 – 6 um i čine 60 - 70% ukupnog volumena keramike. Takvu keramiku kraće nazivamo litij-disilikatnom keramikom.

5.3.2 Oksidne keramike

Oksidne keramike su s vrlo malo ili bez staklene faze. Vrlo su stabilne kristalinične tvari sastavljene od jednog ili više komponenti metalnih oksida. Zbog nedostatka staklene faze propuštaju vrlo malo svjetlosti ili su potpuno opakne pa su im estetska svojstva donekle ograničena. Suprotno tome, zbog pravilne kristalne strukture i visokog stupnja čistoće odličnih su mehaničkih svojstava i sposobne su podnijeti žvačne sile čak i u lateralnom funkcijskom segmentu.

U implantoprotetici mogu se koristiti kao osnovna konstrukcija reduciranog morfološkog oblika koja se kasnije oblaže estetskim keramikama u dvokomponentnim potpuno keramičkim sustavima ili kao monolitni nadomjestci punog morfološkog oblika u jednokomponentnim sustavima. Dijelimo ih prema kemijskom sastavu na aluminij-oksidne keramike koje mogu i ne moraju biti infiltrirane staklom i cirkonij-oksidne keramike koja se najčešće koristi u obliku itrijem stabiliziranih tetragonskih cirkonijevih polikristala. Aluminij-oksidnu keramiku zbog boljih svojstava polako su istisnule cirkonij-oksidne pa se sve rjeđe koriste.

5.3.3 Odabir materijala u potpuno keramičkim sustavima

Kao gradivni materijali nadomjestaka u implantoprotetici najčešće se koriste monolitni litij disilikat i monolitni cirkonijev-oksid ukoliko je riječ o jednokomponentnim sustavima. Ukoliko je riječ o dvokomponentnim sustavima, najčešće se radi o cirkonij-oksidnoj osnovnoj konstrukciji koja se oblaže nekom gliničnom keramikom ili se spaja s litijevim disilikatom.

Prednosti monolitnih jednokomponentnih sustava su njihova jednostavnost izrade i mehanička čvrstoća koja za Y-TZP iznosi >1000 Mpa. Konačni nadomjestak izrađuje se u jednom koraku CAD/CAM tehnologijom ili toplinsko tlačnim prešanjem, a njegova mehanička svojstva bolja su od nadomjestaka nastalih slojevanjem obložne keramike na osnovnu konstrukciju ili nadlijevanjem litij-disilikatne keramike na cirkonij-oksidnu konstrukciju reducirane morfologije (63). Estetika im nije ravna silikatnim gliničnim i staklo-keramikama, ali glazurom se postižu zadovoljavajuća optička svojstva posebice u stražnjoj regiji. Zbog značajne krutosti (> 210 Gpa) i tvrdoće (1200 HV) monolitni cirkonij-oksidni sustavi se ne preporučaju nasuprot zdravog zuba u okluziji. Sva sila prenosi se na elastičnije dijelove nadogradnje i implantata što može uzrokovati smanjenje funkcijske trajnosti, a abrazivnim djelovanjem može se tijekom vremena oštetiti tvrdo zubno tkivo. Monolitni cirkonij-oksidni sustavi preporučuju se samo ukoliko im je i antagonist monolitni sustav nošen implantatom.

Monolitni litij-disilikatni potpuno keramički sustavi spadaju pod staklo-keramike visoke savojne čvrstoće 350 – 450 Mpa i čvrstoće loma od $3,3 \text{ MPa/m}^2$. Unatoč prisutnosti staklene faze, volumni udio kristala je velik pa su im i estetska i mehanička svojstva zadovoljavajuća. Mogu se koristiti kao nadomjestci i u prednjem i u stražnjem segmentu za nadoknadu jednog zuba. Nedostaci su joj slabija estetika u odnosu na glinične keramike i lošija biokompatibilnost s mekim tkivima.

Budući da ni jedan keramički materijal sam po sebi ne sadrži idealna svojstva, kombinacijom čvrste osnovne konstrukcije i estetske obložne keramike nastoji se prikriti mane jednokomponentnih sustava. Osnovna konstrukcija najčešće se zbog čvrstoće, ali i superiorne biokompatibilnosti izrađuje iz cirkonijevog dioksida u reduciranoj morfologiji. Na cirkonij-oksidnu osnovu nanosi se obložna keramika postupcima slojevanja. Slojevi rubno moraju biti debljine barem 0,5 mm, bukalno 0,5 - 1,2 mm, a okluzalno 1,5 mm. Da se ne ugrozi strukturalna trajnost nigdje ne smiju biti deblji od 2 mm. Funkcijska trajnost cirkonij-oksidne keramike obložene estetskim slojem kompromitirana je u stražnjoj regiji zubnog luka.

U fazi planiranja implantoprotetske terapije biomehanička procjena ključna je za funkcijsku trajnost terapije i eliminaciju rizika preopterećenja implantatom nošenog nadomjeska (64).

U jednostavnim slučajevima nadoknade jednog zuba pri normalnim žvačnim silama mogu se koristiti i estetski obložni materijali, međutim, adhezija obložne keramike na cirkonij-oksidnu osnovu slabija je od one na metalnu konstrukciju, a uslijed starenja i degradacije materijala i zbog razlike u KTE dvaju materijala može doći do odlamanja dijela obložne keramike što je i najčešća komplikacija dvokomponentnih potpuno keramičkih sustava. Zbog toga se slojevanje

glinične keramike preporučuje samo za prednju estetsku zonu pod slabijim funkcijskim opterećenjem.

Kako bi se izbjegle najčešće komplikacije dvokomponentnih sustava u obliku odlamanja ili odslojavanja krhke obložne keramike, sve se češće koristi metoda sinteriranja estetski privlačne, ali mehanički višestruko čvršće litij-disilikatne keramike na reduciranu cirkonij-oksidnu osnovnu konstrukciju. Tako se uspješno mogu očuvati izvanredna biološka svojstva cirkonijevog oksida u kontaktu s mekim tkivima uz snažnu vezu s litij-disilikatnim obložnim estetskim materijalom koji može podnijeti snažne žvačne sile u stražnjem segmentu.

Nikada prije u razvoju implantoprotetike nismo bili izloženi tolikoj količini informacija koje su nam uvijek i svugdje prisutne. Pristup informacijama lakši je i brži nego ikad, ali sve ih je teže provjeravati i pratiti. Razvojem tehnologije materijala svakoga dana na policama se javljaju novi materijali, a ono što se smatralo suvremenim standardom prije svega nekoliko godina, već danas je zastarjelo.

Velik pritisak na kliničare današnjice osim visokih estetskih i funkcijskih zahtjeva pacijenata pružaju i tržište koje na temelju ponude i potražnje cjenovno diktira svakodnevni klinički rad kao što to neprestanim novim vrstama oglašavanja i formiranja trendova čini marketing.

U tako ubrzanom društvu poznavanje osnova mehaničkih svojstava materijala u najmanju ruku je korisno ako ne i nužno u svakodnevnoj stomatološkoj praksi. Stomatolozi su s metalima, keramikama, polimerima i kompozitima u doticaju svakog radnog dana stoga je od presudne važnosti razumjeti strukturu, funkciju i svojstva materijala koja određuju njegovo ponašanje kao i sila koje na njih mogu fiziološki i nefiziološki djelovati.

Poznavanjem gradivnih materijala u implantoprotetici može se, ovisno o potrebi pacijenta i situaciji, odabrati za njih najbolje rješenje. Praćenje trendova i novih znanstvenih istraživanja neophodno je kako bismo ostali u toku s razvojem implantoprotetike, ali uvijek se prednost mora dati dobro preispitanim kliničkim protokolima temeljenim na dugogodišnjem kliničkom iskustvu i detaljnim analizama znanstvene i stručne literature.

Gradivne materijale u implantoprotetici najjednostavnije je didaktički podijeliti na materijale za izradu implantata koji se sidre u kost, nadogradnji koje povezuju implantat i nadomjestak i u bliskom su međudnosu s mekim tkivima te materijale za izradu protetskih nadomjestaka koji se nalaze izravno izloženi u kompleksnom mediju usne šupljine.

Temeljem trenutno dostupne literature, sustavnih pregleda i meta-analiza te kliničkog iskustva suvremenih kliničara dokazano je kako su materijali na bazi titanija i njegovih slitina te cirkonijevog oksida trenutno jedini materijali koji pokazuju dovoljno dobra biomehanička i svojstva oseintegracije uz zadovoljavajuću biokompatibilnost. Prednost se daje implantatima izrađenima od titanija zbog količine dokaza i dugogodišnje svakodnevne upotrebe u protokolima implantoprotetske nadoknade uz napomenu kako cirkonij-oksidni implantati pokazuju vrlo obećavajuća svojstva kao alternativni izbor u estetski zahtjevnim, a biomehanički povoljnim slučajevima.

Kao materijalu za izradu nadogradnje također se prednost daje titaniju zbog njegove strukturne trajnosti u biomehanički zahtjevnim slučajevima i postojanosti u agresivnim korozivnim uvjetima usne šupljine. S druge strane i cirkonij-oksidne nadogradnje danas se koriste rutinski zbog sve većih zahtjeva estetike, ali i sve boljeg razumijevanja važnosti prilagodbe mekih tkiva

implantatu. Mogućnost poliranja do visokog sjaja, značajno manje nakupljanje plaka, bolja adhezija i proliferacija epitelnih stanica i fibroblasta uz bolje kliničke parametre i smanjen upalni odgovor uz cirkonij-oksidge nadogradnje sve češće navode kliničare na njihovu uporabu čak i kad estetika nije od primarne važnosti.

Pri odabiru protetskog nadomjestka estetika nam igra ključnu ulogu u prednjem segmentu zubnog luka pa se najčešće odabiru visoko estetska potpuno-keramička rješenja poput glinične keramike napečene na cirkonij-oksidge konstrukciju. U stražnjem segmentu funkcija je od presudne važnosti pa se češće koristi metal-keramika kao najbolji omjer cijene i kvalitete ili litij-disilikat sinteriran na cirkonij-oksidge osnovu ili u monobloku za nešto bolju estetiku uz prihvatljivu čvrstoću.

1. Gradivni materijali u implantoprotetici dijele se na materijale za izradu implantata, nadogradnji i nadomjestaka, a svaki od njih nalazi se u specifičnoj sredini; kosti, mekim tkivima i usnoj šupljini.
2. Kao materijal odabira za implantate zlatni standard su titanij i njegove legure jer su materijali koji pokazuju izuzetna svojstva biokompatibilnosti, oseointegracije i strukturne i funkcijske trajnosti. Cirkonij-oksidi može se koristiti kao alternativni materijal u usko indiciranim slučajevima
3. Oseointegracija je ključni parametar za uspješnost implantoprotetske terapije, a znatno ovisi o topografiji površine implantata i biokompatibilnosti materijala.
4. Kao materijal odabira za implantatne nadogradnje dvije su glavne opcije, titanij i njegove slitine i cirkonij-oksidska keramika. Titanijske se odabiru u biomehanički zahtjevnijim slučajevima i stražnjem segmentu dok se cirkonij-oksidskim keramikama prednost daje u estetski i biološki zahtjevnijim slučajevima te u prednjem segmentu zubnog luka.
5. Cirkonij-oksidi pokazuje trenutno najbolja svojstva kompatibilnosti s mekim tkivima, nakupljanje plaka je na njemu manje, a adhezija epitelnih stanica nešto veća nego na titanske nadogradnje, međutim, klinički parametri ne pokazuju statistički značajne razlike između tih dviju skupina materijala.
6. Estetska svojstva cirkonijevog oksida superiornija su od onih titanija što je i glavni razlog mogućeg odabira cirkonij-oksidsnog implantata ili implantatne nadogradnje posebice kod tankih biotipova sluznice.
7. Protetski nadomjesci nošeni implantatom mogu biti metal-keramički i potpuno keramički. Metal-keramički nude najbolji omjer cijene i kvalitete uz nešto slabiju estetiku dok potpuno keramički sustavi nude bolju estetiku uz adekvatna mehanička svojstva.

8. LITERATURA

1. Mehulić K. i suradnici. Dentalni materijali. Zagreb: Medicinska naklada; 2017; 3-4
2. Tehnička enciklopedija. Zagreb: Leksikografski zavod Miroslav Krleža; 1992; 533-43
3. Wulff J, Pearsall G.W, Moffatt W.G. The structure and properties of materials. Volume 1, Structure, John Wiley & Sons, 1964.
4. Potočki K. Legure u stomatologiji. Diplomski rad, Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu, 2018.
5. Mehulić K. Keramički materijali u stomatološkoj protetici. Zagreb: Školska knjiga; 2010.
6. Janović Z. Polimerizacije i polimeri, Hrvatsko društvo kemijskih inženjera i tehnologa, Zagreb, 1997.
7. Al Otaibi N, Naudi K, Conway D, Ayoub A. The current state of PEEK implant osseointegration and future perspectives: a systematic review. *Eur Cell Mater.* 2020 Jul 15;40:1-20.
8. Filetin T, Kovačićek F, Indof J. Svojstva i primjena materijala, FSB, Zagreb, 2007.
9. Marić G. Materijali 2, Kompozitni materijali, Zagreb: FSB, 2012.
10. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2006 Mar 1;11(2):E215-20.
11. Anusavice K, Shen C, Rawls R. Phillips' Science of Dental Materials. 12. izd. St. Louis: Elsevier/Saunders; 2013. p. 504
12. Dunđer M, Kolumbić Z, Strojarski elementi I, Čvrstoća materijala. Rijeka: FFRI; 2012.; p.33
13. Ash, M. M.; Nelson, S. J. Dental anatomy, physiology and occlusion. Philadelphia : Saunders Co., 2003; 79
14. Šabić, H. Biološki utjecaj titanskih i cirkonij-oksidnih implantatnih nadogradnji na meka tkiva. Poslijediplomski specijalistički rad, Zagreb: Stomatološki fakultet Sveučilišta u Zagrebu, 2021.
15. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech.* 1993 Feb;26(2):111-9.
16. Al-Rabab'ah M, Hamadneh W, Alsalem I, Khraisat A, Abu Karaky A. Use of High Performance Polymers as Dental Implant Abutments and Frameworks: A Case Series Report. *J Prosthodont.* 2019 Apr;28(4):365-372.
17. Chacun D, Lafon A, Courtois N, Reveron H, Chevalier J, Margossian P, Alves A, Gritsch K, Grosogeat B. Histologic and histomorphometric evaluation of new zirconia-

- based ceramic dental implants: A preclinical study in dogs. *Dent Mater.* 2021 Sep;37(9):1377-1389.
18. Takano T, Tasaka A, Yoshinari M, Sakurai K. Fatigue strength of Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite with different surfaces. *J Dent Res.* 2012 Aug;91(8):800-4.
 19. Aesteiron Steel LLP [Internet], Maharashtra. 2021. Available from: www.aesteiron.com/titanium.html
 20. Sittig C, Textor M, Spencer ND, Wieland M, Vallotton PH. Surface characterization of implant materials c.p. Ti, Ti-6Al-7Nb and Ti-6Al-4V with different pretreatments. *J Mater Sci Mater Med.* 1999 Jan;10(1):35-46.
 21. Okazaki, Y.; Gotoh, E.; Manabe, T.; Kobayashi, K. Comparison of metal concentrations in rat tibia tissues with various metallic implants. *Biomaterials* 2004, 25, 5913–5920.
 22. Titanium applications in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 2003 Mar;134(3):347-9.
 23. Lewis P, Waddel J. The Role of Ceramic in Total Hip Arthroplasty. In: Bhandari M. et al. *Evidence-Based Orthopedics.* Wiley Blackwell, 2012; 153-63
 24. Bethke A, Pieralli S, Kohal RJ, Burkhardt F, von Stein-Lausnitz M, Vach K, Spies BC. Fracture Resistance of Zirconia Oral Implants In Vitro: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Materials (Basel).* 2020 Jan 24;13(3):562.
 25. Hartman GA, Cochran DL. Initial implant position determines the magnitude of crestal bone remodeling. *J Periodontol.* 2004 Apr;75(4):572-7.
 26. Hanawa T. Zirconia versus titanium in dentistry: A review. *Dent Mater J.* 2020 Jan 31;39(1):24-36.
 27. Bormann KH, Gellrich NC, Kniha H, Schild S, Weingart D, Gahlert M. A prospective clinical study to evaluate the performance of zirconium dioxide dental implants in single-tooth edentulous area: 3-year follow-up. *BMC Oral Health.* 2018 Nov 1;18(1):181.
 28. Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M. Zirconia compared to titanium dental implants in preclinical studies-A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2019 May;30(5):365-395.
 29. Mishra S, Chowdhary R. PEEK materials as an alternative to titanium in dental implants: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019 Feb;21(1):208-222.
 30. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Sep;20 Suppl 4:172-84.

31. Cattini A, Bellucci D, Sola A, Pawłowski L, Cannillo V. Microstructural design of functionally graded coatings composed of suspension plasma sprayed hydroxyapatite and bioactive glass. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2014 Apr;102(3):551-60.
32. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Sep;20 Suppl 4:172-84.
33. Iwata N, Nozaki K, Horiuchi N, Yamashita K, Tsutsumi Y, Miura H, Nagai A. Effects of controlled micro-/nanosurfaces on osteoblast proliferation. *J Biomed Mater Res A*. 2017 Sep;105(9):2589-2596.
34. Bosshardt DD, Chappuis V, Buser D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontol* 2000. 2017 Feb;73(1):22-40.
35. Gross C, Bergfeldt T, Fretwurst T, Rothweiler R, Nelson K, Stricker A. Elemental analysis of commercial zirconia dental implants - Is "metal-free" devoid of metals? *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020 Jul;107:103759.
36. Osman RB, Ma S, Duncan W, De Silva RK, Siddiqi A, Swain MV. Fractured zirconia implants and related implant designs: scanning electron microscopy analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2013 May;24(5):592-7.
37. Oliva X, Oliva J, Oliva JD. Full-mouth oral rehabilitation in a titanium allergy patient using zirconium oxide dental implants and zirconium oxide restorations. A case report from an ongoing clinical study. *Eur J Esthet Dent*. 2010 Summer;5(2):190-203.
38. Vechiato-Filho AJ, Pesqueira AA, De Souza GM, dos Santos DM, Pellizzer EP, Goiato MC. Are Zirconia Implant Abutments Safe and Predictable in Posterior Regions? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Prosthodont*. 2016 May-Jun;29(3):233-44.
39. Grand View Research. Dental Implant Market Size, Share & Trends Analysis Report By Implants Type (Titanium, Zirconium), By Region (North America, Europe, Asia Pacific, Latin America, MEA), And Segment Forecasts, 2021 – 2028. [Internet], San Francisco, 2021. Available from: <https://www.grandviewresearch.com/industry-analysis/dental-implants-market>
40. Bathala L, Majeti V, Rachuri N, Singh N, Gedela S. The Role of Polyether Ether Ketone (Peek) in Dentistry - A Review. *J Med Life*. 2019 Jan-Mar;12(1):5-9.
41. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol*. 1998 Sep;25(9):721-7.

42. Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clin Oral Implants Res.* 2008 Jul;19(7):635-41.
43. Ortorp A, Jemt T, Bäck T, Jälevik T. Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *Int J Prosthodont.* 2003 Mar-Apr;16(2):194-200.
44. Molinero-Mourelle P, Cascos-Sanchez R, Yilmaz B, Lam WYH, Pow EHN, Del Río Highsmith J, Gómez-Polo M. Effect of Fabrication Technique on the Microgap of CAD/CAM Cobalt-Chrome and Zirconia Abutments on a Conical Connection Implant: An In Vitro Study. *Materials (Basel).* 2021 Apr 30;14(9):2348.
45. Hjalmarsson L. On cobalt-chrome frameworks in implant dentistry. *Swed Dent J Suppl.* 2009;(201):3-83. PMID: 20143574.
46. Scheller H, Urgell JP, Kultje C, Klineberg I, Goldberg PV, Stevenson-Moore P, Alonso JM, Schaller M, Corria RM, Engquist B, Toreskog S, Kastenbaum F, Smith CR. A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998 Mar-Apr;13(2):212-8.
47. Grunder U. *Implants in the esthetic zone: A Step-by-Step Treatment Strategy.* Quintessence Publishing Co. 2016; 15-22
48. Kohorst P, Borchers L, Stempel J, Stiesch M, Hassel T, Bach FW, Hübsch C. Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. *Acta Biomater.* 2012 Mar;8(3):1213-20.
49. Kini U., Nandeesh B.N. Physiology of Bone Formation, Remodeling, and Metabolism. In: Fogelman I., Gnanasegaran G., van der Wall H. (eds) *Radionuclide and Hybrid Bone Imaging.* Springer, Berlin, Heidelberg. 2012.
50. Teng FY, Ko CL, Kuo HN, Hu JJ, Lin JH, Lou CW, Hung CC, Wang YL, Cheng CY, Chen WC. A comparison of epithelial cells, fibroblasts, and osteoblasts in dental implant titanium topographies. *Bioinorg Chem Appl.* 2012;2012:687291.
51. Nothdurft FP, Fontana D, Ruppenthal S, May A, Aktas C, Mehraein Y, Lipp P, Kaestner L. Differential Behavior of Fibroblasts and Epithelial Cells on Structured Implant Abutment Materials: A Comparison of Materials and Surface Topographies. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015 Dec;17(6):1237-49.
52. Osman RB, Swain MV. A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium *versus* Zirconia. *Materials (Basel).* 2015 Mar 5;8(3):932-958.
53. Poortiga AT, Bos R, Busscher HJ. Charge transfer during staphylococcal adhesion to TiNOX coatings with different specific resistivity. *Biophys Chem.* 2001; 91:273-9.

54. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *J Periodontol.* 2006; 77:73-80
55. Yubin C, Shanghai Y, Yingyi W, Longjiang L, Chunjie L. Long-term survival and peri-implant health of titanium implants with zirconia abutments: A systematic review and metaanalysis. *J Prosthodont.* 2019; 28:883-92.
56. Van Brakel R, Cune MS, van Winkelhoff AJ, et al. Early bacterial colonization and soft tissue health around zirconia and titanium abutments: An in vivo study in man. *Clin Oral Implants Res.* 2011; 22:571-577.
57. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Jun;18 Suppl 3:73-85.
58. Shillingburg HT, Sather DA, Wilson EL, Cain JR, Mitchell DL, Blanco LJ, Kessler JC. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics.* 4. izd. Michigan: Quintessence Publishing Co; 2012; 447-8
59. Linkevičius T. *Zero bone loss concepts.* Batavia: Quintessence Publishing Co; 2019; 227-81
60. Nothdurft FP, Fontana D, Ruppenthal S, et al. Differential behavior of fibroblasts and epithelial cells on structured implant abutment materials: A comparison of materials and surface topographies. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015; 17:1237-49.
61. Belli R, Petschelt A, Hofner B, Hajtó J, Scherrer SS, Lohbauer U. Fracture Rates and Lifetime Estimations of CAD/CAM All-ceramic Restorations. *J Dent Res.* 2016 Jan;95(1):67-73.
62. Anusavice, K.J. (1993) Recent developments in restorative dental ceramics. *Journal of the American Dental Association* 124: 72–83
63. Martínez-Rus F, Ferreiroa A, Özcan M, Bartolomé JF, Pradies G. Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments: a comparison of monolithic versus manually veneered all-ceramic systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Nov-Dec;27(6):1448-55.
64. Čatić. Krunica nošena implantatom. U: Čatović, Komar, Čatić i sur. *Klinička fiksna protetika - krunice.* Medicinska naklada. Zagreb, 2015. p. 149-155.

Viktor Bajza rođen je 18. rujna 1996. godine u Zagrebu.

Pohađao je Osnovnu školu „Ksaver Šandor Gjalski“ i Glazbeno učilište „Elly Bašić“ u Zagrebu, a 2010. upisao je Opću gimnaziju „Tituš Brezovački“. Godine 2015. započinje studij na Stomatološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu.

Tijekom studija asistirao je u više privatnih ordinacija dentalne medicine i pohađao brojne kongrese i radionice u Hrvatskoj i inozemstvu, a na fakultetu je sudjelovao u radu studentskih sekcija za bazične znanosti i na organizaciji međunarodnog simpozija studenata dentalne medicine kao predavač i voditelj radionice te kao edukator i promotor oralnog zdravlja na više projekata.